

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

BLANKA RATAJOVÁ

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**HISTORIE A SOUČASNOST RADIAČNÍ TECHNIKY
V OBLASTI PÁNVE**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Salvét

PLZEŇ 2013

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 25. 3. 2013

.....

Poděkování

Děkuji MUDr. Jiřímu Salvétovi za odborné vedení práce a odborné konzultace, dále děkuji prof. MUDr. Jiřímu Zámečnickovi CSc. a MUDr. Radovanu Vojtíškovvi, kteří mi ochotně poskytli rozhovor k danému tématu.

ANOTACE

Příjmení a jméno: Ratajová Blanka

Katedra: Záchranářství a technických oborů

Název práce: Historie a současnost ozařovací techniky v oblasti pánve

Vedoucí práce: MUDr. Jiří Salvét

Počet stran: číslované 39, nečíslované 27

Počet příloh: 11

Počet titulů použité literatury: 19

Klíčová slova: historie, vývoj, radioterapie, ozařovací techniky

Souhrn:

Obsahem bakalářské práce je historie a vývoj ozařovacích technik od prvopočátku, tedy od objevení rentgenového záření až po současné moderní ozařovací techniky. Zahrnuje modulaci svazku záření. Charakterizuje jednotlivé ozařovací techniky, teleradioterapii i brachyradioterapii. Součástí bakalářské práce jsou rozhovory, kdy se k vývoji v radiační onkologii vyjadřují dvě osobnosti oboru, prof. MUDr. Jiří Zámečník CSc. a MUDr. Radovan Vojtíšek.

ANNOTATION

Surname and name: Ratajová Blanka

Department: Department of Paramedical Rescue Work and Technical Studies

Title of thesis: History and Presents of Radiation Technique in Pelvic Area

Consultant: MUDr. Jiří Salvét

Number of pages: numbered 39, unnumbered 27

Number of appendices: 11

Number of literature items used: 19

Key words: History, Development, Radiotherapy, Radiotherapy Technologies

Summary:

The bachelor thesis deals with the history and development of the radiotherapy technologies from the very beginning, which means from the discovery of X-ray radiation to the contemporary modern radiotherapy technologies. Also, it includes the modulation of the beam of radiation and analyses the individual radiotherapy technologies, teleradiotherapy and brachyradiotherapy. Part of the thesis is an interview in which two luminaries in medicine, prof. MUDr. Zámečník CSc. and MUDr. Vojtíšek offer their opinions on the development of the radiotherapy technologies.

OBSAH

Úvod.....	9
1 Anatomie pánve.....	12
1.1 Topografická anatomie mužské malé pánve.....	13
1.2 Topografická anatomie ženské malé pánve	13
2 Základní modalita radioterapie	14
2.1 Radioterapie podle polohy zdroje	14
2.2 Radioterapie podle léčebného záměru	14
2.2.1 Kurativní (radikální) radioterapie.....	14
2.2.2 Adjuvantní (zajišťovací) radioterapie	14
2.2.3 Neoadjuvantní (předoperační) radioterapie.....	15
2.2.4 Paliativní radioterapie	15
2.2.5 Nenádorová terapie	15
3 Ozařovací techniky v radioterapii	16
3.1 Ozařovací techniky teleradioterapie	16
podle nastavení polí.....	16
3.1.1 Technika ozařování 1 přímým polem.....	16
3.1.2 Technika ozařování 2 protilehlými poli	16
3.1.3 Technika ozařování 2 konvergetními poli.....	16
3.1.4 Technika ozařování 2 tangenciálními poli	17
3.1.5 Technika ozařování 3 polí, Y-technika (120°), T-technika (90°)	17
3.1.6 Technika ozařování 4 polí, technika křížového ohně, box technika	17
3.1.7 Technika ozařování multipolí.....	17
3.1.8 Pohybová terapie	17
3.1.9 Konformní radioterapie 4D, adaptivní radioterapie, radioterapie	17
řízená dávkou	17
3.2 Radioterapie podle složitosti výpočtu ozařovacích	18
technik.....	18

3.2.1	Radioterapie plánovaná na centrální paprsek.....	18
3.2.2	Konvenční radioterapie	18
3.2.3	Konformní radioterapie	18
3.2.4	Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku.....	19
3.2.5	Stereotaktická radioterapie	19
3.2.6	Technika 4D	19
3.3	Brachyradioterapie	19
4	Ozařovací techniky v oblasti pánve	20
4.1	Ozařovací techniky podle počtu polí	20
4.1.1	Technika ozařování jedním polem	20
4.1.2	Technika ozařování pomocí síta, ozařování přes mřížku.....	20
4.1.3	Inverzní mřížka	21
4.1.4	Technika ozařování dvou protilehlých polí.....	21
4.1.5	Technika ozařování kombinací tří polí.....	22
4.1.6	Technika ozařování křížového ohně, box technika	23
4.1.7	Radioterapie s modulovanou intenzitou	23
4.2	Speciální ozařovací techniky	25
4.2.1	Stereotaktické ozařování	25
4.2.2	Protonová terapie.....	26
4.3	Brachyradioterapie	27
4.3.1	Zdroje záření v brachyradioterapi	27
4.3.2	Brachyradioterapie podle zavedení zářiče.....	28
4.3.3	Brachyradioterapie podle dávkového příkonu zářiče.....	28
5	Modulace ozařovacího svazku	30
5.1	Klínové filtry.....	30
5.1.1	Charakteristiky klínových filtrů	30
5.1.2	Indikace pro použití klínových filtrů.....	31
5.2	Individuální vykrývací bloky	31
5.3	Vicelamelový kolimátor	32

6	Verifikační techniky	33
6.1	Kobaltogramy	33
6.2	Image – guided radiotherapy - obrazem řízená.....	33
	radioterapie.....	33
6.2.1	Portálové zobrazení	34
6.2.2	Cone-beam CT	34
7	Osobnosti české radiační.....	35
	onkologie.....	35
7.1	Prof. MUDr. Jiří Zámečník, CSc.	35
7.2	MUDr. Radovan Vojtíšek	38
8	Diskuse	42
	Závěr	47
	Literatura a prameny	49
	Seznam zkratk	51
	Seznam příloh.....	52
	Přílohy	54

ÚVOD

Radiační onkologie se řadí mezi nejmladší obory medicíny. Od roku 1895, kdy došlo k objevu rentgenového záření Wilhelmem Conradem Röntgenem, uplynulo více než 115 let. V roce 1922 se klinická radioterapie začlenila mezi ostatní medicínské obory. V tomto roce Coutard a Hautant na Mezinárodním onkologickém kongresu v Paříži přednesli, že k léčbě pokročilého karcinomu hrtanu je možné použít záření, aniž by došlo k rozvoji těžkých zdravotních komplikací. První polovina 20. století byla dobou význačných radiobiologických objevů a dobou ortovoltážních přístrojů. Ozřejmilo se, které nádory a tkáně jsou citlivé na záření a které nikoli. Dále naši předchůdci zjistili, že rozdělením celkové dávky na dávky jednotlivé, aplikované v delším časovém úseku, je možné dosáhnout při menším poškození zdravé tkáně stejného léčebného účinku. Používané dávky záření se začaly měřit a kvantifikovat. Kritéria ortovoltážní terapie byla odvozena z fyzikální charakteristiky záření. Léčbu nádorů uložených v hloubce těla komplikovalo maximum dávky na kůži a její rychlý úbytek směrem do hloubky. Začalo se používat filtrů, zvyšovala se energie záření, měnila se vzdálenost mezi kůží a ohniskem, začaly se vyvíjet ozařovací techniky. Přes všechny tyto snahy zůstávala nadále léčba hluboko uložených nádorů problémem, byla doprovázena vážnými komplikacemi, které způsobovala vysoká expozice. (1)

K významnému pokroku došlo v 50. letech, kdy se začaly používat kobaltové ozařovače, a nastoupila doba vysokoenergetického záření. Přestalo být problémem ozařování hluboko uložených ložisek, kůže již nebyla limitujícím faktorem. Kobaltové přístroje se používaly po celém světě a díky své nenáročné údržbě a pořizovací ceně patřily ke standardnímu vybavení radioterapeutických pracovišť. (1)

V roce 1948 byl pro léčebné účely použit betatron, zařízení pro urychlování elektronů na kruhové dráze. Nárazem urychlených elektronů na terč z wolframu vzniká brzdné záření. U těchto přístrojů se používala energie fotonů až 45 MV. Betatrony byly charakterizovány omezeným dávkovým příkonem, hlučností, značnými rozměry a těžkopádností. (1)

Válečná technologie radarů stála u zrodu lineárních urychlovačů. Postupně byly vyvinuty magnetrony a klystrony (zdroje vysokoenergetických mikrovln), které

na poměrně krátké, přímé dráze urychlují elektrony. Lineární urychlovače produkují fotonové záření o energii 4-25 MV a elektronový svazek v rozmezí 6-18 MeV. Ve srovnání s betatrony mají dostatečný dávkový příkon, jsou menší a technicky dokonalejší. V roce 1953 byl v Anglii vyroben a použit první lineární akcelerační zařízením, k jehož širšímu komerčnímu využití dochází v 70. letech a dodnes je pokládán za základní zařízení pro zevní ozařování. (1)

Příprava a plánování léčby zářením prošly vývojem zejména v posledních třech desetiletích. Objevením výpočetní tomografie (CT) bylo umožněno přejít od manuálního sčítání izodózních křivek k mnohem dokonalejším metodám. Vytvořily se algoritmy pro výpočet dávek na CT obrazech, zohledňující různou denzitu tkání.

V 90. letech nastává díky pokrokům ve výpočetní technice přechod od 2D (dvojměrného) plánování v daném CT řezu k 3D (prostorovému) plánování, později se začíná využívat MR, PET/CT pro účely plánování léčby. V současné době dochází k rozvoji 4D ozařovací techniky, která zohledňuje např. dýchací pohyby či srdeční činnost. Součástí moderní radioterapie jsou verifikační systémy, softwarová zařízení, umožňující transport dat mezi jednotlivými komponenty procesu ozařování. Vzájemně je umožněna komunikace mezi plánovacím systémem, simulátorem a ozařovačem. Verifikačním systémem je zajištěna kvalita a bezpečnost ozařovacího procesu, kontrola přesnosti nastavení a zadání jednotlivých parametrů, přístup oprávněným osobám. (1)

Vedle zevní radioterapie se vyvíjela i brachyterapii, u které je zdroj záření v bezprostředním kontaktu s nádorem. Nejpoužívanějším radioizotopem po dlouhá desetiletí byl přirozený radioaktivní prvek ^{226}Ra , který v roce 1898 objevili manželé Curieovi, tři roky po objevení X paprsků. K jeho nevýhodám patřila značná cena, možnost úniku ^{222}Ra , problém s uskladněním. Později se začaly používat také umělé radioizotopy ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{198}Au , ^{125}I . Způsoby aplikací byly různé – intersticiální, intrakavitární, intraluminární, muláže. Zpočátku se jednalo o brachyterapii s nízkým dávkovým příkonem. Radioizotopy se nejprve zaváděly ručně, což způsobovalo expozici personálu. Až v roce 1960 Henschke referoval o nové metodě – afterloadingu. Tato nová metoda se skládala ze dvou základních fází, kdy nejprve byly zavedeny a zafixovány neaktivní duté aplikátory, do kterých se dodatečně manuálně zasunuly aktivní zdroje. Od 80. let až po současnost tvoří standardní metodu automaticky dálkově ovládaný afterloading,

při kterém odpadá expozice personálu. Toto zařízení umožnilo využití zdrojů záření o vysoké aktivitě, jedná se o brachyterapii s vysokým dávkovým příkonem. (1)

Průzkum všech oblastí léčených pomocí radioterapie je mimo rozsah této bakalářské práce, proto se ve svém pojednání soustředím pouze na oblast pánve. Cílem práce je zmapování vývoje radioterapie v oblasti pánve od prvopočátků po současné moderní radioterapeutické léčebné metody, objevy a vývoj techniky, počítačových systémů, způsobů dosažení požadované dávky do cílového objemu s minimálním vznikem nežádoucích účinků. Téma jsem si zvolila z důvodu aktuálnosti a mého zájmu o obor radioterapie, ve kterém pracuji již 20 let.

1 ANATOMIE PÁNVE

Pánev, pelvis, se skládá z kostí křížové, kostrče a dvou kostí pánevních. Kostí jsou navzájem spojeny pomocí vazů a kloubů, vpředu mezi stydkými kostmi je chrupavčitá spona, symfýza. Takto vytvořený kostěný prstenec se skládá z velké a malé pánve. (2)

Pánev malá, pelvis minor, má zadní stěnu tvořenou kostí křížovou a kostrčí, symfýza a kosti stydké tvoří stěnu přední. Boční stěny jsou tvořeny dolní částí těl kostí sedacích a kyčelních. Malá pánev je uložena pod linea terminalis. (2)

Pánev velká, pelvis major, je ohraničena vzadu horním okrajem kosti křížové a dolními bederními obratli, po stranách lopatami kostí kyčelních. Linea terminalis tvoří dolní hranici velké pánve, probíhá od horního okraje spony stydké po pecten ossis pubis na linea arcuata kyčelní kosti, přechází na druhou stranu přes promontorium, kde pokračuje stejným způsobem. Dolní ramena stydkých kostí u ženské pánve vytvářejí tupý úhel, arcus pubis, na vrcholu zaoblený. U mužské pánve je tento úhel ostrý, angulus subpubicus. (2)

Přechod mezi malou a velkou pávní, apertura pelvis superior (aditus pelvis), tvoří vchod pánevní, ohraničený linea terminalis. Pánevní východ, apertura pelvis inferior (exitus pelvis), ohraničuje vzadu kostrč, vpředu dolní okraj symfýzy s dolními rameny kostí stydkých. Po stranách ohraničují pánevní východ tubera ischiadica. (2)

V pávní probíhají velké cévy a nervy, jsou zde uloženy orgány močopohlavní a trávicí soustavy. Rozměry a tvar pánve jsou závislé na pohlavních a individuálních rozdílech. Pohlavní rozdíly se zakládají již u plodu, nejvýraznější jsou v dospělosti. Pánev muže je vysoká, úzká a strmá. Výběžky, drsnatiny a hrany na kostech jsou masivní a nápadné, dolní ramena stydkých kostí se stýkají v úhlu. Vnitřní rozměry pánevní dutiny jsou menší, tvar je kuželovitý. Pánev ženy je prostornější, širší, nižší a plošší. Vnitřní rozměry dutiny pánevní jsou větší, tvar je válcovitý, dolní ramena stydkých kostí se stýkají v oblouku. Křížová kost je široká, kratší, dozadu vyklenutá, symfýza je nízká. (2)

Axis pelvis, osa pánevní, je spojnicí středů příčných průměrů vchodu a východu pánevního. Sleduje zakřivení pánevní plochy kosti křížové, je ventrálně konkávní. (2)

1.1 Topografická anatomie mužské malé pánve

Mužská malá pánev obsahuje močový měchýř (dorzálně od symfýzy), esovitý tračník a konečník (ventrálně od křížové kosti), kaudálně od měchýře prostatu a na dorzální stěně měchýře semenné vajíčky (mezi měchýřem a konečníkem). Mezi močovým měchýřem a esovitým tračníkem tvoří peritoneum excavatio rectovesicalis, laterálně exkavaci ohraničuje plica rectovesicalis. Na horní ploše močového měchýře tvoří peritoneum plica vesicalis transversa. (3)

1.2 Topografická anatomie ženské malé pánve

Ženská malá pánev obsahuje močový měchýř, dělohu a konečník. Napříč malou pávní mezi močový měchýř a konečník je vsunut široký vaz děložní (ligamentum latum uteri), v jehož kraniálním okraji jsou uloženy vejcovody a dorzálně jsou zavěšena ovária. Mezi ováriem a dělohou se nachází ligamentum ovarium proprium a od děložních rohů k anulus inguinalis profundus probíhá ligamentum teres uteri.

Peritoneum kryje horní plochu močového měchýře, v oblasti istmus uteri přechází na vezikální plochu dělohy a pokrývá tělo dělohy, dále přechází na zadní klenbu poševní a konečník. Mezi měchýřem a dělohou tvoří peritoneum jamku - excavatio vesicouterina, mezi dělohou a konečníkem – excavatio rectouterina. (3)

2 ZÁKLADNÍ MODALITY RADIOTERAPIE

Radioterapie je léčebná metoda nádorových a nenádorových onemocnění, využívající účinků ionizačního záření. Přibližně 50 – 70% onkologických pacientů podstoupí léčbu radioterapií. Metoda léčby je lokální, či lokálně-regionální. V určitých případech se jedná o léčbu systémovou, která je součástí klinického oboru radiační onkologie. (4)

2.1 Radioterapie podle polohy zdroje

Podle polohy zdroje záření lze radioterapii rozdělit na dvě základní modalitty, zevní (externí) radioterapii - teleradioterapie a brachyradioterapii.

Teleradioterapie, zevní (externí) radioterapie, představuje samostatný klinický obor. Zdroj záření je mimo tělo ozařovaného pacienta, většinou ve vzdálenosti 100 cm.

Naopak při brachyradioterapii je zdroj záření zaveden přímo do nádorového ložiska, nebo do jeho těsné blízkosti. Zahnuje aplikace intersticiální, interluminální, intrakavitální a muláže, dočasné či permanentní. (4)

2.2 Radioterapie podle léčebného záměru

2.2.1 Kurativní (radikální) radioterapie

Kurativní (radikální) radioterapie představuje primární volbu léčby, neboť dosahuje stejných výsledků u daného onemocnění jako jiná léčba, např. chirurgie. Cílem je zničit všechny klonogenní nádorové buňky a vyléčit pacienta. V některých anatomických oblastech se uplatňuje jako možnost náhrady chirurgického výkonu se zachováním funkce orgánu. Při kurativní radioterapii se aplikují maximální dávky. (4)

2.2.2 Adjuvantní (zajišťovací) radioterapie

Cílem adjuvantní radioterapie je zničit zbytkovou mikroskopickou chorobu, a tím snížit riziko vzniku lokální či regionální recidivy, může navýšit celkovou dobu přežití. Nejčastěji je indikována po chirurgickém zákroku. (4)

2.2.3 Neoadjuvantní (předoperační) radioterapie

Cílem neoadjuvantní radioterapie je zmenšení nádoru před základním léčebným výkonem, většinou před chirurgickým zákrokem. Umožňuje dosažení operability u původně rozsáhlého inoperabilního nádoru nebo zmenšení rozsahu výkonu, snižuje riziko diseminace při chirurgickém výkonu. (4)

2.2.4 Paliativní radioterapie

Smyslem paliativní radioterapie je zmírnění či odstranění symptomů nádorového onemocnění, ovlivnění lokální kontroly a prodloužení přežití. Využívá se při útlaku orgánů, obstrukci či krvácení. (4)

2.2.5 Nenádorová terapie

Cílem je úleva od obtíží nezhoubných onemocnění, zabránění zhoršení jejich funkce. Využívá nízkých dávek záření, má analgetický a antiflogistický efekt. Aplikuje se až po vyčerpání ostatních léčebných metod, není vhodná u žen ve fertilním věku a u mladých pacientů. (4)

3 OZAŘOVACÍ TECHNIKY V RADIOTERAPII

3.1 Ozařovací techniky teleradioterapie podle nastavení polí

3.1.1 Technika ozařování 1 přímým polem

Využití techniky ozařování 1 přímým polem:

- 1) povrchová a kontaktní terapie- poskytuje maximum dávky na povrchu
- 2) nádorová ložiska ležící pod povrchem
- 3) paliativní terapie – vhodná pro jednoduchost techniky a zachování pohodlí nemocného
- 4) nenádorová terapie - aplikace podstatně nižší dávky záření než u nádorové terapie
- 5) fotonová terapie, kdy je maximum procentuální dávky ve větší hloubce
- 6) elektronová terapie, terapie urychlenými protony (6)

3.1.2 Technika ozařování 2 protilehlými poli

Ozařování technikou 2 protilehlých polí se používá při:

- 1) malých prozařovaných objemech (při malé vzdálenosti protilehlých polí)
- 2) použití velkých polí, kdy se jedná o prozáření velkého objemu
- 3) ozařování nádoru včetně regionálních uzlin, které se nacházejí pod povrchem
- 4) vysokých energiích záření, kde maximální dávka je hluboko pod povrchem ozařovaného objemu
- 5) není-li možnost jiné volby (6)

3.1.3 Technika ozařování 2 konvergetními poli

Provádí se tam, kde lze ozařovat pouze z jedné strany, nebo kde je ozařování z jedné strany výhodné. Při ozařování centrálně uložených nádorů místo 2 protilehlých polí, aby na vstupním poli nebyla dávka z protilehlého pole. (6)

3.1.4 Technika ozařování 2 tangenciálními poli

Indikuje se pro ozáření vrchlíku nebo různě silné části pláště válce nebo koule ve snaze uchránit orgány ležící pod pláštěm. (6)

3.1.5 Technika ozařování 3 polí, Y-technika (120°), T-technika (90°)

Používá se v případě, kdy je nutné vyrovnat nepříznivé rozložení dávky u 2 konvergentních polí tím, že se přidá třetí pole, jehož CP leží v ose úhlu obou prvních polí. (6)

3.1.6 Technika ozařování 4 polí, technika křížového ohně, box technika

Tato technika zahrnuje uspořádání vždy dvou předozadních a dvou kontra polí, jejichž CP leží v sagitální a frontální rovině – box technika, nebo pokud s těmito rovinami svírají určitý úhel – technika křížového ohně. (6)

3.1.7 Technika ozařování multipoli

Technika s použitím více než 4 polí, protilehlých nebo nepravidelně uspořádaných v jedné rovině. (6) (viz příl. č. 7)

3.1.8 Pohybová terapie

Pohybová terapie je ozařovací technika využívající nesčíslně mnoha malých polí, která se plynule střídají. Zahrnuje rotační a kyvadlovou terapii. V začátcích rotační terapie se pacient otáčel, dnes je v klidové poloze a zdroj se pohybuje okolo pacienta. Kyvadlová terapie je neúplná rotační terapie, při níž zdroj „neobíhá“ kolem pacienta o plných 360°; 330° se ještě považuje za rotační terapii. (6)

3.1.9 Konformní radioterapie 4D, adaptivní radioterapie, radioterapie řízená dávkou

4D konformní radioterapie (4DRT) bere v úvahu v aktuálním čase změny v cílovém objemu (fyziologické pohyby orgánů, polohu pacienta), které mohou nastat v průběhu

ozařování a synchronizuje záření s pohybujícím se cílovým objemem. (4)

Adaptivní – dynamická radioterapie (ART) vyhodnocuje a upravuje změny v cílovém objemu v reálném čase (např. váhový úbytek, regresi nádoru, změnu polohy), ověřuje dávku dodanou s dávkou plánovanou. (4)

Dose-guided radiotherapy (DGRT) je radioterapie řízená dávkou, jedná se o aplikaci správné dávky do správného reálného objemu. (4)

3.2 Radioterapie podle složitosti výpočtu ozařovacích technik

3.2.1 Radioterapie plánovaná na centrální paprsek

Základním kritériem pro plánování na CP je dávka v určité hloubce objemu, kdy se lidské tělo považuje za homogenní celek, hodnoty se vyhledávají v tabulkách sestavených k danému ozařovači. Dnes se používá u rentgenové terapie. (6)

3.2.2 Konvenční radioterapie

U (2D) konvenční radioterapie se historicky sčítaly izodózní plány jednotlivých polí. Obrys těla se prováděl pomocí speciálního zařízení – pantografu, do kterého lékař zakreslil cílový objem a pomocí diapozitivu a zvětšovacího zařízení se zakreslovaly kritické struktury.

Po nástupu výpočetní techniky probíhá výpočet sice již přes počítačový systém, ale bez plánovacího CT. Jedná se o jednoduché techniky, využívající jednoho nebo dvou polí bez složitějšího tvarování a bez přesného přizpůsobení cílovým objemům.

3.2.3 Konformní radioterapie

Konformní radioterapie (3D) umožňuje využití dat získaných z plánovacího CT vyšetření, MR, PET/CT, jejich zpracování počítačovým systémem, lokalizaci cílových objemů a kritických orgánů. Využívá většinou více ozařovacích polí, přizpůsobuje tvar polí cílovým objemům.

3.2.4 Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku

IMRT radioterapie s modulovanou intenzitou využívá rovněž data z plánovacího CT vyšetření, MR, PET/CT, jejich zpracování počítačovým systémem, ale s využitím modulace intenzity svazku záření z každého ozařovacího pole. Umožňuje lepší distribuci dávky, šetření zdravých tkání. (1, 4)

3.2.5 Stereotaktická radioterapie

Stereotaktická radioterapie (SRT) se od předchozích technik liší především použitím vyššího počtu polí (v řádu desítek až stovek). Tato technika je velmi náročná na plánování a přesnost provedení. Používá se pro ozařování jednou dávkou (stereoradiochirurgie), či několika málo vysokými dávkami záření (stereoradioterapie). Umožňuje přesně zacílit vysokou dávku při maximálním šetření zdravých tkání.

3.2.6 Technika 4D

Při plánování se využívají data získaná ze 4D CT. Technika je velmi náročná nejen na technické vybavení pracoviště, ale i na přípravu, provedení a vysokou odbornost personálu.

3.3 Brachyradioterapie

Brachyradioterapie je ozařovací technika, jejímž charakteristickým rysem je úzký kontakt zdroje (nebo zdrojů) záření s nádorovým ložiskem. (11)

4 OZAŘOVACÍ TECHNIKY V OBLASTI PÁNVE

4.1 Ozařovací techniky podle počtu polí

4.1.1 Technika ozařování jedním polem

Technika ozařování jedním polem v oblasti pánve se dnes již nepoužívá, v minulosti se oblast pánve ozařovala pomocí mřížky či inverzní mřížky. (viz příl. č. 2)

4.1.2 Technika ozařování pomocí síta, ozařování přes mřížku

Za účelem zvýšení tolerance kůže na vstupním poli se používalo ozařování přes mřížku. Tato technika měla plné oprávnění v době, kdy se nepoužívaly vysokoenergetické zdroje záření, limitujícím faktorem k dosažení dostatečné hloubkové dávky byla tolerance kůže. To znamená, že při ozařování jedním nebo někdy i dvěma poli nebylo možné docílit v cílovém objemu požadované dávky, protože by na vstupním poli došlo k překročení tolerance kůže a k jejímu těžkému poškození. (6)

K ozařování se používal olověný plech (2 mm Pb) nebo guma s otvory, který se přikládal na ozařované pole. Přes toto síto se provádělo ozařování. Znamená to, že byla ozařována malá políčka, která ležela pod otvory v mřížce. Ostatní plná políčka byla před zářením chráněna. Jelikož ozářená políčka na kůži byla malá, zvyšovala se díky reparativním a regeneračním pochodům ze zakrytých políček tolerance kůže. V hloubce pod povrchem bylo rozložení dávky nehomogenní, ale s přibývajícím hloubkou se rozdíl v dávkách pod krytými a volnými políčky vlivem rozptylu a sekundárního záření vyrovnávaly. (6)

Otvory v mřížce měly tvar kruhu nebo čtverce a výsledná nezakrytá plocha k zakryté ploše byla obvykle v poměru 40%:50%, nebo 50%:50%. Jednotlivá dávka na pole byla 4,0 Gy až 8,0 Gy (někdy 10 Gy), celková dávka 100,0 Gy až 150,0 Gy. Výpočet se prováděl odečítáním z tabulek nebo podle zvláštní rovnice. (6)

U mřížky se objevují tyto závislosti:

- rozdíl mezi minimální a maximální dávkou klesá se zvětšující se hloubkou
- rozdíl mezi maximem a minimem je menší, čím je mřížka víceprocentní ve smyslu plochy otevřených políček, klesá tolerance kůže

Dávka v zakrytých políčkách, kde působí jen sekundární záření, klesá od určité hloubky pomaleji, než u plných políček za dodržení stejných ozařovacích podmínek. (6)

Ozařování přes mřížku se nejčastěji používalo jako paliativní metoda pro ozařování rozsáhlých nádorů. Na mnoha zahraničních pracovištích se používalo i při ozařování kobaltem, při megavoltové terapii. (6)

4.1.3 Inverzní mřížka

Při ozařování přes inverzní mřížku se ozařuje přes 50% mřížku se šachovnicově uspořádanými políčky. Na rozdíl od předešlého způsobu se během ozařovací série provede změna. Nejprve se ozařují, ve srovnání se šachovnicí, bílá políčka a po dosažení určité dávky se provede inverze a ozařují se černá políčka. Pokud by byl lichý počet políček, musíme použít mřížky dvě. Označíme je A a B. Při této technice dochází opět k nehomogennímu rozložení hloubkové dávky v čase. Při ozařování stejnou povrchovou dávkou na mřížku A i B v časovém rozestupu, je úhrnná hloubková i povrchová dávka stejná, jako kdyby bylo použito plné pole. Dochází ke zvýšení tolerance kůže. Toto zvýšení není tak výrazné jako u použití prosté mřížky, protože po inverzi ozařujeme dříve zakrytá políčka, která byla již zatížena rozptýleným zářením. Dříve ozářená políčka (před inverzí) jsou dále zatěžována sekundárním zářením. Tolerance kůže se při inverzní mřížce zvýší až o 50%. Tato technika se používala u nádorů ležících ve střední hloubce. (6)

4.1.4 Technika ozařování dvou protilehlých polí

Technika ozařování dvou protilehlých polí se používá u malých prozařovaných objemů, dále při použití velkých polí, či prozáření velkého objemu (břicho, technika obráceného Y), při ozařování nádoru včetně regionálních uzlin, anebo není-li možnost jiné volby jako nejjednodušší techniky. (6)

Výhodou je právě jednoduchost techniky a přesnost zaměření svazku záření.

Při použití techniky dvou protilehlých polí záleží na:

- lokalizaci a velikosti cílového objemu

Cílový objem se může nacházet buď uprostřed nebo v celém ozařovaném objemu nebo pod povrchem vstupních polí. (6)

- energii záření

U ortovoltážní terapie je maximální dávka na vstupních polích. Spád dávky směřuje od povrchu do střední roviny a do stran. U kobaltové terapie je maximální dávka pod vstupními poli a ke střední rovině pozvolně klesá. Pokud je malá vzdálenost polí, celý ozařovaný objem může být homogenně prozářen. Dávka uprostřed ozařovaného objemu vzrůstá se stoupající energií záření. V tomto případě se jedná o závislost na vzdálenosti mezi vstupními poli. Může nastat případ, že při použití záření o vysoké energii a současně malé vzdálenosti dvou protilehlých polí se maximum dávky posune mimo střed ozařovaného objemu směrem k oběma vstupním polím. (6)

- vzdálenosti mezi poli

U ortovoltážní a kobaltové terapie dochází k poklesu procentuální dávky ve střední rovině při zvětšování vzdálenosti mezi vstupními poli. U vysokých energií může dojít jak k poklesu, tak vzestupu. (6)

- velikosti pole, ohniskové vzdálenosti (OK)

U ortovoltážní terapie ovlivňuje velikost pole procentuální dávku ve střední rovině, jestliže dochází ke zvyšování energie záření, tento vliv ustupuje. Poměr mezi dávkou ve střední rovině a dávkou pod nebo nad vstupními poli se obecně zlepšuje se zvětšováním ohniskové vzdálenosti. Dávka na vstupním poli je navýšena o výstupní dávku z protilehlého pole. (6) (viz příl. č. 2)

Technika ozařování dvou protilehlých polí zahrnuje rovněž velkoobjemové ozařování pro oblast celé břišní dutiny, tedy i pánve. Lze provádět dvěma způsoby, manchesterskou metodou a moving – strip metodou, technikou postupujících pruhů. Manchesterská metoda využívá ozáření ze dvou protilehlých polí, denní dávka je 0,5 Gy a stoupá až do 1,5 Gy do celkové dávky 30 Gy, snášenlivost je velmi špatná. (6)

Při moving – strip metodě je břišní dutina rozdělena na pásy široké 2,5 cm. Začíná se shora nebo zdola 2,5 cm pásem 2 dny, pak 5 cm pásem, 7,5 cm pásem a 10 cm pásem vždy dva dny, pásem 10 cm se postupuje po dvou dnech vždy o 2,5 cm výše nebo níže. Denní dávka je 3,0 Gy. Každý bod ve střední rovině je ozářen 8x, snášenlivost je velmi dobrá. Tato technika se pro svou náročnost a možnost vzniku nepřesnosti již nepoužívá. (6)

4.1.5 Technika ozařování kombinací tří polí

Pro dosažení vyrovnání nepříznivého rozložení dávky u dvou polí, se přidává pole

třetí. Jedná se o Y techniku (120°) a T techniku (90°). Centrální paprsek třetího pole se nachází v ose úhlu dvou prvních polí. Různou kombinací úhlů prvních dvou polí a posunem průsečíku centrálního paprsku lze vytvořit různé rozložení hloubkové dávky. V případě, že centrální paprsky svírají úhel 120° , je nejpravidelnější rozložení hloubkové dávky okolo průsečíku centrálního paprsku za předpokladu, že vzdálenost od bodu vstupu centrálního paprsku do objemu až k průsečíku centrálního paprsku je pro všechna pole stejná. Velkou výhodou této metody je, že pokud jsou vstupní pole malá, nejsou zatížena výstupní dávkou. Využívá se pro nádorová ložiska uložená centrálně či paracentrálně. U těchto technik se používají klínové filtry za účelem sklonu izodózových křivek, k modulaci dávkového rozložení svazku záření v cílovém objemu. (6) (viz příl. č. 4 a 5)

4.1.6 Technika ozařování křížového ohně, box technika

Jedná se o techniku ozařování nejčastěji pomocí 4 polí. Box technika používá vždy dvě a dvě kontralaterální pole, jejichž centrální paprsky leží v sagitální a frontální rovině. Pokud centrální paprsky svírají s těmito rovinami určitý úhel, jedná se o techniku křížového ohně. Při nestejném zatížení polí, při změně úhlů centrálních paprsků párů polí nebo při box technice je možné docílit posunem polí jakéhokoli tvaru rozložení hloubkové dávky. Používá se pro nádory ležící v hloubce. (6) (viz příl. č. 6)

4.1.7 Radioterapie s modulovanou intenzitou

Úkolem radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) je ozáření cílového objemu požadovanou letální dávkou za současného šetření zdravých tkání a kritických struktur. V počátku byly k vykrývání orgánů a tkání v okolí nádoru používány olověné bloky, později se přidalo používání kompenzačních filtrů a gravitačních bloků. V roce 1965 byla navržena při pohybové terapii synchronizace poloh MLC (vícelamelového kolimátoru). Inverzní plánování pro IMRT bylo navrženo v roce 1988, kdy dochází k vývoji a rozvoji této techniky. V současnosti jsou rozpracovány, nebo se používají následující techniky. (1)

- 1) Kompenzační filtry – trojrozměrné filtry kompenzující chybějící tkáň, vkládané do statického pole. Trojrozměrný inverzní model chybějící tkáně je vyřezán automatickým systémem pro tvorbu kompenzátorů, který je pak vyplněn materiálem

zeslabující záření (zinkové granule). K výrobě byl testován také olovnatý polyetylen a tvar byl vyřezán přímo. Vzhledem k náročnosti přípravy se kompenzátory používají velmi málo. (1)

- 2) Skládání statických polí tvarovaných MLC a ozařování z několika směrů. (1)
- 3) Změna pozice lamel MLC při ozařování statickým polem a současně ozařování z několika směrů - sliding Windows. (1)
- 4) Změna pozice lamel MLC během ozařování při pohybové terapii. (1)
- 5) Sekvenční kyvy – použití úzkých navazujících polí. (1)

Ozařovač při použití IMRT techniky je vybaven vícelamelovým kolimátorem, jehož šířka lamel se pohybuje od 5 do 12,5 mm v izocentru. Techniku IMRT lze obecně rozdělit na dvě základní techniky – s fixní polohou hlavice nebo s rotací hlavice.

Fixní poloha hlavice při IMRT zahrnuje techniku sliding windows nebo steep and shoot (několik statických segmentů). U techniky sliding windows dochází k pohybu protilehlých lamel napříč svazkem záření a k modulaci dávkového příkonu v ozařovaném poli (dynamický vícelamelový kolimátor). V plánovacím systému se vypočítá ideální dávková fluence, která je přepočtena MLC kalkulátorem na reálnou fluenci záření. Bere v úvahu rychlost pohybu lamel, průnik záření lamelami, průnik záření na konci lamel. (1)

Technika steep and shoot (několik statických segmentů) využívá rozdělení ozařovacího pole na několik subpolí s vlastním nastavení lamel a s vlastní dávkou (vícelamelový segmentový kolimátor). Svazek záření je vypnut po ozáření jednoho subpole, dojde k přestavbě lamel a k opětovnému zapnutí svazku. (1)

K technikám IMRT s rotací hlavice se řadí sekvenční technika, sliding windows – IMAT a spirální technika.

Při sekvenční technice je vícelamelový kolimátor sestaven většinou 20 protilehlými páry clon v tzv. binárním režimu. Buď je clona mimo pole, nebo je v ozařovacím poli a vykřívá svazek záření. Pohyb lamel během rotace moduluje svazek záření podle požadavků na dávkové rozložení a dosahuje rychlosti až 50 cm/s. Při každém kyvu je ozářen objem o tloušťce 2cm. Přesným posunem stolu v podélném směru na něj navazuje další. Tímto velikost primárního pole neomezuje velikost ozařovaného objemu. (1)

Technika sliding windows – IMAT je spojením kyvu a sliding windows. Během rotace se mění pozice vícelamelového kolimátoru bez vypnutí svazku záření. (1)

Spirální technika představuje kombinaci IMAT (sliding windows) se současným posunem stolu.

IMRT (radioterapie s modulovanou intenzitou) je pokročilou metodou, kdy se aplikuje s proměnlivou radiační fluencí ionizující záření. Při IMRT je kombinováno jak prostorové tvarování svazku, tak modulace fluence napříč svazkem. Cílem je vysoce konformní distribuce dávky umožňující šetření zdravých tkání. Platí i pro objemy komplikované a objemy konkávního tvaru. Studie srovnávající IMRT s konvenční radioterapií potvrdily výhody této metody, zejména u karcinomu prostaty, karcinomu anu, vulvy, žaludku, pankreatu, nádorů hlavy a krku. (1)

IMRT oproti konvenční radioterapii s sebou přináší také řadu odlišností při plánování. Distribuce dávky IMRT v cílovém objemu je obvykle více heterogenní. Mapy intenzity při IMRT vykreslují řadu extrémů, nesprávná orientace a umístění modulovaných svazků nemusí být zřejmé na první pohled. Únik radiace mezi listy MLC může vést k vyšší celotělové dávce. K dosažení požadované dávky v cílovém objemu, musí urychlovač aplikovat podstatně více monitorovacích jednotek. IMRT umožňuje simultánně ozařovat subklinickou oblast i primární nádor. IMRT a konformní ozařovací techniky vyžadují znalost radiologické anatomie, dokonalou imobilizaci pacienta, kontrolu rizikových orgánů a pohybů cílových orgánů. Pro zajištění správné aplikace je kladen důraz na postupy zajištění kvality. (1)

Radioterapie s modulovanou intenzitou znamená přínos v léčbě z hlediska šetření zdravých tkání v okolí cílového objemu. Jistou indikací jsou situace, kdy konvenční a konformní radioterapie neumožňuje bezpečnou aplikaci letální nádorové dávky do cílového objemu z hlediska překročení tolerančních limitů pro rizikové struktury. (1) (viz příl. č. 8).

4.2 Speciální ozařovací techniky

4.2.1 Stereotaktické ozařování

Stereotaktické ozařování vychází z principu stereotaxe, kdy na základě trojrozměrného koordinačního systému a zobrazovací metody (CT/MR) se provádí prostorová lokalizace cílového objemu. Charakteristické pro stereotaktickou techniku

ozařování je strmý gradient dávky vně cílového objemu (aplikuje se vysoká dávka záření s prudkým poklesem do okolí). (4)

Stereotaktické ozařování je používáno pro léčbu intrakraniálních či extrakraniálních nádorů. U extrakraniálních lézí se používají speciální fixační pomůcky se zaměřovacím rámem, u intrakraniálních lézí se používá stereotaktický rám či maska. Stereotaktické ozařování je podle způsobu aplikace dávky děleno na stereotaktickou radiochirurgii (SRS), kdy je aplikována vysoká dávka záření jednorázově (12 – 25 Gy), čímž napodobuje chirurgický výkon. Druhá metoda je stereotaktická radioterapie, kde se celková dávka rozděluje do více frakcí (např. 5x5 Gy). Stereotaktická chirurgie je limitována velikostí ložiska do 3 – 4 cm, stereotaktickou radioterapií je možné ozařovat i větší ložiska. Stereotakticky se v oblasti pánve zkouší léčba prostaty, ozařování kostních metastáz. Stereotaktická radioterapie umožňuje zničení nádorového ložiska v blízkosti kritických orgánů, složitých anatomických struktur se sníženým rizikem nežádoucích účinků. (4)

4.2.2 Protonová terapie

Křivka hloubkové závislosti dávky tzv. Braggova křivka pro protony má zcela jiný tvar než u záření gama. Rychlé protony ionizují po vstupu do tkáně zpočátku málo. Při jejich brzdění a snižování rychlosti dochází k nárůstu ionizačních účinků. Zpočátku je absorbovaná dávka konstantní a nízká. Ke konci doletu nastává prudký nárůst dávky, dávka dosahuje maxima a pak dochází k velmi strmému poklesu dávky – téměř nulovému. Největší část energie je předána těsně před svým maximálním doběhem, v úzké hloubkové oblasti, v tzv. Braggově píku. Zde je největší ionizace a tedy největší dávka. Oblast Braggova píku zaujímá asi 70% energie protonů. Tkáním ležícím před tímto maximem je předáno asi 30% energie. Tkáně ležící za tímto maximem nedostanou téměř žádnou dávku. Energie protonů určuje hloubku, ve které dochází k Braggově maximu. Hloubku je možné přesně nastavovat změnou energie protonů, lze tím modulovat rozložení dávky ve tkáni. Je možné aplikovat dávku s vysokou přesností do jakékoli části těla. (13)

Mezi přednosti protonové terapie patří minimální bočný rozptyl protonů. Velmi dobře definovaná dávka a dráha pohybu protonů, kterou lze regulovat energií protonů. Úzkou lokalizaci maximální distribuce dávky lze nastavit energií částic, za Braggovým maximem (za cílovým objemem) je dávka téměř nulová.

Zdrojem protonového svazku jsou lineární urychlovače (cyklotron či synchrotron). Podobně jako u fotonové radioterapie, i zde je možné provádět frakcionované ozařování z více směrů s modulovanou intenzitou svazku. (13) (viz příl. č. 10)

4.3 Brachyradioterapie

Brachyradioterapie je jednou z ozařovacích technik, kdy je zářič v kontaktu s cílovým objemem, nebo ve velmi krátké vzdálenosti od cílového objemu. Je charakterizována vysokou dávkou v místě aplikace a jejím prudkým poklesem do okolí. (6,1)

4.3.1 Zdroje záření v brachyradioterapii

- ^{226}Ra (**radium**) je α zářič, pro léčebné účely se využívá γ záření jeho rozpadových produktů, rozpadá se na radon, bílý, velmi nestálý kov, u nás se vyráběl ze smolince, k výrobě 1 g rádia bylo třeba 8 – 10 t smolince
T_{1/2} – 1620 let, E – 0,83 MeV
- ^{60}Co (**kobalt**), je to γ zářič, používal se tam, kde bylo zapotřebí malého zdroje záření o vysoké celkové aktivitě, stínící materiál musel být větší než u ostatních radioizotopů
T_{1/2} – 5,26 let, E – 1,33 MeV
- ^{137}Cs (**cesium**), velmi výhodný v náhradě rádia, γ zářič
T_{1/2} - 30 let, E – 0,66 MeV
- ^{132}Ta (**tantal**), intersticiální aplikace
T_{1/2} - 115 dní
- ^{192}Ir (**iridium**), intersticiální aplikace
T_{1/2} – 74 dní, E – 0,38 MeV
- ^{198}Au (**zlato**), koloid, permanentní aplikace, náhrada radiových zrn
T_{1/2} – 2,7 dne, E – 0.412 MeV
- ^{125}I (**indium**), zrna, T_{1/2} – 60 dní

Radioizotopy se plní do pouzder, tzv. radioforů, která se potahují inertním kovem, nejčastěji platinou nebo jejími slitinami. Pouzdro musí být pevné, neprodyšně uzavřené, filtrující β , α , γ měkké záření a nepodléhající korozi. Musí se dobře čistit a sterilizovat. Nejstarší radiofory obsahovaly přímo v pouzdře sůl rádia. Dnes jsou v radioforech platinové celulky (duté válečky), ve kterých jsou zataveny radioizotopy. Celková délka radioforů je vzdálenost od jednoho konce ke druhému, aktivní délka je vzdálenost mezi konci náplně. (6)

4.3.2 Brachyradioterapie podle zavedení zářiče

Zářiče se mohou zavádět přímo do nádoru – intersticiální aplikace. Při zavedení zářiče do dutin se aplikace označuje jako intrakavitální či interluminální, muláží se zářič se přikládá na povrch. Aplikace mohou být dočasné či permanentní. (6)

4.3.3 Brachyradioterapie podle dávkového příkonu zářiče

Podle dávkového příkonu zářiče se rozlišuje LDR (low dose rate), brachyterapie s nízkým dávkovým příkonem 0,2-2 Gy/hod, HDR (high dose rate), brachyterapie s vysokým dávkovým příkonem, více než 12 Gy/hod a PDR (pulsed dose rate), brachyterapie, kdy je během jedné brachyterapeutické aplikace záření aplikováno v pulsech. (1)

LDR zařízení obsahují nejčastěji zdroje ve tvaru kuliček ^{137}Cs , délka aplikace probíhá v rozmezí 24 až 168 hodin, pacient je při aplikaci umístěn ve stíněné místnosti, kdy při vstupu jiné osoby do této místnosti se ozařování přerušuje (zdroje zajedou do trezoru). (1)

HDR zařízení pracují zpravidla se zdrojem ^{192}Ir , který má vysokou nominální aktivitu. Zdroj setrvává vždy určitou dobu v jednotlivých pozicích aplikátoru, jejichž vzdálenost lze volit, doba setrvání je podle ozařovacího plánu. Aplikace trvá minuty, většinou se několikrát opakuje s odstupem 1 – 7 dnů. Zařízení je umístěno v ozařovně. (1)

PDR zařízení, jeho zdroj je každou hodinu zasouván do aplikátorů na 10 – 30 minut, využívá se zde radiobiologicky příznivější nízký dávkový příkon. (1)

Hlavní výhodou oproti zevní radioterapii je vysoká objemová dávka v nádorovém ložisku a nízká celková integrální dávka, její prudký spád. Limitujícím faktorem je velikost cílového objemu (není vhodná pro velké objemy) a přístupnost k cílovému objemu pro brachyterapeutickou aplikaci. (1)

Na rozdíl od začátků brachyterapie, kdy personál přicházel při aplikaci do styku s uzavřenými zářiči a byl tedy vystaven záření, se dnes používají automatické afterloadingové přístroje ovládané dálkově a expozice personálu téměř odpadá. Tato zařízení mají stíněné trezory pro zdroje záření, z nichž jsou motoricky nebo pneumaticky přesouvány do předem zavedených aplikátorů. Před transportem aktivních zdrojů je nejprve provedena kontrola správnosti propojení mezi jednotlivými aplikátory a výstupními kanály hlavice. Pak je provedena simulace ozáření, kdy neaktivní zdroj prochází všemi aplikátory, kontroluje délku spojovacích hadiček a detekuje překážky na trase. Zařízení je ovládáno dálkově. U každého zařízení jsou různé sady kovových nebo plastových aplikátorů pro různé nádorové oblasti. (1)

Nevýhodou brachyradioterapie je omezení pohybu pacienta upoutaného na lůžko a zároveň potřeba chirurgického výkonu a anestezie. (viz příl. č. 9)

5 MODULACE OZAŘOVACÍHO SVAZKU

5.1 Klínové filtry

Klínové filtry se vkládají do svazku záření. Mají tvar klínu nebo stupňů. Jsou vyrobeny z absorpčního materiálu (např. olova, mědi). Na jedné straně jsou tlustší a plynule (rovně nebo po křivce) nebo stupňovitě se zužují k druhé straně. Mohou zakrýt jen část užitečného svazku záření nebo celý jeho výstup. Pod tlustším koncem filtru dochází k větší absorpci záření, dávka je zde nižší než pod tenkým koncem klínu. Výsledkem je změna průběhu izodózních křivek. Plató izodózních křivek je kolmé k centrálnímu paprsku u plného pole a při využití klínových filtrů se sklání směrem k silnějšímu konci klínu. Tímto způsobem můžeme izodózní křivky modifikovat podle síly klínu a podle absorpčního materiálu, ze kterého je vyroben. (6)

5.1.1 Charakteristiky klínových filtrů

Plato (sklon) izodózních křivek se udává v úhlu odklonu od plata kolmého k centrálnímu paprsku. S přibývajícím hloubkou se zmenšuje sklon plata izodozí pod klínem vlivem sekundárního záření. Tento vliv je velmi výrazný u ortovoltážní terapie, významný je u kobaltového záření, ale u záření vznikajícího při napětí nad 10 MV je malý. Vzhledem k tomu je nutné určit, v jaké hloubce se stanoví úhel sklonu izodózních křivek u klínových polí, nebo u které izodózní křivky. (6)

Úhel sklonu izodózních křivek se nestanovuje jednotně. Nejčastěji se používá klínový filtr 45° , což znamená, že v hloubce 10 cm má izodózní křivka procházející centrálním paprskem sklon 45° . Dvěma konvergentními poli s klínem 45° je možné dosáhnout homogenní distribuce hloubkové dávky v hloubce blízko pod povrchem až do několika centimetrů. Další používané klíny jsou 30° a 60° . (6)

Stanovení 100% dávky se podle různých autorů liší:

- 1) jako 100% se stanoví dávka ve středu pole (maximální nebo povrchová) s klínem
- 2) jako 100% se stanoví maximální skutečná dávka, která je na povrchu pod tenkým koncem klínu (nebo u vysokoenergetického záření pod povrchem)

- 3) jako 100% se stanoví dávka pole bez klínu a procenta izodózních křivek pod klínovým filtrem jsou vztažena k této 100% dávce (6)

Starší ozařovače byly vybaveny statickými klíny, které se manuálně vsouvaly do držáků před gantry (hlavici) ozařovače. Současné lineární urychlovače jsou vybaveny dynamickými a motorickými klíny. Dynamické klíny zakřivují izodózní křivku tak, že je celé pole ozářeno určitým počtem monitorovacích jednotek a pak se postupně určitou rychlostí zavírá jedna clona z kolimačního systému. Při použití motorických klínů je celé pole ozářeno určitým svazkem monitorovacích jednotek, pak se motoricky zavede fixní klín a pole je dozářeno zbytkem monitorovacích jednotek. Požadovaný sklon izodózní křivky je složen z dávky z volného svazku a z dávky s klínem. (1, 6)

5.1.2 Indikace pro použití klínových filtrů

U ortovoltážní terapie se klínové filtry tolik nevžíly. Musely by být individuálně konstruovány pro každý přístroj. Sklon izodózních křivek se zde velmi výrazně mění s hloubkou. Rozložení dávky by bylo též závislé na postavení klínu k ose katoda – anoda. Bez klínu se neobejdeme při vysokoenergetickém záření. Je vhodný při kombinaci více polí, zejména při nastavení centrálního paprsku pod určitým úhlem, hodí se k vyrovnání zakřiveného povrchu. (6)

5.2 Individuální vykrývací bloky

K šetření kritických orgánů se používají individuální vykrývací bloky. Tyto bloky se dříve umísťovaly na pomocný stůl do svazku záření nad pacienta. Dnes se mohou upevnit do držáků na hlavici ozařovače. Vykrývání polí pomocí individuálně zhotovených bloků se provádí na simulátoru nebo podle skiagramu na speciálním zařízení. Jednalo se nejprve o ruční, později o automatickou vyřezávačku vykrývacích bloků, která je v přímé geometrii, jak byl pacient snímkován a jak bude ozařován. Toto zařízení umožňuje vyřezat (elektrickým odporovým drátem) v pěnovém polystyrénu oblast, která má být vykryta. Daná oblast se zaplní olověnými broky v rozehrátém parafínu nebo se do vyříznutého prostoru v polystyrénu nalije nízkotavitelná slitina kovů (např. slitina olova, kadmia, bizmutu a cínu, která taje při 70°C, Woodův kov, nebo podobné). (1, 6)

Při zhotovování je nutné brát na zřetel divergenci svazku záření, vzdálenost bloků od zdroje a vzdálenost od centrálního paprsku.

5.3 Vícelamelový kolimátor

Vícelamelový kolimátor (MLC) tvaruje svazek záření, je to počítačem kontrolované zařízení, které je sestaveno z několika desítek párů protilehlých lamel. Lamely jsou ovládány motoricky a jsou vyrobeny z wolframu. MLC plní obdobnou funkci jako individuální lité bloky při nižší pracnosti, vykryvá části polí. Šířka lamel v izocentru je obvykle 5 - 10 mm. (1)

6 VERIFIKAČNÍ TECHNIKY

Vývoj verifikačních postupů a následně celých systémů je také spjat s rozvojem techniky. Zprvu se používaly klasické rentgenové snímky se zaměřováním pomocí drátků na pacientovi. Později se začaly využívat rentgenové přístroje s principem skiaskopie, tzv. simulátory, kde korekce nastavení probíhá ihned. Vlastní radioterapie pak probíhá podle značek na kůži pacienta. Následně dochází i ke kontrole rentgenovými snímky na ozařovačích. S postupným vývojem 3D a 4D radioterapie bylo nutné vyvinout i možnosti 3D a 4D verifikace. Postupně se na ozařovací přístroje přidávají verifikace cone beam CT, 4D cone beam CT s možností snadné kontroly před každým ozářením. Jako poslední se začínají zavádět techniky kontinuální kontroly pozice pacienta, kdy je možné provádět korekci nastavení při vlastním ozařování, nebo je zde možnost přerušení ozařování, pokud se oblast zájmu díky pohybu dostane mimo svazek záření.

6.1 Kobaltogramy

Kobaltogramy se prováděly v minulosti. Jednalo se o klasický rentgenový snímek zhotovený přímo na kobaltovém ozařovači. Tato verifikace byla spíše orientační, chyběl třetí rozměr.

6.2 Image – guided radiotherapy - obrazem řízená radioterapie

IGRT - základem zvyšování konformity radioterapeutické léčby je její přesnost, umožněná integrací zobrazovacích systémů do ozařovacích systémů. V průběhu vlastního ozařování mohou vznikat chyby v polohování, které tyto zobrazovací systémy umožňují detekovat a korigovat. Odchyly mohou vznikat jak v průběhu jedné frakce, tak mezi jednotlivými frakcemi. Odchyly mezi jednotlivými frakcemi způsobuje např. změna polohy pacienta, anatomické změny v průběhu ozáření (otok, váhový úbytek). Odchyly v průběhu každé frakce způsobují dýchací pohyby, peristaltika střev, náplň močového měchýře... Tyto faktory mohou během ozařování způsobit poddávkování cílového objemu, nebo větší zatížení kritických struktur. (1, 4)

Obrazem řízená radioterapie v průběhu ozařování využívá zobrazovacích metod. Tím se zvyšuje přesnost. Využívají se různé postupy a zobrazovací technologie. Lineární urychlovače pro IGRT mají zabudované zobrazovací systémy, které před ozářením nebo v průběhu ozáření snímají ozařovanou oblast. To umožňuje získat aktuální anatomické zobrazení (trojrozměrné nebo dvojrozměrné snímky, CT řez). Pokud je detekována odchylka, je provedena její korekce (nové plánování, posun stolu s pacientem). (1, 4)

6.2.1 Portálové zobrazení

Při portálovém zobrazení se zhotovují dva aktuální megavoltážní ortogonální snímky na MV plošný detektor, které se porovnávají s tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenogramem (DDR), nebo referenčním snímkem z RTG simulátoru. DDR je numericky vypočtený snímek ze série CT řezů, který odpovídá dané projekci. Pro vertikální verifikaci se snímkuje v bočné projekci, pro laterální a longitudinální verifikaci se zhotovuje předozadní projekce.

Portálové zobrazení je možné také provádět pomocí kV rentgenky a kV plošného detektoru.

6.2.2 Cone-beam CT

CT s kuželovým svazkem je součástí lineárního urychlovače, oproti klasickému CT umožňuje získat snímky pouze v transversální rovině během jedné rotace o 360°. Takto zrekonstruovaný 3D obraz je porovnán s referenčním snímkem z CT simulátoru nebo z CT. Vyhodnocení a korekce se provádí buď automaticky (softwar je součástí lineárního urychlovače) nebo manuálně odborným personálem, což je časově náročnější.

Verifikační systémy zajišťují vzájemnou komunikaci a přenos dat mezi jednotlivými prvky přípravy a léčby zářením, zajišťují kvalitu a bezpečnost ozařovacího procesu. (1, 4)

7 OSOBNOSTI ČESKÉ RADIAČNÍ ONKOLOGIE

7.1 Prof. MUDr. Jiří Zámečník, CSc.

Profesor Jiří Zámečník se narodil na Slovensku v Bratislavě dne 4. 2. 1927. Jeho tatínek byl ředitelem Zemské banky, maminka byla v domácnosti, měl dvě sestry. Od roku 1939 žije v Praze. Ve druhé světové válce byl totálně nasazen u Luftschutzu. V roce 1945 se aktivně účastnil Pražského povstání. V roce 1946 maturoval na reálném gymnáziu s vyznamenáním, v roce 1951 složil odbornou maturitu jako radiologický technik.

Přestože jeho koníčkem byla a je matematika a fyzika, v dalším studiu dal přednost přírodním vědám, vybral si studium medicíny. Měl uzavřený šestý semestr medicíny, když byl zatčen tehdejšími komunistickým režimem za svou angažovanost ve skautingu. Důvodem jeho zatčení a uvěznění bylo, že vychovával mládež kapitalisticky a tím organizovaně rozvracel socialistickou republiku podle zákona na ochranu republiky. Jeho oddíl vodních skautů byl rozpuštěn, 3 měsíce strávil v policejní věznici na Praze 4, pak na Karlově náměstí a nakonec byl v roce 1949 umístěn v koncentračním táboře, na dole Anna v Rynholci. Během této doby proběhlo 6 soudních stání, nikdy nebyl odsouzen, protože nebyl shledán dostatek důkazů. Když byl v roce 1950 zrušen zákon na ochranu republiky, bylo mu státem určeno pracovat 14 měsíců jako horník – brigádník a současně nesměl studovat na vysoké škole. Po tomto strastiplném období mu ministerstvo zdravotnictví z důvodu nedostatku radiologických laborantů umožnilo nastoupit do profese na Vinohrady.

Tři roky poté se odvážil jít na lékařskou fakultu vrátit studijní index. Ke studijnímu indexu předkládal i doporučení a hodnocení od horníků, které bylo dle slov pana profesora „velmi krásné“. Toto hodnocení mu dopomohlo k návratu na lékařskou fakultu. Bylo mu dovoleno pokračovat ve vysokoškolském studiu na hygienické fakultě a samotné studium mu bylo prodlouženo o 1 rok. Promoval v roce 1955 s červeným diplomem. Na umístěnku nastoupil na interní oddělení v Berouně pod pana primáře Erharta, kde pracovaly řádové sestry boromejky. Mnohému se od nich

naučil, zejména lidskosti, pokoře a úctě ke každému člověku. Po půl roce v Berouně si mohl vybrat specializaci. Volil mezi patologií, laboratorní medicínou a radiologií. Pro svůj zájem o matematiku a fyziku jednoznačně zvolil radiologii. Nastoupil na radiodiagnostiku do Vysočanské nemocnice.

Na radioterapii na Bulovce (dnešní Ústav radiační onkologie) pracoval od 1. 11. 1955 do července 2007, tedy 52 let. Prošel všemi odbornostmi včetně funkce primáře. Obhajoba kandidátské práce mu byla povolena až na třetí pokus v roce 1984. Docenturu obhájil po pádu totalitního režimu v roce 1990 na I. LF UK v Praze, profesuru v roce 2003 na ZSF Univerzity v Trnavě.

Dnes je pan profesor na zaslouženém aktivním odpočinku, příležitostně z přátelství poskytuje odborné konzultace. Stále zastává čestné funkce v ČČK a ve skautingu. V ČČK na Hradčanech byl dlouholetým předsedou, dnes je jejím jednatelem. Velice si váží zájmu nových mladých lidí o práci v ČČK. Organizace spolupracuje na humanitární pomoci, poskytuje záchranné a sociální služby, zdravotní výchovu mládeže, duševní pomoc člověku (což zahrnuje mentální a manuální cvičení).

Díky profesoru Běhounkovi působil v roce 1963 v Anglii jako mezinárodní příležitostní učitel pro pokročilé v radiofyzice. V roce 1973 vyhrál mezinárodní konkurs (WHO) do Chile, kde vytvořil síť radioterapie – onkologie, zde působil půl roku. V roce 1980, opět na podkladě konkursu, působil na Maltě. Zde bylo jeho úkolem vychovat primáře radioterapie a onkologie.

Absolvoval asi 16 zahraničních kongresů, z toho 10 v období totality jako soukromý turista (nesměl jezdit jako národní delegát). Nikdy neplatil kongresový poplatek, ubytovaný býval na studentských kolejích, jídlo si vozil s sebou, vždy ale měl aktivní účast.

Získal řadu ocenění Radiologické, Onkologické a Nukleární medicínské společnosti, medaili J. E. Purkyně. Za zásluhy ve válečném odboji obdržel stříbrný junácký kříž. Je mu navrženo nejvyšší vyznamenání v ČR Dr. Alice Masarykové a mezinárodní vyznamenání Florence Nightingalové.

Jeho publikační činnost zahrnuje asi 400 publikací, z toho u 13 knih je autorem, u 6 knih spoluautorem.

Za své zásluhy v radioterapii považuje především zavedení vysokoenergetického ozařování, zavedení izodóz, odbornou práci v radiobiologii, frakcionační režimy. Angažoval se v pedagogice, byl vedoucím katedry doškolovacího ústavu v Brně a katedry radiační onkologie, 35 let učil na zdravotnické škole. Ve své době byl jediným vysokoškolským učitelem s pedagogickým minimem. Vyučoval zahraniční stážisty. Velmi přínosná a významná byla jeho spolupráce s Výzkumným ústavem zdravotní techniky – Chiranou na vývoji ozařovačů a betatronů. Od 60. let do roku 1991 zde působil jako hlavní poradce v technicko-lékařských otázkách. Prováděl měření prototypů, uváděl je do klinického provozu. Za doby jeho působení se jich přes 100 kusů vyrobilo na export.

V současnosti pan profesor nevidí žádný rozdíl v radioterapii u nás a v zahraničí. Avšak v minulosti, když poprvé navštívil Texas hospital (čítala 50 tisíc zaměstnanců) byl překvapen vztahem a přístupem lékaře k pacientovi. Lékař se snažil o co nejmenší fyzický kontakt s pacientem v rámci vyšetřovacích metod a léčby. Další faktor ovlivňující léčbu v Americe byl způsob financování. Pokud si pacient uhradil vyšetření sám, provedlo se ihned, pokud bylo hrazeno přes pojišťovnu, pacient čekal např. půl roku.

Významné osobnosti, se kterými spolupracoval byly: prof. Šprindrych, prof. Diensbier, prof. Klener, MUDr. Mechl, MUDr. Rašín, MUDr. Hlasivec, MUDr. Jenigs, prof. Dische, prof. Schumann ...

Největší přínos pro radioterapii za dobu jeho působení znamenalo vysokoenergetické záření, izodózy, nové ozařovací techniky, chemoterapie, bioterapie, Interferon a zlepšená diagnostika.

Budoucnost radioterapie vidí především ve využití urychlených částic, kdy je cyklotron možné využít jako radiační nůž a ve využívání kybernetického nože (cyberkníže) pro stereoterapii.

Za nejtvořivější období života považuje svůj střední věk, bylo to období po revoluci, kdy mohl volně předávat své zkušenosti a poznatky, velmi rád učil.

Velice lituje toho, že se nemohl habilitovat za totality, měl na sobě punc „mukla“ (muže určeného na odstřel), který ho provázel celý život. Dále ho pobuřovala organizace v odborech a praktiky s tím spojené.

Na otázku týkající se organizace a vzdělávání ve zdravotnictví pan profesor řekl: „To, co fungovalo, se rozbíjí a začíná se to, co nefunguje. Má se využít tradice a zkušenost z minula a ne to smazat a začít znova.“

Nejdůležitější v léčbě nejen onkologických pacientů je především přístup zdravotnického personálu, jestliže pacient věří lékaři a léčebné metodě, tak je na 50% vyhráno. Pokud pacient lékaři nedůvěřuje, neměl by ho léčit. Ani dnes nevíme, co dokážou endorfiny. Důležité je, aby lékař byl lékařem s charakterem, ne bílý plášť s doktorátem.

Životní krédo: „Pane, promiň, co jsem neučinil.“ (hluboká myšlenka, každý člověk může dokázat spoustu věcí).

7.2 MUDr. Radovan Vojtíšek

MUDr. Radovan Vojtíšek se narodil v roce 1979, LF UK Plzeň ukončil v roce 2003, je ženatý, má 2 syny, mezi jeho záliby patří kinematografie a cyklistika MTB.

Motto: „Kdo chce, hledá způsob, kdo nechce, hledá důvod“ (František Vlácil)

„Jsem chudý, ale šťastný, ale chudý.“ (Woody Allen)

„Kdo bojuje, může prohrát, kdo nebojuje, už prohrál...“

V oboru radiační onkologie na radioterapeutickém oddělení FN Plzeň pracuje od roku 2003, nastoupil zde ihned po dokončení fakulty.

Ke konci studia na fakultě měl zájem téměř o všechny medicínské obory, ovšem v každém mu něco chybělo – v gynekologii muži, v pediatrii dospělí, v očním uši, v ušním oči atd. Onkologie jako celek mu přišla v tomto ohledu komplexní. Zpočátku měl touhu být onkologem klinickým, neměl žádnou představu o tom, v čem spočívá práce onkologa radiačního. Podvědomě měl pocit, že radioterapie je příliš spjata s technikou, fyzikou a není tam prostor pro intimní práci a komunikaci s pacientem. Jak hluboce se mýlil, zjistil po několika měsících práce na lůžkovém oddělení, kdy byl „nuceně“ odvelen na úsek radioterapie, protože v té době byl poněkud jiný systém vzdělávání, a on byl zařazen k atestaci z radioterapie 1. stupně, což byl nutný krok k tomu udělat si nástavbovou atestaci z klinické onkologie. Nyní je systém poněkud odlišný, ale on se díky tomu tehdejšímu mohl více ponořit do tajů radiační onkologie. Nutno dodat, že velkou zásluhu na tom, že si obor více než oblíbil, měl jeho tehdejší vedoucí lékař, doktor Havránek. Radiační

onkologie si ho získala svojí komplexností, pestrostí, možností kreativního uvažování, nutností komunikovat s těžce nemocnými pacienty a jejich blízkými.

Během své krátké profesní kariéry pracoval trvale pouze na jednom a tomtéž pracovišti, ovšem měl možnost absolvovat mnoho krátkodobých stáží na tuzemských i zahraničních pracovištích.

Nejvyšším oceněním pro pana doktora je, když pacient po skončení léčby nebo v rámci poléčebného sledování poděkuje a řekne, že lékaři plně věří a lékař má jeho důvěru. V medicíně jsou jakákoli ocenění velmi zavádějící, a proto jej příliš nezajímají. Je lepší lékař ten, který napsal více článků? Nebo ten, který ošetří více pacientů? Nebo dokonce ten, kdo má více titulů? Velmi si váží toho, když ho požádá kolega, který jej denně sleduje a o kvalitě jeho práce ví hodně, o ošetření nebo léčbu svého blízkého, známého či příbuzného. V tomto ohledu již oceněn byl a pokládá si to za čest.

Nemá pocit, že by uměl nebo znal něco, čím by mohl zaujmout čtenáře odborných periodik, každopádně v rámci snahy o osobnostní růst se snaží napsat nějaký článek shrnující určitou, ne tak často popisovanou problematiku. Z podobného důvodu se snaží o pravidelnou aktivní účast na odborných konferencích a seminářích.

Když nastoupil na oddělení, v drtivé většině případů se používala technika plánování na centrálním paprsku anebo ve 2D v jednom řezu, který byl lokalizován ve středu cílového objemu. Limity a nevýhody tohoto způsobu plánování jsou zřejmé, leckdy nebylo možné vizualizovat přímo cílový objem nebo vlastní tumor, nebylo možné přesně sledovat toleranční limity kritických orgánů atd. Postupně se začalo více využívat plánování ve 3D podle plánovacího CT vyšetření, což velmi výrazně zvýšilo jistotu v tom, co vlastně a jak se ozařuje. V posledním roce se do klinické praxe rutinně začlenila technika IMRT, která je pokročilým stupněm klasické 3D konformní radioterapie, umožňující ještě vyšší konformitu ozáření, tedy možnost dodání vyšší dávky do cílového objemu za současného šetření zdravých tkání.

Výraznější rozdíl v tom, jaké techniky nebo jaké přístroje se používají u nás a v zahraničí, nevidí. Samozřejmě, že existují rozdíly ve vybavení, ale ty existují i v rámci ČR. Existuje tady však jeden základní rozdíl, který nás odlišuje od vyspělých západních zemí, a to je chování zdravotníků, ať už jsou to lékaři, asistenti nebo sestry, vůči pacientům. Na pracovištích západní Evropy, která měl možnost navštívit, je pacient

partner zdravotníků a nebývá stylizován do role, kdy je pouze pasivním účastníkem procesu odkázaným na momentální náladu a osobnostní nastavení personálu. Neuvědomujeme si, že důležité jsou detaily – jak často se pacientům podává ruka při pozdravu, jak často bývá příbuzným umožněna účast při vyšetření, konzultaci apod. Devil is in details. Myslí si, že téma „vztah zdravotník – pacient v ČR“ je na delší stať, která přesahuje potřeby tohoto rozhovoru.

Měl tu čest setkat se s prof. Dirkem de Ruyscherem z kliniky MAASTRO v Maastrichtu, který hodně publikuje studie týkající se radioterapie plicních nádorů a rovněž pravidelně vydává doporučení pro jejich plánování v rámci evropské společnosti radioterapie a onkologie (ESTRO). Mnohé jeho myšlenky převzal za své a snaží se je používat ve své praxi. Jak už to tak bývá, čím vzdělanější a moudřejší člověk, tím milejší a příjemnější je setkání s ním. Pro představu, je to stejné, jako kdyby se setkal fotbalista třetí české ligy s Messim. Za velké štěstí považuje to, že může, a ještě dlouho snad bude moci, pracovat na jednom pracovišti s kolegou, jehož přístup k práci, kritické myšlení a uvažování daleko převyšují to, co je obvyklé. Není to člověk, který by psal tuny článků, ovšem tuny jich přečetl a jestliže něco udělá, vy víte, že on přesně ví, co dělá, proč to dělá a že to dělá dobře. Věc pohříchu neobvyklá. Pan doktor Havránek.

Největší přínos radioterapie vidí zejména v používání moderních zobrazovacích metod, jako je MR nebo PET/CT při plánování radioterapie. Dále používání nekonvenčních frakcionačních režimů reflektujících nejnovější poznatky z radiobiologie a v neposlední řadě vývoj nových ozařovacích přístrojů, kontrolujících přesnou polohu cílového objemu během ozařování. Musí bohužel upozornit na to, že nové možnosti dodání dávky s sebou nesou nutnost dokonalého plánování, přesněji řečeno definice cílových objemů. Protože sebelepší ozařovací přístroj ani zobrazovací metoda nikdy nemohou eliminovat nedostatky v definici cílových objemů. Navíc je přesvědčen o tom, že nekritické používání některých moderních technik bez uvážlivé přípravy může napáchat více škody než užitku! To je potřeba mít na paměti.

Budoucnost oboru vidí v technologickém vývoji ozařovačů, v robotizaci medicíny a v odlidštění medicíny jako celku, kdy některé náznaky jsou patrné již nyní. V této vizi lze spatřovat klady i zápory.

Co se profesních věcí týká, snaží se ve své denní praxi neustále věci zlepšovat, přizpůsobovat je možnostem a být tak pacientům prospěšný. V situaci, kdy člověka takováto snaha opustí, vyhoří a stane se rutinérem, nastává cesta do pekla. MUDr. Vojtíšek neustále přehodnocuje některé své názory a mění postupy s ohledem na nové poznatky a vědomosti.

Organizace zdravotnictví je složitý problém a přiznává, že mu nerozumí, neboť jej nikdy nezkoumal a systematicky se mu nevěnoval. Bylo by ubohé a laciné, aby se k němu tedy vyjadřoval. A co se vzdělávání týká, domnívá se, že je obecně málo zaměřené praktickou částí, a to se týká jak lékařů, tak asistentů. Bohužel je to tak, že to všem vyhovuje, učitelům i studentům. Troufá si vyslovit následující myšlenku, možná kacířskou – většina radiologických asistentů se dále vzdělává pouze proto, aby získala vysokoškolský titul, protože je k tomu nepřímo nutí zaměstnavatel, nebo touha po jakési prestiži, ale nikoli snaha dozvědět se něco více o oboru. To je pochopitelně špatně.

Nejdůležitější je, aby pacient získal pocit, že personál je tady pro něj, aby pochopil úkony, které bude muset absolvovat, aby se smířil se svojí diagnózou, protože jen tak se smíří sám se sebou, aby měl to štěstí, že narazí na lékaře, se kterým si bude rozumět, který se k němu bude chovat jako k partnerovi a který je na vysoké odborné úrovni. Veškeré další věci jsou bez splnění těch předchozích vedlejší a nedokážou nahradit jejich absenci.

8 DISKUSE

Poznání historie napomáhá pochopit postupy a přístupy k současným metodám léčby a ochrany před zářením jak pacientů, tak personálu. Ionizující záření může pomáhat, při chybě ale může poškozovat či dokonce způsobit úmrtí. Nezbytně nutné je dodržování pracovních postupů, ostražitost a pečlivost, provádění opakovaných kontrol v průběhu procesu plánování léčby a během vlastní terapie.

Teoretickou část jsem zpracovala na podkladě dostupných sekundárních pramenů a elektronických informačních zdrojů. Ze získaných informací jsem sestavila chronologii historie a vývoje ozařovacích technik v oblasti pánve od prvopočátku po současnost.

Radioterapie patří mezi nejmladší medicínské obory. Začlenila se do nich ve 20. letech 19. století. Představuje léčbu s využitím účinků ionizujícího záření u nádorových i nenádorových onemocnění. Současně s chirurgií patří k nejčastěji užívané metodě při léčbě nádorových onemocnění.

Historie radioterapie je nerozlučně spjata s náhodným objevem rentgenového záření Wilhelmem Konradem Röntgenem v roce 1895. Využívání účinku záření po jeho objevu však bylo prováděno formou pokusu a omylu. Nebyly známy jeho účinky, ať už pozitivní, či negativní, a především jejich souvislost.

Bezprostředně na objev X paprsků navazuje objev přirozené aktivity A. H. Becquerelem v roce 1896 a objev radia a polonia roku 1898 Marií Curie – Sklodowskou. Radium se okamžitě začíná léčebně i komerčně využívat. Šíří se tzv. „radiová móda“, odrážející přesvědčení, že aplikace radia v malých dávkách je stimulační a neškodná.

Prvních 25 let po objevu X paprsků rentgenologové a radioterapeuti pracovali za velmi obtížných podmínek, nebyly stanoveny žádné jednotky záření, neexistovaly metody měření dávek.

V Čechách se léčba pomocí radioaktivních látek začala uplatňovat nejprve v lázeňství, první lázně vznikají v Jáchymově. Průkopníkem používání radia u nás se stal prof. Jedlička v roce 1902, který stojí u založení Státního radiumterapeutického ústavu na Vinohradech v roce 1918. V této době však již v zahraničí byly vybudovány ústavy pro léčbu nádorových onemocnění, takže by se mohlo zdát, že Československo bylo ve vývoji radioterapie o něco pozadu, ale opak je pravdou. O vývoj československé

radioterapie se zasloužila řada významných osobností, např. prof. František Běhounek, MUDr. Josef Skalička, MUDr. Václav Rubeška, prof. Jaroslav Hlava, RNDr. Vladimír Morávek, doc. Jan Šprindrich a další...

První polovina 20. století je charakterizována rozvojem ortovoltážní terapie. Je to období, které předcházelo vysokoenergetickému ozařování. Pro oblast pánve se ortovoltážní terapie využívala při metodě ozařování pomocí mřížky, či inverzní mřížky. Touto technikou se zvyšovala tolerance kůže na vstupním poli. Dávka na povrchu – na kůži byla limitujícím faktorem. Cílem bylo navýšení dávky v hloubce ozařovaného objemu. Byla to paliativní technika pro ozařování rozsáhlých nádorů dané oblasti. V zahraničí se na mnoha pracovištích používala později i u megavotové terapie. Výpočet se prováděl odečítáním z tabulek, nebo podle zvláštní rovnice. Dnes se může ortovoltážní terapie v oblasti pánve aplikovat při analgetickém ozařování např. kyčelních kloubů, event. kožních lézí.

Technika ozařování pomocí dvou protilehlých polí se začala používat pro oblast pánve až při nástupu vysokoenergetického záření v 50. letech 20. století. Jednalo se o velkoobjemové ozařování celé břišní dutiny, včetně pánve. Prováděla se aplikace podle tzv. „manchesterské metody“, kdy se ozařovalo ze dvou protilehlých plných polí. V tomto případě byla snášenlivost velmi špatná. Druhou metodou bylo ozařování pomocí postupujících pruhů, tzv. „moving – strip metoda“, kdy se ozařoval objem rozdělený na jednotlivé pásy – jejich kombinací. Touto metodou bylo dosaženo vyšší snášenlivosti a tolerance. Výpočet se prováděl ve střední rovině (v poloviční předozadní vzdálenosti), sčítaly se izodózní plány z každého pole.

Za účelem nepříznivého rozložení dávky se začalo ke dvěma polím přidávat pole třetí. Jedná se o T – techniku, kdy centrální paprsky svírají úhel 90° a o Y – techniku, při které centrální paprsky svírají úhel 120° . Výhodou této techniky je, že pokud jsou vstupní pole malá, nejsou zatížena o výstupní dávku. Za účelem sklonu izodózních křivek, k modulaci dávkového rozložení svazku se začaly používat klínové filtry. Výpočet dávky se nejprve prováděl pomocí numerických výpočtů a skládáním izodóz, později přes počítačové systémy.

Přidáním dalšího ozařovacího pole vznikla technika křížového ohně a box technika. Box technika se skládá vždy ze dvou a dvou kontralaterálních polí, jejich centrální paprsky

leží v sagitální a frontální rovině. Pokud centrální paprsky svírají s těmito rovinami určitý úhel, jedná se o techniku křížového ohně. Modifikací této techniky je možné docílit jakéhokoli tvaru rozložení hloubkové dávky, změnou úhlů centrálních paprsků, posunem polí, či nestejným zatížením polí.

IMRT představuje pokročilou metodu aplikace ionizujícího záření s proměnlivou fluencí. Dosahuje vysoké konformní distribuce dávky se šetřením zdravých tkání v okolí cílového objemu. U této techniky se používá vícelamelový kolimátor. Při fixní poloze hlavice je možné provádět metodu „sliding windows“, kdy svazek záření je zapnut po celou dobu ozařování. Současně se pohybují lamely kolimátoru napříč svazkem záření a modulují dávkový příkon v ozařovaném poli. U metody „steep and shoot“ pro fixní polohu hlavice je ozařované pole rozděleno na jednotlivá subpole, pro která probíhá přestavba lamel kolimátoru při vypnutí ozařovacího svazku. Proveďte se ozáření jednoho subpole, ozařovací svazek se vypne, přestaví se lamely kolimátoru, ozařovací svazek se zapne, a to se opakuje pro každé subpole v ozařovacím poli.

IMRT s rotací hlavice je možné provádět techniku IMAT (sliding windows), kdy se během rotace mění pozice lamel kolimátoru bez vypnutí svazku záření a bez posunu stolu. (Je možné označení VMAT – fa. Elekta, RAPID ARC – fa. Varian.) Další způsob IMRT s rotací hlavice je založen na principu tomografie. Lamely kolimátoru během rotace modulují svazek záření, při každém kyvu je ozářen objem o šířce 2 cm, pak se posune stůl a následuje další kyv, tak aby byl pokryt celý ozařovaný objem.

Stereotaktické ozařování je metoda vycházející z principu stereotaxe, přesného zacílení. Je charakterizována strmým gradientem dávky vně cílového objemu. Dělí se na stereotaktickou radiochirurgii, při které je jednorázově aplikována vysoká dávka, napodobuje chirurgický výkon a je limitována velikostí ozařovaného objemu 3 – 4 cm. U stereotaktické radioterapie se celková dávka rozděluje do více frakcí, umožňuje ozařovat i větší ložiska. Využívá se v blízkosti kritických a složitých anatomických struktur.

Protonová terapie je vyjimečná zejména tím, že maximální dávka je předána v cílovém objemu v tzv. Braggově peaku (70%), před cílovým objemem je dávka relativně nízká (asi 30%) a výstupní dávka je téměř nulová. Bohužel negativním faktorem u této léčby jsou velmi vysoké pořizovací a provozní náklady.

Brachyradioterapii na rozdíl od zevní radioterapie charakterizuje kontakt, či velmi krátká vzdálenost zářiče a cílového objemu. Dávka v místě aplikace (v cílovém objemu) je vysoká a prudce klesá do okolí. Zářiče se zavádějí dočasně nebo permanentně, intersticiálně, interluminárně, intrakavitálně, formou muláže. Podle dávkového příkonu se brachyradioterapie dělí na brachyradioterapii s vysokým, nízkým a pulsním dávkovým příkonem. V jejích začátcích se zářiče zaváděly ručně, personál byl exponován zářením. Dnes se používají automatické, afterloadingové, dálkově ovládané přístroje.

Při ozařování jednoduchými ozařovacími technikami (jedno přímé pole, 2protilehlá pole) u fotonového záření se největší část energie předává v malých hloubkách pod povrchem, s narůstající hloubkou dávka klesá. Za účelem odstranění tohoto nežádoucího jevu se provádí ozařování z více polí (z více směrů), čímž se navyšuje dávka v hloubce. Při kombinaci více polí se dosahuje homogenního ozáření cílového objemu a poklesu dávky mimo ozařovaný objem, tedy šetření zdravých tkání.

Při ozařování urychlenými protony má křivka průchodu tkáněmi jiný tvar. Při vstupu do tkáně se protony pohybují rychle, způsobují nízkou ionizaci a předají asi jen 30% své energie. Během pohybu na dráze ale klesá jejich rychlost a ionizace se zvyšuje. Maxima dosahují u konce doletu v Braggově peaku a pak následuje pokles k nule. Proto při ozařování protony není nutné kombinovat tolik polí jako při ozařování fotony. Z toho také vyplývá, že je zde menší ozáření celkového objemu než u fotonové terapie.

Vývoj ozařovacích technik je zákonitě spjat s rozvojem v oblasti fyziky, chemie, biologie a informačních technologií. V průběhu let dochází k postupnému získávání informací o účincích ionizujícího záření na různé materiály a tkáně. Na základě spojení rozvoje technické úrovně a znalostí účinků radiace dochází zprvu k pomalému, ale později k bouřlivému rozvoji léčebných radioterapeutických metod. Postupně se vyvíjí ozařovací přístroje zajišťující bezpečnost pacientů i personálu, umožňující ozařování z různých směrů, modulaci svazků záření až k nejmodernějším technikám pohybové terapie. Začínají se uplatňovat nové diagnostické metody, dokonalejší algoritmy a kalkulace dávek. Současně probíhá výzkum v oblasti medicíny a vznikají prospektivní studie zaměřené na účinky radiace, zabývající se nacházením nejvhodnější cesty v kombinované terapii. To vše umožňuje navýšit požadovanou léčebnou dávku v cílovém objemu při stejném, nebo vyšším šetření zdravých tkání. Spolupráce jednotlivých oborů zvyšuje šanci

na vyléčení, na kvalitnější a důstojnější způsob života. Nelze opomenout úlohu lékaře a zdravotnického personálu, důvěru pacienta k lékaři a k léčebné metodě, která vytváří základní pilíř léčby.

ZÁVĚR

Radioterapie, mladá metoda v medicínských oborech, prošla za poměrně krátké časové období bouřlivým vývojem. Tento proces je spjat s rozvojem dokonalejších zobrazovacích metod, fyziky, chemie, biologie a informačních technologií. Po objevu ionizujícího záření se zkouší způsoby jeho využití, které také zahrnují léčbu nádorových a nenádorových onemocnění. Zkoumají se účinky ionizujícího záření, jeho vlastnosti, hledají se jednotky a způsoby měření.

Vývoj ozařovacích technik začíná od nejjednodušších, tedy od používání jednoho otevřeného ozařovacího pole. Prvním limitujícím faktorem je reakce na kůži. Postupně dochází k modifikaci ozařovacích technik. Mění se počty polí, pracuje se s jejich velikostí, s ozařovací vzdáleností od zdroje, s úhlem dopadu ionizujícího záření, zkouší se různá doba ozařování, frakcionační schémata, ověřuje se možná maximální aplikovaná dávka, velikost dílčích dávek. Předmětem studia ionizujícího záření jsou účinky na léčený objem, na zdravé tkáně a na celý organismus. Hledají se jejich zákonitosti a souvislosti. To vše se provádí s cílem dosažení požadované léčebné dávky do oblastí zájmu se současným šetřením okolní zdravé tkáně.

Rozsah této práce neumožňuje popsat veškeré využití ionizujícího záření v léčbě nádorových či nenádorových onemocnění, její hlavní část se zabývá vývojem k současným postupům léčebných metod pro oblast pánve. Členění postupů a technik je velmi obtížné, během vývoje se prolínají, doplňují a navazují na sebe.

Vývoj ozařovacích technik v oblasti pánve zahrnuje ozařování jedním polem pomocí mřížky či inverzní mřížky, techniku ozařování dvou protilehlých polí – velkoobjemové ozařování, techniku ozařování tří polí – Y, T, techniku ozařování čtyř polí – box techniku a křížový oheň, dále dnes nejvíce rozšířenou IMRT techniku, stereotaktickou radioterapii, protonovou terapii a brachyradioterapii.

Styl a vývoj radioterapie nelze předem přesně odhadnout, účinky ionizujícího záření jistě nebudou v následujících letech překonány, avšak mohou být objeveny nové metody a možnosti ozařování jinými zdroji než je X záření, elektrony, protony, neutrony, lehké ionty.

Výzkum tolerance a chování nádorové a zdravé tkáně stále není u konce, vychází z empirických zkušeností. Trendem radioterapie je a bude zlepšování technických možností aplikace záření, zvyšování konformity ozařování, dosahování výhodnější distribuce dávky, hledání možností navýšování dávky v cílovém objemu a snižování radiačního zatížení zdravých tkání.

LITERATURA A PRAMENY

1. ŠLAMPA, Pavel, PETERA, Jiří et al. *Radiační onkologie*. 1.vyd. Praha5: Galén, 2007. 457s. ISBN 978-80-7262-496-0.
2. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2*. 2. vyd. Praha: Grada, 2002. 488 s. ISBN 80-247-0143-1.
3. KONEČNÝ, Jakub *Topografická anatomie pánve*. Fotografický interaktivní atlas člověka. [on line]. verze 4.0.nÚstav normální anatomie Lékařské fakulty University Palackého v Olomouci. Vývoj 2007 – 2012. [cit. 15. 12. 2012]. Dostupné z: www.Atlascloveka.upol.cz/cs/csdwnl/cs010500.pdf
4. HYNKOVÁ, Ludmila, ŠLAMPA, Pavel a kol. *Radiační onkologie – učební texty*. 1.vyd. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2009. 242s. ISBN 978-80-86793.
5. FLEISCHMANN, Jaroslav, LINC, Rudolf *Anatomie člověka I – učebnice pro vysoké školy*, 5. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987, 297s. č. 66-03-17/I/5.
6. ZÁMEČNÍK, Jiří *Radioterapie*. 2.vyd. Praha1: Malostranské nám, 1990. 480s. ISBN 80-201-0051-2.
7. DOBBS, Jane, BARRET, Ann, ASH, Daniel *Praktické plánování radioterapie*. 1.vyd. Praha: Anomal, 1992. 302s. ISBN 80-900235-8-4.
8. ADAM, Zdeněk, VORLÍČEK, Jiří a kol. *Speciální onkologie*. 1.vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2002. 542s. ISBN 80-210-2826-2.
9. HALPERIN, Edward, C., PEREZ, Carlos, A., BRADY, Luther, W., WAZER, D. E. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 5. edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 2368s. ISBN 978-0781763691.
10. ŠLAMPA, Pavel a kol. *Radiační onkologie v praxi*. 3.vyd. Brno: Masarykův onk. ústav, 2011. 319s. ISBN 978-8086793-19-11.
11. FELTL, David, CVEK, Jakub *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2008. 105s. ISBN 978-80-7311-103-8.

12. SPURNÝ, Vladimír, ŠLAMPA, Pavel *Moderní radioterapeutické metody. VI díl. Základy radioterapie*. 1.vyd. Brno: IDVPZ, 1999. 118s. ISBN 80-7013-267-1.
13. ULMAN, Vojtěch Detekce a aplikace ionizujícího záření. *Modulace ozařovacích svazků*. [on line]. Ostrava. 2002. [cit. 5. 12. 2012]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
14. ADAM, Zdeněk, VORLÍČEK, Jiří, VANÍČEK, Jiří a kol. *Diagnostické a léčebné postupy u maligních postupy chorob*. 2. vyd. Praha: Grada, 2004. 684 s. ISBN 80-247-0896-5.
15. VAŇÁSEK, Jaroslav *Principy protonové terapie*. Onkologie – ZDN. [on line]. Oddělení klinické a radiační onkologie Pardubice. 2012. [cit. 5. 12. 2012]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/principy-protonove-terapie-463619>
16. ŠLAMPA, Pavel *Pohled na protonovou terapii*. Linkos.cz. [on line]. Klinika radiační onkologie Brno. 2012. [cit. 5. 12. 2012]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/aktualne-odbornikum/pohled-na-protonovou-terapii/>
17. BINAROVÁ, Andrea *Radioterapie*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. 253 s. ISBN 978-80-7368-701-4.
18. ADAM, Zdeněk et al. *Obecná onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2011. 394 s. ISBN 978-80-7262-715-8.
19. Dušek, Ladislav et al. *Cancer incidence and mortality in the Czech Republic*. Klinická onkologie. [on line]. NOR. 2010. [cit. 19. 1. 2013]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/15>

SEZNAM ZKRATEK

kV	Kilovolt
MV	Megavolt
MeV	Megaelektronvolt
Gy	Grey [J/kg]
CT	Computer Tomography
MR	Magnetická rezonance
PET/CT	Positron Emission Tomography / Computed Tomography
CP	Centrální paprsek
4DRT	4D Radiotherapy
ART	Adaptivní radioterapie
DGRT	Dose-Guided Radiation Therapy
IGRT	Image-Guided Radiation Therapy
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
IMAT	Intensity modulated arc radiotherapy
VMAT.	Volumetric modulated arc radiotherapy
SRT	Stereotaktická radioterapie
OK	Ohnisko-kůže
MLC	Multi Leaf Collimator
DDR	Digitálně rekonstruovaný rentgenogram
RTG	Rentgen
LDR	Low-Dose Rate
HDR	High-Dose Rate
PDR	Pulsed-Dose Rate
LF UK	Lékařská fakulta Univerzity Karlovy
ZSF	Zdravotně sociální fakulta
ČČK	Český Červený kříž

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA č. 1

Otázky k rozhovorům

PŘÍLOHA č. 2

Obr. 1: Technika pro ozáření pánve pomocí 1 pole

Izodózní plán: maximum dávky absorbováno v podkoží
a podpovrchové oblasti

Obr. 2: Histogram – technika zcela nevyhovující

PŘÍLOHA č. 3

Obr. 3: Technika ozařování pánve 2 protilehlými poli

Izodózní plán: cílový objem ozářen, maximum dávky mimo oblast
zájmu

Obr. 4: Histogram

PŘÍLOHA č. 4

Obr. 5: Technika pro ozáření pánve pomocí 3 polí (1 předozadní a 2 bočná
pole) - izodózní plán

Obr. 6: Histogram

PŘÍLOHA č. 5

Obr. 7: Technika pro ozáření pánve pomocí 3 polí (1 zadopřední, 2 bočná
pole) - izodózní plán

Obr. 8: Histogram

PŘÍLOHA č. 6

Obr. 9: Technika 4 polí pro ozáření pánve

Izodózní plán: požadovaná dávka v cílovém objemu, izodózy nejsou
vytvarovány podle ložiska, močový měchýř není chráněn

Obr. 10: Histogram

PŘÍLOHA č. 7

Obr. 11: Technika 6 polí pro ozáření pánve

Izodózní plán: pokles zatížení močového měchýře asi o 5%

Obr. 12: Histogram

PŘÍLOHA č. 8

Obr. 13: IMRT technika ozařování pánve

Izodózní křivky kopírují cílový objem

Obr. 14: Histogram

PŘÍLOHA č. 9

Obr. 15: Brachyradioterapie - uterovaginální aplikace

Izodózní plán

Obr. 16: Histogram

PŘÍLOHA č. 10

Obr. 17: Protonová terapie při ozáření prostaty 2 protilehlými poli

Izodózní plán: maximální šetření zdravých tkání

PŘÍLOHA č. 11

Obr. 18: Incidence, mortalita a prevalence onkologických diagnóz v České republice 1977 – 2007

PŘÍLOHY

Příloha č. 1

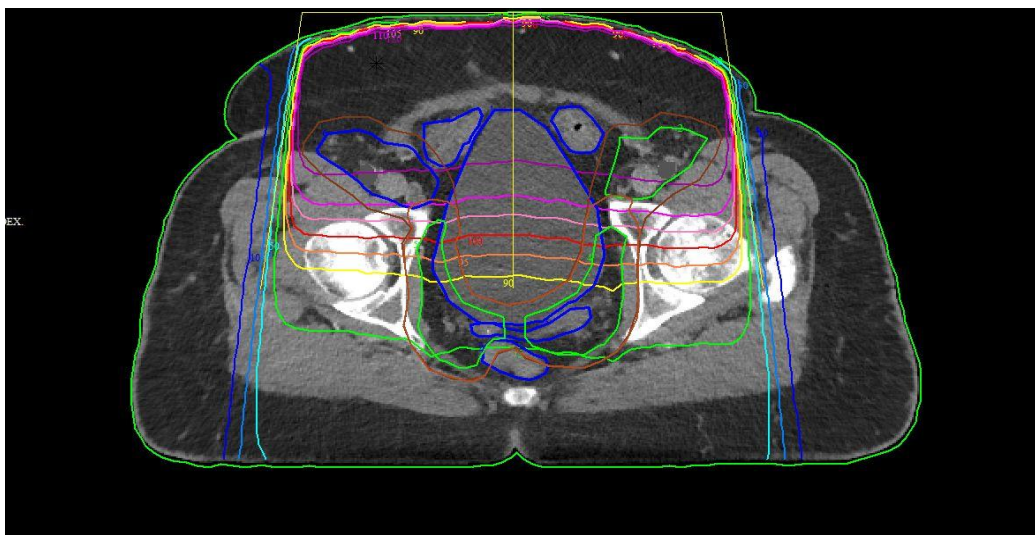
Otázky k rozhovorům

- Biografické údaje
 - Narozen
 - Vzdělání
 - Zaměstnání
 - Záliby
- 1) Jak dlouho pracujete v oboru radiační onkologie?
 - 2) Co Vás vedlo k tomu stát se lékařem radioterapeutem?
 - 3) Kde všude jste během své kariéry působil – působíte?
 - 4) Vaše nejvyšší ocenění?
 - 5) Vaše publikační činnost během praxe.
 - 6) Jaké ozařovací techniky jste používal – používáte ve své praxi, jejich základní charakteristiky, klady a zápory?
 - 7) Vidíte nějaký rozdíl v radiační onkologii u nás a v zahraničí?
 - 8) S kterými významnými osobnostmi z oboru jste se setkal?
 - 9) V čem spatřujete největší přínos ve vývoji radiační onkologie za dobu Vašeho působení?
 - 10) Kde je podle Vás budoucnost radiační onkologie?
 - 11) Které období Vašeho profesního života bylo pro Vás nejtvůřivějším?
 - 12) Jaký je Váš názor na organizaci a vzdělávání ve zdravotnictví?
 - 13) V dnešním světě poznatků a možností přehodnotil byste či změnil něco ve své praxi?
 - 14) Co je nejdůležitější v procesu léčby onkologického pacienta?

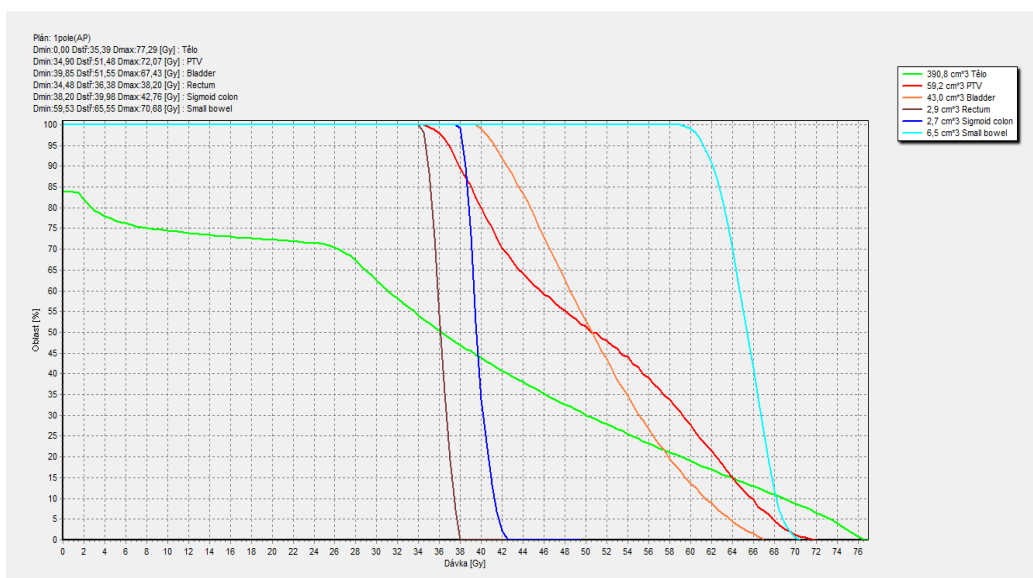
Příloha č. 2

Obr. 1: Technika pro ozáření pánve pomocí 1 pole

**Izodózní plán: maximum dávky absorbováno v podkoží
a podpovrchové oblasti**



Obr. 2: Histogram – technika zcela nevyhovující

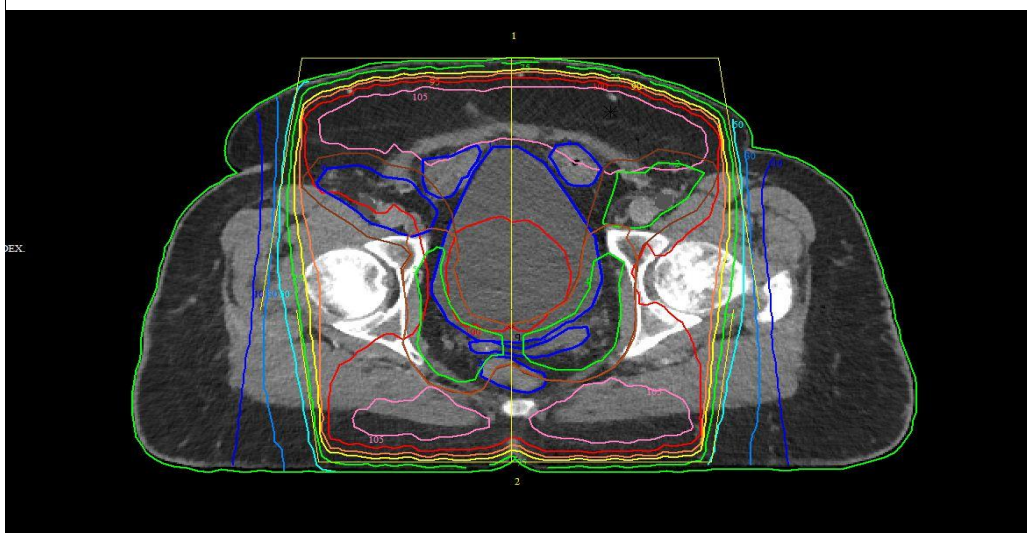


Zdroj: FN Plzeň ORTO

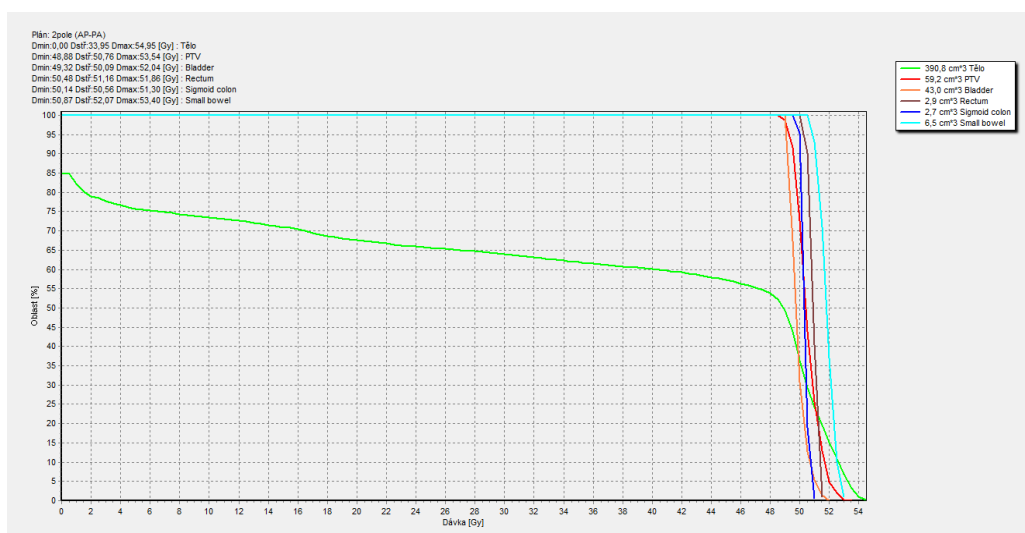
Příloha č. 3

Obr. 3: Technika ozařování pánve 2 protilehlými poli

Izodózní plán: cílový objem ozářen, maximum dávky mimo oblast zájmu



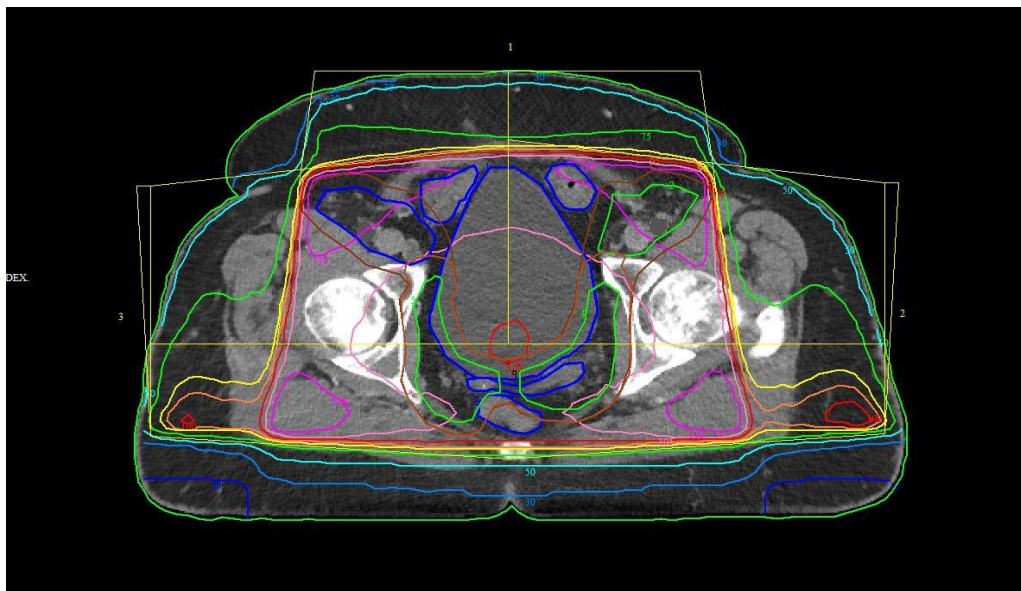
Obr. 4: Histogram



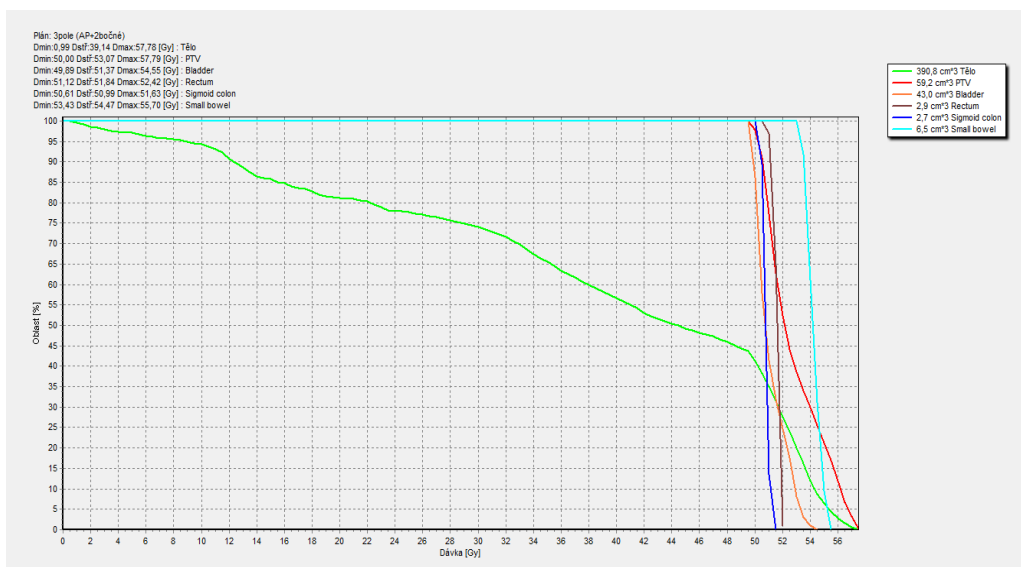
Zdroj: FN Plzeň ORTO

Příloha č. 4

**Obr. 5: Technika pro ozáření pánve pomocí 3 polí
(1 předozadní a dvě bočná pole) – izodózní plán**



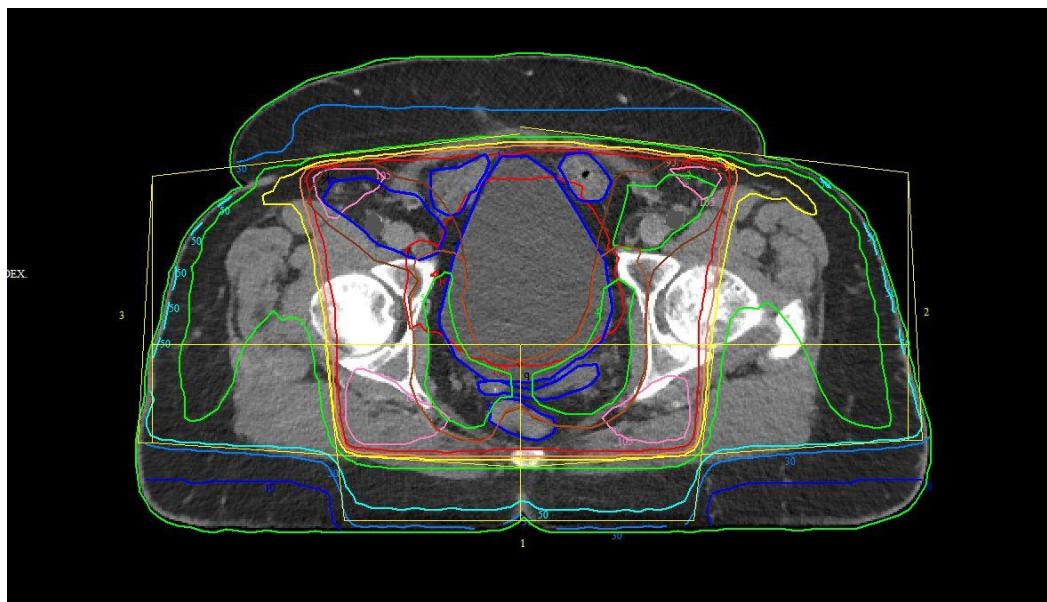
Obr. 6: Histogram



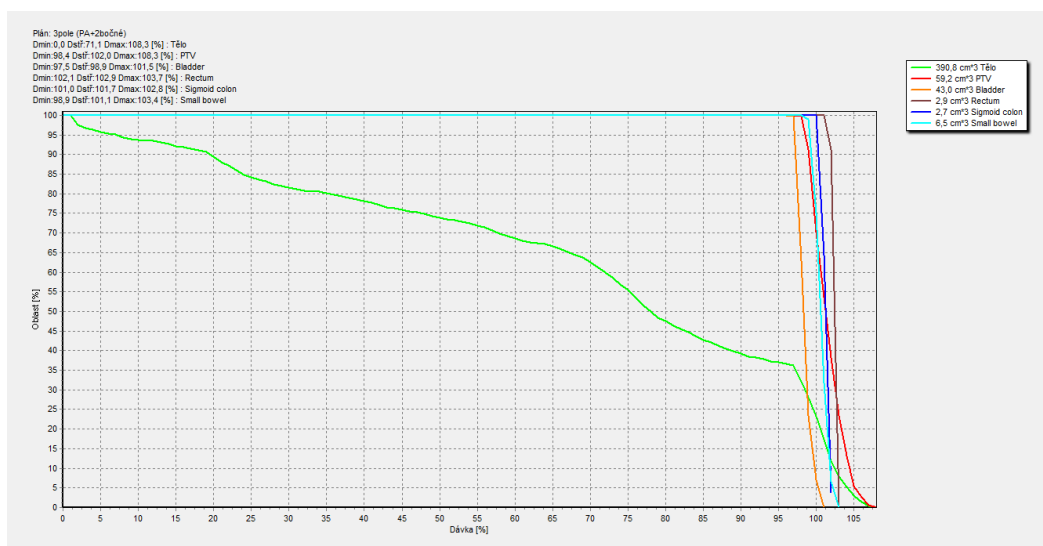
Zdroj: FN Plzeň ORTO

Příloha č. 5

**Obr. 7: Technika pro ozáření pánve pomocí 3 polí
(1 zadopřední, 2 bočná pole) - izodózní plán**



Obr. 8: Histogram

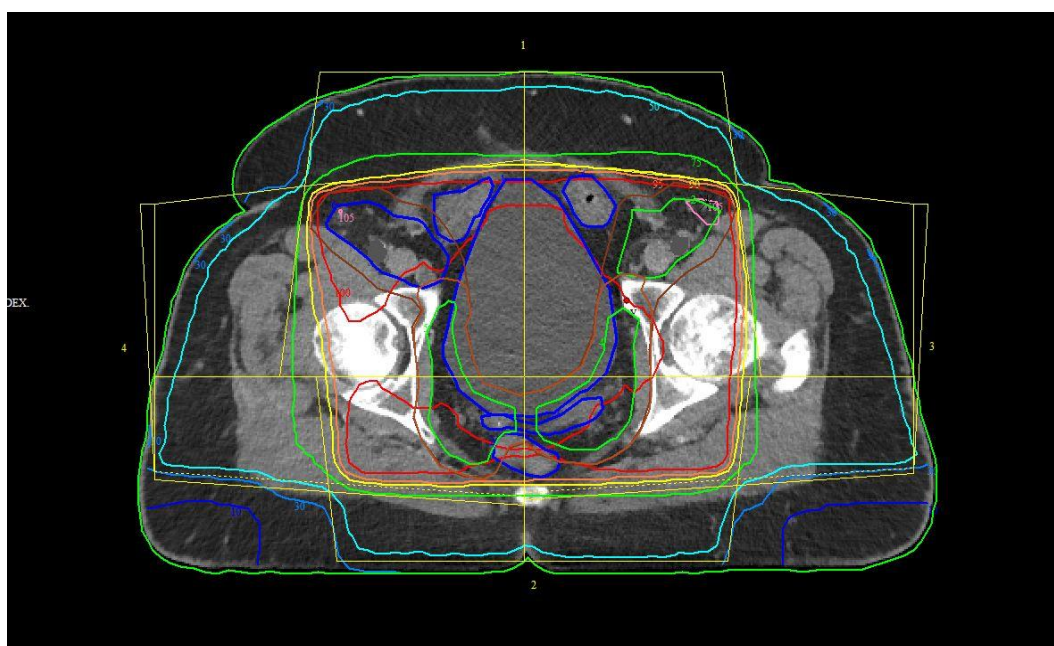


Zdroj: FN Plzeň ORTO

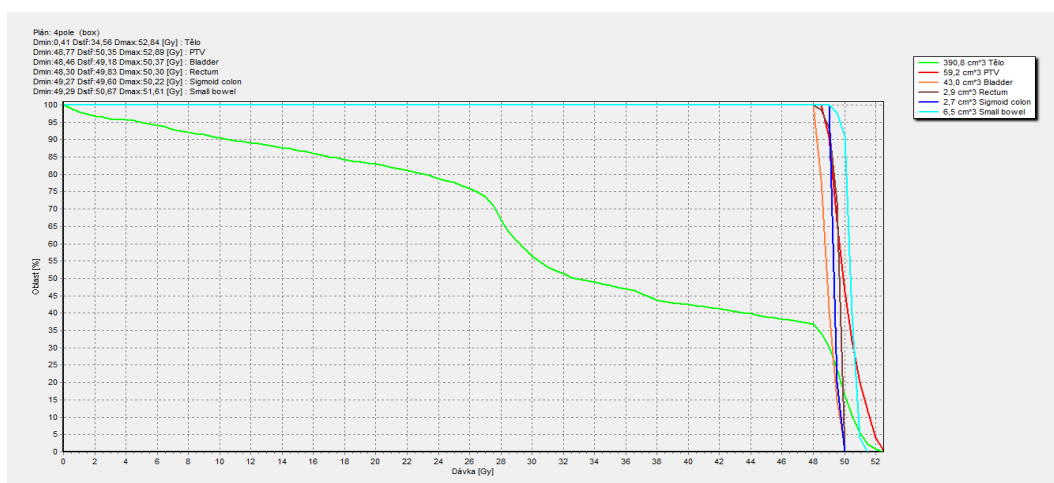
Příloha č. 6

Obr. 9: Technika 4 polí pro ozáření pánve

Izodózní plán: požadovaná dávka v cílovém objemu, izodózy nejsou vytvarovány podle ložiska, močový měchýř není chráněn



Obr. 10: Histogram

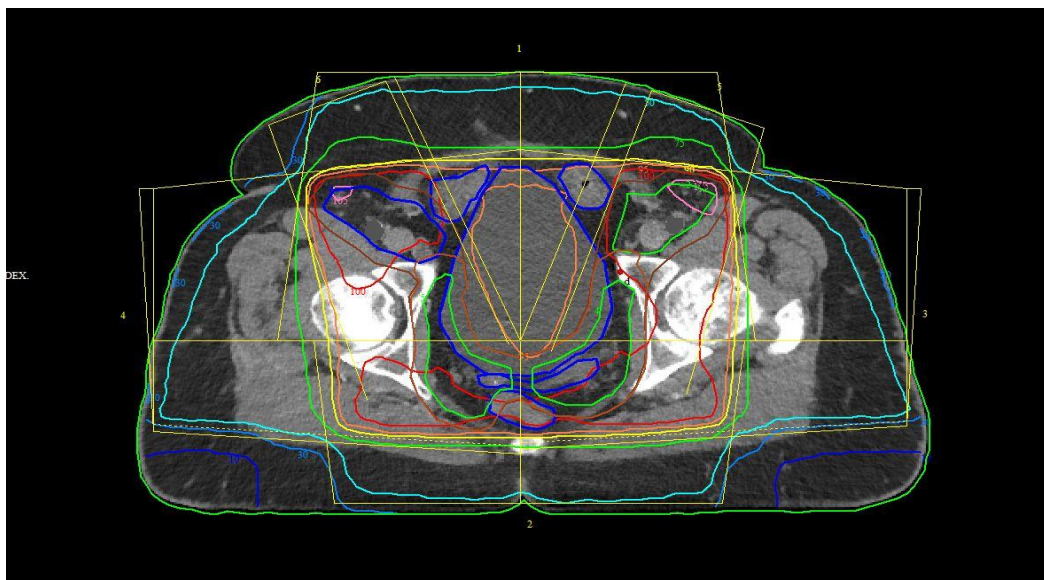


Zdroj: FN Plzeň ORTO

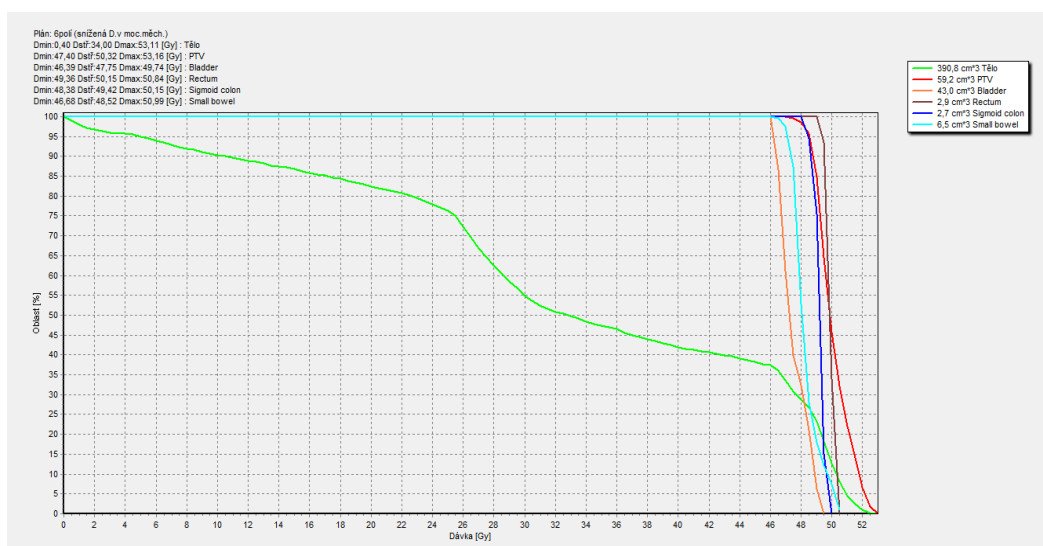
Příloha č. 7

Obr. 11: Technika 6 polí pro ozáření pánve

Izodózní plán: pokles zatížení močového měchýře asi o 5%



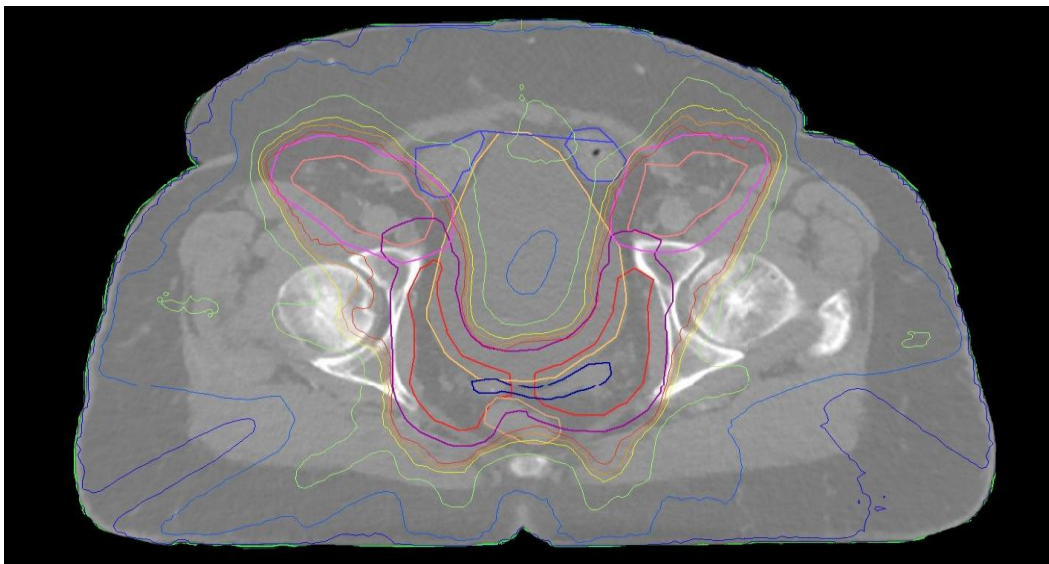
Obr. 12: Histogram



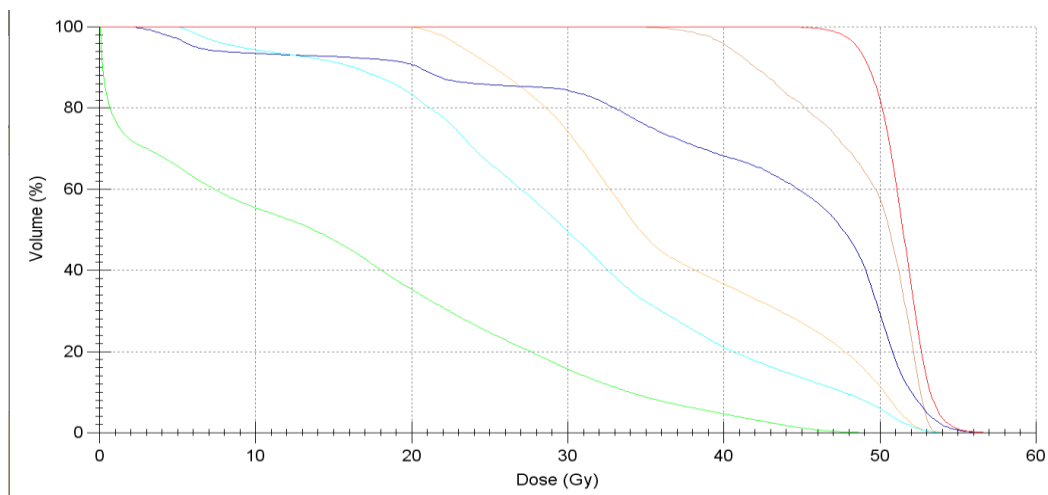
Zdroj: FN Plzeň ORTO

Příloha č. 8

Obr. 13: IMRT technika ozařování pánve
Izodózní křivky kopírují cílový objem



Obr. 14: Histogram

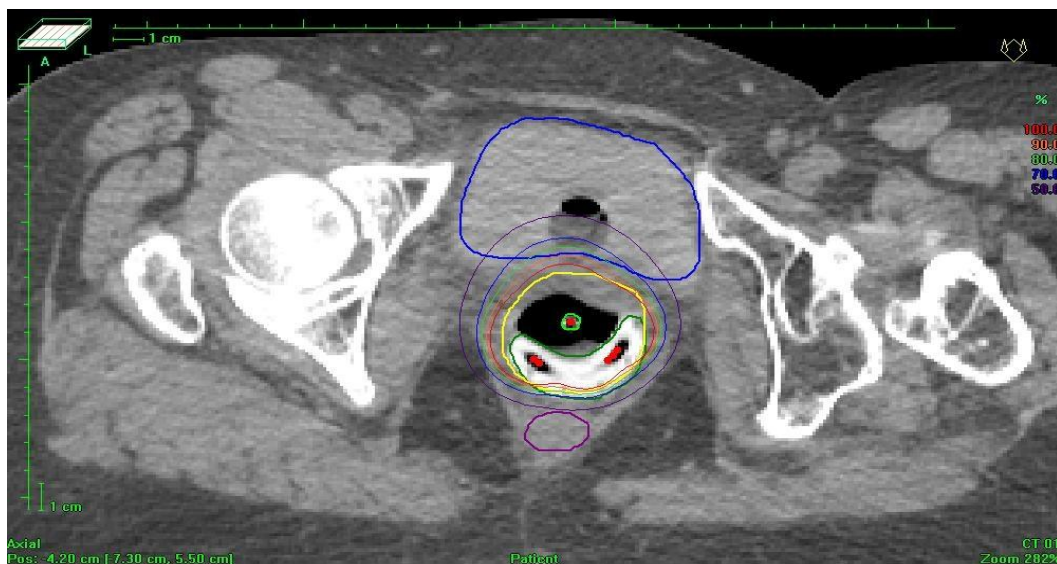


Zdroj: FN Plzeň ORTO

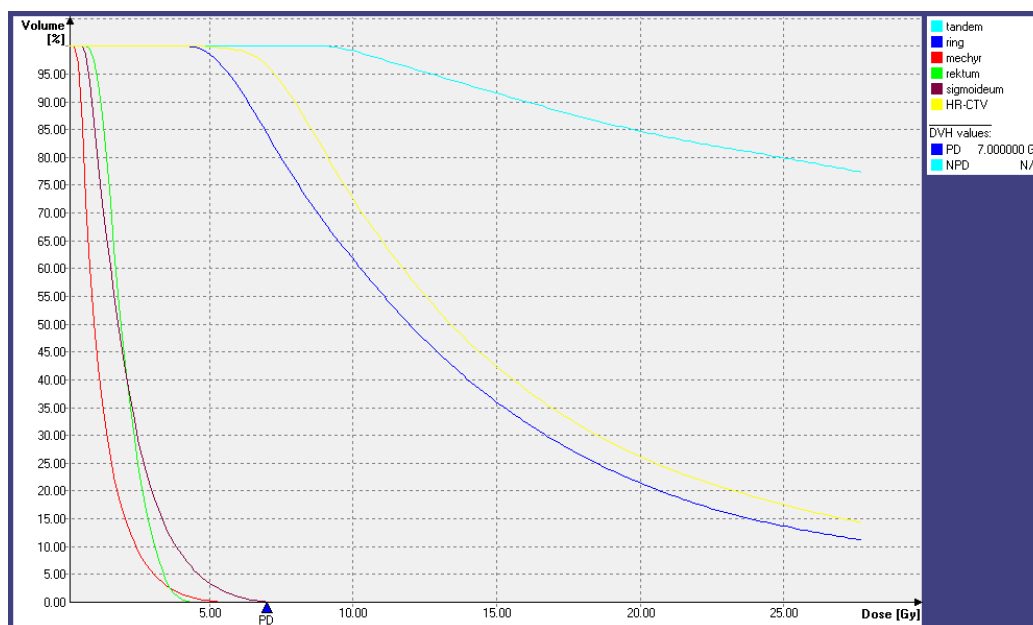
Příloha č. 9

Obr. 15: Brachyradioterapie - uterovaginální aplikace

Izodózní plán



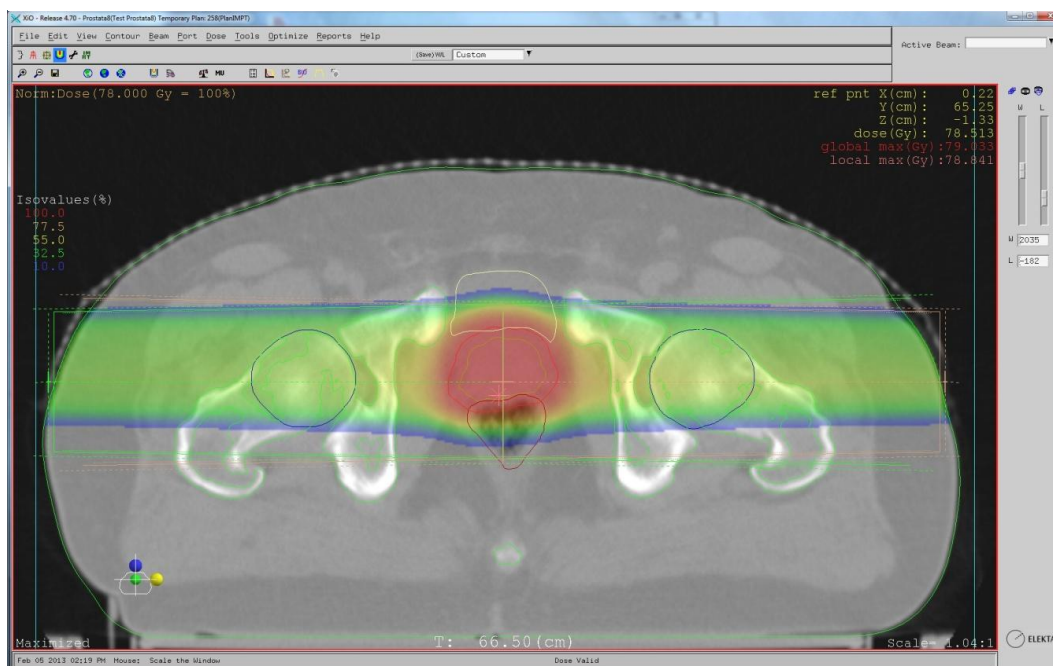
Obr. 16: Histogram



Zdroj: FN Plzeň ORTO

Příloha č. 10

**Obr. 17: Protonová terapie při ozáření prostaty 2 protilehlými poli
Izodózní plán: maximální šetření zdravých tkání**



Zdroj: Centrum protonové terapie v Praze

**Obr. 18: Incidence, mortalita a prevalence
onkologických diagnóz v České republice
1977 – 2007**

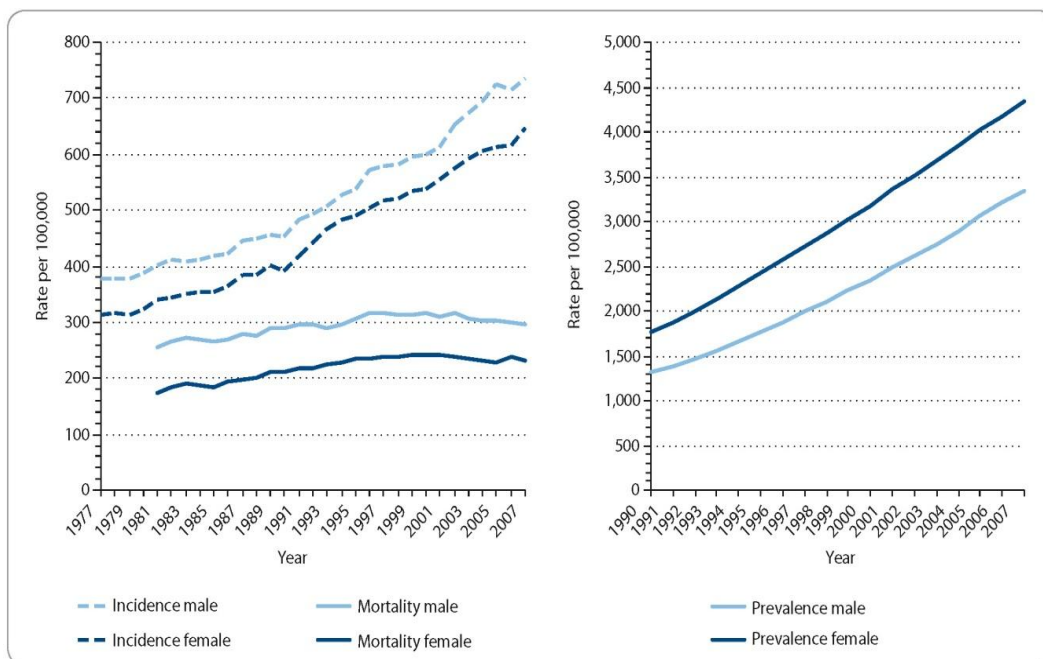


Fig. 1. Overall incidence, mortality and prevalence of all cancer diagnoses (C00–C97) in time trend (National Cancer Registry of the Czech Republic, 1977–2007).

Zdroj: <http://www.linkos.cz./files/klinicka-onkologie/15>