

EXPOZIČNÍ PARAMETRY PRO SKIAGRAFICKÝ A SKIASKOPICKÝ MÓD ANGIOGRAFICKÉHO SYSTÉMU

EXPOSURE PARAMETERS OF CINE MODE AND FLUOROSCOPY MODE OF THE ANGIOGRAPHY SYSTEM

původní práce

Lucie Sukupová

Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

Přijato: 15. 3. 2013.

Korespondenční adresa:

Ing. Lucie Sukupová, Ph.D.
Institut klinické a experimentální medicíny
Videňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: lucie.sukupova@ikem.cz

Konflikt zájmů: Autor neuvádí žádný konflikt zájmů.

SOUHRN

Sukupová L. Expoziční parametry pro skiagrafický a skiaskopický mód angiografického systému

Cíl: Cílem studie bylo provést analýzu expozičních parametrů skiagrafického a skiaskopického módu, a porozumět tak fungování expoziční automatiky angiografického systému, který je využíván pro intervenční kardiologické výkony. Dále bylo cílem zhodnotit vliv přídavné filtrace na dávku pacientům.

Metoda: Studie byla provedena pro systém Axiom Artis MP se zesilovačem obrazu. Do analýzy byly zahrnuty expoziční parametry plynoucí z funkce expoziční automatiky pro několik skiagrafických módů používaných pro dospělé pacienty, ale stejně tak pro módy používané v pediatrii. Jednalo se hlavně o analýzu následujících parametrů: napětí rentgenky, proud rentgenky, šířka pulzu a přídavná filtrace.

Výsledky: Hlavní rozdíl mezi expozičními parametry pro SG a SS režim byl zjištěn pro proud rentgenky a šířku pulzu, menší rozdíl pak pro přídavnou filtraci. Pro AEC platí, že s rostoucí tloušťkou fantomu se zvyšuje nejprve proud rentgenky, šířka pulzu a napětí zůstává konstantní. Při dalším zvětšení tloušťky fantomu narůstá proud a šířka pulzu, napětí je udržováno na konstantní hodnotě. Při ještě větší tloušťce fantomu se zvyšuje i použité napětí a současně se zmenšuje přídavná filtrace.

Závěr: Expoziční parametry skiagrafického módu se odlišují od parametrů skiaskopického módu. Skiaskopický mód pracuje s nižším proudem a vyšší filtrací, což znamená snížení dávky na kůži pacientů, ale současně je to spojeno s méně kvalitním obrazem. Použití větší přídavné filtrace není

SUMMARY

Sukupová L. Exposure parameters of cine mode and fluoroscopy mode of the angiography system

Aim: The aim of this work was to analyse exposure parameters of cine mode and fluoroscopy mode and therefore to understand the automatic exposure control of an angiography system used for interventional cardiology procedures. The influence of the additional filtration on dose to patients was assessed.

Methods: The study was performed on the angiography system Axiom Artis MP with an image intensifier. Exposure parameters selected by the automatic exposure control of many cine modes for adult patients as well as for pediatric patients were analysed. Mainly it included tube voltage, tube current, pulse width and additional filtration.

Results: The main difference between cine mode and fluoroscopy mode was in used tube current and pulse width, smaller difference was between additional filtration. With increasing thickness of the phantom, the AEC makes the tube current increase, pulse width and voltage is kept constant. With still increasing phantom width, current and pulse width increase, voltage is kept constant. Then tube current, pulse width and also voltage increase. With voltage increased, the additional filtration is lowered.

Conclusion: The exposure parameters of cine mode were a little bit different from parameters of fluoroscopy mode. Thicker additional filtration significantly lowers the skin dose to patients but cannot be used for obese patients due to excessive X-ray tube loading.

Key words: angiography system, additional filtration, exposure parameters, skin dose.

možné pro obézní pacienty kvůli nadměrnému zatížení rentgenky.

Klíčová slova: angiografický systém, dávka na kůži, expoziční parametry, přídavná filtrace.

ÚVOD

Miniinvasivní výkony prováděné na sálech intervenční kardiologie a radiologie jsou stále komplikovanější a delší. Při některých výkonech může dojít k překročení prahu pro výskyt deterministických účinků na kůži, proto je již několik let soustředěn zájem výrobců angiografických systémů, určených pro intervenční kardiologii i radiologii, na volbu expozičních parametrů. Tyto expoziční parametry by měly být automaticky voleny tak, aby byl získán obraz dostatečné kvality za co nejnižší dávky pacientům. Ve skiografickém režimu (kino mód) je expoziční řízena expoziční automatikou (Automatic Exposure Control, AEC), ve skiaskopickém režimu jsou expoziční parametry řízeny automatikou jasu (Automatic Brightness Control, ABC), někdy označované jako ADRIQ (Automatic Dose Rate and Image Quality Control) (1).

Velmi důležitým parametrem z hlediska vlivu na dávku na kůži pacientů je filtrace svazku. Mimo základní filtraci, ekvivalentní 2,5 mm hliníku (Al) ($Z = 13$) a více, se používá i přídavná filtrace. Jako přídavná filtrace rentgenového svazku se nejčastěji používá měď (Cu) ($Z = 29$), jako je tomu u angiografických systémů od firmy GE a Siemens. Kombinace Cu a Al je použita jako přídavná filtrace u systémů firmy Philips. Někteří výrobci používají přídavnou filtraci z materiálů s vyšším atomovým číslem, zlato (Au) ($Z = 79$) v kombinaci s Al pro své systémy využívá firma Shimadzu a tantal (Ta) ($Z = 73$) firma Toshiba (1).

Hlavní funkcí přídavné filtrace je odfiltrování nízkoenergetických fotonů ze spektra. Tyto nízkoenergetické fotony nepřispívají k tvorbě obrazu, protože jsou pohlceny v pacientovi, ale podstatně zvyšují dávku na kůži pacienta.

Volba přídavné Cu filtrace je prováděna pro angiografické systémy různých výrobců různě. Ve studii (1) autoři uvádějí, že jimi vybrané angiografické systémy používají následující tloušťky přídavné filtrace:

- GE Innova 2100 – 0,1-0,9 mm Cu
- Philips Allura Xper – 0,1 mm Cu + 1,0 mm Al
- Siemens Axiom dFC – 0,2-0,9 mm Cu
- Shimadzu BRANSIST – 0,01 mm Au + 1,0 mm Al

Systémy GE Innova 2100 a Siemens Axiom dFC mění filtraci v závislosti na použitém napětí, které se řídí tloušťkou prozařovaného objemu, zatímco systémy Philips Allura Xper a Shimadzu BRANSIST používají přídavnou filtraci fixní. Použitá přídavná filtrace je uváděna na ovládací konzoli angiografického systému u různých výrobců, pro systémy Siemens (obr. 1), kde jsou uvedeny i další expoziční parametry. Pro systémy dalších výrobců viz zdroj (1).

Cílem tohoto článku je poskytnout přehled o používaných expozičních parametrech ve skiografickém i skiaskopickém režimu, jako je napětí rentgenky, proud rentgenky, šířka pulzu a přídavná filtrace pro jednotlivé módy u jednoho angiografického systému a taktéž poskytnout přehled o dávkách na kůži v závislosti na přídavné filtraci.

METODIKA

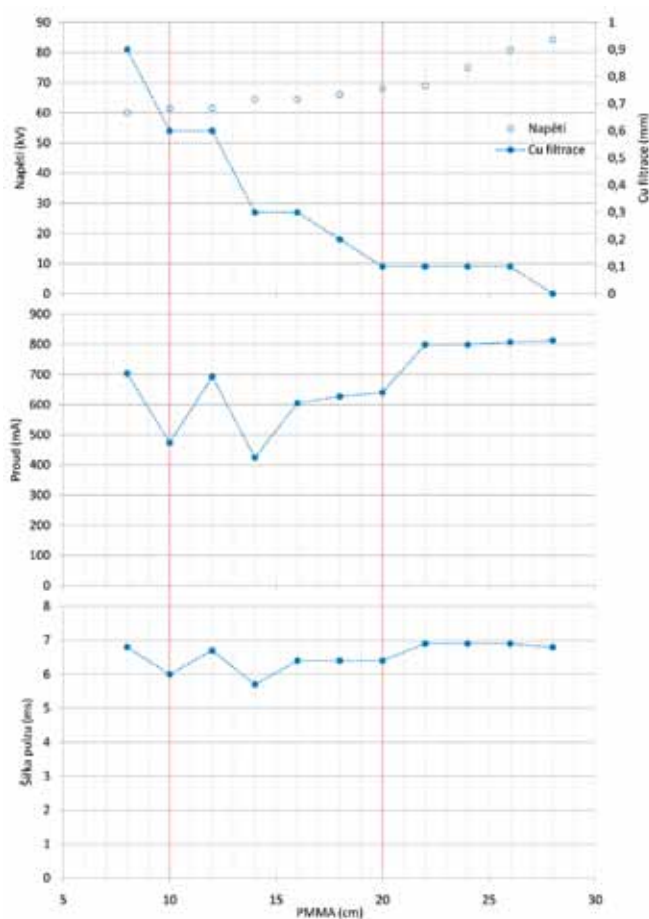
Expoziční parametry byly zjištěny pro angiografický přístroj Axiom Artis MP (Siemens, Erlangen, Německo) používaný na oddělení intervenční kardiologie. Součástí tohoto angiografického systému je zesilovač obrazu.

Expoziční parametry byly zjištěny pro standardně používaný expoziční mód jak v režimu skiografickém (SG), tak i režimu skiaskopickém (SS). Pro všechny používané SG a SS módy nebylo možné manuální nastavení expozičních parametrů, expoziční parametry se měnily pouze podle tloušťky prozařovaného objemu. Ve SG režimu je systém



◀ Obr. 1

Obr. 1. Ukázka výpisu expozičních parametrů pro angiografický systém Siemens
Fig. 1. Demonstration of reporting of exposure parameters for the angiography system Siemens



Graf 1. Napětí, přídavná Cu filtrace, proud a šířka pulzu pro SG režim v závislosti na tloušťce PMMA fantomu

Graph 1. Dependence of voltage, additional Cu filtration, current and pulse width on the thickness of the PMMA phantom for cine mode

řízen AEC, ve SS režimu je řízen ABC. Díky těmto automatikám se mění expoziční parametry v závislosti na tloušťce a hustotě prozařovaného objemu tak, aby byl získán obraz optimální kvality.

Pro zjištění expozičních parametrů pro různé tloušťky pacientů bylo nutné simulovat různé tloušťky pacientů. K tomu byl použit polymethylmetakrylátový (PMMA) fantom o velikosti 30 × 30 cm, jehož tloušťka se měnila s krokem 2 cm v rozsahu 8–28 cm. Expozice byly provedeny ve svislé geometrii (PA projekci) s rentgenkou pod vyšetřovacím stolem, kdy nastavená geometrie byla následující: vzdálenost ohnisko – zesilovač obrazu 110 cm, vzdálenost ohnisko – vstupní rovina PMMA fantomu 60 cm.

Mezi expoziční parametry, které byly zjišťovány pro standardně používané SG a SS módy, patří napětí rentgenky (kV), proud rentgenky (mA) a filtrace (mm Cu). Pro SG módy byla zjištěna navíc šířka pulzu (ms) a snímkovací rychlost (fr/s). Pro SS režim se standardně používá pulzní skiaskopie o rychlosti 15 pulzů/s.

Celkem angiografický systém umožňoval 8 módů v režimu SG (5 módů pro dospělé, 3 módy pediatrické). Pro standardně používaný SG mód „Coro ND“ a SS mód „Fluoro Card“ byly zjištěny všechny expoziční parametry, jak jsou uvedeny výše. Pro další SG módy, které angiografický systém umožňuje, byly zjištěny pouze napětí rentgenky a filtrace pro různé tloušťky PMMA fantomu.

VÝSLEDKY

Zjištěné expoziční parametry pro jednotlivé tloušťky PMMA fantomu pro SG mód „Coro ND“ (ND = normal dose) jsou znázorněny v grafu 1, pro SS mód „Fluoro Card“ jsou znázorněny v grafu 2. Pro SG mód „Coro ND“ je snímkovací rychlost 15 fr/s. V grafu 1 a 2 je pro lepší přehlednost zvýrazněna tloušťka PMMA fantomu 10 cm a 20 cm.

Z grafu 1 a 2 je zřejmé, že s rostoucí tloušťkou PMMA fantomu roste použité napětí a klesá filtrace. Při zvyšování tloušťky PMMA fantomu AEC volí expoziční parametry tak, že se snaží o zachování pokud možno konstantní hodnoty napětí a šířky pulzu a nejprve zvýší proud (viz graf 1 pro 16–18 cm PMMA, pro větší názornost by bylo vhodné provést měření i pro tloušťku PMMA fantomu 17 cm, avšak toto měření bohužel provedeno nebylo). Poté se s rostoucí tloušťkou PMMA fantomu mění i šířka pulzu, postupně se prodlužuje. Není-li stále množství fotonů dostatečné pro získání kvalitního obrazu, dojde ke zvýšení napětí (graf 1 pro 22–26 cm PMMA, kdy proud i šířka pulzu jsou na maximální hodnotě a roste již pouze napětí). Takové chování expoziční automatiky popsali také autoři ve studii (1) pro SS režim.

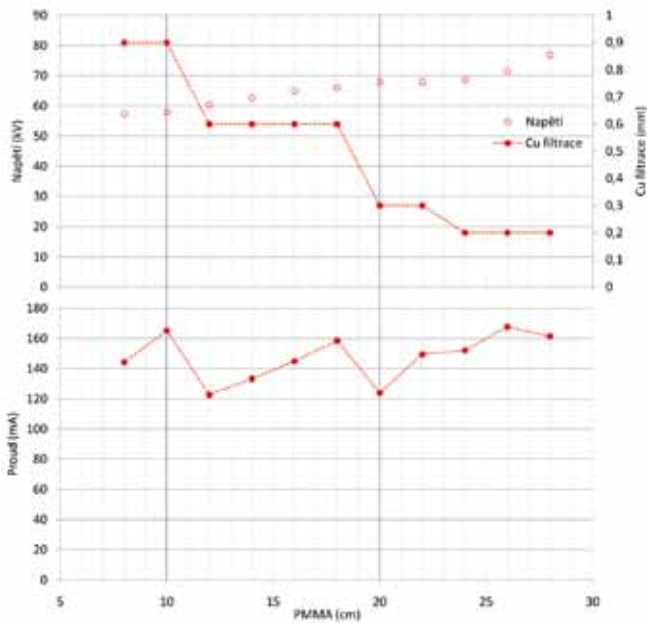
Chování expozičních parametrů je podobné ve SG i SS režimu pouze s tou výjimkou, že používaný proud ve SG režimu je v rozsahu 400–800 mA, zatímco ve SS režimu je používaný proud v rozsahu 120–170 mA.

Pro lepší zdůraznění rozdílu chování systému ve SG a SS režimu je v grafu 3 znázorněno napětí a filtrace pro oba dva režimy. S rostoucí tloušťkou PMMA fantomu narůstá i použité napětí pro SG a SS režim. Pro SG režim je nárůst napětí pro větší tloušťky PMMA fantomu větší, současně filtrace se mění při nižších tloušťkách fantomu ve srovnání se SS režimem. Nulové hodnoty dosahuje přídavná filtrace pro tloušťku PMMA fantomu 28 cm a více, zatímco ve SS režimu je pro daný rozsah tloušťky PMMA fantomu použita filtrace 0,2 mm Cu.

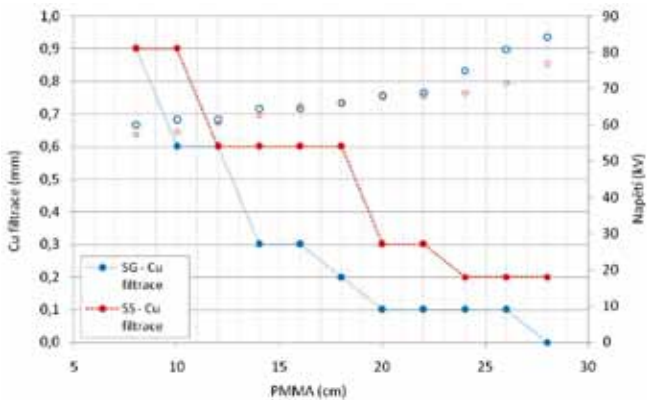
Další SG módy, u kterých byly zjištěny napětí rentgenky a přídavná filtrace, jsou módy „Coro LD“ (LD = low dose, 15 fr/s), „LV 512“ (30 fr/s), „Sub 512“ (15 fr/s) a „Sub 1 024“ (30 fr/s). Mód „LV 512“ se používá pro levostrannou ventrikulografii, proto je snímkovací rychlost 30 fr/s. Módy, jejichž název začíná „Sub“, představují subtrakční módy, kdy je nejprve nasnímána maska (bez kontrastní látky), poté je provedeno zobrazení s kontrastní látkou a oba snímky jsou od sebe odečteny. Napětí a přídavná filtrace pro všechny SG módy mimo mód „LV 512“ a módy pediatrické jsou graficky znázorněny v grafu 4. Hodnoty napětí a filtrace pro mód „LV 512“ jsou shodné jako pro mód „Coro ND“, módy se liší pouze snímkovací frekvencí. Hodnoty přídavné filtrace se pro některé tloušťky PMMA fantomu překrývají.

Mód „Coro ND“ a „Coro LD“ se od sebe liší v použitém napětí i v přídavné filtraci. Použité napětí je pro danou tloušťku PMMA fantomu nižší pro mód „Coro LD“, přičemž použítá přídavná filtrace je vyšší. Snížení dávky je zde tedy dosaženo zvýšením přídavné filtrace. Pro módy „Sub 524“ a „Sub 1 024“ je použito velmi podobné napětí rentgenky, ale módy se liší v použité přídavné filtraci. Pro obraz s lepším prostorovým rozlišením, tedy mód „Sub 1 024“, je pro stejnou tloušťku PMMA fantomu použita menší filtrace než u módu „Sub 512“.

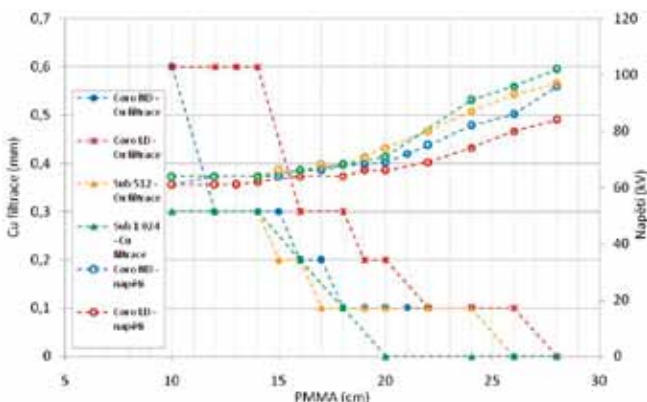
Napětí rentgenky a přídavná filtrace pro pediatrické SG módy „Regular“, „Stop“ a „Card Sub“ jsou graficky znázorně-



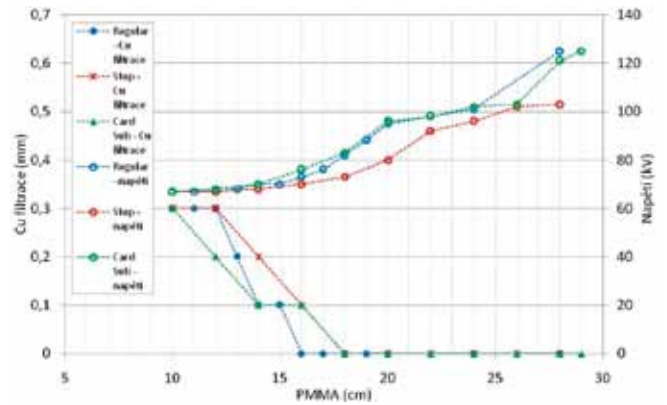
Graf 2. Napětí, přídavná Cu filtrace, proud a šířka pulzu pro SS režim v závislosti na tloušťce PMMA fantomu
Graph 2. Dependence of voltage, additional Cu filtration, current and pulse width on the thickness of the PMMA phantom for fluoroscopy mode



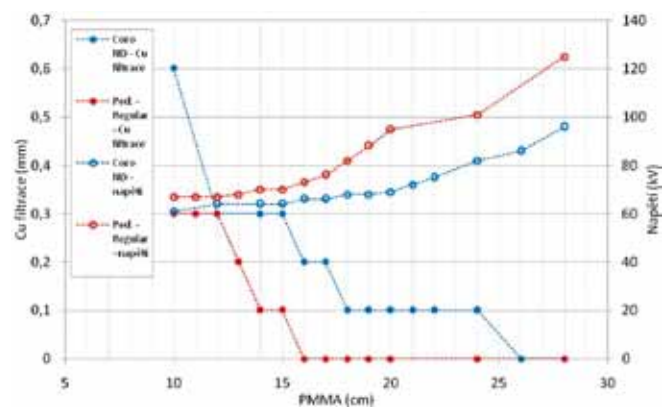
Graf 3. Přehled napětí a přídavné filtrace pro SG a SS režim
Graph 3. Voltage and additional filtration for cine mode and fluoroscopy mode



Graf 4. Přehled napětí a přídavné filtrace pro další SG módy
Graph 4. Voltage and additional filtration for other cine modes



Graf 5. Přehled napětí a přídavné filtrace pro pediatrické SG módy
Graph 5. Voltage and additional filtration for pediatric cine modes



Graf 6. Porovnání napětí a přídavné filtrace pro SG mód pro dospělé a pediatrický mód
Graph 6. Comparison of voltage and additional filtration for cine modes used for adult patients and for pediatric patients

ny v grafu 5. U všech pediatrických módů je použita snímkovací rychlost 30 fr/s, což je ve shodě s doporučením Mezinárodní atomové agentury (2), která doporučuje použití snímkovací rychlosti 25–30 fr/s kvůli vyšší srdeční frekvenci u dětí. Mód „Stop“ používá nižší napětí (čímž zlepšuje kontrast obrazu), a vyšší přídavnou filtraci (čímž snižuje dávku na kůži) ve srovnání se zbývajícími dvěma módy.

Módy pro dospělé a pediatrické módy se od sebe liší v použitém napětí, ale i přídavné filtraci. Grafické znázornění napětí a přídavné filtrace pro mód „Coro ND“ a pediatrický mód „Regular“ je v grafu 6.

Z grafu 6 vyplývá, že pro dané tloušťky PMMA fantomu jsou expoziční automaticky zvoleny jiné napětí a přídavné filtrace pro mód pro dospělé a pro pediatrický mód. Pro stejné tloušťky PMMA fantomu je pro pediatrický mód zvoleno vyšší napětí a nižší přídavná filtrace.

Přehled dávek, resp. vstupní povrchové kermy K_c měřené na PMMA fantomu planparalelní ionizační komorou s dozimetrickým systémem Radcal 9010, je uveden v tabulce 1. Hodnoty K_c se liší v závislosti na tloušťce PMMA fantomu, na vzdálenosti ohnisko-zesilovač obrazu (SID) a taktéž na velikosti zesilovače.

Tab. 1. Přehled expozičních parametrů a vstupní povrchové kermy pro různé geometrie měření

Table 1. Summary of exposure parameters and entrance surface air kerma K_e for the geometry of different measurements

Tloušťka PMMA fantomu (cm)	SID (cm)	Velikost detektoru (cm)	Expoziční parametry				K_e (mGy) na 1s SG expozici (15 fr/s)
			napětí (kV)	proud (mA)	Cu filtrace (mm)	šířka pulzu (ms)	
10	88	23	61	478	0,6	6,0	0,16
10	98	23	61	570	0,6	6,3	0,21
10	108	23	61	674	0,6	6,7	0,26
10	118	23	61	789	0,6	7,0	0,32
28	88	23	90	820	0,0	6,9	13,5
28	98	23	96	801	0,0	7,0	15,0
28	108	23	99	770	0,0	8,9	26,7
28	118	23	102	751	0,0	8,9	15,1
10	88	17	61	753	0,6	6,9	0,3
10	98	17	64	382	0,3	5,7	0,4
10	108	17	64	456	0,3	5,9	0,8
10	118	17	64	523	0,3	6,2	0,9
28	88	17	99	772	0,0	8,9	18,2
28	98	17	100	762	0,0	8,9	25,9
28	108	17	100	765	0,0	8,9	26,1
28	118	17	106	719	0,0	8,9	18,2
10	88	13	64	520	0,3	6,2	0,6
10	98	13	64	611	0,3	6,4	0,9
10	108	13	64	726	0,3	6,9	1,0
10	118	13	66	606	0,2	6,4	1,1
28	88	13	101	756	0,0	8,9	20,4
28	98	13	115	664	0,0	8,9	23,9
28	108	13	119	728	0,0	10,4	37,3
28	118	13	125	613	0,0	10,4	28,1

DISKUSE

Nejvýraznější rozdíl v expozičních parametrech pro standardně používaný SG a SS režim je v přidavné filtraci a použitím proudu. Pro SS režim se používá vyšší přidavná filtrace, než je použita pro danou tloušťku PMMA fantomu ve SG režimu, ačkoliv je napětí srovnatelné. Použitý proud rentgenky se ve SS režimu pohybuje v rozmezí 120–170 mA, ve SG režimu se pohybuje mezi 400–800 mA. Při SS tedy zesilovač obrazu požaduje menší množství fotonů dopadajících na receptor obrazu.

Rozdíl ve SS a SG režimu je taktéž v šířce pulzu, pro SG se šířka pulzu pohybuje v rozmezí 5,5–10,4 ms, pro SS je maximální šířka pulzu až 16 ms (1). Kratší šířka pulzu pro SG režim se používá z toho důvodu, že by mohlo dojít k velkému zatížení rentgenky, právě kvůli vysokým hodnotám proudu použitého pro SG. Délka pulzu ve SS režimu nabývá maximálně šířky 16 ms (1). Při vyšších hodnotách dochází ke ztrátě časového rozlišení.

Další zkoumané SG módy se liší v kombinaci napětí a přidavné filtrace, ale rozdíly jsou pouze velmi malé.

Základní rozdíl mezi pediatrickými SG módy a SG módy určenými pro dospělé pacienty je ve snímkovací rychlosti, kdy pro pediatrické módy se vždy používá snímkovací rychlost 25–30 fr/s, zatímco pro dospělé pacienty je standardní

snímkovací rychlost 15 fr/s. Při některých výkonech, např. ventrikulografii, se používá taktéž rychlost 30 fr/s.

Primárně se přidavná filtrace rentgenového svazku používá k odstranění nízkoenergetických fotonů ze spektra, a tedy ke snížení dávky na kůži. S použitím filtrace je spojen i další fakt, a to že použitím přidavné filtrace se mění poměr vstupní/výstupní dávka, jak uvádí studie (3). Bez použití filtrace je poměr vstupní/výstupní dávka pro napětí 70 kV přibližně 190, s rostoucím napětím tento poměr plynule klesá na hodnotu přibližně 90. Poměr vstupní/výstupní dávka pro napětí 70 kV a filtraci 0,18 mm Cu je roven cca 110, pro stejné napětí a filtraci 0,35 mm Cu je poměr roven cca 80. Tento poměr dále klesá s rostoucím napětím. S rostoucí filtrací se tedy snižuje poměr vstupní/výstupní dávka, což znamená, že se snižuje dávka pacientovi, kterou při celém výkonu obdrží.

Přidavná filtrace je volena v souladu se zatížením ohniska a někdy také v souladu s výkonem generátoru (u méně výkonných generátorů). Je-li prozařovaný objem příliš mohutný, jako je tomu v případě obézních pacientů, pak s použitím větší filtrace není množství fotonů generovaných rentgenkou a dopadajících na zesilovač obrazu po průchodu velkým objemem dostatečný, ale kvůli zatížení ohniska nelze zvýšit proud. Proto je filtrace snížena. Je-li pro příliš velký prozařovaný objem zvo-

len mód, který používá vysokou filtraci, je tato filtrace snížena současně se zvýšením napětí. Pro velké prozařované objemy je použité napětí a filtrace pro všechny módy velmi podobná, použitá přídavná filtrace je v těchto případech rovna 0,0 mm Cu (ale může to záležet i na nastavení systému technikem). Toto zjištění však nevyplývá z měření na PMMA fantomu, ale z protokolů s expozičními parametry pro pacienty s vyšší hmotností. Pro maximální šířku PMMA fantomu (28 cm) nebylo možné dosáhnout takových expozičních parametrů, jaké se používají pro obéznější pacienty. Obézní pacienti tedy zeslabují rentgenový svazek více než 28 cm PMMA.

Pro konkrétní hodnoty dávky na kůži pacientů platí, přesněji vstupní povrchové kermu K_c (za předpokladu splnění elektronové rovnováhy, která je zde považována za splněnou, je rozdíl mezi dávkou na kůži a vstupní povrchovou kermou přibližně 10 % (4), přičemž dávka na kůži je vyšší), že pro PMMA fantom o tloušťce 10 cm (61 kV, 0,6 mm Cu) je K_c přibližně o dva řády nižší než v případě fantomu o tloušťce 28 cm (90–102 kV, 0,0 mm Cu).

Co se týká dávky na kůži pacientů obecně, tak pro tuto veličinu platí, že roste s rostoucí tloušťkou fantomu, roste se zmenšujícím se průměrem zesilovače obrazu jinak řečeno roste s použitím zoomu a taktéž roste se zvětšující se vzdáleností ohnisko-zesilovač obrazu.

Z tabulky 1 je zřejmé, že v některých případech došlo s rostoucí vzdáleností SID k poklesu hodnoty K_c . Např. 9. řádek tabulky 1 – PMMA 28 cm, SID 108 cm, vel. det. 23 cm, kdy byla hodnota $K_c = 26,7$ mGy, zatímco v 10. řádku je hodnota $K_c = 15,1$ mGy. Zde došlo k poklesu z toho důvodu, že pro větší SID zvýšení proudu ani větší šířka pulzu nebyly dostatečné k získání kvalitního obrazu, proto došlo ke zvýšení napětí, čímž mohl být i lehce snížen proud. Fotony generované při vyšší hodnotě napětí jsou pronikavější, proto není potřeba mít tolik fotonů, a tedy takový proud.

Filtrací svazku obecně dochází ke zvýšení efektivní energie spektra, zmenšuje se zastoupení fotoefektu, naopak roste zastoupení Comptonova rozptylu, čímž se zhoršuje kontrast obrazu. Proto by s použitím vyšší filtrace mělo být sníženo napětí rentgenky (1), čímž by měl být kontrast obrazu vylepšen. Funkce snížení napětí při použití vyšší přídavné filtrace však nebyla při analýze tohoto systému zjištěna.

ZÁVĚR

SG a SS režim se odlišuje pouze v některých použitých expozičních parametrech. Konkrétně se jedná o proud rentgenky, přídavnou filtraci a délka pulzu. SG a SS režim se od sebe však téměř neliší v použitém napětí.

V dnešní době platí, že rozeznání SG a SS režimu mezi sebou je u moderních angiografických systémů téměř nemožné, protože oba dva tyto režimy používají krátké pulzy s předem určenou frekvencí. Rozdíl mezi oběma módy je v dávce, která dopadá na detektor. Avšak to z pohledu lékaře není rozeznatelné (1).

Při SG režimu se snímkovácí rychlostí (frekvencí) 15 fr/s je dávka, kterou pacient obdrží za 1 sekundu, až o jeden řád vyšší ve srovnání s dávkou, kterou pacient obdrží za 1 sekundu při SS s frekvencí 15 pulzů/s. Je to z důvodu vyššího proudu, který je při SG používán (4).

Použitím přídavné Cu filtrace lze výrazně snížit dávku na kůži pacientů, ale současně se tím zvyšují nároky na zatížení rentgenky. Proto nelze dostatečně velkou přídavnou filtraci použít u všech pacientů.

Tato práce se zabývala expozičními parametry pouze pro jeden zesilovač obrazu. Expoziční automatika a automatické řízení jasu platí ve velmi podobné formě i u flat panel detektorů.

LITERATURA

1. 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, 2012.
2. International Atomic Energy Agency. Radiation protection in paediatric interventional cardiology. Lecture 10. Výukové materiály IAEA pro intervenční kardiologii.
3. Nicholson R, Tuffee F, Uthappa MC. Skin sparing in interventional radiology: The effect of copper filtration. Br J Radiol 2000; 73: 36–42.
4. Súkupová L. Radiační zátěž pacientů v intervenční kardiologii. Dizertační práce. Praha: ČVUT, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská 2012.