

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA
V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2008

Helena Kroupová

**JIHOČESKÁ UNIVERZITA
V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH**

ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

**METODY OVĚŘOVÁNÍ DODRŽOVÁNÍ
DIAGNOSTICKÝCH REFERENČNÍCH ÚROVNÍ
V OBLASTI RADIODIAGNOSTIKY**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

vypracoval:

Helena Kroupová

vedoucí práce:

Mgr. Jaroslav Storm

V Českých Budějovicích:

9. května 2008

Methods of Checking the Observance of Diagnostic Reference Levels in the Field of Radio diagnostics

Although there is a simultaneous development of diagnostic and therapeutic methods, perfection of instrumentation and means for personnel and patient protection, there is also an effort to reduce applied doses. In this way, medical irradiation caused by ionizing radiation used in medicine represents a significant contribution to the total dose of ionizing radiation that a person is exposed. Today the medical radiation in the Czech Republic comprises more than ninety per cent of radiation from an artificial source and approximately one ninth from the total population radiation. Evaluation of professional doctor radiation and X-ray devices attendance has been safeguarded within the personal dosimetry for many decades. However, systematic monitoring of doses related to medical radiation of the patient is a relatively new problem in the radiodiagnostics sphere.

According to the Council directive 97/43/EUROATOM requirement, the SUJB has stated the so called “diagnostic reference levels” within enclosure number 9, Regulation No. 307/2002 Coll., about radiation protection. These “diagnostic reference levels” are dose levels within medical radiation and their exceeding is not expected at the 70 kg adult patient medical examination in the case of correct practice. The systematic exceeding of diagnostic reference levels under clinical practice conditions is the reason for reconsideration of radiation protection optimalization at a given workplace.

In accordance with the proposal of the National Radiology Standards for Radiology Physics, the author team recommends the monitoring extension of the patient radiating load related to a particular medical radiation by specifying the local diagnostic reference levels, typical for a given type of workplace at a particular keeper, and their continuous verification within the clinical examination of the standard group of patients.

Generally, the doses can be determined in two ways: by exposure parameter calculation or by product measure of area kerma, which is generally implemented by special devices, so called DAP meters. The aim of the work is the description of both methods, their comparison and the evaluation of the method effectiveness at various types of sciagrammatic workplaces.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Metody ověřování dodržování diagnostických referenčních úrovní v oblasti radiodiagnostiky“ vypracovala samostatně a použila jen pramenů, které cituji a uvádím v příložené bibliografii.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce „Metody ověřování dodržování diagnostických referenčních úrovní v oblasti radiodiagnostiky“, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 9. května 2008

.....
Helena Kroupová

PODĚKOVÁNÍ

Za odborné vedení, podnětné rady a věcné připomínky bych na tomto místě ráda poděkovala panu Mgr. Jaroslavu Stormovi.

Obsah

ÚVOD	7
1 SOUČASNÝ STAV	9
1.1 Legislativní požadavky	9
1.1.1 Směrnice Rady 97/43/EURATOM	9
1.1.2 Zákon č.18/1997 Sb., atomový zákon	10
1.1.3 Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně	10
1.2 Další dostupné zdroje	12
1.2.2 Národní radiologické standardy – radiodiagnostika a intervenční radiologie – návrh věstníku MZ ČR	12
1.2.2 Národní radiologické standardy – radiologická fyzika – návrh věstníku MZ ČR	12
1.3 Zhodnocení	15
2 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA	18
3 METODIKA	19
3.1 Vysvětlení pojmů	19
3.1.1 Stochastické a deterministické účinky ionizujícího záření	19
3.1.2 Veličiny a jednotky radiační ochrany	22
3.1.3 Parametry a veličiny ovlivňující radiační zátěž pacienta	25
3.1.4 Plošná kerma	27
3.2 Vymezení základních požadavků	29
3.3 Optimalizace radiační zátěže	30
3.4 Stanovení místních diagnostických referenčních úrovní (MDRÚ)	31
3.5 Specifikace metod ověřování MDRÚ	32
3.6 Ověřování MDRÚ dle hodnoty elektrického množství	33
3.6.1 Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy	34
3.6.2 Výtěžnost metody	35
3.7 Ověřování MDRÚ dle hodnoty plošné kermy	36
3.7.1 Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy	36
3.7.2 Výtěžnost metody	37

3.8	Zobrazovací systémy skiagrafičké RTG přístrojů	38
4	DISKUSE	39
5	ZÁVĚR	45
6	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	
7	KLÍČOVÁ SLOVA	
8	PŘÍLOHY	
8.1	Použité zkratky	
8.2	Vývojový diagram stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní	
8.3	Tabulky pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní	

Úvod

Když v listopadu roku 1895 objevil ve své laboratoři ve Würzburgu německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen takzvané „záračné“ paprsky X, neměl sebemenší tušení o jejich negativních účincích na živé organismy.

Stejně jako v ostatním rozvinutém světě se i u nás tento objev setkal s nebývalým zájmem veškeré odborné veřejnosti.

„Röntgenův objev paprsků X se v Českých zemích setkal s mimořádně pohotovou a živou odezvou. O prvních tuzemských pokusech s novým druhem záření bylo referováno ve schůzích profesních spolků a vědeckých společností již v polovině ledna 1896.“ ⁽²²⁾

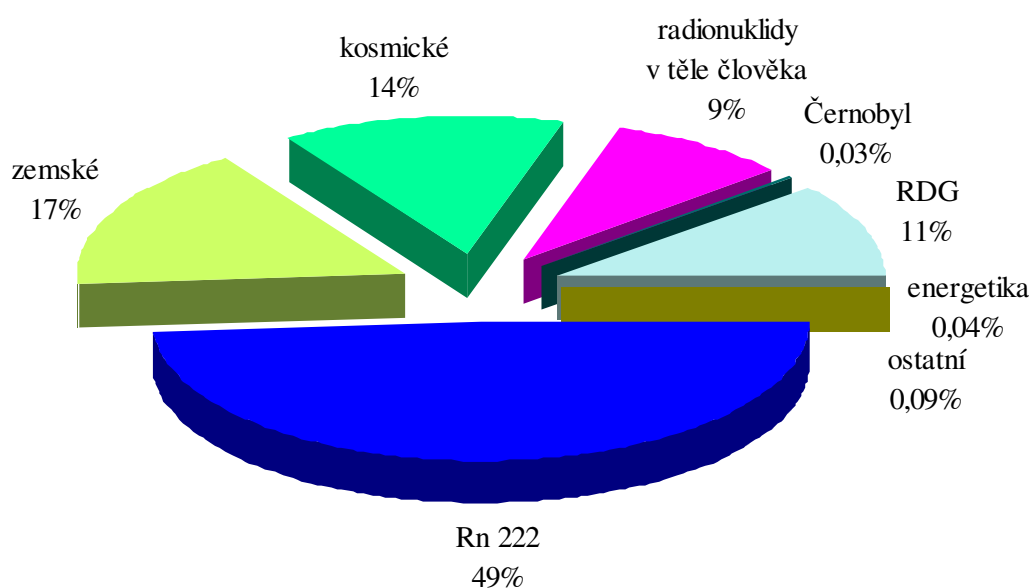
Možnost zobrazit poměrně jednoduchou metodou tělesné struktury a vnitřní orgány bez narušení integrity organismu znamenala pro lékaře ve všech oblastech medicíny velký průlom. Nová metoda nelezla široké uplatnění, prakticky neprodleně došlo k rychlému a početnému rozšíření jednoduchých radiologických zařízení. Hojná aplikace ionizujícího záření bez znalosti jeho účinků radiobiologických a bez odpovídající ochrany však vedla velmi brzy k prvním radiačním poškozením.

„Již v r. 1897 byly popsány 23 případy vážného onemocnění pracovníků s rentgenovým zářením. Na pomník obětem z řad rentgenologů a radiologů odhalený v r. 1936 v parku nemocnice svatého Jiří v Hamburku byla zaznamenána i jména několika českých lékařů.“ ⁽²²⁾

Celé následující století bylo spojeno s růstem počtu i rozsahu diagnostických a terapeutických radiologických postupů. Moderní medicínu bez využití ionizujícího záření si lze představit skutečně jen stěží.

Přestože se paralelně s rozvojem diagnostických a terapeutických metod, cestou zdokonalování přístrojového vybavení a prostředků pro ochranu personálu i pacienta, soustavně rozvíjí i snaha o snižování aplikovaných dávek, představuje lékařské ozáření v současné době více než devadesát procent ozáření z umělých zdrojů a přibližně jednu devítinu z celkového ozáření populace.⁽²¹⁾ Nejvyšší dávky záření jednotlivým pacientům jsou aplikovány v oblasti radioterapie. Zde je však radiobiologických účinků ionizujícího záření využíváno záměrně, a to jako prostředku potlačujícího proliferaci

nádorové tkáně. Individuální ani kolektivní dávky z radioterapie nelze tedy s dávkami z radiodiagnostiky a nukleární medicíny, jako zobrazovacích metod, zcela objektivně srovnávat. Druhé místo z hlediska průměrné individuální dávky na jedno vyšetření i počtu vyšetřených osob zastává mezi lékařskými aplikacemi nukleární medicína. Oblastí s nejvyšším podílem na radiační zátěži obyvatelstva je, vzhledem k velmi vysokému počtu výkonů, i přes nejnižší průměrnou dávku aplikovanou na jedno vyšetření, radiodiagnostika. ⁽¹¹⁾



Graf 1: Průměrná radiační zátěž obyvatelstva

Jak je patrné (graf 1), radiační zátěž spojená s používáním zdrojů ionizujícího záření v lékařských aplikacích představuje významný příspěvek k celkové dávce ionizujícího záření, jíž je člověk vystaven. Důležitou roli hraje rovněž fakt, že právě tato složka patří spolu s ozářením z radonu a jeho dceřiných produktů k oblastem ozáření, které je možné účinně regulovat.

Vyhodnocování profesního ozáření lékařů a obsluhy rentgenových zařízení je v rámci osobní dozimetrie zabezpečováno již řadu desítek let. Systematické sledování a vyhodnocování radiační zátěže pacienta, kterému se budu v obsahu této práce věnovat především, je však pro oblast radiodiagnostiky problematikou poměrně novou.

1 Současný stav

1.1 Legislativní požadavky

1.1.1 Směrnice Rady 97/43/EURATOM ⁽¹²⁾

Základním předpisem upravujícím podmínky lékařského ozáření v členských státech Evropské unie je Směrnice Rady 97/43/EURATOM ze dne 30. června 1997 o ochraně zdraví před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/Euratom.

Článek 6 Směrnice Rady 97/43/EURATOM stanovuje členským státům mimo jiné následující povinnosti:

1. *Ke každému přístroji musí být pro každý druh radiologické standardní činnosti vypracovány protokoly*
2. *Členské státy zajistí, že osobám indikujícím lékařské ozáření budou v dispozici doporučení týkající se příslušných kritérií pro lékařská ozáření, včetně radiačních dávek.*
- ...
5. *Členské státy zajistí, že při každém trvalém překročení diagnostické referenční úrovně bude provedeno odpovídající místní šetření a v případě potřeby budou přijata nápravná opatření.*

Diagnostické referenční úrovně jsou definovány článkem 2 Směrnice Rady 97/43/EURATOM takto:

Pro účely této směrnice se rozumí:

„diagnostickými referenčními úrovněmi“ úrovně dávek v lékařské radiodiagnostické činnosti nebo – v případě radiofarmaceutických preparátů – úrovně aktivity pro typické vyšetření standardní skupiny pacientů nebo standardní fantomy pro obecně definované typy vybavení. Při použití správné a obvyklé praxe v případě diagnostických a technických výkonů se očekává, že tyto úrovně nebudou při standardních postupech překročeny;

1.1.2 Zákon č.18/1997 Sb., atomový zákon ⁽²³⁾

Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů, definuje diagnostické referenční úrovně v § 2 jako směrné hodnoty pro lékařské ozáření v radiodiagnostice a dále je zmiňuje rovněž v § 7:

(3) Podmínky lékařského ozáření, diagnostické referenční úrovně, pravidla pro ozáření fyzických osob dobrovolně pomáhajících osobám podstupujícím lékařské ozáření, včetně prokazatelného poučení a písemného souhlasu těchto fyzických osob, náležitosti programů zabezpečování jakosti lékařských úkonů a výkonů a požadavky na zvláštní odbornou způsobilost fyzických osob podílejících se na těchto výkonech stanoví prováděcí právní předpis.

1.1.3 Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně ⁽¹⁸⁾

Diagnostické referenční úrovně stanovené SÚJB jsou uvedeny v příloze č. 9 vyhlášky SÚJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění vyhlášky SÚJB č. 499/2002 Sb.

Sledovanou problematikou se vyhláška o radiační ochraně zabývá rovněž v následujících paragrafech:

§ 62 – Optimalizace radiační ochrany při lékařském ozáření

(12) Diagnostické referenční úrovně uvedené v příloze č. 9 jsou úrovněmi dávek, popřípadě úrovněmi aplikované aktivity používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Soustavné překračování diagnostických referenčních úrovní v rutinní klinické praxi vyžaduje, aby zdravotnické zařízení prošetřilo podmínky lékařského ozáření, a v případě, že radiační ochrana není optimalizována, provedlo nápravu.

§ 63 – Postupy při lékařském ozáření

(1) Pro všechny standardní typy lékařského ozáření musí být vypracován písemný postup (standard), jehož dodržování jednotlivými radiologickými pracovišti je posuzováno klinickým auditem [§ 2 písm. g)]. Součástí postupu musí být způsob stanovení a hodnocení dávek pacientů

§ 64 – Požadavky na vybavení pracoviště

(1) Nová rentgenová zařízení musí být vybavena, je-li to možné, přidruženým zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba. Skiaskopie bez zesilovače obrazu se nesmí používat. Skiaskopických rentgenových zařízení bez automatické regulace dávkového příkonu je možné použít jen v mimořádných a odůvodněných případech.

§ 67 – Další podmínky pro lékařské ozáření

(3) Držitel povolení zajišťuje vhodný výběr zdravotnických prostředků a volbu postupů, které jsou určeny pro lékařské ozáření dětí, dále ozáření, která jsou součástí vyhledávacích vyšetření, a ozáření spojená s vysokými dávkami u pacientů při radioterapii, intervenční radiologii a počítačové tomografii. U těchto činností se věnuje zvýšená pozornost hodnocení ozáření pacientů nebo jiných osob podstupujících lékařské ozáření.

(4) U každého lékařského ozáření se zaznamenávají veličiny a parametry umožňující stanovení dávky u každé vyšetřované nebo léčené osoby pro konkrétní zvolený radiologický postup (§ 63 odst. 1).

1.2 Další dostupné zdroje

1.2.1 Národní radiologické standardy – radiodiagnostika a intervenční radiologie – návrh věstníku MZ ČR ⁽¹⁹⁾

Návrh Národních radiologických standardů – radiodiagnostika a intervenční radiologie (bez diagnostických postupů nukleární medicíny) ze dne 15. listopadu 2007 řeší problematiku diagnostických referenčních úrovní v následujících bodech:

13 Místní diagnostické referenční úrovně

Každé zdravotnické zařízení si pro jednotlivé standardy lékařského ozáření stanoví místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ) na základě středních dávek z jednotlivých pracovišť, vyšetřoven nebo rentgenových zařízení. Postup stanovení MDRÚ, včetně volby příslušných veličin, je popsán v Národních radiologických standardech pro radiologickou fyziku v příloze D.

14 Stanovení a hodnocení dávky pacienta

Radiologický fyzik stanovuje a hodnotí dávky pacientů pomocí MDRÚ způsobem uvedeným v Národních radiologických standardech pro radiologickou fyziku v příloze D. Stanovení a hodnocení dávek pacientů pro účely posuzování rizika nežádoucích účinků ionizujícího záření se provádí v souladu s přílohou A Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku.

1.2.2 Národní radiologické standardy – radiologická fyzika – návrh věstníku MZ ČR ⁽²⁰⁾

Návrh Národních radiologických standardů – radiologická fyzika ze dne 31. ledna 2007 je z hlediska stanovování a ověřování dodržování diagnostických referenčních úrovní naprosto stěžejním dokumentem. Metoda stanovení místních diagnostických referenčních úrovní je autory dokumentu navržena následovně:

Podrobnosti ke stanovení MDRÚ podává doporučení IPEM. Hodnoty dávek jednotlivých pacientů změřených nebo vypočítaných podle výše uvedeného postupu slouží dále ke stanovení **střední dávky** na pracovištích, vyšetřovnách atd.

Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují z těchto středních dávek. Vzhledem k tomu, že DRÚ slouží k identifikaci pracovišť, vyšetřoven atd. s nevhodným zařízením nebo vyšetřovací technikou, musí být odstraněn vliv pacienta na variabilitu dávek. Za reprezentativní vzorek pacientů ke stanovení střední dávky na daném pracovišti ve skiografii, skiaskopii, výpočetní tomografii a v nukleární medicíně se považuje aspoň 10 dospělých pacientů blízkých standardnímu pacientovi. Průměrná hmotnost dospělého pacienta (muži a ženy dohromady) je blízká 70 kg. Proto by průměrná hmotnost pacientů vybraných pro stanovení střední hodnoty dávky na pracovišti měla být 70 ± 5 kg, přičemž pacienti s hmotností lišící se od 70 kg o více než 20 kg mají být vyloučeni vždy a pacienti lišící se od 70 kg o více než 10 kg mají být vyloučeni pro frekventovaná vyšetření. Doporučení Evropské komise uvádí pouze požadavek na výběr pacientů s hmotností 60 – 80 kg. V mamografii je potřeba 50 pacientek nebo 10 pacientek pro každou specifikovanou tloušťku komprimovaného prsu, v zubní intraorální radiodiagnostice stačí dávka pro standardní expoziční nastavení používané na pracovišti při vyšetření dospělého člověka.

Střední dávka se počítá jako aritmetický průměr z hodnot dávek jednotlivých pacientů. Tento způsob předpokládá normální rozdělení hodnot, v praxi je distribuce hodnot dávek spíše lognormální. U předpokládaného rozsahu výběru 10 jsou rozdíly mezi aritmetickým průměrem a geometrickým průměrem (odhad střední hodnoty u lognormální distribuce) nevýznamné.

MDRÚ se stanovuje jako aritmetický průměr distribuce středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Kontrola, zda střední dávky vyhovují MDRÚ, se děje na úrovni vyšetřovny, přístroje anebo lékařů, ne na úrovni individuálního pacienta. MDRÚ je třeba revidovat každý rok, ale s vědomím, že jejich hodnoty se nemusí výrazně měnit (snižovat). Jednoroční interval revize MDRÚ je oprávněn díky předpokladu operativní

obměny zařízení a vyšetřovacích technik na úrovni zdravotnického zařízení. Při výběru vyšetření, pro která má být na pracovišti stanovena MDRÚ, a také při stanovení hodnot MDRÚ se lze zpočátku řídit národními diagnostickými referenčními úrovněmi (NDRÚ). Poté se zvolená vyšetření a hodnoty upraví na základě každoroční analýzy dávek a potřeb zdravotnického zařízení. Je-li pro nějaký typ vyšetření stanovena NDRÚ, nemusí to nutně znamenat, že pro něj musí být na pracovišti MDRÚ a naopak.

Názorně je způsob stanovení a revize MDRÚ zobrazen na obrázku D.1. Proces začíná výběrem vyšetření a dávkovou studií pro tato vyšetření. Stanoví se střední dávky na vyšetřovnu (zařízení/lékaře) ze vzorku minimálně 10 dospělých pacientů (muži i ženy). Průměrná hmotnost pacientů ve vzorku má být 70 ± 5 kg přičemž pacienti s hmotností lišící se od 70 kg o více než 20 kg mají být vyloučeni. Pro každý typ vyšetření se stanoví střední hodnota distribuce (aritmetický průměr) středních dávek z vyšetřoven. Jednotlivé hodnoty z vyšetřoven nemají být dávány do jedné hromadné distribuce, jelikož z každé vyšetřovny nemusí být stejné množství hodnot. Tato střední hodnota se porovná s NDRÚ. Je-li větší než NDRÚ, musí být provedeno šetření a náprava, po které je třeba sebrat z vyšetřovny (většinou jedné, na které byl identifikován problém) nová dávková data a stanovit novou střední hodnotu pro zdravotnické zařízení. Při optimalizaci mohou napomoci národní radiologické standardy, nebo Evropská doporučení. Ve výjimečných případech může být zdůvodněné, že střední dávka ve zdravotnickém zařízení je větší než příslušná NDRÚ (např. u univerzitních nemocnic s velkým počtem vyšetřoven, kde se trénují mladí intervenční radiologové); v tomto případě se nijak nezasahuje. Hodnota aktuální střední dávky se porovná s platnou MDRÚ, přičemž rozhodnutí, zda se budou MDRÚ aktualizovat, je na oddělení radiologické fyziky. Aktualizace by měla být provedena pouze tehdy, liší-li se aktuální střední dávky od platných MDRÚ minimálně o 10-20 %. Hodnoty MDRÚ by se měly zaokrouhlit nahoru a vyjádřit pomocí dvou platných číslic.

Odkazovaný obrázek D.1. „Způsob stanovení a revize MDRÚ“ naleznete v přílohách této práce.

1.3 Zhodnocení

Vzhledem k významnému podílu lékařského ozáření na celkové průměrné radiační zátěži obyvatelstva a nezanedbatelným rizikům, která se k lékařskému ozáření vážou (tab. 1), dochází v souvislosti s harmonizací naší legislativy s požadavky evropských struktur k postupnému rozšiřování systému sledování a hodnocení radiační zátěže spojené s využíváním zdrojů ionizujícího záření. Tento systém, který se pro oblast radiodiagnostiky doposud omezoval prakticky výhradně na profesní ozáření radiačních pracovníků, se rozšiřuje i směrem k systematickému ověřování velikosti radiační zátěže pacienta.

Až zarážející může být chápání radiační ochrany poloviny dvacátého století.

„Primitivní radiačně hygienická opatření (pokud byla vůbec činěna) při aplikacích ionizujícího záření, které se hojně rozvinuly v první polovině 20. století (rentgenová diagnostika, radioterapie rakoviny, radonové koupele a inhalace, defektoskopie materiálů, výroba svítících radioaktivních hmot apod.), vycházely většinou z přesvědčení, že ionizující záření v malých dávkách je stimulující nebo neškodné, ve velkých dávkách zhoubné, ovšem bez schopnosti přesnějšího vymezení této předpokládané hranice.“ ⁽²²⁾

V současné době je na většině radiodiagnostických pracovišť v České republice požadavek Směrnice Rady 97/43/EURATOM ⁽¹²⁾ na sledování a hodnocení diagnostických referenčních úrovní, převzatý do národní legislativy, obecně zabezpečován v rozsahu ověřování diagnostických referenčních úrovní stanovených pro standardní fantomy.

Dle návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku ⁽²⁰⁾ doporučuje autorský kolektiv rozšíření sledování radiační zátěže pacienta spojené s konkrétním lékařským ozářením o stanovení místních diagnostických referenčních úrovní, typických pro daný typ pracoviště u konkrétního provozovatele, a jejich kontinuální ověřování v rámci klinických vyšetření standardní skupiny pacientů.

Zmíněný návrh Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku ⁽²⁰⁾ obsahuje návody a doporučení pro stanovení a ověřování dodržování místních diagnostických referenčních úrovní širokého spektra radiologických přístrojů.

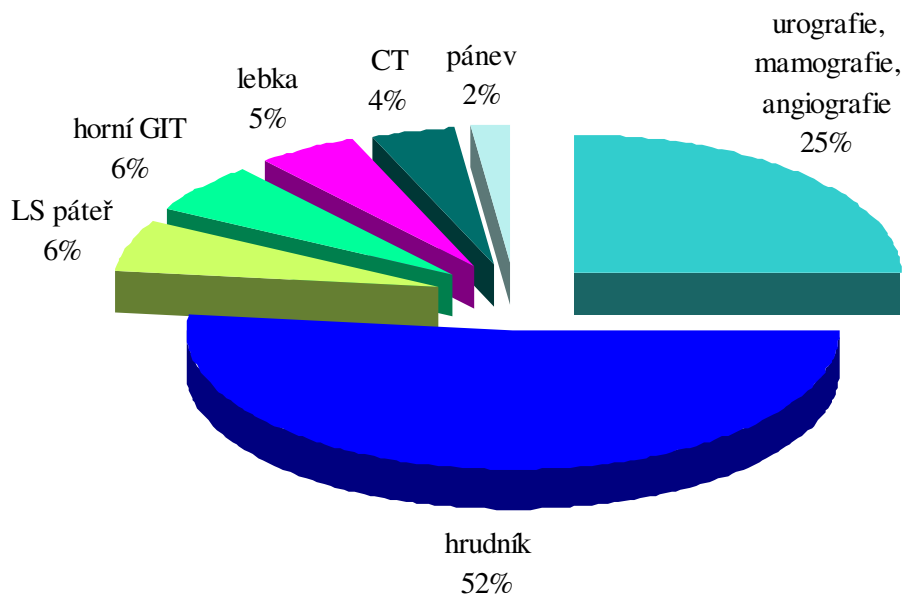
Rizika spojená s konkrétními úkony lékařského ozáření v radiodiagnostice můžeme posoudit dle následující tabulky.

Tab. 1: Rizika spojená s RTG výkony; průměrné efektivní dávky dle HUŠÁK, V. et. al.: Česká radiologie, 2004, roč. 58, č. 4, s. 258-261 ⁽¹⁾

RTG vyšetření	E [mSv]	ekvivalent pozadí 2,5 mSv	riziko smrti / 10 000 $500 \cdot 10^{-4} \cdot \text{Sv}^{-1}$
zápěstí	0,0005	2 hodiny	0,00025
hrudník	0,02	3 dny	0,01
SI skloubení	0,17	1 měsíc	0,085
břicho	0,8	4 měsíce	0,4
L páteř, AP + LAT	1	5 měsíců	0,5
CT hlavy	2	10 měsíců	1
ERCP	3,9	1,5 roku	1,95
CT angiografie	6	2,4 roku	3
irigoskopie	7,2	3 roky	3,6
CT břicha	10	4 roky	5
AG ledvin	23,9	10 let	11,95
TIPS	53,6	22 let	26,8

Jak je patrné z výše uvedené tabulky, rizika spojená s RTG výkony nelze v žádném případě posuzovat paušálně. S různými diagnostickými a terapeutickými postupy je spojena radiační zátěž pacienta lišící se v rozsahu až několika řádů.

Přestože je radiační zátěž spojená s využitím moderních diagnostických a terapeutických metod jako je, CT a intervenční radiologie, u konkrétního pacienta nesrovnatelně vyšší, z hlediska kolektivních dávek spojených s konkrétními radiologickými postupy mají stále na celkovém ozáření významný podíl rovněž obecné diagnostické postupy.



Graf 2: Četnost vyšetření v radiodiagnostice ⁽¹¹⁾

Vzhledem k velké četnosti prováděných vyšetření a vysokému počtu pracovišť jsem se s přihlédnutím k předpokládanému rozsahu této práce rozhodla věnovat oblasti stanovení a ověřování dodržování místních diagnostických referenčních úrovní v podmínkách skiografických pracovišť.

Radiační zátěž pacienta je na těchto pracovištích zpravidla sledována dvěma základními způsoby: výpočtem z expozičních parametrů, nebo měřením součinu kermy a plochy, který je zpravidla realizován prostřednictvím speciálních zařízení, takzvaných DAP metrů. V rámci práce se budu věnovat oběma uvedeným metodám, jejich porovnání a zhodnocení jejich efektivity.

2 Cíl práce a hypotéza

Ozáření člověka ze zdrojů používaných v lékařství představuje významný příspěvek k celkové dávce ionizujícího záření, jíž je člověk vystaven. Systematické sledování dávek, spojených s lékařským ozářením pacienta, je však v oblasti radiodiagnostiky problematikou poměrně novou.

Obecně lze tyto dávky určovat dvěma základními způsoby: výpočtem z expozičních parametrů, nebo měřením součinu kermy a plochy, který je zpravidla realizován prostřednictvím speciálních zařízení, takzvaných DAP metrů. Cílem práce je popis obou způsobů, jejich porovnání a zhodnocení efektivity těchto metod na různých typech skiagrafických pracovišť.

Předpokládám, že efektivnější je vybavení přístroje DAP metrem, který je schopen přesněji určit dávku obdrženou pacientem a tím i přesnější sledování dodržování nepřekračování diagnostických referenčních úrovní.

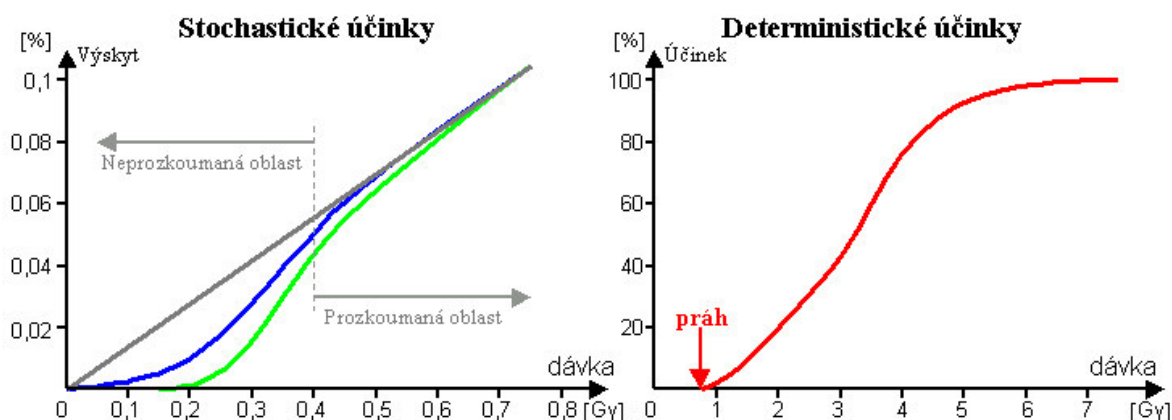
3 Metodika

3.1 Vysvětlení pojmů

3.1.1 Stochastické a deterministické účinky ionizujícího záření

Oblast hodnocení radiační zátěže osob je spojena s řadou pojmů, veličin a jednotek, jejichž význam je pro pochopení celé problematiky naprosto nezbytný. Špatný výklad některých pojmů může vést k zásadním a vzhledem k charakteru problematiky až fatálním důsledkům.

Účinky ionizujícího záření na živé organismy rozdělujeme do dvou základních skupin:



Graf 3: Stochastické a deterministické účinky ionizujícího záření⁽¹⁶⁾
(převzato s laskavým svolením autora)

Stochastické účinky – jedná se o účinky spojené s poškozením nukleových kyselin, podle typu poškozené buňky je rozdělujeme na somatické a gametické. Stochastické účinky ionizujícího záření jsou obecně považovány za bezprahové, s rostoucí dávkou roste pravděpodobnost jejich výskytu, nikoliv však jeho závažnost. „Rakovina je stejně závažným onemocněním bez ohledu na velikost dávky, kterou byla vyvolána.“ Některé nové radiobiologické směry hovoří o možnosti určitého dávkového prahu, který by měl být podmíněn funkcí reparačních mechanismů.⁽¹⁶⁾

Číslem charakterizujícím rizika spojená se stochastickými účinky ionizujícího záření je takzvaný koeficient rizika smrti, který je pro jednotlivce z obyvatelstva stanoven na

$$500 \cdot 10^{-4} \cdot Sv^{-1}$$

a vyjadřuje předpokládaný počet úmrtí na záření vyvolanou rakovinu.⁽⁹⁾

Deterministické účinky – jejich výskyt je podmíněn dosažením prahové dávky, s rostoucí dávkou roste nejen riziko, avšak i závažnost poškození.⁽¹¹⁾

Deterministické účinky ionizujícího záření vznikají v souvislosti s poškozením velkého množství funkčních buněk v ozářené tkáni. Tvar a začátek křivky (graf 3) naznačuje funkční rezervu v tkáni, která bývá zpravidla dosti veliká. Snížení počtu buněk s rostoucí dávkou není zpočátku patrné, nezpůsobuje v ozařované tkáni žádné funkční potíže, teprve při vyšších dávkách dochází s poklesem počtu buněk k somatickým projevům.⁽¹⁶⁾

Tab. 2: Prahové dávky vybraných orgánů a orgánových soustav⁽⁷⁾

tkáň (orgán)	dávka [Gy]	druh poškození
varle	0,2	aspermie přechodná až trvalá
oko	2	katarakta
kostní dřev	1	útlum krvetvorby
kůže	6	dermatitida
střevo	8	enteritida
plíce	8	pneumonitida, fibróza
CNS	80	afunkce

Přestože většinu deterministických poškození můžeme vzhledem k velikosti radiační zátěže v oblasti radiodiagnostiky vyloučit, jsou i zde určitá rizika, a to především v souvislosti s náročnými diagnostickými výkony v oblasti intervenční radiologie.

3.1.2 Veličiny a jednotky radiační ochrany

Z hlediska posouzení předpokládaného poškození organismu v souvislosti s aplikací ionizujícího záření je třeba znát dávku, popřípadě kerma. Je však nutné brát na zřetel i rozdílné biologické účinky jednotlivých druhů záření a radiosenzitivitu ozářených orgánů. Pro oblast radiační ochrany v oblasti radiodiagnostiky jsou důležité následující veličiny:

Všechny veličiny dozimetrie se odvozují od sdělené energie „ ε “, tj. energie, kterou ionizující záření předalo objemovému elementu látky „ dm “, s nímž interagovalo. Pak dávka „ D “

$$D = d\varepsilon / dm$$

Od „ ε “ se liší veličina označená „ E_K “ a nazvaná součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic ve hmotě uvolněných při interakci nenabitých částic s touto hmotou. Liší se zejména u vyšších počátečních energií elektronů, kde část energie se ztrácí ve formě brzděného záření. Pak takovýto přenos energie nenabitých částic na částice nabitě definuje veličina kerma „ K “

$$K = dE_K / dm$$

U obou veličin (D i K) je jednotkou 1 Gray.⁽¹⁶⁾

$$Gy = J \cdot kg^{-1}$$

Je-li energie záření nižší než 3 MeV, lze veličinu kerma nahradit dávkou.⁽⁵⁾

Ekvivalentní dávka H_T je součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R, nebo součet takových součinů, jestliže pole ionizujícího záření je složeno z více druhů nebo energií.⁽¹⁸⁾

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Ekvivalentní dávka vyjadřuje míru poškození ozářené oblasti v závislosti na absorbované dávce a druhu, popřípadě energii záření, kterým(i) bylo ozáření realizováno, riziko spojené s různými druhy (energiemi) záření vyjadřuje takzvaný radiační váhový faktor w_R (tab. 3).

Tab. 3: Radiační váhové faktory w_R ⁽⁴⁾

druh záření a energetický rozsah	radiační váhový faktor w_R
fotony, všechny energie	1
elektrony a miony, všechny energie	1
neutrony, energie < 10 keV	5
10 keV až 100 keV	10
100 keV až 2 MeV	20
2 MeV až 20 MeV	10
> 20 MeV	5
protony (s výjimkou odražených), energie 2 MeV	5
částice α , štěpné fragmenty, těžká jádra	20

Efektivní dávka E – je součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentní dávky H_T v ozářených tkáních nebo orgánech T.⁽¹⁸⁾

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{R,T} w_T w_R D_{T,R}$$

Efektivní dávka vyjadřuje míru celkového poškození organismu, vzhledem k riziku stochastických účinků, v závislosti na absorbované dávce, druhu, popřípadě energii záření, kterým(i) bylo ozáření realizováno a rozsahu ozářených orgánů a tkání. Riziko spojené s různými druhy (energiemi) záření vyjadřuje takzvaný radiační váhový faktor w_R (tab. 3). Míru závažnosti ozáření konkrétních orgánů a tkání vyjadřuje tkáňový váhový faktor w_T (tab. 4).

Tab. 4: Tkáňové váhové faktory w_T ⁽⁴⁾

tkáň nebo orgán	tkáňový váhový faktor w_T
gonády	0,20
červená kostní dřeň	0,12
tlusté střevo	0,12
plíce	0,12
žaludek	0,12
močový měchýř	0,05
mléčná žláza	0,05
játra	0,05
jícen	0,05
štítná žláza	0,05
kůže	0,01
povrchy kostí	0,01
ostatní orgány a tkáně	0,05

Kolektivní efektivní (ekvivalentní) dávka – je součet efektivních (ekvivalentních) dávek všech jednotlivců v určité skupině.⁽¹⁸⁾

Dávkový ekvivalent H – je součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.⁽¹⁸⁾

$$H = D \cdot Q$$

Dávkový ekvivalent vyjadřuje míru poškození v závislosti na absorbované dávce a lineárnímu přenosu energie (LET) použitého druhu záření (tab. 5).

Tab. 5: Jakostní činitele Q⁽⁴⁾

druh záření	jakostní činitel Q
fotony (X a γ) s energiemi > 30 keV	1
záření β tritia	2
neutrony	25
protony a těžší ionty	25
částice α	25

Osobní dávkové ekvivalenty Hp 0,07 a Hp10^{(18), (4)} – jsou dávkové ekvivalenty v daném bodě v hloubce tkáně 0,07 a 10 mm pod povrchem těla, které jsou využívány v oblasti osobního monitorování radiačních pracovníků. Pro nepronikavé (měkké) záření se uplatňuje tzv. povrchový dávkový ekvivalent Hp 0,07, pro pronikavé záření hloubkový dávkový ekvivalent Hp 10. Měření je v praxi uskutečňováno nošením filmových osobních a TL prstových dozimetrů.

3.1.3 Parametry a veličiny ovlivňující radiační zátěž pacienta

Pro hodnocení a optimalizaci radiační zátěže spojené s diagnostickými a terapeutickými postupy v radiodiagnostice je důležitá nejen znalost vlastní aplikované dávky, nýbrž i dalších parametrů charakterizujících jakost a rozsah aplikace ionizujícího záření.

Napětí (U) ^{(4), (2)} – napětí na rentgence (anodové napětí) udává potencionální rozdíl mezi katodou a anodou rentgenky, určuje kvalitu RTG záření charakterizovanou energetickým složením fotonového spektra, ovlivňuje kontrast zobrazení, radiační zátěž a množství sekundárního záření.

Proud (I) – hodnota proudu určuje hustotu toku fotonů RTG záření.

Expoziční čas (t) ⁽⁴⁾ – délka expozičního času je přímo úměrná velikosti pohybové neostrosti, expoziční čas a je třeba volit v závislosti na rychlosti pohybu vyšetřovaného orgánu, obecně je výhodné zkrátit expoziční čas na minimum.

Elektrické množství (Q) – elektrické množství je násobkem proudu a expozičního času, $Q = I \cdot t$. Elektrické množství určuje celkovou velikost signálu nesoucího obrazovou informaci. V kombinaci s použitým napětím se významným způsobem podílí na radiační zátěži spojené s RTG vyšetřením.

Filtrace ⁽⁴⁾ – filtrace ovlivňuje kvalitu záření a složení jeho energetického spektra, zeslabuje nízkoenergetickou složku, která se vzhledem ke své nízké penetrační schopnosti nepodílí na vzniku RTG obrazu, ale pouze zvyšuje radiační zátěž.

Vzdálenost ohnisko / povrch pacienta (FSD) ^{(4), (20)} – vzhledem k významnému růstu povrchové dávky se snižující se vzdáleností ohnisko / povrch pacienta jsou vzdálenosti ohnisko / receptor obrazu pro konkrétní radiologické projekce stanoveny v rámci návrhu národních radiologických standardů.⁽¹⁹⁾

Vymezení svazku RTG záření ⁽⁴⁾ – je jedním z nejdůležitějších parametrů ovlivňujících radiační zátěž spojenou s RTG vyšetřením. S velikostí pole RTG záření roste radiační zátěž pacienta a současně se zvyšuje i množství vznikajícího sekundárního záření, které negativně ovlivňuje kvalitu RTG obrazu a současně zvyšuje i radiační zátěž obsluhy.

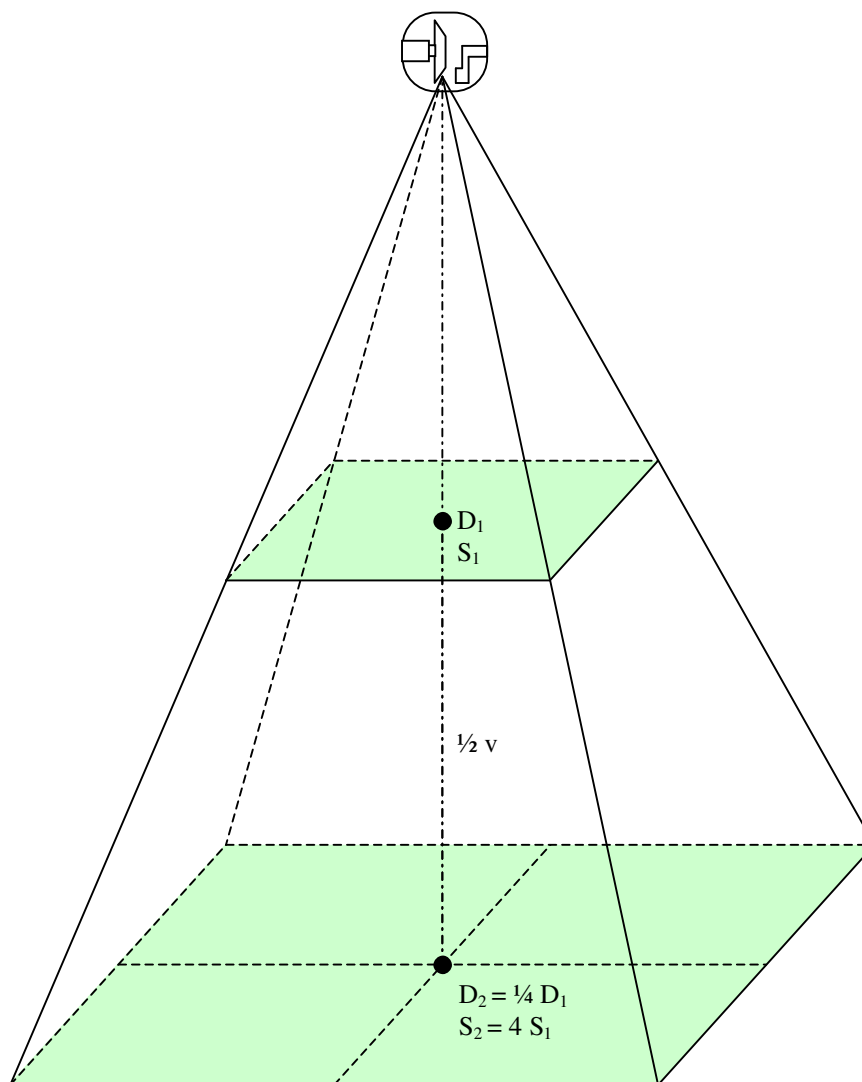
Sekundární clona – zachycením části sekundárního záření zvyšuje kvalitu RTG obrazu, současně však vyžaduje navýšení expozičních parametrů.

Citlivost receptoru obrazu – vhodná volba citlivosti receptoru obrazu významným způsobem ovlivňuje nejen radiační zátěž, ale i kvalitu obrazové informace.

Výška a váha pacienta – patří mezi parametry důležité pro výpočet efektivních dávek spojených s RTG vyšetřením, důležitá je rovněž v souvislosti s hodnocením dodržování diagnostických referenčních úrovní.

3.1.4 Plošná kerma

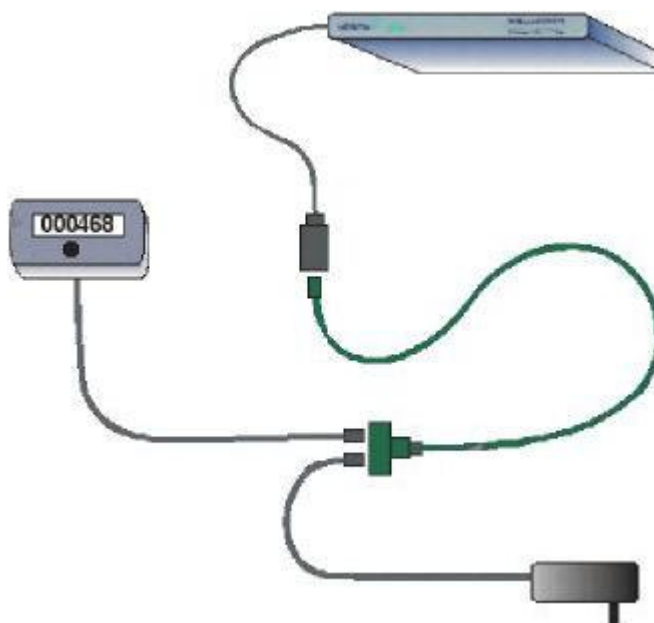
Plošná kerma – je násobkem absorbované dávky a ozářené plochy, jednotkou plošné kermy je $[\text{Gy}\cdot\text{m}^2]$. Pro bodové zdroje záření platí, že hodnota plošné kermy se se vzdáleností od zdroje záření nemění. Úbytek dávky „se čtvercem vzdálenosti“ je úměrný nárůstu plochy.



Obr. 1: Plošná kerma, vzájemný vztah dávky a plochy

Lze-li zanedbat mimoohniskové záření, zeslabení záření ve vzduchu a zpětně rozptýlené záření, je hodnota součinu kermy a plochy nezávislá na vzdálenosti od ohniska.⁽²⁰⁾

KAP (DAP) metr – je zařízení umožňující měření plošné kermy. KAP (DAP).Není-li integrován do vlastního RTG zařízení, skládá se z ionizační komory umístěné na výstupu z primární clony, napájecího zdroje, propojovacích kabelů a displeje s ovládacími tlačítky umístěného přímo u RTG přístroje, nebo v chráněné ovladovně (obr. 2).



Obr. 2: KAP (DAP) metr

KAP (DAP) metr je vhodnou variantou přidruženého zařízení, poskytujícího kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vystavena vyšetřovaná osoba a kterým musí být, je-li to možné, vybavena všechna nová rentgenová zařízení.⁽¹⁸⁾

3.2 Vymezení základních požadavků

Předpisem upravujícím podmínky lékařského ozáření v členských státech Evropské unie je Směrnice Rady 97/43/EURATOM.⁽¹²⁾

Mimo jiné stanovuje požadavek na zavedení „diagnostických referenčních úrovní“, u nichž se předpokládá, že nebudou, při použití správné a obvyklé praxe v případě diagnostických a technických výkonů, při standardních postupech překročeny. Při každém trvalém překročení diagnostické referenční úrovně musí být provedeno odpovídající místní šetření a v případě potřeby přijata nápravná opatření.

V rámci naší národní legislativy řeší problematiku diagnostických referenčních úrovní především vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb.⁽¹⁸⁾ Národní diagnostické referenční úrovně jsou stanoveny v příloze č. 9 vyhlášky⁽¹⁸⁾. Provozovatelům nových RTG zařízení vyhláška⁽¹⁸⁾ současně stanovuje i povinnost na jejich vybavení přidruženým zařízením a příslušenstvím, která poskytnou kvantitativní informaci o ozáření, jemuž je vyšetřovaná osoba vystavena. Veličiny a parametry umožňující stanovení dávky u každé vyšetřované nebo léčené osoby pro konkrétní zvolený radiologický postup, musí být zaznamenávány u každého lékařského ozáření.

Držitel povolení je současně povinen zajistit vhodnou volbu postupů a výběr zdravotnických prostředků, určených pro lékařské ozáření dětí, ozáření, která jsou součástí vyhledávacích vyšetření a ozáření spojených s vysokými dávkami u pacientů v intervenční radiologii a počítačové tomografii.

Návrh Národních radiologických standardů – radiodiagnostika a intervenční radiologie⁽¹⁹⁾ rozšiřuje povinnost provozovatelů o stanovení a ověřování místních diagnostických referenčních úrovní, a to na základě středních dávek z jednotlivých pracovišť, vyšetřoven nebo rentgenových zařízení.⁽²⁰⁾

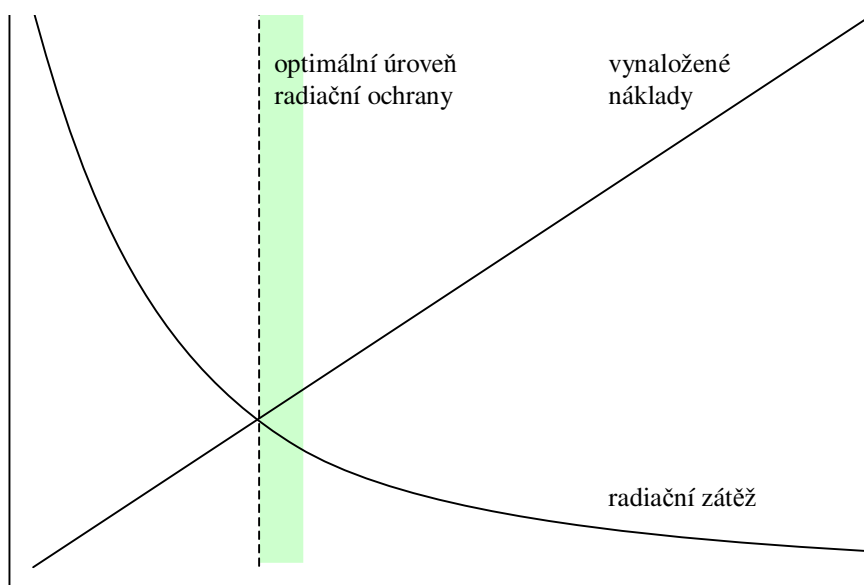
Návrh Národních radiologických standardů – radiologická fyzika⁽²⁰⁾ stanoví v souladu s návrhem Národních radiologických standardů – radiodiagnostika a intervenční radiologie⁽¹⁹⁾ a Reportem 88 IPEM z roku 2004⁽³⁾ podrobnosti ke stanovení a ověřování MDRÚ.

3.3 Optimalizace radiační zátěže

Optimalizace radiační zátěže osob podstupujících lékařské ozáření v oblasti radiodiagnostiky se dosahuje zejména: ⁽¹⁴⁾

- zavedením systému jakosti,
- zavedením jednotných pracovních postupů (radiologických standardů),
- zavedením a hodnocením diagnostických referenčních úrovní,
- optimalizací vyvolávacího procesu (u film / fóliových systémů),
- používáním správných expozičních parametrů pro dosažení maximální kvality obrazové informace při nejnižší rozumně dosažitelné radiační zátěži (u digitalizovaných zobrazovacích systémů).

Obecně se v rámci optimalizace radiační ochrany využívá tzv. principu ALARA „As low as reasonably achievable.“ Radiační zátěž by měla být jen tak nízká, jak je to rozumně dosažitelné při respektování hospodářských a sociálních hledisek (obr. 3).⁽¹⁹⁾



Obr. 3: Systém ALARA

3.4 Stanovení místních diagnostických referenčních úrovní

V souladu s požadavky návrhu Národních radiologických standardů – radiodiagnostika a intervenční radiologie ⁽¹⁹⁾ má mít každé pracoviště provádějící radiodiagnostické výkony zpracován svůj vlastní místní radiologický standard pro každý přístroj a pro každý standardní výkon, který se na něm provádí. Součástí těchto standardů mají být i místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ), vypočítané na základě středních dávek z jednotlivých pracovišť, vyšetřoven nebo rentgenových zařízení.

Postupy stanovení dávek pacientů pomocí MDRÚ a hodnocení dávek pacientů pro účely posuzování rizika nežádoucích účinků ionizujícího záření jsou popsány v přílohách návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku.⁽²⁰⁾

Tyto postupy jsou v uvedeném návrhu zpracovány pro následující typy radiologických modalit:

- skiagrafické přístroje,
- skiaskopické přístroje,
- zubní intraorální přístroje,
- zubní panoramatické přístroje,
- mamografické přístroje,
- kostní denzitometrie,
- výpočetním tomografem (CT),
- intervenční radiologie.

3.5 Specifikace metod ověřování MDRÚ

Postupy pro hodnocení dávek pacientů pomocí MDRÚ jsou popsány v příloze návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku ⁽²⁰⁾, a to v rozsahu typů radiologických přístrojů a hodnocení MDRÚ prostřednictvím jednotek uvedených v následující tabulce.

Tab. 6: Přehled veličin, ve kterých se v rentgenové diagnostice stanovují DRÚ (dle návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku) ⁽²⁰⁾

veličina	symbol [jednotka]	popis veličiny	modalita
vstupní povrchová kerma	K_e [Gy]	kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu	obecná skiografie
dopadající kerma	K_i [Gy]	kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta bez započtení zpětného rozptylu	zubní intraorální skiografie
součin kermy a plochy	P_{KA} [Gy.m ²]	integrál kermy ve vzduchu přes plochu svazku v rovině kolmé k ose svazku	obecná skiografie, skiaskopie, zubní panoramatická skiografie (OPG)
součin kermy a délky	P_{KL} [Gy.m]	integrál kermy ve vzduchu podél specifikované délky	zubní panoramatická skiografie (OPG)
součin kermy a délky pro CT	$P_{KL, CT}$ [Gy.m]	integrál kermy ve vzduchu podél specifikované délky pro kompletní CT vyšetření	výpočetní tomografie (CT)
vážený kermový index výpočetní tomografie	C_w [Gy]	vážený průměr kermových indexů výpočetní tomografie měřených ve středu a 10 mm pod povrchem CT fantomu	výpočetní tomografie
střední dávka v mléčné žláze	D_G [Gy]	průměrná absorbovaná dávka v mléčné žláze	mamografie

Celá problematika je pro všechny výše uváděné modalitty velmi podrobně zpracována v příloze návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku.⁽²⁰⁾ K některým z typů radiodiagnostických přístrojů se v rámci této práce vrátíme v diskusi, avšak i jen zevrubný popis metod a postupů prováděných u všech typů radiologických přístrojů by výrazně přesahoval předpokládaný rozsah této práce.

Vzhledem k velké četnosti prováděných vyšetření a vysokému počtu pracovišť jsem se proto v rámci této práce rozhodla pro podrobnější zpracování a vyhodnocení metod souvisejících se stanovením a hodnocením místních diagnostických referenčních úrovní v podmínkách skiagrafických pracovišť.

Obecně lze dodržování diagnostických referenčních úrovní v oblasti obecné skiografie ověřovat dvěma způsoby:

- prostřednictvím hodnoty vstupní povrchové kermy přepočtené na odpovídající hodnotu elektrického množství pro pevně stanovené velikosti napětí,
- prostřednictvím hodnoty plošné kermy.

Oběma uvedeným metodám se budu blíže věnovat v následující části této práce.

3.6 Ověřování MDRÚ dle hodnoty elektrického množství

Jak uvádím již v předchozí kapitole, úspěšné ověřování hodnoty MDRÚ dle hodnoty elektrického množství konkrétních skiagrafických projekcí je obecně podmíněno dodržováním pevně stanovených hodnot anodového napětí. Tento parametr by měl být součástí schválené optimalizované expoziční tabulky skiagrafického pracoviště a měl by se odrážet rovněž v příslušném místním standardu. Obdobně jako hodnota napětí by měly být pro konkrétní projekci pevně stanoveny a v příslušném standardu zaznamenány i hodnoty vzdálenosti mezi ohniskem rentgenky a receptorem obrazu, celkové filtrace, vymezení svazku záření, citlivosti receptoru obrazu, použití sekundární clony. V případě vyšetření v rozsahu trupu pacienta, včetně pletence ramenního a pánevního, rovněž záznamy o výšce a váze pacienta.

3.6.1 Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy

Vstupní povrchová kerma je kerma ve vzduchu měřená na centrální ose svazku v místě vstupu svazku do pacienta, přičemž se započítává příspěvek zpětně rozptýleného záření.⁽²⁰⁾

Vstupní povrchovou kermu K_e pro konkrétní skiagrafickou projekci vypočítáme následujícím způsobem:

- z příslušného místního standardu a záznamů o provozu zdroje zjistíme:
 - hodnotu použitého napětí [kV],
 - hodnotu použitého elektrické množství [mAs],
 - vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a povrchem pacienta [cm],
 - celkovou filtraci [cm Al].
- v poslední zkoušce dlouhodobé stability skiagrafického přístroje:
 - ověříme hodnotu celkové filtrace,
 - nalezneme hodnotu vstupní povrchové kermy pro odpovídající napětí.
- ze získaných hodnot provedeme následující výpočet:⁽²⁰⁾

$$K_{e_v} = K_{e_{ZDS}} \cdot \frac{Q_v}{Q_{ZDS}} \cdot \left(\frac{FSD_{ZDS}}{FSD_v} \right)^2$$

K_e vstupní povrchová kerma,

Q elektrické množství,

FSD vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a povrchem pacienta,
hodnoty uvedené s indexem v získáme z provozních záznamů o vyšetření

hodnoty s indexem ZDS z poslední zkoušky dlouhodobé stability.

3.6.2 Výtěžnost metody

Metoda ověřování MDRÚ dle hodnoty elektrického množství, respektive dle vstupní povrchové kermy koresponduje s diagnostickými referenčními úrovněmi uvedenými v příloze č. 9 vyhlášky o radiační ochraně (tab. 7).

Tab. 7: Diagnostické referenční úrovně pro skiografická vyšetření⁽⁸⁾

vyšetření	projekce	vstupní povrchová kerma K_e (vztažená na jeden snímek) [mGy]
bederní páteř	AP – projekce předozadní	10
	LAT – projekce boční	30
	LSJ – projekce na LS přechod	40
břicho, intravenosní urografie a cholecystografie	AP – projekce předozadní	10
pánev	AP – projekce předozadní	10
kyčelní kloub	AP – projekce předozadní	10
hrudník	PA – projekce zadopřední	0,4
	LAT – projekce boční	1,5
hrudní páteř	AP – projekce předozadní	7
	LAT – projekce boční	20
lebka	PA – projekce zadopřední	5
	LAT – projekce boční	3
zuby	intraorální snímek	5
	radioviziografie	1

3.7 Ověřování MDRÚ dle hodnoty plošné kermy

Ověřování hodnoty MDRÚ konkrétních skiagrafických projekcí dle hodnoty plošné kermy je metodou obecně jednodušší, a to především z důvodu přímého odečtu sledovaného parametru, bez nutnosti jeho dalších rutinních výpočtů. Obdobně jako u metody ověřování MDRÚ dle hodnoty elektrického množství, popsané v předchozí kapitole, je i zde třeba sledovat také další parametry spojené s konkrétním lékařským ozářením. Tyto parametry by měly být pevně stanoveny pro každou konkrétní projekci a zaznamenány v příslušném standardu. Patří sem hodnota použitého napětí, vzdálenosti mezi ohniskem rentgenky a receptorem obrazu, celkové filtrace, vymezení svazku záření, citlivosti receptoru obrazu, použití sekundární clony a v případě vyšetření v rozsahu trupu pacienta, včetně pletence ramenního a pánevního, rovněž záznamy o výšce a váze pacienta.

3.7.1 Metoda výpočtu vstupní povrchové kermy

Jelikož v příloze vyhlášky o radiační ochraně ⁽¹⁸⁾ jsou stanoveny rovněž diagnostické referenční úrovně v hodnotách plošné kermy (tab. 8), není obecně třeba tento výpočet provádět. V případě potřeby můžeme postupovat následovně:

- z příslušného místního standardu a záznamů o provozu zdroje zjistíme:
 - hodnotu KAP (DAP) metrem indikované plošné kermy [Gy.m²],
 - velikost pole záření v rovině vstupu svazku záření do těla pacienta [m²].
- ze získaných hodnot provedeme následující výpočet: ⁽²⁰⁾

$$K_i = \frac{P_{KA}}{S}$$

K_i dopadající kerma,

P_{KA} elektrické množství,

S ozářená plocha v rovině vstupu svazku záření do těla pacienta.

- o z hodnoty dopadající kermy K_i vypočítáme vstupní povrchovou kerma K_e s použitím faktoru zpětného rozptylu B .

$$K_e = \frac{K_i}{B}$$

K_e vstupní povrchová kerma

K_i dopadající kerma,

B faktor zpětného rozptylu.

Faktory zpětného rozptylu se pro skiagrafická vyšetření pohybují v rozmezí 1.1 – 1.5 v závislosti na velikosti pole, prozařovaném objemu a kvalitě svazku. Konkrétní hodnoty pro používaná expoziční nastavení jsou tabelovány v publikaci (viz literatura 21)⁽²⁰⁾

3.7.2 Výtěžnost metody

Metoda ověřování MDRÚ dle hodnoty plošné kermy koresponduje s diagnostickými referenčními úrovněmi uvedenými v příloze č. 9 vyhlášky o radiační ochraně (tab. 8).

Tab. 8: Diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření s indikátorem plošné kermy⁽⁸⁾

vyšetření	projekce	součin kermy a plochy P_{KA} [Gy.cm ²]
hrudník	PA/LAT – projekce zadopřední a boční	1
pánev	AP – projekce předozadní	5
břicho	AP – projekce předozadní	8
bederní páteř	AP – projekce předozadní	10
urografie		40
žaludek		25
irigoskopie		60

3.8 Zobrazovací systémy skiagrafických RTG přístrojů

Prakticky po celých sto let od doby objevu paprsků X W. C. Röntgenem roku 1895 až do poslední dekády minulého století byl záznam rentgenového obrazu u skiagrafických přístrojů spojen téměř výhradně s využíváním fotocitlivých materiálů.

S rychlým rozvojem výpočetní techniky a postupným rozšiřováním možností zpracování a archivace velkých datových objemů, vstupují do oblasti RTG zobrazovacích metod, obecnou skiografii nevyjímaje, stále dostupnější technologie digitalizace RTG obrazu. Na skiagrafických pracovištích se čím dál častěji setkáváme se systémy Computed Radiography (CR), založenými na principu záznamu RTG latentního obrazu na paměťovou fólii s jejím následným „přečtením“ v laserovém scanneru. Druhou možností jsou systémy Digital Radiography (DR) integrované zpravidla přímo v rentgenovém zařízení. Tyto systémy mají mnoho nesporných výhod a dávají oblasti obecné radiologie nové, doposud netušené možnosti.

Z hlediska zabezpečení podmínek radiační ochrany se však s postupně ubývajícimi rentgenovými filmy z RTG pracovišť vytrácí i přirozená kontrola funkce expozičních parametrů prostřednictvím RTG filmů, které svou průměrnou denzitou soustavně upozorňují na každou pod i nadexpoziční.

Nové digitalizované systémy jsou zpravidla, pro dosažení maximálního komfortu obsluhy, vybavovány systémy „harmonizace“ obrazu, které optimalizují průměrnou denzitu ve snímku tak, aby byla získána obrazová informace co možná nejkvalitnější již při jejím prvním zobrazení. To vede ke stavu, kdy jsou případné podexpozece detekovány díky snížené kvalitě obrazu, nadexpozece však mohou, vzhledem k nesnížené kvalitě obrazových informací, zůstat primárně neodhaleny.

4 Diskuse

Celá problematika zabezpečování podmínek radiační ochrany v oblasti lékařského ozáření v radiodiagnostice je značně komplikovaná. Radiodiagnostika je bezesporu největším přispěvatelem ze všech umělých zdrojů ionizujícího záření. Tato její majorita však nespočívá ve vysokých dávkách spojených s jednotlivými úkony lékařského ozáření, nýbrž ve velké četnosti prováděných vyšetření.

Většina radiodiagnostických vyšetření je spojena s radiační zátěží srovnatelnou s několika hodinami až týdny zátěže z přírodního pozadí. Mezi tato vyšetření patří nejčetnější radiodiagnostická projekce, kterou je PA snímek hrudníku. Tvrdou snímkovací technikou provedený snímek hrudníku je z hlediska efektivní dávky srovnatelný s asi třemi dny zátěže z přírodního pozadí, nevhodná volba expozičních parametrů a zbytečné rozšiřování ozářeného objemu nedůsledným cloněním může vést k až několikanásobné radiační zátěži pacienta. Přesto však nespočívá riziko spojené s těmito vyšetřeními v míře radiační zátěže konkrétních pacientů, nýbrž ve vysokém počtu provedených vyšetření a jemu odpovídající vysoké kolektivní efektivní dávce.

Opačně je tomu u speciálních postupů v intervenční radiologii a CT diagnostice. Metodou s nejvyšší radiační zátěží spojenou s jedním výkonem je především intervenční radiologie, kde se z hlediska rizik spojených s konkrétními výkony přestáváme omezovat na oblast stochastických účinků ionizujícího záření, významu zde však nabývá i riziko deterministických poškození. V poměrně vysokém procentu případů se v oblasti intervenční radiologie setkáváme se stochastickým poškozením odpovídajícím i několika desetiletím zátěže z přírodního pozadí. Nemalý je ale i podíl výkonů, při nichž je u pacienta prokazatelně dosahováno prahových dávek pro radiační dermatitidu a poškození oční čočky.

Jak je patrné, je radiodiagnostika z hlediska radiační zátěže vážící se k jejím diagnostickým a terapeutickým postupům oblastí značně nesourodou a efektivní dávky spojené s konkrétními postupy se liší až v pěti řádech. Z tohoto a dalších důvodů není možné rizika spojená s RTG postupy paušalizovat a bohužel ani limitovat. Jednou z nejefektivnějších cest k optimalizaci radiační zátěže obyvatelstva z radiodiagnostiky se jeví otázka vlastní indikace k provedení vyšetření, která je řešena i věstníkem

MZ ČR, částka 11 z listopadu 2003, indikační kritéria pro zobrazovací metody. ⁽¹⁷⁾ Optimalizace radiační zátěže cestou indikace k vyšetření je nejefektivnější z hlediska jednotlivých konkrétních případů. Nebude-li vyšetření spojené s využitím ionizujícího záření provedeno, nebo bude-li nahrazeno jinou metodou, například ultrasonografií nebo magnetickou rezonancí, nedojde u konkrétního pacienta k ozáření a výsledná radiační zátěž bude nulová.

Jak však řešit situace, kdy je použití radiologických vyšetřovacích postupů nutné a nahradit ho jinou metodou není možné? V tomto případě je nezbytné zabezpečit podmínky lékařského ozáření tak, aby bylo vlastní RTG vyšetření spojeno s co možná nejnižší radiační zátěží. Dosažení tohoto cíle je podmíněno splněním několika základních ukazatelů:

- bezchybný technický stav RTG přístrojové techniky,
- bezchybný stav ostatních položek důležitých z hlediska radiační ochrany,
- standardizace vyšetřovacích postupů,
- optimalizace expozičních parametrů a vymezení pole záření,
- optimalizace nastavení zobrazovacího systému.

Bezchybný technický stavu RTG přístrojové techniky je ověřován v rámci systému přijímacích zkoušek, zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti.

Bezchybný stav ostatních položek důležitých z hlediska radiační ochrany, mezi které patří například vyvolávací automaty, ochranné pomůcky, RTG kazety a folie, temné komory, negatoskopy, obrazové displeje, kamery pro trvalý záznam a zobrazovací řetězce CR a DR systémů je ověřován v rámci provádění zkoušek provozní stálosti.

Standardizace vyšetřovacích postupů je za předpokladu důsledného procesního přístupu cestou k systematickému nárůstu kvality prováděných postupů, postupnému zvyšování úrovně diagnostiky, snižování rizika opakování vyšetření a zvyšování úrovně radiační ochrany.

Optimalizace expozičních parametrů a vymezení pole záření patří k nejeftivnějším metodám vedoucím k redukci radiační zátěže z jednotlivých rentgenových vyšetření, úzce souvisí s procesem standardizace, v jehož rámci nabývá nedocenitelného významu a stává se tak účinným nástrojem ke snižování kolektivních efektivních dávek.

Optimalizace nastavení zobrazovacího systému. Přestože v tomto výpisu uvádím optimalizaci zobrazovacího systému až na posledním místě, rozhodně by tomu tak nemělo být v praxi radiologických pracovišť. Nemohu souhlasit s názorem autorů návrhu Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku ⁽²⁰⁾, že diagnostické referenční úrovně slouží jako rychlý indikátor problému u neoptimalizovaných pracovišť. Optimalizace zobrazovacího systému by měla být jedním z prvních kroků při uvádění nového pracoviště do provozu, a to ještě před provedením přejímací zkoušky, v rámci níž jsou stejně jako v rámci navazujících zkoušek dlouhodobé stability (standardně v testu č. 5.11) ověřovány i diagnostické referenční úrovně.

Na pracovištích s analogovým, film / foliovým zobrazovacím systémem je základním optimalizačním nástrojem optimalizace vyvolávacího procesu, jejíž podstatou je nastavení takových parametrů zpracování RTG filmů, při nichž je dosahováno maximálních hodnot středního gradientu při ještě se nezvyšující hodnotě minimální optické hustoty. Dosažení maximálních hodnot středního gradientu, potažmo kontrastu zpracovaných radiogramů, pak umožňuje použití vyšších hodnot napětí (tvrdší snímkovací techniky) a má tedy přímý vliv rovněž na optimalizaci expozičních parametrů a radiační zátěž pacienta.

O něco komplikovanější může být optimalizační analýza u digitálních zobrazovacích systémů. Obecně jsou tyto nastaveny tak, že obrazová data jsou ještě před jejich zobrazením na monitoru automaticky upravena na optimalizovanou úroveň zobrazení. Jsou-li expoziční parametry RTG přístroje příliš vysoké a dojde-li v důsledku toho k nadexpoziční, upraví systém obrazová data na optimální úroveň zobrazení. V opačném případě, dojde-li k podexpoziční, je systém zatížen nedostatečnou úrovní signálu a v důsledku toho dochází ke snížení kvality obrazové informace. Možnou cestou optimalizace systému je snímkování vhodného fantomu s postupným snižováním

hodnoty elektrického množství až na úroveň, kdy začne docházet k postupnému snižování kvality obrazové informace. Optimální úroveň nastavení expoziční automatiky je taková, kdy je hodnota elektrického množství nejnižší, při ještě se nesnižující kvalitě zobrazení.

Účinných optimalizačních nástrojů je mnohem více a patří mezi ně nejen parametry technického charakteru, jako například vhodná volba receptoru obrazu, použité filtrace RTG svazku a podobně, nýbrž i nástroje systémové, spočívající v přípravě pacienta, erudici radiologického týmu, zastupitelnosti jednotlivých odborníků a mnoho dalších, kompletní analýza optimalizačních nástrojů by nejspíš výrazně přesahovala rozsah této práce, zmínění jejich základních nástrojů jsem však pro pochopení problematiky zavádění a ověřování místních diagnostických referenčních úrovní považovala za nezbytné. Vždyť jsou to vlastně jen dvě cesty vedoucí k jednomu jasně definovanému cíli „optimalizovat lékařské ozáření tak, aby dávky ve tkáních byly co nejnižší, aniž by se tím omezilo získání nezbytných radiodiagnostických informací“.

V současné době jsou na skiagrafičeských a dalších RTG pracovištích diagnostické referenční úrovně ověřovány prostřednictvím standardních fantomů. Tato měření jsou prováděna specializovanými subjekty v rámci přijímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability, funkce expoziční automatiky a dalších komponent RTG zařízení je ověřována v rámci zkoušek provozní stálosti.

Návrh Národních radiologických standardů pro radiologickou fyziku ⁽²⁰⁾ variantu ověřování diagnostických referenčních úrovní pomocí standardních fantomů vůbec nezmiňuje a zaměřuje se výhradně na kontinuální ověřování DRÚ sledováním radiační zátěže spojené s konkrétními úkony lékařského ozáření v radiodiagnostice u standardní skupiny pacientů.

Dle návrhu Národních radiologických standardů pro radiodiagnostiku a intervenční radiologii ⁽¹⁹⁾ si každé zdravotnické zařízení na základě středních dávek z jednotlivých pracovišť, vyšetřoven nebo rentgenových zařízení stanoví pro jednotlivé standardy lékařského ozáření místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ). Postup stanovení MDRÚ, včetně volby příslušných veličin, je popsán v Národních radiologických standardech pro radiologickou fyziku. ⁽²⁰⁾

Pro stanovení a sledování diagnostických referenčních úrovní skiagrafických pracovišť uvádí návrh ⁽⁶⁾ dvě metody, každá z nich koresponduje s jednou z tabulek hodnot diagnostických referenčních úrovní uvedených v příloze č. 9 vyhlášky o radiační ochraně ⁽⁸⁾ a každá se zakládá na sledování jedné z tam uváděných veličin, jejichž sledováním je možné diagnostické referenční úrovně na skiagrafických pracovištích ověřovat.

Vstupní povrchovou kermu K_e vypočítáme z expozičních parametrů RTG přístroje a výsledků zkoušek dlouhodobé stability. Pro účely porovnání radiační zátěže spojené s konkrétním vyšetřením s hodnotou diagnostické referenční úrovně je tato metoda plně vyhovující. Pro kontinuální sledování dodržování místních diagnostických referenčních úrovní však představuje vysokou administrativní zátěž, spojenou s přepočtem velkého množství hodnot. Proto je výhodnější, přepočítat hodnoty místních diagnostických referenčních úrovní zpět na hodnoty elektrického množství [mAs] a ověřování dodržování diagnostických referenčních hodnot realizovat přímo v hodnotách aAs, které jsou RTG přístrojem přímo indikovány. Podmínkou zůstává dodržení standardních hodnot u všech ostatních expozičních parametrů.

Sledováním vstupní povrchové kermu, respektive jí ekvivalentní hodnoty elektrického množství získáváme, za předpokladu dodržování všech ostatních expozičních parametrů pro danou projekci a skupinu pacientů, poměrně přesnou informaci o funkci expoziční automatiky RTG přístroje. Dojde-li však v průběhu sledování u RTG přístroje ke změně výtěžnosti [mGy/mAs] mohou vést výsledky sledování diagnostických referenčních úrovní k falešně pozitivním, ale i falešně negativním výsledkům. U zařízení bez expoziční automatiky vypovídá metoda pouze o dodržování expoziční tabulky v rámci klinické praxe. Metoda nijak nezohledňuje ozářenou plochu.

Použijeme-li metodu sledování vstupní povrchové kermu, respektive jí ekvivalentní hodnoty elektrického množství, na pracovišti s analogovým film / foliovým zobrazovacím systémem, který je na změnu vstupní povrchové kermu poměrně citlivý, upozorní nás v případě změny ve výtěžnosti [mGy/mAs] na případné nedostatky denzita vyvolaných RTG filmů. U digitálních zobrazovacích systémů nelze vyloučit, že závada zůstane skryta.

Plošná kerma P_{KA} je veličina vyjadřující součin kermy a plochy [$\text{Gy}\cdot\text{m}^2$] a její hodnotu získáváme prostřednictvím KAP (DAP) metrů s radiotransparentní ionizační komorou umístěnou na výstupu zdroje záření. Metoda využívá výsledků přímých měření a není tedy zatížena jinou chybou, než je porucha vlastního měřicího zařízení. Tato metoda je plně vyhovující pro jednorázové porovnání radiační zátěže spojené s konkrétním vyšetřením s hodnotou diagnostické referenční úrovně, ale i pro kontinuální sledování dodržování místních diagnostických referenčních úrovní.

Sledováním plošné kermy získáváme, za předpokladu dodržování přesného clonění na velikost formátu kazety poměrně přesnou informaci o funkci expoziční automatiky RTG přístroje. I malá variabilita v ozářené ploše se však ve výsledcích měření projeví poměrně výrazně. Tento fakt lze chápat ze dvou hledisek, hodnota plošné kermy není sice plně specifická vzhledem k dopadající kermě, upozorní nás však nejen na špatnou funkci RTG přístroje, ale i na nedostatky ve vymezení pole záření.

5 Závěr

Vzájemným srovnáním obou metod docházím k závěru, že komplexnější údaj o radiační zátěži pacienta podává metoda založená na měření plošné kermy [$\text{Gy}\cdot\text{m}^2$], kterou spatřuji jako výrazně výhodnější, a to především pro pracoviště vybavená digitálními zobrazovacími systémy. Pro případy překročení diagnostických referenčních úrovní si dovoluji navrhnout rozšíření provozních záznamů o RTG přístrojem indikovanou hodnotu použitého elektrického množství, která by umožňovala objektivnější analýzu příčiny překročení diagnostické referenční úrovně.

Hypotéza, že efektivnější je vybavení přístroje DAP metrem, který je schopen přesněji určit dávku obdrženu pacientem a tím i přesnějšího sledování dodržování nepřekračování diagnostických referenčních úrovní, se splnila.

6 Seznam použité literatury

- (1) HUŠÁK, V. et. al.: *Česká radiologie*, 2004, roč. 58, č. 4, s. 258-261
- (2) CHUDÁČEK, Z.: *Radiodiagnostika.*, Martin: VYDAVATEL 'STVO OSVETA, š. p., 1993. 439 s. ISBN 80-217-0571-X
- (3) IPEM Report 88, 2004 *Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations*,
- (4) KLENER, V. et al.: *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6
- (5) KUNA, P., NAVRÁTIL, L.: *Klinická radiobiologie*. Manus 2005, ISBN 80-86571-09-2
- (6) Petoussi-Henss, Zankl, M., Drexler, G., Panzer, W., Regulla, D., *Calculation of Backscatter Factors for Diagnostic Radiology Using Monte Carlo Methods*, Phys. Med. Biol. 43, 2237-2250, 1998
- (7) ÖSTERREICHER, J., VÁVROVÁ, J.: *Přednášky z radiobiologie*. 1. vydání: Manus, 2003. 116 s. ISBN 80-86571-01-7
- (8) Příloha č. 9 vyhlášky SÚJB č. 307/2002 Sb., *o radiační ochraně*, ve znění vyhlášky SÚJB č. 499/2002 Sb.
- (9) ROZLÍVKA, Z.: *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví – učební texty*. 1. vydání. Pardubice: UNIT, 2005. 99 s.
- (10) SINGER, J.: *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání, České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2005. 67 s. ISBN 80-7040-752-2
- (11) SINGER, J., HEŘMANSKÁ, J.: *Principy radiační ochrany*, 1. vydání, České Budějovice: JU v ČB, 2004. 111 s. ISBN 80-7040-708-5
- (12) SMĚRNICE RADY 97/43/EURATOM ze dne 30. června 1997 *o ochraně zdraví před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením a o zrušení směrnice 84/466/Euratom*
- (13) Státní úřad pro jadernou bezpečnost: *Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii. Zobrazovací proces skiografie a skiaskopie - zkoušky provozní stálosti*. Praha: SÚJB, 2003.
- (14) STORM, J.: *Zkoušky provozní stálosti na radiodiagnostických pracovištích humánní medicíny*. České Budějovice, 2006. Diplomová práce na Sociálně zdravotní fakultě Jihočeské univerzity. Vedoucí práce Z. Rozlívka
- (15) ZÁŠKODNÝ P., *Přehled základů teoretické fyziky*, AVENIRA STIFTUNG, 2005, Vydání první, 264 stran.
- (16) Ullmann, Vojtěch. *AstroNuklFyzika* [on line] .[cit. 2008-2-12.]. URL: <<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>>

- (17) Věstník MZ ČR, částka 11 z listopadu 2003, *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*
- (18) Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., *o radiační ochraně*, ve znění vyhlášky SÚJB č. 499/2002 Sb.
- (19) www.crs.cz[on line].[cit. 2008-2-12.].URL:
<http://radiologieplzen.eu/storage/Standardy_RDG_150905.pdf> *Národní radiologické standardy- radiodiagnostika a intervenční radiologie- návrh věstníku MZ ČR ze dne 15 listopadu 2007*
- (20) www.csfm.cz[on line].[cit. 2008-2-12.].URL:
<<http://www.csfm.cz/index.php?id=148>> *Národní radiologické standardy- radiologická fyzika- návrh věstníku MZ ČR ze dne 31 ledna 2007*
- (21) www.suro.cz[on line].[cit. 2008-2-12.].
URL:<<http://www.suro.cz/cz/prirodnioz>>
- (22) www.suro.cz[on line].[cit. 20.5.2008.].
URL:<http://www.suro.cz/cz/publikace/cinnostsuro/historie_radiacni_ochrany_v_cr.pdf>
- (23) Zákon č. 18/1997 Sb., *o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů*

7 Klíčová slova

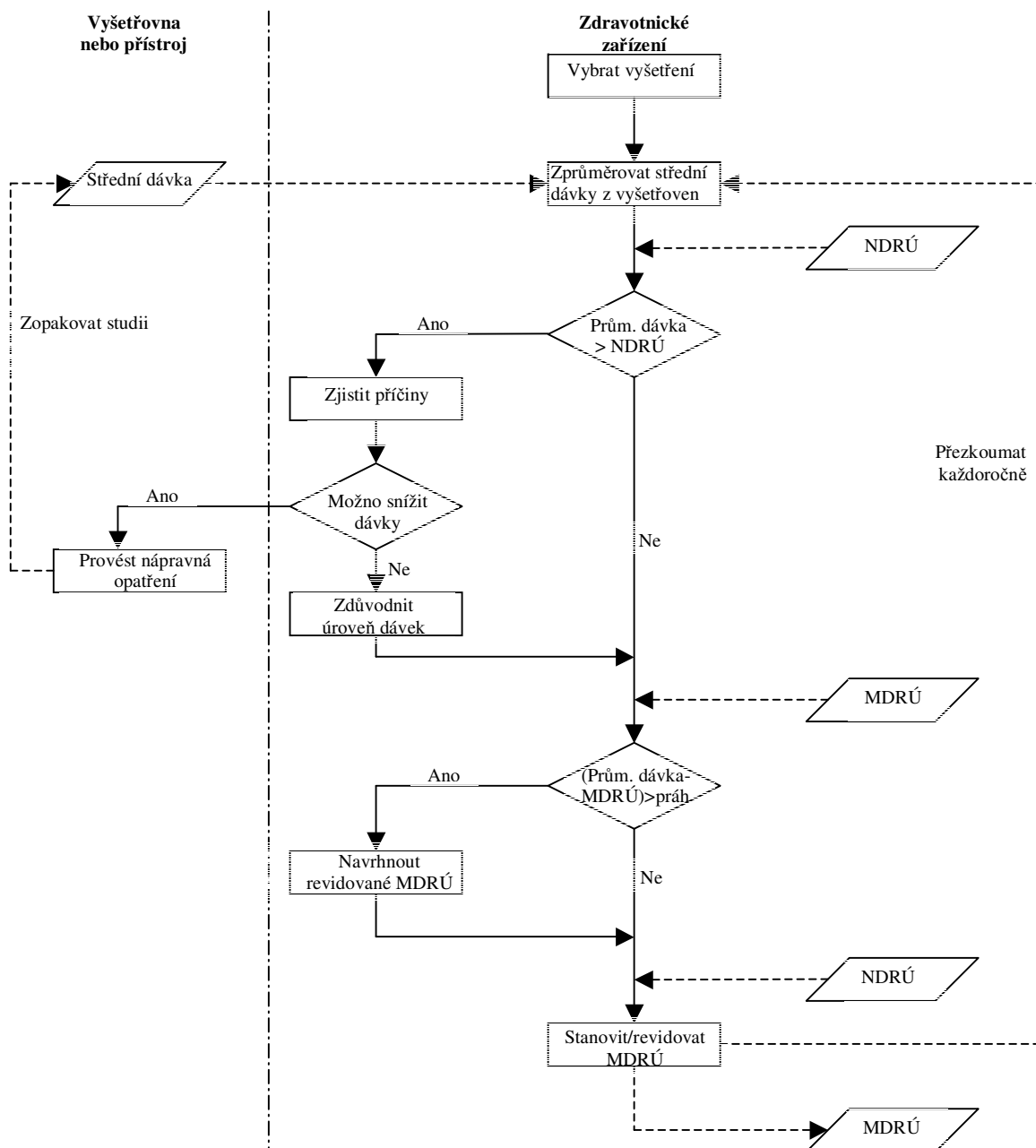
DAP	Dose Area Product
Diagnostické referenční úrovně	Diagnostic Reference Levels
Expoziční parametry	Exposure Parameters
Ionizující záření	Ionizing Radiation
Lékařské ozáření	Medical Radiation
Ochrana pacienta	Protection Patient
Radiační ochrana	Radiation Protection
Radiační zátěž pacienta	Radiation Extension of the Patient

8 Přílohy

8.1 Použité zkratky

AG	angiografie
AP	anterioposteriální – předozadní
CR	nepřímá digitalizace
CT	Computed Tomography
DAP	Dose Area Product
DR	Digital Radiography
DRÚ	diagnostické referenční úrovně
ERCP	endoskopická retrográdní cholangiopankreatografie
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
KAP	Kerma Area Product
L	pateř – Lumbální pateř
LAT	laterální – bočná
LET	Linear Energy Transfer – lineární přenos energie
MDRÚ	Místní diagnostické referenční úrovně
MZ ČR	Ministerstvo zdravotnictví České republiky
NDRÚ	Národní diagnostické referenční úrovně
RDG	Radiodiagnostika
SFD	Source Film Distance – vzdálenost ohnisko / kůže
SI	sakroiliakální skloubení
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TIPS	transjugulární portosystémová spojka
ZDS	zkoušky dlouhodobé stability

8.2 Vývojový diagram stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní



8.3 Tabulky pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní

Tabulky pro stanovení místních diagnostických referenčních úrovní pro skiagrafické, skiaskopické nebo skiagraficko-skiaskopické zařízení

Název pracoviště:

Adresa pracoviště:

Výrobce a typ rentgenového zařízení:

Výrobní číslo:

Subjekt provádějící ZDS:

Datum:

Tabulku vyplnil: Podpis:

Kontakt (telefon nebo pracovní e-mail):

Pokyny k vyplnění tabulky:

Tabulku vyplňte pro 10 pacientů (pro 5 mužů a pro 5 žen) podstupujících dané vyšetření. Hmotnost vybraných pacientů musí být 70 ± 10 kg, průměrná hmotnost by měla být 70 ± 5 kg.

Vysvětlení k jednotlivým sloupcům tabulky:

Pohlaví: napište **M** (muž) nebo **Ž** (žena)

Projekce: napište zkratku projekce (AP, PA, LAT, ...), v případě skiaskopických vyšetření neuvádějte, u kombinovaných skiagraficko-skiaskopických vyšetření platí pro skiagrafickou část vyšetření

Počet snímků: napište počet snímků (expozic) provedených v dané projekci

Ohnisko – film: napište vzdálenost od ohniska k receptoru obrazu (film, CR, DR)

P_{KA} : napište hodnotu součinu kermy a plochy (DAP) indikovanou KAP metrem a **specifikujte jednotky ($Gy \cdot cm^2$, $\mu Gy \cdot m^2$, ...)**

Velikost pole: napište velikost pole na receptoru obrazu (film, CR, DR nebo zesilovač obrazu)

Relativní citlivost: napište relativní citlivost kombinace film – fólie (pouze pro filmová pracoviště)

AEC: napište **ano**, pokud byl použit expoziční automat, pokud nebyl použit, napište **ne**

Tabulka k vyplnění pro skiaskopické zařízení nevybavené KAP metrem:

Typ vyšetření (číslo standardu):

Číslo pacienta	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	Pohlaví	Napětí (kV)	Celkový skiaskopický čas (s)	Ohnisko – zesilovač obrazu (cm)
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						

Tabulka k vyplnění pro skiografické zařízení nevybavené KAP metrem:

Typ vyšetření (číslo standardu):

Číslo pacienta	Hmotnost (kg)	Výška (cm)	Pohlaví	Projekce*	Počet snímků	Napětí (kV)	Součin proudu a času (mAs)	Ohnisko – film (cm)	Relativní citlivost	AEC
1										
2										
3										
4										
5										
6										
7										
8										
9										
10										

* pro každého pacienta všechny projekce při daném vyšetření