

Jsou pro nás rentgenová vyšetření nebezpečná?

J. Bastl, I. Havlová, S. Novotná, B. Pítrová
Gymnázium Brno, Vídeňská 47
Gymnázium Praha 6, Nad Alejí 1952
Gymnázium Jeseník, Komenského 281
Gymnázium a OA Stříbro, Soběslavova 1426
iriss_h@email.cz

Abstrakt:

V úloze byly měřeny patientské dávky pro vyšetření plic. Dávky byly srovnávány pro tzv. tvrdou a měkkou techniku. K měření patientských dávek byly použity termoluminiscenční dozimetry (TLD). Pacient byl nahrazen antropomorfním fantomem, expozice byly prováděny na lékařském rentgenu. Pro korekci energetické závislosti TLD byly změřeny polotloušťky použitých svazků a z nich vypočítána efektivní energie záření ve svazku. Z naměřených dávek ve fantomu byly sestaveny křivky hloubkových dávek. Výsledky potvrdily, že používání měkké techniky vede k výraznému zvýšení vstupní povrchové dávky (dávka na kůži). Přesto celkové riziko z takového ozáření je nízké a odpovídá pouze několikadennímu ozáření z přírodního pozadí.

1 Úvod

Existují správné vyšetřovací postupy, jak provádět různá rentgenová vyšetření. Takové postupy, tzv. standardy kvality, zajišťují optimální kvalitu rentgenového snímku a zároveň minimální ozáření pacienta. Standard pro vyšetření plic doporučuje používat vysoké napětí na rentgence (tzv. tvrdá technika). V České republice se však v praxi často používá nízké napětí (tzv. měkká technika), která vede k výraznému zvýšení dávky pacientovi a také ke zhoršené kvalitě snímku. Proto jsme zjišťovali rozdíly v dávkách, které pacient obdrží při těchto dvou postupech.

Pro vyšetření plic znamená měkká technika použití napětí přibližně 60 kV, záření je tedy málo pronikavé, převážně se absorbuje v kůži, a tudíž pro dostatečné zčernání filmu musí být pacient vystaven větší dávce záření.

Doporučená tvrdá technika znamená použití napětí na rentgence 125 kV. Toto záření je pronikavější, pro dostatečné zčernání filmu není pacient vystaven takové dávce záření a dochází k redukci dávky na kůži.

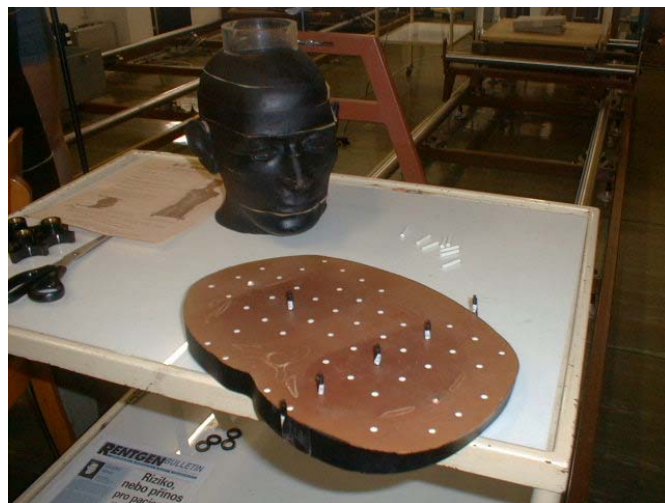
2 Materiály, metody a výsledky

Pro změření patientských dávek jsme použili diagnostický rentgen běžně používaný v ČR, ionizační komoru s elektrometrem, fantom lidského těla (viz obr. 1) a termoluminiscenční dozimetry.

Obr. 1: Antropomorfní fantom



Obr. 2: Umístění dozimetřů ve fantomu



Pro porovnání dávek pro oba postupy je třeba vycházet ze stejné výstupní dávky, která zaručuje ekvivalentní zčernání rentgenového snímku. Z jedné pražské nemocnice, která používá měkkou techniku, jsme měli informaci jaké expoziční parametry nastavují při snímkování plic jejich pacientů - napětí rentgenky 63 kV a elektrické množství 40 mAs. Pro toto nastavení jsme si ionizační komorou (objem 80 ccm) změřili průměrnou výstupní dávku, která činila 11,1 μGy . Následně jsme změнили napětí na doporučených 125 kV a při zachování velikosti výstupní dávky 11,1 μGy jsme určili velikost elektrického množství 3,2 mAs. Tím jsme získali všechny parametry potřebné k měření patientských dávek.

Tyto expoziční parametry jsme použili pro ozáření fantomu lidského těla. Geometrie ozáření se shodovala s geometrií při které jsou ozařováni pacienti při vyšetření. Naše simulace tedy odpovídala skutečnému lékařskému vyšetření.

Pro měření patientských dávek (vstupní povrchová a orgánové v plicích) jsme použili termoluminiscenční dozimetry (TLD). Tyto dozimetry jsou tvořeny umělohmotnou kapslí, která obsahuje termoluminiscenční materiál LiF: Mg,Ti (fluorid litný s příměsí hořčíku a titanu) v práškové formě. Při měření byly tyto dozimetry umístěny na povrchu i uvnitř antropomorfního fantomu v úrovni střední části plic (viz obr. 2)

První sadu dozimetřů jsme ozářili při napětí 63 kV, druhou při doporučeném napětí 125 kV.

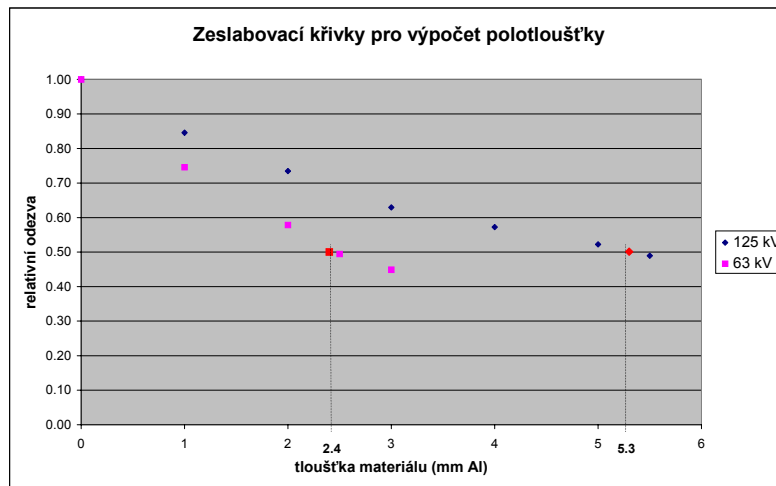
Termoluminiscenční metoda je relativní metoda, proto jsme museli provést tzv. kalibraci. Kalibrační dozimetry jsme ozářili známou dávkou. Z měření těchto dozimetřů jsme získali kalibrační faktor, který sloužil k přepočtu odezev dozimetřů ozařovaných ve fantomu na dávku.

Termoluminiscenční dozimetry jsou energeticky závislé (různá odezva dozimetru při ozáření stejnou dávkou, ale odlišnou energií záření). Z toho důvodu jsme určili efektivní energii záření vznikajícího pro použité nastavení napětí. Efektivní energie lze určit z měření polotloušťky.

Polotloušťku (tloušťku materiálu, která zeslabí původní nezeslabený svazek na polovinu) jsme měřili pomocí ionizační komory (o objemu 6 ccm) a hliníkových filtrů. Nejprve jsme

změřili dávku bez zeslabujícího materiálu. Postupně jsme přidávali hliníkové filtry o různé tloušťce, dokud se nepodařilo zeslabit svazek na více než polovinu. Z naměřených hodnot jsme sestavili zeslabovací křivky (viz graf na obr. 3) a vypočítali přesnou hodnotu polotloušťky pro obě napětí. Z nich jsme podle zeslabovacího zákona $D(x)=D_0 \cdot e^{-\mu x}$ vypočítali lineární součinitel zeslabení, tento jsme převedli na hmotnostní součinitel zeslabení (vydělením hustotou Al) a k tomuto součiniteli jsme z tabulek vyhledali příslušnou hodnotu efektivní energie záření. Naměřené polotloušťky byly 2,4 mm Al pro napětí 63 kV a 5,3 mm Al pro napětí 125 kV. Odpovídající efektivní energie záření ve svazku činily 31 keV napětí 63 kV a 44 keV pro napětí 125 kV. Korekční koeficient použitý pro výpočet dávky pro 63 kV byl určen vzhledem k napětí 125 kV, při kterém byly dozimetry kalibrovány a činil 0,96.

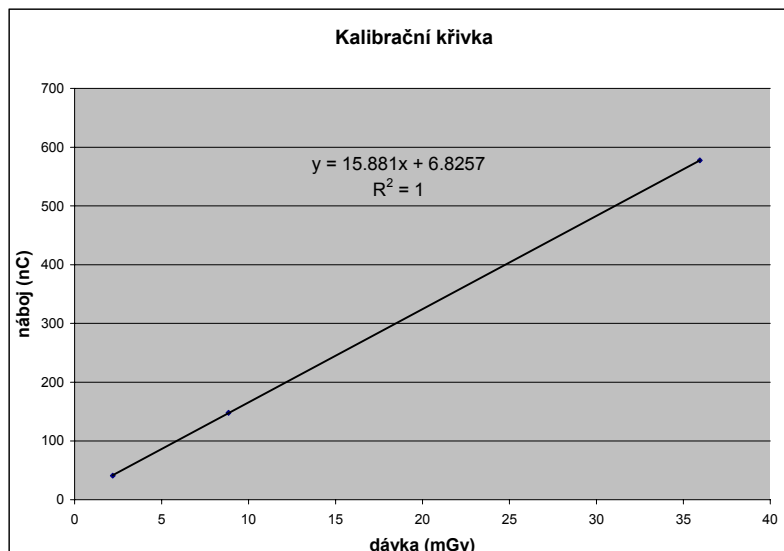
Obr. 3: Zeslabovací křivky



Po ozáření byly dozimetry vyhodnoceny v manuálním TLD readeru (čtečka TLD). Prášek z jednotlivých kapslí se pomocí dispenzoru (viz obr.) nadávkoval do kovových mističek a umístil do readeru. Mistička s práškem byla v readeru elektricky vyhřívána na planžetě. Takto byly změřeny dozimetry ozářené na fantomu, kalibrační dozimetry a pozad'ový dozimetr.

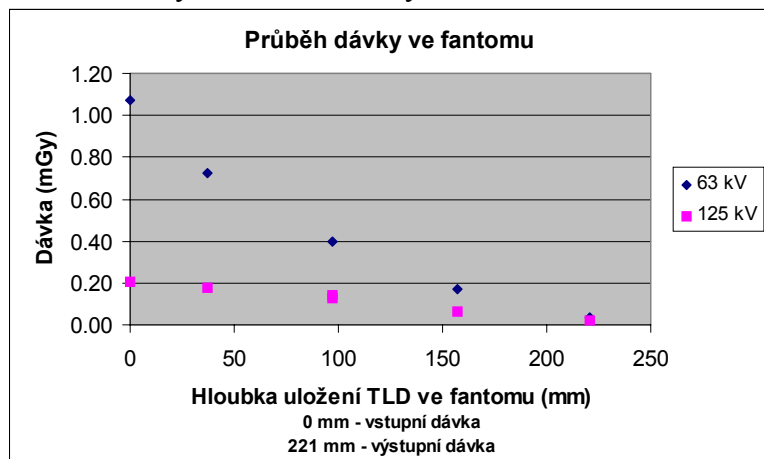
Při vyhodnocení byl signál pozad'ového dozimetru odečten od signálu všech ostatních dozimetrů. „Čisté“ odezvy byly vynásobeny kalibračním faktorem (získaným z kalibračních dozimetrů) pro přepočet odezvy na dávku. Kalibrační křivka – (viz graf na obr. 4). Kalibrační faktor činil 0,06 mGy/nC.

Obr. 4: Kalibrační křivka



Ze stanovených patientských dávek měřených v různých hloubkách fantomu byly sestaveny křivky hloubkové dávky pro oba vyšetřovací postupy (viz graf na obr. 5.). Vstupní povrchová dávka pro tvrdou techniku byla 0,2 mGy a pro měkkou techniku 1,08 mGy.

Obr. 5: Křivky hloubkové dávky



3 Shrnutí

Při rentgenování plic „tvrdou“ technikou je vstupní povrchová dávka až 5x nižší než při použití měkké techniky a pacient tak není proto zbytečně vystavován většímu radiačnímu riziku. Námi naměřená vstupní dávka pro měkkou techniku dokonce překračuje diagnostickou referenční úroveň (DRÚ), která je vyhláškou SÚJB č. 307 o radiační ochraně stanovena jako 0,4 mGy. Překročení DRÚ znamená, že radiační ochrana pacientů není na pracovišti optimalizována. Pomocí tkáňového váhového faktoru (pro plíce = 0,12) a orgánové plicní dávky (0,4 mGy pro měkkou techniku) jsme odhadli efektivní dávku (veličina převádějící ozáření části těla na odpovídající ozáření celého těla), která činila 0,05 mSv. Z ozáření přírodními zdroji by tuto dávku člověk obdržel přibližně během 7,5 dne. Tento odhad značí, že celkové riziko z takového vyšetření není vysoké, stanovení vstupních dávek ale ukazuje, že i toto zanedbatelné riziko lze ještě výrazně snížit používáním správné vyšetřovací techniky.

Poděkování

Děkujeme Státnímu ústavu radiační ochrany za poskytnutí prostor a vybavení, supervizorovi Ing. Leoši Novákovi, Ing. Josefu Pacholíkovi a Ing. Ivaně Horákové za konzultace.

Reference:

- [1] *Rentgen Bulletin, Státní ústav radiační ochrany*, září 2001, červen 2002.
- [2] *Kritéria kvality pro rentgenodiagnostická zobrazení*, V.M.K., 1998.
- [3] *The Fundamentals of Radiography*, Kodak Publication, 1980.
- [4] *Vyhláška SÚJB č. 307 o radiační ochraně*, 2002.
- [5] ZOETELIEF, J. – JULIUS, H.W. – CHRISTENSEN, P.: *Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD*, Publikace Evropské Komise EUR 19604.