



**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**  
**3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**



Ústav radiční onkologie FN Na Bulovce

**Zuzana Poulová**

**Princip ALARA v radioterapii**  
*The ALARA Principle in Radiotherapy*

Bakalářská práce

Praha, květen 2009

**Autor práce:** Zuzana Poulová

**Studijní program:** Specializace ve zdravotnictví

**Bakalářský studijní obor:** Veřejné zdravotnictví

**Vedoucí práce:** Mgr. Vladimír Vondráček

**Pracoviště vedoucího práce:** Ústav radiační onkologie FN Na Bulovce

**Datum a rok obhajoby:** 11. 9. 2009

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracovala samostatně a použila jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

V Praze dne 29. 5. 2009

Zuzana Poulová

## **Poděkování**

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Vladimíru Vondráčkovi, za odborné vedení, věcné připomínky a rady při zpracování této práce. Mé rodině děkuji za velkou trpělivost a podporu.

## Obsah

|   |    |
|---|----|
| Seznam zkratk.....  | 7  |
| 1. Úvod.....  | 8  |
| 1. 1. Cíl.....  | 8  |
| 1. 2. Metodika.....   | 8  |
| 2. Radiační ochrana.....  | 10 |
| 2. 1. Historie.....   | 10 |
| 2. 2. Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně.....       | 11 |
| 2. 2. 1. Základní veličiny.....                                   | 11 |
| 2. 2. 2. Další veličiny.....                                      | 12 |
| 2. 3. Základní principy radiační ochrany.....                     | 13 |
| 2. 3. 1. Odůvodnění činnosti.....                                 | 13 |
| 2. 3. 2. Princip optimalizace.....                                | 14 |
| 2. 3. 2. 1. Optimalizační meze.....                               | 17 |
| 2. 3. 3. Systém limitů pro omezování záření.....                  | 17 |
| 2. 3. 4. Zajištění bezpečnosti zdrojů.....                        | 18 |
| 2. 4. Základní způsoby ochrany před zářením.....                  | 18 |
| 2. 5. Radiační ochrana na pracovištích s ionizujícím zářením..... | 19 |
| 2. 5. 1. Kategorie pracovišť.....                                 | 19 |
| 2. 5. 2. Vymezení kontrolovaného a sledovaného pásma.....         | 19 |
| 2. 6. Legislativní zajištění radiační ochrany.....                | 20 |
| 3. Princip ALARA.....   | 20 |
| 3. 1. Vývoj principu ALARA v Evropě.....                          | 20 |
| 3. 2. Princip ALARA v radioterapii.....                           | 22 |
| 3. 2. 1. Radioterapie obecně.....                                 | 22 |
| 3. 2. 2. IMRT.....  | 23 |
| 3. 2. 3. IGRT.....  | 23 |
| 3. 2. 3. 1. Aplikace principu radioterapie v IGRT.....            | 26 |

|                        |    |
|------------------------|----|
| 4. Diskuze.....        | 28 |
| Závěr.....             | 30 |
| Souhrn.....            | 31 |
| Summary.....           | 32 |
| Seznam literatury..... | 33 |
| Přílohy.....           | 34 |

## Seznam zkratk

ALARA - As Low As Reasonably Achievable

("tak nízké jak rozumně dosažitelné")

CT - Computed Tomography (výpočetní tomografie)

CBCT - Cone Beam Computer Tomography

(výpočetní tomografie pomocí kuželovitého svazku)

DRR - Digitally Reconstructed radiographs

(digitálně rekonstruovaný rentgenogram)

EAN - European Alara Network

(Evropská síť pro uplatňování principu ALARA)

EPID - Electronic Portal Imaging Device

(elektronický portálový zobrazovací systém)

ICRP - International Commission on Radiological Protection

(Mezinárodní komise pro radiační ochranu)

IMRT - Intensity Modulated Radiotherapy

(radioterapie s modulovanou intenzitou svazku)

IGRT - Image Guided Radiotherapy (obrazem řízená radioterapie)

kV - kilovoltážní

MLC - Multileaf Collimator (vícelistový kolimátor)

MRI - Magnetic Resonance Imaging (magnetická resonance)

MV - megavoltážní

OBI - On-Board Imager (kilovoltážní zobrazovací systém firmy Varian)

PET - Positron Emission Tomography (pozitronová emisní tomografie)

PMMA - polymethylmetakrylat, organické sklo

SPECT - Single Photon Emission Computed Tomography (jednofotonová emisní výpočetní tomografie)

SÚJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO - Státní ústav radiační ochrany

## **1. Úvod**

Téma bakalářské práce, Princip ALARA v radioterapii, jsem si zvolila proto, že pracuji na Radiofyzikálním oddělení ÚRO FNB a problematika radiační ochrany je mi tedy velmi blízká.

Při plánování léčby zářením, které je mou pracovní náplní, je snaha terapeutickou dávkou v cílovém objemu co nejvíce eskalovat a to díky čím dál lepšímu technickému vybavení pracoviště. Avšak dávku lze takto zvyšovat pouze pokud máme kvalitní vyšetření před zahájením léčby, která pomůžou co nejpřesněji lokalizovat cílový objem, a také díky průběžným kontrolám pozice a velikosti cílového objemu během radioterapie. I k tomu je však potřeba využít radiodiagnostických zobrazovacích metod, a tak může být celková dávka větší, než se původně předpokládalo. Toto navyšování však nesmí být na úkor okolní zdravé tkáně a tedy i budoucího zdravotního stavu pacienta. Aplikací principu ALARA do radioterapie můžeme do jisté míry předejít nežádoucím účinkům záření a využít jen jeho pozitivních vlastností.

### **1. 1. Cíl**

Cílem mé bakalářské práce je shrnout poznatky z oblasti radiační ochrany, ve které jsem se zaměřila na princip ALARA a jeho uplatnění v radioterapii, zejména v IGRT.

### **1. 2. Metodika**

Téma jsem zpracovala metodou rešerše, s využitím různých zdrojů



dat. Informace jsem čerpala jak z literatury dostupné v českém jazyce, tak i ze zahraničních publikací a také z internetových zdrojů.

Začátek bakalářské práce je věnován historii radiační ochrany a dále jsem se již zaměřila na princip ALARA, jeho počátky a nynější uplatnění.

Více jsem se zaměřila na tuto problematiku u pacientů, kteří podstupují radioterapii, než u pracovníků, kteří tuto léčbu zajišťují, neboť ti jsou monitorováni a máme tedy většinou dobrý přehled o obdržených dávkách.

## **2. Radiační ochrana**

### **2. 1. Historie**

Radiační ochrana je poměrně nová věda, která je hraniční, protože zahrnuje prvky fyziky, chemie, medicíny, elektroniky atd. Její vznik se datuje přibližně do 20. let 20. století, kdy se začaly vyvíjet měřící metody v prostředí ionizujícího záření.

Nejstarší metodou osobní dozimetrie bylo měření ionizace v plynu. Od druhé světové války rostl počet osob pracujících se zdroji ionizujícího záření, a proto se také zvětšoval zájem o osobní dozimetrii a další monitorovací metody.

V 70. letech 20. století se věda začala zabývat interakcí ionizujícího záření s živou hmotou, zejména v radiační ochraně a vznikla osobní dozimetrie jako vědní disciplína. Přispěl k tomu rozvoj jaderné energetiky, zvýšená výroba umělých radionuklidů a jejich aplikace ve zdravotnictví. Rozšiřoval se rozsah typů a energií záření, rozsah měřených dávek zejména směrem k nižším hodnotám a byly vyvíjeny osobní dozimetry, které byly schopny měřit veškeré druhy záření. Vznikaly i havarijní dozimetry, které měřily dávky nad 1 Sv.

Ionizační komůrky byly nahrazeny filmovými, termoluminiscenčními a elektronickými dozimetry.

S vývojem osobních ochranných prvků souvisí i vývoj stínění. Stínění jako aktivní ochrana je provádělo formou ochranných krytů zářičů nebo stínění pracovníků. Od 80. let se použití osobních dozimetrů stalo nedílnou součástí práce se zdroji ionizujícího záření.

K optimalizaci radiační ochrany byla vytvořena řada analytických metod, které jsou využívány dodnes. Nejjednodušší metodou byla tzv. „Nákladově – efektivní analýza“, která hodnotila vztah dávky a nákladů na

její snížení.

Zároveň s používáním zdrojů ionizujícího záření se začala rozvíjet nejen ochrana před zářením, ale i regulace této ochrany a regulační orgány a odborné instituce. Jednou z nich je ICRP, která vznikla v roce 1928 pod názvem X – ray and Radium Protection Committee.

Pro vývoj radiační ochrany v České republice bylo důležité budování specializovaných radiologických pracovišť ve 20. a 30. letech 20. století, v roce 1997 vznik SÚJB a v roce 1995 vznik SÚRO, který vykonává státní správu a dozor zaměřený na snižování bezpečnostních a radiačních rizik, usměrňování ozáření a předcházení, omezování a zmírňování následků nehod s možnými škodlivými účinky ionizujícího záření.

## **2. 2. Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně**

### **2. 2. 1. Základní veličiny**

#### Aktivita A

Podíl středního počtu radioaktivních přeměn v určitém množství radionuklidu za časový interval a tohoto intervalu. Jednotkou této veličiny je becquerel Bq ( $s^{-1}$ ).

#### Dávka (absorbovaná dávka) D

Podíl střední sdělené energie, kterou předá ionizující záření látce a hmotnosti této látky. Jednotkou je gray Gy (J/kg).

#### Expozice X

Podíl absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů vzniklých ve vzduchu při zabrzdění všech elektronů a pozitronů uvolněných fotony ve vzduchu a hmotnosti tohoto vzduchu (C/kg).

### Kerma $K$

Podíl celkové kinetické energie všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v látce a hmotnosti této látky. Jednotkou je opět gray Gy (J/kg).

### Ekvivalentní dávka $H_T$

Součin radiačního váhového faktoru  $w_T$  a střední (absorbované) dávky  $D_{T,R}$  v orgánu nebo tkáni  $T$  pro ionizující záření  $R$ . Jednotkou je sievert Sv (J/kg).

### Efektivní dávka $E$

Součet součinů tkáňových váhových faktorů  $w_T$  a ekvivalentní dávky  $H_T$  ve všech ozářených tkáních nebo orgánech  $T$ , popisuje celotělové ozáření. Jednotkou je opět sievert Sv (J/kg).

## **2. 2. 2. Další veličiny**

### Kolektivní efektivní dávka

Součet efektivních dávek všech jednotlivců v určité skupině.

### Úvazek ekvivalentní dávky

Vyjadřuje ozáření orgánu nebo tkáně  $T$  po příjmu radionuklidu.

### Úvazek efektivní dávky

Vyjadřuje ozáření celého těla po příjmu radionuklidu.

### Dávkový ekvivalent

Součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního

činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.

#### Osobní dávkový ekvivalent

Dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně  $d$ .

#### Fotonový dávkový ekvivalent

Vyjadřuje riziko ozáření fotony gama nebo X, protože se konvenčně předpokládá, nezávisí na jejich energii. Vždy se vztahuje ke vzduchu a vyjadřuje se v jednotkách (Sv).

### **2. 3. Základní principy radiační ochrany**

Radiační ochrana se snaží zabránit zdravotní újmě při práci se zdroji ionizujícího záření. Zdravotní újmou se dle legislativy myslí „pravděpodobnost poškození zdraví způsobené somatickými účinky ionizujícího záření a vážnými genetickými poruchami, které se mohou projevit u fyzických osob po ozáření ionizujícím zářením a které stanoví odhadem rizika snížení délky a kvality života“. Cílem je vyloučit deterministické účinky záření a riziko účinků stochastických udržovat na rozumně přijatelné nízké úrovni. Toho je dosahováno uplatňováním třech principů radiační ochrany. Tyto principy byly postulovány jak ICRP, tak i legislativou ČR.

#### **2. 3. 1. Odůvodnění radiační činnosti**

Tento princip je definován v atomovém zákoně v § 4 odst. 2 (citace):

„Každý kdo využívá jadernou energetiku, provádí činnost vedoucí k

ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.“

Objektivní posuzování odůvodněnosti radiačního ozáření bývá velmi složité a diskutabilní. Všechny druhy radiační činnosti musí být před prvním zavedením odůvodněny z hlediska ekonomických, společenských nebo jiných přínosů v porovnání se zdravotní újmou, kterou by mohly způsobit.

Princip se vztahuje na tyto činnosti:

- 1) profesní ozáření fyzických osob v souvislosti s výkonem práce při radiačních činnostech
- 2) lékařské ozáření fyzických osob:
  - a) v rámci jejich lékařského vyšetření nebo léčby,
  - b) v rámci pracovně lékařské péče a preventivní zdravotní péče,
  - c) v rámci ověřování nových poznatků nebo při použití metod, které dosud nebyly v klinické praxi zavedeny,
  - d) pro účely stanovené zvláštním právním předpisem
- 3) havarijní ozáření fyzických osob v důsledku radiační nehody nebo radiační havárie, s výjimkou havarijního ozáření zasahujících osob
- 4) havarijní ozáření zasahujících fyzických osob dobrovolně se účastnících zásahu, během kterého by mohl být překročen některý z limitů ozáření stanovených pro radiační pracovníky
- 5) přetrvávající ozáření vyplývající z dlouhodobých následků po radiační mimořádné situaci nebo vyplývající z činnosti vedoucí k ozáření, jejíž výkon byl již ukončen
- 6) potenciální ozáření, které nelze s jistotou předvídat, avšak pravděpodobnost jeho vzniku lze předem odhadnout

## **2. 3. 2. Princip optimalizace**

Obecně je znám jako princip ALARA a říká, že každý, kdo vykonává činnost vedoucí k ozáření, musí dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení ekonomických a společenských hledisek.

Provádí se:

- 1) před zahájením činnosti vedoucí k ozáření posouzením a porovnáním variant řešení radiační ochrany, které při zamýšlené činnosti přicházejí v úvahu, a posouzením nutných nákladů na příslušná ochranná opatření, posouzením kolektivních dávek a dávek u příslušných kritických skupin obyvatel,
- 2) při vykonávání činnosti vedoucí k ozáření pravidelným rozbořem obdržených dávek ve vztahu k prováděným úkonům, uvážení možných dalších opatření k zajištění radiační ochrany a porovnáním s obdobnými již provozovanými a přitom společensky přijatelnými činnostmi,
- 3) před zahájením zásahu k odvrácení nebo snížení ozáření posouzením možných variant a volbou takové, která svým způsobem provedení, rozsahem a dobou trvání přinese co největší čistý přínos,
- 4) při uskutečňování zásahu rozbořem obdržených dávek ve vztahu k prováděným opatřením a uvážení změny zvolených opatření a postupů.

V rámci optimalizace mají být všechna ozáření plánována a udržována na co nejnižší rozumně dosažitelné úrovni se zohledněním hospodářských a společenských faktorů. Varianty radiační ochrany posuzované v rámci optimalizace radiační ochrany nesmí vést k ozáření, které by převyšovalo limity ozáření nebo optimalizační meze, pokud jsou pro daný případ stanoveny. Při stanovování optimalizačních mezí pro jednotlivou činnost vedoucí k ozáření nebo jednotlivý zdroj ionizujícího

záření SÚJB zohlední dosavadní zkušenosti s podobnými činnostmi a zdroji tak, aby úroveň radiační ochrany nebyla nižší, než bylo již dosaženo v praxi, a uváží také možný vliv jiných činností a zdrojů tak, aby celkově nehrozilo překročení limitů ozáření.

Při optimalizaci radiační ochrany se zpravidla porovnávají náklady na různá opatření ke zvýšení radiační ochrany, jako je přemístění osob nebo vybudování dodatečných bariér, s finančním ohodnocením očekávaného snížení ozáření (dále jen "přínos opatření"). Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření a nevyžaduje - li provedení opatření zvláštní společenské podmínky. Přínos opatření se při tomto postupu vyčíslí tak, že snížení kolektivní efektivní dávky u posuzované skupiny osob se násobí součinitelem[6]:

- a) 0,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce nepřesáhne jednu desetinu příslušných limitů ozáření,
- b) 1 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne jednu desetinu, ale nikoliv tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- c) 2,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- d) 1 mil. Kč/Sv pro lékařské ozáření,
- e) 0,5 mil. Kč/Sv pro ozáření z přírodních zdrojů ionizujícího záření, které nejsou záměrně využívány,
- f) 2,5 mil. Kč/Sv pro havarijní ozáření.

Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za dostatečně prokázanou také v těch případech, kdy z dané radiační činnosti ani za předvídatelných odchylek od běžného provozu roční efektivní dávka u žádného z radiačních pracovníků nepřekročí 1 mSv a roční efektivní dávka u žádné jiné osoby nepřekročí 50 mikroSv a pro pracoviště IV. kategorie kolektivní efektivní dávka nepřekročí 1 Sv.



### 2. 3. 2. 1. Optimalizační meze

Princip ALARA se vztahuje ke všem třem typům expozičních situací: plánovaným, nehodovým a existujícím. Velmi úspěšně se uplatňuje v plánovaných situacích a cílem je aplikace i na ostatní dva typy expozičních situací.

Dávkové optimalizační meze pro plánované situace jsou základní úrovní ochrany pro plánovanou provozní činnost a vždy jsou nižší než příslušné dávkové limity, tedy optimalizace ochrany stanoví dávku záření pod optimalizační mezí.

Maximální hodnota pro optimalizační mez by měla být 100 mSv realizovaných jednorázově nebo v průběhu roku.

### 2. 3. 3. Systém limitů pro omezování záření

Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, musí omezovat ozáření fyzických osob tak, aby nebyly překročeny limity ozáření stanovené legislativou [6]. Omezování ozáření osob, které jsou vystaveny působení ionizujícího záření, zajišťují limity ozáření, odvozené limity a autorizované limity.

1. Limity ozáření - jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiační činnosti. Jejich překročení není ve stanovených případech přípustné. Rozdělují se na:
  - a) obecné limity (vztahují se na celkové ozáření z radiačních činností, nevztahují se na profesní, lékařské a havarijní ozáření),
  - b) limity pro radiační pracovníky (limity pro profesní ozáření, tj. ozáření v přímé souvislosti s výkonem práce),
  - c) limity pro učně a studenty (od 16 do 18 let věku).

2. Odvozené limity - jsou pomocnými kvantitativními ukazateli, vyjádřenými v měřitelných veličinách a sloužícími ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny.
3. Autorizované limity - jsou závazné kvantitativní ukazatele stanovené v příslušném povolení pro jednotlivou radiační činnost nebo jednotlivý zdroj ionizujícího záření, zpravidla jako výsledek optimalizace radiační ochrany.

#### **2. 3. 4. Zajištění bezpečnosti zdrojů**

Dalším prvkem v radiační ochraně je ochrana a bezpečnost zdrojů, která má být zajištěna řádným řízením, dobrou technikou, systémem zabezpečení jakosti a výcvikem a vzděláním personálu.

#### **2. 4. Základní způsoby ochrany před zářením**

Cílem radiační ochrany je snížit absorbovanou dávku ionizačního záření v organismu na co nejnižší míru. Obdržená dávka záření je určena těmito faktory: intenzitou, druhem a energií záření, dobou expozice a geometrickými podmínkami.

Tři základní způsoby ochrany před zářením jsou:

1. Čas - absorbovaná dávka záření je přímo úměrná době expozice.
2. Vzdálenost - intenzita záření a tím i dávkový příkon jsou nepřímo úměrné druhé mocnině vzdálenosti od zdroje.
3. Stínění - odstínění záření vhodným absorbujícím materiálem vede ke snížení intenzity a někdy i k úplnému odstínění záření, důležitá je volba vhodného stínícího materiálu pro jednotlivé druhy záření.

Při práci s otevřenými radionuklidy je nebezpečí vnitřní nebo vnější kontaminace radioaktivními látkami. Je tedy nutné dodržovat pravidla hygieny a používat ochranné pomůcky (stínící, manipulační a pomůcky proti kontaminaci).

## **2. 5. Radiační ochrana na pracovištích s ionizujícím zářením**

### **2. 5. 1. Kategorie pracovišť**

Stavba, uspořádání a vybavení pracoviště musí být provedeny tak, aby byla zajištěna dostatečná radiační ochrana pracovníků, ostatních osob a životního prostředí. Projekty a způsobilost pracovišť pro ionizující záření schvalují pracovníci SÚJB.

Pracoviště se dělí podle toho, zda jsou určena k práci s uzavřenými zářiči (rentgenologická nebo radioterapeutická pracoviště) nebo se zářiči otevřenými. Dle závažnosti radiačního rizika se pracoviště dělí do 4 kategorií, u pracovišť s otevřenými zářiči je to podle zpracovávaných aktivit.

### **2. 5. 2. Vymezení kontrolovaného a sledovaného pásma**

Kontrolovaným pásmem jsou nazývány ty prostory pracoviště, kde se pracuje s ionizujícím zářením (radioaktivními látkami nebo jinými zdroji ionizujícího záření) a kde je třeba dodržovat režim ochrany osob před ionizujícím zářením. Ve stávajících normách radiační ochrany [6] se specifikuje: "Kontrolované pásmo se vymezuje všude tam, kde se očekává, že za běžného provozu nebo za předvídatelných odchylek od běžného provozu, by radiační dávka pracovníků mohla překročit 3/10 limitu pro radiační pracovníky."

Na některých pracovištích, zvláště I.kategorie, se zavádí tzv. sledované pásmo, což je prostor, kde za běžného provozu radiačních zdrojů by radiační dávka mohla překročit obecné limity pro obyvatelstvo.

## **2. 6. Legislativní zajištění radiační ochrany**

- "Atomový zákon" (č. 18/1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření + související normy a předpisy: vyhláška SÚJB č. 184/1997 novelizována vyhláškou SÚJB č. 307/2002 a vyhláškou SÚJB č. 499/2005. Dále vyhlášky SÚJB č. 146/1997 a SÚJB č. 214/1997.
- SÚJB: dohled a koordinace celého komplexu opatření pro bezpečné používání zdrojů ionizujícího záření; kromě legislativní činnosti posuzuje projekty pracovišť se zdroji ionizujícího záření, vydává příslušná povolení a vykonává inspekční činnost na těchto pracovištích.

## **3. Princip ALARA**

### **3. 1. Vývoj principu ALARA v Evropě**

Vývoj principu ALARA lze rozdělit do dvou hlavních etap. První etapa se datuje od roku 1973 do roku 1982, druhá od roku 1982 do roku 1987. Na vývoji se nejvíce podíleli ICRP a European Commission. V roce 1996 byl založen EAN.

Jak již bylo uvedeno výše, ALARA znamená "tak nízké, jak je rozumně dosažitelné". Hlavní snahou je optimalizace radiační ochrany a usměrňování expozice populace. Smyslem je, aby při provozování zdrojů

záření počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek.

Princip ALARA je od roku 1980 obsažen v European Basic Safety Standards a ve směrnici Euratomu 96 - 29 byl označen jako základ systému radiační ochrany. Během osmdesátých let a začátkem let devadesátých byl integrován do mnoha národních předpisů a programů radiační ochrany. Evropská komise se v roce 1996 rozhodla založit EAN a tím podpořila výzkumné programy zabývající se optimalizací všech typů profesionálních expozic, a usnadnilo se šíření zkušeností a osvědčených praktik ve všech oblastech průmyslu a výzkumu v Evropě.

EAN vydává každý rok dvě čísla "European Newsletter" a organizuje jeden seminář. Newslettery pravidelně informují o vývoji předpisů a právních precedentů, o výsledcích výzkumů, analýzách dozimetrických dat, popisech existujících databází a programech ALARA. Dále jsou v nich ponaučení z událostí a nehod a doporučení pro Evropskou komisi pocházejících ze závěrů seminářů.

V každém čísle je jeden nebo dva články a stanoviska expertů a další informace. Newslettery zajišťují spojení odborníků, kteří se principem ALARA zabývají, tedy hlavně fyziků, lékařů, vedoucích pracovníků, organizací zabývajících se radiační ochranou, výzkumných institucí, správních orgánů a zástupců odborů.

Semináře poskytují odborníkům výměnu zkušeností, návrhy řešení problémů a vytipování oblastí, které vyžadují další výzkum. Pro každý seminář se zvolí téma, u kterého se očekává velký pokrok v rozvíjení principu ALARA. Vzniká zde sada doporučení pro Evropskou komisi a pro národní správní orgány týkající se usnadnění zavádění principu ALARA do praxe. Všechna doporučení jsou schvalována řídicí skupinou EAN a zasílána Evropské komisi.

Součástí EAN je v současné době 14 zemí: Belgie, ČR, Dánsko, Finsko, Francie, Holandsko, Itálie, Německo, Norsko, Rakousko,

Španělsko, Švédsko, Švýcarsko, Velká Británie.

Koordinaci zajišťuje The Center d'Etudes Pour l'Evaluation de la Protection Dans le Domaine Nucléaire (CEPN).

### **3. 2. Princip ALARA v radioterapii**

Metodika radiační ochrany při lékařských aplikacích ionizujícího záření vychází ze základních principů radiační ochrany. Avšak zde se nestanovují závazné limity záření, místo toho se udávají doporučené hodnoty dávek (tzv. směrné hodnoty) jako vodítko při provádění konkrétních diagnostických a terapeutických metod. Průměrné radiační zátěže pro nejčastější metody rentgenové diagnostiky jsou uvedeny v tabulkách ( viz Příloha 1).

V radioterapii se klade důraz na optimalizaci terapeutické dávky a na uplatnění principu ALARA pro kritické orgány.

#### **3. 2. 1. Radioterapie obecně**

Je jednou ze základních součástí onkologické léčby. Široké uplatnění zde nacházejí moderní zobrazovací metody, především při lokalizaci nádoru a kontrole pacienta při ozařování.

Předpokladem úspěšné léčby je možnost aplikovat dostatečně vysokou dávku záření do cílového objemu. K radioterapii se jako zdroj záření nejčastěji používá lineární urychlovač, který umožňuje volbu různých energií ( řádově jednotky až desítky MeV) a typů záření (elektronové, vysokoenergetické fotonové) dle uložení tumoru.

Lineárním urychlovačem jsou urychlovány elektrony, které dopadají na terčík a mění se ve vysokoenergetické rentgenové záření. Svazek záření je homogenizován pomocí filtru a kolimován do požadovaného

tvary a velikosti. Tvar radiačního pole se dále modifikuje pomocí tzv. stínících bloků nebo ještě lépe pomocí MLC. Je to zařízení tvořené mnoha páry lamel těžkého kovu a jejich pozice je ovládána počítačem řízeným motorkem. Tím lze dosáhnout libovolného tvaru pole. Moderní konformní radioterapie využívá kombinace více MLC polí, která vstupují do pacienta z různých směrů a protínají se v jednom bodě - izocentru. Technologie MLC se využívá i pro vytváření nehomogenních radiačních polí při IMRT technikách.

Pro každého pacienta se vytváří individuální ozařovací plán pomocí moderních výpočetních plánovacích systémů (viz Příloha 2). Stanoví se cílový objem, kritické orgány, požadovaná dávka, energie a typ záření. Cílem je co nejpřesnější ozáření tumoru dostatečně vysokou dávkou a co nejmenší ozáření zdravé okolní tkáně. Tím se sníží i nežádoucí účinky léčby. Více o plánování léčby např. v [1].

### **3. 2. 2. IMRT**

Metoda IMRT využívá svazky záření o různé intenzitě a tím umožňuje dosáhnout lepší prostorové distribuce dávky záření v cílovém objemu a okolní zdravé tkáně šetří více než je tomu u technik konformní radioterapie.

Jedna z metod modulace svazku (dynamická metoda) využívá toho, že lamely MLC se v průběhu ozáření kontinuálně pohybují napříč svazkem záření a ozáření pole probíhá bez přerušování záření. U metody mnoha statických segmentů je při přesunu lamel kolimátoru mezi jednotlivými segmenty svazek záření vždy vypnut a po dosažení požadované polohy je záření znovu spuštěno.

### **3. 2. 3. IGRT**

Zatím nejpreciznější metodou léčby zářením dostupnou v ČR je IGRT.

Při každém nastavení pacienta na urychlovači (typicky se ozařuje každý den po několik týdnů) je zásadní, aby pacient byl ve stejné poloze vůči jednotnému souřadnému systému jako byl v okamžiku pořízení CT série na které byla naplánována léčba. Jedině tak lze garantovat, že dávková distribuce spočtená na CT modelu pacienta bude odpovídat skutečné dávkové distribuci v těle pacienta.

Základní metoda nastavení pozice pacienta je založena na lasery vyznačeném souřadném systému. Pacient má na kůži značky, které musí být vždy ve shodě s pozičními lasery. Přesnost není příliš vysoká a navíc nastavení na základě pozice značek na povrchu pacienta nezaručuje správnou polohu nádoru vůči souřadnému systému. Základní radiografická metoda nastavení pacienta využívá tzv. elektronický portálový zobrazovací systém (EPID), což je plošný detektor megavoltových fotonů tvořený maticí detektorů, který je umístěn pod pacientem, naproti zdroji terapeutických MV fotonů. Po nastavení pacienta pod urychlovačem podle značek a pozičních laserů se pořídí MV-rentgenová předozadní projekce ozařované oblasti těla. K pořízení snímku je třeba velmi nízké dávky záření z urychlovače. Tento MV snímek se následně porovná s tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenogramem (DRR), což je numericky vypočtený snímek ze série CT snímků (3D modelu pacienta) nebo referenčnímu snímku z radioterapeutického simulátoru, odpovídající dané projekci. MV snímek pořízený pomocí EPID je podstatně méně kontrastní než odpovídající DRR, které bylo spočteno z CT snímků pořízených pomocí kilovoltážní rentgenky. Přesto jsou na MV snímku jasně viditelné např. struktury kostí, které umožňují korigovat pozici pacienta pomocí terapeutického stolu tak, aby odpovídala kostním strukturám na odpovídajícím DRR.

Radiografická verifikace výrazně zpřesňuje nastavení pacienta.



Dalšího zpřesnění lze dosáhnout implantací speciálních kovových markerů přímo do nádoru. Implantované markery jsou na MV snímcích (i odpovídajících DRR) jasně viditelné a navíc identifikují přímo cílovou oblast.

Fyzikální omezení v kvalitě MV snímku se u moderních klinických ozařovačů řeší zařazením kV rentgenky a flat-panel detektoru (kV plošný detektor) v úhlu 90° resp. 270° vůči hlavici urychlovače na jeho rameni. Další možností využití kV soustavy je provedení tzv. verifikačního cone beam CT (v principu lze i s MV soustavou), což je provedení rotace o 360° a pořízení sérií projekcí kuželovým svazkem. Získá se trojrozměrný obraz ozařované oblasti. Tato metoda pak umožňuje srovnání verifikačních CT snímků s CT sérií pořízenou plánovacím CT.

Využití zobrazovacích metod k verifikaci či řízení pozice pacienta před či v průběhu ozařování je obecně označováno jako obrazem řízená radioterapie, IGRT.

Jedním z nejvýznamnějších zdrojů nejistoty v pozici nádoru je dýchání a s ním spojené pohyby. V posledních letech prošla snaha o kontrolu pozice velkým vývojem. Jedna z nejjednodušších metod je pořídit plánovací CT snímky pacienta pouze ve fázi hlubokého nádechu, což lze zařídit jednak spoluprací s pacientem nebo kontrolovat např. zavedeným spirometrem během CT vyšetření a vybrat pak CT snímky pořízené v žádané fázi dýchání. Samotné ozařování pak samozřejmě probíhá také za spolupráce s pacientem, kdy se ozařuje pouze ve fázi zadržného dechu. V poslední době dochází také k vývoji externích systémů pro monitorování dechu. Jedním z nich je zařízení ExacTrac® (BrainLAB, D). Skládá se z infračerveného zdroje, dvou infračervených kamer a sady reflexních markerů. Markery jsou umístěny na pacientově hrudníku a dvě kamery snímají reflexní obraz, čímž umožňují on-line sledování pohybu hrudníku a tím s velkou korelací i pohyb vnitřních orgánů.

Dalším zpřesněním je aktivní zapojení pacienta. Pacient má před očima obrazovku s on-line pozicí obrazů markerů s vyznačením limitů a

sám tak kontroluje, aby např. zadržel dech přesně v definované toleranci. Je-li takový systém propojen s řízením terapeutického svazku, je možné ozařovat pacienta pouze v předem definovaných limitech fáze dýchání s tím, že ozařování se přeruší je-li odchylka za stanovenou toleranci. Další možností je použít on-line zobrazování pomocí systému dvou rentgenek a dvou flat-panel detektorů během samotného ozařování. Nevýhodou oproti např. ExacTrac systému je zvyšování radiační zátěže pacienta. Výhodou je, že kontrolní obrazy přímo postihují anatomické struktury v oblasti nádoru a není tedy pochyb o korelaci pozice zobrazovaného objektu s pozicí nádoru.

Klinické využití metod IGRT spočívá v kontrole pozice nádoru vůči terapeutickým svazkům během léčby. Díky tomu je možné zmenšit bezpečnostní lemy při definici cílového objemu, které tuto nepřesnost zohledňují. Zmenšení bezpečnostního lemu znamená menší objem ozářené zdravé tkáně spolu s nádorem, což umožňuje zvýšení terapeutické dávky a také zvýšení pravděpodobnosti kontroly nádoru.

Technologie IMRT umožňuje realizovat prostorově složitě tvarované distribuce dávky v těle pacienta a využít tak potenciálu IGRT. Toto platí i naopak: využití technologie IMRT by nebylo možné, dokonce by bylo velice nebezpečné, bez zpřesnění kontroly pozice cílového objemu umožněné metodami IGRT. Řízené ozařování částí cílového objemu rozdílnou dávkou na základě funkčních zobrazení (PET, SPECT) je označováno jako tzv. dose painting tj. vybarvování cílového objemu žádanou dávkou.

### **3. 2. 3. 1. Aplikace principu ALARA v IGRT**

Princip ALARA je zřejmě nejvíce diskutován v souvislosti s IGRT technikami. Je to z toho důvodu, že tyto techniky vyžadují ještě před zahájením léčby mnoho diagnostických vyšetření, která také využívají

rentgenového záření. Jsou to radiodiagnostická vyšetření (skiagrafická, skiaskopická, CT) a dále to mohou být různá vyšetření na oddělení nukleární medicíny, tedy s využitím radioizotopů.

Pacient proto může během této doby, než zahájí samotnou léčbu, obdržet dávku záření, která nemusí být zanedbatelná. K tomu je nutné přičíst dávky, které obdrží během záření. Tedy kromě terapeutické ještě dávky z řady zobrazovacích metod, které využívá IGRT pro nastavení pacienta. Mezi tyto zobrazovací metody patří portálové MV zobrazování, klasická kV radiografie, výpočetní tomografie (plánovací CT, kV Cone-beam CT, MV Cone-beam CT, jejich respiračně korelovaný 4D CT), dále fluoroskopie, MRI a PET.

Odhad celkové radiační zátěže při IGRT je dán součtem efektivních dávek z jednotlivých zobrazovacích modalit použitých při IGRT:

$$E_{IGRT} = E_{CT} + E_{CBCT} + E_{OBI} + E_{portál},$$

kde  $E_{CT}$  je odhad radiační zátěže z plánovacího CT,  $E_{CBCT}$  je celková dávka z CBCT vyšetření,  $E_{OBI}$  je efektivní dávka pro kV projekce a  $E_{portál}$  je odhad efektivní dávky pro portálové zobrazování.

Tímto způsobem lze získat přehled o dávce, kterou pacient obdržel navíc v průběhu radioterapie. Je proto důležité dbát na to, aby počet těchto vyšetření a zobrazovacích metod byl co nejmenší, neboť jejich celková dávka rovnoměrně stoupá, má negativní biologický efekt a může být zanedbatelná ve srovnání s terapeutickou dávkou.

## Diskuze

Problematika dávek ze zobrazovacích metod během radioterapie je velmi často diskutována v souvislosti s celkovou terapeutickou dávkou. Tato dávka je vyjádřena v Gy. Avšak přímé srovnání těchto dávek může být zavádějící kvůli odlišným biologickým efektům, neboť depozice dávky při zobrazování a terapii je odlišná. Východiskem je konverze na obecnou veličinu charakterizující radiobiologický efekt, tedy efektivní dávku. Proces konverze je závislý na anatomii pacienta, na individuální depozici energie a na tom, jak tato energie ovlivňuje příslušné biologické objekty.

Postupy pro konverzi terapeutické dávky na dávku efektivní jsou mnohem méně zpracované než je tomu u konverze dávky zobrazovací. Také bylo v této oblasti provedeno méně studií. Je to tím, že zatímco zobrazovací postupy podléhají určitým standardům, terapeutické ozáření je vždy specifické pro každého pacienta. Dalším problémem může být fakt, že modely biologických efektů založené na populačních skupinách, které se používají při hodnocení rizika v diagnostickém zobrazování, nemusí být vhodné pro vysoce selektivní skupinu pacientů, kteří podstupují radiační terapii. Proto se často diskutuje, zda má takový převod pro terapeutické dávky smysl. Avšak předpokládá se, že radiační zátěž v okolních citlivých tkáních může vést ke zvýšení pravděpodobnosti vzniku rakoviny. Koeficient pravděpodobnosti pro odhad vzniku fatální rakoviny z jednotlivých radiografických expozičních byl stanoven ICRP jako 0,005% na 1 mSv. S tímto ICRP koeficientem je možné provést odhad zvýšení pravděpodobnosti pro stochastický účinek vzniku sekundární rakoviny během zbývajících života. Například pro pacienta s rakovinou prostaty bylo zjištěno, že může dojít ke zvýšení této pravděpodobnosti asi o 0.3% [12]. Otázkou je, zda je toto riziko zanedbatelné nebo ne.

Proto probíhá řada výzkumů a studií v této oblasti, která ještě není

zcela probádána. Řada odborníků se přiklání k názoru, že toto riziko je zanedbatelné ve srovnání se samotnou léčbou, která často pacientovi prodlouží či dokonce zachrání život. Na druhou stranu by se neměl přeceňovat přínos některých radiodiagnostických a zobrazovacích metod a vždy by se mělo přihlédnout k věku, pohlaví, diagnóze a prognóze pacienta, neboť záření jistě zátěží pro organismus je a tak by se k němu mělo přistupovat.

Faktem je, že terapeutická dávka např. pro zmíněnou diagnózu karcinomu prostaty se pohybuje v rozmezí (podle stádia a histologického typu onemocnění) 72 – 82 Gy ložiskové dávky. S tím je spojena i celotělová dávka, obdržená díky rozptýlenému záření. Tato radiační zátěž je pak srovnatelná s dávkou, obdrženou i při velmi frekventním používání radiodiagnostických metod. Naopak časté použití zobrazovacích metod může vést ke správnému zacílení terapeutického svazku záření a tím efektivně snižovat riziko vzniku nežádoucích účinků léčby na kritické orgány. Tato hlediska musí být při optimalizaci radiační ochrany rovněž brána v potaz, neboť případné komplikace mohou značně omezit komfort života pacienta po absolvování léčby ionizujícím zářením.

## **Závěr**

Díky výzkumu a technologickému pokroku v oblasti radioterapie máme k dispozici čím dál lepší a preciznější přístroje. Léčba zářením se tak stává bezpečnější a efektivnější než tomu bylo dříve. Avšak aby se tato léčba stala co nejkvalitnější, je nutné provést mnoho radiodiagnostických vyšetření, která jí předcházejí a také mnoho kontrol pomocí zobrazovacích metod, které jí provázejí.

Cílem každého pracovníka, který se podílí na léčbě zářením, by mělo být provedení co nejlepší a kvalifikované péče o pacienta, aby nedocházelo ke zbytečnému navyšování dávek. To znamená, že lékař by měl vyžadovat jen nezbytně nutná radiodiagnostická vyšetření a stanovit odpovídající cílovou dávku, radiologický asistent by měl tato vyšetření a následné ozáření pacienta provádět tak, aby se žádný z těchto výkonů zbytečně neopakoval a radiologický fyzik by měl vytvořit či schválit takový ozařovací plán, který zajistí distribuci dávky do cílového objemu a zároveň nezatěžuje okolní zdravé tkáně. Ti všichni mohou ovlivnit výslednou dávku obdrženou pacientem během průběhu celé léčby.

## **Souhrn**

Smyslem této práce bylo poukázat na problém stoupajícího počtu radiodiagnostických a zobrazovacích metod, které se používají při radioterapii.

V současné době probíhá několik studií a výzkumů v této oblasti, ale výsledky budou známé zřejmě až za několik let. Do té doby je nezbytné dodržovat všechny zásady radiační ochrany a využívat s rozumem pozitivních účinků záření, které je v léčbě rakoviny stále jedním z nejdůležitějších terapeutických prvků.

## **Summary**

The purpose of this work was to highlight the problem of the increasing number of radiodiagnostic and imaging methods, which are used in radiotherapy.

Currently, several studies and researches are being done in this area, but the results will not be known for several years. Until then, it is necessary to comply with all the principles of radiation protection and use common sense with the positive effects of radiation, which is still one of the most important therapeutic elements in the treatment of cancer.



## Zdroje dat

1. Zámečník, Jiří. *Radioterapie*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1990. 476 s. ISBN 80-201-0051-2.
2. Verellen D. et al. *ESTRO Teaching Course on Image-guided Radiotherapy in Clinical Practice*. Belgium, 2008.
3. Matzner, J. *Radiační ochrana: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia programu "B5345 - Specializace ve zdravotnictví" studijního oboru "Radiologický asistent"*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v ČB, Zdravotně sociální fakulta, 2007.
4. Singer, J. a Heřmanská, J. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v ČB, Zdravotně sociální fakulta, 2004.
5. Zákon č. 18/2007 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů
6. Vyhláška SÚJB č. 307/2002, o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.

## internetové zdroje

7. Ulmann, V. <http://astronuklfyzika.cz>
8. [http://www.suro.cz/cz/odkazy/alara/document\\_view](http://www.suro.cz/cz/odkazy/alara/document_view)
9. <http://www.eu-alara.net>
10. <http://www.sujb.cz>
11. <http://www.otevrena-veda.cz/ov/users/Image/default/C2Seminare/MultiObSem/101.pdf>
12. [http://www.dro2008.sk/fileadmin/user\\_upload/kunden\\_mount\\_point/pdf/c5/Nechvil\\_Zataz\\_pacientov\\_IGRT.pdf](http://www.dro2008.sk/fileadmin/user_upload/kunden_mount_point/pdf/c5/Nechvil_Zataz_pacientov_IGRT.pdf)
13. 10th EAN Workshop on "Experience and New Developments in Implementing ALARA in Occupational, Public and Patient

Exposures", Prague, 2006. [CD-ROM]

14. <http://ftp.aspi.cz/aspi>

## Přílohy

### Příloha 1 - Tabulky směrných hodnot

**Tabulka č. 1 Diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření**

| Vyšetření  | Projekce                                   | Vstupní povrchová kerma $K_e^a$<br>(vztahena na 1 snímek)<br>[mGy] |
|--|--|--|
| Bederní páteř  | AP - projekce předozadní                   | 10   |
|  | LAT - projekce boční                       | 30   |
|  | LSJ - projekce na<br>lumbosakrální přechod | 40   |
| Břicho, intravenosní urografie<br>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  |

<sup>a)</sup> Kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu; hodnoty se tam, kde je používána zesilovací fólie, vztahují na kombinaci film- zesilovací fólie s relativním zesílením 200; pro kombinace s větším zesílením (400, popř. 600) by hodnoty měly být redukovány 2x, popř. 3x.

**Tabulka č. 2 Diagnostické referenční úrovně pro CT**

| Vyšetření     | Vážený kermový index CT $C_W^b$<br>(na jedno CT vyšetření)<br>[mGy] |
|---------------|---|
| Hlava         | 60  |
| Bederní páteř | 35  |
| Břicho        | 35  |

<sup>b)</sup>  $C_W = 1/3 C_{100,c} + 2/3 C_{100,p}$ , kde

$C_{100,c}$  je CTDI<sub>100</sub> podle harmonizované technické normy stanovený ve středu hlavového nebo tělového fantomu s výškou cca 15 cm a průměrem cca 16 cm (hlava) a 32 cm (bederní páteř, břicho), ale při použití veličiny kerma místo veličiny dávka, a

$C_{100,p}$  je  $CTDI_{100}$  podle harmonizované technické normy stanovený jako průměr čtyř podpovrchových měření dávky po obvodu téhož fantomu, ale při použití veličiny kerma místo veličiny dávka.

**Tabulka č. 3**

**Diagnostické referenční úrovně pro mamografická vyšetření**

| Tloušťka PMMA [cm] | Ekvivalentní tloušťka prsu [cm] | Střední dávka v mléčné žláze <sup>c)</sup> při kranio-kaudální projekci [mGy] |
|--------------------|---------------------------------|---|
| 3,0                | 3,2                             | 1,3   |
| 4,0                | 4,5                             | 2,0   |
| 4,5                | 5,3                             | 2,5   |
| 5,0                | 6,0                             | 3,3   |
| 6,0                | 7,5                             | 5,0   |
| 7,0                | 9,0                             | 7,3   |

<sup>c)</sup> stanoveno ve fantomu prsu při použití filmu a fólie standardní citlivosti

**Tabulka č. 4 Diagnostické referenční úrovně pro skiaskopická vyšetření**

| Pracovní režim             | Vstupní kermový příkon <sup>d)</sup> [mGy/min] |
|----------------------------|--|
| Normální                   | 25   |
| Vysoký výkon <sup>e)</sup> | 100  |

<sup>d)</sup> Kermový příkon ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu

<sup>e)</sup> Pro rentgenové skiaskopické přístroje, které mají volitelný pracovní režim "vysokého výkonu".

**Tabulka č. 5**

**Diagnostická referenční úrovně pro digitálně zpracovaný snímek pro DSA**

| Pro vyšetření v oblasti břicha <sup>f)</sup>  | Projekce                 | Vstupní povrchová kerma $K_e$ <sup>g)</sup> (vztažena na 1 snímek) [mGy] |
|---|--------------------------|--|
| digitálně zpracovaný snímek pro oblast břicha | AP - projekce předozadní | 1  |

<sup>f)</sup> Předvolba expozičního automatu pro vyšetření v oblasti břicha; měřeno na vodním fantomu o tloušťce 20 cm, největší velikost pole (bez zoom), 3 snímky za sekundu. V případě manuálního nastavení při napětí 70 kV, největší velikost pole (bez zoom), 3 snímky za sekundu.

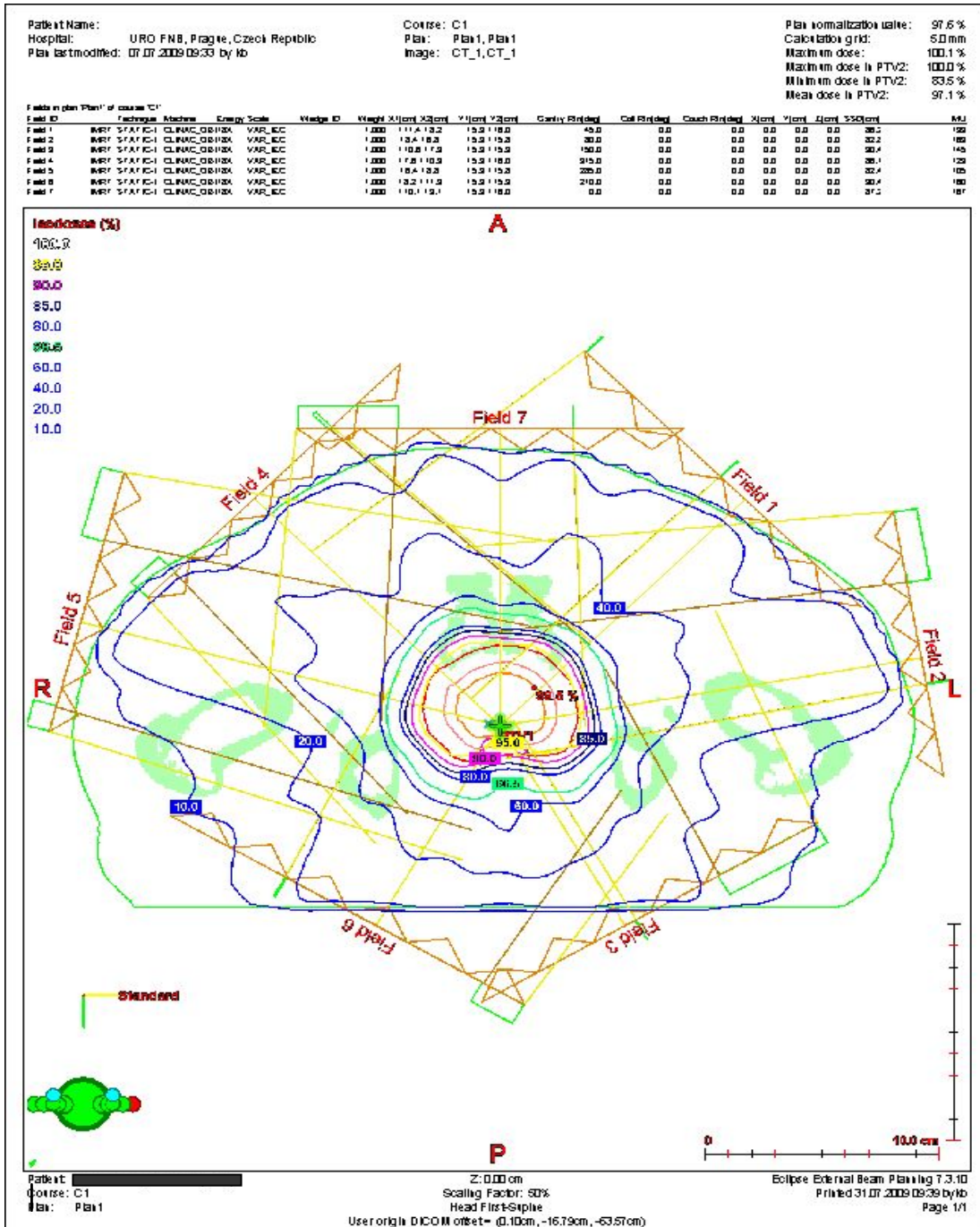
<sup>g)</sup> Ve vzduchu se započtením zpětného rozptylu v těle pacienta

**Tabulka č. 6****Diagnostické referenční úrovně pro radiodiagnostická vyšetření s indikátorem plošné kermy**

| Vyšetření     | Projekce                                | Součin kermy a plochy $P_{KA}$<br>[Gy.cm <sup>2</sup> ] |
|---------------|---|---|
| Hrudník       | PA/LAT - projekce zadopřední<br>a boční | 1   |
| Pánev         | AP - projekce předozadní                | 5   |
| Břícho        | AP - projekce předozadní                | 8   |
| Bederní páteř | AP - projekce předozadní                | 10  |
| Urografie     |   | 40  |
| Žaludek       |   | 25  |
| Irigiskopie   |   | 60  |

(zdroj tabulek: <http://ftp.aspi.cz/aspi>)

## Příloha 2 - Ukázka IMRT ozařovacího plánu na prostatu



*(zdroj: Radiofyzikální oddělení ÚRO FNB)*