

OPTIMALIZACE RADIAČNÍ ZÁTĚŽE A PŘÍZPŮSOBENÍ RADIOLOGICKÝCH PŘÍSTROJŮ PRO VYŠETŘENÍ DĚTÍ

RADIATION PROTECTION OPTIMIZATION AND RADIOLOGICAL EQUIPMENT ADAPTATION FOR CHILDREN EXAMINATION

přehledový článek

Kateřina Daníčková¹
Daša Chmelová²
Miloslav Roček¹

¹Klinika zobrazovacích metod
FN Motol, Praha

²PTÚ FN Motol, Praha

Přijato: 9. 9. 2014.

Korespondenční adresa:

Ing. Kateřina Daníčková
Klinika zobrazovacích metod
FN Motol
V Úvalu 84, 150 00 Praha 5
e-mail:
katerina.danickova@fnmotol.cz

Konflikt zájmů: žádný.

SOUHRN

Daníčková K, Chmelová D, Roček M. Optimalizace radiační zátěže a přizpůsobení radiologických přístrojů pro vyšetření dětí

Optimalizace radiační ochrany byla vždy prioritou, zejména v pediatrii. Vzhledem ke stále rostoucímu počtu vyšetření je nutné se zaměřit na základní principy radiační ochrany – zdůvodnění a optimalizaci. Užitečným nástrojem optimalizace je stanovení místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ). Další klíčovou roli v optimalizaci hraje nastavení a přizpůsobení radiologických přístrojů dětskému pacientovi. I když je každá modalita specifická, lze dodržet několik obecných pravidel. Zásadní je úprava expozičního nastavení, orgánové automatiky, případně použití manuálního režimu. U CT dávku významně ovlivňuje volba správného vyšetřovacího protokolu specifického podle věku, váhy nebo diagnózy. Optimalizace v radiační ochraně představuje komplex vzájemně na sebe navazujících kroků. I v pediatrii optimalizace neznámá, že dávka musí být minimální za každou cenu. Optimalizace znamená, že dávka musí být minimální pro získání kvalitní diagnostické informace.

Klíčová slova: optimalizace, pediatrie, referenční úrovně, expoziční nastavení.

SUMMARY

Daníčková K, Chmelová D, Roček M. Radiation protection optimization and radiological equipment adaptation for children examination

Optimization of radiation protection has always been a priority, especially in pediatrics. Due to the growing number of examinations it is necessary to focus on the basic principles of radiation protection – justification and optimization. A useful tool for optimization is establishing local diagnostic reference levels (DRL). Another key role is the setting and adjustment of the radiological device used for children. Although each modality is specific, some general rules exist. The adjustment of exposure settings, automatic exposure control, or using the manual mode. In CT, the dose is significantly affected by the choice of the right examination protocol according to patient age, body mass or diagnosis. Optimization of radiation protection is a complex of many interconnected steps. Optimization, also in pediatrics does not mean that the dose must be at minimum at all costs. Optimization means that the dose must be minimal for getting high-quality diagnostic information.

Key words: optimization, pediatrics, reference levels, exposure settings.

ÚVOD

Při všech typech vyšetření hraje radiační ochrana pacienta zásadní a neopominutelnou roli. To v pediatrii platí dvojnásob. Dle dat zveřejněných IAEA (Mezinárodní atomová agentura ve Vídni) jsou děti až desetkrát citlivější k ionizujícímu záření než dospělý jedinec (graf 1).

Vyšší citlivost k ionizujícímu záření je dána především tím, že děti mají více nedospělých, stále se vyvíjejících buněk. Druhým faktorem je, že v oblasti nízkých dávek, a tedy stochastických účinků mají děti před sebou delší očekávanou dobu života, a tím i vyšší pravděpodobnost dožití se pozdních účinků ionizujícího záření (indukce fatálního tumoru). Problémem jsou i opakovaná vyšetření pomocí ionizujícího záření, kdy se pravděpodobnosti poškození z jednotlivých vyšetření sčítají bez ohledu na to, jaká doba mezi nimi uplynula. Na druhou stranu je ale nutné si uvědomit, že individuální rizika spojená se standardními radiologickými vyšetřeními jsou velmi malá, a nízký je tudíž i jejich součet.

Celosvětově počet vyšetření pomocí ionizujícího záření roste, hlavně díky počítačové tomografii. V USA mezi lety 1991–1995 připadalo 330 CT vyšetření/1000 obyvatel, v roce 2000 to bylo již 360 vyšetření/1000 obyvatel (1). Podle posledních statistických šetření připadá v Evropě jedno radiologické vyšetření na jednoho Evropana za rok (2). Vzhledem ke stále rostoucímu počtu vyšetření je nutné se zaměřit na základní principy radiační ochrany – zdůvodnění a optimalizaci.

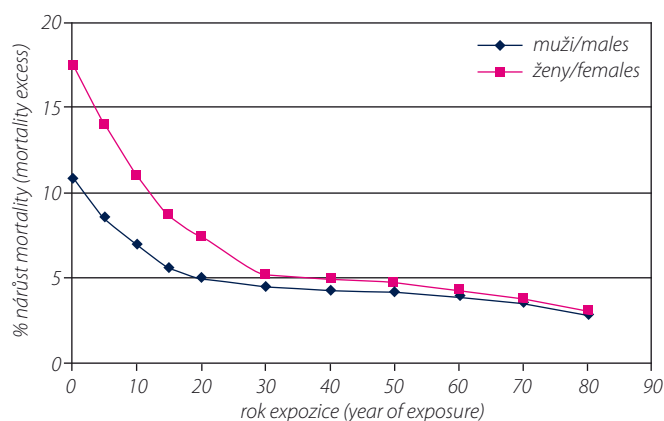
ZDŮVODNĚNÍ LÉKAŘSKÉHO OZÁŘENÍ

Pokud k aplikaci ionizujícího záření neexistuje žádná alternativa, tedy jinou metodou nelze dospět ke srovnatelnému výsledku, považuje se jeho použití za zdůvodněné. Současně je ovšem vědomě přijato možné riziko spojené s ozáření. Indikující lékař by měl vždy před rentgenovým vyšetřením zvážit možnosti využití jiné zobrazovací metody (např. ultrazvuku nebo magnetické rezonance), která by umožnila získání požadované informace nezbytné pro další léčbu. V zájmu zlepšení radiační ochrany pacienta je vhodné při schvalování žádanek k lékařskému ozáření využít všechny dostupné dokumenty jako Indikační kritéria pro zobrazovací metody (Věstník MZČR), různě zveřejněná mezinárodní doporučení (guidelines založené na evidence based medicine) nebo Místní radiologické standardy. Před provedením samotného vyšetření pak také přihlídnout k pacientově historii již absolvovaných vyšetření a ke všem dostupným informacím, jak od indikujícího lékaře, samotného pacienta nebo jeho rodiny.

Tímto procesem bude zaručeno, že vyšetření bude provedeno pouze v případě skutečného přínosu a potřeby. Pro lékařské ozáření pacienta nejsou stanoveny limity. Míra ozáření je pouze optimalizována, neboť záleží na typu vyšetření, které je třeba provést, a proto není možné limity jednotně nastavit.

OPTIMALIZACE

Klíčovou roli v optimalizaci hraje nastavení a přizpůsobení radiologických přístrojů dětskému pacientovi. I když je každá modalita specifická, lze dodržet několik obecných pravidel.



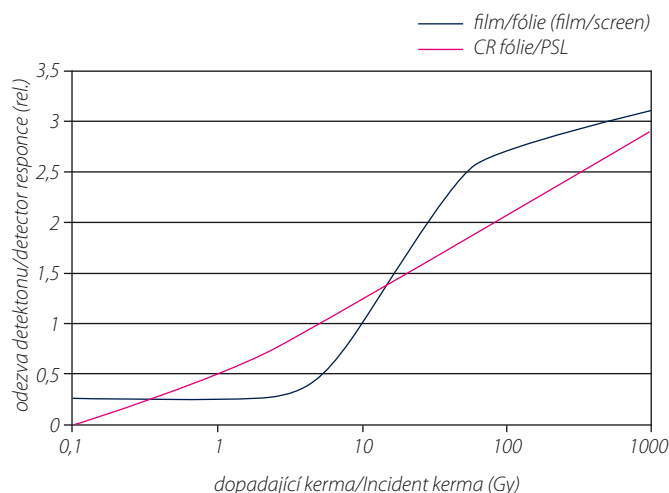
Graf 1. Procentuální nárůst počtu úmrtí na 1 Sv nad přirozenou míru v závislosti na věku, ve kterém byl pacient ozářen (1)
Graph 1. Mortality excess per sievert depending on the age at which the patient was irradiated (1)

Zásadní je úprava expozičního nastavení, orgánové automatiky, případně použití manuálního režimu.

SKIAGRAFIE

Ve velkém procentu případů je dnes klasická filmová skiografie nahrazena modernějšími digitálními systémy často ve snaze snížit dávku a dosáhnout lepší kvality obrazu. Pokud ale technologie CR nebo DR není používána správně, může snadno docházet ke zbytečným nadexpozičním. Na první pohled nemají digitální radiogramy jasný indikátor správné expozice. Film byl buď moc světlý, nebo moc černý. Digitální systémy mají oproti filmu vyšší dynamický rozsah (graf 2) a snesou až 10 000krát vyšší expozici, než je třeba pro získání optimálního snímku, aniž by uživatel pojal jakékoliv podezření.

Pro optimálně hodnotitelný snímek bylo u filmu nutné se expozičně trefit do lineární části odezvy, u digitálního dektoru je snímek hodnotitelný prakticky při jakékoliv dopadající kermě. Pouze u výrazných podexpozičních je silně zastoupen šum (obr. 1).



Graf 2. Závislost odezvy detektoru na dopadající kermě (1)
Graph 2. Dependence of the detector response to the incident kerma (1)



▲ Obr. 1

Obr. 1. Snímek C páteře na digitálním detektoru při 414 μGy (1). Pro optimální snímek je dostačujících 2,5 μGy (1).

Fig. 1. Cervical spine radiograph made with digital detector at 414 μGy (1). For optimal image incident kerma of 2.5 μGy is sufficient (1).

K zamezení případů zbytečné nad – nebo podexpozice je nutné důkladné proškolení koncového uživatele digitálního zobrazovacího systému od jeho výrobce a poskytnutí informace jak poznat optimálně exponovaný snímek. Nejčastěji je tato informace udávána jako expoziční index nebo senzitivita s optimálním rozsahem pro jednotlivé orgány. Pro CR systémy je platná norma IEC 62494-1:2008.

Volbou optimální expozicí ještě není radiační ochrana pacienta plně optimalizována. Zde je zásadní úloha radiologického asistenta a použití primárních clon. Při použití digitálního receptoru s možností elektronického clonění se často informace o velikosti původního pole ztrácí a pacientovi jsou exponovány i neindikované orgány (obr. 2).

Pro vyšetření dětí je z hlediska dávky velmi významné použití expoziční automatiky a protirozptylové mřížky. Standardní skiagrafické systémy vybavené třemi komorami expoziční automatiky vyhovují svou velikostí a rozmístěním dospělmu pacientovi. Dítě však může být tak malé, že vyšetřovaný orgán jednotlivé komory nepřekryje a při použití AEC by nebylo snadné získat kvalitní snímek. Proto je u menších dětí doporučeno pracovat pouze v manuálním režimu (1).

Protirozptylovou mřížku není nutné používat, pokud pracujeme s napětím do 70 kV a tloušťkou zobrazovaného objektu do 10 cm. Dětské pacienty často splňují tuto podmínku, proto IAEA doporučuje mřížku v případě pediatrické radiologie nepoužívat. V případě použití nedojde k významnému zlepšení kvality obrazu, pouze dojde ke zvýšení dávky 3–5krát (obr. 3).

SKIASKOPIE A INTERVENČNÍ METODY

Intervenční metody jsou spojeny s vyšší radiační zátěží, přesto je jejich přínos pro pacienta neoddiskutovatelný. Při náročnějších intervenčních výkonech, hlavně v kardiologii, mohou nastat i deterministická poškození (obr. 4).

Pro minimalizaci dávky u dětského pacienta platí stejná pravidla jako u dospělého. Základními pravidly jsou: umístění pacienta co nejbližše detektoru obrazu, zároveň co nejdále od rentgenky, lokalizace oblastí zájmu za již spuštěné skiaskopie, použití co nejnižšího možného módu skiaskopie, omezení počtu sérií či používání digitální zoomu než elektronického zvětšení.

U dětí je tu navíc možnost odstranit protirozptylovou mřížku, která zde stejně jako u skiagrafie nevylepší příliš



▲ Obr. 2A

▲ Obr. 2B

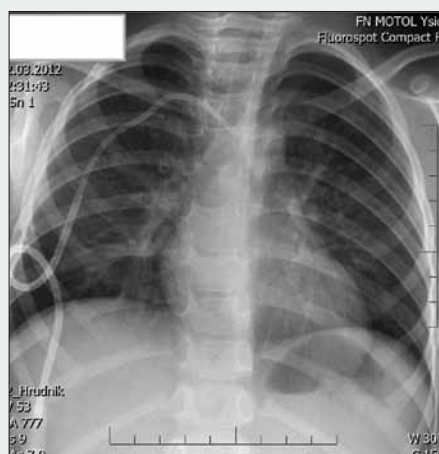
▲ Obr. 2C

Obr. 2. Skiagrafické snímky indikované jako srdce + plíce. A – vycloněný na oblast zájmu/filmový detektor; B – necloněný snímek/filmový detektor; C – snímek B digitálně zpracován

Fig. 2. Radiographs indicated as heart + lungs. A – properly collimated image/film detector; B – poorly collimated image/film detector; C – image B digitally processed



▲ Obr. 3A



▲ Obr. 3B



▲ Obr. 4

Obr. 3. **Demonstrace vlivu mřížky na dávku a kvalitu obrazu při nízkých kV.** První snímek (A) proveden s mřížkou, druhý bez použití mřížky (B). Jednalo se o stejného pacienta.

Fig. 3. **The effect of the anti scatter grid usage at low kV – influence on dose and image quality.** The first image (A) taken using the grid, the second (B) without the grid on the same patient.

Obr. 4. **Paže 7letého pacienta poškozená při ablaci (1)**

Fig. 4. **Arm of a 7-year-old patient injured during ablation (1)**



▲ Obr. 5

Obr. 5. **Vyjímatelná protirozptylová mřížka u angiografického zařízení (1).** Od roku 2018 budou muset mít skiaskopické přístroje určené pro pediatrická vyšetření povinně uživatelsky jednoduše vyjímatelnou mřížku.

Fig. 5. **Removable antiscatter grid on angiographic equipment (1).** Since 2018 it will be mandatory for all X-ray equipment intended for pediatric examinations to have easily removable grid.

kvalitu obrazu, ale přispívá pouze ke zvýšení dávky (obr. 5). Obdobně je to i s použitím expoziční automatiky, kdy v pediatrii je lepších výsledků dosaženo při použití manuálního modu. Radiologické přístroje pro pediatrii jsou často softwarově vybaveny přímo přednastavenými pediatrickými proto-

koly zahrnujícími vhodnou volbu velikosti ohniska, filtrace i expoziční automatiky.

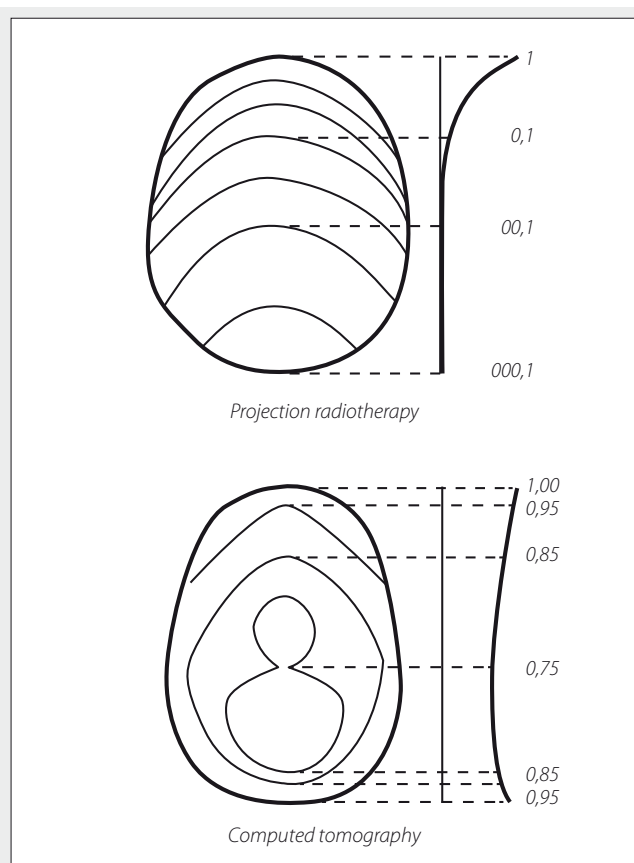
POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE (CT)

U CT dávku významně ovlivňuje volba správného vyšetřovacího protokolu. Ten v sobě zahrnuje i volby parametrů významných pro dávku pacienta – napětí na rentgence, proud, čas, pitch faktor i celkovou kolimaci. Obvyklá kategorizace CT protokolů je dle hmotnosti a diagnózy.

Při použití nižších kV v pediatrických protokolech dojde paradoxně oproti skiografii k významnému snížení radiační zátěže a díky rozdílnému rozložení dávky v těle pacienta. Menší objemy pacienta v pediatrii není třeba tolik proexpo- novovat, při snížení napětí na 100kV nebo 80kV se nejen sníží radiační zátěž, ale navíc dojde ke zvýšení kontrastu v obraze (obr. 6).

K dalšímu snížení dávky pacienta může pomoci i pouhá změna orientace topogramu z AP na PA, použití expoziční automatiky a modulace proudu. Také pro různé diagnostické otázky není nutné mít stejně kvalitní obraz s vysokým poměrem signál – šum. Snížením mAs, bude obraz sice více zašumě- ný, ale pro některé diagnózy stále hodnotitelný (3) (obr. 7).

Ke snížení radiační zátěže dále přispívá i použití iterativ- ních rekonstrukčních technik, které vedou k potlačení šumu, a lze tedy vyšetřovat při nižších hodnotách Kermového inde- xu výpočetní tomografie (CTDI). Indikovaná hodnota CTDI není dávkou pacienta. Při stejné hodnotě CTDI obdrží menší objekt vyšší dávku (obr. 8). Starší modely CT uvádějí hodnotu CTDI pro vyšetření hlavy na 16cm fantomu a pro vyšetření trupu na 32 cm fantomu i u dětských vyšetřovacích protokolů, což vede k až 50 % podhodnocení dávky, kterou pacient sku-

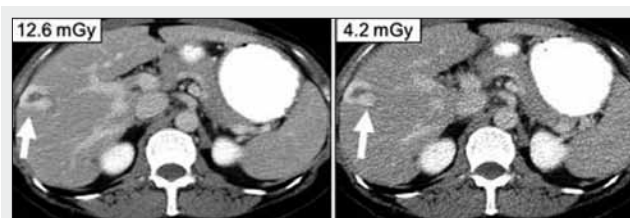


▲ Obr. 6

Obr. 6. Rozložení dávky v těle pacienta při klasické projekční skiografii a CT (1)

Fig. 6. Dose distribution in the patient body for projection radiography and CT examination (1)

tečně obdržel. Nově se snaží výrobci CT přístrojů v dávkovém reportu udávat i velikost fantomu, pro který je hodnota CTDI a DLP indikována.



▲ Obr. 7

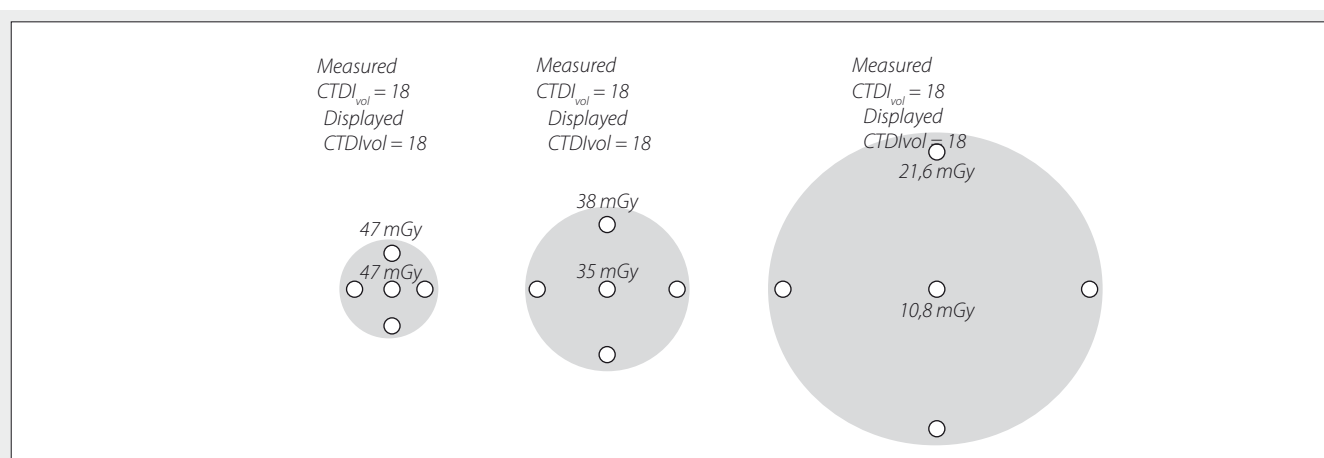
Obr. 7. Trojnásobný dávkový rozdíl a stejná diagnostická informace (1)

Fig. 7. The same diagnostic information and triple dose difference (1)

I u CT se mohou vyskytnout deterministické účinky ionizujícího záření. Při vyšetření mozku dosahuje dávka v oční čočce až 100 mSv (1). Prahová dávka pro vznik radiační katarakty byla ICRP (Mezinárodní komise pro radiační ochranu) snížena na 500 mSv. Pro minimalizaci ozáření oční čočky je nutné gantry sklápět podle orbitomeatální linie, nebo hlavu dítěti podkládat tak, aby se primární svazek tomuto orgánu vyhnul. Pokud ani jedna z metod není možná, lze použít pro ochranu oční čočky bismutové stínění. Jeho použití je značně kontroverzní, protože při jeho použití mohou vznikat artefakty a mohou být ovlivněna i HU v blízkosti stínění. Tomu lze předejít správným umístěním stínění na distanční podložku až po provedení úvodního topogramu. V našich podmínkách se tak dávka na čočku snížila o 30 % (obr. 9).

MDRÚ

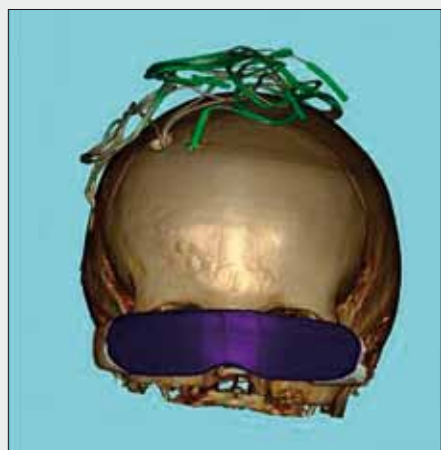
Dalším vodítkem pro posouzení toho, zda jsou dávky pacientů optimalizované, byly zavedeny diagnostické referenční úrovně (DRÚ). DRÚ se stanovují pro standardně prováděná vyšetření a pro standardního člověka (70 ± 5 kg). Tím je zaručena nezávislost dávky na pacientovi. Tyto hodnoty lze pak mezi sebou jednoduše porovnat, a snadno tak identifikovat



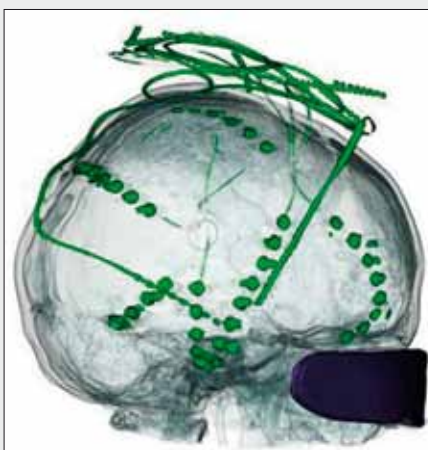
▲ Obr. 8

Obr. 8. Rozdíl v naměřených dávkách na fantomech o průměru 12, 16 a 32 cm při stejném indikovaném CTDI (1)

Fig. 8. The difference in measured doses in phantoms of diameter 12, 16 and 32 cm at the same indicated CTDI (1)



▲ Obr. 9A



▲ Obr. 9B

Obr. 9. Příklad použití stínění očí v pediatrii při verifikaci pozic stimulačních elektrod při CT vyšetření ve FN Motol

Fig. 9. Example of use of eye shielding during pediatric CT examination for verification of electrodes positioning in University Hospital Motol

Tab. 1. **Pediatrické DRÚ pro AP/PA RTG Hrudníku z jedné skiagrafické vyšetřovny FN Motol**Table 1. **Pediatric DRLs for AP/PA chest X-ray from one radiography rooms at UH Motol**

RTG hrudníku AP/PA	0 let 0–9 kg	1–5 let 9–19 kg	5–10 let 19–32 kg	10–15 let 32–56 kg	15–18 let 56–70 kg
KAP (mGy*cm ²)	8,7	15,1	32,4	51,9	55,7
KAP (mGy*cm ²)	9,3	16,9	30,1	51,8	53,1
Rozdíl (%)	6,9	11,9	–7,1	–0,2	–4,7

KAP – součin kerry a plochy

Tab. 2. **Pediatrické DRÚ pro nativní CT mozku z pediatrického CT FN Motol**Table 2. **Pediatric DRLs for native pediatric brain CT at UH Motol**

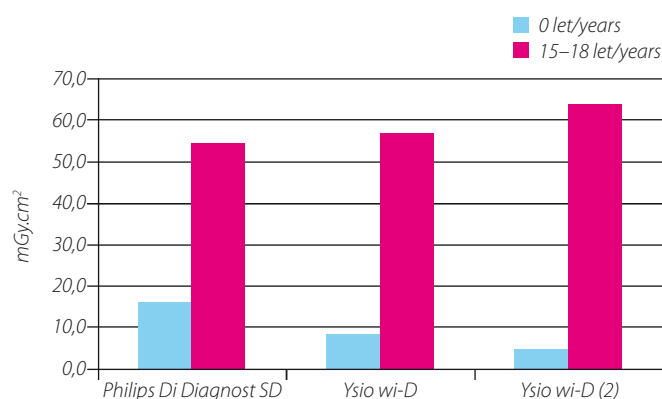
CT mozku	0 let 0–9 kg	1–5 let 9–19 kg	5–10 let 19–32 kg	10–15 let 32–56 kg	15–18 let 56 kg –
DLP (mGy*cm)	279,5	363,0	491,0	774,8	984,6
DLP (mGy*cm)	267,2	397,8	531,9	786,1	887,7
Rozdíl (%)	–4,4	9,6	8,3	1,5	–9,8

DLP – součin kerry a délky pro CT

vyšetření prováděná s vyšší dávkou, než je běžné. Typické rozložení středních dávek pro jedno vyšetření z různých vyšetřoven má log-normální rozložení, ukazující na výrazně vyšší dávky v několika vyšetřovnách.

U dětí je situace se stanovením referenčních úrovní složitější, neexistuje totiž žádný standard. Nabízí se možnost je stanovit v kategoriích podle věku nebo podle hmotnosti. Tabulky 1 a 2 demonstrují, že v kategoriích rozdělených podle věku, nebo podle hmotnosti není významný rozdíl (cca 10 %).

Pomocí stanovení DRÚ z jednotlivých vyšetřoven a jejich srovnáním do grafu lze přehledně identifikovat vyšetřovny, kde je třeba dávku optimalizovat, nebo v případě, že optimalizace není možná, doporučit nákup nového přístroje (graf 3).



Graf 3. **DRÚ z jednotlivých pediatrických vyšetřoven ve FN Motol pro nejnižší a nejvyšší věkovou kategorii.** Vyšší DRÚ u Digital Diagnostu je způsobená špatnou praxí používání protirozptylové mřížky u novorozenců. U starších dětí, kdy je mřížka používána standardně, nejsou již rozdíly tak markantní.

Graph 3. **DRLs from different pediatric examination rooms in the University Hospital Motol for the lowest and highest age category.** Higher DRLs at Digital Diagnostic is caused by poor practice of using antiscatter grid in newborns. Situation differs for older children, when the grid is defaultly used.

ZÁVĚR

Princip zdůvodnění a následné optimalizace v radiační ochraně představuje komplex vzájemně na sebe navazujících kroků. Radiační ochranu pacienta nelze chápat jako prostou minimalizaci dávky za každou cenu. Radiační ochrana znamená, že dávka musí být minimální s ohledem na získání kvalitní diagnostické informace. Pro jednotlivé modalitby bylo nastíněno několik obecných možností, vlastní optimalizaci je třeba přizpůsobit individuálně potřebám pracoviště, možnostem přístroje a hlavně důkladným proškolením všech zúčastněných při lékařském ozáření.

LITERATURA

1. Radiation protection of patients, <http://rpop.iaea.org>
2. Dose Datamed II survey, <http://ddmed.eu/start>
3. Image gently, <http://imagegently.org>
4. **Cook JV.** Radiation protection and quality assurance in paediatric radiology. *Imaging* 2001; 13: 229–238.
5. **Cohen BL.** Review, cancer risk from low-level radiation. *AJR* 2002; 179(5): 1137.
6. **Don S.** Radiosensitivity of children: potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. *Pediatr radiol* 2004;34(Suppl 3): S167–S172.
7. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, July 1996. EUR 16261, http://www.cordis.lu/fp5- Euratom/src/lib_docs.htm
8. **Vock P.** CT dose reduction in children, *Eur Radiol* 2005; 15: 2330–2340.
9. **Wills C.** Optimizing digital radiography for children, *Eur J Radiol* 2009; 72: 266–273.
10. International Commission on Radiological Protection. Radiation protection in digital radiology, *Annals of the ICRP*, Publication 93. Oxford: Pergamon Press 2000.
11. **Tapiovaara MJ, Sandborg M, Dance DR.** A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy. *Phys Med Biol* 1999; 44(2): 537–559.
12. **Cook V.** Radiation protection and quality assurance in paediatric radiology. *Imaging* 2001; 13: 229–238.
13. FDA Public Health Notification: Reducing Radiation Risk from Computed 2000.
14. **Wallace A, et al.** Proceedings of IRPA 12, Buenos Aires, 2008, FP0227: Tomography for Paediatric and Small Adult Patients, November 2nd, 2001.
15. International Commission on Radiological Protection. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, Publication 85. Oxford and New York: Elsevier 2000–
16. **Balter S, et al.** Interventional Fluoroscopy: Physics, Technology, Safety. New York: Wiley-Liss 2001.