

# Radiační dávka RTG a CT vyšetření ve stomatologii

Černochová P., Krupa P.

Stomatologická klinika LF MU a FN U Sv. Anny, Brno,  
přednosta prof. MUDr. J. Vaněk, CSc.  
Klinika zobrazovacích metod LF MU a FN U Sv. Anny, Brno,  
přednosta doc. MUDr. P. Krupa, CSc.

## Souhrn

Během RTG a CT vyšetření je pacient vystaven ionizujícímu radiačnímu záření. Dávka může být měřena a počítána pomocí různých dozimetrických veličin. Efektivní dávka umožňuje porovnávat radiační zátěž pacientů při použití různých zobrazovacích metod. Autoři uvádějí velikost efektivní dávky pro CT vyšetření čelistí na spirálním CT skeneru Marconi Mx8000. Autoři dále ukazují, že je možné nastavit hodnoty vyšetřovacího protokolu tak, aby efektivní dávka byla menší než pro panoramatický RTG snímek čelistí a přitom byla zachována dostatečná kvalita zobrazení.

**Klíčová slova:** radiologické vyšetření – výpočetní tomografie – efektivní dávka

## Černochová P., Krupa P.: Radiation Dose of X-ray and CT Examination in Stomatology

**Summary:** The patient subjected to X-ray or CT examination is exposed to ionizing radiation. The dose can be measured and calculated by means of various dosimetric units. The effective dose makes it possible to compare radiation load in patients under the use of various imaging methods. The authors present the size of effective dose for CT examination of jaws on spiral CT scanner Marconi Mx8000. The authors also show that there is a possibility to set the values of the examination protocol so as to make the effective dose lower than for the panoramic X-ray picture of the jaws and simultaneously keep sufficient quality of the imaging.

**Key words:** radiological examination – computing tomography – effective dose

*Prakt. zub. Lék., roč. 53, 2005, č. 2, s. 26–29.*

## ÚVOD

Radiologické vyšetření patří k základním vyšetřovacím metodám ve stomatologii. Klasické rentgenové (RTG) snímky čelistí (intraorální a extraorální) jsou sumační, tzn. že v RTG obraze se vzájemně překrývá několik anatomických struktur. Další nevýhodou klasických RTG snímků je určitá míra zkreslení, která je daná typem projekce a anatomickými poměry. Naproti tomu výpočetní tomografie (CT) poskytuje příčné řezy (skeny) zobrazované oblasti, na kterých se jednotlivé struktury tkání nepřekrývají. Zároveň nedochází ke zkreslení. Při správném nastavení vyšetřovacího protokolu CT skeneru je možné získat velmi detailní obraz kosti i jednotlivých tvrdých tkání zubů. Moderní CT přístroje (spirální) navíc umožňují tvořit trojrozměrné (3D) rekonstrukce, resp. prostorová zobrazení, které dále zdokonalují diagnostické možnosti CT vyšetření.

Pro pacienta představuje radiologické vyšetření expozici ionizujícím zářením. Studium účinků ionizujícího záření na živé systémy se zabývá

radiační biologie. Počáteční interakce mezi ionizujícím zářením a hmotou se vyskytuje na úrovni elektronu v první  $10^{-13}$  sekundy po expozici. Tyto změny vedou k modifikaci biologických molekul v následujících sekundách až hodinách. Molekulární změny pak mohou vést k alteracím v buňkách a organismech, které přetrvávají po hodiny, roky a možná i generace. Jestliže je u individua ozářením usmrceno určité procento buněk, dochází k jeho poranění nebo smrti. Pokud jsou buňky modifikovány, mohou takové změny buněk vést ke vzniku nádorů nebo k poruchám u potomků exponovaného jedince [1].

Biologické účinky ionizujícího záření se rozdělují do dvou kategorií: deterministické a stochastické účinky. Deterministické účinky jsou takové, u kterých závažnost odpovědi je úměrná velikosti dávky. Tyto účinky, charakterizované smrtí buněk, se vyskytují u všech lidí, pokud je dávka nedostatečně velká, tzn. že překročila určitou prahovou hodnotu. Jsou způsobeny relativně vysokými dávkami radiace, které nejsou obecně dosahovány v diagnostické radiologii. K příkla-

dům deterministických účinků patří orální změny po radiační léčbě, katarakta, kožní dermatitida, fibróza, akutní radiační syndrom, abnormální růst a vývoj následující expozici in utero. Za stochastické účinky se považují takové, u kterých nezávisí na velikosti dávky jejich závažnost, ale pravděpodobnost jejich výskytu. Předpokládá se, že stochastické účinky nemají prahovou hodnotu dávky. Mohou se vyskytovat po expozici relativně nízkými dávkami radiace, tzn. i takovými dávkami, které jsou používány v diagnostické radiologii. Příklady stochastických účinků jsou nádory a dědičné defekty.

Název dávka se užívá k popisu množství energie pohlcené jednotkou hmoty v oblasti zájmu. Dávka radiace udělené pacientovi během rentgenového (RTG) a CT (výpočetní tomografie) vyšetření může být měřena a kalkulována pomocí různých dozimetrických veličin – např. dopadová dávka, efektivní dávka, ekvivalentní dávka a další. Každá z těchto veličin je nějak užitečná. Dopadová dávka je nejjednodušším způsobem vyjádření míry expozice pacienta RTG záření. Získává se přímým měřením. Vyjadřuje tedy dávku přijatou orgány, které leží v bodě měření nebo jeho těsné blízkosti. Ekvivalentní dávka se užívá ke srovnání biologických účinků různých typů radiace. Podle Frederiksen [2] pouze efektivní dávka dovoluje vzájemně srovnat radiační rizika CT a jiných RTG vyšetření, dále s ekvivalenty celotělové dávky, přijaté v důsledku přirozené radiační expozice, a konečně s riziky pro každodenní aktivity. Poškození radiací, měřené pomocí efektivní dávky (E), je uvažováno jako celkové poškození, které podstoupí populace exponovaných individuí a jejich potomků následkem expozice. Poškození zahrnuje pravděpodobnost stochastických účinků, tzn. pravděpodobnost vzniku maligních nádorů, pravděpodobnost vzniku benigních nádorů, dědičných defektů a relativní délku zkrácení života. Celopopulační koeficient pravděpodobnosti stochastických účinků z expozice nízkým radiačním dávkám typu diagnostické radiologie je běžně  $7,3 \cdot 10^{-2}$  Sv<sup>-1</sup> ( $5,0 \cdot 10^{-2}$  Sv<sup>-1</sup> pro maligní nádory,  $1,3 \cdot 10^{-2}$  Sv<sup>-1</sup> pro dědičné defekty a  $1,0 \cdot 10^{-2}$  Sv<sup>-1</sup> pro benigní nádory). Použití efektivní dávky pro odhad radiační zátěže pacienta při RTG a CT vyšetření doporučuje také ICRP (International Commission on Radiological Protection) č. 60 z roku 1990. Ta definuje efektivní dávku jako součet násobků ekvivalentních dávek v jednotlivých orgánech a tkáních a váhových faktorů pro každou tkáň. Váhové faktory respektují riziko stochastických účinků záření, a tím závažnost ozáření [3, 4].

## MATERIÁL A METODIKA

CT vyšetření čelistí provádíme na Klinice

zobrazovacích metod FN U Sv. Anny v Brně na spirálním počítačovém tomografu Marconi Mx8000 s velikostí matrix 768x768. Ve snaze optimalizovat toto vyšetření ve smyslu minimalizování radiační zátěže při zachování dostatečné kvality zobrazení jsme požádali Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) v Praze, Odbor usměrňování expozic, jmenovitě MUDr. H. Podškubkovou, o provedení odhadu dávky námi prováděného CT vyšetření při různých kombinacích expozičních parametrů. SÚJB provedl podle programu Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques NRPB-SR250 výpočet hodnoty efektivní a ekvivalentní dávky v ozařované oblasti pro následující expoziční parametry 120 kV, délka vyšetření 6,44 s, pitch 0,875, tloušťka 1,3 mm, počet řezů 40, high resolution, překrytí neuvažováno (neboť neovlivňuje dávku, pokud se neprodlužuje celková šíře řezu), CTDI/mAs = 0,25 mGy/mAs. Jako proměnnou jsme zvolili 50, 100, 150, 200 mAs.

## VÝSLEDKY

Vypočítané hodnoty efektivní a ekvivalentní dávky jsou uvedeny v tabulce 1. Při nejvyšší zvolené hodnotě mAs (200 mAs) je efektivní dávka 0,19 mSv. Hodnota efektivní dávky pro CT vyšetření je kromě expozičních parametrů rozhodujícím způsobem ovlivněna hodnotou CTDI (tj. dávkový index CT), která charakterizuje daný typ CT přístroje [3].

**Tab. 1. Hodnoty efektivní dávky/ekvivalentní dávky v ozařované oblasti pro zvolené expoziční parametry a pro CTDI = 0,25 mGy/1 mAs**  
**Tab. 1. Values of effective dose/equivalent dose in the irradiated area for the selected exposure parameters and CTDI = 0.25 mGy/1 mAs**

Expoziční parametry	Efektivní dávka/ekvivalentní dávka
120 kV/50 mAs	0,05/1,2 mSv
120 kV/100 mAs	0,09/2,04 mSv
120 kV/150 mAs	0,13/2,7 mSv
120 kV/200 mAs	0,19/3,1 mSv

## DISKUSE

Výsledky různých dozimetrických měření radiační zátěže pacientů při rentgenovém vyšetření ve stomatologii jsou uvedeny tabulkách 2 a 3 [5, 6]. Frederiksen [2, 7] uvádí pro panoramatický RTG snímek čelistí efektivní dávku 0,026 mSv. Ve své studii měřil tyto parametry pro CT maxilofaciálního komplexu: největší zaznamenaná ekvivalentní dávka byla dána slinným žlázám během skenování mandibuly (20,4 mSv) a nejmenší byla dávka přijatá kostní dřeně v prů-

běhu skenování maxilly (0,11 mSv), efektivní dávky byly 0,1 mSv pro maxillu a 0,76 mSv pro mandibulu, pravděpodobnost stochastických efektů pro CT vyšetření maxilly byla 8,10-6 a mandibuly 56,10-6. Tedy efektivní dávka a pravděpodobnost stochastických efektů pro CT skenování maxilly a mandibuly byly asi 30krát větší než pro panoramatický RTG snímek a přibližně 6krát větší než pro sérii apikálních RTG snímků zubních oblouků.

**Tab. 2. Celková udělená energie pro jednotlivé typy RTG snímků [5]**

**Tab. 2. Total given energy for individual types of X-ray pictures [5]**

Typ RTG snímku	Celková udělená energie
apikální	0,4 mJ
okluzní	0,4 mJ
vertex okluzní	0,7 mJ
OPG (Siemens)	1,4 mJ
extraorální v šikmé boční projekci	0,4 mJ
boční kefalogram	2,3 mJ
zadopřední kefalogram	4,8 mJ

**Tab. 3. Efektivní dávka pro jednotlivé typy RTG snímků [6]**

**Tab. 3. Effective dose for individual types of X-ray pictures [6]**

Typ RTG snímku	Efektivní dávka
apikální	0,008 mSv
okluzní	0,008 mSv
OPG	0,007–0,014 mSv
boční kefalogram	0,019 mSv
zadopřední kefalogram	0,034 mSv

Bianchi a spol. [8] ve své studii ukázali, že existuje 47 až 60 % redukce v dopadové dávce oční čočky a 60 až 70 % redukce v dopadové dávce štítné žlázy, když je místo konvenčního CT užito spirální CT. Proto doporučují pro CT vyšetření horní a dolní čelisti používat spirální CT.

Závěry různých dozimetrických studií ukazují, že naměřené velikosti jednotlivých parametrů se liší, někdy dost výrazně [2, 8, 9, 10, 11]. Tyto variace v jednotlivých údajích nejsou neočekávané, protože ovlivnění pacienta dávkou radiace závisí na mnoha faktorech, např. na geometrii skeneru, na geometrii a kvalitě svazku, na nastavených parametrech vyšetřovacího protokolu, na počtu řezů, na stupni překrývání, na nastavení expoziční (kV, mAs) atd. Tedy údaje naměřené v jednotlivých studiích nejsou definitivní pro všechna CT vyšetření maxillofaciálního komplexu.

Jako indikátory relativní expoziční pacienta u spirálního CT se považují následující technické parametry vyšetřovacího protokolu. Jsou-li celkové mAs nižší (když objem skenování a kolimace

zůstávají stejné), je i radiační dávka nižší [9, 12]. Je-li pitch 2:1 (místo 1:1), dávka je poloviční. Zvětšení v hodnotě pitch však vede ke zhoršení kvality obrazu. Podle Verduna a kol. [13] obrazová kvalita v transverzální rovině zůstává přijatelná do hodnot pitch = 1,3 až 1,6. Redukci dávky je možné docílit snížením počtu řezů, snížením nastavení mAs a zvětšením tloušťky řezů. Větší tloušťka řezů však má negativní vliv na kvalitu obrazů, zejména rekonstruovaných obrazů.

Diederichs a spol. [12] provedli experiment s jedním pacientem, který podstoupil CT vyšetření v rámci diagnostiky před umístěním dentálního implantátu. Dokázali, že je možné nastavit protokol CT vyšetření tak, aby radiační dávka byla redukována na úroveň dávky jednotlivého RTG panoramatického snímku (ale měřili vstupní kožní dávky na určitých místech) (tab. 4). Použili tyto hodnoty – 120 kV je nejmenší možná hodnota napětí, aby ještě byla dostatečná radiační penetrace lebkou, potom se proud může snížit na 40 mA, skenovací rekonstrukční interval byl 0,8 mm, vyúsťující v 91 překrývajících se obrazů. Axiální obrazy byly odeslány na volně stojící pracovní stanici, tam byly přeformátovány do 3D obrazů.

**Tab. 4. Dopadové (vstupní kožní) dávky pro panoramatický snímek a spirální HRCT [12]**

**Tab. 4. Skin entrance doses for a panoramic picture and spiral HRCT [12]**

Poloha dozimetru	Panoramatický snímek	Spirální HRCT
pravé oko	méně než 0,01 mGy	méně než 0,01 mGy
levé oko	méně než 0,01 mGy	méně než 0,01 mGy
pravá příušní žláza	0,591±0,058 mGy	0,476±0,06 mGy
levá příušní žláza	0,581±0,022 mGy	0,639±0,078 mGy
pravý lalok štítné žlázy	méně než 0,01 mGy	méně než 0,01 mGy
levý lalok štítné žlázy	méně než 0,01 mGy	méně než 0,01 mGy

Systém zabezpečování jakosti (Quality Assurance) může být definován jako plánovaná aktivita s cílem provádět radiologické vyšetření vysoké kvality s minimální expozicí pacienta a personálu [1]. U všech typů RTG a CT přístrojů jsou podle vyhlášky SÚJB č. 307/1997 Sb. prováděny zkoušky dlouhodobé stability. SÚJB provedl na naši žádost odhad radiační zátěže námi prováděného CT vyšetření čelistí. Z výpočtu vyplývá, že při nejvyšší zvolené hodnotě mAs (200 mAs) je efektivní dávka 0,19 mSv. Podle údajů SÚJB se průměrná hodnota efektivní dávky z panoramatického RTG snímku čelistí udává 0,25 mSv. Můžeme vyvodit závěr, že radiační zátěž pacienta při CT vyšetření na spirálním CT skeneru Marconi Mx8000 při nastavení parametrů – pitch



0,875, délka vyšetření 6,44 s, tloušťka 1,3 mm, počet řezů 40, high resolution, CTDI = 0,25 mGy/1 mAs, 120 kV a 200 mAs je menší než radiační zátěž pacienta při zhotovení panoramatického RTG snímku čelistí. Tento závěr vyvrací názory, že CT vyšetření představuje pro pacienta velkou radiační zátěž. Je však důležité si uvědomit, že hodnota efektivní dávky pro CT vyšetření je kromě expozičních parametrů rozhodujícím způsobem ovlivněna hodnotou CTDI (tj. dávkový index CT), která charakterizuje daný typ CT skeneru [3]. To znamená, že u jiných nebo starších typů CT může být a pravděpodobně je efektivní dávka vyšší než v našem případě. Jedinou nevýhodou CT vyšetření je jeho větší finanční náročnost ve srovnání s klasickými radiologickými metodami.

## ZÁVĚR

Výpočetní tomografie (CT) se považuje za nejdokonalejší metodu pro zobrazení kostních lézí, ale i lézí na tvrdých zubních tkáních. CT vyšetření na spirálních výpočetních tomografech představuje při vhodném nastavení expozičních parametrů menší radiační zátěž pro pacienta než panoramatický RTG snímek čelistí.

Vzhledem k trendům ve vývoji výpočetní tomografie (zkvalitňování zobrazení, zrychlování vyšetření, zdokonalování 3D rekonstrukcí a především snižování radiační zátěže pacientů) předpokládáme v budoucnosti větší uplatnění výpočetní tomografie ve stomatologii.

### Poděkování

Děkujeme MUDr. Haně Podškubkové z Odboru usměrňování expozic Státního ústavu pro jadernou bezpečnost v Praze za spolupráci a provedení výpočtu efektivních dávek.

## LITERATURA

1. White, S. C., Pharoah, M. J.: Oral Radiology. Principles and Interpretation. 5<sup>th</sup> Ed. St. Louis: Mosby, 2004. ISBN 0-323-02001-1.
2. Frederiksen, N. L., Benson, B. W., Sokolowski, T. W.: Effective dose and risk assessment from computed to-

- graphy of the maxillofacial complex. Dentomaxillofac. Radiol., roč. 24, 1995, č. 1, s. 55–58.
3. Podškubková, H., Pacholík, J., Olejář, D., Cvach, M., Jursíková, E., Kvasnička, R.: Odhad radiační zátěže pacientů při CT vyšetřeních. Prakt. Radiol., roč. 1, 1997, č. 2, s. 10–12.
4. International Commission on Radiological Protection: Radiation protection. ICRP Publ. 60, Oxford, England, 1990.
5. Southall, P. J., Gravely, J. F.: Radiographic localization of unerupted teeth in the anterior part of the maxilla: A survey of methods currently employed. Brit. J. Orthodont., roč. 14, 1987, č. 4, s. 235–242.
6. McSherry, P. E.: The assessment of and treatment options for the buried maxillary canine. Dent. Update, roč. 23, č. 1, s. 7–10.
7. Frederiksen, N. L., Benson, B. W., Sokolowski, T. W.: Effective dose and risk assessment from film tomography used for dental implant diagnostics. Dentomaxillofac. Radiol., roč. 23, 1994, s. 123.
8. Bianchi, J., Goggins, W., Rudolph, M.: In vivo thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomograph in dental implant radiography. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., roč. 90, 2000, č. 2, s. 249–53.
9. Preda, L., Di Maggio, E. M., Dore, R., La Fianza, A., Solcia, M., Schifino, M. R., Campani, R., Preda, E. G.: Use of spiral computed tomography for multiplanar dental reconstruction. Dentomaxillofac Radiol., roč. 26, 1997, č. 6, s. 327–331.
10. Clark, D. E., Danforth, R. A., Barnes, R. W., Burtch, M. L.: Radiation absorbed from dental implant radiography: a comparison of linear tomography, CT scan, and panoramic and intra-oral techniques. J. Oral Implantol., roč. 16, 1990, č. 3, s. 156–64.
11. Dula, K., Mini, R., van der Stelt, P. F., Lambrecht, J. T., Schneeberger, P., Buser, D.: Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. Eur. J. Oral Sci., roč. 104, 1996, č. 5–6, s. 503–510.
12. Diederichs, Ch. G., Engelke, W. G. H., Richter, B., Hermann, K.-P., Oestmann, J. W.: Must radiation dose for CT of the maxilla and mandible be higher than that for conventional panoramic radiography? AJNR, roč. 17, 1996, č. 9, s. 1758–1760.
13. Verdun, F. R., Meuli, R. A., Bochud, F. O., Imsand, C., Raimondi, S., Schnyder, P., Valley, J. F.: Image quality and dose in spiral computed tomography. Eur. Radiol., roč. 6, 1996, č. 4, s. 485–488.

MUDr. Pavlína Černochová, Ph.D.

Stomatologická klinika LF MU  
a FN U Sv. Anny  
Pekařská 53  
656 91 Brno

**Katalog kongresů, konferencí, symposií a přednášek počínaje rokem 2005** nebude vycházet ve své tradiční tištěné podobě, ale elektronicky. Akce odborných lékařských společností a spolků ČLS JEP najdete na adrese [www.cls.cz/katalog](http://www.cls.cz/katalog).