

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
Zdravotně sociální fakulta

Vliv použití techniky IMRT u tumorů hlavy a krku
na velikost dávky v kritických a cílových objemech
bakalářská práce

V Českých Budějovicích dne
9.5.2008

Vedoucí práce : Doc. MUDr. Jaroslav Vaňásek, CSc.
Autor : Wolfová Barbora

The effect IMRT technique by the head and neck tumors looking on the total dose in the organs at risk and the target volumes

This work compares two techniques of planning radiotherapy in the head and neck areas. The technique used will be IMRT - Intensity Modulated Radiotherapy.

The development of new technologies in radiotherapy equipment has also brought a wider range of methods of treating carcinomas. The IMRT technique represents a breakthrough in this process and that is why it is dealt with in this work as far as its advantages, as compared with conventional radiotherapy methods, are concerned.

I have focused mainly on the distribution of doses in target volumes and critical organs, in particular in the salivary glands and the spinal chord.

The region of the head and throat is an area containing the kinds of tissue with various sensitivity and tolerance to radiotherapy. The damage to such tissues has an enormous impact on the patient. That is why the region is a very suitable place for assessing the advantages of the IMRT as compared with conventional techniques.

Ten plans from a set of patients suffering from tumour in the area of head and throat have been evaluated in this work by means of DVH (Dose Volume Histogram). The individual plans have been interpreted, conventional plans and IMRT ones separately.

I have focused on comparing mean doses and the subsequent comparison of doses of 5 per cent and 95 per cent of the irradiated volume PTV, maximum doses on the spinal chord, and doses of 50 per cent of the irradiated volume of the salivary glands in the individual plans.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma: Vliv použití techniky IMRT u tumorů hlavy a krku na velikost dávky v kritických a cílových objemech vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. V platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 9.5. 2008

Wolfová Barbora

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat všem, kteří mi pomáhali s realizací bakalářské práce. Zvláště pak patří můj dík prim. doc. MUDr. Jaroslavu Vaňáskovi, CSc. z oddělení radioterapie Multiscanu v Pardubicích za odborné vedení, pomoc a konzultaci.

Wolfová Barbora

OBSAH

ÚVOD	7
1. SOUČASNÝ STAV	8
<i>1.1 Nádory ORL oblasti</i>	9
<i>1.2 Techniky IMRT využívající kompenzační filtry</i>	11
<i>1.3 Techniky IMRT využívající MLC kolimátory</i>	12
<i>1.3.1 Fixní poloha hlavice – sliding window</i>	12
<i>1.3.2 Fixní poloha hlavice – step and shoot</i>	13
<i>1.3.3 Rotace hlavice – ARC</i>	13
<i>1.3.4 Rotace hlavice – sliding windows</i>	13
<i>1.3.5 Rotace hlavice – tomoterapie</i>	13
<i>1.4 Výpočet</i>	14
<i>1.5 Plánování techniky IMRT</i>	15
<i>1.5.1 Dozimetrická verifikace plánu</i>	18
<i>1.5.2 Plánování IMRT u ORL oblasti</i>	20
<i>1.5.3 Plánování konvenčními technikami u ORL oblasti</i>	22
<i>1.6 Výběr pacienta</i>	24
2. CÍLE A HYPOTÉZY	25
<i>2.1 Cíl práce</i>	25
<i>2.2 Hypotéza</i>	25
3. METODIKA	26
4. VÝSLEDKY	28
5. DISKUZE	36
<i>5.1 Věková charakteristika souboru</i>	36
<i>5.2 Rozložení dávky v cílovém objemu – PTV</i>	36
<i>5.3 Maximální dávka aplikovaná na míchu</i>	36
<i>5.4 Dávka v 50% objemu slinných žláz</i>	37

6. ZÁVĚR	38
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	39
8. KLÍČOVÁ SLOVA	41
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	42
9. PŘÍLOHY	43

ÚVOD

S rozvojem nových technologií v oblasti ozařovacích přístrojů se významně rozšiřují i možnosti vlastní léčby zhoubných nádorů. Revolučním průlomem v tomto procesu je zavedení techniky IMRT - Intensity modulated radiotherapy – v rutinní léčbě. IMRT je logickým vývojovým krokem v léčbě ionizujícím zářením. Moderní zobrazovací metody dovolují přesně lokalizovat cílový objem, včetně určení metabolicky aktivních ložisek pomocí pozitronové emisní tomografie. Výkonná výpočetní technika pak dokáže provádět náročné výpočty, pokročilé verifikační systémy dokáží ověřit správnost plánu a zajistit správné nastavení pacienta.

Oblast hlavy a krku představuje oblast s tkáněmi o rozdílné radiosenzitivitě a radiotoleranci, jejichž poškození má navíc značný dopad na pacienta. Proto je tato oblast z hlediska výhod, které IMRT v porovnání s konvenčními technikami nabízí, vhodnou lokalizací. V budoucnu může vést tato technika k eskalaci dávky při zachování srovnatelné toxicity. Toto téma jsem si vybrala z toho důvodu, že se tato technika v současné době používá jen na několika místech v ČR a naše pracoviště je jedním z nich.

1 SOUČASNÝ STAV

Cílem radioterapie je ozáření cílového objemu tumor letální dávkou za současného maximálního šetření okolních zdravých tkání.

Určení cílových objemů při použití IMRT vyžaduje podrobné znalosti charakteru šíření tumorů i anatomie postižené oblasti. Cílové objemy byly klasifikovány ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements v reportech 50 a 62. Oblast postižená tumorem, Gross Tumor Volume – GTV, tvoří spolu s objemy se suspektním nádorovým postižením Clinical Target Volume - CTV. Zvětšením tohoto objemu s ohledem na nepřesnosti při nastavení ozařovače a pohyb pacienta a orgánů v průběhu ozáření je určen PTV - Planning Target Volume.⁽⁷⁾

Metody IMRT dovolují ozářit cílový objem cíleně nehomogenní dávkou i za složitých geometrických poměrů. Výhodou je také možnost ozářit cílový objem vysokou dávkou, přestože se nachází v blízkosti kritických orgánů.⁽¹²⁾

Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku, tedy IMRT, je pokročilá forma trojrozměrné konformní radioterapie. Cílem IMRT je dosažení cíleně nehomogenního rozložení dávky v cílovém objemu, tedy PTV za použití nehomogenního svazku záření. Umožňuje mnohem lépe modelovat dávkovou distribuci a vytvářet velmi prudký pokles dávky mimo cílový objem. Při IMRT technice je cílový objem ozařován mnoha tvarovanými svazky z různých úhlů. Během ozařování dochází jednak ke změně intenzity a jednak ke změně tvaru svazku. Velikost a tvar svazku korigují lamely MLC neboli vícelistového kolimátoru. Výsledkem je takové rozložení dávky, které zajistí předepsanou dávku pro cílový objem a zároveň chrání zdravé tkáně takovým způsobem, kterého konvenční radioterapií nelze dosáhnout.^(4,16) Tím je také dosaženo pravděpodobného zvýšení kontroly tumoru při stejné nebo dokonce nižší pravděpodobnosti komplikací.⁽¹⁶⁾

IMRT techniku lze tedy na základě těchto faktů definovat jako ozařovací techniku využívající většího počtu svazků záření z různých úhlů, jejichž intenzita je modulována a dodává tak záměrně nehomogenní dávku do cílového objemu. Požadované dávkové distribuce v PTV je dosaženo vzájemnou superpozicí všech polí.

K lepší dávkové distribuci v cílovém objemu anebo k výraznějšímu šetření zdravých tkání je využita možnost modifikovat intenzitu nejen mezi jednotlivými poli, ale i v rámci jednoho pole.^(12, 16)

Prudký pokles dávky mimo PTV je sice přínosem pro zdravé tkáně, ale na druhé straně klade vysoké nároky na přesnou lokalizaci cílového objemu. Fúze CT s PET či MR poskytují velmi významné, ba dokonce nezbytné 3D zobrazení, potřebné k zaměření cílového objemu. Dalším důležitým krokem je zajištění stále stejné ozařovací polohy. K tomu slouží fixační pomůcky a pokročilé verifikační metody jako je např. portal imaging, který může poskytovat informace o správnosti polohy pacienta.

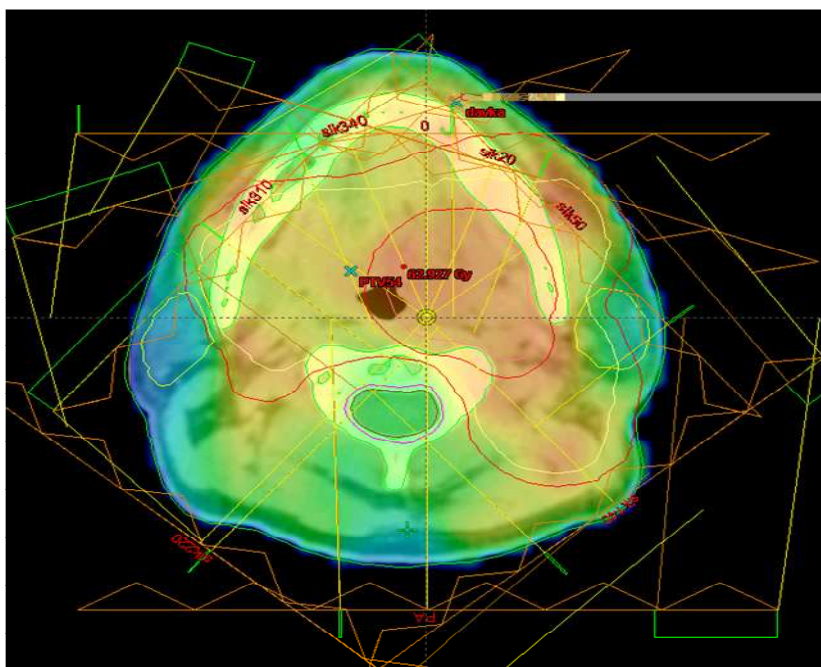
1.1 Nádory ORL oblasti

Ačkoli pro některé nádory oblasti hlavy a krku zůstává konvenční radioterapie vhodnou a dostačující strategií, je ORL oblast velmi vhodnou lokalizací pro použití IMRT techniky a to hlavně díky množstvím rizikových struktur. Mícha, slinné žlázy, oko, zde zvláště čočka a oční nerv. To všechno jsou struktury, které pro konvenční radioterapii mohou představovat velký problém. Eskalace dávky důležitá k lepší lokální kontrole tumoru tak naráží na limit v podobě toxicity a to jak akutní, tak pozdní.⁽¹⁶⁾

Standardní konvenční technikou v této oblasti jsou dvě protilehlá pole s jedním předozadním, AP polem, které je doplněno blokem vykrývajícím míchu. Po dosažení limitní dávky na míchu, která činí cca 40 Gy, se bočná pole zúží a zadní krční uzliny se dosytí elektrony. Kromě šetření rizikových orgánů, zde nastává problém s navazováním bočných polí a AP pole. Napojování polí se řeší pomocí asymetrických polí, kdy izocentrická rovina je v místě napojení objemů. V místě kde se napojují bočná elektronová a fotonová pole, nebo bočná a AP pole však existuje riziko poddávkování^(2,11)

IMRT technika, nejen že dokáže velmi dobře ochránit kritické struktury nacházející se často v těsné blízkosti cílového objemu, ale hlavně umožňuje ozářit PTV najednou, což je pro požadované dávkové pokrytí objemu mnohem bezpečnější.

Další velkou předností IMRT je zlepšení kvality života, což úzce souvisí se snížením pozdní toxicity. Typickým příkladem je šetření slinných žláz, kdy se snížením dávky významně sníží i riziko pozdní xerostomie. IMRT také umožnila vylepšení standardního boostu a to ve smyslu vyšší konformity. Tato modifikace se nazývá simultánní integrovaný boost tzv. SIB a využívá navýšení dávky na oblast nejvyššího rizika recidivy v rámci jednotlivé frakce. (Obr. 1)



obr.1 - IMRT plán ORL oblasti se zakresleným SIB a slinnými žlázami

IMRT dostává přednost před konvenční 3D radioterapií u karcinomu nosohltanu a to především díky tvaru cílového objemu a přítomnosti rizikových struktur. Pro IMRT

hovoří ale i nadějně klinické výsledky. Zcela jednoznačně je pak preferována technika IMRT u nádorů v oblasti baze lební, nádorů dutiny nosní a vedlejších nosních dutin.

1.2 *Techniky IMRT využívající kompenzační filtry*

Jde o nejstarší metodu IMRT. Kompenzační filtr se vkládá do svazku záření a tím se dosáhne žádoucí modulace dávky. Zpočátku byly používány k vykryvání tkání a orgánů v okolí nádorů olověné plechy nebo bloky. Teprve později se pro tvarování svazku záření začaly používat tzv. kompenzační bolusy. V podstatě to byly inverzní 3D modely, které kopírovaly povrch těla a tím vyrovnávaly (kompenzovaly) nerovnosti povrchu.

V minulosti se kompenzační filtry nejčastěji zhotovovaly skládáním kovových bloků o stejné tloušťce, popřípadě vystříháním z tenkých plátů olova o tloušťce asi 0,5 mm na nosnou desku nebo se do vhodného materiálu, za použití vysoce sofistikované automatického systému, vyřezal požadovaný tvar, který se následně vyplnil zinkovými či olověnými granulemi. V dnešní době se využívá buď odlití filtru z kovu, který má nízký bod tání, do připravené formy nebo vyfrézování z vhodného materiálu.⁽¹⁶⁾

Hlavními výhodami kompenzačních filtrů bylo to, že šlo o přípravek, který byl vkládán přímo do svazku záření a s tím spojená snadná kontrola funkčnosti a správnosti orientace, nevyžadovaly technicky náročné pohyblivé součásti, které jsou častým zdrojem poruch a nevznikaly problémy s nežádoucím pronikáním záření, jako je tomu mezi listy MLC kolimátoru. Na druhé straně je i několik nevýhod. Mezi ně se například řadí výroba. Výroba takového filtru byla velmi náročná na přípravu a to jak technicky, tak i časově. Další nevýhodou bylo to, že se musel zhotovit a měnit pro každé pole zvlášť a dal se použít vždy jen na jednoho pacienta, což bylo značně neekonomické a pracné. Z těchto důvodů se kompenzační filtry již téměř nepoužívají.⁽¹²⁾

1.3

Techniky IMRT využívající MLC kolimátory

Zásadním zlomem bylo vytvoření MLC neboli vícelistového kolimátoru. Zařízení obsahující až 120 pohyblivých lamel dovolujících tvarování svazku záření u nepravidelného pole bez použití bloků. Pro realizaci IMRT musí být ozařovač vybaven vícelamelovým kolimátorem MLC. Šířka lamel se pohybuje od 5 do 12,5 mm v izocentru, to je samozřejmě dáno konstrukcí přístroje. Dokonce již v šedesátých letech minulého století byl vytvořen návrh na synchronizaci MLC při rotační terapii. Ale až prudký rozvoj výpočetní techniky v letech devadesátých umožnil realizaci IMRT a její zavedení do klinického provozu. ⁽¹²⁾

Techniky IMRT je možné rozdělit na dvě základní skupiny a to na ozáření statické nebo ozáření pohybové. Při fixní poloze gantry je pacient ozářen z více úhlů čímž je zvýšena flexibilita dávkové modulace a tím se též zlepšuje rozložení dávky. Zde je možné ozařovat dvěma způsoby:

1.3.1

Fixní poloha hlavice – sliding window

Při této technice pracuje vícelistový kolimátor v každé pozici gantry v dynamickém modu, takže se plynule mění tvar ozařovaného pole. Protilehlé páry lamel se pohybují napříč svazkem a modulují dávkový příkon v ozařovaném poli. Výsledkem výpočtu v plánovacím systému se ideální dávková fluence, která je přepočtena MLC kalkulátorem na reálnou fluenci záření. Bere v úvahu průnik záření lamelami, rychlost pohybu lamel a průnik záření na konci lamel. ⁽¹²⁾

1.3.2 *Fixní poloha hlavice – step and shoot*

Technika je založena na tom, že modulaci dávkové intenzity v ozařovaném poli lze dosáhnout pomocí superpozice více polí s různými tvary. Na rozdíl od předchozí metody, kdy je svazek zapnut po celou dobu pohybu lamel, je tedy při této metodě ozařovací pole rozděleno na několik podpolí s vlastním nastavením lamel a vlastní dávkou. Po ozáření jednoho podpole je svazek vypnut na dobu přestavení lamel a pak opět zapnut. ⁽¹²⁾

1.3.3 *Rotace hlavice – ARC*

Zde je vícelamelový kolimátor tvořen obvykle 20 protilehlými páry clon v tzv. binárním režimu. Buď je clona v ozařovacím poli a vykryvá svazek, nebo je mimo pole. Při každém kyvu je ozářen objem o tloušťce 2 cm. Přesným podélným posunem stolu na něj navazuje další. Tím není velikost ozařovaného objemu omezena velikostí primárního pole ozařovače. ⁽¹²⁾

1.3.4 *Rotace hlavice – sliding windows*

Tato metoda je kombinací kyvu a sliding windows. Během rotace hlavice se mění i pozice lamel MLC bez vypnutí svazku.

1.3.5 *Rotace hlavice – tomoterapie*

Tato technika je kombinací dvou technologií a to výpočetní tomografie neboli CT a lineárního urychlovače. CT je spolu s lineárním urychlovačem umístěno na jednom gantry a tím umožňuje verifikaci v reálném čase. Při ozařování rotuje gantry po spirále současně s longitudinálním pohybem stolu. ⁽¹²⁾

Jednou z hlavních otázek v radioterapii je velikost skutečně absorbované dávky v daném PTV. Při výpočtu dávky je možné se setkat se dvěma různými komponenty. A to s fluencí a dávkou. Tedy dávkou, která je určena touto dopadající fluencí. Při výpočtu hledá plánovací systém na základě stanovených optimalizačních kritérií adekvátní rozložení fluence ve svazku záření. Obecně tyto algoritmy matematicky vyjadřují optimalizační kritéria jako rovnici. Již byla vypracována řada výpočetních algoritmů. Výpočet rozložení dávky je založen na tom, že ozářený objem je rozdělen na voxely a dávka pro každý z nich je vypočtena při základním zatížení zvolených polí. Svazek je rozdělen do malých tužkových svazků, tzv. pencil-beam a je vypočten příspěvek z každého z nich do cílového objemu a kritických orgánů. Zatížení každého tužkového svazku je výpočetním systémem upravováno tak, aby docházelo k pozitivním změnám ozařovacího plánu. Výsledkem je tedy plán, který pro dané podmínky s maximální dosažitelnou přesností dodržuje předepsané rozložení dávky v cílovém objemu a dávky v kritických orgánech jsou pod limity, které byly radiačním onkologem stanoveny.^(12,16)

Pro příklad uvádím dvě skupiny: „correction-based“ algoritmy a „model-based“ algoritmy. U correction-based algorithm je výpočet dávky proveden v homogenním nejčastěji vodním fantomu a poté je na získanou dávku aplikována příslušná korekce zohledňující SSD, nehomogenitu prostředí apod. U model-based algorithm provádí výpočet dávky přímo podle geometrie pacienta.⁽¹⁶⁾

Pro vytváření izodózních plánů je moderním způsobem jejich zhotovení pomocí plánovacích počítačových systémů. Některé ozařovací techniky nelze bez použití těchto přístrojů přesně naplánovat. Pracují na podkladě CT plánovacích scanů, simulačních a verifikačních snímků. Izodózní plán je vytvářen buď ve dvou rovinách 2D plánování, nebo v rovinách třech, tedy 3D plánování, které patří mezi modernější způsoby plánování. U 2D se rozložení dávky obvykle počítá v CT řezu procházejícím středem navrženého cílového objemu, eventuelně i v dalších řezech rovnoběžných s centrální osou. 3D plánovací systém umožňuje plnou třírozměrnou rekonstrukci jak cílového objemu a dalších anatomických struktur, tak i dávkového rozložení.⁽¹⁰⁾

Pro plánování rozložení dávky byla vytvořena metoda tak zvaného inverzního plánování. U této metody je postup plánování založen na tom, že stanovení požadovaného rozložení dávky v určitém formálním vyjádření s definicí limitů a závažnosti parametrů je jedním ze vstupních údajů výpočtu. Software je konstruován tak, že postupně dochází k přibližování parametrů ozařovacího plánu požadovanému rozložení dávky.⁽¹²⁾

Při inverzním plánování je pomocí constraints, neboli limit, nejprve definována minimální a maximální požadovaná dávka pro příslušný objem a stanovena jeho priorita. Požadované rozložení dávky s definovanými limity a prioritou je tak jedním ze vstupních dat výpočtu a systém se pak snaží k těmto zadaným hodnotám přiblížit vytvořením optimálního profilu svazku záření. Priorita určuje relativní důležitost dodržení požadované dávky. Ve většině případů má nejvyšší váhu oblast tumoru, ale i kritické orgány mohou mít vyšší váhu, pokud jejich poškození může mít závažné negativní následky jako je např. slepota u poškození oční čočky nebo transverzální léze míšni u poškození míchy. Riziko poškození je obvykle funkcí nejen velikosti dávky, ale i objemu, který je zatížen. Proto optimalizace dovoluje i stanovení maximálního objemu daného orgánu, který může být zatížen zvolenou dávkou.

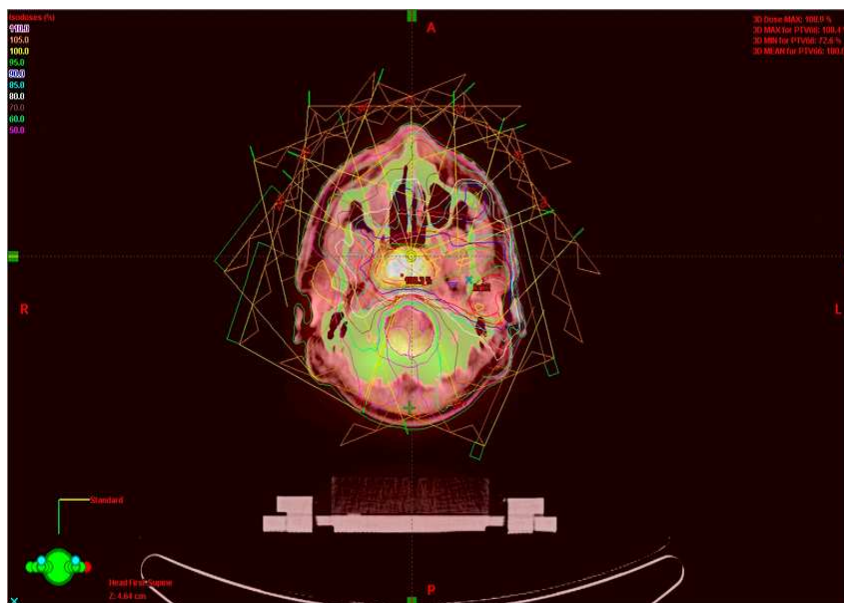
Pro cílové objemy lze stanovit minimální a maximální dávku. Platí například doporučení, že PVT by měl obdržet 95-107 % z celkové předepsané dávky. Tento

postup dovoluje porovnávat kvalitu plánů a tím i hodnotit případný zisk použití techniky IMRT.

Stanovené limity musí být reálně dosažitelné, i když v některých případech může dojít k jejich překročení a to v případě, že se jedná o složité tvarované tumory obklopené kritickými orgány. Pak je nutné buď redukovat předepsanou dávku nebo akceptovat její překročení, například horký bod v nádoru. (12, 16)

Příprava pacienta k plánování IMRT technikou se téměř neliší od standardního postupu. Liší se jen několik detailů, které jsou však pro výsledek důležité. Nejprve je vybrána vhodná ozařovací poloha. Protože cílem IMRT je co nejpřesnější ozáření, představuje dodržení správné polohy nemocného základní podmínku pro úspěšnou léčbu. Následně jsou určeny, tomto případě i zhotoveny, fixační pomůcky. Nejvhodnější jsou termoplastické masky, které jsou v některých případech doplňovány výrobou individuálních podložek pod hlavu pruhy stabilizujícími termoplastickou masku. Následuje provedení primární lokalizace pomocí vhodné zobrazovací techniky - plánovací CT, MR nebo PET.

Rozdíl oproti konvenčnímu plánování je v posunu stolu mezi jednotlivými řezy a tloušťce řezů. Nejčastější hodnota tloušťky řezu je 3 mm. Posun stolu mezi řezy je volen tak, aby řezy na sebe plynule navazovaly. Ideální je spirální CT. V plánovacím systému je nutné zakreslit nejen cílové objemy ale i rizikové orgány, které by mohly být v ozařovaném objemu.. Ve většině případů se pro přesnější zakreslení cílového objemu provádí některá z dalších radiodiagnostických metod, jako je MR popřípadě PET a její fúze s plánovacím CT (*obr.2*).



obr.2 - Fúze PET/CT

Následně je již možné přistoupit k vlastnímu plánování. Počet polí se u IMRT volí o něco větší než u klasické radioterapie, poněkud odlišný je i přístup k uspořádání těchto polí. Předně je důležité dbát na to, aby pole nebyla protilehlá a plánovací systém měl možnost vyhnout se kritickým orgánům. Dále bychom se měli snažit umístit pole tak, aby svazek neprocházel kritickým orgánem. Ne vždy je to ale možné, a proto se plánovacímu systému napomáhá přidáním polí z dalších směrů k dosažení optimálního rozložení dávky.

Dalším krokem je optimalizace. Během optimalizace lze průběžně upravovat constrains tak, jak se vyvíjí optimální dávková fluence. Po dosažení požadované optimální fluence provede systém výpočet pohybu lamel MLC a následně přepočítá fluence optimální na fluenci aktuální. Aktuální fluence by pak ideálně měla vést k dosažení požadované dávkové distribuce. Po výpočtu se vyhodnocuje výsledný plán a v případě potřeby je provedena nová optimalizace s pozměněnými podmínkami, jako je například počet polí, úhel gantry nebo limity.

Před prvním ozáření je ještě pomocí CT simulátoru, či klasického simulátoru ověřena poloha izocentra. Ta je pak ještě kontrolována portálovým zobrazováním. A to jak při prvním nastavení, tak i v průběhu celé série ozařování, vždy periodicky u předem vybraných frakcí. Ještě předtím, než se přikročí k vlastnímu ozařování, je u IMRT plánu třeba provést dozimetrickou verifikaci tohoto plánu.

1.5.1 Dozimetrická verifikace plánu

V souvislosti s použitím komplikovaných technik IMRT je i složité ověřit správnost ozařovacího plánu. Kam v první řadě spadá stanovení odchylky v aplikované dávce od plánované dávky v cílovém objemu a kritických orgánech. Plán je značně nehomogenní, obsahuje prudké spády dávky okolo PTV či rizikových orgánů. U IMRT technik hrají významnější roli zdroje nepřesností a chyb, jako je nepřesné nastavení pacienta, pohyb orgánů, nepřesnosti pohybu MLC nebo průchodová dávka daná konstrukcí MLC při dlouhých ozařovacích časech.

Pro ověření správnosti plánování a aplikace dávky u technik IMRT se používá řada metod, ale až na výjimky není možné měřit dávku přímo v těle pacienta. Mezi základní patří ozáření fantomu, pro který je vypočten plán a ten je ověřen ozářením pomocí filmové dozimetrie nebo TLD dozimetrů. Druhým způsobem je ozáření tzv. antropomorfního fantomu, tedy fantomu, který tvarem a přítomností různých denzit odpovídá lidskému tělu. Ověření dávky lze opět provádět pomocí TLD, filmové dozimetrie nebo zaváděním polovodičových či ionizačních detektorů do připravených kanálů. Dále je možné použít elektronické zobrazovací systémy či speciální gely.⁽¹²⁾

Na našem pracovišti se pro kontrolu dávky používá metoda měření dávky v bodě pomocí ionizační komory a fantomu IBA IMRT OmniPro. Finální IMRT plán resp. fluence se importuje na počítačový 3D objem fantomu zhotovený z CT řezů. Při kalibraci procesu je stanovena fixní poloha komory (konkrétně jejího efektivního středu) ve fantomu a souřadnice tohoto bodu jsou přeneseny do 3D objemu fantomu.

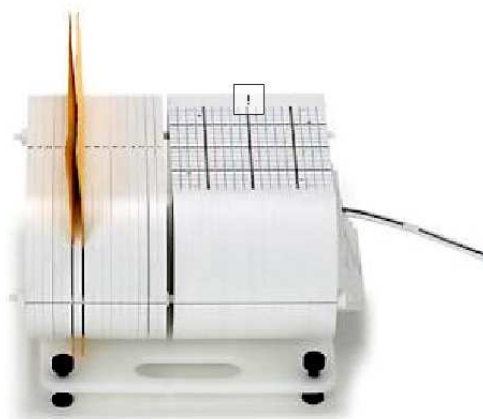
Izocentrum je shodné s efektivním středem komory, dávka je stanovena na 1,5Gy, přičemž normalizace se provádí právě na izocentrum. Vypočtený a normalizovaný plán se odesílá do ozařovací stanice a následně se ozáří. Kontroluje se jak odchylka dávky pro jednotlivá pole, tak odchylka celková. Pokud jsou naměřená data v toleranci 6%, považuje se plán za akceptovatelný.

V některých případech se může stát, že odchylka pro jednotlivá pole výrazně překročí povolenou hranici. Pokud se nejedná o chybné nastavení fantomu, nefunkční komoru či jinou systémovou chybu, mohou být na vině pravděpodobně dvě příčiny. První je prudký spád dávky v oblasti ionizační komory. Druhou příčinou může být nízký příspěvek dávky – je-li absolutní příspěvek dávky od daného pole velmi nízký, pak se i malá absolutní odchylka od předepsané hodnoty může projevit v procentech velmi výrazně. Je proto nutné v takových případech sledovat spíše absolutní odchylku a její vliv na celkovou absolutní dávku.

Měření dávky v bodě pomocí ionizační komory dobře informuje o souhlasu příspěvků jednotlivých polí s plánem a dodržení předepsané dávky na frakci. Nic ale neříká o distribuci dávky. Z tohoto důvodu se provádí i ověření plánu filmovou dozimetrií. Stejně jako v předchozím případě je použita stejná fluence jako pro klinický plán, jen s tím rozdílem, že ozařujeme dávkou 1Gy. Přičemž plán je normalizován tak, aby se 1Gy rovnal 100%.

Je to z toho důvodu, že denzitu filmu, která odpovídá dávce nad 1Gy nedokáže vyhodnocovací skener správně odečíst. Používáme filmy Kodak X Omat V, ve fantomu IBA IMRT OmniPro (*obr.3*). Hodnotí se korelace obou plánů, absolutní odchylka a hodnota gamma.

Pro validní výsledky je velmi důležité mít celý řetězec pečlivě zkalibrovaný. Kromě kalibrace skeneru se doporučuje kalibrovat každé balení filmů a dodržovat stále stejný vyvolávací proces.



obr.3 - Fantom IBA IMRT OmniPro

Pro ověřování izocentra během ozařovací série jsou navíc vytvořena dvě na sebe kolmá pole - setup fields a to v poloze gantry v úhlu 0° nebo 180° a 90° nebo 270° , která se použijí pouze pro portálovou verifikaci. Pohled z předního nebo laterálního pole je obvykle přehlednější a ověření správné polohy tak snazší. Obě pole jsou použita k vytvoření DRR, digitálně rekonstruovaného obrazu, a ten následně srovnávána s aktuálním snímkem z portálu. ^(12, 13, 14, 15)

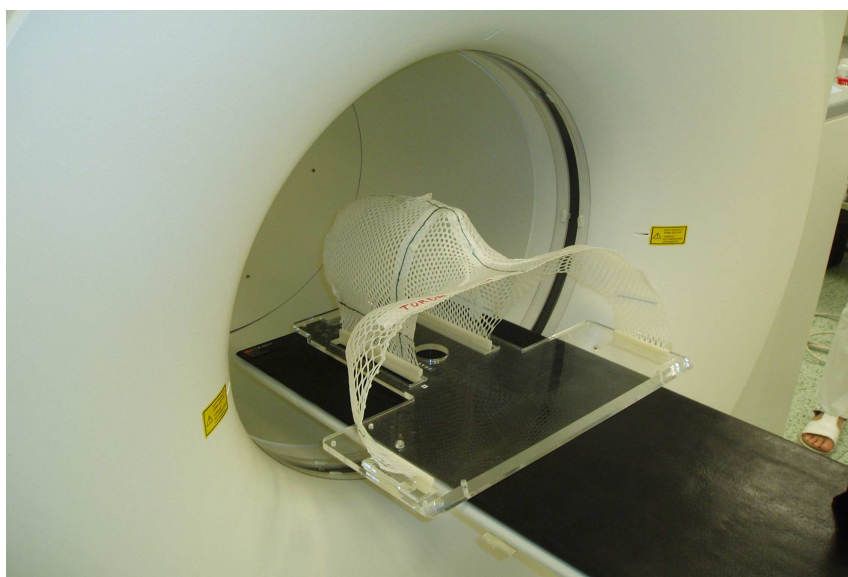
1.5.2

Plánování IMRT u ORL oblasti

ORL oblast s množstvím kritických orgánů se k použití IMRT přímo nabízí. K velmi dobrým výsledkům při stanovení PTV a rizikových orgánů slouží fúze CT s další zobrazovací metodou.

Na našem pracovišti se rutinně provádí fúze CT/MR a v některých případech i PET/CT. Pro plánování je standardně prováděna fúze CT a MR vyšetření, kdy je využíváno schopnosti MR velmi dobře zobrazit a vzájemně odlišit měkké tkáně.

Aby bylo možné fúzi úspěšně provést a dále využít pro IMRT plán, je nutné zachovat parametry vyšetření jako je tloušťka řezů, posun mezi řezy a pozici nulového bodu což je izocentrum laserového systému, tedy bod s koordinátami 0,0,0 a velikost FOV. Rovněž tak poloha pacienta musí být neměnná. Poloha při vyšetření se zároveň stává polohou ozařovací. ⁽¹⁶⁾



Obr. 4 – Termoplastová maska

Prvním důležitým předpokladem pro zajištění fixní a reprodukovatelné polohy pacienta při vyšetření a v průběhu celé ozařovací série, je použití fixačních pomůcek. Nejčastěji se používají termoplastové masky (*obr. 4*), v některých případech doplněné o individuální podložky. Fixace a přesné nastavení je velice důležité.

Po zhotovení CT a MR obrazů a jejich fúzování je možné přistoupit ke konturaci. Lékař zakreslí CTV a PTV. Důležitá je pečlivá konturace jednotlivých orgánů, protože k nim jsou vztahovány dávkové limity při optimalizaci. Rizikovými orgány jsou zde mícha, slinné žlázy, oči. V tomto případě je volen lem na rizikové orgány, jako je například mícha, z důvodu lepší kontroly při optimalizaci.

Poté se stanoví hodnoty limit a jejich vah pro jednotlivé struktury a spustí se optimalizace. Po ukončení optimalizace je vypočten plán. Standardně se volí 7-9 polí ve tvaru vějíře. Tento plán je následně lékařem vyhodnocen na základě hodnot z DVH a buď je opět provedena optimalizace nebo je plán schválen s následným provedením dozimetrického ověření.

1.5.3 *Plánování konvenčními technikami u ORL oblasti*

U konvenčního plánování se sami snažíme navrhnout takový plán, kterým dosáhneme dodání požadované dávky do cílového objemu. Postupuje se často metodou pokus-omyl, provede se výpočet, vyhodnotí se pokrytí cílového objemu, případně „hot-spot“ ložisko a zatížení okolních orgánů. Postup je opakován tak dlouho, dokud nejsme s výsledkem spokojeni. Základem výpočtu je definovaná ozařovací technika a výsledek výpočtu dávky v cílovém objemu a kritických orgánech je zhodnocen lékařem a v případě nutnosti je ozařovací technika změněna.

Příprava pacienta spočívá ve volbě vhodné ozařovací polohy s fixací hlavy. Pro zajištění přesně definované a reprodukovatelné polohy je zapotřebí, aby byl pacient imobilizován například pomocí termoplastické masky. Před přípravou masky je nutné přesně stanovit cílový objem. Pro přesnou lokalizaci se v některých případech značí kontrastními značkami jak hmatný nádor, tak hmatné krční uzliny. Pro vlastní ozařování lze použít příčných řezů zhotovených na CT nebo AP a bočné snímky zhotovené na simulátoru. ⁽²⁾

V praxi užívá většina technik pro ozařování nádorů hlavy a krku dvou protilehlých laterolaterálních krčních polí s klíny nebo volná pole či kombinaci třech polí tj. dvě protilehlá laterolaterální krční pole a jedno přední přímé nadklíčkové pole. Pro oblast zadních krčních uzlin lze využít cílené zvýšení dávky přímými elektronovými polí se separací od laterolaterálních polí mimo míchu. Je běžné označit velikost vstupních polí na kůži. Je nutné mít na paměti, že velikost simulovaného pole je vždy větší než uvažovaný cílový objem v příslušné hloubce. Proto je nutné vždy určit adekvátní cílový objem v hloubce. U řady nemocných provádíme ozařování jak

primárního tumoru, tak regionálních uzlin. Ideální je ozařování obou cílových objemů vcelku.^(1, 8, 11)

Vzhledem k zakřivení tělesného povrchu v oblasti hlavy a krku, omezení možnosti vstupu ozařovacího svazku rameny, anebo těsné blízkosti krční míchy, která nutí ke snížení dávky, většinou není možné užít jediného cílového objemu. Zde je možné použít oddělených polí a to buď po celou dobu ozařování nebo jeho částí, což vyžaduje pečlivé nastavení sousedících ozařovacích polí. Rozbíhavost svazku v různých rovinách je možné snížit tak, že se vykryje celá polovina svazku až k centrální rovině, kde je tato rozbíhavost zanedbatelná. S výhodou se u tohoto vykryvání poloviny pole využívá nezávislého pohybu kolimačních clon ozařovače. Při překrytí krční míchy zvětšenými uzlinami v zadní části krku je vhodné využít svazek elektronů odpovídající energie, což zajistí rychlý pokles dávky v hloubce.

Výpočet dávky při prolínání fotonového a elektronového svazku v hloubce je díky bočnému rozptylu elektronového svazku obtížný. Dochází-li v průběhu ozařování k regresi nádoru, je možné užít techniku postupně se zmenšujících polí s cílem podat nejvyšší dávku na oblast primárního ložiska.^(2, 5)

Každé pracoviště, které se rozhodne zabývat se IMRT, potřebuje kromě nutného přístrojového vybavení a vyškoleného personálu, také IMRT protokol vytvořený na základě výsledků publikovaných v referenčních publikacích. Rizika spojená s užíváním IMRT jsou pak omezena na přijatelnou mez.

IMRT je poměrně mladá disciplína, proto jsou publikované klinické údaje omezeny na relativně krátké období sledování a v podstatě se téměř výlučně jedná o nádorová onemocnění prostaty či nádory hlavy a krku, které jsou pro techniku IMRT nejvhodnější. Všechny ostatní lokalizace vyžadují pečlivé zvážení, zda je použití této techniky opravdu přínosem.

Obecně je možné konstatovat, že IMRT technika je volena v případě, že lze očekávat signifikantní přínos ve smyslu snížení toxicity léčby na zdravé tkáně a kde užitím konvenční radioterapie nelze dosáhnout požadovaného výsledku, kterým je dodání letální nádorové dávky. Typickou oblastí, kde je možné pomocí IMRT dosáhnout optimální dávkové distribuce v cílovém objemu je objem konkávního tvaru. Jedná se tedy o nádory prostaty, nosohltanu, nosních dutin a dále obecně nádory umístěné v těsné blízkosti kritických orgánů jako je mícha, oko, stěna rekta či močového měchýře. Snížení toxicity léčby zářením na okolní tkáně navíc umožňuje další eskalaci dávky záření a tím zlepšenou lokální kontrolu nemoci.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 *Cíl práce*

Porovnat rozložení dávky v cílových objemech a kritických orgánech při radioterapii tumorů hlavy a krku technikou IMRT či konvenčními technikami. Pomocí objemových histogramů porovnat rozložení dávky ve slinných žlázách, míše a popřípadě dalších orgánech v ozařovaném objemu.

2.2 *Hypotéza*

Při použití techniky IMRT u tumorů hlavy a krku se lépe vykryjí slinné žlázy a mícha. Dochází ke snížení dávky ve zdravých tkáních ve srovnání s konvenčními ozařovacími technikami.

3 METODIKA

Ve studii byla porovnávána technika konvenčního plánování a technika IMRT u tumorů v oblasti hlavy a krku se zaměřením na rozložení dávky v kritických orgánech a cílových objemech. Z rizikových orgánů jsem hodnotila dávku v 50% ozařovaného objemu slinných žláz a maximální dávku v míše. U cílových objemů jsem se zaměřila na dávku v 5% a 95% cílového objemu.

Pro práci byla použita data z plánovacího systému Eclipse 7.3.10 a CAD R.6.5.7 jiného pracoviště, kde byly zakresleny cílové objemy s konvenčním plánem a kritické orgány. Tato data byla importována do plánovacího systému Eclipse 7.5. Pro IMRT plán bylo nutné spojit dvě PTV konvenčního plánu v jedno a navíc byly použity pomocné struktury a to struktura mícha-lem a dummy contour (struktura sloužící k úpravě dávky ve vybrané oblasti). Následně byl na tyto objemy naplánován IMRT plán a znormalizován na stejnou průměrnou dávku, obvykle 68,25 Gy s dávkou 1,8 Gy na frakci a spuštěna optimalizace se zadanými požadavky tzv. constraints a prioritami.

Pro vyhodnocení byly použity grafy DVH - Dose Volume Histogram. Ke statistickému hodnocení byl použit párový T – test.

Hodnotila jsem plány ze souboru 10 nemocných s tumorem v oblasti hlavy a krku. Z toho bylo 9 mužů s průměrným věkem 63 let a jedna žena ve věku 59 let.

Pohlaví	Věk
muž	59 let
muž	51 let
muž	64 let
muž	74 let
muž	73 let
žena	59 let

muž	62 let
muž	58 let
muž	71 let
muž	53 let

Tabulka č. 1 – Podrobná analýza souboru

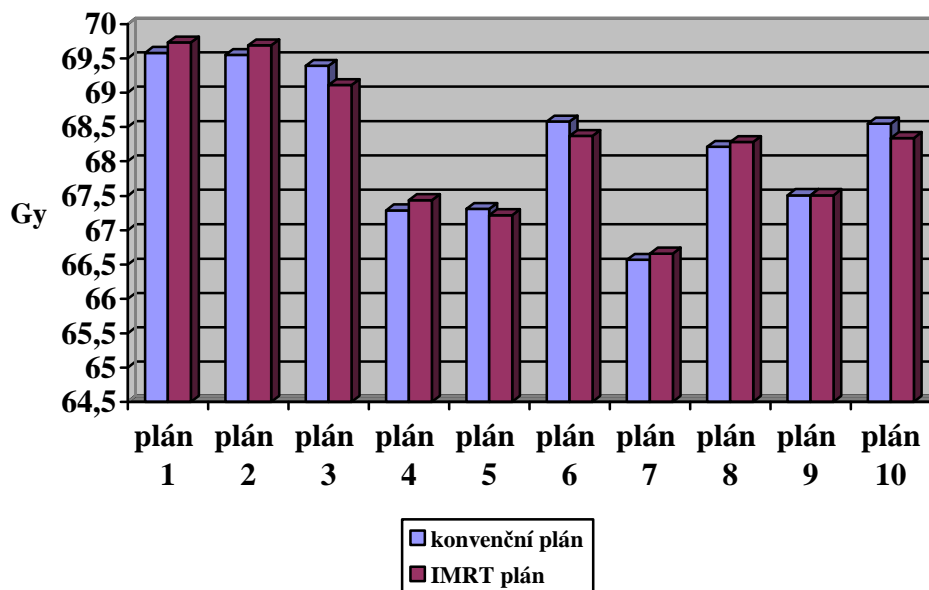
4 VÝSLEDKY

Do souboru patří 10 plánů pacientů s nádorovým onemocněním hlavy a krku ve věku od 51 – 74 let.

MEAN DOSE [Gy]	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	69,58	69,73
plán 2	69,55	69,69
plán 3	69,39	69,11
plán 4	67,29	67,44
plán 5	67,31	67,22
plán 6	68,58	68,37
plán 7	66,57	66,66
plán 8	68,21	68,28
plán 9	67,51	67,51
plán 10	68,55	68,34

Tabulka č.2 – Přehled mean dose u jednotlivých plánů

Aby bylo možné soubor pacientů a plánů hodnotit, musely být IMRT plány při plánování optimalizovány na stejnou průměrnou dávku. A to od každého pacienta zvlášť. Přehled průměrných dávek u jednotlivých konvenčních i IMRT plánů uvádí *tabulka č. 2 a graf č. 1.*



Graf č. 1 – Přehled mean dose u jednotlivých plánů

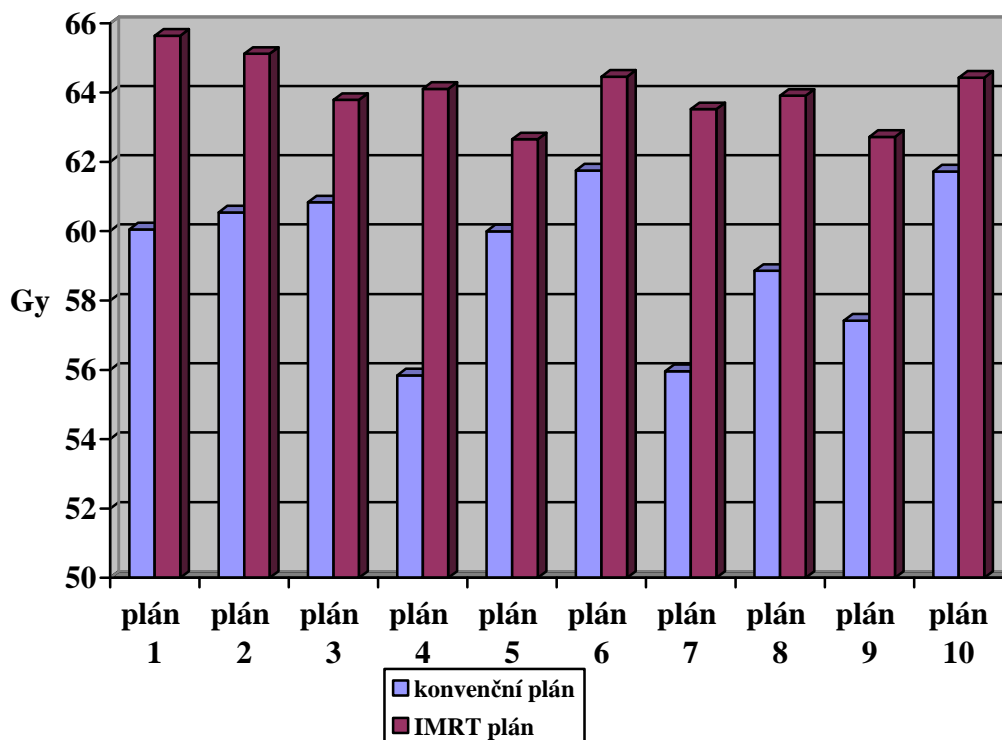
Pro plánování technikou IMRT a pro plánování obecně se na našem pracovišti pomocí DHV hodnotí dávka v 95% a 5% ozařovaného objemu, a to z důvodu, aby nedošlo k poddávkování nebo naopak předávkování cílového objemu, popřípadě vzniku horkých bodů. Čím více se dávka v 95% a v 5% ozařovaného objemu blíží k průměrné dávce, tím více to vypovídá o homogenitě dávky v cílovém objemu.

Dávka v 95% ozařovaného objemu uvádí, že 95% ozařovaného objemu obdrží dávku, která je uvedena u jednotlivých plánů v **tabulce č. 3.** a **grafu č.2.** Dávka v 5% ozařovaného objemu vypovídá o tom, že méně jak 5% ozářeného objemu dostane dávku vyšší, než je u jednotlivých plánů uvedeno v tabulce č. 4 a grafu č. 3.

U IMRT byla průměrná dávka v 5% ozařovaného objemu 78 Gy a v 95% 64 Gy. U konvenčních plánů pak 76 Gy a 59 Gy. Rozdíl mezi technikami byl tedy *statisticky významný* ($p < 0,001$) ve prospěch IMRT plánu.

DÁVKA V 95% OZAŘOVANÉHO OBJEMU [Gy]	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	60,05	65,64
plán 2	60,54	65,12
plán 3	60,83	63,79
plán 4	55,84	64,11
plán 5	59,99	62,65
plán 6	61,75	64,46
plán 7	55,96	63,52
plán 8	58,86	63,91
plán 9	57,42	62,72
plán 10	61,72	64,43

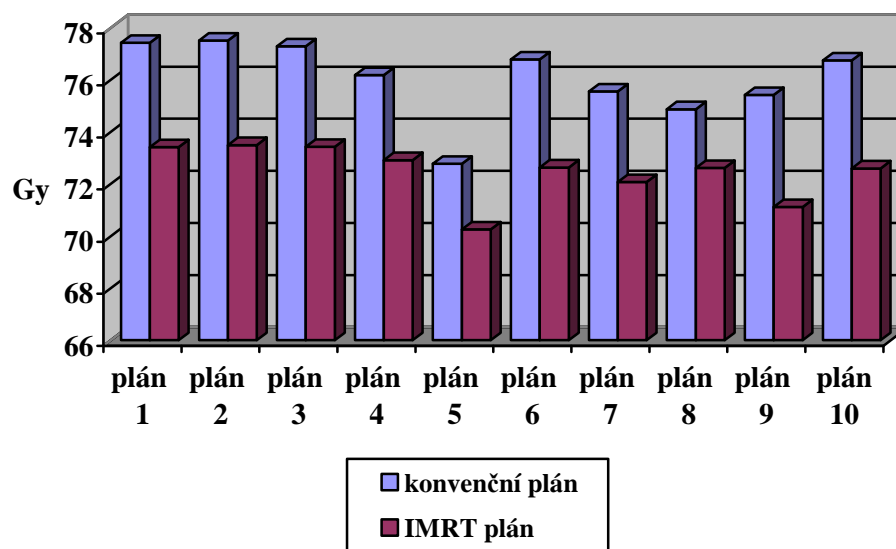
Tabulka č. 3 – Rozložení dávky v 95% ozařovaného objemu u jednotlivých plánů



Graf č. 2 - Rozložení dávky v 95% ozařovaného objemu u jednotlivých plánů

DÁVKA V 5% OZAŘOVANÉHO OBJEMU [Gy]	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	77,42	73,41
plán 2	77,51	73,49
plán 3	77,29	73,42
plán 4	76,18	72,91
plán 5	72,77	70,26
plán 6	76,78	72,63
plán 7	75,55	72,07
plán 8	74,87	72,61
plán 9	75,42	71,12
plán 10	76,75	72,59

Tabulka č. 4 – Rozložení dávky v 5% ozařovaného objemu u jednotlivých plánů



Graf č. 3 - Rozložení dávky v 5% ozařovaného objemu u jednotlivých plánů

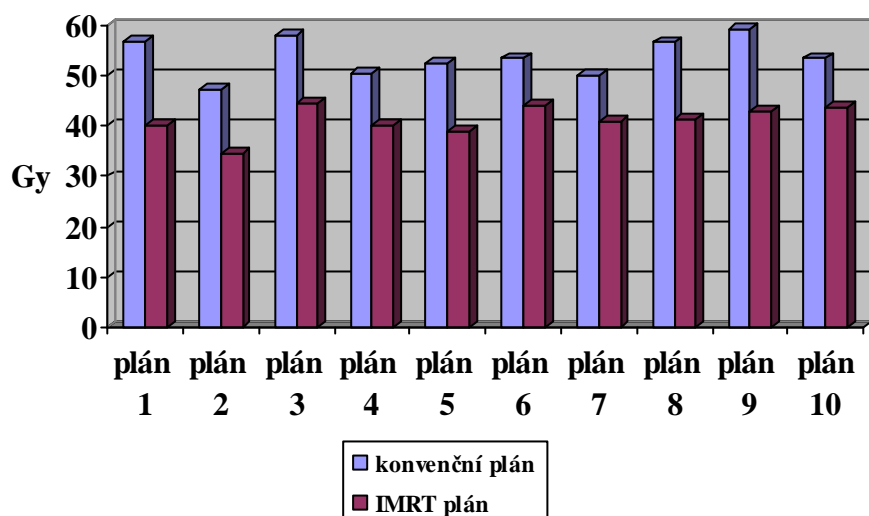
Dalším objektem našeho sledování byla mícha, kde jsme hodnotili maximální dávku, kterou by získala při ozařování. Na našem pracovišti je snaha, aby dávka na míchu nepřesáhla 44 Gy.

MÍCHA MAX. DÁVKA [Gy]	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	56,78	40,04
plán 2	47,23	34,41
plán 3	58,11	44,61
plán 4	50,41	40,25
plán 5	52,28	39,01
plán 6	53,41	44,11
plán 7	50,18	40,83
plán 8	56,59	41,39
plán 9	59,25	42,79
plán 10	53,38	43,81

Tabulka č. 5 – Maximální dávka na míchu u jednotlivých plánů

Z *tabulky č. 5* a *grafu č. 4* je patrné, že dávka dosažená v míše u IMRT plánu je ve všech případech nižší, než u plánu konvenčního a to i přesto, že dávka do ozařovaného objemu je stejná. Dávka na míchu u konvenčního plánu je zde alarmující a přesahuje předepsané hodnoty pro tento kritický orgán.

Průměrná dávka na míchu u IMRT plánů je 41 Gy a u konvenční techniky 54 Gy. Rozdíl mezi technikami byl opět *statisticky významný* ($p < 0,001$) ve prospěch IMRT plánu.



Graf č. 4 - Maximální dávka na míchu u jednotlivých plánů

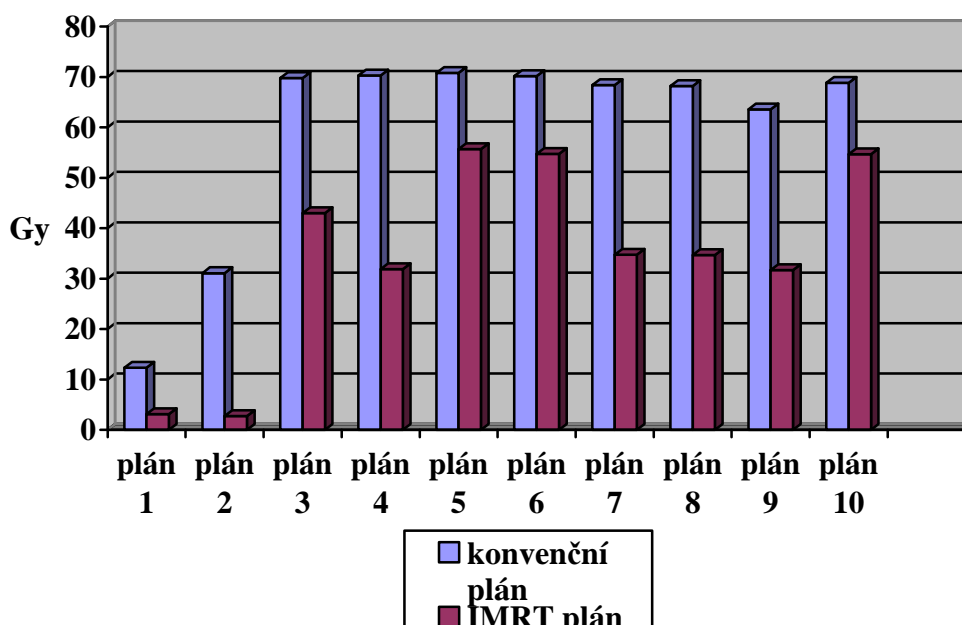
DÁVKA V 50% OBJEMU SLINNÝCH ŽLÁZ [Gy] SIN.	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	12,29	3,13
plán 2	31,08	2,72
plán 3	69,79	42,99
plán 4	70,26	31,87
plán 5	70,81	55,69
plán 6	70,14	54,73
plán 7	68,37	34,74
plán 8	68,22	34,64
plán 9	63,58	31,68
plán 10	69,84	54,69

Tabulka č. 6 – Dávka v 50% objemu slinných žláz sin. u jednotlivých plánů

Tabulky č. 6 a 7 a grafy č. 5 a 6 poukazují na dávku naměřenou pomocí DHV ve slinných žlázách a to zvláště na levé a pravé straně.

V tomto případě by dávka ve slinných žlázách neměla přesáhnout předepsanou dávku 26 Gy. I zde je již na první pohled evidentní, že dávka ve slinných žlázách je u IMRT techniky zřetelně nižší. A to i v tomto případě, kde z důvodu nutnosti zachování objemů z konvenčních plánů nebylo možné, naplánovat IMRT plán s takovou dokonalostí s jakou by se plánoval do klinického provozu.

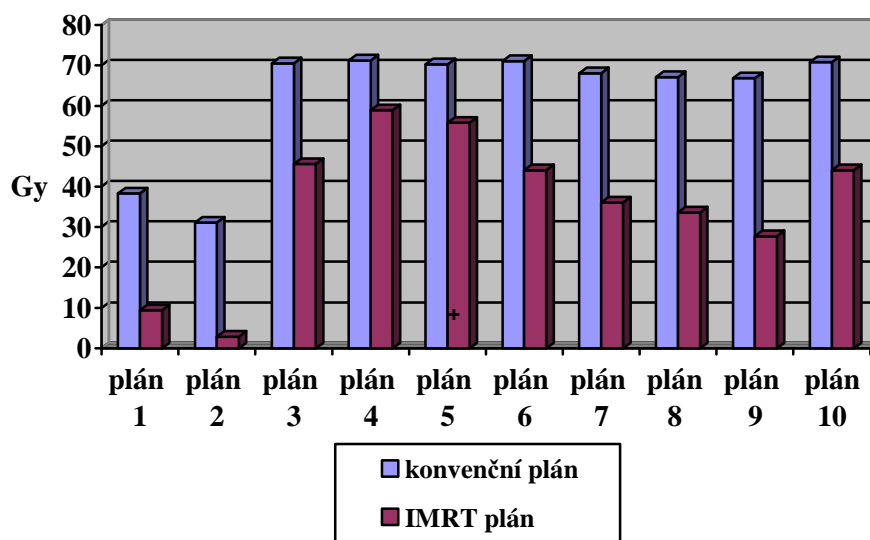
Průměrná dávka u IMRT je na slinné žlázy *sin.* 34 Gy a *dx.* 36 Gy. U konvenčních plánů *sin.* 59 Gy a *dx.* 62 Gy. Stejně jako v předešlých případech i zde je rozdíl mezi plány *statisticky významný* ($p < 0,001$) ve prospěch IMRT plánu.



Graf č.5 – Dávka v 50% objemu slinných žláz sin. u jednotlivých plán

DÁVKA V 50% OBJEMU SLINNÝCH ŽLÁZ [Gy] DX.	KONVENČNÍ PLÁN [Gy]	IMRT PLÁN [Gy]
plán 1	38,29	9,45
plán 2	31,08	2,89
plán 3	70,51	45,59
plán 4	71,26	58,91
plán 5	70,31	55,81
plán 6	71,09	44,06
plán 7	68,04	36,02
plán 8	67,11	33,59
plán 9	66,84	27,74
plán 10	70,79	44,03

Tabulka č. 7 – Dávka v 50% objemu slinných žláz dx. u jednotlivých plánů



Graf č.6 – Dávka v 50% objemu slinných žláz dx. u jednotlivých plánů

5 DISKUZE

5.1 *Věková charakteristika souboru*

Průměrný věk našeho souboru byl 62 let a z deseti nemocných bylo 9 mužů. Tento fakt se slučuje s literárními daty⁽⁶⁾ Zde se uvádí, že nádory ORL oblasti se vyskytují z 60% - 95% u mužů ve věku 50 – 70 let.

5.2 *Rozložení dávky v cílovém objemu – PTV*

O homogenitě dávky v cílovém objemu – PTV - vypovídá dávka v 5% a 95% ozařovaného objemu, která by v obou případech měla být co nejbližší k průměrné dávce. Při porovnávání obou těchto dávek, u každého plánu zvlášť, jsem dospěla k závěru, že u všech deseti plánů a to jak IMRT, tak i konvenčních byla dávka v 95% objemu nižší než průměrná dávka a dávka v 5% naopak vyšší. Je však nutné zdůraznit, že u konvenčních plánů byl tento rozdíl mnohem větší než u techniky IMRT.

U konvenčních plánů byl rozdíl dávky v 95% ozařovaného objemu a průměrné dávky v průměru 8,96 Gy. Rozdíl dávky v 5% ozařovaného objemu oproti průměrné dávce činil v průměru 7,8 Gy. U IMRT plánů pak v 5% i 95% průměrně 4,2 Gy. U plánů IMRT může být tento rozdíl způsoben použitým PTV z původního konvenčního plánu. V klasickém případě plánování IMRT techniky je totiž PTV zakreslován s ohledem na použití této techniky.

5.3 *Maximální dávka aplikovaná na míchu*

Literatura uvádí, že maximální dávka dosažená v míše by neměla přesáhnout 45 Gy při frakcionovaném ozáření 10 cm míchy.⁽³⁾ Tento předpoklad splňují IMRT plány, nikoliv však plány konvenční. Dávka na míchu u konvenčních plánů, dodaných

k porovnání technik z jiného pracoviště, byla výrazně vyšší a pokud by byli pacienti ozáření touto dávkou, bylo by u nich riziko komplikací velmi vysoké.

Ke snížení rizika poškození míchy by při ozáření pacientů touto technikou muselo dojít ke snížení celkové aplikované dávky či úpravě velikosti polí, aby bylo dosaženo toleranční dávky na míchu. Tuto úpravu jsem neprováděla a použila plány v takové podobě, v jaké mi byly dodány.

5.4 *Dávka v 50% objemu slinných žláz*

Celková dávka na slinné žlázy by dle literatury neměla být vyšší jak 26 Gy.⁽⁹⁾ Tato podmínka byla z deseti konvenčních plánů splněna pouze jednou a to na levé slinné žláze. U techniky IMRT byla dávka na slinné žlázy vlevo i vpravo nižší u dvou plánů. I v tomto případě byly u IMRT způsobeny vyšší dávky na slinné žlázy použitím původních objemů – PTV z konvenčních plánů, kde byly slinné žlázy zakresleny do cílových objemů.

U konvenčních technik není možné, z důvodu uspořádání polí, vyhnout se slinným žlázám. Aby byly více šetřeny, bylo by nutné buď snížit celkovou aplikovanou dávku, nebo zmenšit ozařovaný objem. Ani v jednom případě by pak ale nebyla do tumoru dodána požadovaná dávka. IMRT technika v našem souboru také nedopadla v souladu s literaturou, ale jak jsem již uvedla, byl tento rozdíl způsoben zakreslením PTV. Pokud by měly být plány použity k ozařování, bylo by nutné PTV překreslit s ohledem na druh použité techniky.

6 ZÁVĚR

Techniky IMRT přinášejí výhody ve fyzikální kvalitě léčby zářením. Rozložení dávky při IMRT je ve srovnání s konvenčními technikami výhodnější, neboť dovoluje zvýšit ložiskovou dávku záření a vyšší geometrická přesnost přináší podstatně menší riziko ozáření zdravých tkání. Na druhé straně je však i podstatně složitější.

Ve své bakalářské práci jsem se snažila porovnat techniku konvenčního plánování s IMRT u tumorů hlavy a krku. Data, která jsem získala je možné použít k optimalizaci plánovacího procesu.

Z výsledků práce je zřejmé, že hypotéza - *Při použití techniky IMRT u tumorů hlavy a krku se lépe vykryjí slinné žlázy a mícha. Dochází ke snížení dávky ve zdravých tkáních ve srovnání s konvenčními ozařovacími technikami.* – byla potvrzena.

7 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. LITERATURYCLIFFORD CHAO, K. S. Practical essentials of intensity modulated radiation therapy. 2. vyd. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2005. 362 s. ISBN 0-7817-5279-5
2. DOBBS, J. BARRETT, A. ASH, D. Praktické plánování radioterapie. 1. vyd. Praha: Anomal, 1992. 302 s. ISBN 80-900235-8-4
3. DOLEČKOVÁ, Miluše. Radioterapie III.
www.zsf.jcu.cz/.../ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/siffnerovadoleckovaradioterapie3.doc , 11.3. 2008
4. Dvořák, Pavel. Zobrazovací metody v radioterapii zhoubných nádorů, obrazem řízená radioterapie. www.otevrena-veda.cz/ov/users/Image/default/c2seminare/MultiObSem/101.pdf , 27.9. 2007
5. FLETCHER, G. H. Textbook of radiotherapy. 2. vyd. London: Henry Kimpton publishers, 1975. 959 s. ISBN 0-8121-0674-1
6. <http://old.medik.cz/medik/onkologie/orl.ppt#1>, 10.3. 2008
7. ODRÁŽKA, Karel. Přehled současných léčebných postupů v radiační onkologii, klinické využití radiobiologických poznatků.
www.radiolog.cz/dra/archiv/rab/06.kapitola.pdf , 11.3. 2008
8. PPerez, C. A. BRADY, L. W. HALPERIN, E. C., SMITH-ULLRICH, R. K. Principles and practice of radiation oncology. 4. vyd. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2004. 2527s. ISBN 0-7817-3525-4
9. Radioterapeuticko-onkologického oddělení Fakultní nemocnice v Motole. Orofaryng. www.gypy.sk/zoe/www%20Full%20version%2027/pok1/krk.htm, 15.7. 2007
10. SPURNÝ, V. ŠLAMPA, P. Moderní radioterapeutické metody. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. 115 s. ISBN 80-7013-267-1
11. ŠLAMPA, P. Radiační onkologie v praxi. 2. vyd. Brno: Masarykův onkologický ústav, 2007. 275 s. ISBN 978-80-86793-08-5

12. VAŇÁSEK, J. Technická problematika radioterapie s modulovanou intenzitou rozložení dávky (IMRT). Radiační onkologie. Jihlava: 2002, roč. 2, č. 1, s. 9-15. ISSN 1213-1695
13. WICHA, R. ŠIMÍČEK, J. KROUTILÍKOVÁ, D. Zajištění kvality radioterapie fotonovými svazky s modulovanou intenzitou (IMRT). Radiační onkologie. Jihlava: 2003, roč. 3, č. 2, s. 17-24. ISSN 1213-1695
14. WICHA, R. ŠIMÍČEK, J. KROUTILÍKOVÁ, D. Vícelamelový kolimátor pro IMRT. Radiační onkologie. Jihlava: 2004, roč. 4, č. 1, s. 11-18. ISSN 1213-1695
15. WICHA, R. ŠIMÍČEK, J. KROUTILÍKOVÁ, D. Zkoušky provozní stálosti vícelamelového kolimátoru pro IMRT lineárních urychlovačů Clinac. Radiační onkologie. Jihlava: 2004, roč. 4, č. 3, s. 21-26. ISSN 1213-1695
16. www.rentel.cz/links.nsf/kurz?Open , 6.11.2007

8 KLÍČOVÁ SLOVA

IMRT

MLC

Plánování

Cílový objem

Portal imaging

ICRU

DVH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

alg. – algoritmus

CT – počítačová tomografie

CTV – Clinical Target Volume

DVH – Dose Volume Histogram (objemový histogram)

GTV – Gross Tumor Volume

ICRU – International Commission on Radiation Units

IMRT – Intensity modulated radiotherapy

MLC – Multileaf colimator (vícelistový kolimátor)

MR – magnetická rezonance

PET – pozitronová emisní tomografie

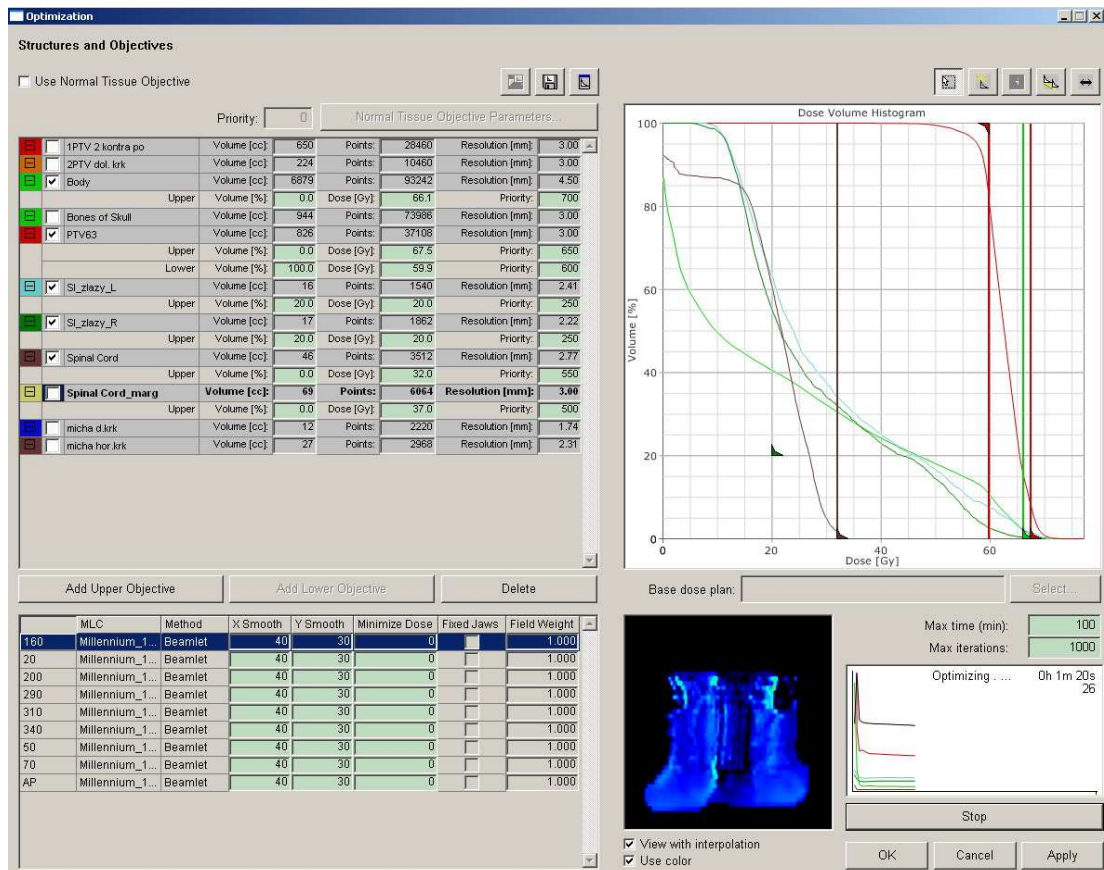
PTV – Planing Target Volume

SIB – simultánní integrovaný boost

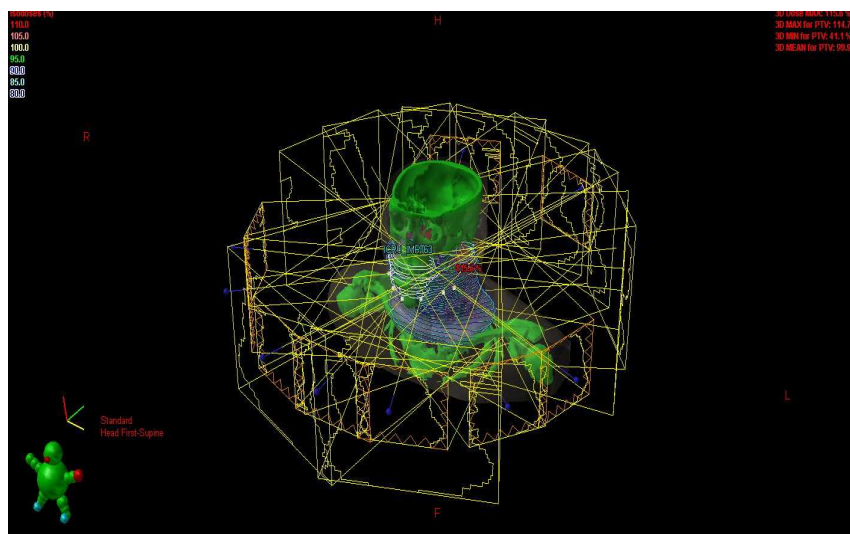
SSD – skin source distance (vzdálenost mezi zdrojem a kůží)

tzv. – takzvaný

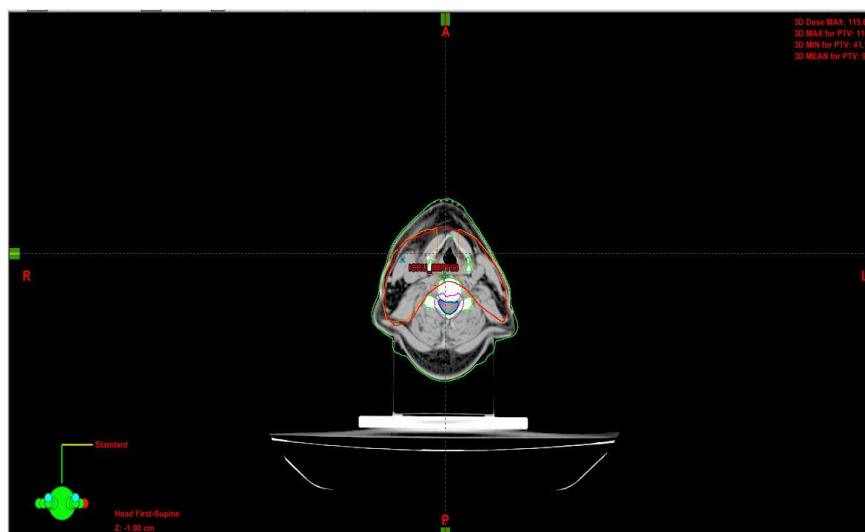
9 PŘÍLOHY



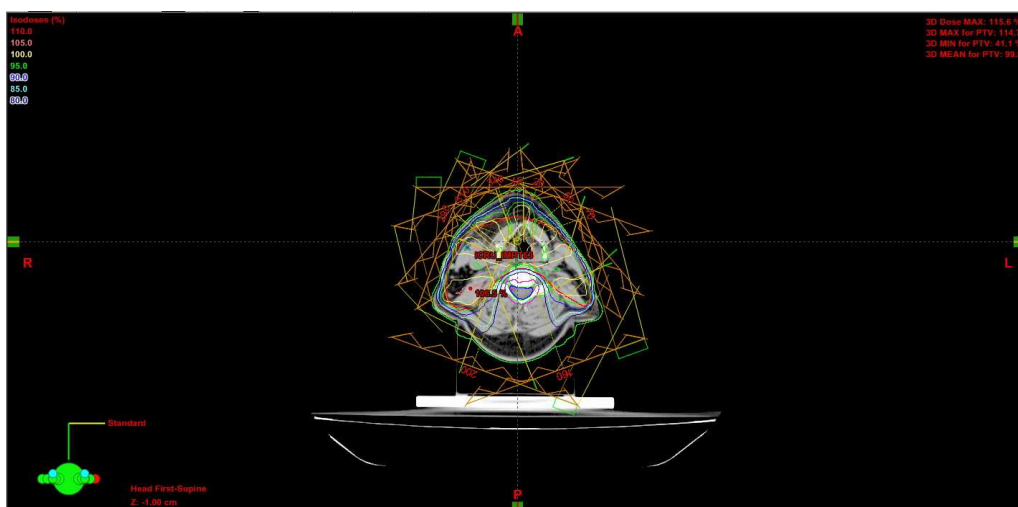
Příloha č. 1 - Průběh optimalizace



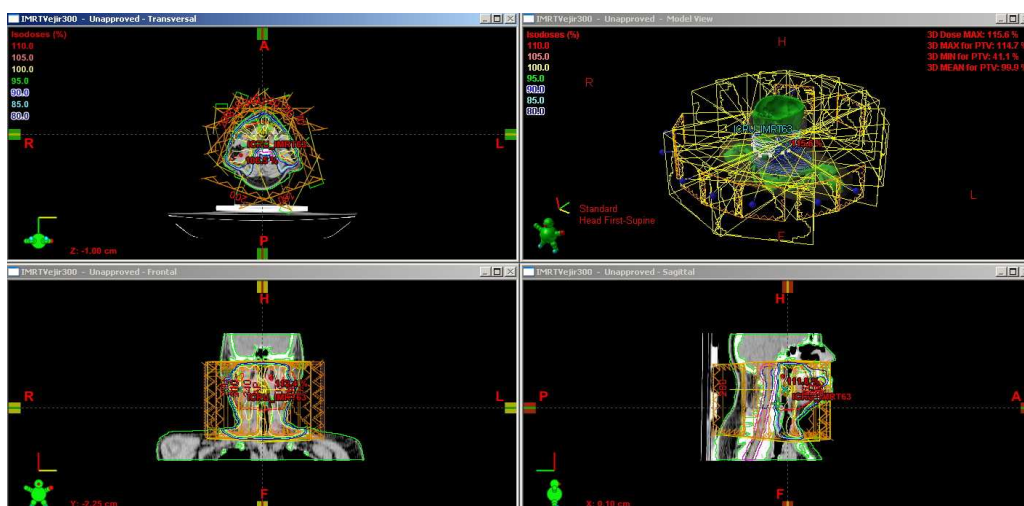
Příloha č. 2 – Pohled na rozložení polí v plánovacím systému



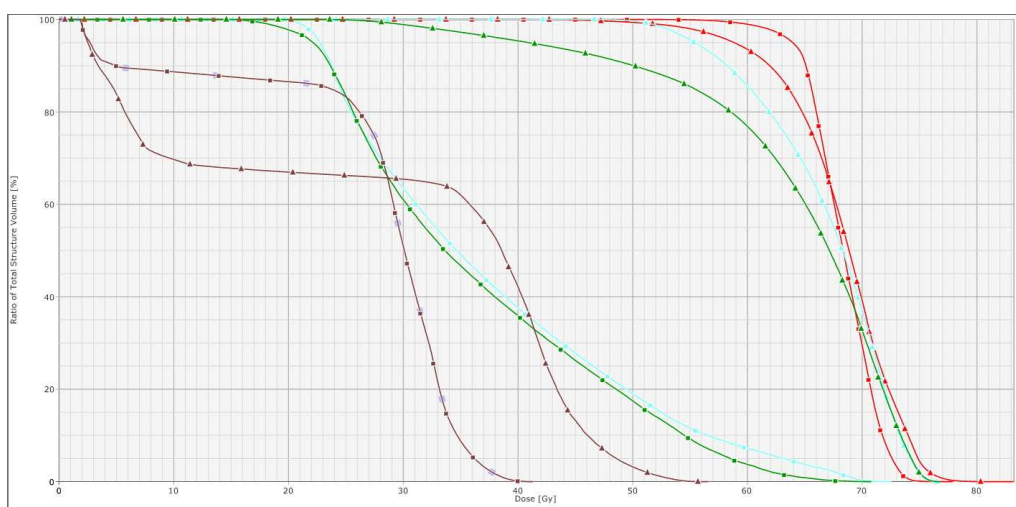
Příloha č. 3 – Zakreslené PTV a kritické orgány v plánovacím systému



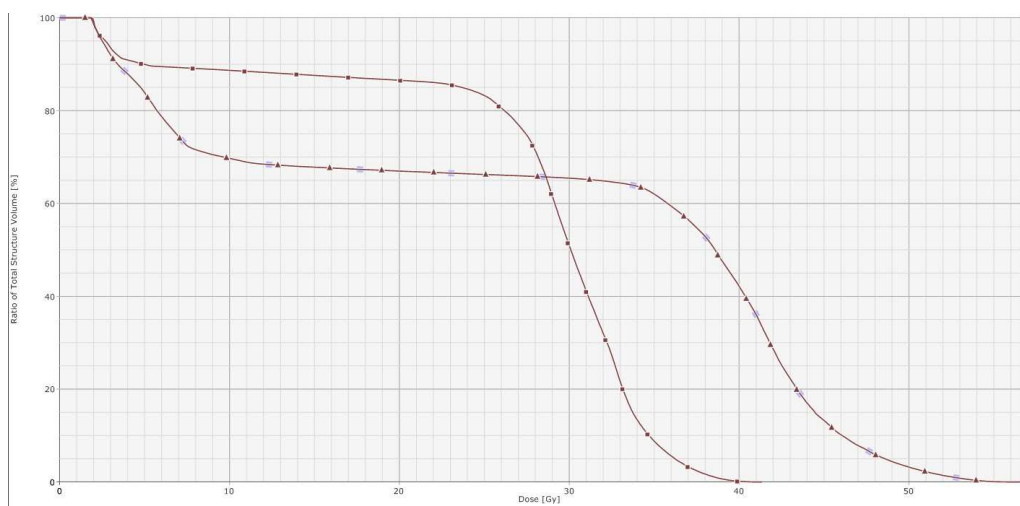
Příloha č. 4 - Zakreslené PTV, kritické orgány a jednotlivé úhly polí v plánovacím systému



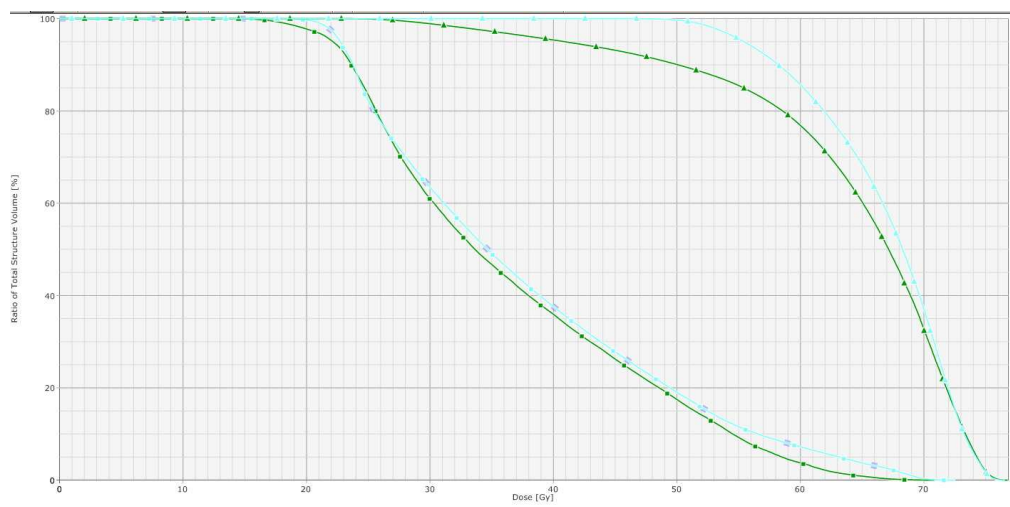
Příloha č. 5 – Pohled do plánovacího systému



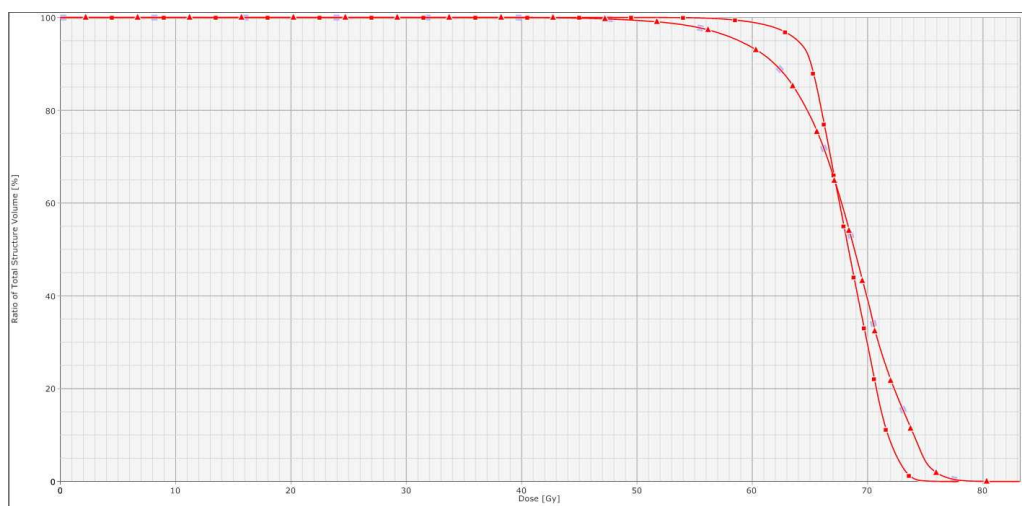
Příloha č. 6 - Porovnání dvou plánů pomocí DVH



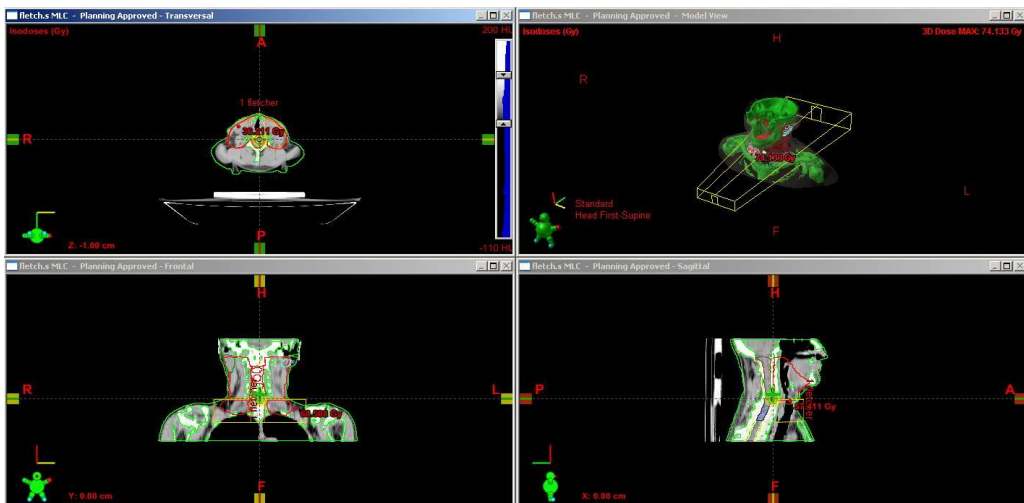
Příloha č. 7 – Porovnání dávek na míchu pomocí DVH



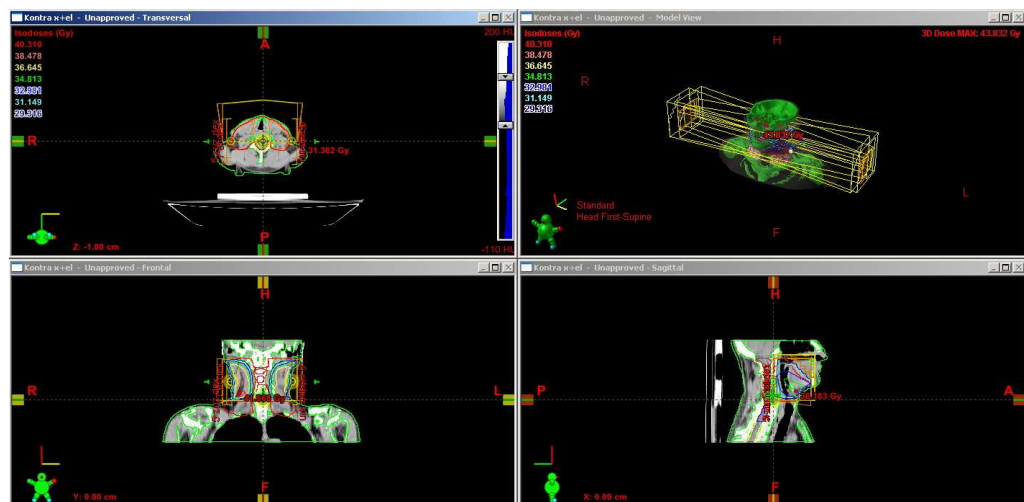
Příloha č. 8 – Porovnání dávek na slinné žlázy pomocí DVH



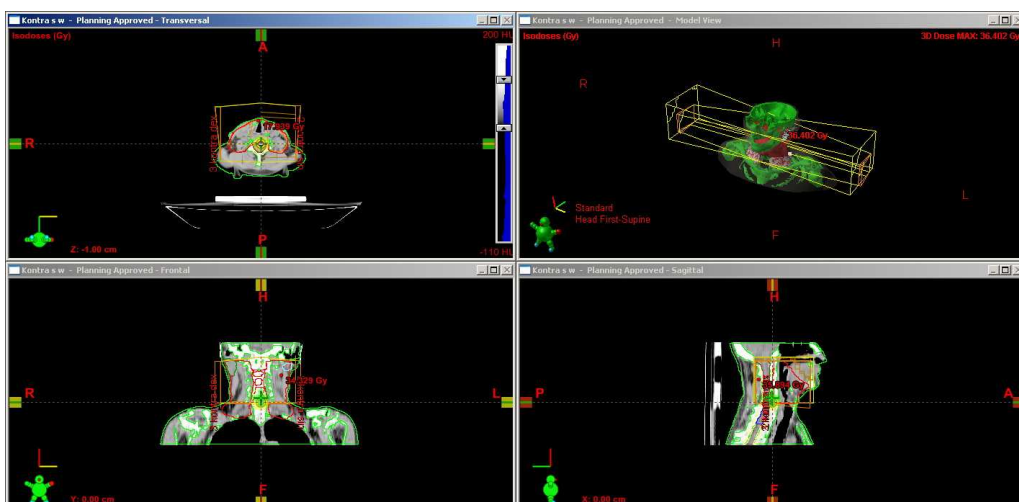
Příloha č. 9 – Porovnání PTV pomocí DVH



Příloha č. 10 – Konvenční plán, přední pole



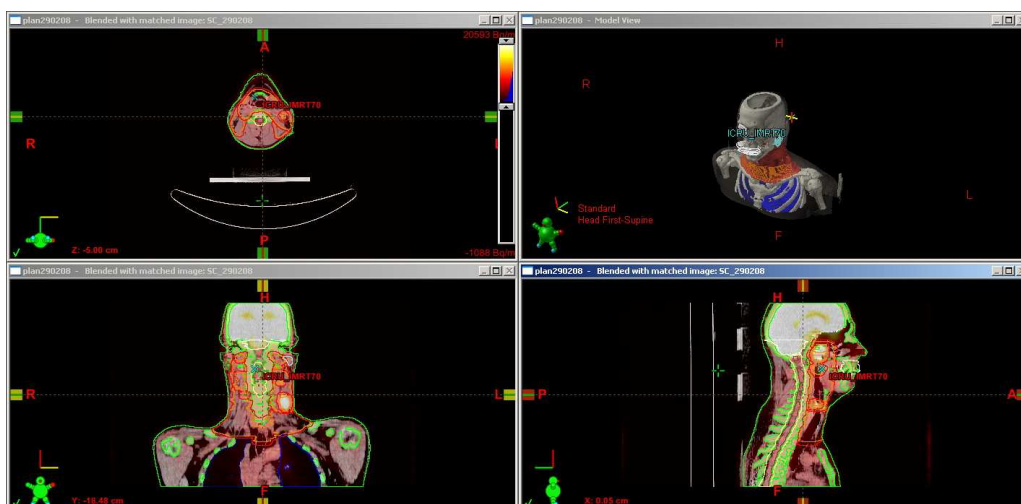
Příloha č. 11 – Konvenční plán, kontrapole s elektrony



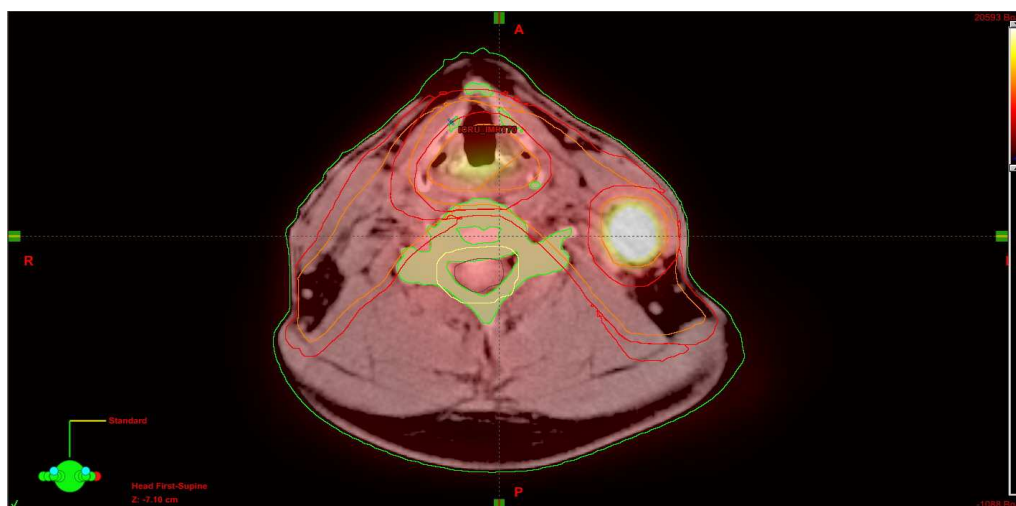
Příloha č. 12 – Konvenční plán, kontrapole



Příloha č. 13 – Sumace všech tří konvenčních plánů



Příloha č. 14 – Fúze PET/CT



Příloha č. 15 – Fúze PET/CT se zakresleným PTV

