

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**Barbora Kochmanová**

Studijní obor: Radiologický asistent 5345R010

**VÝVOJ OZAŘOVACÍCH TECHNIK A JEJICH VLIV  
NA VELIKOST CÍLOVÉHO OBJEMU**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Svoboda, PhD.

PLZEŇ 2014

Prohlášení:

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

V Plzni dne 28. 3. 2014

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji MUDr. Tomáši Svobodovi za odborné vedení práce, cenné rady a jeho laskavý přístup během celé tvorby této bakalářské práce.

Poděkování patří také týmu z úseku plánování léčby záření ve FN Plzeň, zejména Bc. Petru Smolákovi za poskytnutí ozařovacích plánů a za trpělivost, s níž se snaží studentům osvětlit složitý proces plánování.

Dále chci poděkovat zaměstnancům z oddělení Klinické fyziky Protonového centra v Praze a jejich vedoucímu Mgr. Vladimíru Vondráčkovi za vytvoření modelových ozařovacích plánů pro protonovou terapii.

## **Anotace**

Příjmení a jméno: Kochmanová Barbora

Katedra: Záchranářství a technických oborů

Název práce: Vývoj ozařovacích technik a jejich vliv na velikost cílového objemu

Vedoucí práce: MUDr. Tomáš Svoboda, PhD.

Počet stran: číslované 61, nečíslované 67

Počet příloh: 14

Počet titulů použité literatury: 28

Klíčová slova: radioterapie, protonová terapie, ozařovací techniky, cílové objemy, porovnání,

Souhrn:

Bakalářská práce na téma Vývoj ozařovacích technik a jejich vliv na velikost cílového objemu je rozdělena na dvě části, teoretickou a praktickou. Teoretická část popisuje postupnou genezi nádorové léčby a trnitou cestu od objevu ionizujícího záření k rozmanitým moderním možnostem jeho využití při onkologické léčbě.

V praktické části je pomocí dat z dávkově-objemových histogramů provedeno srovnání celkového objemu zářené tkáně mezi vybranými technikami radioterapie. K vytvoření ozařovacích plánů pro jednotlivé techniky byla využita plánovací CT vyšetření dvou pacientů z onkologického oddělení FN Plzeň.

Annotation

Surname and name: Kochmanova Barbora

Department: Paramedical Rescue Work and Technical Studies

Title of thesis: Progress of techniques of radiation therapy and its influence on the size of the target volume

Consultant: MUDr. Tomas Svoboda, PhD.

Number of pages: 61+ 68

Number of appendices: 14

Number of literature items used: 28

Key words: radiotherapy, proton therapy, techniques of radiation therapy, target volumes, comparing

Summary:

The bachelor thesis titled Progress of techniques of radiation therapy and its influence on the size of the target volume consists of two parts, theoretical and practical. The theoretical one describes tumour treatment development and complicated path from the discovery of ionising radiation to modern various ways of its use in oncology treatment.

The practical part compares the general radiation volume of tissue using different radiation techniques for which dose-volume histograms are used. Planning CT scans of two patients from the oncology department in University Hospital in Plzen was used to make the treatment plan for each individual technique.

## Obsah

ÚVOD .....	- 10 -
TEORETICKÁ ČÁST .....	- 12 -
1. VÝVOJ RADIOTERAPIE .....	- 12 -
1.1 Historie nádorových onemocnění a počátky jejich léčby .....	- 12 -
1.2 Léčebné pokroky a počáteční výzkum karcinogeneze .....	- 13 -
1.3 Počátky radioterapie.....	- 14 -
2. FYZIKÁLNÍ ZÁKLADY RADIOTERAPIE.....	- 18 -
2.1 Interakce nepřímo ionizujícího záření.....	- 18 -
3. RENTGENOVÁ RADIOTERAPIE .....	- 20 -
3.1 Povrchová rentgenová terapie .....	- 20 -
3.1.1 Bucky terapie .....	- 20 -
3.1.2 Kontaktní terapie.....	- 21 -
3.2 Polohloubková terapie .....	- 22 -
3.3 Hloubková terapie .....	- 22 -
4. MEGAVOLTÁŽNÍ TERAPIE .....	- 23 -
4.1 Vývoj megavoltážních ozařovačů .....	- 23 -
4.1.1 Kobaltové ozařovače .....	- 23 -
4.1.2 Leksellův gama nůž .....	- 24 -
4.1.3 Urychlovače nabitých částic.....	- 24 -
4.2.4 Lineární urychlovače.....	- 25 -
5. PROTONOVÁ TERAPIE.....	- 26 -
5.1 Vlastnosti protonového záření .....	- 27 -
5.2 Ozařovací techniky protonové terapie .....	- 28 -
6. PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE.....	- 30 -
6.1 Definice cílových objemů.....	- 30 -
6.1.2 Index konformity .....	- 31 -
6.2 Ozařovací podmínky .....	- 33 -
6.2.1 Kvalita záření .....	- 33 -
6.2.2 Filtrace záření .....	- 34 -
6.2.3 Ozařovací vzdálenost .....	- 36 -
6.2.4 Ozařované pole .....	- 36 -
6.2.5 Ozařovaný objem.....	- 37 -

6.2 Ozařování podle počtu polí .....	- 37 -
6.3 2D plánování .....	- 41 -
6.4 Konformní radioterapie .....	- 41 -
6.5 IMRT .....	- 42 -
6.5.1 Modulace intenzity svazku .....	- 43 -
6.5.2 Inverzní plánování .....	- 43 -
6.5.3 Pohybová IMRT terapie .....	- 45 -
6.6 IGRT .....	- 46 -
6.6.1 Metody IGRT .....	- 47 -
6.6.2 Vývoj IGRT .....	- 47 -
6.6.3 Tomoterapie .....	- 49 -
6.6.4 On – line tracking tumoru .....	- 49 -
6.6.5 Adaptivní radioterapie .....	- 50 -
PRAKTICKÁ ČÁST .....	- 52 -
1. Formulace problému .....	- 52 -
2. Cíle práce .....	- 52 -
3. Metodika .....	- 52 -
4. Hypotézy .....	- 54 -
5. Prezentace a interpretace získaných údajů .....	- 54 -
5.1 Ozařovací plány pro radioterapii prostaty .....	- 54 -
5.2 Ozařovací plány pro radioterapii mozkové léze .....	- 62 -
6. Diskuse .....	- 71 -
ZÁVĚR .....	- 74 -
Literatura a prameny .....	- 75 -
Seznam zkratk .....	- 80 -
Seznam tabulek .....	- 83 -
Seznam grafů .....	- 84 -
Seznam obrázků .....	- 85 -
Seznam příloh .....	- 90 -
Přílohy .....	- 91 -

## ÚVOD

Zhoubná onemocnění doprovázejí život člověka odnepaměti. Zvyšující se množství škodlivých vlivů se podepisuje na dlouhodobém nárůstu incidence jak v České republice, tak i v celé Evropě.

Některým z rizikových činitelů je v dnešním „moderním“ světě takřka nemožné se vyhnout. Stále zamořenější ovzduší a životní prostředí obecně, zvýšený podíl UV záření, autoimunitní a dědičné choroby patří právě mezi takové, které si člověk nevybírá. Nekonečný stres v zaměstnání, minimum relaxace a tělesného pohybu patří k životnímu stylu většiny lidí žijících v takzvaných vyspělých zemích. Obezita, módní kouření či abúzus alkoholu se sice již dají celkem dobře ovlivnit, avšak nadále jsou většinou lidí považované za jakýsi normální stav.

Trend celkové mortality nádorových onemocnění naopak v posledních letech mírně klesá. Je to především díky stále se zdokonalujícím možnostem lékařské péče. Účast v preventivních screeningových programech a rozvoj a dostupnost moderních technik léčby nabízejí pacientovi naději na delší a kvalitnější život a dnes již mnohdy i na úplné vyléčení.

Vývoj a pokrok diagnostických metod, jako je počítačová tomografie, magnetická rezonance, inovace v oblasti nukleární medicíny - vývoji hybridních systémů na základě pozitronové emisní tomografie a scintigrafického zobrazování - přinesl možnost přesné lokalizace cílového objemu v těle pacienta. Spolu s posunem od 2D ke 3D plánování a následným zdokonalováním ozařovacích metod až po nejnovější možnosti 4D léčby to umožňuje dodání vysoké léčebné dávky přímo do ložiska nádoru, což vede ke zlepšení lokální kontroly nádorů, ke zvýšení počtu přežívajících a celkově ke zlepšení léčebných výsledků nádorové léčby obecně.

Radioterapie je dnes samostatným základním multidisciplinárním oborem stojícím na pomezí biologie a fyziky. Při plánování terapeutických aplikací ionizujícího záření je nutné kromě rozličných vlastností jednoho každého nádoru a celkového zdravotního stavu pacienta zohlednit



i fyzikální a biologické účinky záření, blízkost kritických struktur a možnost výskytu nežádoucích účinků.

Tato bakalářská práce se snaží poukázat na trnitou cestu vývoje radioterapie od počátků protinádorové léčby po vývoj moderních radioterapeutických technik a vzájemně porovnat některé z běžně používaných ozařovacích metod.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1. VÝVOJ RADIOTERAPIE

### 1.1 Historie nádorových onemocnění a počátky jejich léčby

Kosterní archeologické nálezy dokazují, že zhoubnými nádory trpěli již naši pravěcí předkové. Objevy ze sídliště lineární keramiky u Stuttgartu prokázaly, že již během šestého tisíciletí před naším letopočtem nádory postihovaly až 10% zemřelých. Archivní nálezy obsahují zmínky o zhoubných onemocněních napříč všemi historickými civilizacemi. Nacházíme je v klínovém písmu, na papyrových svitcích, v indických védách, čínských i arabských textech. (1)

S termínem „karcinom“ se poprvé setkáváme v antickém Řecku. Použil jej Hippokrates (460-377 př. n. l.) údajně podle podoby nádoru šířícího se zánětem lymfatických cév se siluetou běžícího kraba – krab se řecky řekne karkínos. Pojmenování tumor – řecky onkos – pochází ze stejného historického období. (1)

Galénos, jmenovaný po roce 169 n. l. osobním lékařem císaře Marka Aurelia, uvádí kromě množství nových fyziologických a anatomických poznatků rozdílnou prognózu u nádorových onemocnění v pokročilém a pozdním stádiu. U časných a lokalizovaných tumorů se již v té době s úspěchem používalo chirurgické odstranění. Galénův vrstevník Leoinidas byl jedním z prvních specializovaných onkochirurgů. Jeho oborem bylo odstraňování nádorů prsu. (1)

Ke konci starověku jsou také doloženy pokusy o léčbu nádorových chorob pomocí různých léčivých látek, jež mohou být považovány za počátky chemoterapie. Mimo jiné se zkoušelo podávání arseniku (oxidu arsenitého) a extraktů některých rostlin (například divoké okurky, vřesovce obecného nebo estragonu). (1)

V období raného středověku se propagovalo, že nemoc je především božím trestem pro provinilé hříšníky. O choré se většinou starali v kláštorech, kde se také postižení modlili za uzdravení. Světským patronem pro nemocné s nádory byl Sv. Peregrin. Sv. Agáta pak pomáhala že-

nám postiženým nádorem prsu a sv. Erasmus těm, kteří trpěli chorobami trávicího ústrojí. (1)

Kolem roku 1030 vydal učenec zvaný Avicenna (vlastním jménem Abú Alí Ibn Síná) pětisvazkové dílo Kánon medicíny, kde v posledním svazku mimo jiné zmiňuje možnosti léčby nádorových chorob. Jinak se ale během středověku léčbou nádorů nikdo příliš nezabýval, neboť až do šestnáctého století panoval názor, že „pokud nádor odpočívá, má odpočívát i lékař“. (1)

## **1.2 Léčebné pokroky a počáteční výzkum karcinogeneze**

Chirurgické odstranění dlouho zůstávalo jedinou možnou léčebnou metodou, ač v počátcích ještě značně omezenou. První vědecký spis o chirurgii – Chirurgie, ve které vše, co patří k léčení ran, je podle nejnovějšího a nejlepšího způsobu důkladně popsáno – vydal v roce 1718 Němec Lorenz Heiste. Řemeslní chirurgové však byli jako léčitelé uznáni až na sklonku roku 1731. V roce 1743 pak byla Královská chirurgická akademie v Paříži postavena na roveň lékařské fakultě. (2)

16. října 1846 bylo odborné veřejnosti s úspěchem představeno první použití celkové narkózy. Zubní lékař William Morton v Masseurettské všeobecné nemocnici v Bostonu předvedl operaci muže s vrozeným povrchovým nádorem pod dolní čelistí a na levé straně krku za použití uspávacího zařízení sestávajícího ze skleněné koule se dvěma otvory, v níž byly uloženy kousky houby nasáklé éterem. Pacient nasával vzduch z koule obohacený vonnou esencí pomocí náustku. Po operaci slovy „Pánové, není to žádný podvod“, potvrdil, že necítil vůbec žádnou bolest. (2) Konečně šlo provádět bezbolestné operace.

Ve druhé polovině devatenáctého století se medicína zařadila po bok přírodních věd. Prosadil se názor, že zkoumání zdravého i nemocného člověka má probíhat podle stejných metod jako přírodovědecké studie.

Roku 1858 publikoval Rudolf Virchow své převratné dílo „Buněčná patologie a její založení na fyziologické a patologické nauce o tkáních“, ve kterém zveřejnil teorii „omnis cellula e cellula“ – každá buňka pochází z buňky. Buňku také jmenoval „středem životních projevů“ – základní sta-

vební jednotkou organismu. Zhruba o necelých deset let později pak přišel s teorií, podle níž karcinomy vznikají z vazivové tkáně. (2)

Proti tomuto tvrzení se v roce 1867 postavil patolog Wilhelm von Waldeyer-Hartz v článku „O vývoji karcinomů“. Waldeyer uvedl, že nádorové buňky vznikají z buněk normálních, které se ovšem nekontrolovaně dělí a nadměrně rostou. Růst nádoru je infiltrační, metastázování probíhá pomocí krve nebo lymfy. (2)

29. ledna 1881 byla ve Vídni provedena první úspěšná resekce žaludku. Pacient, jemuž byl odstraněn nádor z oblasti pyloru, se následně dožil mnoha let věku. (2)

21. května 1887 byl Rudolf Virchow Britem Morellem Mackenziem pověřen tkáňovou analýzou odebranou z nádoru hrtanu pruského korunního prince Fridricha. Několik dní předtím německý chirurg Ernst von Bergmann prohlásil, že nádor je možná zhoubný, a doporučil jeho odstranění. Mackenzie však - podle výsledků Virchowovi analýzy - byl přesvědčený, že jde pouze o zduření kvůli zánětu a že operace není potřeba. Císař Fridrich III. na svoji nemoc zemřel 15. června 1888. Německý tisk nazval Angličana Mackenzieho „anglickým podvodníkem“, a celá událost skončila výlevy mezinárodní nenávisti. (2)

### **1.3 Počátky radioterapie**

I přes pokroky v přístupu a léčbě nemocných zůstávala na konci devatenáctého století většina onkologicky nemocných bez valné naděje na uzdravení. Nové fyzikální objevy na konci století vedly k vývoji nové lokálně-regionální metody v léčbě nádorů - radioterapie.

8. listopadu 1895 profesor experimentální fyziky Wilhelm Conrad Röntgen v německém Würzburgu zpozoroval nový druh záření. Díky záři, která vycházela z krystalů platnatokyanidu barnatého poté, co na ně nechal dopadat katodové paprsky ze světlotěsné Hittorfovi trubice, si uvědomil, že z trubice musí kromě elektronových paprsků vycházet ještě jiné záření. (3) Nazval je paprsky X. Záření později dostalo na jeho počest jméno rentgenové. V roce 1901 získal Röntgen za tento objev první Nobelovu cenu za fyziku, která kdy byla udělena.

22. prosince 1895 pořídil během dvacetiminutové expozice první rentgenový snímek ruky své ženy. 28. prosince zveřejnil zprávu „O novém druhu záření“, a na počátku nového roku již o záření věděl celý svět. Koncem ledna byl na ruce zemřelého pořízen první angiogram. (2)

Již 29. 1. 1886 provedl Emil H. Grubbé, student medicíny z Chicaga, experiment s terapeutickým použitím X-záření. Po publikování Röntgenova objevu „prováděl pokusy se zářením tak, že sledoval intenzitu obrazu vlastní ruky na fluorescenčním stínítku“. (3, s. 14) Následkem toho se mu začala loupat kůže na ruku, čehož si všiml jeden z jeho učitelů doktor J. Gilman. Ten přišel s myšlenkou, že pokud záření takto ovlivňuje zdravé tkáně, možná by se dalo použít i k léčení. Poslal tedy za Grubbém pacientku s nádorem prsu. Ozařování přiložením rentgenové trubice přímo na prs s okolím zakrytým olověným krytem trvalo osmnáct dní. Poté bylo nutné léčbu přerušit kvůli rozvinutí dermatitidy v místě aplikace. „Pacientka o měsíc později zemřela na přidruženou systémovou chorobu“. (3, s. 14) Protože výsledek této léčby se na první pohled zdál ne zcela prokazatelný, Grubbé svůj pokus nepublikoval a jeho prvenství v použití radioterapie je považováno za sporné. (3)

V březnu 1896 publikoval Antonie Henri Becquerel objev přirozené radioaktivity. Vložil krystaly uranové soli mezi dvě fotografické desky, na kterých později pozoroval změny, i když nebyly ozářené žádným světlem. „Becquerelovy paprsky“, jak se tento jev zpočátku nazýval, byly schopny proniknout tenkými deskami mědi a hliníku. (4)

V listopadu 1896 sekundární lékař ve vídeňské všeobecné nemocnici Leopold Freund ozářil mateřské znamínko na zádech a krku pětileté dívky. Vedlejším účinkem byla silná ulcerace. Nežádoucí účinky záření byly popsány již dříve, ale doposud se jim nevěnovala pozornost. (2) 6. března 1897 Freund o této léčbě vydal článek ve vídeňském lékařském časopise. Jde o první skutečně zdokumentovaný pokus o léčbu zářením. (3)

V listopadu 1898 se Marii Curie Sklodowské podařilo extrahovat radium a polonium z Jáchymovského smolince. Spolu se svým manželem, Pierrem Curie již dříve objevili, že radiace může být měřena pomocí ioniza-

ce a že intenzita radiace je přímo úměrná míře zastoupení uranu ve vzorcích. (5)

Tento objev zvedl novou vlnu „radiové módy“. Vycházela z přesvědčení, že záření v malých dávkách je stimulující nebo alespoň neškodné. „Byly zakládány lázně s možností radiových koupelí, ozáření, obkladů, či injekcí.“ (5, s. 9)

19. prosince 1899 Švédský rentgenolog Tage Sjögren ve Stockholmu předvedl první vyléčení nádoru na nose pacientky.

Během roku 1902 američtí lékaři Nicholas Senn a William A. Pusey pomocí rentgenového záření docílili výrazné zlepšení krevního obrazu u pacientů s leukémií. (2)

Roku 1903 Dr. Charles L. Leonard konstatoval, že i přes ty nejlepší studie není z etiologie a histologie maligních buněk známo nic, co by vedlo ke zlepšení výsledků jejich léčby. Demonstroval účinek Röntgenových paprsků na změnu charakteru maligních buněk a přecházení jejich dalšímu růstu a šíření do organismu. Některé tkáně se mu podařilo navrátit téměř ke zdravému stavu. (4)

Rentgenová terapie aplikovaná v mnoha beznadějných inoperabilních případech často vedla k uzdravení nebo alespoň prodloužení a zlepšení pacientova života, což byly velmi povzbudivé výsledky. (4)

První úspěšnou léčbu radioterapií oznámil v roce 1905 newyorský chirurg Robert Abbe. Histologicky prokázaný karcinom děložního hrdla se mu podařilo vyléčit kontaktním ozařováním 70 miligramy radia. Zkušenosti s touto metodou však později ukázaly, že trvalého vyléčení se dosáhlo jen vzácně a léčba většinou pacientům ještě více ubližovala. Postupně tak bylo ozařování radiem zcela nahrazeno rentgenovými paprsky.

V roce 1906 francouzští badatelé Bergonie a Tribondeau předvedli, že zatímco jediná dávka absorbovaná varlaty hlodavce vždy vede ke kožnímu poškození, frakcionované rozložení zachová kůži v pořádku, ale vede k zastavení spermatogeneze. Radiosenzitivita je tak přímo úměrná reprodukční kapacitě buněk a nepřímo úměrná jejich diferenciaci. (4, 6)

V roce 1913 zveřejnil Rudolf Jedlička své zkušenosti s radioterapií mozkových nádorů u více než 150 pacientů. (2)

Od roku 1922 je radioterapie samostatným lékařským oborem. Countard a Hautant na mezinárodním onkologickém kongresu v Paříži předvedli, že pokročilý karcinom hrtanu je možné vyléčit i bez katastrofických komplikací. (7)

Roku 1934 pak Countard vyvinul protrahované frakcionační schéma, které je základem radioterapie dodnes. (4)

První polovina dvacátého století byla dobou objevů slabých i stinných stránek radioterapie. Z počátku se zářením zkoušely léčit i takové nemoci, jakou je například „zánět středního ucha, vředová choroba gastroduodenální, astma bronchiale nebo mužská neplodnost endokrinního původu“. (5, s. 9) Používané nízkoenergetické ortovoltážní přístroje spolu s opakujícími se nežádoucími účinky prakticky neumožňovaly léčbu hlouběji uložených lézí.

Bylo třeba mnoha životů, aby se přišlo na to, že ionizující záření není jen zázračným lékem. Sám Röntgen, stejně, jako Marie Skłodowska, se stali oběťmi vlastních vynálezů. Leukémie a jiné formy nádorů - zejména na rukou, které se svazkem záření přicházely do přímého styku - se časem objevily u většiny lidí, kteří se zářením v jeho rané éře přišli do styku. První aplikace záření také probíhaly bez použití jakýchkoliv ochranných prvků (3).

Poté co bylo prokázáno, že jeden ze senátorů Spojených států Amerických zemřel na následky užívání radiové soli, kongres odhlasoval zákon, který „zakazoval prodej všech léků nebo léčivých prostředků obsahujících jakékoliv množství radia nebo jiného radioaktivního prvku“. (5, s. 9)

Na počátku druhé poloviny dvacátého století se začaly používat první vysokoenergetické zdroje záření. Jejich hlavní výhodou je možnost aplikace dostatečné dávky záření do hlouběji uloženého cílového objemu. (5)

## 2. FYZIKÁLNÍ ZÁKLADY RADIOTERAPIE

Radioterapie je léčebná aplikace ionizujícího záření. Ionizující záření je takové záření, které má díky své vysoké energii schopnost při průchodu látkou vyřadit elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. V radioterapii se běžně používá nepřímo ionizující záření X nebo gama, přičemž jediný rozdíl mezi oběma spočívá v mechanismu jejich vzniku. Záření X vzniká zabrzděním urychlených elektronů, záření gama je produkováno radioaktivním rozpadem nuklidových jader, například kobaltem  $^{60}\text{Co}$ .

### 2.1 Interakce nepřímo ionizujícího záření

K přenosu energie fotonů nepřímo ionizujícího záření dochází tehdy, když se foton setká a elektronem dané látky. Pak může dojít ke třem typům interakcí.

Při nízké energii fotonu je nejpravděpodobnějším jevem fotoefekt. Elektronu ve valenční vrstvě atomu je předána veškerá pohybová energie fotonu. Tím foton zaniká a elektron začne předávat získanou energii okolním atomům. Nakonec dojde k zabrzdění odraženého elektronu, nebo jeho rekombinaci s jiným atomem za současné emise charakteristického rentgenového záření.

Pravděpodobnost fotoelektrického jevu závisí mimo jiné na nukleonovém čísle atomů v ozařované látce. Protože kalcium a magnesium jsou těžšími prvky než uhlík, vodík a kyslík dochází při nižších energiích záření k jeho primárnímu vychytávání v kostech. Z tohoto důvodu byla osteoradio-nekróza v dobách ortovoltážní terapie celkem běžným jevem.

Pro střední energie záření (100 keV – 1,022 MeV) je charakteristickou interakcí Comptonův rozptyl. Ten nastává tehdy, pakliže foton předá slabě vázanému elektronu na vnějších slupkách atomu část své energie. Vznikne odražený elektron a foton s nižší energií. Odražený elektron opět ionizuje své okolí až do rekombinace s jiným atomem. Foton může zaniknout fotoefektem.



Pravděpodobnost Comptonova rozptylu se zvyšuje s rostoucí hustotou látky a klesá se zvyšující se energií záření. V rozmezí běžně používaných energií při megavoltážní terapii interakce Comptonovým rozptylem převažuje.

Pokud je energie fotonů vyšší než 1,022 MeV nastává tvorba elektron – pozitronových párů. Foton se při těchto energiích dostává až k jádru atomu. Během svého průchodu skrz jádro se foton může přeměnit na elektron a pozitron. Pozitron ztrácí svou kinetickou energii, dokud interakcí s elektronem nedojde k jejich vzájemné anihilaci za emise dvou fotonů s energií 511keV do opačných směrů.

S rostoucí energií záření pravděpodobnost tvorby elektron – pozitronového páru stoupá. (8)

### **3. RENTGENOVÁ RADIOTERAPIE**

Až do vývoje prvních vysokoenergetických zdrojů záření představovala rentgenová, nebo také kilovoltážní radioterapie nejdostupnější a nejefektivnější způsob ozáření.

Poté, co bylo prokázáno, že kontaktní radiovou terapií ionizujícím zářením lze rakovinu léčit, hledaly se možnosti, jak radium pomocí X záření nahradit. Postupně došlo k vývoji kontaktní rentgenové terapie. Snaha léčit i nádory uložené hlouběji pod povrchem těla vedla k postupnému zvětšování ohniskové vzdálenosti, zvyšování energie záření, vývoji různých filtračních mechanismů a v neposlední řadě k vývoji nových ozařovacích technik. (9)

Záření při rentgenové terapii vzniká urychlením elektronů v poli vysokého napětí mezi katodou a anodou. Následným zabrzděním v terči anody se většina kinetické energie elektronů změní na teplo. Pouze asi 1% vyjde z anody v podobě fotonového záření X.

Pomocí úpravy energie záření se dá jednoduše modulovat hloubková distribuce dávky. Podle tohoto hlediska můžeme rentgenovou radioterapii rozdělit na povrchovou, polohloubkovou a hloubkovou.

#### **3.1 Povrchová rentgenová terapie**

Povrchová rentgenová terapie se vyznačuje velmi malou pronikavostí s prudkým spádem dávky do hloubky. Vyvíjela se od léčby kůže rentgenovými paprsky před rokem 1910 přes léčbu hraničními paprsky prvně aplikovanou roku 1925 až ke vzniku kontaktní terapie v roce 1934. (9, s. 195)

##### **3.1.1 Bucky terapie**

Speciálním případem povrchové rentgenové terapie je ozařování Buckyho nebo také takzvanými hraničními paprsky. Jde o nejměkčí možné rentgenové záření na hranici s ultrafialovým světlem o vlnové délce  $2,0 - 1,6 \cdot 10^{-10}$  m. Tyto paprsky vznikají v rentgence při napětí 10 kV. Výstupní okénko je ze speciálního skla z lehkých prvků lithia, beryllia a bóru, neboť

jiný materiál by paprsky pohltil. Anoda se chladí vzduchem, k ochraně rukou stačí kožené rukavice.

Ozařovací vzdálenost je dána tubusy dlouhými obvykle 10 – 15 cm. Velikost pole v rozmezí 0,5 – 6 cm se vymezuje tenkou lamelovou clonou.

Hloubková dávka v 1 mm je pouhých 17% dávky povrchové, ve 2 mm jsou to již jen 4%. 1 mm odpovídá tloušťce nejsvrchnější vrstvy pokožky, epidermis. Díky tomu se tento druh terapie dnes používá na některých pracovištích v kožním lékařství, například k léčbě chronických ekzémů nebo lupénky. (9, s. 195 – 196)

### **3.1.2 Kontaktní terapie**

Roku 1933 Chaoul a Adam prohlásili, že lepší výsledky radiové terapie jsou dány lepší objemovou distribucí dávky, nikoliv vyšší energií záření. Na základě poznatku, že se zkracující se ohniskovou vzdáleností se snižuje spád dávky do okolí (při ozařování ze 2 cm dávka v dalších 2 cm poklesne o 75% proti poklesu o 8% při ozařování ze vzdálenosti 50 cm) Chaoul roku 1934 formuloval tři postuláty pro kontaktní rentgenovou terapii: krátké OK, měkké záření a frakcionace. (9, s. 196)

Pro první aplikaci kontaktní léčby byl použit diagnostický přístroj. Chaoulova a Van der Plaatsova rentgenka byly sestrojeny až později.

Používá se napětí 40 – 100 kV a tubusy s OK vzdáleností 1,5 – 5 cm. Záření se absorbuje ve 2 cm měkké tkáni. Pokud lze tubus technicky přiložit, dá se použít i u nádorů postihujících sliznice. (9)

### **3.2 Polohloubková terapie**

Před vznikem urychlovačů elektronů existovala řada obtížně přístupných lokalizací pro léčbu zářením, mimojiné hluboce penetrující kožní nádory, lymfomy, sekundárně postižené lymfatické uzliny nebo například ozařování hrudní stěny po ablaci prsu. S pomocí polohloubkové terapie a ozařovacích technik tečného pole, klínového pole, kyvadlového ozařování nebo techniky dvojitého pole podle Holfeldera bylo možné pokrýt i tyto oblasti dostatečnou dávkou záření. (9, s. 202)

Polohloubková terapie dokáže dobře ozářit ložiska do pěti centimetrů pod povrchem těla. Používané napětí je rovno 120 – 150 kV, OK vzdálenost 15 – 20cm. Prakticky jedinou její výhodou je až 4x vyšší absorpce záření v kostech než v měkkých tkáních. (9)

### **3.3 Hloubková terapie**

„Definice hloubkové rentgenové terapie (též jen hloubkové terapie, ortovoltážní, konvenční) je ozařování chorobných ložisek v hloubkách větších než 5 cm fotonovým zářením vznikajícím v rentgence při napětí 150 – 400 kV, při filtraci 0,5 – 5 mm Cu, OK 40 – 50(60) cm v tkáňové polohloubce 7 – 8 cm.“ (9, s. 204)

I přes vývoj nových ozařovacích technik jako je ozařování z více polí, techniky box nebo křížového ohně byla před vznikem megavoltážních přístrojů léčba hluboko uložených nádorů velmi obtížná. Poškození zdravých tkání a velká objemová dávka bývaly běžnou daní za dosažení dostatečné kurativní dávky. Léčba radiorezistentních nádorů, velkých lézí nebo objemově silných pacientů byla prakticky nemožná. Dalšími omezujícími faktory byla toleranční dávka kůže a různá absorpce záření zejména mezi měkkými tkáněmi a kostmi.

Konvenční rentgenová terapie se nicméně dodnes používá v některých nenádorových a paliativních indikacích. (9, s. 211; 10, s. 111)

## 4. MEGAVOLTÁŽNÍ TERAPIE

Je definována jako ozařování fotony X s energií větší než 1 MV nebo ozařování fotony gama s energií větší než 0,66 MV. Počátek používání takových přístrojů znamenal přelom v možnostech léčby ionizujícím zářením. Hluboko uložená ložiska přestala znamenat problém, stejně tak maximální toleranční dávka kůže.

### 4.1 Vývoj megavoltážních ozařovačů

#### 4.1.1 Kobaltové ozařovače

V srpnu 1951 byl v Kanadě v univerzitní nemocnici ve městě Saskatoon zprovozněn první kobaltový ozařovač. První pacient na něm byl ozářen 8. listopadu stejného roku. Léčba byla úspěšná. Díky snadnému ovládní, lehké dostupnosti a v neposlední řadě dalšími výhodami proti ortovoltážním přístrojům se kobaltové ozařovače brzy rozšířily po celém světě.

Hlavní výhodou používání  $^{60}\text{Co}$  oproti doposud běžným přístrojům rentgenové terapie je jeho 100% izodóza v pěti milimetrech pod povrchem těla, nikoli přímo na povrchu kůže. 50% izodóza pak dosahuje přibližně deseti centimetrů.

Kobalt  $^{60}\text{Co}$  vzniká neutronovou aktivací ze stabilního kobaltu  $^{59}\text{Co}$ . Samovolně se pak přeměňuje na  $^{60}\text{Ni}$  za emise jednoho elektronu a dvou fotonů s energiemi 1,17 a 1,33 MeV. Vydává tedy monochromatické záření gama o střední energii 1,25 MeV. Nevýhodou je nutnost jej kvůli poločasu rozpadu 5,26 let každých 4 – 5 let vyměnit.

Dnes se v praxi používá pouze u paliativních indikací nebo u pečlivě vybraných lokalit. (9, 5, 11, 10)

#### **4.1.2 Leksellův gama nůž**

V roce 1968 švédský neurochirurg Dr. Lars Leksell vymyslel nový ozařovací přístroj pro léčbu lézí centrální nervové soustavy. Leksellův gama nůž využívá jako zdroj záření kobalt  $^{60}\text{Co}$ . Jeho konstrukce umožňuje dodání vysoké dávky do přesně definovaného cílového objemu v jedné nebo několika málo frakcích. Tím naplňuje podstatu stereotaktické radioterapie nebo stereotaktické radiochirurgie. Uplatňuje se zejména pro léčbu centrální nervové soustavy, případně cervikální části páteře.

Přístroj tvoří 201 kobaltových zdrojů. Jsou umístěny v hlavici přístroje tvaru polokoule v pěti cirkulárních řadách. Záření usměrňují dva kolimátory v hlavici přístroje a jeden následně v kolimační helmici, ve které je fixována hlava pacienta. Přesnost doručení svazku do centrálního bodu (UCP, unit center point), který je vzdálený 40 centimetrů od každého zdroje, je 0,3 milimetru.

Novější Leksellovy gama nože obsahují pouze 192 zdrojů kobaltu  $^{60}\text{Co}$  a kónicky tvarovaný automatický kolimátor s pohyblivými segmenty. Zvětšením vnitřního prostoru pro polohování pacienta umožňují rozšíření aplikace léčby i na cervikální části páteře.

Hlavními indikacemi pro stereotaktickou léčbu jsou hluboké inoperabilní nádory CNS. Gama nůž minimálně poškozuje okolní tkáň, důležité nervy nebo tepny. Mezi výhody patří i kratší doba hospitalizace, vyloučení možnosti operačních komplikací a nižší cena oproti operaci. (4, 10)

#### **4.1.3 Urychlovače nabitých částic**

Robert Jemison Van de Graaff vynalezl v roce 1931 generátor velmi vysokého napětí (miliony voltů), který byl schopný předávat energii částicím a tím jim dodávat velmi vysokou rychlost. Šlo o jeden z prvních částicových urychlovačů. Produkované záření mělo energii 1 – 2 MV. (12)

D. Kernst v roce 1940 v americkém státě Illinois sestrojil první funkční betatron. Betatron urychluje elektrony pomocí změn v magnetickém poli na kruhové dráze. Brzdné záření vzniká interakcí urychlených částic s

wolframovým terčíkem. Energie záření se pohybovaly mezi 4 – 18 nebo nad 40 MeV. Po zkonstruování lineárních urychlovačů byly betatrony kvůli své velikosti, hlučnosti a omezenému dávkovému příkonu zcela vyřazeny z klinického provozu. (11, 1)

#### **4.2.4 Lineární urychlovače**

První lineární urychlovač v medicíně byl použit v Londýnské nemocnici Hammersmith v roce 1953. (4)

Lineární urychlovače fungují na principu působení vysokofrekvenčních vysokoenergetických elektromagnetických vln na částice (elektrony) pohybující se na přímkové dráze. K léčbě se mohou použít dvojím způsobem: jako urychlené elektrony, nebo ve formě fotonového brzdného záření.

Fotonové záření vzniká nárazem urychlených elektronů na terčík z těžkého materiálu, například wolframu. Homogenizaci a tvarování svazku zajišťuje kolimátor.

Pomocí kolimátoru je svazek fotonového záření následně usměrněn na požadovaný tvar ozařovaného pole.

První přístroje pracovaly pouze s jedinou možnou energií záření. Dnes je možné volit mezi několika energiemi, 4 – 18 MV pro fotony a 4 – 20 MeV pro elektrony. To je výhodné zejména pro modulaci hloubkové distribuce dávky.

## 5. PROTONOVÁ TERAPIE

První myšlenky na léčebné použití protonů pochází již z konce první poloviny dvacátého století. Zobrazovací metody a protonová dozimetrie však tehdy ještě neumožňovaly využít plný potenciál protonové terapie – ten pomalu začínáme objevovat až dnes.

Protonové záření přináší díky své fyzikální podstatě několik výhod oproti vlastnostem záření fotonového. Jedná se o přímo ionizující korpuskulární záření, jehož kvanta mají nenulovou klidovou hmotnost. V přírodě se běžně vyskytuje jako primární složka kosmického záření. Jeho umělou produkci zajišťují vysoce sofistikované urychlovače nabitých částic, jako jsou cyklotrony nebo častěji synchrotrony.

Cyklotron vynalezl roku 1929 Ernest O. Lawrence, o deset let později získal za tento objev Nobelovu cenu. V roce 1946 harvardský profesor fyziky Robert R. Wilson poprvé navrhl možnost léčby nádorů protonovým zářením. Za dva roky tuto hypotézu potvrdila rozsáhlá studie laboratoře v Berkeley. Roku 1954 zde pomocí protonového svazku vyléčili prvního pacienta. O tři roky později byla léčba úspěšně zopakována ve švédské Uppsale a roku 1961 na cyklotronu v Harvardu. V roce 1990 byla na univerzitě Loma Linda otevřena první klinika protonové léčby. (13)

První synchrotron zahájil provoz v roce 1952 v americkém Brookhavenu. (14) Synchrotron se skládá z kruhové vakuové urychlovací trubice obklopené silnými elektromagnety, která může mít průměr až několik desítek metrů. Elektromagnety svým působením protony urychlí a následně vyvedou do transportní trubice směrem k ozařovně. Gantry ozařovacího přístroje je vybavené elektromagnetickými čočkami, které přinášejí možnost velmi úzké fokusace protonového svazku (pencil beam). Pro terapeutické použití jsou protony urychleny zhruba na jednu polovinu rychlosti světla a mají energii 200 MeV a vyšší. (8)



## 5.1 Vlastnosti protonového záření

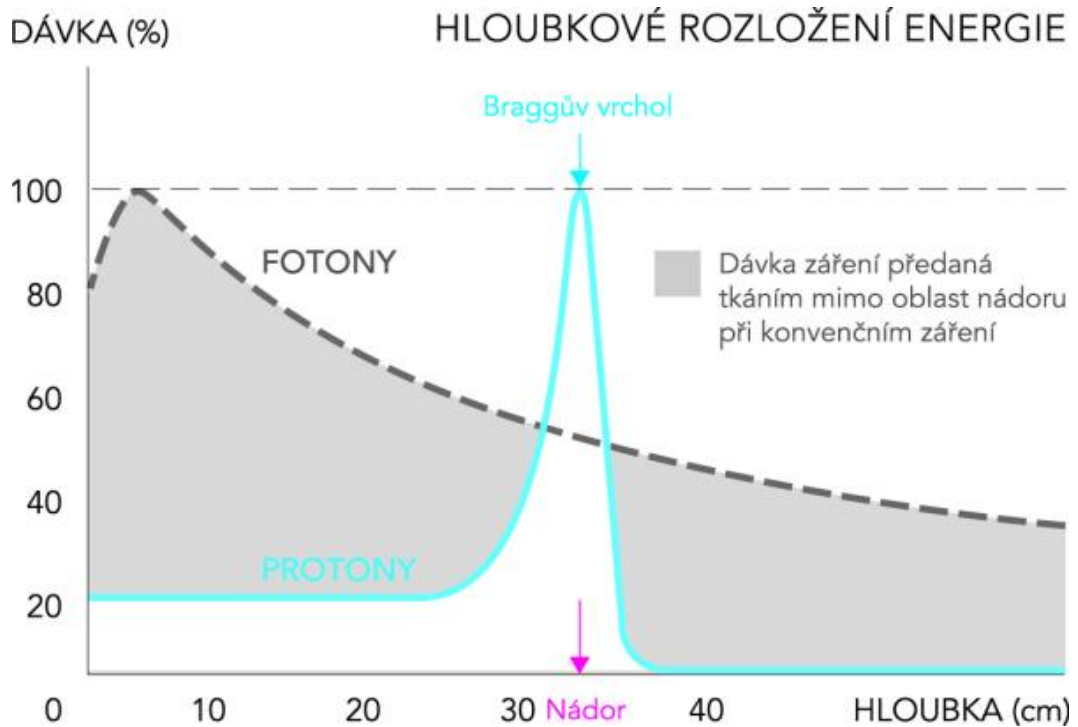
Protony patří mezi těžké nabitě částice (někdy se protonová terapie nazývá též terapií hadronovou – sem pak patří kromě protonového záření ještě ozařování těžšími jádry, mezony a neutrony). Tyto částice ztrácejí svoji kinetickou energii při průchodu hmotou (tkání) tak, že jsou brzděny Coulombovou (elektrickou) interakcí s elektrony v obalech atomů látky. Předáním své hybnosti elektronům mohou způsobit buď excitaci, nebo ionizaci atomu. V případě excitace a následné deexcitace se rozdíl energií vyzáří ve formě jednoho fotonu. Pokud dojde k ionizaci, je současně se záporným elektronem z atomu emitován kladný iont.

Energie předaná elektronu urychlenou částicí je úměrná době jejich vzájemného působení a velikosti Coulombových sil. Lineární přenos energie vyjadřující velikost energie předané ionizující částicí na jednotku délky jejího pohybu v daném prostředí je přímo úměrný elektronové hustotě látky a nepřímo úměrný čtverci rychlosti částice.

Při průchodu protonu urychleného na jednu polovinu rychlosti světla (urychlení běžně používané v terapii se pohybuje kolem 60% světelné rychlosti) tělem pacienta proto z počátku absorbovaná dávka poměrně nízká. Strmě stoupá až ke konci doletu částice, poté následuje prudký pokles k nule. V oblasti nejvyššího předávání kinetické energie, v Braggově maximum (píku) pak protony předají látce až 70% své celkové původní pohybové energie a tkáně uložené za tímto maximem neabsorbují téměř žádnou radiční dávku (0% energie). (Obrázek 1) Braggovo maximum je v látce, jejíž hustota je přibližně rovná hustotě vody, pro protony s energií kolem 200 MeV zhruba ve 25 centimetrech pod povrchem. Dávka v Braggově píku je přibližně čtyřnásobek dávky povrchové (8, 5, 4)

Obdržená dávka se v hadronové terapii většinou uvádí ve speciálních jednotkách takzvané kobalt–gray ekvivalentní dávky, což se značí CGE nebo CGyE. Jedná se o absolutní dávku v grayích vynásobenou radiobiologickou účinností částic. Hodnota RBÚ pro protony se konzervativně uvádí jako 1,1. (14)

Obrázek 1 Braggův vrchol



Zdroj: <http://www.ptc.cz/protonova-lecba>

## 5.2 Ozařovací techniky protonové terapie

Protonová terapie funguje jako IMPT – Intensity Modulated Proton Therapy. Ozařování probíhá podobně jako u konvenční radioterapie frakcionovaně, na rozdíl od ní ale není nutné pro příznivou kumulaci dávky v nádorovém ložisku používat mnoho polí. (15)

Změnou energie protonového svazku se dá snadno změnit hloubka dosahu Braggova maxima v těle pacienta (při energii 230 MeV je dosah až 30 cm), čímž je zajištěna deponace maximální energie přímo do nádorového ložiska. Výhodou je, že všechny protony s danou energií mají ve tkáni stejný dolet a zároveň při průchodu těžkých částic skrz tkáň dochází při interakcích s elektrony, které jsou 1836x lehčí než protony, jen k minimálnímu vychylování z přímého směru letu. To přispívá k šetření okolních zdravých tkání a ke snadnější deponaci maximální dávky do léčeného místa.

Záření je při výstupu z hlavice urychlovače fokusováno do velmi úzkého svazku. Energie protonů je pevně daná a kontinuálně ji již nelze změnit. Braggův pík je pro monoenergetické elektrony široký zhruba dva milime-

try. Tento průměr svazku by většinou nebyl schopný pokrýt celou oblast nádoru, tudíž je nutné protonový svazek vytvarovat a rozšířit, aby obsáhl celý léčený objem.

Jednou z možností, jak dosáhnout takzvaného rozšířeného braggova maxima (spread-out bragg peak – SOBP) je vložení vhodných deceleračních filtrů, buď otočných klínovitých, nebo schodovitých do svazku záření. Tím dojde k rozdílnému brždění jednotlivých úseků svazku a k rozšíření dosahu Braggova píku do požadovaných směrů. K příčnému tvarování svazku záření slouží tvarovací clony a kompenzátory. Mohou být vyrobené individuálně pro každého pacienta pro daný tvar nádoru, nebo jsou fixní. Nevýhodou použití filtrů a clon je tvorba sekundárních neutronů při interakci vysokoenergetických protonů s materiálem filtru. Dochází tak ke kontaminaci protonového svazku. Tato technika se nazývá pasivní modulací. (5, 17)

Výhodnější postup přináší metoda aktivního skenování, kdy je nádorové ložisko meandrovitě prozařováno v několika rovnoběžných rovinách úzkým svazkem částic. Postupuje se od nejbližší roviny od povrchu pacientova těla. Po jejím ozáření se energie svazku částic změní, a ozařuje se další rovina. (17, s. 25)

Novější systémy používají k modulaci svazku záření magnetické vychylování a skenování úzkými tužkovými protonovými svazky. Takové tvarování svazku je flexibilnější, bez nutnosti použití clon a bez vzniku sekundárních neutronů.

Při velkoobjemovém ozařování je možné zkombinovat protonové záření s elektronovým. (5)

## 6. PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE

Plánování procesu léčby zářením je komplexní úkol vyžadující spolupráci mnoha odborníků. Na správném naplánování závisí úspěšnost léčby a vznik případných komplikací. Možnosti plánování ovlivňuje technické zázemí pracoviště, přístrojové a softwarové vybavení.

### 6.1 Definice cílových objemů

Celý plánovací proces se odvíjí od přesné lokalizace nádoru. Je třeba určit cílový objem ve vztahu k anatomickým strukturám (zejména kostěným) a referenčním bodům na kůži. Cílový objem by měl být lokalizován v poloze, ve které bude pacient léčen za použití fixačních pomůcek, které budou používány během vlastního ozařování.

K lokalizaci se používá množství zobrazovacích metod a přístrojů, zejména RTG nebo CT simulátor, možné je ale použít i magnetickou resonanci, sonografické nebo scintigrafické vyšetření. (11) Plánovací CT vyšetření však musí být vždy provedeno, neboť jeho matrice je používána pro výpočet. (7)

Na snímcích z daného vyšetření – v případě CT na jednotlivých řezech, které se pořizují v rozestupech 1 – 10 mm podle lokality – lékař zakreslí kontury cílového objemu a kritických orgánů. Doporučení ICRU číslo 50 z roku 1993 definuje tři základní cílové objemy. (18)

GTV, gross tumor volume, představuje vlastní objem nádoru. Jde o makroskopickou chorobu viditelnou na zobrazovacím vyšetření nebo pouhým okem. GTV může být rozlišen na dva až tři subobjemy: GTV-T, představující vlastní nádorové ložisko, GTV-N určující tumor patrný v lymfatických uzlinách a GTV-M označující další metastázy. Pokud se ozařování plánuje až po totální chirurgické resekci nádoru, GTV není vůbec definován

CTV, clinical target volume, v sobě zahrnuje GTV a okrajovou oblast potenciálního mikroskopického šíření nádoru nezachytitelného na zobrazovacích metodách. CTV může navíc definovat i spádové lymfatické uzliny.

PTV, planing target volume, obkružuje CTV. Zohledňuje kompenzaci změny tvaru nádoru, nepřesnosti polohy pacienta nebo nastavení přístroje. K tomuto účelu se definují dva bezpečnostní lemy.

IM, internal margin (vnitřní lem) vymezuje ITV – internal target volume, čili vnitřní cílový objem. Vnitřní lem kompenzuje změnu polohy vlivem fyziologických aktivit jako je dýchání, peristaltika nebo různá náplň dutých orgánů či změny tvaru v čase.

SM, set – up margin (lem pro nastavení), zohledňuje nepřesnosti v nastavení pacienta nebo ve vymezení ozařovacího svazku. Oba tyto lemy jsou definovány v doporučení ICRU číslo 62, což je doplněk předchozího doporučení číslo 50. (10)

Ozařovaný objem, IV (irritated volume), je takový objem, který je ozařován významnou dávkou vzhledem k toleranci zdravé tkáně. Většinou je v oblasti 50% isodózy. (19)

Lékař na počátku plánování obvykle do plánovacích snímků zakreslí CTV, GTV, PTV a OAR – rizikové orgány v blízkosti cílových objemů. Proto byl zaveden plánovací objem rizikových orgánů PRV – planing organ at risk volume. Zohledňuje pohyby a změny tvaru rizikových orgánů v průběhu ozaření stejně jako nepřesnosti nastavení pacienta a svazku. (10)

Posledním cílovým objemem je BTV – biological target volume. Nejedná se o cílový objem definovaný doporučením ICRU a jeho používání ještě není zavedeno. Biologický cílový objem definuje biologicky nejvíce aktivní oblast uvnitř nádorového ložiska. Díky moderním zobrazovacím metodám (PET-CT, protonová MRI spektroskopie) je možné takovou oblast zobrazit a nové ozařovací techniky (IMRT) umožňují deponovat vyšší dávku cíleně do této oblasti. (5, 18)

### **6.1.2 Index konformity**

Doporučení ICRU číslo 50 dále definuje takzvaný index konformity (IC). Jde o poměr mezi PTV a skutečně léčeným objemem – TV (treated volume). „Léčený objem je objem, který je obklopen optimální izodózou k dosažení léčebného záměru (většinou 95%). Jestliže se ukáže, že léčený objem je menší, nebo ne zcela obklopuje plánovací cílový objem, je prav-

děpodobnost kontroly tumoru snížena a ozařovací plán musí být přehodnocen.“ (19) V ideálním případě je  $IC = 1$ , což znamená, že  $TV = PTV$  ( $IC = PTV/TV = 1$ ).

Dobře definovaný cílový objem je základním předpokladem pro doručení předepsané dávky do tohoto objemu. Co největší šetření zdravé tkáně je zároveň jedním z prvních požadavků pro konformitu ozařovacího plánu. Tyto podmínky společně zaručují zlepšení lokální kontroly nádoru.

Pro zhodnocení kvality ozařovacího plánu slouží následující parametry:

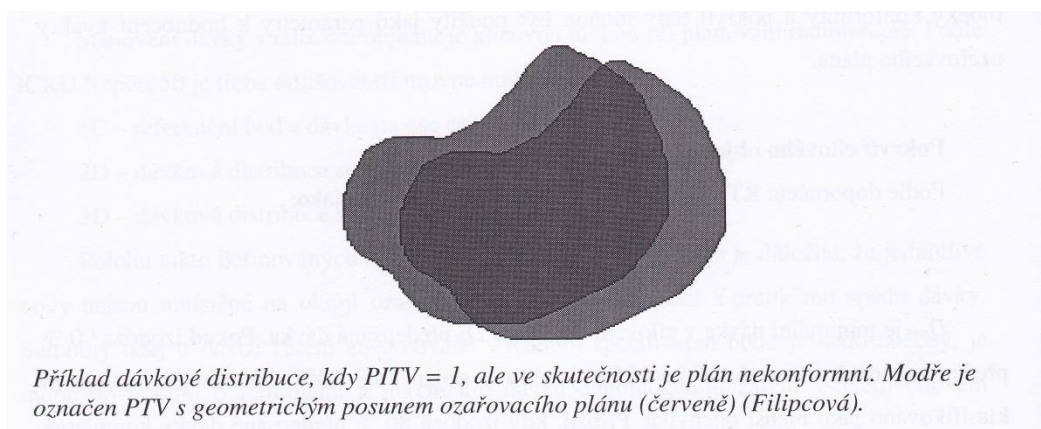
Pokrytí cílového objemu (Cov) podle RTOG (Radiation Therapy Oncology Group) je poměr minimální dávky v cílovém objemu ( $D_{min}$ ) k předepsané dávce ( $D_{pi}$ ). Tedy  $Cov = D_{min}/D_{pi}$ .

Objemová definice pokrytí cílového objemu pracuje s 95% isodózou jakožto s minimální možnou dávkou pro cílový objem ( $V_{Tpi}$ ) a jejím poměrem k léčenému objemu (TV).  $TC = (V_{Tpi}/TV) 100\%$ .

Stejným principem určuje RTOG i index konformity.  $PITV = PI/TV$ . Jde tudíž též o poměr mezi objemem pokrytým 95% isodózou (PI) a TV. Ideálně by se měl vejít do hodnot mezi 1,0 a 2,0.

PITV ovšem nebere v úvahu tvar a umístění isodózy předepsané dávky ve vztahu k cílovému objemu. To může vést ke zdánlivě konformnímu plánu, který však cílový objem neobklopuje vůbec nebo jen částečně. (Obrázek 2)

**Obrázek 2** Zdánlivě konformní ozařovací plán



Zdroj: 10, s. 30

V alternativním případě se index konformity určuje podle poměru části cílového objemu, která bude zasažena minimálně 95% isodózou ( $V_{T,pi}$ ) a celkového objemu pod 95% isodózou (PI).  $CI = V_{T,pi}/PI$ . Hodnoty mají rozmezí 0 – 1. Pokud  $CI = 1$ , jde o perfektně konformní plán. Hodnoty 1 lze ale dosáhnout, i pokud by celá isodóza předepsané dávky ležela v cílovém objemu a přitom ho nepokrývala celý. „Tento index tedy popisuje korektně jen to, jak dobře je zabráněno tomu, aby zdravá tkáň obdržela předepsanou dávku nebo dávku vyšší.“ (10)

## 6.2 Ozařovací podmínky

Mezi ozařovací podmínky se běžně řadí kvalita záření a jeho filtrace, ozařovací vzdálenost, ozařované pole a ozařovaný objem. Možnost nastavení podmínek ovlivňuje plánování léčby a zvolené podmínky mohou velmi ovlivnit její výsledek.

### 6.2.1 Kvalita záření

Kvalita záření zahrnuje jeho druh, energii a homogenitu. Použitý druh záření – elektromagnetické (fotonové, gama) či korpuskulární (například protonové) má značný vliv na efekt, který záření v těle pacienta způsobí. Rozdílné radiobiologické účinky i fyzikální vlastnosti mají na svědomí rozdílné hloubkové rozložení dávky záření a odlišný biologický účinek (RBÚ) záření na nádor. Díky závislosti účinků na hustotě ionizace má záření s vyšším lineárním přenosem energie má zároveň vyšší biologickou účinnost.

Hloubkový průběh dávky ovlivňuje především energie daného záření. Ta je dána buď napětím na katodě rentgenky, napětím katodového děla v případě lineárních urychlovačů, druhem radioizotopu nebo společným nárůstem magnetické indukce a frekvence urychlovacího napětí pokud jde o synchrotron.

Absorpce v tkáních klesá s rostoucí energií záření, stejně, jako mizí rozdíl v hodnotě absorpce v různých tkáních. Význam rozptylu a podílu sekundárního záření s rostoucí energií rovněž klesá.

Podle homogenity záření hovoříme o svazku monochromatickém nebo heterochromatickém. Heterochromatické záření je tvořeno spektrem

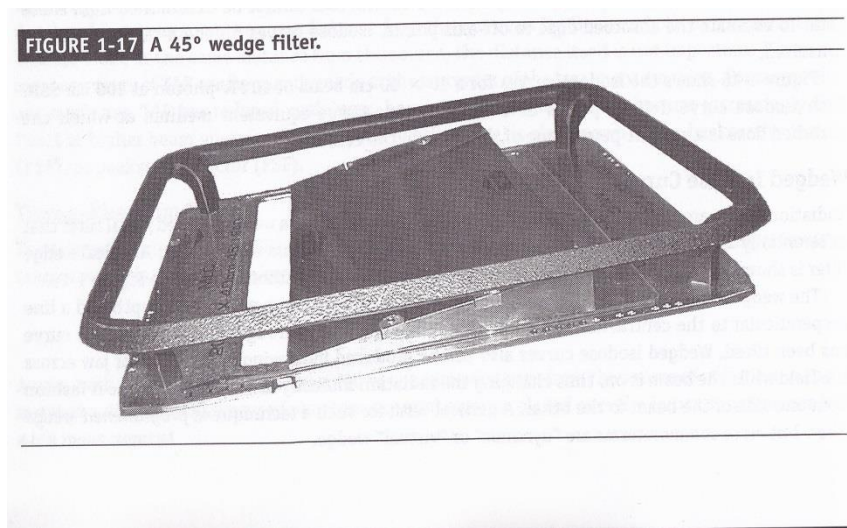
různých vlnových délek, monochromatické záření v sobě obsahuje pouze jednu danou vlnovou délku. Homogenitou záření je dán nárůst tloušťky polovrstvy. Jde o takovou vrstvu materiálu, která zeslabí fluenci částic záření na jednu polovinu. U monochromatického záření je každá další polovrstva stejně silná, u polychromatického záření její tloušťka postupně roste. To je dáno takzvaným „tvrdnutím spektra“, kdy první polotloušťka pohltí především nízké energie, což vede ke zvyšující se pronikavosti svazku. (10, 20, 8, 9)

### 6.2.2 Filtrace záření

K odstranění složky záření s jinou než požadovanou vlnovou délkou a k odstranění korpuskulární složky fotonového záření se používají různé filtry. Primární filtry slouží k vymezení spektra záření na určité vlnové délky. Jejich použití však kontaminuje svazek sekundárním zářením, k jehož odstranění je pak nutné použití sekundárních filtrů.

Klínové filtry mění průběh isodózních křivek v požadovaném úhlu. (Obrázek 3, Obrázek 4). V případě potřeby korekce isodóz u zakřiveného povrchu je možné pro dosažení lepší homogenity ozáření použít takzvaný kompenzační klín.

Obrázek 3 Klínový filtr 45°

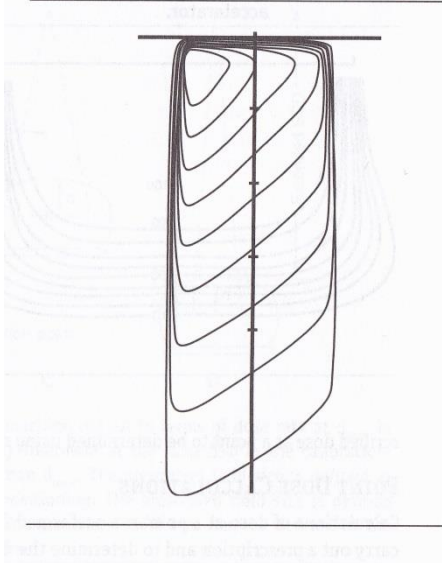


Zdroj: 21, s. 20



#### Obrázek 4 Isodózní křivka vytvořená 45° klínem

FIGURE 1-18 Isodose curves for a 6 MV X-ray beam with a 45° wedge filter.



Zdroj: 21, s. 20

V oblasti silnějšího konce klínového filtru dochází k vyšší absorpci záření, což způsobuje sklon isodózních křivek. U nádorů uložených hlouběji než deset centimetrů pod povrchem se však klínové filtry nepoužívají z toho důvodu, že jejich vliv se s narůstající hloubkou zmenšuje.

První klínové filtry byly použity v roce 1944. Eliss a Miler vložili do svazku záření za účelem modulace průběhu hloubkových dávek dřevěné klíny a mosazné lístky. Z počátku se sklon klínu dal volit pouze mezi čtyřmi polohami (15°, 30°, 45° nebo 60°), dnes už je nastavení libovolné. Podle typu klínu mluvíme o statickém, dynamickém či motorickém. Statický klín je tvořen nástavcem, který je třeba ručně vsunout do gantry ozařovače.

Funkci dynamického klínu zastává jedna z laterálních clon kolimačního systému („back – up clona“). Nejprve je po určitou dobu ozářena celá část pole, poté se clona postupně uzavírá, čímž v poli vytvoří efekt klínu.

Motorický klín je klín s konstantním 60° sklonem. Do svazku se zavede celý a ozařování skrze něj probíhá po takovou dobu, která je dostatečná k simulaci potřebného sklonu. (18, 22, 9)

### 6.2.3 Ozařovací vzdálenost

Množství záření klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje, ale procentuální hloubková dávka se zvětšující se ohniskovou vzdáleností naopak roste. To zapříčiňuje snižování dávkového příkonu a prodlužování ozařovacího času.

Vzdálenost mezi zdrojem záření a pacientem lze přitom definovat dvěma způsoby. V prvním případě uvažujeme vzdálenost mezi zdrojem záření a pacientem, pak mluvíme o takzvané SSD (source-skin distance) nebo také o OK (ohnisko – kůže) vzdálenosti. Tato vzdálenost bývá v případě kobaltových ozařovačů osmdesát a u lineárních urychlovačů sto centimetrů.

Tímto způsobem se většinou dnes ozařují paliativní či nenádorové indikace na terapeutickém rentgenu či kobaltovém ozařovači.

Druhou možností určení vzdálenosti je SAD (source – axis distance) či takzvané nastavování na ISO (isocentrum). U lineárního urychlovače činí rovněž jeden metr, u kobaltového ozařovače o dvacet centimetrů méně. Vzdálenost kůže od zdroje může být různá pro každé ozařovací pole vzhledem k tvaru cílového objemu. (11, 10)

### 6.2.4 Ozařované pole

Ozařované pole je popsáno jako ta část pacientovy kůže, skrze kterou prochází svazek záření k cílovému objemu. Nachází se v ozařovací vzdálenosti (SSD nebo SAD), je kolmé na centrální paprsek a vymezuje její geometrie svazku záření. V případě tangenciálních či šikmých povrchů se pojem pole nekryje s pojmem ozařovaného pole.

Geometrii svazku záření vymezují clony umístěné na nejbližším místě od zdroje. Její charakter se liší podle použitého ozařovače. U radioizotopových zdrojů (kobaltu) dochází kvůli jeho velikosti ke vzniku polostínu na okraji svazku. U vysokoenergetického záření vzniká polostín jen minimálně.

Geometrie určuje velikost ozařovacího pole. Svazek záření je divergentní, tudíž s rostoucí vzdáleností od zdroje se pole zvětšuje, vymezení svazku však zůstává zachováno.

Velikost pole je též možné vymezit dozimetricky, a to osmdesáti či padesátiprocentní isodózní křivkou buď v hloubce maximální dávky, nebo v nominální vzdálenosti, která v případě lineárních urychlovačů činí jeden metr.

Na relativní hloubkovou dávku má vliv také tvar pole. Modulace tvaru je možná pomocí multi – leaf kolimátorů nebo vykřivacích bloků. U techniky IMRT se navíc může tvar jednoho pole měnit podle uložení cílového objemu a naplánované dávkové distribuce. (11, 10, 5)

### **6.2.5 Ozařovaný objem**

Velikost ozařovaného objemu limituje výši dávky dodané do léčeného objemu. Nevhodně zvolená velikost pole a energie záření může mít značný podíl na nedostatečném ozáření ložiska nebo naopak přílišném ozáření zdravých tkání. Velikost ozařovaného objemu určuje maximální denní i celkovou dávku.

U malých objemů můžeme dodat dávku řádově vyšší než u plošného ozařování při minimálním vzniku nežádoucích účinků. S rostoucím ozařovaným objemem se riziko nežádoucích účinků zvyšuje. (11, 10, 5)

## **6.2 Ozařování podle počtu polí**

Jedno z možných rozdělení ozařovacích technik je podle počtu (a rozmístění ozařovacích polí). Jejich výběr závisí především na zkušenostech a znalostech plánovacího technika a lékaře a ovlivňuje volbu polohy pacienta a použitých fixačních pomůcek. Počet a rozložení polí však ovlivňuje i celkový stav pacienta a indikace léčby.

Cílem při volbě počtu polí je homogenita dávky, která by v cílovém objemu neměla kolísat o více než 5% (v závislosti na situaci se připouští odchylka do 7%), a maximální šetření okolních zdravých tkání.

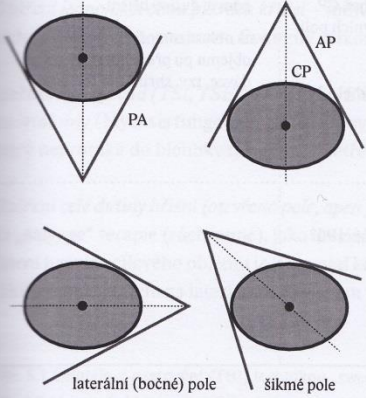
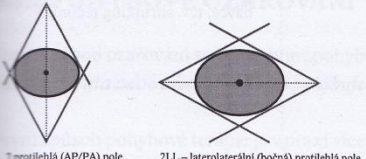
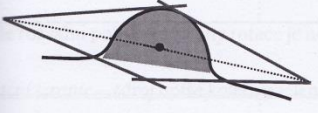
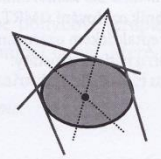
Obecně hovoříme o ozařování z jednoho až pěti a více polí. Dále můžeme rozlišit jednotlivé techniky podle vzájemného geometrického postavení polí. Techniky více než pěti polí jsou běžně používány zejména pro 3D plánování a techniku IMRT

Jednotlivá pole navíc mohou být zvolena buď v jedné rovině, a pak je jejich rozložení takzvaně koplanární, nebo non-koplanárně ve více rovinách, k čemuž je většinou nutný posun ozařovacího stolu.

Schematické znázornění a přehled jednotlivých rozložení polí jsou zobrazeny v tabulce. (Tabulka 1, Tabulka 2), (23, 5)

## Tabulka 1 Ozařování podle počtu polí 1

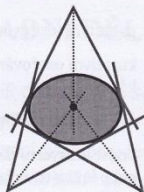
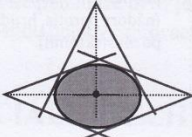
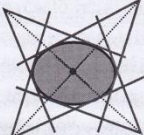
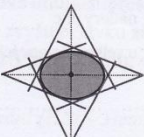
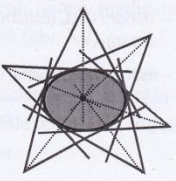
Tab. 5.1 Tabulky základních technik radioterapie

1 pole	Obecná charakteristika	Příklady užití
 <p>PA</p> <p>AP</p> <p>CP</p> <p>laterální (bočné) pole</p> <p>šikmé pole</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- centrální paprsek (osa svazku, CP) je umístěn kolmo nebo v určitém úhlem</li> <li>- terminologické zkratky podle vstupu svazku do cílového objemu: AP pole – předozadní pole PA pole – zadopřední pole LL pole – laterální (bočné) pole</li> <li>- nejjednodušší technika</li> <li>- rozložení dávky je dáno energií svazku a druhem záření</li> <li>- u povrchově uložených nádorových ložisek</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- paliativní ozařování</li> <li>- kurativní ozařování (nádory kůže)</li> <li>- nenádorová radioterapie</li> <li>- boost (dosycení dávky v tumoru nebo lůžku tumoru, např. nádory prsu)</li> <li>- pooperační ozařování (nádory parotis, hrudní stěny po mastektomii)</li> </ul>
<p>2 pole</p>  <p>2 protilehlá (AP/PA) pole</p> <p>2LL – laterolaterální (bočná) protilehlá pole</p>	<p><i>a) centrální paprsky leží na jedné ose protilehlá, kontralaterální pole</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- častá, jednoduchá technika</li> <li>- paliativní ozáření</li> <li>- nádory ORL oblasti (tu hlasivky),</li> <li>- nádory mozku</li> <li>- nádory plic</li> <li>- u velkoobjemových technik</li> </ul>
	<p><b>tangenciální (tečná) pole</b> při ozáření tvaru části válce nebo koule</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- centrální paprsek vstupuje šikmo do cílového objemu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nádory prsu nebo ozáření hrudní stěny po mastektomii</li> </ul>
	<p><i>b) centrální paprsky svírají úhel konvergentní pole</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nádory ORL (čelistní dutina, hrtan)</li> <li>- ozáření obratlového těla</li> </ul>

## Tabulka 2 Ozařování podle počtu polí 2

### ZÁKLADY RADIČNÍ ONKOLOGIE

Tab. 5.1 Tabulky základních technik radioterapie (pokračování)

3 pole	Obecná charakteristika	Příklady užití
	<ul style="list-style-type: none"> <li>– ke dvěma konvergentním polím je přidáno třetí pole, jehož CP leží v ose úhlu dvou prvních polí</li> </ul> <p><b>Y- technika</b> centrální paprsky svírají úhel 120°</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– zejména u nádorů v oblasti pánve, dutiny břišní</li> <li>– na oblast zmenšeného cílového objemu po předchozí aplikované dávce, tzv. shrinking technika</li> </ul>
	<p><b>T- technika</b> centrální paprsky svírají úhel 90°</p>	
4 pole	Obecná charakteristika	Příklady užití
	<ul style="list-style-type: none"> <li>– dělí se podle úhlu, který svírají CP polí s frontální a sagitální rovinou</li> </ul> <p><b>Křížový oheň</b></p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– zejména u nádorů v oblasti pánve, dutiny břišní</li> <li>– na oblast zmenšeného cílového objemu po předchozí aplikované dávce, tzv. shrinking technika</li> </ul>
	<p><b>BOX technika</b></p>	
5 a více polí	Obecná charakteristika	Příklady užití
		<ul style="list-style-type: none"> <li>– zejména u 3D konformních technik ozařování (IMRT, stereotaktickém ozařování), např. u nádorů prostaty</li> </ul>

### 6.3 2D plánování

Jako 2D plánování se označuje základní způsob léčby zářením, který vyžaduje pouze minimální podporu zobrazovacích metod. Před vynálezem CT přístroje v roce 1973 představovalo jedinou možnost, jak vytvořit ozařovací plán.

Jedná se o zhotovování isodózního plánu ve dvou rovinách. Dříve se postupovalo tak, že nádor by lokalizován buď aspekci, palpací, nebo v případě jeho nedostupnosti těchto metod rentgenovým snímkem.

Na snímku muselo být viditelné měřítko pro stanovení skutečných rozměrů vyšetřované části těla. Tvar těla se určoval pomocí olověného drátu přiloženého na povrch pacienta během snímkování. Následně se vše překreslilo na milimetrový papír, přičemž v případě lokalizace nádoru palpací či aspekci se orgány obkreslovaly pouze z anatomického atlasu. Po vyznačení nádorového ložiska bylo nutno přistoupit k samotnému „skládání isodóz“, díky vývoji technického vybavení postupně za použití logaritmického pravítka a později kalkulačky.

Dnes existují na 2D plánování speciální počítačové programy, které dokonce dokáží rozložit isodózní křivky v souběžných rovinách i ve třetí ose, což se někdy může považovat za „pseudo 3D plánování“. (9, 11)

### 6.4 Konformní radioterapie

Konformní radioterapie neboli 3D – CRT je ozařovací technikou, při které jsou hranice tumoru v trojrozměrném zobrazení zároveň hranicemi cílového objemu. Velikost a tvar ozařované oblasti je tedy přizpůsobena nepravidelnému tvaru nádorového ložiska.

Pokusy o konformní radioterapii byly prováděny již v šedesátých letech. Vznik techniky 3D – CRT však umožnilo až zavedení CT přístrojů do klinické praxe o dekádu později. Roku 1979 bylo referováno o nové možnosti zobrazení umožňující pohled z perspektivy svazku záření (BEV). Novější systémy plánování pak umožnily i možnost digitální rekonstrukce CT obrazu (DDR). Širšího uplatnění v praxi doznala konformní radioterapie v osmdesátých a zejména devadesátých letech (18, 5).

Plánovací systém pracuje s CT skeny, které jsou pro tento účel pořízeny maximálně v osmimilimetrových rozestupech. Počítač snímky převede do trojrozměrného zobrazení, čímž umožní vytvořit ozařovací plán v prostoru.

Pro samotné plánování se používá modul Beam's Eye View (BEV), který zobrazuje tělo pacienta z pohledu na něj dopadajícího svazku záření. Svazek je dále tvarován pomocí různých bloků, klínů a především vícelamelových kolimátorů (MLC). DRR (Digitally Reconstructed Radiography) pak slouží pro kontrolu vymezení pole během plánování a pro pozdější verifikaci léčby.

Trojrozměrné plánování přináší oproti plánování ve dvou rovinách řadu výhod. Umožňuje zmenšit ochranné lemy cílového objemu, čímž klade vyšší požadavky na fixaci a znehybnění pacienta během terapie, na druhou stranu ale přináší možnost doručení vyšší dávky do nádorového ložiska a tím zlepšení lokální kontroly nádoru až o 20%.

Doručení dostatečné dávky do objemů těsně obklopaných kritickými orgány bylo před zavedením 3D plánování do klinické praxe téměř nemožné. Typické indikace pro 3D – CRT jsou malé objemy typu prostaty, mozkových nádorů, tumorů hlavy a krku, nebo hrudníku. (18, 11, 10)

## **6.5 IMRT**

Metoda radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT, intensity modulated radiotherapy) je vyspělejší sestrou techniky 3D – CRT. Oproti 3D konformní radioterapii zde dochází navíc k modulaci fluence (intenzity) záření v rámci jednoho ozařovacího svazku. Svazek se pomocí vícelamelového kolimátoru rozdělí na několik subsegmentů („pixelů“), z nichž každý následně dodává do cílového objemu záření o jiné intenzitě. (10, 18)

Možnost přizpůsobení intenzity záření v každém jednotlivém segmentu paprsku individuální potřebě daného cílového objemu dovoluje docílit vysoké shody ozařovaného objemu s PTV a to i u jinak velmi složitých tvarů cílových objemů – konkavit, či při těsné blízkosti kritických struktur. Mimo PTV dochází velmi prudkému spádu dávky. (10, 4, 24)



### 6.5.1 Modulace intenzity svazku

Kovové modifikátory paprsků záření byly poprvé použity v šedesátých letech minulého století. Ukázalo se, že velmi efektivně pomáhají zlepšit dávkové pokrytí v nádoru. Lité bloky a klínové filtry byly běžně využívány pro 2D terapii. Jejich význam pro modulaci intenzity svazku však nebyl znám až do vývoje lineárních urychlovačů se zabudovanými plně motorickými vícelamelovými kolimátory v devadesátých letech. (25)

Za nejstarší metodu IMRT může být považováno použití jednoduchých kompenzačních filtrů. Dnes se používají zejména dva druhy multileaf (vícelamelových) kolimátorů (MLC) s odlišným časovým řízením posunu. Multileaf kolimátor je tvořen řadou úzkých listů, které umožňují nastavit nepravidelný tvar ozařovacího pole.

Při přerušovaném režimu neboli multiple – static – field (MSF) technice se lamely MLC pohybují jen v přestávkách mezi jednotlivými segmenty ozáření, takže v rámci jednoho segmentu je intenzita záření konstantní. Kolimátor vytvaruje nové pole až po přerušení záření. Teprve po vyzáření posledního segmentu jednoho pole se gantry ozařovače posune na pozici pole dalšího. Tato technika je také nazývána step and shoot.

Kontinuální režim závisí na použití dynamického multileaf kolimátoru (DMLC). Lamely se přemísťují bez přerušování záření, takže tvar pole se neustále mění. Sekvenci a rychlost pohybu lamel určuje počítačový software. Této technice se také říká sliding windows. (10, 18)

### 6.5.2 Inverzní plánování

Inverzní plánování je metoda, která byla vyvinuta Brahmem ve Švédsku v roce 1988 pro plánování prostorového rozložení dávky.

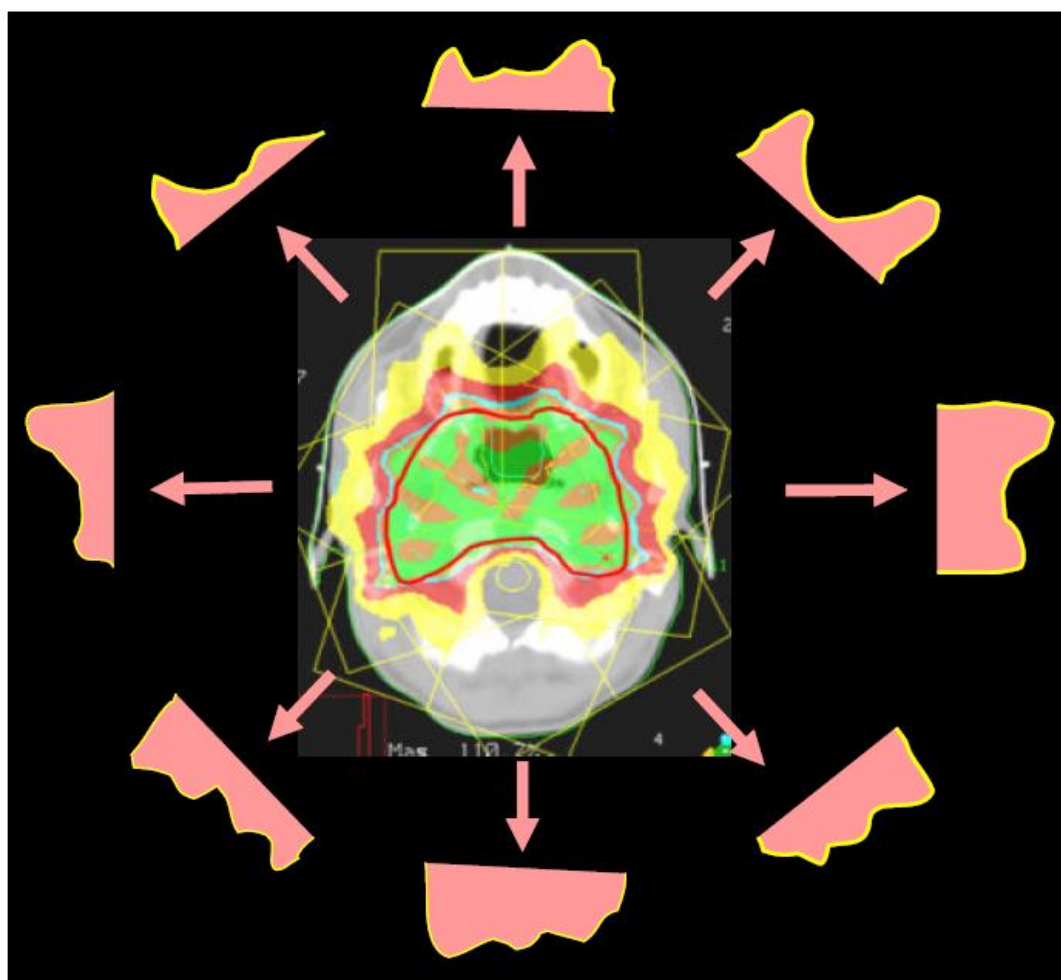
V konvenčním plánování se po definici cílových objemů a kritických struktur zkouší najít takové vzájemné kombinace a postavení polí, při kterých by výsledné rozložení dávky odpovídalo stanovenému léčebnému záměru. Pokud hotový plán lékař vyhodnotí jako nevyhovující, je nutné zvolenou metodu změnit.

U inverzního plánování je prvním krokem definice požadovaného dávkového pokrytí v cílovém objemu, maximální možné dávky v okolních strukturách (tzv. constraints limit) a stanovení priority kritických orgánů. Prio-

rita stanovuje závažnost dodržení požadované dávky. Nejvyšší stupeň bývá obvykle přiřazen nádoru, ale mohou jím být klasifikovány i rizikové orgány, pokud by překročení limitu vedlo k závažným následkům, jako je slepota či transverzální myelopatie.

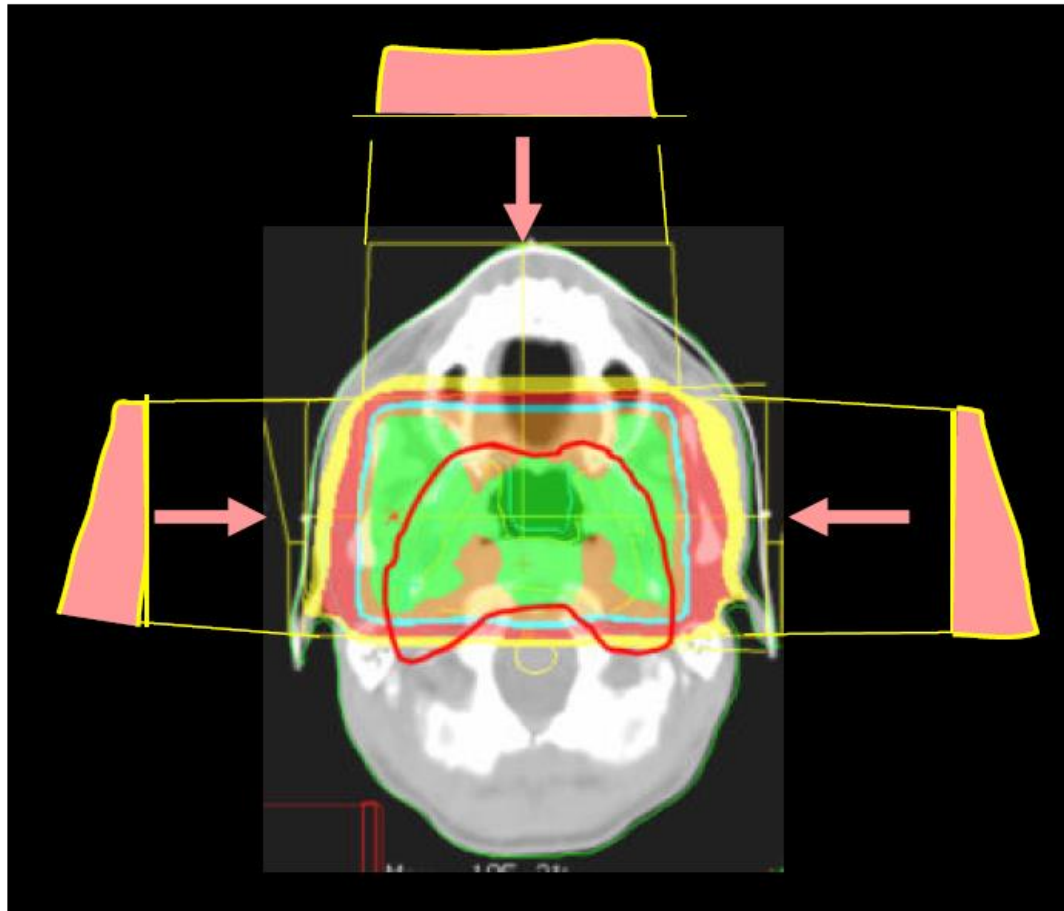
Na základě takto vzniklého 3D modelu požadovaného dávkového rozložení automatický plánovací systém navrhne optimální pozice, tvar i zatížení jednotlivých polí. Schematický rozdíl mezi konvenčním a inverzním plánováním ukazují obrázky. (Obrázek 5, Obrázek 6), (5, 10, 24)

**Obrázek 5 Inverzní plánování**



Zdroj: 25, s. 6

Obrázek 6 Konvenční plánování



Zdroj: 25, s. 6

### 6.5.3 Pohybová IMRT terapie

Pohybová terapie je ozařování z mnoha malých polí, která se plynule střídají. V jejích začátcích se pohyboval pacient kolem zdroje, dnes pacient zůstává ležet na místě a gantry ozařovače se otáčí kolem něj buď o celý kruh – rotační terapie, nebo pouze o část výseče – kyvadlová terapie. Hlubková dávka je symetricky rozložena kolem osy rotace.

Rotační terapie s modulovanou intenzitou – IMAT (intensity modulated arc therapy) byla vynalezena Cedricem Yu v roce 1995. Využívá kombinace DMLC a pohybové terapie, což umožňuje změnu tvaru pole daného multileaf kolimátorem zároveň s rotací gantry. (4) Dnes je možné kromě tvaru pole a energie svazku volit též i rychlost rotace gantry a orientaci kolimátoru.

Výhodou je zde rychlost ozáření, kdy se celá frakce odehraje pouze během jednoho kyvu urychlovače, tím pádem je nižší zátěž a menší opotřebování přístroje. (26)

Obchodní názvy pro techniku IMAT jsou též VMAT – volumetric modulated arc therapy (Elekta), RapidArc (Varian) a CBT – cone beam therapy (Siemens). (27)

## 6.6 IGRT

Radioterapie řízená obrazem – image guided radiation therapy (IGRT) kombinuje metodu IMRT a zobrazovací techniky. Pojem „řízení obrazem“ je zde však relativně obtížněji uchopitelný, vždyť radioterapie byla nějak obrazem řízena vždy. Pro samotný IGRT pak není zavedena žádná standardní definice, což nabízí značný prostor pro různé odlišné interpretace. Komplexně může IGRT zahrnovat jakoukoliv radioterapii využívající zobrazovacích metod. Plánovací vyšetření, RTG simulátor nebo týdenní verifikační snímky pak též spadají pod tuto techniku. (4)

Technika IGRT kromě tří rovin v těle pacienta zahrnuje i čas, respektive pohyb cílového objemu (tumoru) v čase a synchronizuje svazek záření s tímto pohybem, proto se někdy používá termín 4D radioterapie. (10, 5)

V průběhu ozařovací série i během jednotlivých frakcí dochází k pohybu cílového objemu v těle pacienta. Odchylna v nastavení ozařovací polohy, váhový úbytek či otok ozařované oblasti způsobují posun mezi frakcemi. Během samotné léčby dochází k fyziologickým pohybům, dýchání, srdeční a střevní činnosti, roli hraje také odlišná náplň vnitřních orgánů. Tyto změny běžně pokrývají ochranné lemy cílového objemu. Přístroje IGRT poskytují anatomické informace v reálném čase, což přináší možnost zmenšení bezpečnostních lemů cílových objemů, které pak nemusí pokrývat celý rozsah možného pohybu tumoru. Díky bezprostředním informacím o anatomických poměrech nádoru vzhledem k ozařovací poloze lze okamžitě upravit ozařovací parametry, změnit polohu pacienta nebo i ozařovací plán. (10, 5)

### 6.6.1 Metody IGRT

EPID (electronic portal imaging device) znamená pořízení snímku léčeného pole v okamžiku, kdy je pacient na stole nastaven do ozařovací polohy. Ozařovací přístroj musí být pro tuto možnost vybaven detektorem z amorfního křemíku (nejčastěji), silikonu, selenu či jiného materiálu, který se vysune proti hlavici přístroje a následně se pořídí dvojrozměrný portálový snímek, kvůli prostorové přesnosti ze dvou kolmých projekcí. Tyto snímky se následně pomocí kostěných struktur srovnají s DRR – digitálně rekonstruovaným rentgenogramem z CT plánovacích řezů a v případě odchylky se provede korekce polohy pacienta. Z důvodu použití terapeutického megavoltážního záření je EPID snímek méně kontrastní než DRR.

Pro lepší zobrazení je možné umístit proti detektoru rentgenku v úhlu 90° (resp. 270°) stupňů vůči ozařovací hlavici. Tento systém přinášející snímek kilovoltážním zářením se nazývá podle výrobce buď XVI (X – ray volume imaging, Elekta), nebo OBI (on – board imaging, Varian). Postup verifikace je v tomto případě shodný jako EPID, výhodou je, že snímky jsou více kontrastní. (4, 5)

Další možností je pořízení CT snímku kilovoltážním kuželovitým svazkem neboli cone-beam CT (CBCT). Trojrozměrný CT obraz se rekonstruuje z několika stovek snímků, které kónický svazek pořídí během jednoho otočení gantry. Oproti OBI či XVI jsou zde zobrazeny i měkké tkáně a snímky ze zvolené oblasti zájmu (FOV – field of view) jsou porovnávány (manuálně nebo automaticky) přímo s řezy z plánovacího CT. (5)

### 6.6.2 Vývoj IGRT

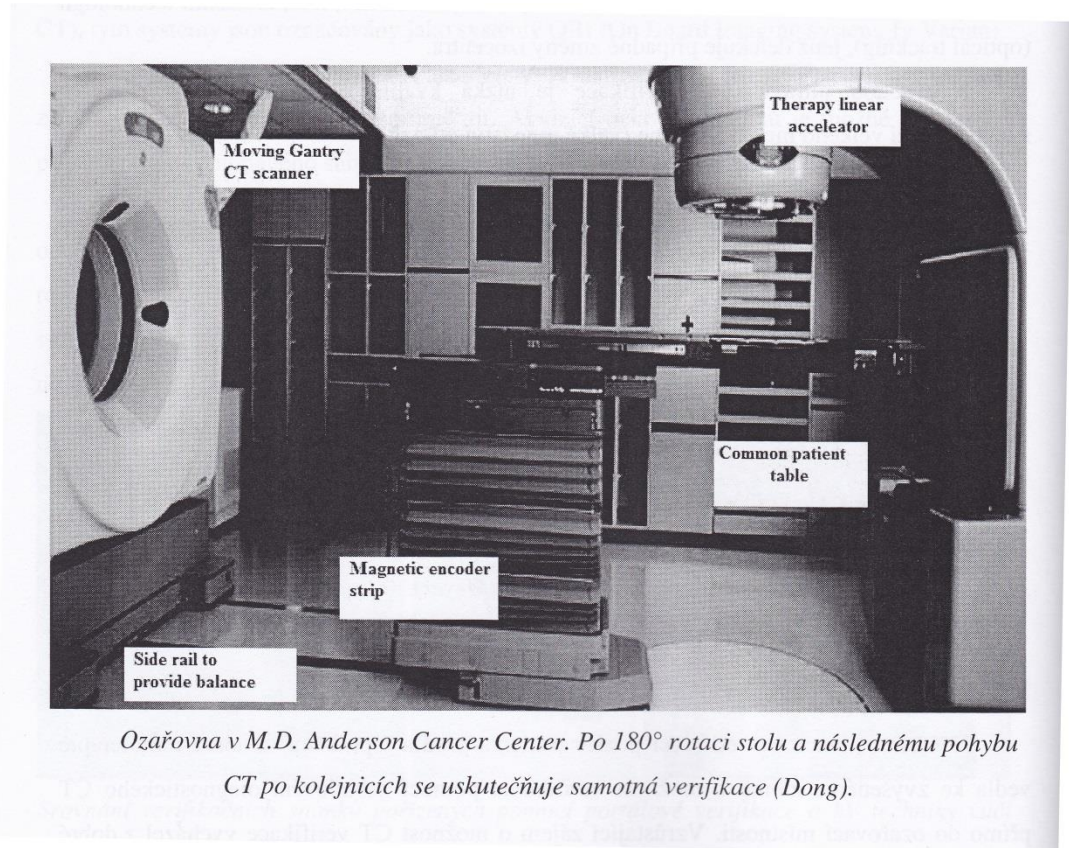
Zobrazení tumoru a kritických struktur je velmi žádoucí a velkou měrou přispívá ke zvýšení přesnosti lokalizace cílového objemu. V případě offline zobrazení ale vysokou přesnost znemožňuje variabilita polohy pacienta. Proto byly vyvinuty hybridní integrační systémy zobrazovacích a ozařovacích technologií.

Za předchůdce dnes používané tomoterapie lze považovat systém „CT-on-rails“ (Obrázek 7), pocházející z Japonska. Šlo o kombinaci lineárního urychlovače a CT přístroje, z nichž každý byl umístěn na odlišném konci pacientova stolu. Takové uspořádání minimalizovalo pohyb pacienta

při přemístění mezi CT a urychlovačem. (4) Systém spočíval v otočení stolu s pacientem nastaveným do ozařovací polohy o 180° k CT gantry a následném pohybu gantry pro skenování pacienta. (10)

Dnešní tomoterapie již integruje CT a lineární urychlovač do jednoho přístroje. Velmi žádoucí by byla též kombinace MRI a LU. Slibuje lepší zobrazení léčené oblasti, zejména měkkých tkání a tím dokonalejší přizpůsobení radiční dávky. Z důvodu vzájemného negativního ovlivňování obou systémů však konstrukce takového přístroje představuje problém. Vyzkoušena již byla kombinace MRI a kobaltových ozařovačů vybavených MLC. Stejně tak je možná kombinace LU a PET. Zkoumá se možnost kombinace PET a hadronového ozařovače využívajícího urychlených uhlíkových jader ( $^{12}\text{C}$ ). (8)

**Obrázek 7 CT On Rails**



Zdroj: 10, s. 106

### 6.6.3 Tomoterapie

Tomoterapie je „radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (IMRT) kontrolovaná CT“. (10) V gantry CT přístroje je místo rentgenky umístěný lineární urychlovač produkující záření o maximální energii 6 MV. Naproti němu je 738 xenonových detektorů, které po dopadu vějířovitého svazku (fan – beam) produkovaného v low – dose módu lineárního urychlovače poskytují verifikační CT snímky. Navzdory režimu low – dose je zdrojem záření pro verifikace stále lineární urychlovač, což přináší nízkou zobrazovací schopnost obrazu, horší kontrast a vysoké množství šumu. Výhodou je redukce artefaktů v případě přítomnosti kovových částic (TEP).

Samotné ozařování je následně provedeno po přepnutí urychlovače do high dose módu. Urychlovač rotuje kolem pacienta stejně jako rentgenka CT. Vzdálenost SAD je 85 cm. K modulaci svazku je využíván MLC. Lze nastavit různou intenzitu záření pro odlišné úhly nebo v určitých úsecích může být záření zcela vypnuto. Stůl s pacientem se posouvá zároveň s rotací ozařovače. (10, 5)

### 6.6.4 On – line tracking tumoru

Dýchací pohyby představují jeden z předních problémů plánování radioterapie především v oblasti hrudníku a horní části břicha. Tumory v těchto oblastech se mohou pohybovat i o více než dva a půl centimetru, což vede ke vzniku artefaktů při zobrazování a při plánování léčby je nutné počítat s jejich nejistou pozicí.

Ochranné lemy běžně zahrnují oblast pěti až patnácti milimetrů kolem nádoru, což v těchto případech často vede k velké dávce záření ve zdravé tkáni a naopak k nedostatečné dávce v nádoru.

Ke sledování pohybu nádoru během ozařovací frakce lze využít v zásadě dvě techniky podle toho, jestli monitorují pohyb tumoru uvnitř těla nebo jestli snímají pohyb těla viditelný z vnějšku.

První z nich je technika real time tumor tracking (RTRT), vynalezená v Japonsku. Sestává se ze čtyř zobrazovacích rentgenových jednotek proti fixním kolimátorům v podlaze. Dvě z nich během ozařování sledují pohyb předpokládaného markeru a terapeutické záření je zapnuté pouze ve chvíli, kdy se poloha markeru shoduje s jeho naplánovanou pozicí.

Experimenty dokazují, že RTRT přináší pro pohybující se cíle přesnost vyšší než 1,5 milimetru. Nevýhodou je nutnost invazivního vpravení markerů a vysoká dávka nutná ke fluoroskopickému sledování.

Druhou možností je umístění lehkého plastového članku se dvěma infračervenými odrazkami na horní část pacientova břicha a speciální kamery s polovodičovým snímačem na stěnu ozařovny. Kamera snímá pohyb pacientova břicha, kterému se následně přizpůsobí sekvence zapínání ozařovacího paprsku.

Výhodou je jednoduchost a neinvazivnost metody, ale přesnost není tak vysoká jako u sledování samotného nádoru. Vztah mezi pohyby tumoru a pohybem povrchu těla se též může v průběhu ozařování měnit. (4)

Řízení ozařovacího paprsku v závislosti na dýchacím pohybu se rozlišuje podle toho, jestli se ozařuje přerušovaně či kontinuálně. Respiratory gating, radioterapie řízená dýchacím cyklem, spouští záření jen v určité fázi dýchacího cyklu – pokud je tumor mimo svazek, záření se přeruší. Respiratory tracking technika pak umožňuje svazkem přímo sledovat pohyb tumoru v rámci dýchání. (5)

### **6.6.5 Adaptivní radioterapie**

Adaptivní radioterapie (ART či dynamická adaptivní radioterapie DART) je široký koncept snažící se o radioterapii co nejvíce individualizovanou pro každého konkrétního pacienta. Protože stav nádoru i celkový stav pacienta se v průběhu léčby mění, je třeba tyto změny sledovat a okamžitě na ně reagovat přizpůsobením ozařovacích parametrů či změnou ozařovacího plánu.

Plánování léčby zářením tradičně představovalo statický proces: v prvním kroku vytvoření ozařovacího plánu na základě jednoho momentálního vyšetření a následující aplikaci záření v průběhu několika týdnů. Využívání zobrazovacích metod během samotného ozařování pomalu mění tento postup v dynamický, kdy je ozařovací plán během léčby nebo možná i během samotné frakce měněn.



ART využívá obrazové informace o poloze a orgánových pohybech pacienta, sleduje změny tumoru i normální tkáně a reaguje na ně přizpůsobením léčebného schématu. (4)

Technicky lze ART provádět denně formou online přizpůsobení, offline přizpůsobení nebo přizpůsobení v reálném čase. Přizpůsobení offline probíhá v čase mezi dvěma frakcemi. Online přizpůsobení představuje změnu ozařovacích parametrů na základě okamžité informace. Dochází k němu v případě, kdy změnu v anatomii či fyziologii pacienta nelze vyrovnat samotnou změnou ozařovací polohy. Adaptace v reálném čase zahrnuje kontrolu dýchacích pohybů během frakce. (28)

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 1. Formulace problému

Porovnání různých radioterapeutických technik se spolu s prudkým vývojem stále modernějších možností stává aktuálním tématem nejen pro zvolení optimální léčby, ale také z pohledu hodnocení její efektivity.

Rozdíly ve výši dávky záření v kritických orgánech zejména mezi technikami 3D – CRT a IMRT popisuje již mnoho prací. Tato bakalářská práce se snaží popsat vývoj v možnostech ozařovacích technik z hlediska velikosti objemu ozářené tkáně.

## 2. Cíle práce

Porovnat možnosti jednotlivých radioterapeutických technik mezi některými staršími a dnešními moderními přístroji.

Porovnat možnosti radioterapeutických technik z hlediska jejich vlivu na celkový objem ozářené tkáně.

## 3. Metodika

Ve spolupráci s vedoucím práce – jako student nedisponuji samostatným přístupem k citlivým datům o pacientech – byli vybráni dva pacienti, kteří podstoupili léčbu radioterapií na Onkologickém oddělení Fakultní nemocnice v Plzni. Jedná se o pacienta s lézí na mozku a o pacienta s nádorem prostaty.

Následně byla kontaktována další tři pracoviště využívající odlišnou radioterapeutickou techniku než Onkologické oddělení FN Plzeň s žádostí o vypracování plánu léčby zářením z plánovacího CT vyšetření dvou vybraných pacientů.

Z Onkologického institutu Na Pleši, kde se doposud využívá kobaltový ozařovač, přišlo doporučení obrátit se na inženýry z radioterapeutického oddělení FN Plzeň, kteří vyvinuli plánovací program, jenž institut využívá.

Nemocnice na Homolce, která od roku 1992 používá Leksellův gama nůž, odpověděla po žádosti o vypracování plánu léčby pro pacienta vstřícně, avšak do doby odevzdání práce do tisku se nepodařilo plán léčby skutečně získat.

Do Protonového centra v Praze byla dopravena data z plánovacích vyšetření obou vybraných pacientů, ale z důvodu nekompatibility dat bylo možné vytvořit pouze jeden z plánů, a to u pacienta s nádorem mozku. Plán byl vyhotoven ve třech verzích, z nichž je každá vypočtena pro odlišnou kurativní dávku a jiné uspořádání polí.

Na dvou různých pracovištích (FN Plzeň a Protonové centrum) bylo nakonec vytvořeno celkem 6 ozařovacích plánů pro radioterapii prostaty a 9 plánů pro radioterapii mozku. Jmenovitě:

FN Plzeň: Plán pro kobaltový ozařovač bez použití litých bloků

Plán pro kobaltový ozařovač při využití litých bloků

Plán pro 3D – konformní radioterapii

Plán pro využití techniky IMRT

Plán pro využití techniky dynamického kyvu (zde VMAT)

Plán vypočítaný automatickým programem Monaco formou inverzního plánování

Protonové centrum: 3 plány protonové terapie pro mozkovou lézi

Z důvodu relevantnosti srovnání celkového objemu ozářené tkáně zejména v rámci obsaženého objemu kritických struktur byly cílové objemy pro všechny vypracované plány zachovány tak, jak byly definovány ošetřujícím radiačním onkologem daného pacienta při plánování skutečné léčby.

Pro srovnání možností a výsledků jednotlivých radioterapeutických technik jsou využita především data z dávkově – objemových histogramů (DVH). Tyto grafy zobrazují závislost dávky na vodorovné ose a objemu ozářených struktur – kritických orgánů a cílového objemu – na ose svislé. Obě hodnoty jsou většinou uváděny v procentech. DVH udává, jaká část

objemu dané tkáně (kritické či cílové) obdrží určitou dávku. Směrodatná je plocha pod křivkou grafu – u ideálního, zcela konformního plánu by měla být nulová pro kritické orgány a naopak co největší pro cílové objemy. Vyhodnocování DVH má význam zejména pro optimalizaci ozařovacího plánu.

(8)

## 4. Hypotézy

Předpokládám, že vývoj ozařovacích technik zejména v posledních letech přispívá k neustálému zdokonalování léčebných možností radioterapie.

Předpokládám, že moderní radioterapeutické metody umožňují vytvořit zcela konformní ozařovací plány.

## 5. Prezentace a interpretace získaných údajů

### 5.1 Ozařovací plány pro radioterapii prostaty

Jedná se o 78 let starého pacienta s adenokarcinomem prostaty, T2bN0M0. Ošetřující radiační onkolog ve FN Plzeň stanovil kurativní dávku na 76,00 Gy Režimem léčby je normofrakcionace po 2 Gy ve 38 frakcích.

Hlavními kritickými orgány, limitujícími hodnotu kurativní dávky jsou u radioterapie prostaty rektum a močový měchýř. Při stádiu onemocnění T2b nejsou semenné vajíčky postiženy nádorem, jedná se zde tedy o nezávislou strukturu, o jejímž zahrnutí do cílového objemu rozhodují i další faktory, jako například hladina markeru PSA nebo tzv. Gleasonovo skóre stanovené na základě histologie z biopsie (např. podle speciálních tabulek). Další rizikovou strukturou jsou kyčle, přes něž procházejí některá ozařovací pole.

Z hlediska obecného rozdělení kritických orgánů je močový měchýř orgánem paralelním, tudíž je pro něj z hlediska ochrany důležitý celkový ozářený objem, nikoliv maximální dávka, jakou je zasažen. Rektum je orgánem smíšeným – hraje pro něj stejnou roli velikost celkového ozářeného objemu i maximální dávka

Ozařovací plán pro kobaltový ozařovač má oproti vyspělejšími technikám zejména tu nevýhodu, že umožňuje použít pouze symetrické (čtvercové) ozařovací pole. (Obrázek 11, Obrázek 17) U obou technik – bez litých bloků i s nimi je zde využita BOX technika čtyř polí, a to tak, že dvě boční pole procházejí kyčlemi, přední pole močovým měchýřem a zadní pole rektum. (Obrázek 8, Obrázek 14) Ozařovací vzdálenost SAD je 80 cm, SSD 60,3 – 65,5 cm podle daného pole.

Všechny další plány pro lineární urychlovač počítají s použitím multi-leaf kolimátoru. (Obrázek 23, Obrázek 29, Obrázek 29) Ozařuje se fotonovými svazky o energii 18 MV. Při ozařování technikou konformní radioterapie (3D – CRT) i technikou IMRT je použito pět ozařovacích polí. Dvě boční přes kyčle, dvě přední šikmá a jedno přímé přední přes močový měchýř. (Obrázek 20, Obrázek 26) Zadní pole chybí. SSD je 100 cm, SAD 80,3 – 85,5 cm podle daného pole.

Technika dynamického kyvu je charakterizována nekonečně mnoha poli rozloženými v průběhu rotace gantry ozařovače kolem pacienta. SSD je 100 cm, SSD 87,6 cm. (Obrázek 32)

Plán automaticky vytvořený programem inverzního plánování používá sedm polí, jedno přímé přední a po třech šikmých bočních z každé strany. (Obrázek 37)

Z dávkových histogramů je na první pohled patrné, že zářený objem kritických struktur díky zlepšujícím se ozařovacím technikám klesá. (Obrázek 13, Obrázek 19, Obrázek 25, Obrázek 31, Obrázek 36, Obrázek 40)

Následující grafy (Graf 1 – Graf 12) přehledně porovnávají, jak velký procentuální objem dané kritické struktury a cílového objemu je zasažený určitou procentuální isodózou. Vybrané hodnoty isodóz zahrnují rozmezí 6% – 100%, konkrétně 6, 16, 26, 30, 40, 50, 60, 70, 75, 80, 90 a 100%.

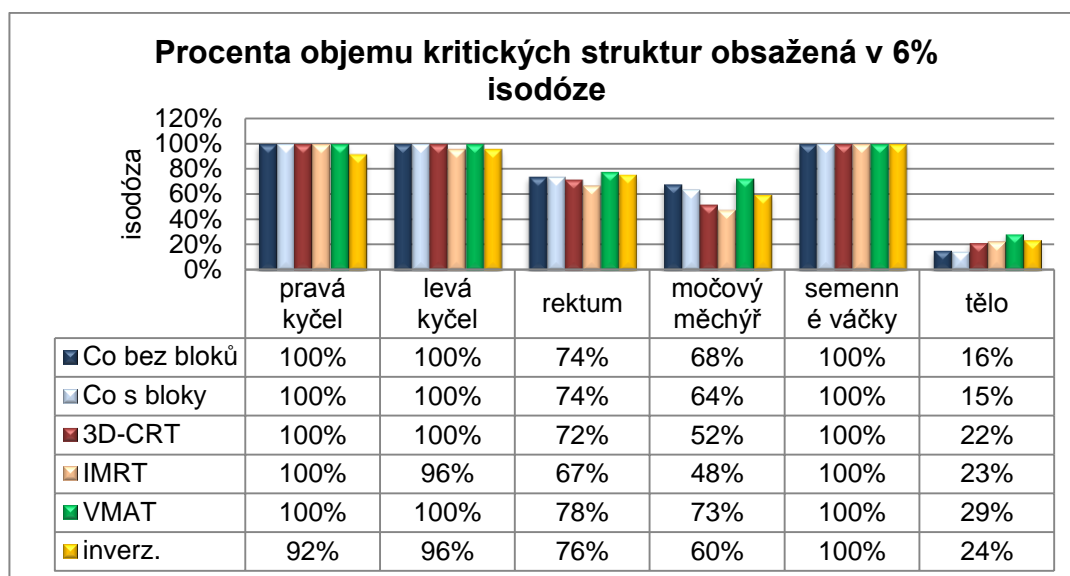
Protože DVH z programu Monaco pro inverzní plánování zobrazuje závislost skutečné dávky v jednotkách Gray na procentech objemu, nikoliv dávky v procentech, bylo nutné nejprve Graye na ose x přepočítat na procentuální isodózu. Hodnotu v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám ukazuje první tabulka. (Tabulka 3)

**Tabulka 3 Hodnota v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám**

isodóza	hodnota v Gy
6%	4,56Gy
16%	12,16Gy
26%	19,76Gy
30%	22,8Gy
40%	30,4Gy
50%	38Gy
60%	45,6Gy
70%	53,2Gy
80%	60,8Gy
90%	68,4Gy
100%	76Gy

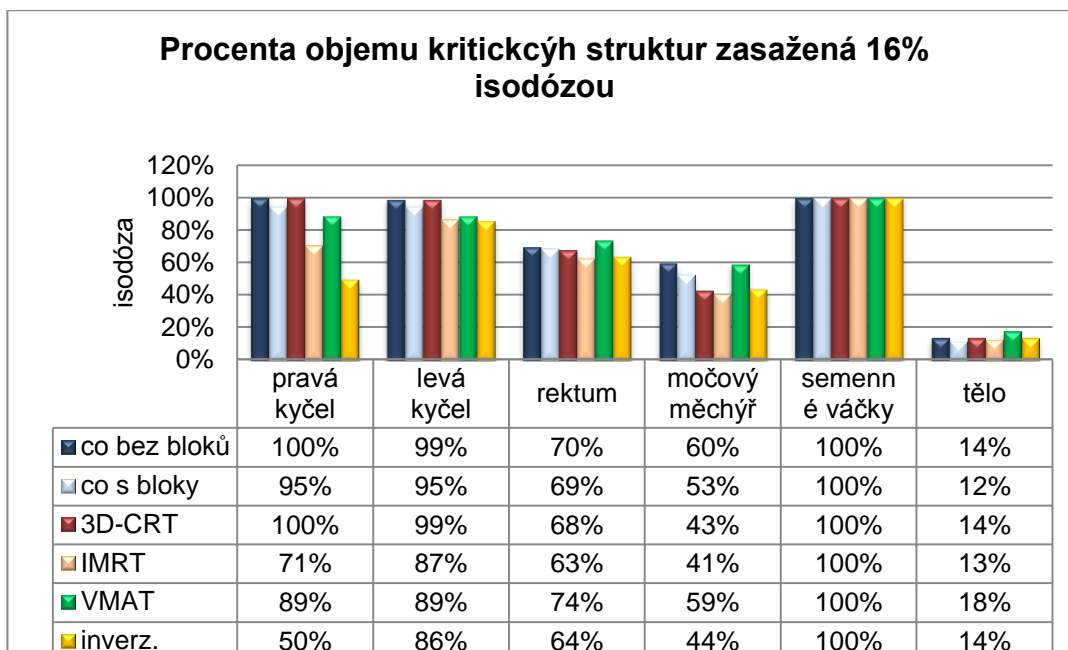
Zdroj: vlastní

**Graf 1 Procenta objemu kritických struktur zasažené 6% isodózou**



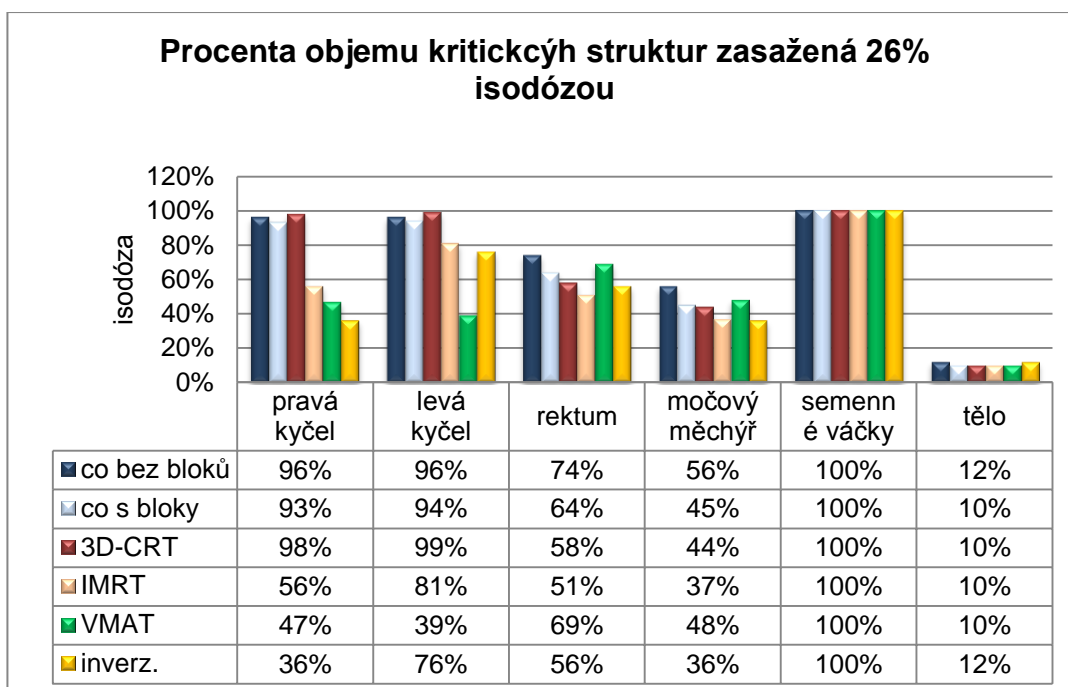
Zdroj: vlastní

Graf 2 Procenta objemu kritických struktur zasažená 16% isodózou



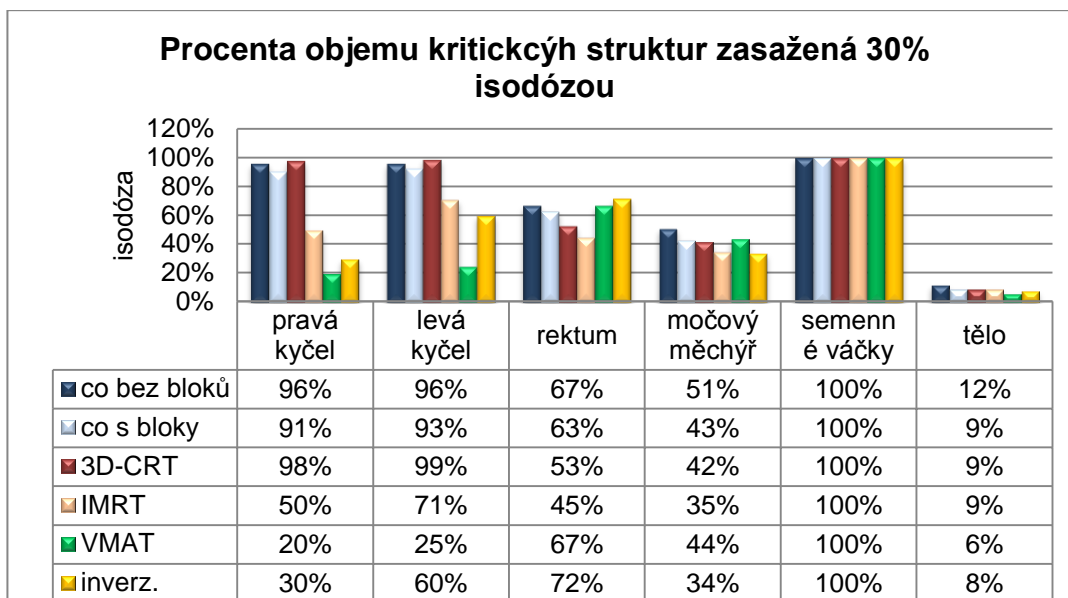
Zdroj: vlastní

Graf 3 Procenta objemu kritických struktur zasažená 26% isodózou



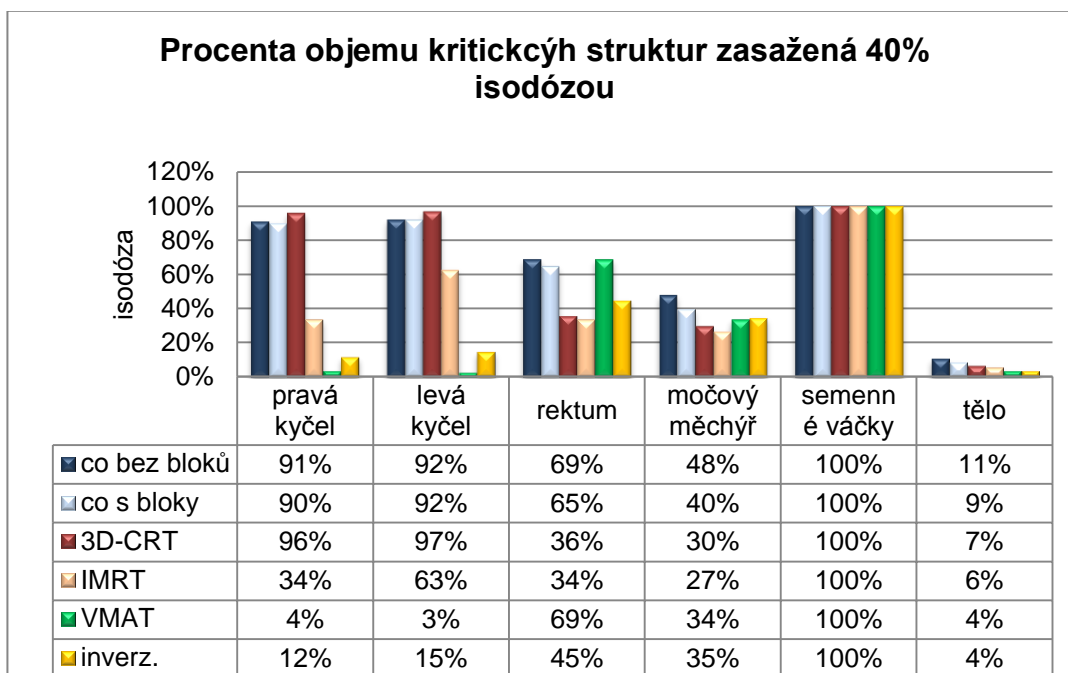
Zdroj: vlastní

**Graf 4 Procenta objemu kritických struktur zasažená 30% isodózou**



Zdroj: vlastní

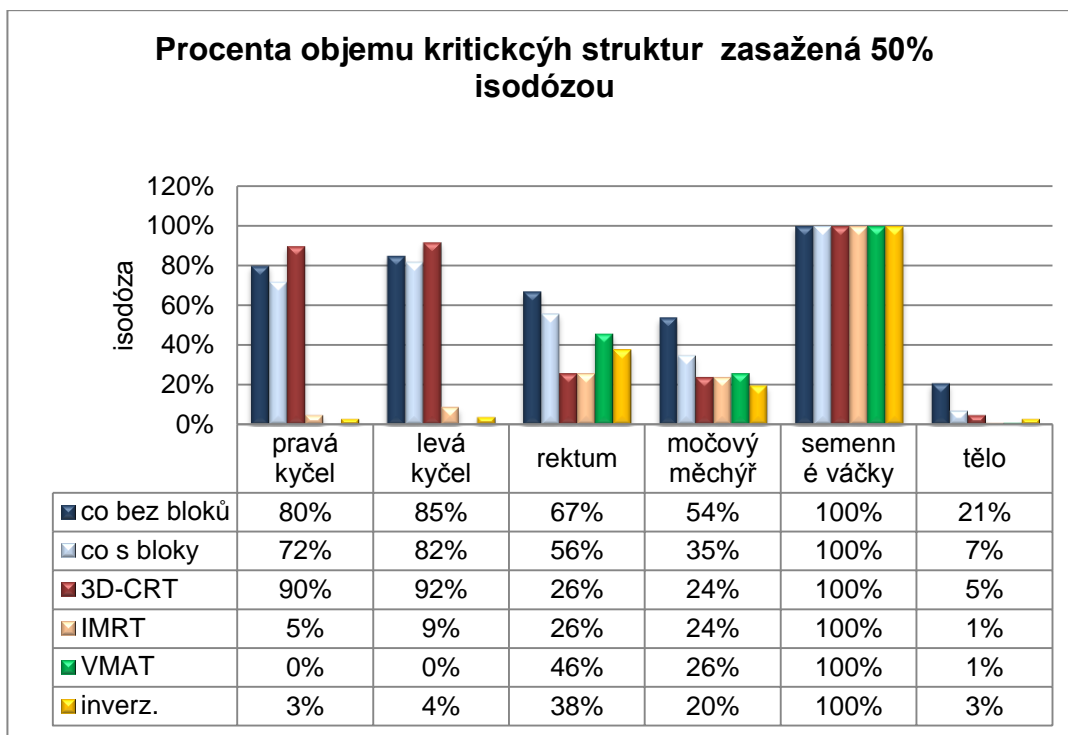
**Graf 5 Procenta objemu kritických struktur zasažená 40% isodózou**



Zdroj: vlastní

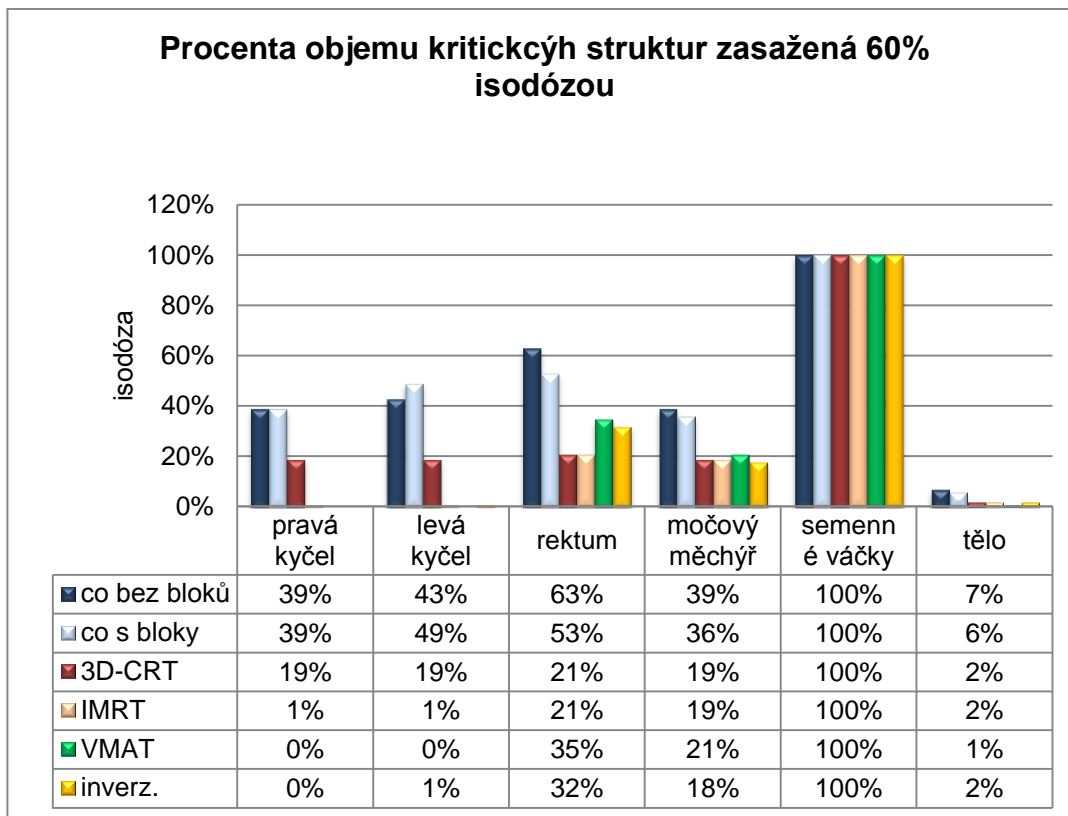


Graf 6 Procenta objemu kritických struktur zasažená 50% isodózou



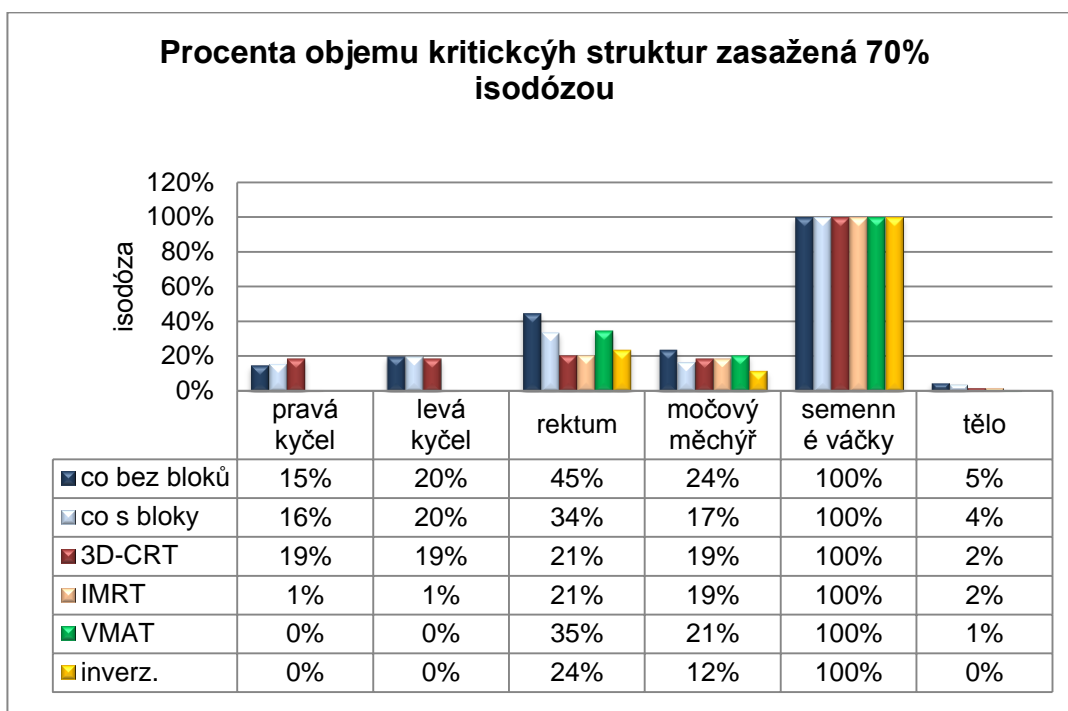
Zdroj: vlastní

Graf 7 Procenta objemu kritických struktur zasažená 60% isodózou



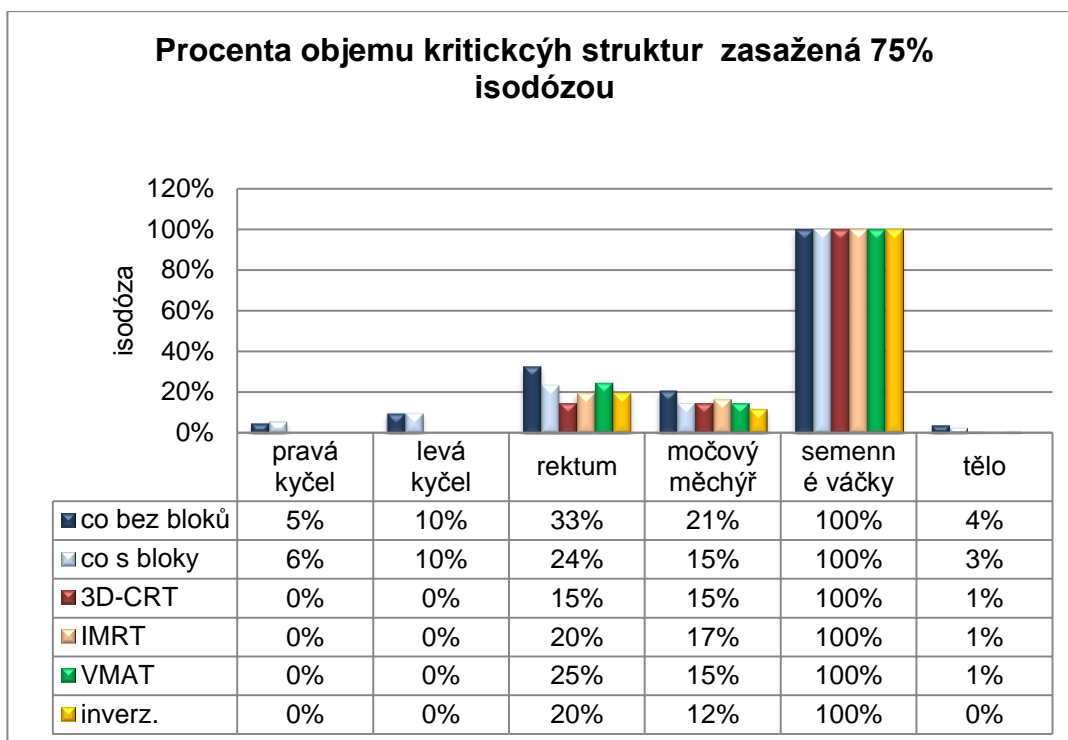
Zdroj: vlastní

**Graf 8 Procenta objemu kritických struktur zasažená 70% isodózou**



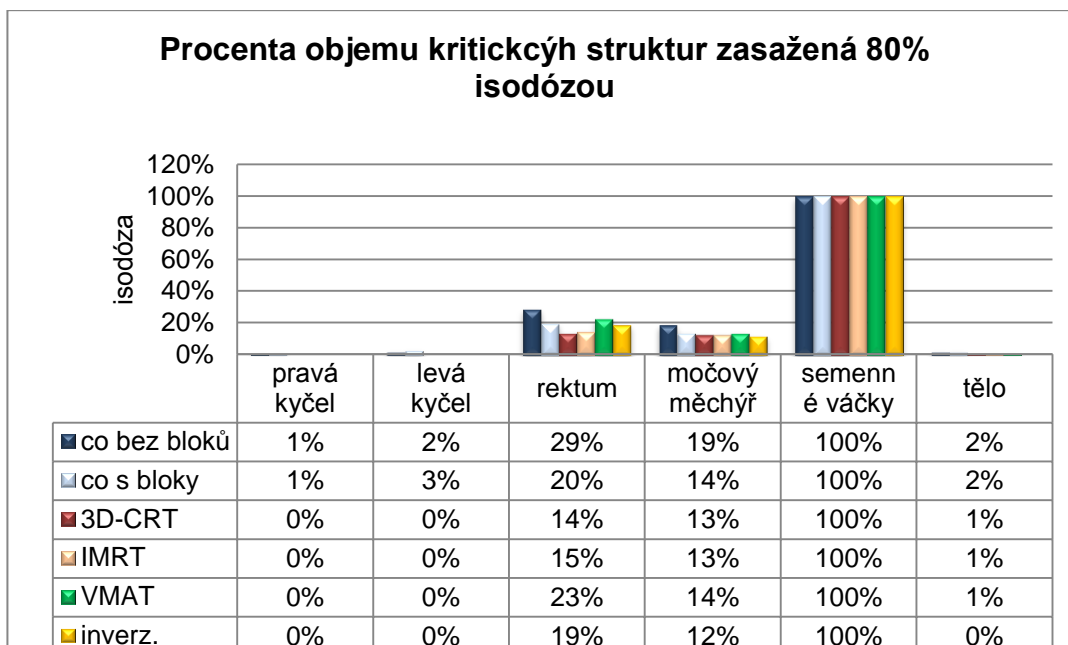
Zdroj: vlastní

**Graf 9 Procenta objemu kritických struktur zasažená 75% isodózou**



Zdroj: vlastní

Graf 10 Procenta objemu kritických struktur zasažená 80% isodózou



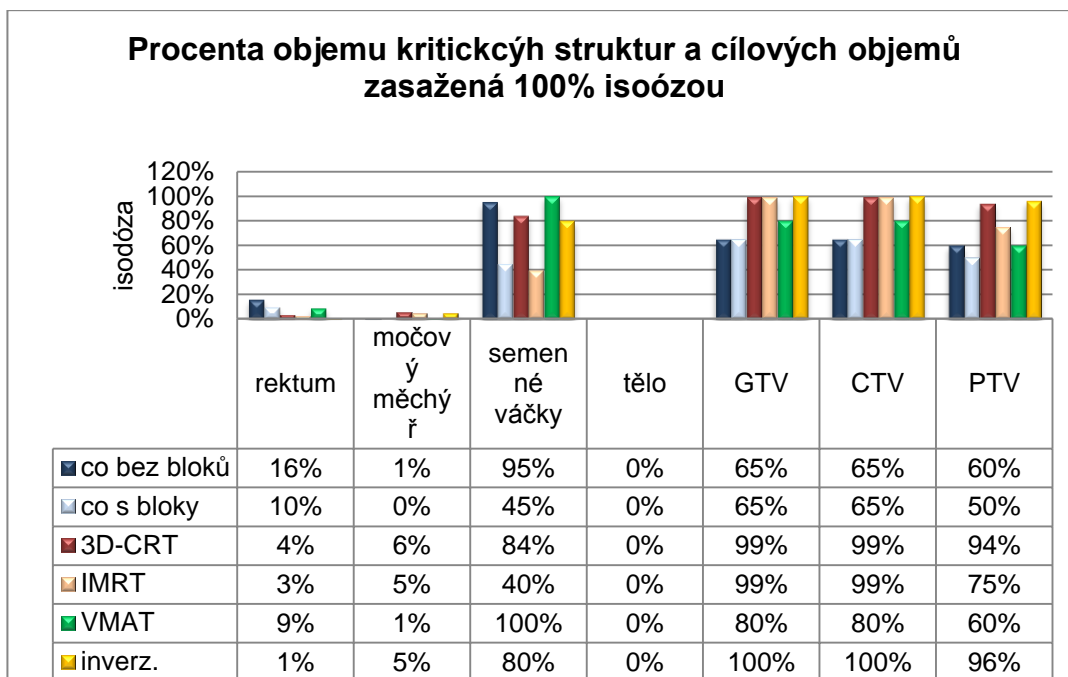
Zdroj: vlastní

Graf 11 Procenta objemu kritických struktur zasažená 90% isodózou



Zdroj: vlastní

Graf 12 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 100% isodózou



Zdroj: vlastní

## 5.2 Ozařovací plány pro radioterapii mozkové léze

Pacient starý 54 let s diagnózou fibrilárního astrocytomu v oblasti thalamu vlevo. Kurativní dávka byla stanovena na 60 Gy, dodání normofrakcionovaně po 2Gy ve třiceti frakcích.

Vzhledem k těsné anatomické blízkosti mozkových komor a optických nervů jde o dvě hlavní kritické struktury. Dále je třeba chránit vysoce radiosenzitivní struktury, jako je oční čočka a oční bulbus, i když nejsou v přímém sousedství cílového objemu.

Nervová tkáň je obecně radiorezistentní, převládají u ní pozdní reakce na ozáření. Mozek i optické nervy jsou typickými sériovými orgány, tudíž na případnou nežádoucí reakci má větší vliv maximální dávka v tkáni, než celkový ozářený objem.

Kobaltový ozařovač opět umožňuje použít pouze symetrická pole, (Obrázek 46, Obrázek 51) v tomto případě dvě protilehlá bočná. (Obrázek 43, Obrázek 48) SAD je 80cm.

3D – CRT již využívá multileaf kolimátor (Obrázek 56) a techniku tří polí, kdy rameno gantry zaujímá úhel 90°, 270° a 305°. (Obrázek 53) Nejde

tedy o techniku „T,“ ani „Y“. Ke dvěma protilehlým bočným polím zde vstupuje třetí šikmo zepředu přes kalvu – z jiné roviny. (Obrázek 54, Obrázek 55) SAD je 100 cm, SSD 89,6 – 91,5 cm podle daného pole. Používá se fotonový svazek o energii 10 MV.

U techniky IMRT probíhá ozařování v tomto případě ze šesti polí – po třech šikmých z každé strany. (Obrázek 58) Stejně jako u 3D-CRT má fotonový svazek energii 10 MV, SAD 100 cm a SSD 90,1 – 90,8 cm podle jednotlivého pole.

Technika VMAT s nekonečně mnoha poli během kyvu kolem pacientova těla má SAD 100 cm, SSD 91 cm. (Obrázek 63)

Plán vytvořený automaticky metodou inverzního plánování v programu Monaco používá devět polí (Obrázek 68). SSD je 89,85 – 91,56 podle jednotlivého pole.

Tři verze plánů pro protonovou terapii se mezi sebou liší kurativní dávkou, počtem a směrem vstupu polí. Dávka prvního plánu je 51,2Gy. Ozařuje se jedním polem, které je vedeno přes vršek kalvy (Obrázek 72). U druhého plánu je dávka 50,7Gy doručena ze dvou polí – jednoho bočného a jednoho vrchního. (Obrázek 73) Třetí plán využívá jedno bočné pole (Obrázek 74) s kurativní dávkou 52,1Gy. Všechny verze počítají s normofrakcionovaným režimem. Podle procent objemu kritických struktur obsažených v jednotlivých isodózách se zdá, že nejkomfortnější je třetí verze plánu s nejvyšší léčebnou dávkou. (viz grafy 13 – 24)

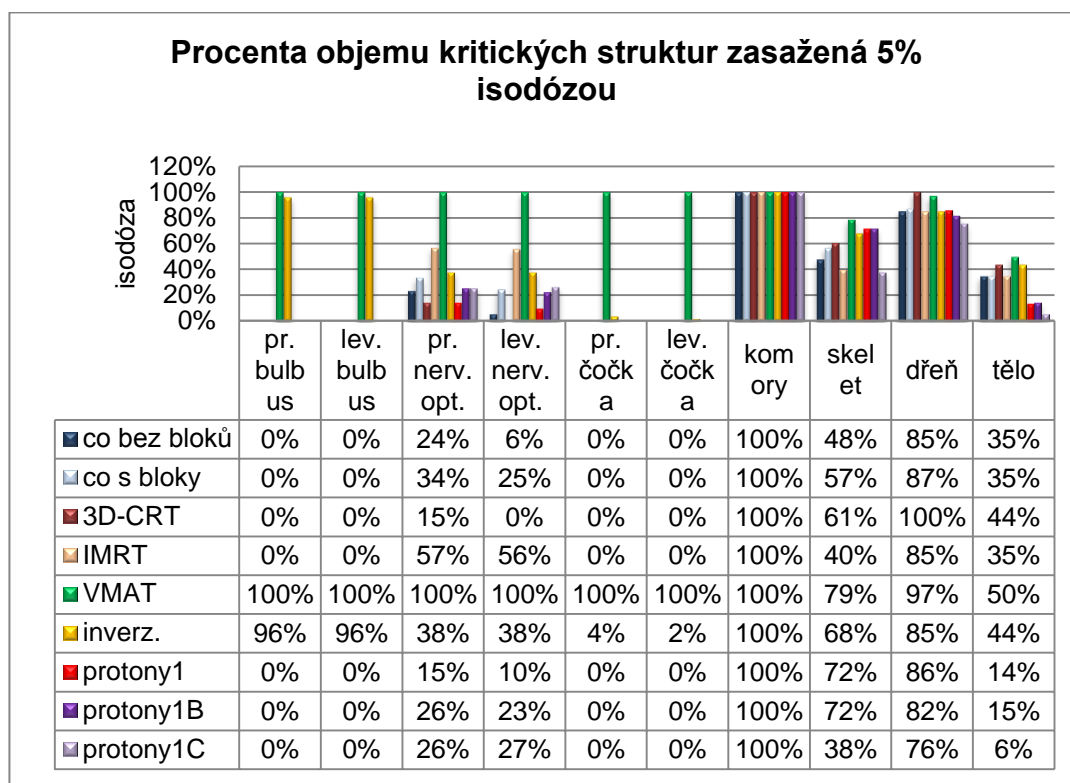
Následující grafy (Graf 13 – Graf 24) porovnávají, jak velký procentuální objem dané kritické struktury a cílového objemu je zasažený určitou procentuální isodózou. Vybrané isodózy jsou 5, 15, 25, 30, 40, 50, 60, 70, 75, 85, 95 a 100%. Protože dávkové histogramy u protonové terapie a u inverzního plánování udávají hodnotu dávky v Grayích a nikoliv v procentech, bylo pro možnost porovnání s ostatními plány nejprve nutné převést graye na procenta. Isodózy odpovídající jednotlivým hodnotám v Gy jsou uvedeny v tabulce. (Tabulka 4 Hodnota v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám pro dané kurativní dávky

**Tabulka 4 Hodnota v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám pro dané kurativní dávky**

isodóza	Hodnota v Gy pro danou kurativní dávku			
	inverz.	protony1	protony1B	protony1C
5%	3Gy	2,56Gy	2,53Gy	2,6Gy
15%	9Gy	7,68Gy	7,6Gy	7,8Gy
25%	15Gy	12Gy	12,67Gy	13,0Gy
30%	18Gy	15,36Gy	15,21Gy	15,6Gy
40%	24Gy	20,48Gy	20,8Gy	20,8Gy
50%	30Gy	25,6Gy	25,35Gy	26Gy
60%	36Gy	30,72Gy	30,42Gy	31,3Gy
70%	42Gy	35,84Gy	35,49Gy	36,5Gy
75%	45Gy	38,4Gy	38,0Gy	39Gy
85%	51Gy	43,52Gy	43,1Gy	44,3Gy
95%	57Gy	48,64Gy	48,2Gy	49,5Gy
100%	60Gy	51,2Gy	50,7Gy	52,1Gy

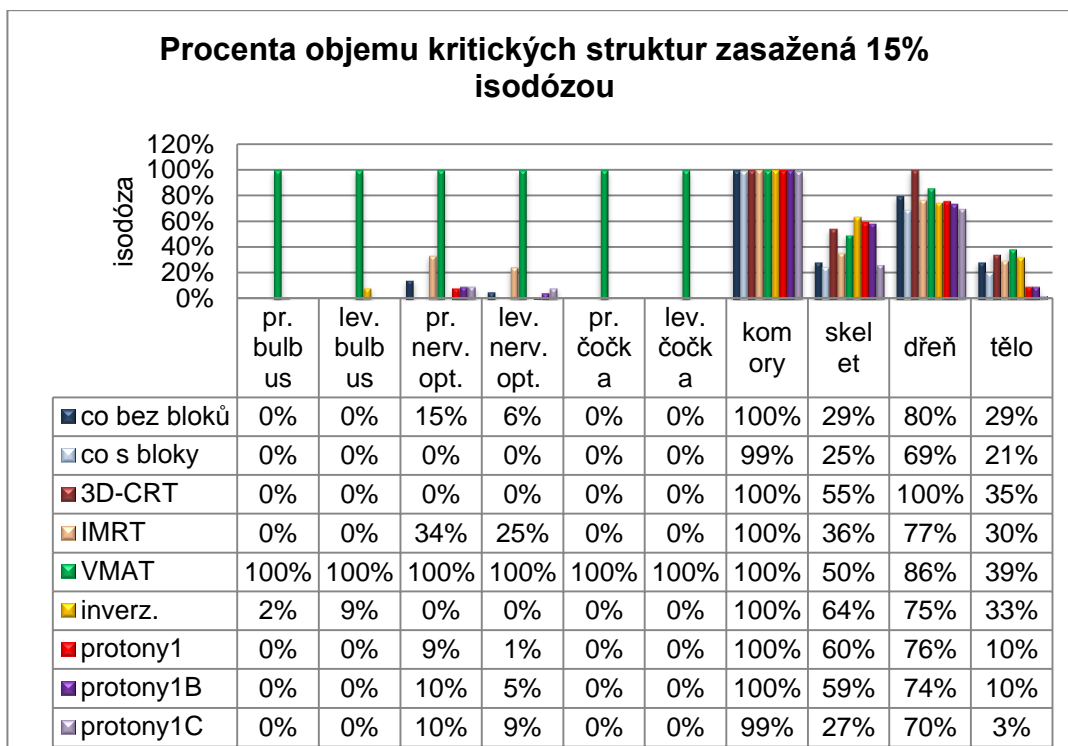
Zdroj: vlastní

**Graf 13 Procenta objemu kritických struktur zasažená 5% isodózou**



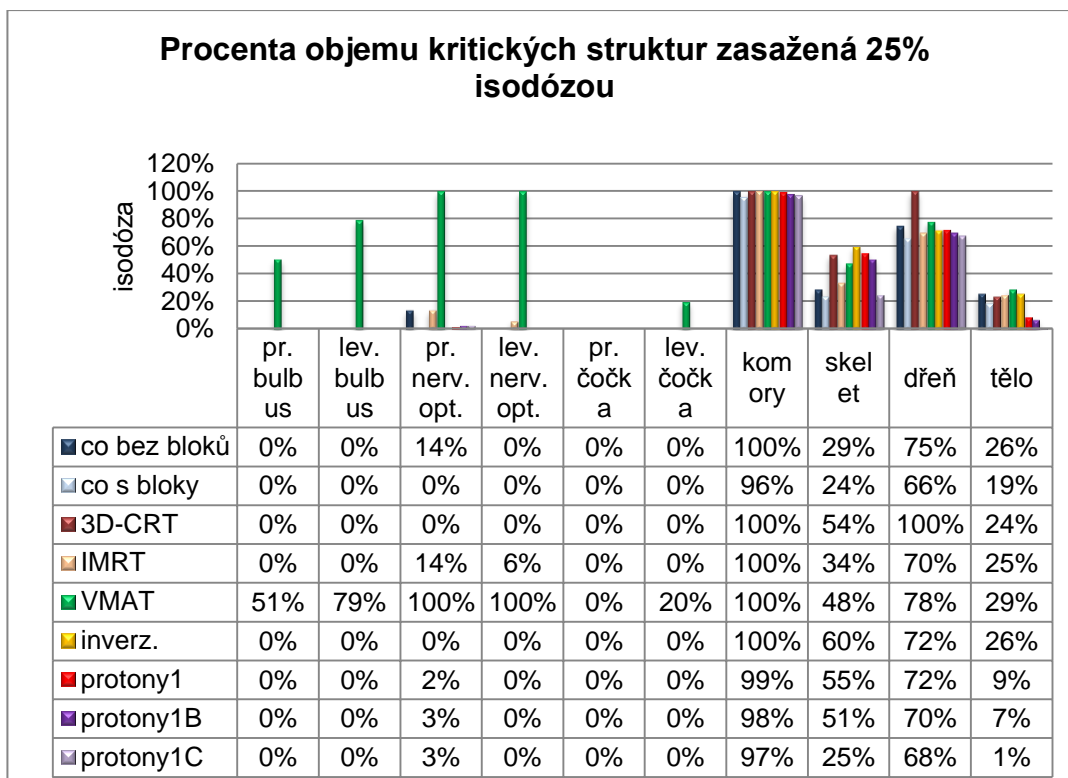
Zdroj: vlastní

Graf 14 Procenta objemu kritických struktur zasažená 15% isodózou



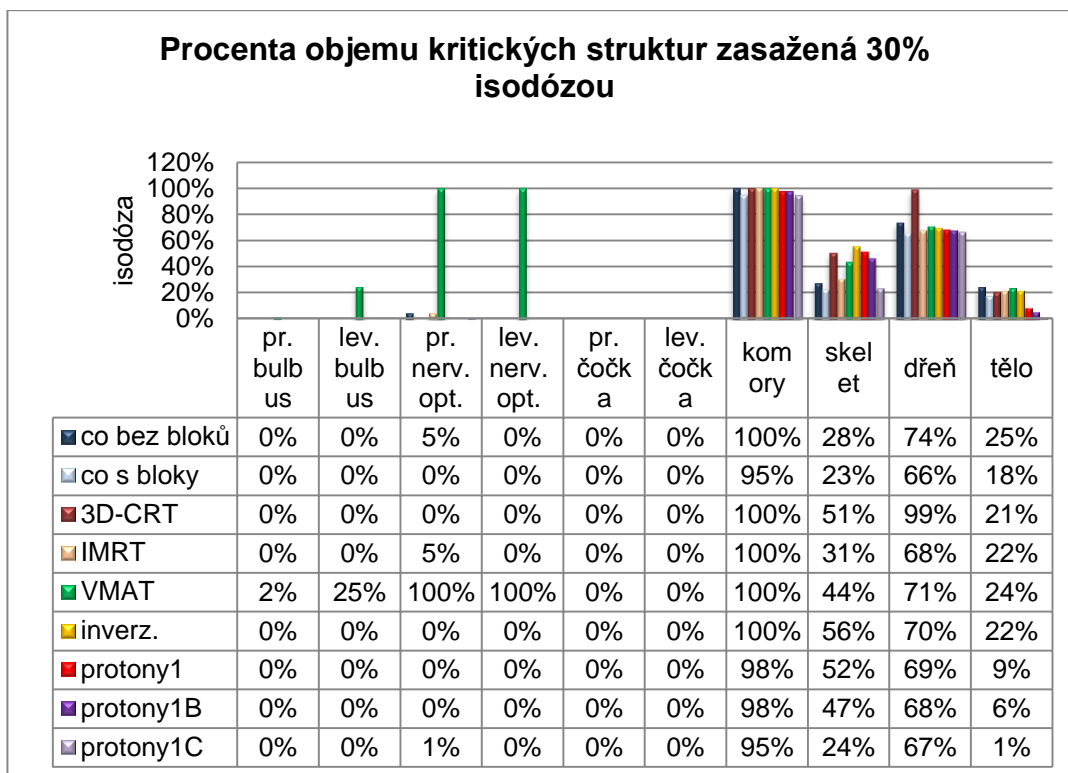
Zdroj: vlastní

Graf 15 Procenta objemu kritických struktur zasažená 25% isodózou



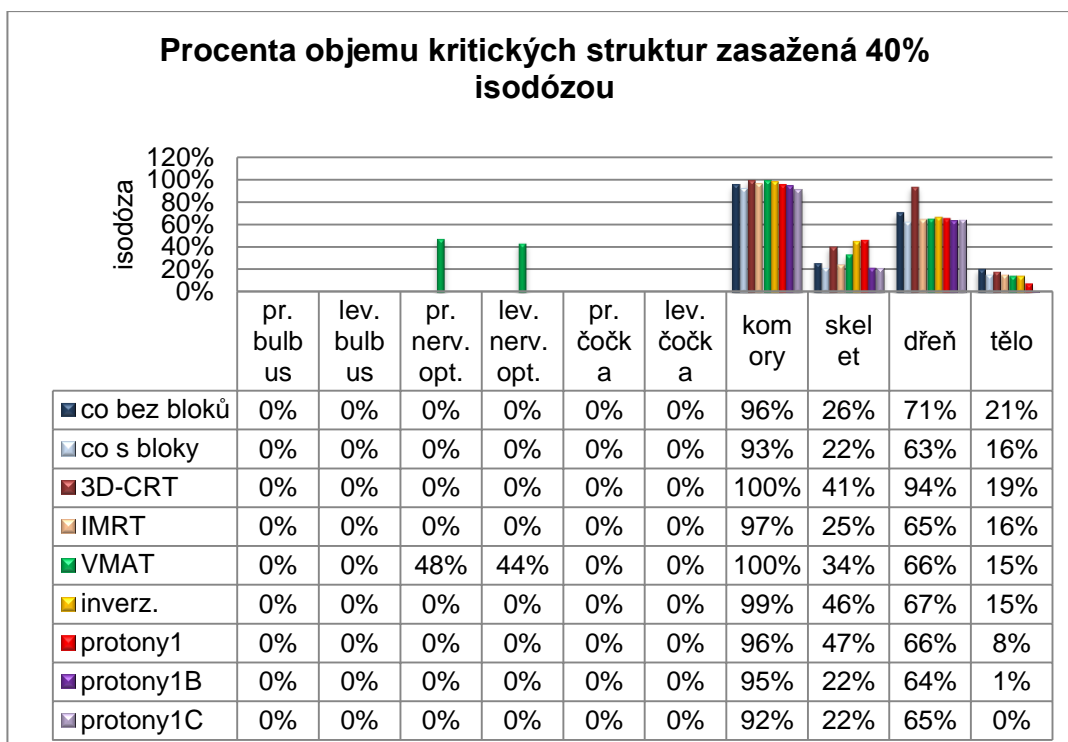
Zdroj: vlastní

Graf 16 Procenta objemu kritických struktur zasažený 30% isodózou



Zdroj: vlastní

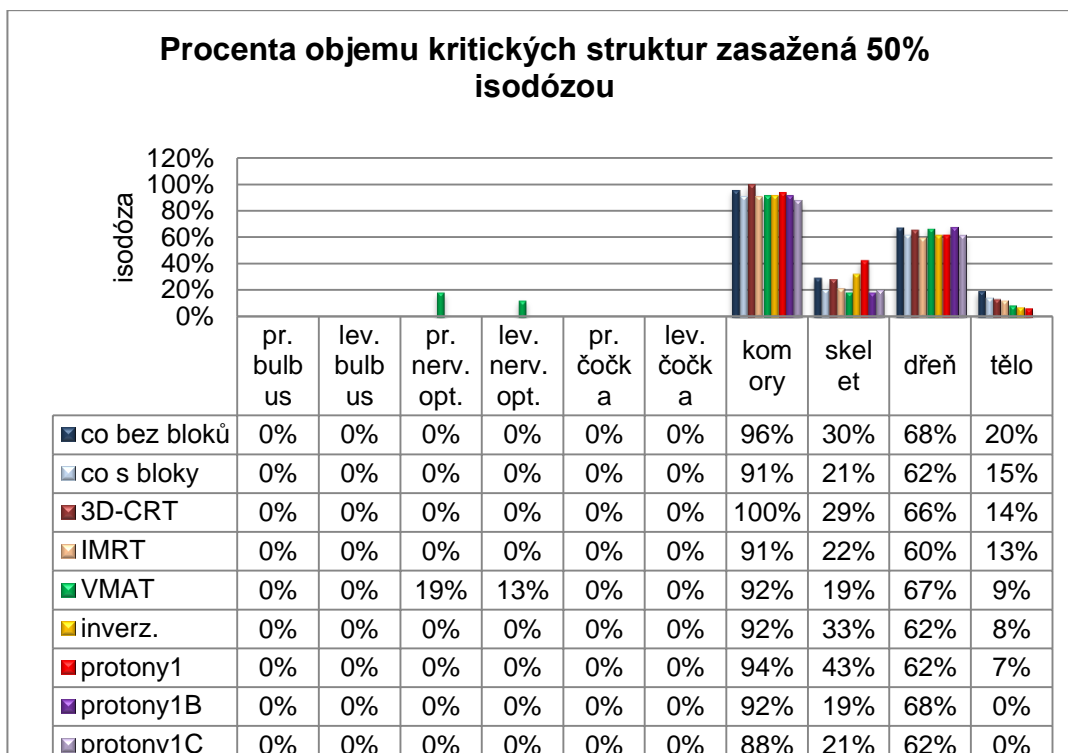
Graf 17 Procenta objemu kritických struktur zasažená 40% isodózou



Zdroj: vlastní

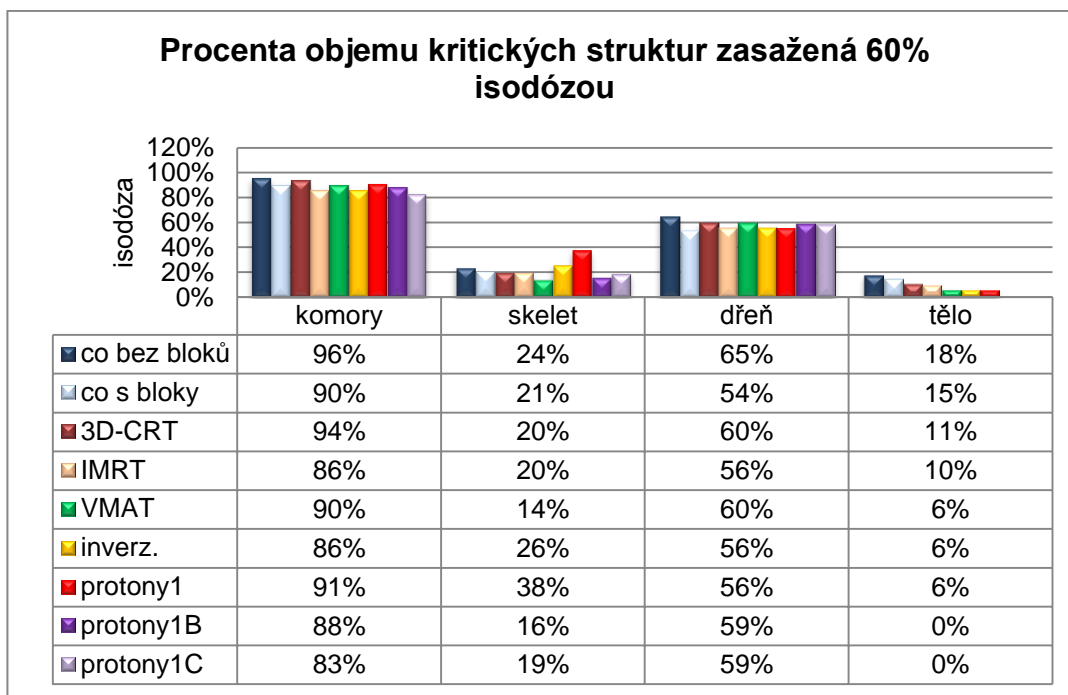


Graf 18 Procenta objemu kritických struktur zasažená 50% isodózou



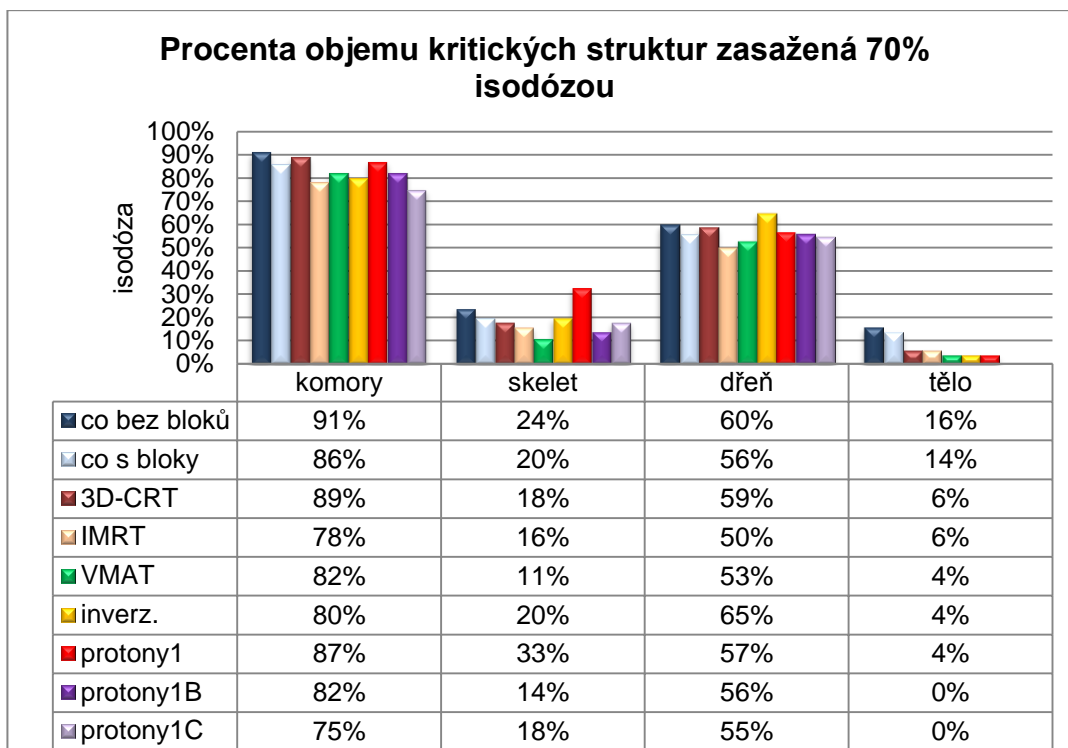
Zdroj: vlastní

Graf 19 Procenta objemu kritických struktur zasažená 60% isodózou



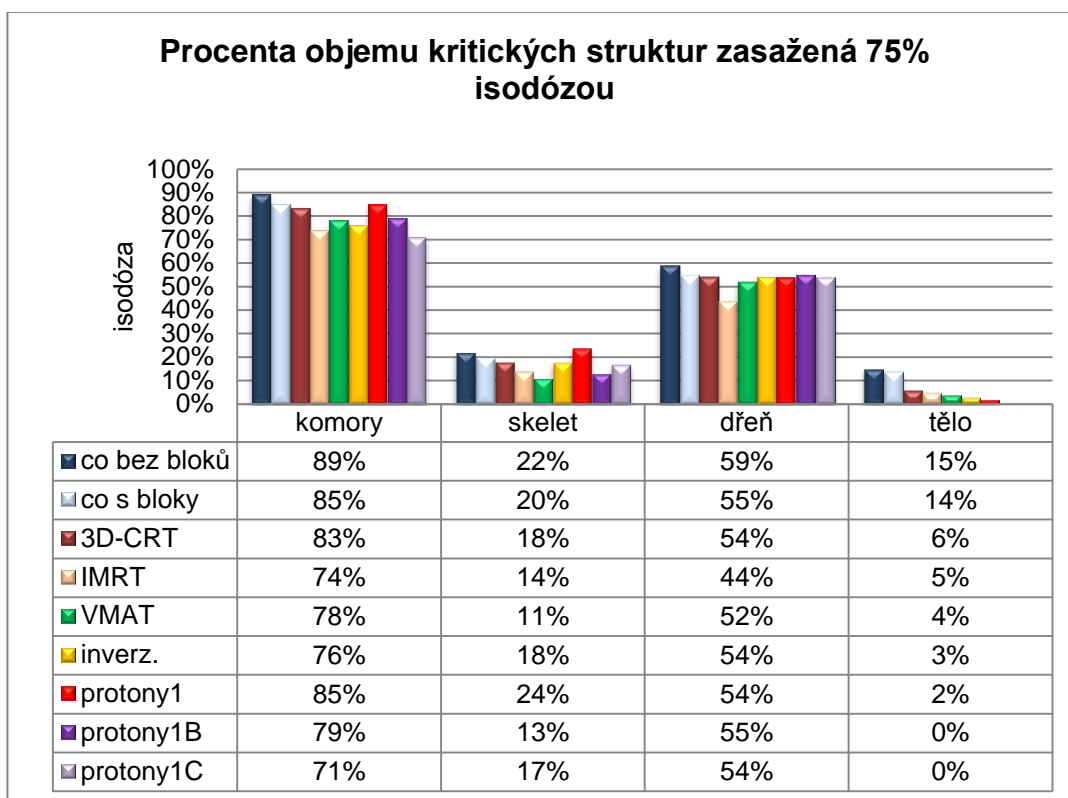
Zdroj: vlastní

Graf 20 Procenta objemu kritických struktur zasažená 70% isodózou



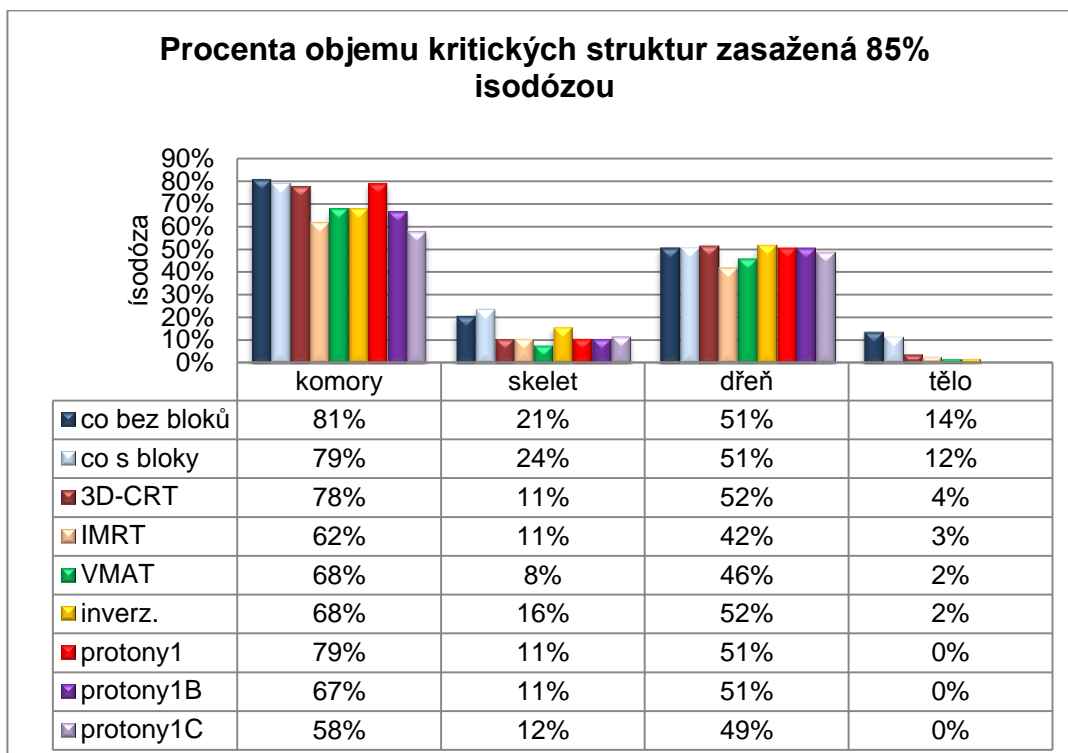
Zdroj: vlastní

Graf 21 Procenta objemu kritických struktur zasažená 75% isodózou



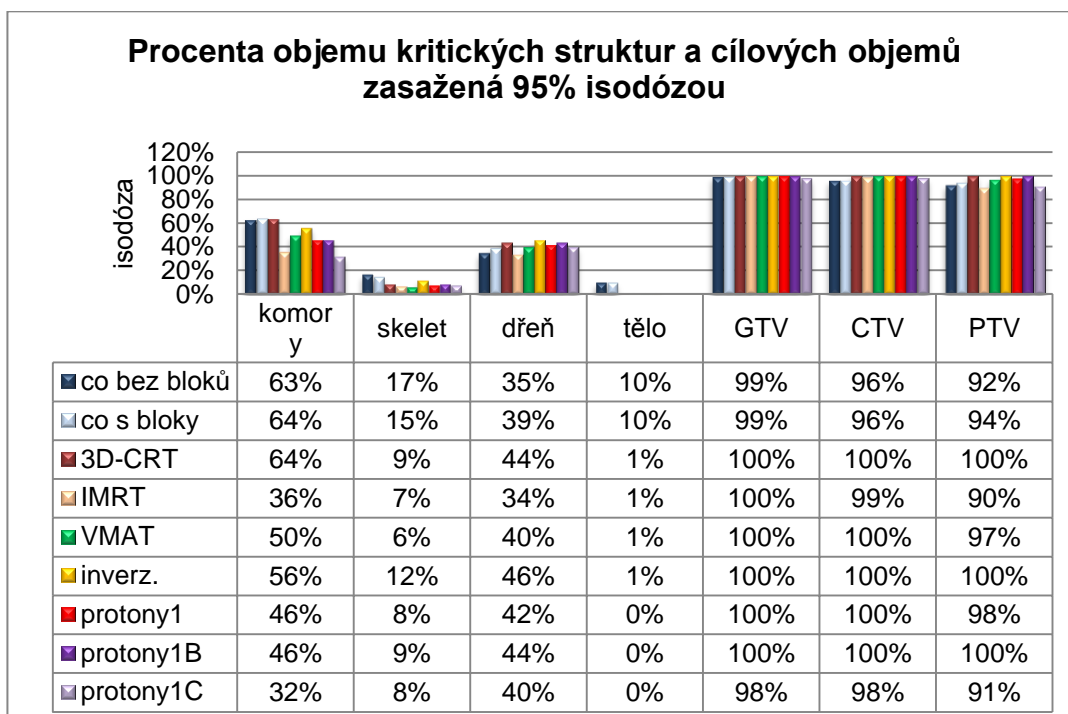
Zdroj: vlastní

**Graf 22 Procenta objemu kritických struktur zasažená 85% isodózou**



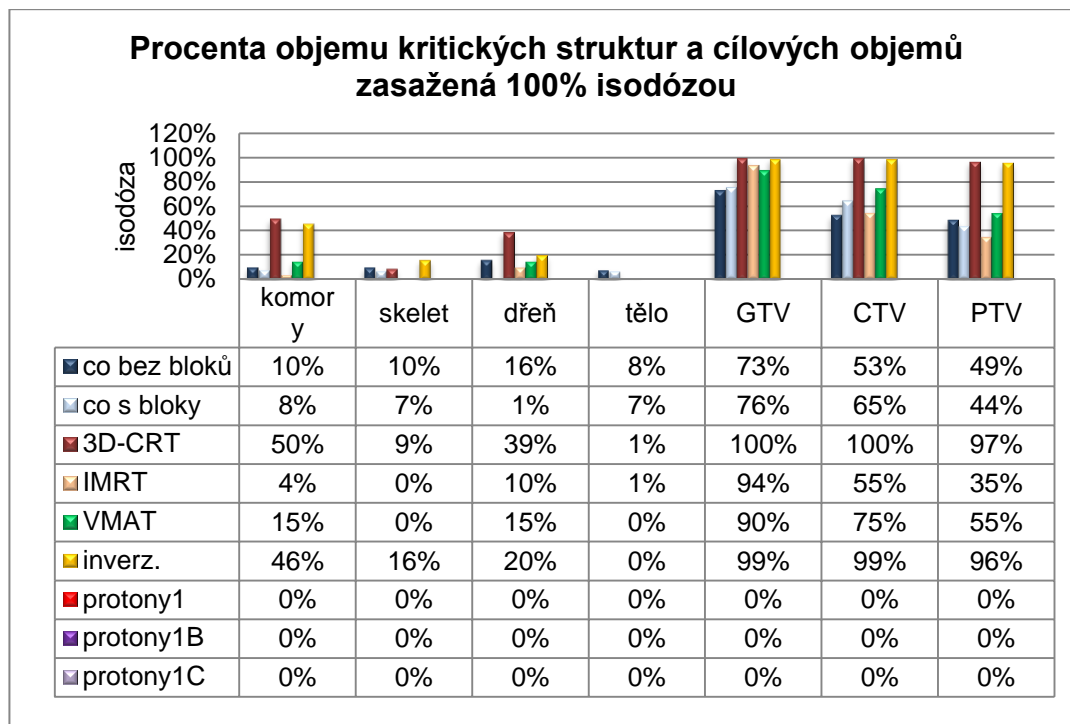
Zdroj: vlastní

**Graf 23 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 95% isodózou**



Zdroj: vlastní

**Graf 24 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 100% isodózou**



Zdroj: vlastní

## 6. Diskuse

Z grafů porovnávající velikost ozářeného objemu u jednotlivých ozařovacích technik je v případě radioterapie prostaty na první pohled jasné, že kobaltový ozařovač nedokáže chránit kritické struktury tak jako modernější metody léčby. V případě zasažení nízkými dávkami jsou rozdíly oproti některým technikám téměř nepatrné, u vyšších dávek je ale u kobaltového ozařovače zasažen někdy i více než dvojnásobek kritické tkáně, než například u techniky IMRT.

Technika s litými bloky se jeví jako druhá nejlepší co se týká ochrany semenných váčků na 100% isodóze, což je ale evidentně na úkor řádného prozáření celého cílového objemu. Také procentuální objem celého těla zasažený zářením s 6% isodózou je u této metody suverénně nejmenší ze všech, což je pravděpodobně způsobeno tím, že kobaltový ozařovač pracuje s nejmenším celkovým počtem polí ze všech porovnávaných technik. Od 50% isodózy výše ale kobaltový ozařovač zaostává za novějšími metodami i v tomto aspektu.

Technika VMAT dokáže dobře ochránit kyčle, ale u dvou nejkritičtějších orgánů – močového měchýře a rekta – způsobuje v nízkých dávkách ozáření většího objemu, než kobaltový ozařovač. Na 100% isodóze navíc zasahuje jako jediná ze všech celé semenné váčky a po kobaltovém ozařovači se řadí jako druhá nejhorší u prozáření celého cílového objemu 100% isodózou.

Srovnání mezi dvěma nejdiskutovanějšími a nejpoužívanějšími ozařovacími technikami, 3D–CRT a IMRT, mluví jednoznačně ve prospěch metody IMRT, která prokazatelně zasahuje menší objem všech kritických struktur. Navíc má nejmenší ozářený objem semenných váčků vůbec. Na druhou stranu ale konformní radioterapie lépe obsáhne celý cílový objem předepsanou dávkou, a to zejména v případě PTV, který IMRT pokryje 100% isodózou pouze ze tří čtvrtin, zatímco 3D–CRT z 94%, což je po automatickém inverzním plánování druhý nejlepší výsledek.

Plán spočítaný automatickým programem Monaco metodou inverzního plánování má nejlepší pokrytí cílového objemu, ale na nízkých i středních dávkách zasahuje poměrně velký objem rekta i močového měchýře zejména v porovnání s IMRT. Nepatrně menší objemy než radioterapie s modulovanou intenzitou začíná zasahovat až od 70% isodózy

Podle propagačních materiálů protonového centra (Příloha 7 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty je možné se při protonové terapii prostaty močovému měchýři i rektu zcela vyhnout. Do jaké míry je tato možnost reálná, zůstává otázkou, neboť z důvodu nekompatibilních dat nebylo možné plán pro protonovou terapii za účelem tohoto srovnání vytvořit. Možná je zde však na místě připomenout, že oba nejkritičtější orgány v čase mění svoji náplň, takže jejich přesná anatomická poloha zůstává proměnlivá.

Ani při porovnávání plánů pro léčbu mozkové léze není terapie pomocí kobaltových ozařovačů nejlepším řešením. Na nízkých isodózách jsou rozdíly v ozářeném objemu kritických struktur opět menší než u vyšších dávek. U použití litých bloků se znovu celkový objem ozářených kritických struktur oproti svazku vycloněnému pouze symetrickými clonami snižuje.

Konvenční 3D radioterapie zasahuje ze všech technik nejmenší část optických nervů – levému se dokonce jako jediná zcela vyhýbá. Většinu ostatních kritických struktur ale ozařuje ze všech technik nejvíce, což je patrné hlavně u dřeně na nízkých isodózách. U cílových objemů zaručuje jedno z nejlepších celkových pokrytí.

Technika IMRT se vyznačuje jednou z nejmenších ozářených ploch celého těla vůbec (nepočítáme-li protonovou terapii) a též velmi dobrou ochranou téměř všech kritických struktur. Pokud bychom protonovou terapii vyřadili, zasahoval by IMRT nejmenší objemy skeletu, dřeně, i komor. IMRT ale ozařuje druhý největší objem optických nervů, a to po technice VMAT.

Objemově modulovaná terapie zasahuje celý kritický objem optických nervů. Jako jedna technika ze dvou VMAT ozařuje i oční čočku a oční

bulby. Nízké isodózy navíc pokrývají největší část celého těla ze všech technik.

Druhou metodou, při které isodózy dosahují až do očí je inverzní plánování. Oproti VMAT jsou však čočky zasaženy jen nepatrně. Tato technika ozařuje průměrně jeden z největších objemů komor a na vysokých isodózách i dřeně a skeletu, zároveň má ale nejlépe pokryté cílové objemy.

Všechny tři varianty plánu protonové terapie oproti ostatním technikám výrazně minimalizují ozáření celého těla. První plán se velmi dobře, i když ne tak dobře jako 3D-CRT, vyhýbá optickým nervům. Druhé dva jich sice zasahují poměrně větší část, i ta je ale menší než například u techniky IMRT. Třetí varianta má celkově nejmenší zasažené objemy všechny ostatních kritických struktur – komor, skeletu i dřeně, což je na úkor nedostatečného pokrytí cílových objemů. Prozáření celého PTV 95% isodózou zajišťuje mezi protonovými plány pouze druhá varianta, ovšem z ostatních technik dosahují tohoto výsledku již jen 3D-CRT a metoda inverzního plánování.

## ZÁVĚR

Uvedená porovnání ukazují vývoj radioterapeutických technik od nejjednodušších kobaltových ozařovačů přes různé technické modifikace lineárních urychlovačů až k dnes velmi diskutované protonové terapii.

I když se rozdíly v léčebných možnostech mezi jednotlivými metodami v některých případech nemusejí zdát velké, ukázalo se, že bylo dosaženo značného celkového pokroku jak v možnostech ochrany kritických orgánů, tak i v pokrytí objemu léčené tkáně potřebnou dávkou.

Hlavním milníkem pro dosažení vyšší konformity při léčbě zářením byl přechod od kobaltových ozařovačů k používání lineárních urychlovačů. Konvenční 3D terapie dosahuje v některých parametrech výsledků srovnatelných s nejmodernějšími technikami. Přesto však pokročilejší metody přinesly další vývoj směrem k vyšším konformitám léčebných plánů.

Rozdíly ve výsledcích metod IMRT, inverzního plánování a VMAT jsou dány jejich odlišnými technickými možnostmi. Je proto vždy třeba zvážit, která z nich je nejvýhodnější vzhledem k individuálním anatomickým poměrům každého jednotlivého nádoru a která nejlépe vyhovuje prioritám ohledně ochrany kritických struktur.

V obdobné situaci je protonová terapie, která je díky svým specifickým fyzikálním vlastnostem vhodná jen pro určité typy nádorů. Její použití u nádorů v oblasti mozku je odůvodněné, nelze ale říci, že je v tomto případě jedinou nejlepší možností.

Ideálního poměru – nula procent ozářené tkáně mimo cílový objem a 100% pokrytí v cílovém objemu – není současnými technikami teleradioterapie možné dosáhnout. Variantou pro takový výsledek by mohla být brachyterapie, posouzení takové možnosti je však nad rámec této práce.



## Literatura a prameny

1. PETERA, Jiří, a kolektiv. *Obecná onkologie: Učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Univerzita Karlova v Praze – Nakladatelství Karolinum, 2005. ISBN 80-246-0968-1.

2. Schott, Heinz, a kolektiv. *Kronika medicíny*. Praha: Fortuna Print, 1994. ISBN 80-85873-16-8.

3. STOLBENKO, Pavel. *Vývoj přístrojové techniky v radioterapii (e – learningový program)*. České Budějovice, 2010. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Leoš Navrátil. Dostupné z: [http://theses.cz/id/f7g00r/downloadPraceContent\\_adipldno\\_16406](http://theses.cz/id/f7g00r/downloadPraceContent_adipldno_16406)

4. HALPERIN, Edward C., Carlos A. PEREZ a Luther W. BRADY. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

5. HYNKOVÁ, Ludmila, Pavel ŠLAMPA. *Základy radiační onkologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-802-1060-616.

6. FELTL, David a Jakub CVEK. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2008, 105 s. ISBN 978-807-3111-038.

7. KUBECOVÁ, Martina a kolektiv. *Onkologie: Učební texty pro studenty 3. lékařské fakulty UK*. 1. vydání. Univerzita Karlova v Praze, 3. Lékařská fakulta, Radioterapeutická a onkologická klinika 3. LF a FNKV, 2011. ISBN 978-80-254-9742-5. Dostupné z: <http://www.lf3.cuni.cz/opencms/export/sites/www.lf3.cuni.cz/cs/pracoviste/onkologie/skripta/kubecova-onkologie.pdf>

8. ULLMANN Vojtěch. AstroNuklFyzika [online]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>

9. ZÁMEČNÍK, Jiří. *Radioterapie*. Učebnice pro zdravotnické školy. Praha: Avicenum 1990. ISBN 80-201-0051-2.

10. BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010, 253 s. ISBN 978-80-7368-701-4.

11. SPURNÝ, Vladimír, Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody IV.díl: Základy radioterapie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. 1999. ISBN 80-7013-267-1.

12. Van de Graaffův generátor. *Techmania: Edutorium*. [online]. [cit. 12. 10. 2013]. Dostupné z: [http://techmania.cz/edutorium/art\\_exponaty.php?xkat=-exponaty&xser=456c656b74f8696e612c206d61676e657469736d7573h&key=68](http://techmania.cz/edutorium/art_exponaty.php?xkat=-exponaty&xser=456c656b74f8696e612c206d61676e657469736d7573h&key=68)

13. History of proton beam therapy. *Synthesis: A publication of the UC Davis Cancer Center* [online]. 2006, roč. 9, č. 2 [cit. 16. 10. 2013]. Dostupné z: [http://www.ucdmc.ucdavis.edu/synthesis/issues/fall\\_winter\\_06-07/features/history.html](http://www.ucdmc.ucdavis.edu/synthesis/issues/fall_winter_06-07/features/history.html)

14. WAMBERSIE, A., ANDREO, P., DeLUCA, P.M., GAHABAUER, R., HENDRY, J.H., JONES, D.T., MENZEL, H.G., PARATZKE, H., WHITMORE, G. *Biological weighting of absorbed doses in proton and heavier ion-beam therapy: ICRU-IAEA recommendations on the isoeffect-dose concept*. [online] 2009. [cit. 15. 3. 2014]. Dostupné z: <http://videosever1.iaea.org/media/HHW/Radiotherapy/ICARO%20proceedings/Presentation%20slides/Wednesday/2%20IAEA/1%20morning/s13b/s13b-wambersie.pdf>

15. ŠLAMPA, Pavel. Pohled na protonovou terapii. *Linkos: Česká onkologická společnost České lékařské společnosti Jana Evangelisty Purkyně*. [online]. 2012 [cit. 15. 3. 2014]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/-aktualne-odbornikum/pohled-na-protonovou-terapii/>
16. Urychlovače částic: Cyklotron a spol. In: KUSALA, Jaroslav. *K vysokým energiím: Součást vzdělávacího programu SVĚT ENERGIE*. [online]. ČEZ, 2005 [cit. 16. 10. 2013]. Dostupné z: <http://www.cez.cz/edee/content/-microsites/urychl/k33.htm>
17. KOLEKTIV autorů. *Onkologické centrum s hadronovou terapií: úvodní studie*. [online] Fyzikální ústav AV ČR, Na Slovance 2, 182 21 Praha 8, duben 2002. [cit. 16. 10. 2013] Dostupné z: <http://www.hep.fzu.cz/-projekty/medicine/studie.pdf>
18. ŠLAMPA, Pavel. PETERA, Jiří a kolektiv. *Radiační onkologie*. Praha: Galén a Univerzita Karlova v Praze, Nakladatelství Karolinum, 2007. První vydání. ISBN 978-80-7262-469-0 (Galén). ISBN 978-80-246-1443-4 (Karolinum).
19. ŠLAMPA P., KOŠŤÁKOVÁ Š. *Konformní radioterapie v léčbě urogenitálních malignit*. [online] Urologické listy 3/2004. [cit. 20. 10. 2013]. Dostupné z: [http://www.prolekare.cz/pdf?ida=ul\\_04\\_03\\_04.pdf](http://www.prolekare.cz/pdf?ida=ul_04_03_04.pdf)
20. RICHTROVÁ, Michaela. *Urychlovače elementárních částic*. Brno 2008. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita v Brně, Fakulta pedagogická Katedra fyziky. Vedoucí práce Vladislav Navrátil. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/173747/pedf\\_b/bc.pdf](http://is.muni.cz/th/173747/pedf_b/bc.pdf)
21. HAFPTY, Burce G. a LYNN Wilson D. *Handbook of radiation oncology. Basis principles and clinical protocols*. Jones and Barlett Publishers, LLC 2009. ISBN-13: 978-0-7637-3143-4

22. GEORGE, Paul. *Isodose Curve Radiation Oncology*. [online] Radiation Oncology Regional Cancer Centre Trivandrum. [cit. 26. 10. 2013]. Dostupné z: <http://www.slideshare.net/paulpampz04/isodose-curves-26644276>

23. DOBBS, Jane, Daniel ASH a Ann BARETT. *Praktické plánování radioterapie*. Přeloženo z 2. anglického vydání 1992. Praha: Anomal, 1992. ISBN 80-900235-8-4.

24. KOLÁŘOVÁ Iveta, VAŇÁSEK Jaroslav, ODRÁŽKA Karel, DOLEŽEL Martin, PETRUŽELKA Luboš. Nové metody radioterapie. *Vojenské zdravotnické listy*. [online]. 2008. Ročník LXXVII, č. 3. s. 93-97. [cit. 5. 11. 2013]. Dostupné z [http://www.pmfhk.cz/VZL/VZL3\\_2008/04Kol%E1%-F8ov%E1.pdf](http://www.pmfhk.cz/VZL/VZL3_2008/04Kol%E1%-F8ov%E1.pdf)

25. CHEUNG Ky. Intensity modulated radiotherapy: advantages, limitations and future developments. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*. [online] 2006. Department of Clinical Oncology, Prince of Wales Hospital, Shatin, Hong Kong SAR, China. [cit. 5. 11. 2013]. Dostupné z: <http://www.bijj.org/2006/1/e19/e19.pdf>

26. HYNKOVÁ L., DOLEŽELOVÁ H., ŠLAMPA P. *Radioterapie - učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno*. [online] Klinika radiační onkologie, LF MU. Dostupné z: <http://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf-mu-brno/f16>

27. WEBB, Steve. *Volumetric – modulated arc therapy: its role in radiation therapy*. Medical Physics Web. [online] 2009. [cit. 15. 11. 2013]. Dostupné z <http://medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/39542>

28. VARIAN. *Dynamic Adaptive Radiotherapy (DART): The dawn of a new era* [online]. [cit. 17. 11. 2013]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/-oncology/treatments/treatment\\_techniques/DART/](http://www.varian.com/us/-oncology/treatments/treatment_techniques/DART/)

## Seznam zkratek

3D-CRT – 3D konformní radioterapie

ART – adaptive radiation therapy (adaptivní radioterapie)

BEV – beam's eye view (pohled z ohniska)

BTV – biological target volume (biologický cílový objem)

CBCT – cone beam CT

cm – centimetr

CNS – centrální nervová soustava

Co – kobalt

Cov – pokrytí cílového objemu

CT – computer tomography (počítačový tomograf)

CTV – clinical target volume (klinický cílový objem)

DART – dynamická adaptivní radioterapie

DMLC – dynamický vícelamelový kolimátor

DDR – digitálně rekonstruovaný radiogram

DVH – dose – volume histogram (dávkově – objemový histogram)

EPID – electronic portal imaging device

FN – fakultní nemocnice

FOV – field of view (oblast zájmu)

GTV – gros tumor volume (oblast viditelného nádoru)

GTV-M – gros tumor volume metastase (viditelné metastázy)

GTV-N gros tumor volume – nodus (viditelné postižení lymfatických uzlin)

GTV-T – gros tumor volume – tumor (vlastní viditelný nádor)

IC – index konformity

ICRU – international commission on radiation units and measurements

IGTR – image guided radiation therapy (radioterapie řízená obrazem)

IM – internal margin (vnitřní lem)

IMAT – intensity modulated arc therapy (rotační radioterapie s modulovanou intenzitou)

IMPT – intensity modulated proton therapy (protonová terapie s modulovanou intenzitou)

IMRT – intensity modulated radiation therapy (radioterapie s modulovanou intenzitou)

IR – irritated volume (ozařovaný objem)

ITV – internal target volume (vnitřní cílový objem)

ISO – isocentrum

kV – kilovolt

keV – kiloelektronvolt

LU – lineární urychlovač

MeV – megaelektronvolt

MLC – vícelamelový kolimátor

mm – milimetr

MRI – magnetická rezonance

MSF – multiple static field

MV – megavolt

Ni – nikl

NNH – Nemocnice Na Homolce

OAD – organ at risk (rizikové orgány)

OBI – on board imaging

OK – vzdálenost ohnisko – kůže

PET – pozitronová emisní tomografie

PRV – planning organ at risk volume (plánovací objem rizikových orgánů)

PTC – Protonové centrum

PTV – planning target volume (plánovací cílový objem)

RBÚ – relativní biologický účinek

RTG – rentgen, rentgenový

RTOG – radiation therapy oncology group

RTRT – real time tumor tracking

SAD – source axis distance (vzdálenost zdroj – isocentrum)

SM – set up margin (lem pro nastavení)

SOBP – rozšířené Braggovo maximum (spread – out Bragg peak)

SSD – source – skin distance (vzdálenost zdroj – kůže)

TEP – totální endoprotéza

TV – treated volume (léčený objem)

UCP – unit center point

VMAT – volumetric modulated arc therapy (objemově modulovaná rotační  
tearapie)

XVI – X – ray volume imaging



## **Seznam tabulek**

Tabulka 1 Ozařování podle počtu polí 1 .....	- 39 -
Tabulka 2 Ozařování podle počtu polí 2 .....	- 40 -
Tabulka 3 Hodnota v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám .....	- 56 -
Tabulka 4 Hodnota v Grayích odpovídající jednotlivým isodózám pro dané kurativní dávky .....	- 64 -

## Seznam grafů

Graf 1 Procenta objemu kritických struktur zasažené 6% isodózou .....	- 56 -
Graf 2 Procenta objemu kritických struktur zasažená 16% isodózou ....	- 57 -
Graf 3 Procenta objemu kritických struktur zasažená 26% isodózou ....	- 57 -
Graf 4 Procenta objemu kritických struktur zasažená 30% isodózou ....	- 58 -
Graf 5 Procenta objemu kritických struktur zasažená 40% isodózou ....	- 58 -
Graf 6 Procenta objemu kritických struktur zasažená 50% isodózou ....	- 59 -
Graf 7 Procenta objemu kritických struktur zasažená 60% isodózou ....	- 59 -
Graf 8 Procenta objemu kritických struktur zasažená 70% isodózou ....	- 60 -
Graf 9 Procenta objemu kritických struktur zasažená 75% isodózou ....	- 60 -
Graf 10 Procenta objemu kritických struktur zasažená 80% isodózou ..	- 61 -
Graf 11 Procenta objemu kritických struktur zasažená 90% isodózou ..	- 61 -
Graf 12 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 100% isodózou .....	- 62 -
Graf 13 Procenta objemu kritických struktur zasažená 5% isodózou ....	- 64 -
Graf 14 Procenta objemu kritických struktur zasažená 15% isodózou ..	- 65 -
Graf 15 Procenta objemu kritických struktur zasažená 25% isodózou ..	- 65 -
Graf 16 Procenta objemu kritických struktur zasažených 30% isodózou...	- 66 -
Graf 17 Procenta objemu kritických struktur zasažená 40% isodózou ..	- 66 -
Graf 18 Procenta objemu kritických struktur zasažená 50% isodózou ..	- 67 -
Graf 19 Procenta objemu kritických struktur zasažená 60% isodózou ..	- 67 -
Graf 20 Procenta objemu kritických struktur zasažená 70% isodózou ..	- 68 -
Graf 21 Procenta objemu kritických struktur zasažená 75% isodózou ..	- 68 -
Graf 22 Procenta objemu kritických struktur zasažená 85% isodózou ..	- 69 -
Graf 23 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 95% isodózou .....	- 69 -
Graf 24 Procenta objemu kritických struktur a cílových objemů zasažená 100% isodózou .....	- 70 -

## Seznam obrázků

### V textu

Obrázek 1 Braggův vrchol .....	- 28 -
Obrázek 2 Zdánlivě konformní ozařovací plán.....	- 32 -
Obrázek 3 Klínový filtr 45° .....	- 34 -
Obrázek 4 Isodózní křivka vytvořená 45° klínem .....	- 35 -
Obrázek 5 Inverzní plánování .....	- 44 -
Obrázek 6 Konvenční plánování.....	- 45 -
Obrázek 7 CT On Rails.....	- 48 -
Obrázek 8 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků axiální řez .....	- 91 -

### V přílohách

Obrázek 9 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální řez .....	- 92 -
Obrázek 10 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální řez.....	- 92 -
Obrázek 11 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální BEV .....	- 93 -
Obrázek 12 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální BEV .....	- 94 -
Obrázek 13 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků DVH.....	- 94 -
Obrázek 14 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků axiální řez .....	- 95 -
Obrázek 15 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální řez .....	- 96 -
Obrázek 16 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální řez.....	- 96 -
Obrázek 17 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální BEV .....	- 97 -
Obrázek 18 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální BEV .....	- 97 -

Obrázek 19 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků DVH.....	- 98 -
Obrázek 20 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT axiální řez .....	- 99 -
Obrázek 21 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT sagitální řez .....	- 99 -
Obrázek 22 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT frontální řez.....	- 100 -
Obrázek 23 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT frontální BEV.....	- 100 -
Obrázek 24 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRTsagitální BEV .....	- 101 -
Obrázek 25 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT DVH .....	- 101 -
Obrázek 26 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT axiální řez.....	- 102 -
Obrázek 27 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT sagitální řez .....	- 102 -
Obrázek 28 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT frontální řez.....	- 103 -
Obrázek 29 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT frontální BEV.....	- 103 -
Obrázek 30 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT sagitální BEV .....	- 104 -
Obrázek 31 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT DHV . -	104 -
Obrázek 32 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT axiální řez .....	- 105 -
Obrázek 33 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT sagitální řez .....	- 105 -
Obrázek 34 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT frontální řez.....	- 106 -

Obrázek 35 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT frontální BEV.....	- 106 -
Obrázek 36 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT DVH -	107 -
Obrázek 37 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování axiální řez .....	- 108 -
Obrázek 38 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování sagitální řez .....	- 108 -
Obrázek 39 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování frontální řez .....	- 109 -
Obrázek 40 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování DVH.....	- 109 -
Obrázek 41 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty .....	- 110 -
Obrázek 42 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty .....	- 111 -
Obrázek 43 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků axiální řez .....	- 112 -
Obrázek 44 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální řez .....	- 113 -
Obrázek 45 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální řez.....	- 113 -
Obrázek 46 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků BEV .....	- 114 -
Obrázek 47 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků DVH .....	- 115 -
Obrázek 48 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků axiální řez .....	- 116 -
Obrázek 49 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální řez .....	- 117 -
Obrázek 50 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální řez.....	- 117 -
Obrázek 51 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků BEV .....	- 118 -

Obrázek 52 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků DVH.....	- 119 -
Obrázek 53 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT axiální řez .....	- 120 -
Obrázek 54 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT sagitální řez .....	- 121 -
Obrázek 55 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT frontální řez.....	- 121 -
Obrázek 56 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT BEV -	122 -
Obrázek 57 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT DVH-	122 -
Obrázek 58 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT axiální řez.....	- 123 -
Obrázek 59 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT sagitální řez .....	- 124 -
Obrázek 60 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT frontální řez.....	- 124 -
Obrázek 61 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT BEV ....	- 125 -
Obrázek 62 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT DVH ...	- 125 -
Obrázek 63 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT axiální řez.....	- 126 -
Obrázek 64 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMATsagitální řez .....	- 127 -
Obrázek 65 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT frontální řez.....	- 127 -
Obrázek 66 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT BEV ..	- 128 -
Obrázek 67 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT DVH ..	- 128 -

Obrázek 68 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování axiální řez .....	- 129 -
Obrázek 69 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování sagitální řez .....	- 129 -
Obrázek 70 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování frontální řez .....	- 130 -
Obrázek 71 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování DVH.....	- 130 -
Obrázek 72 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1 .....	- 131 -
Obrázek 73 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1B .....	- 131 -
Obrázek 74 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1C.....	- 132 -

## Seznam příloh

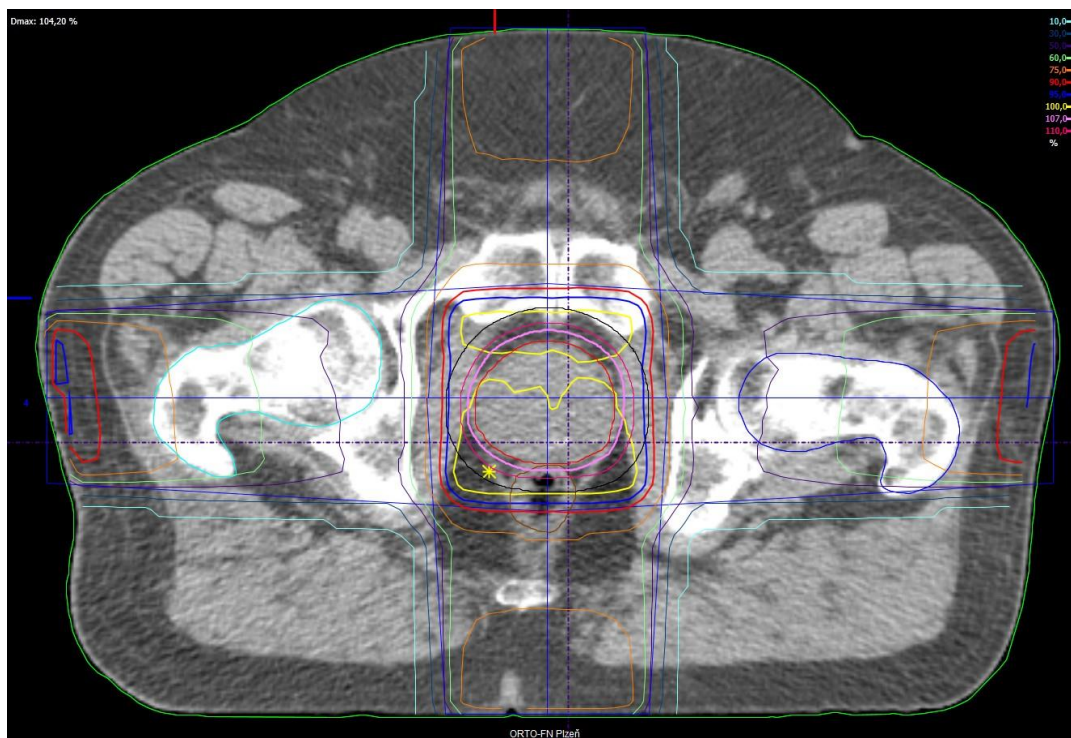
Příloha 1 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků .....	- 91 -
Příloha 2 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků .....	- 95 -
Příloha 3 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT-	99 -
Příloha 4 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT .-	102 -
Příloha 5 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT	- 105 -
Příloha 6 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování.....	- 108 -
Příloha 7 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty .....	- 110 -
Příloha 8 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků .....	- 112 -
Příloha 9 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků .....	- 116 -
Příloha 10 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT-	120 -
-	
Příloha 11 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT .-	123 -
Příloha 12 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT	- 126 -
Příloha 13 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování.....	- 129 -
Příloha 14 Ozařovací plány protonové terapie mozku.....	- 131 -



## Přílohy

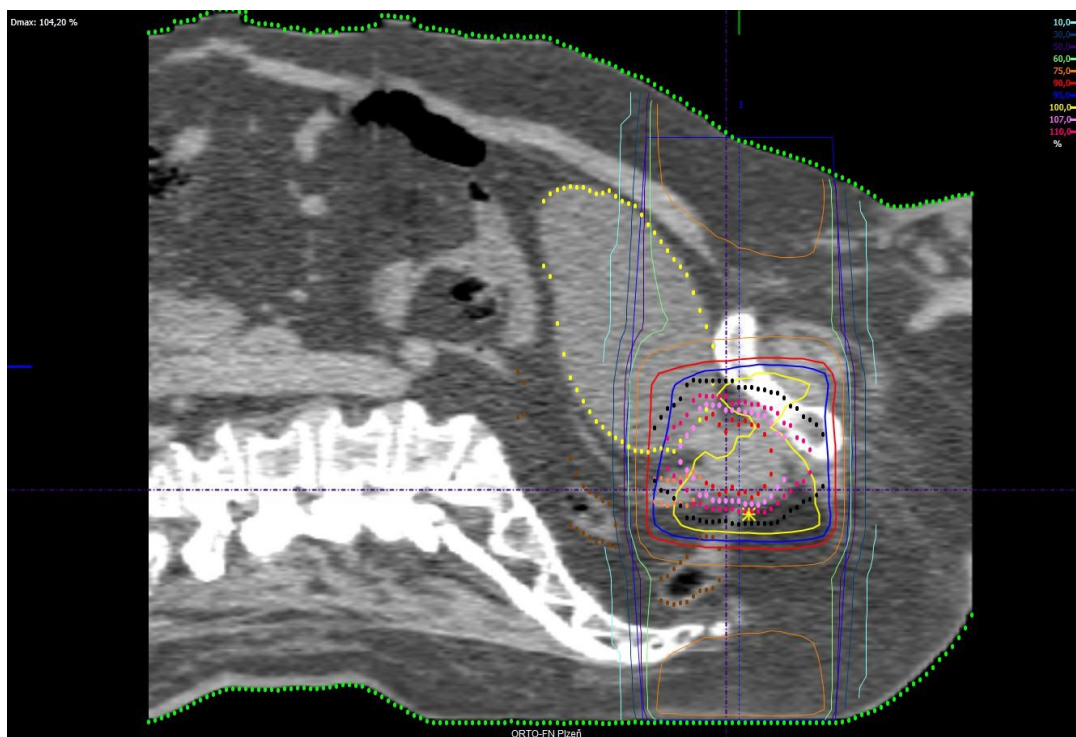
### Příloha 1 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků

Obrázek 8 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků axiální řez



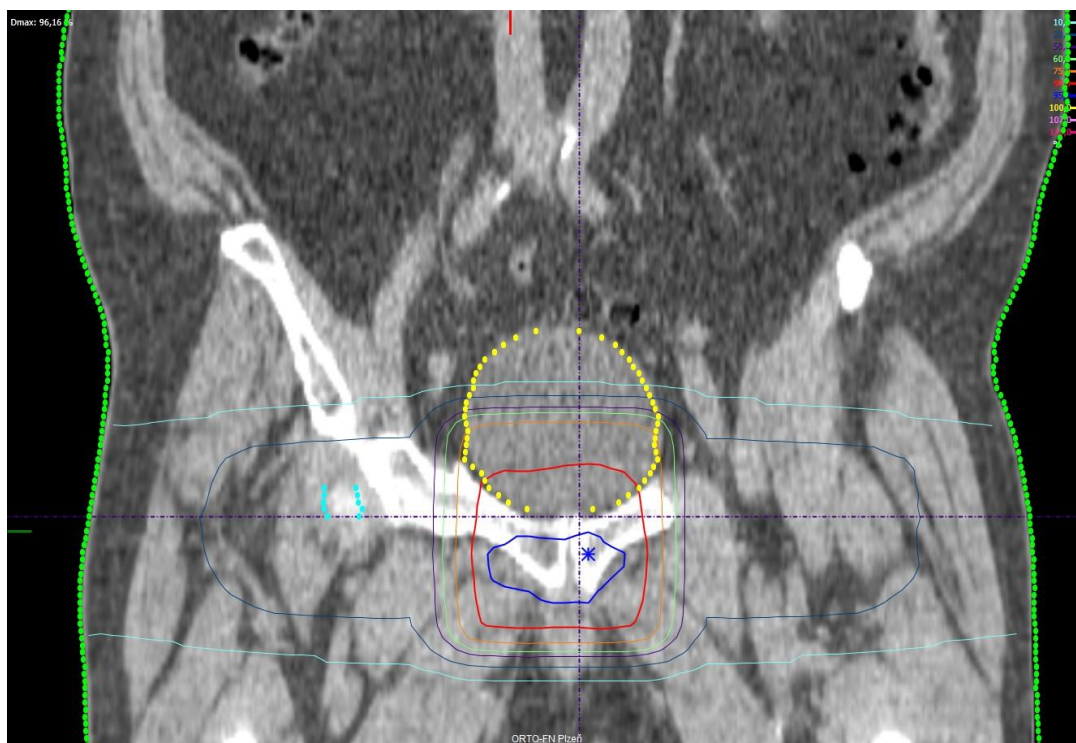
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 9** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální řez



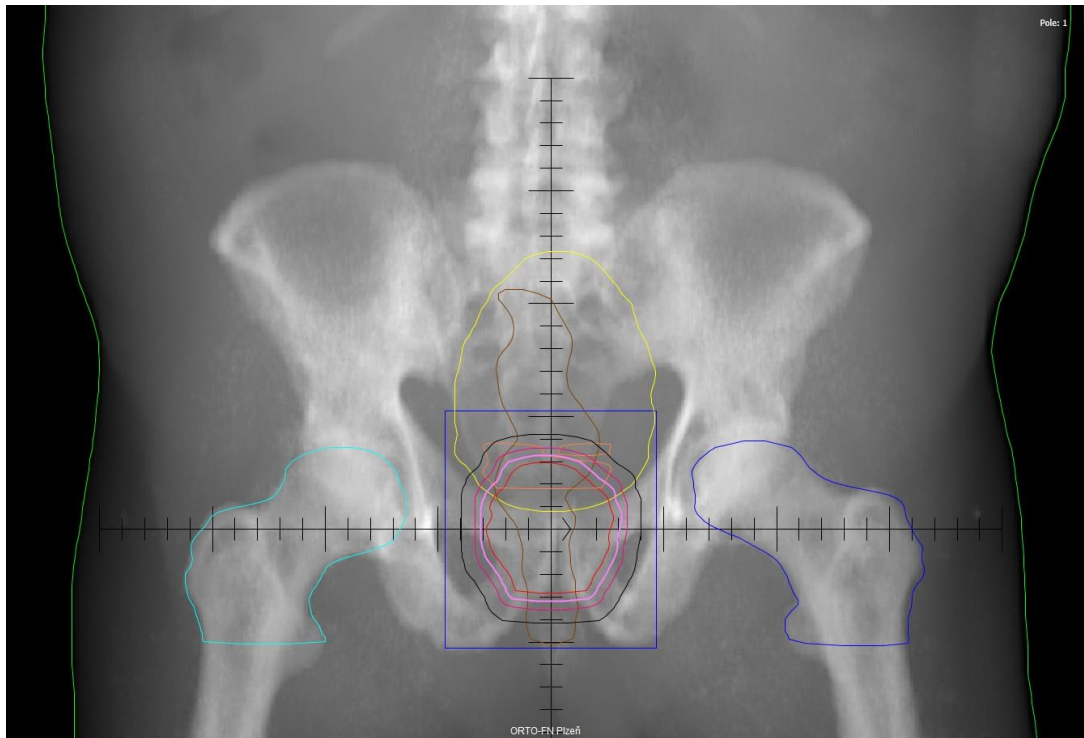
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 10** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální řez



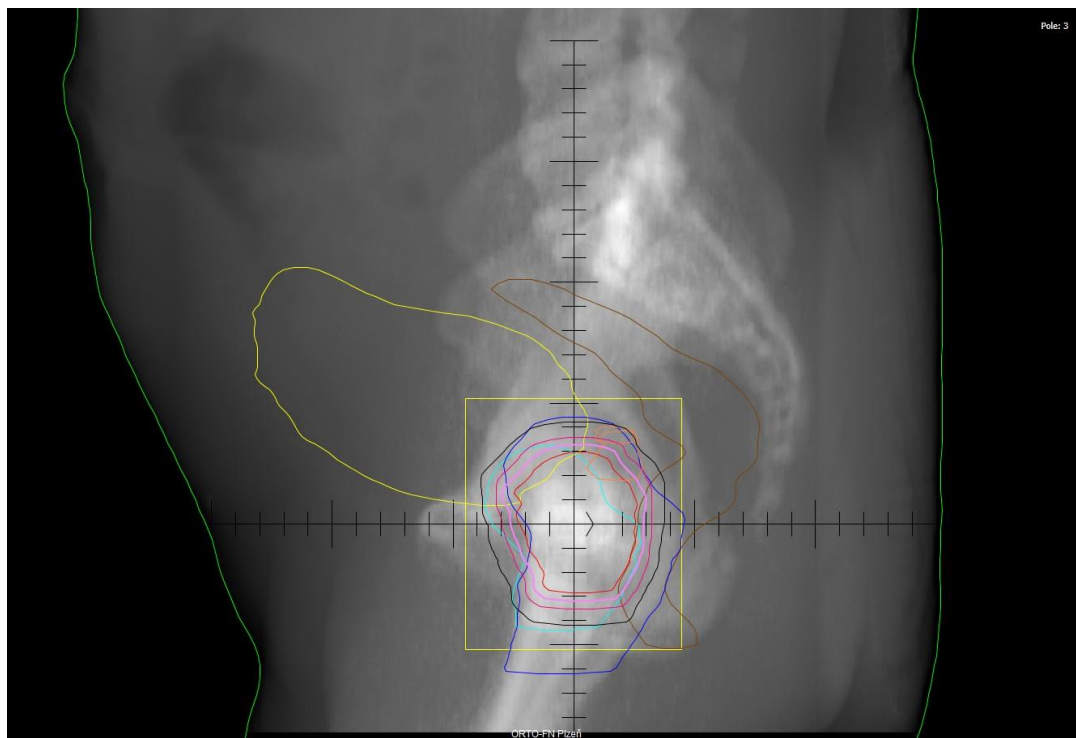
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 11** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální BEV



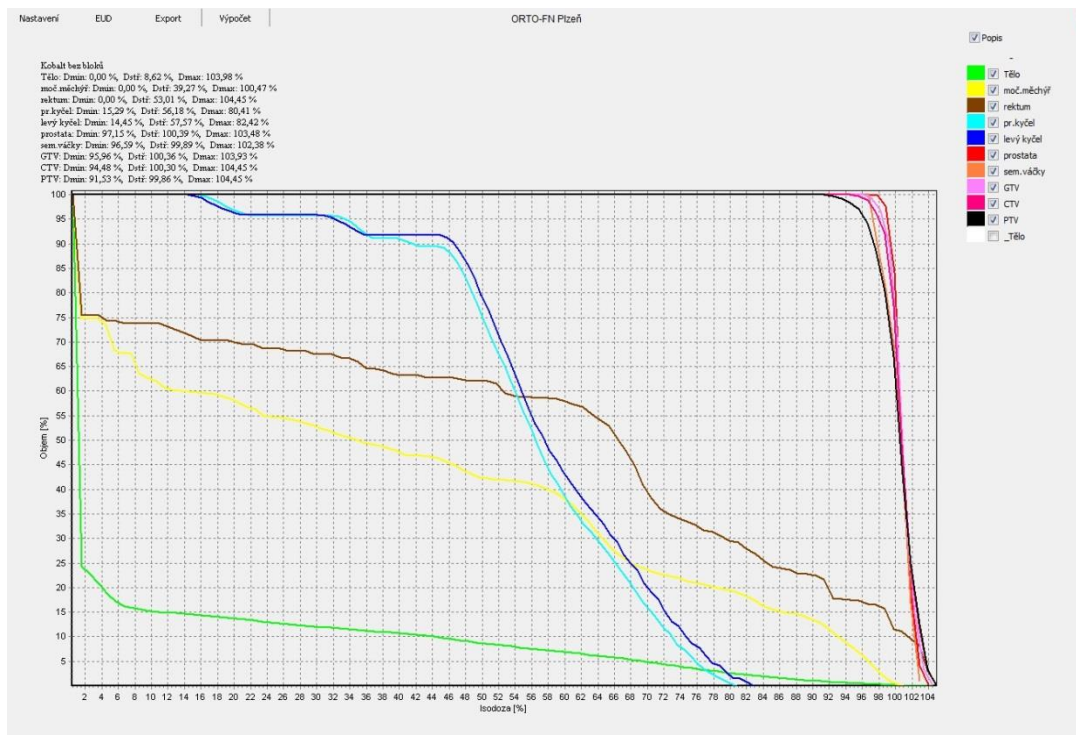
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 12** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální BEV



Zdroj: RTO-FN Pízeň

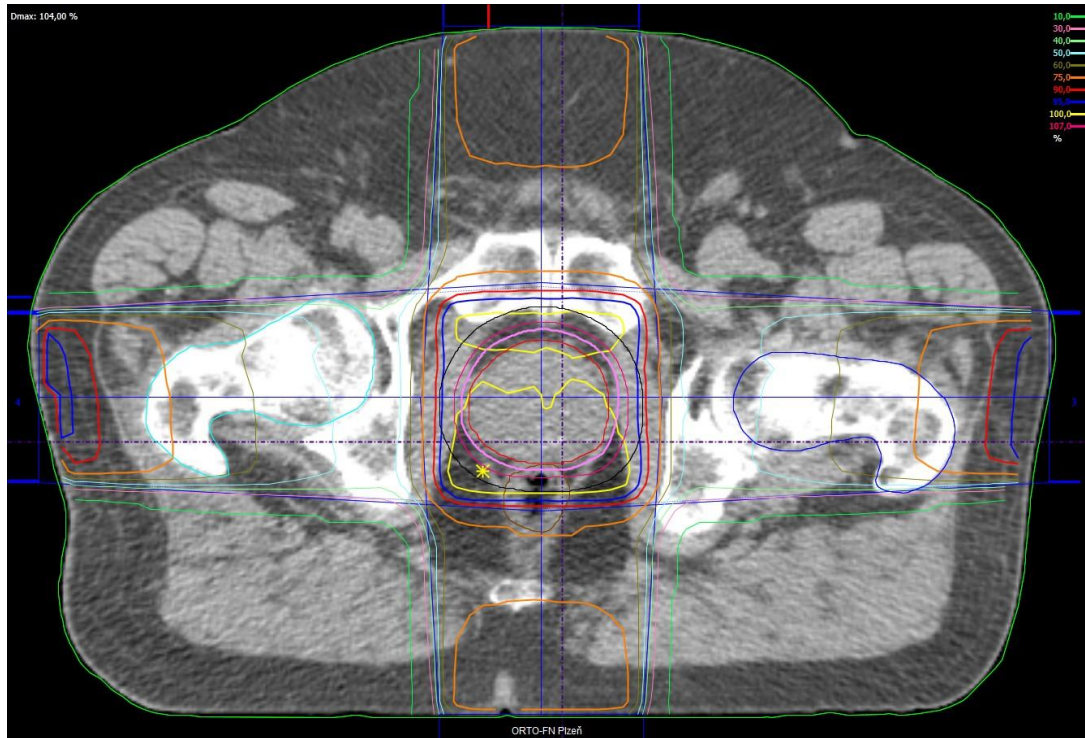
**Obrázek 13** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků DVH



Zdroj: RTO-FN Pízeň

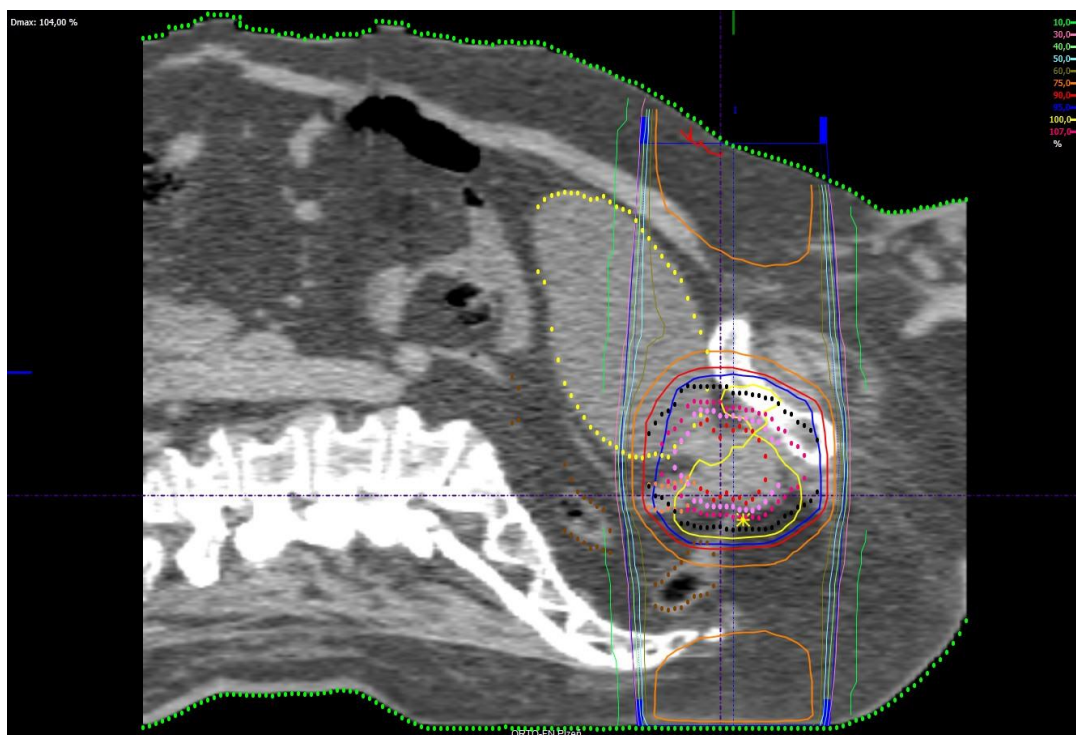
## Příloha 2 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků

Obrázek 14 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků axiální řez



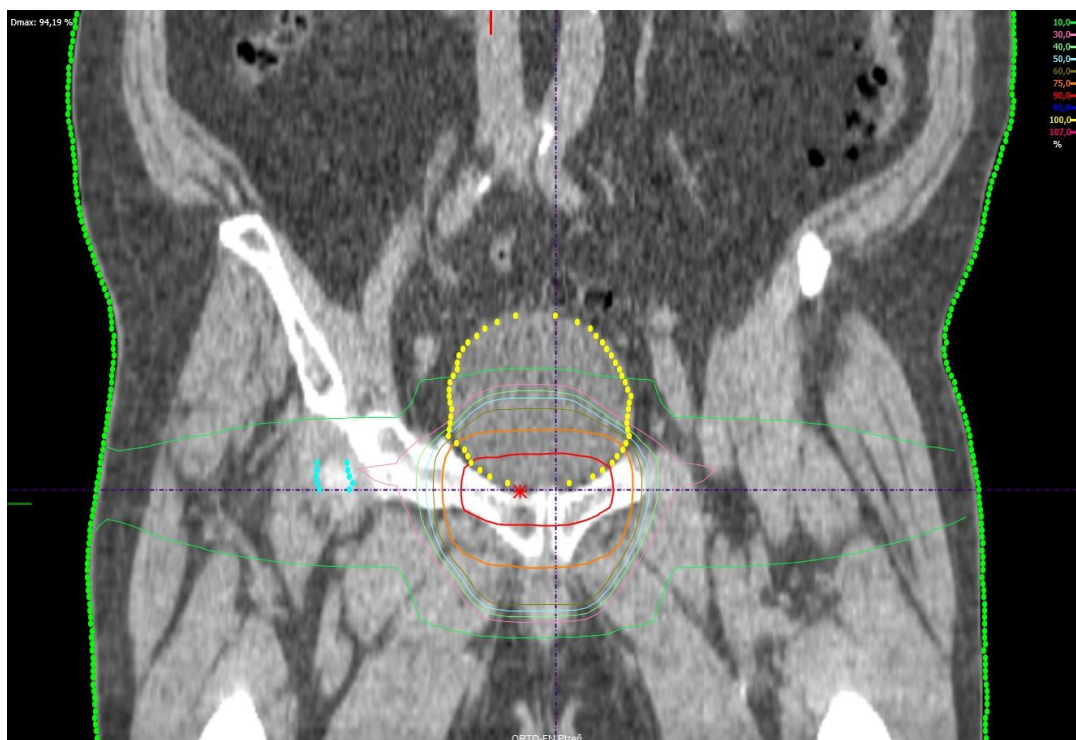
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 15** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální řez



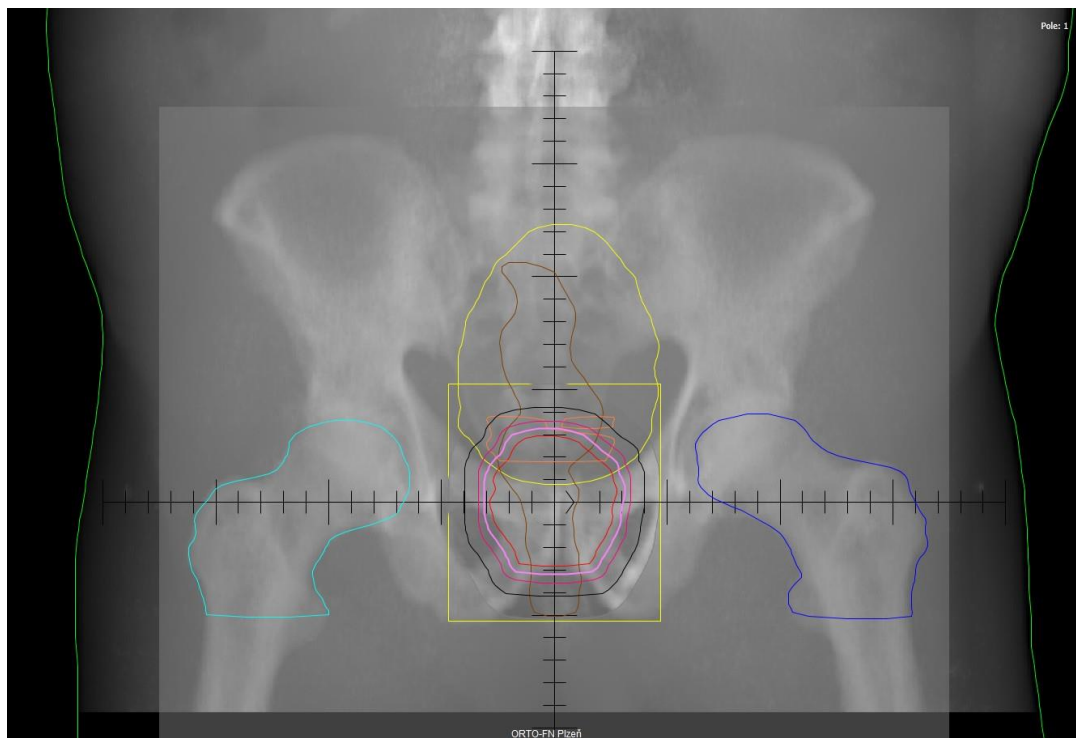
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 16** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální řez



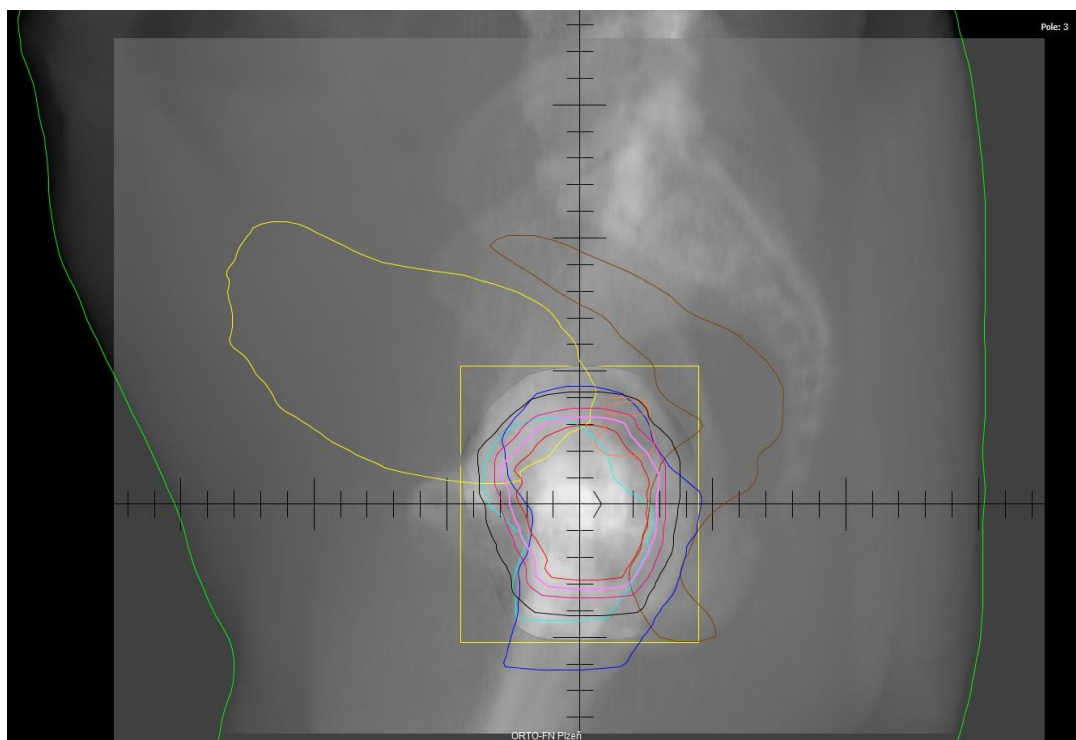
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 17** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální BEV



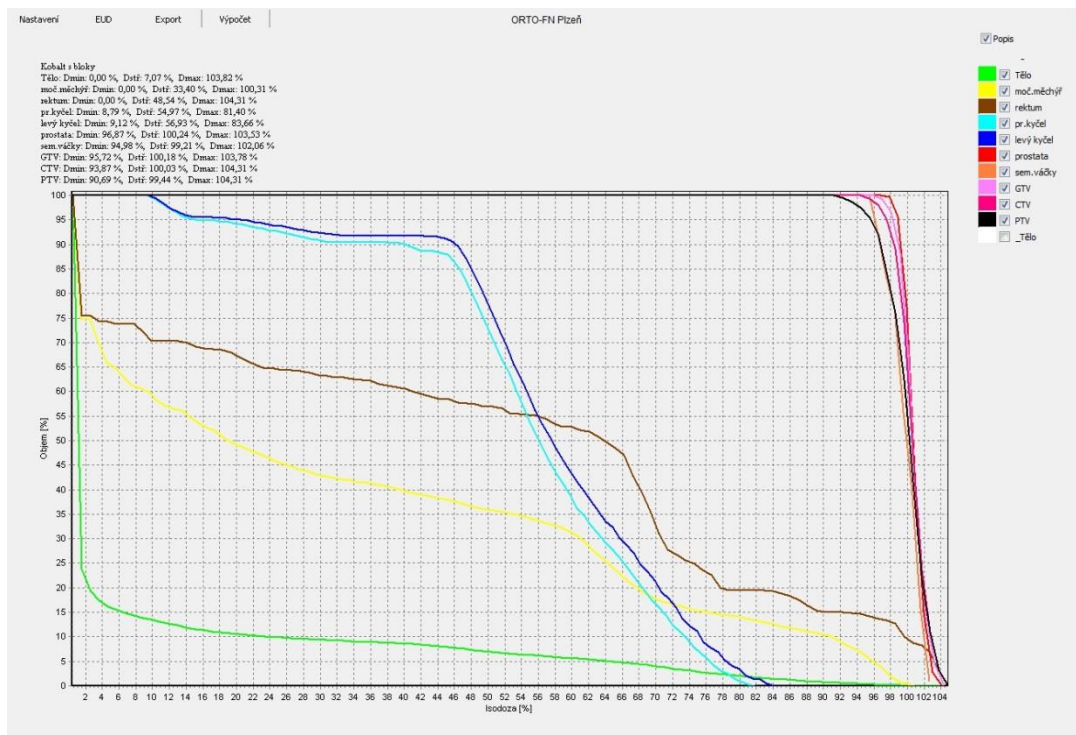
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 18** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrazek 19** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků DVH

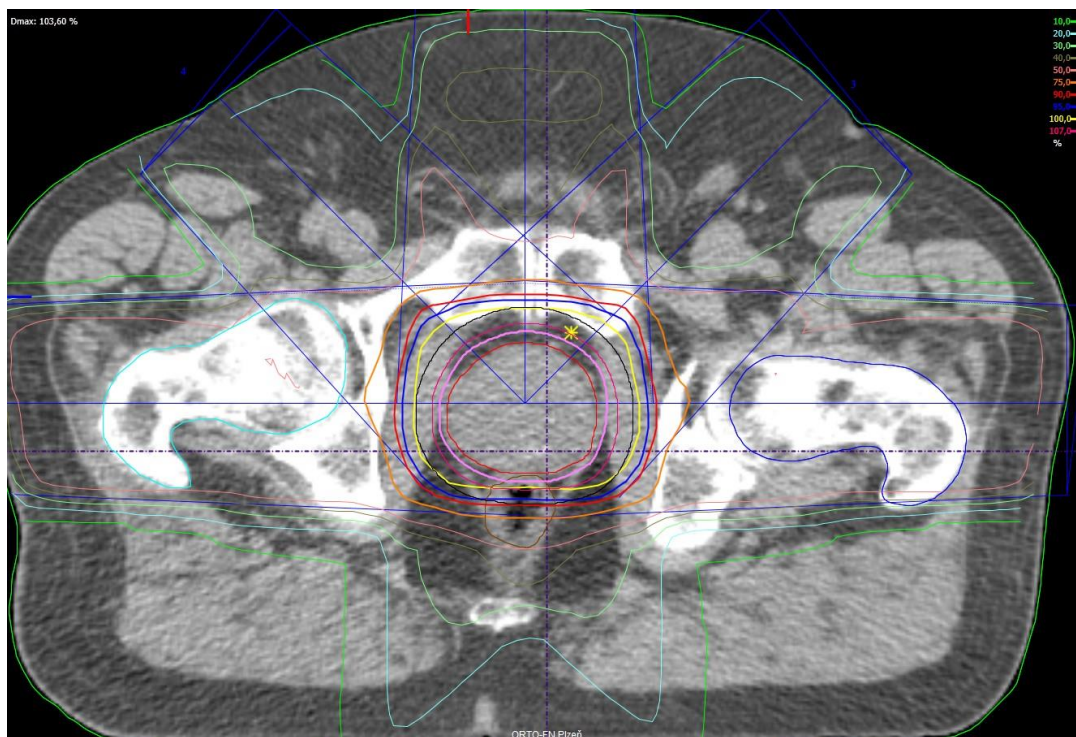


Zdroj: RTO-FN Plzeň



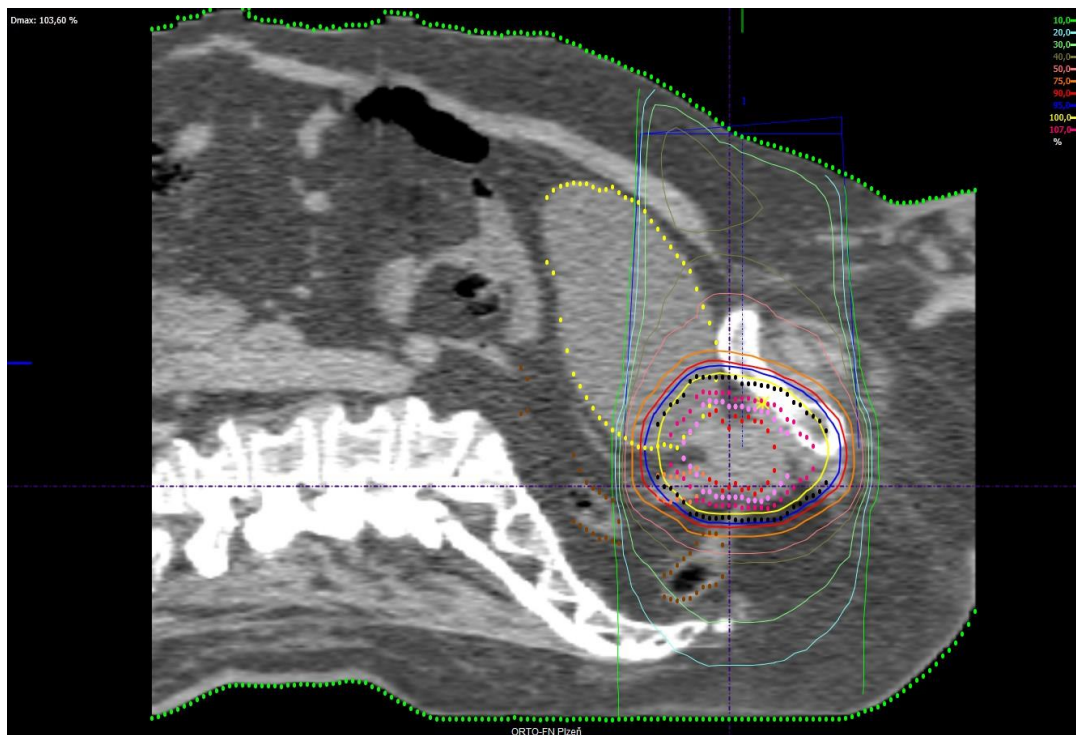
### Příloha 3 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT

Obrázek 20 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT axiální řez



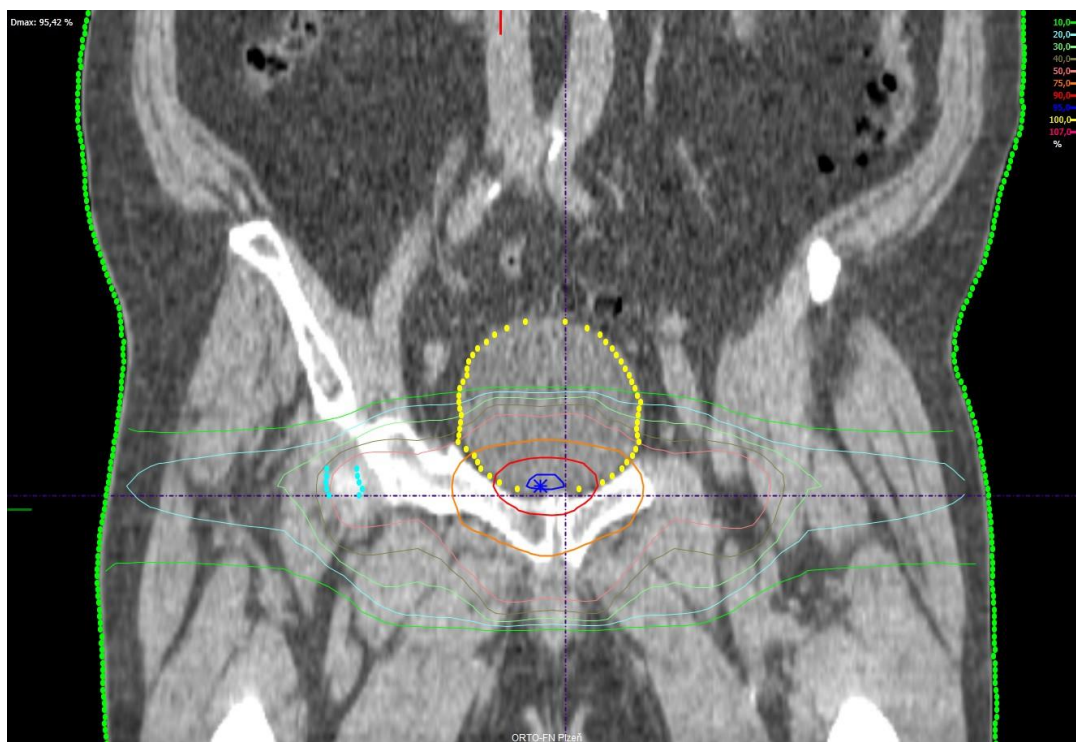
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 21 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT sagitální řez



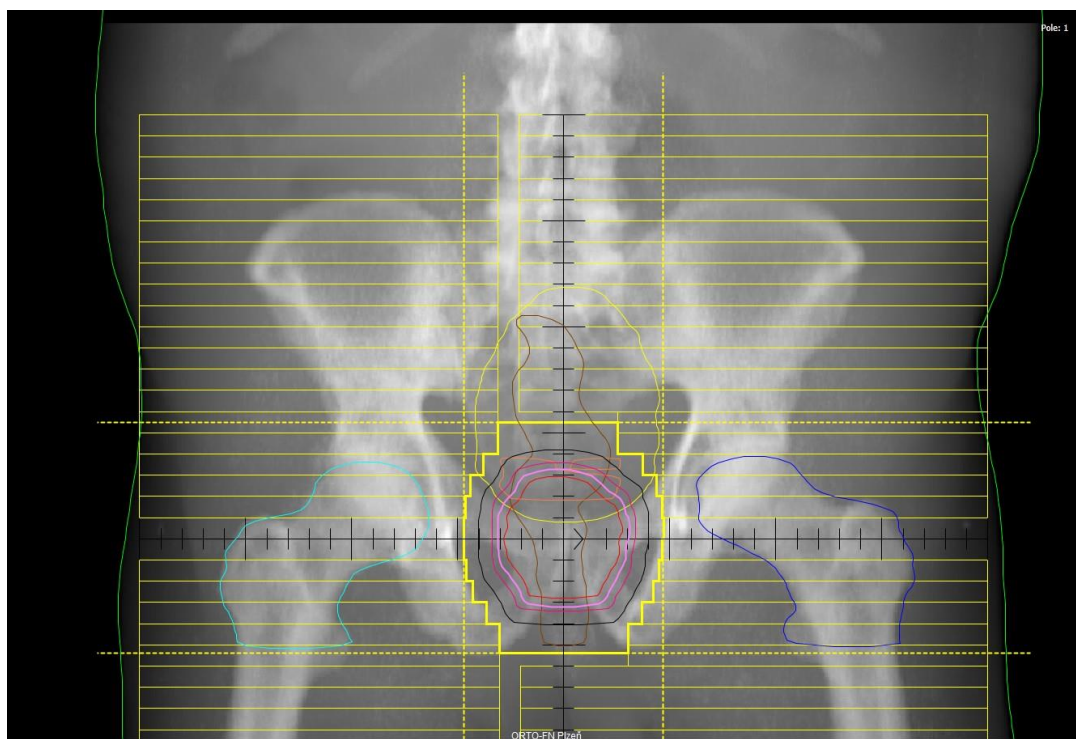
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 22** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT frontální řez



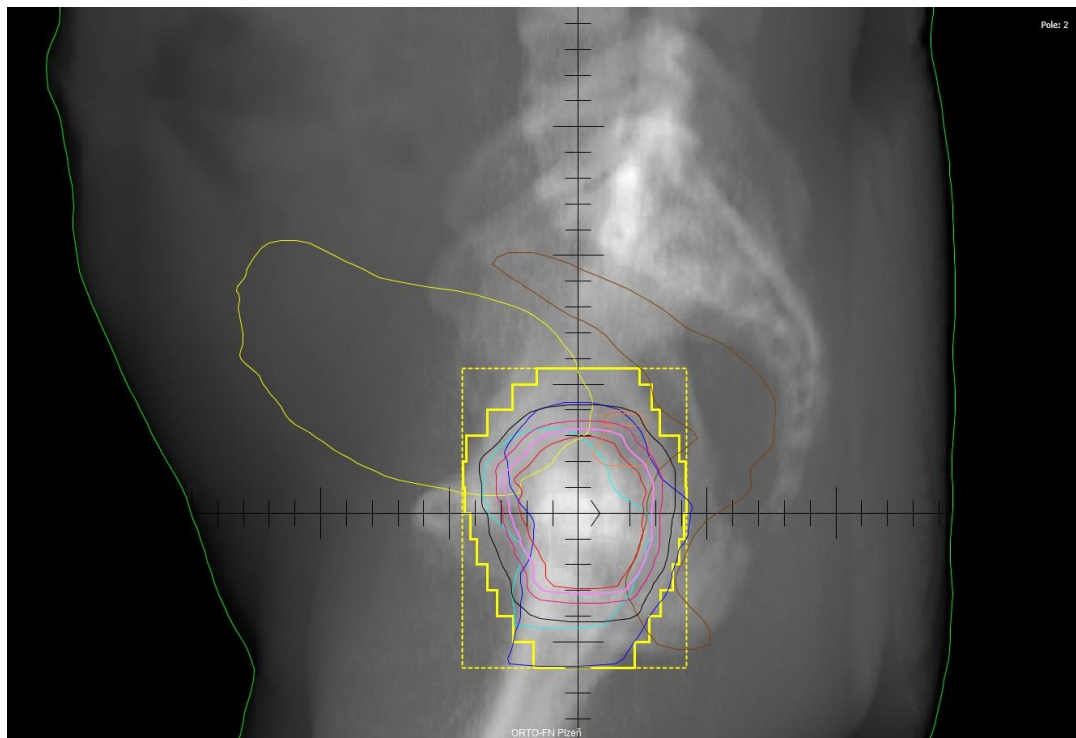
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 23** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT frontální BEV



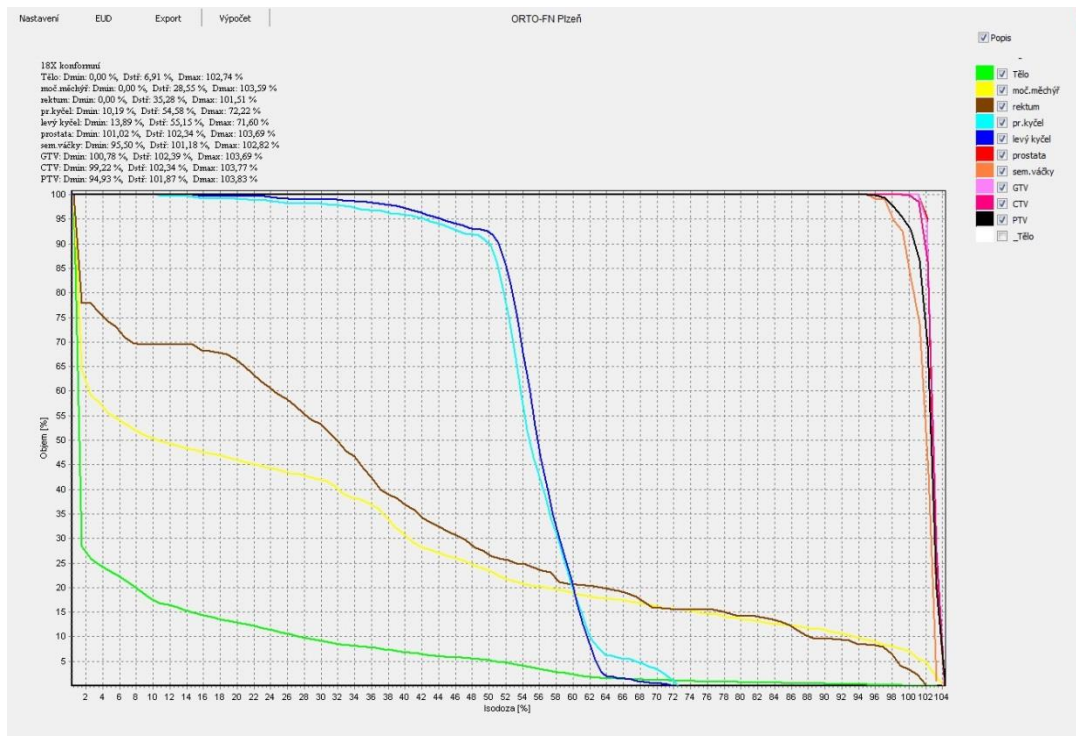
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 24 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRTsagitální BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

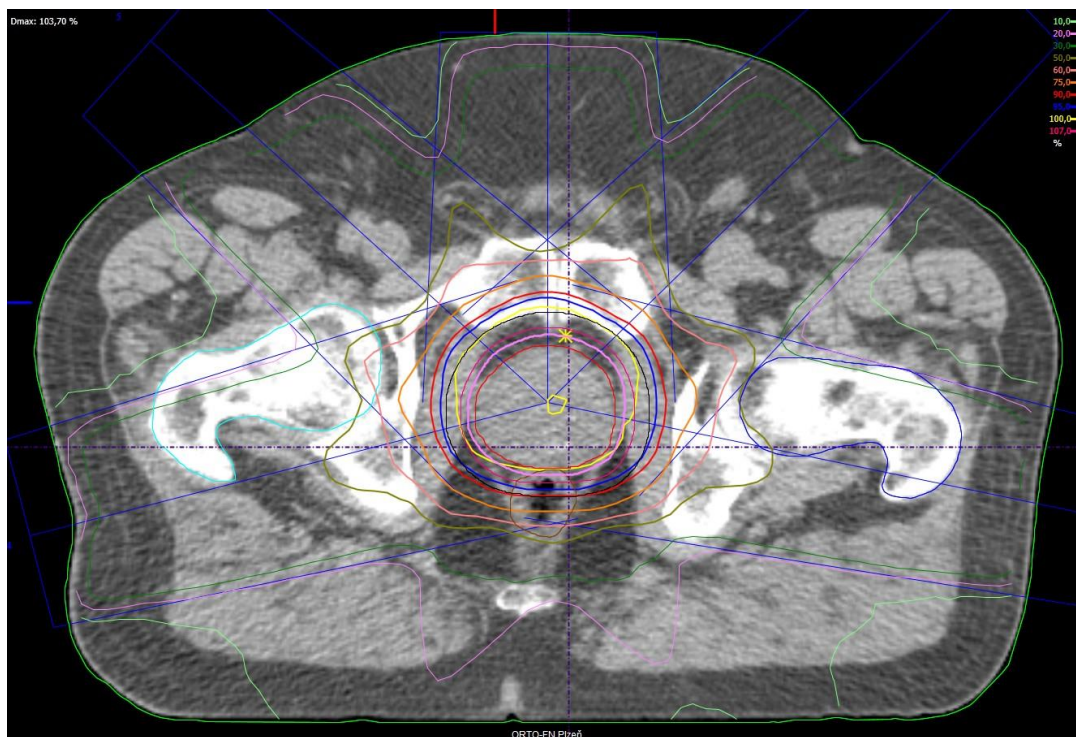
Obrázek 25 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou 3D-CRT DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

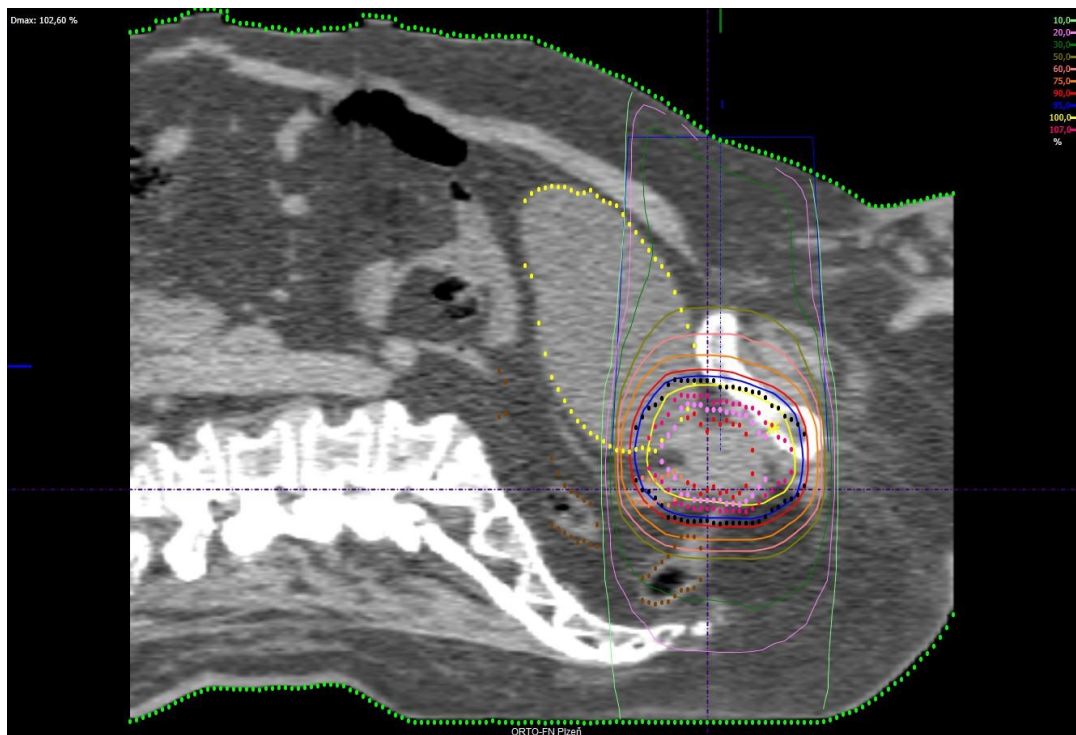
## Příloha 4 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT

Obrázek 26 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT axiální řez



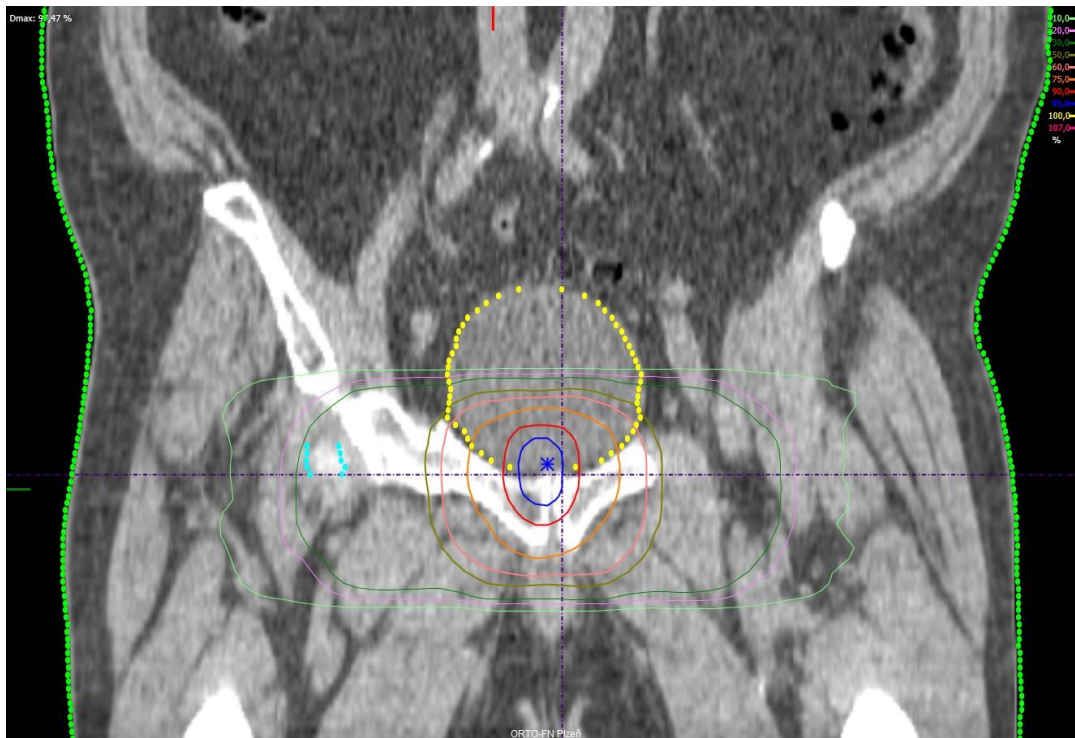
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 27 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT sagitální řez



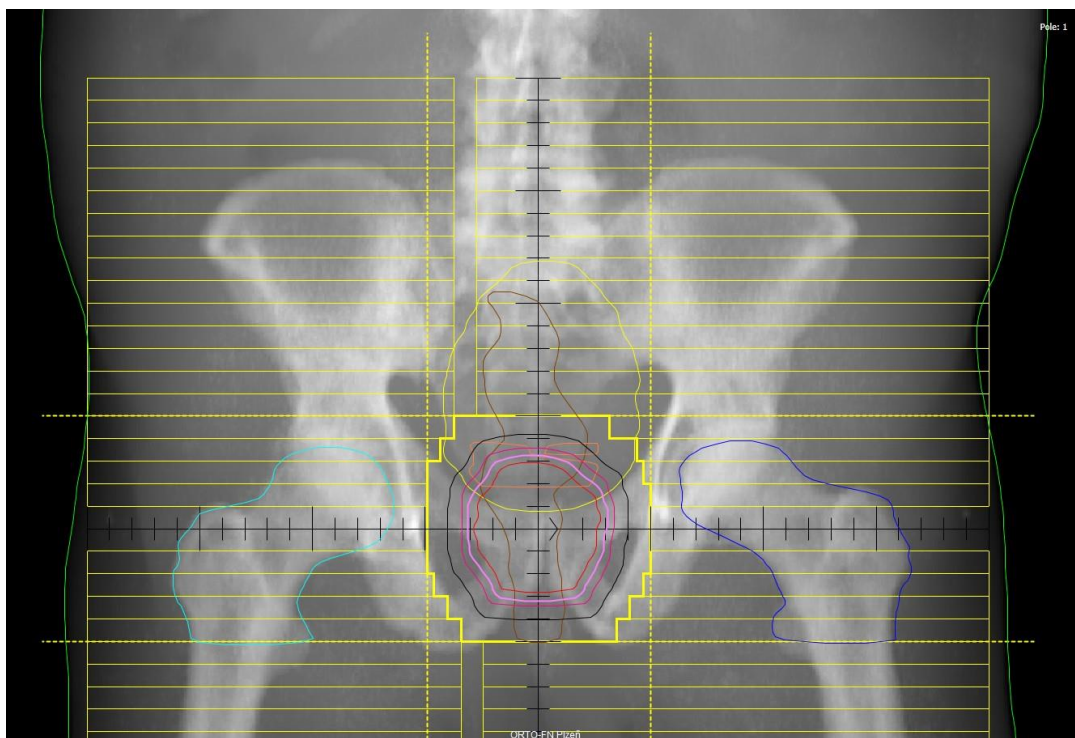
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 28 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT frontální řez



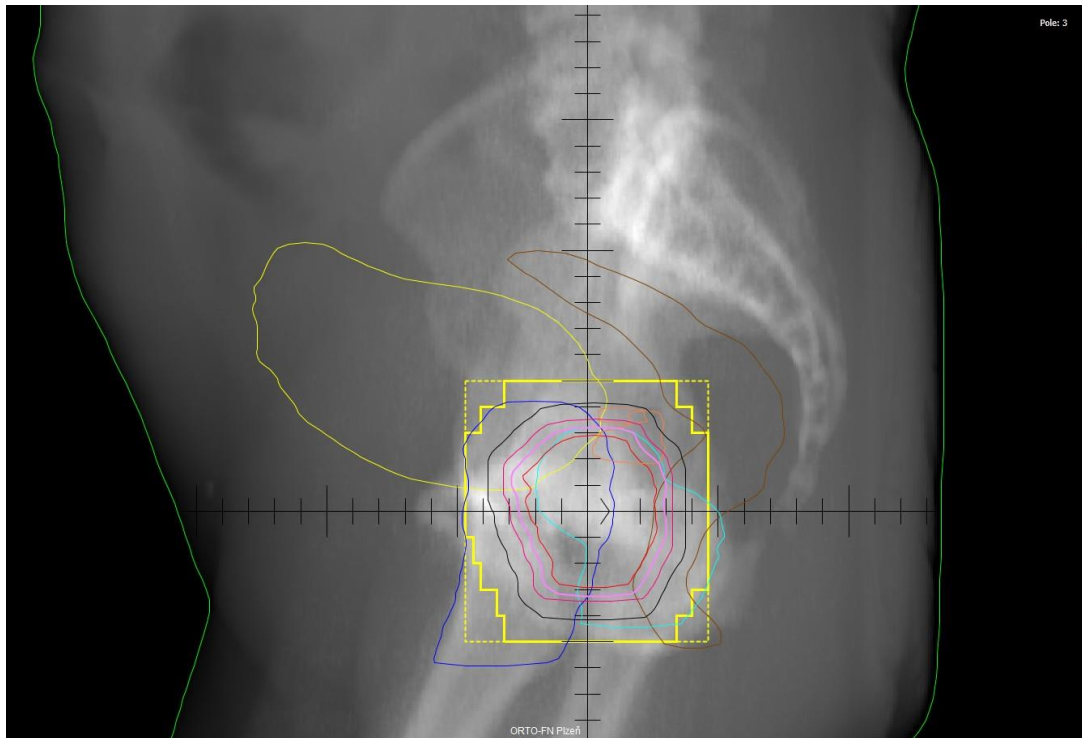
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 29 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT frontální BEV



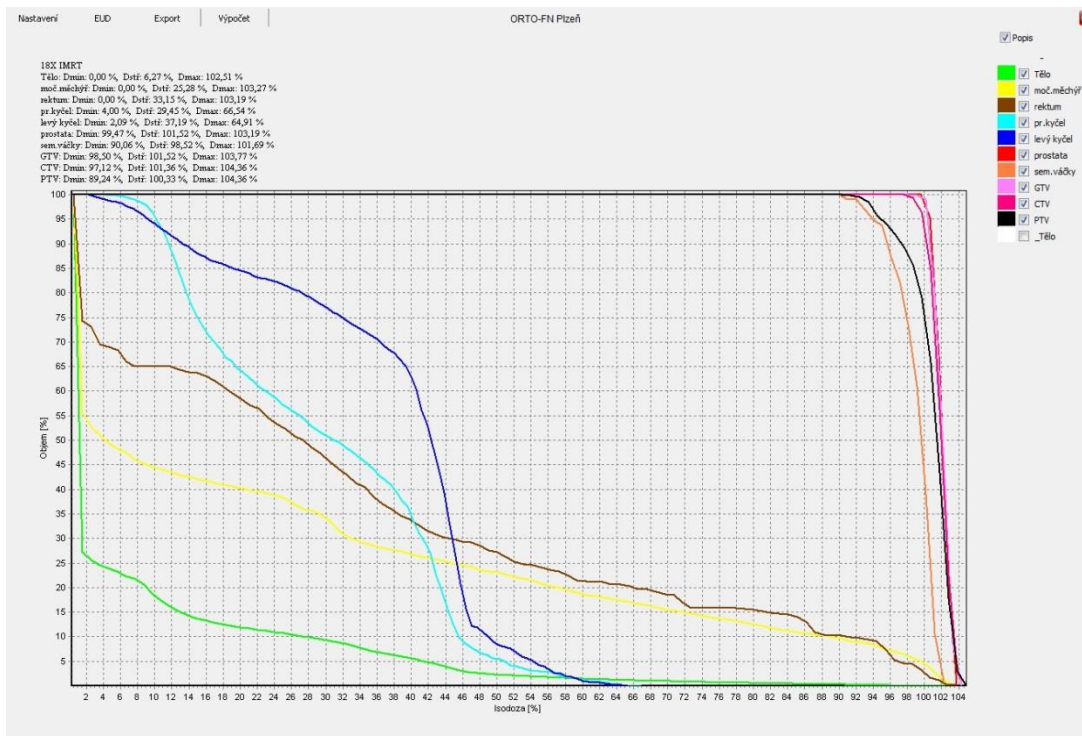
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 30 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT sagitální BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

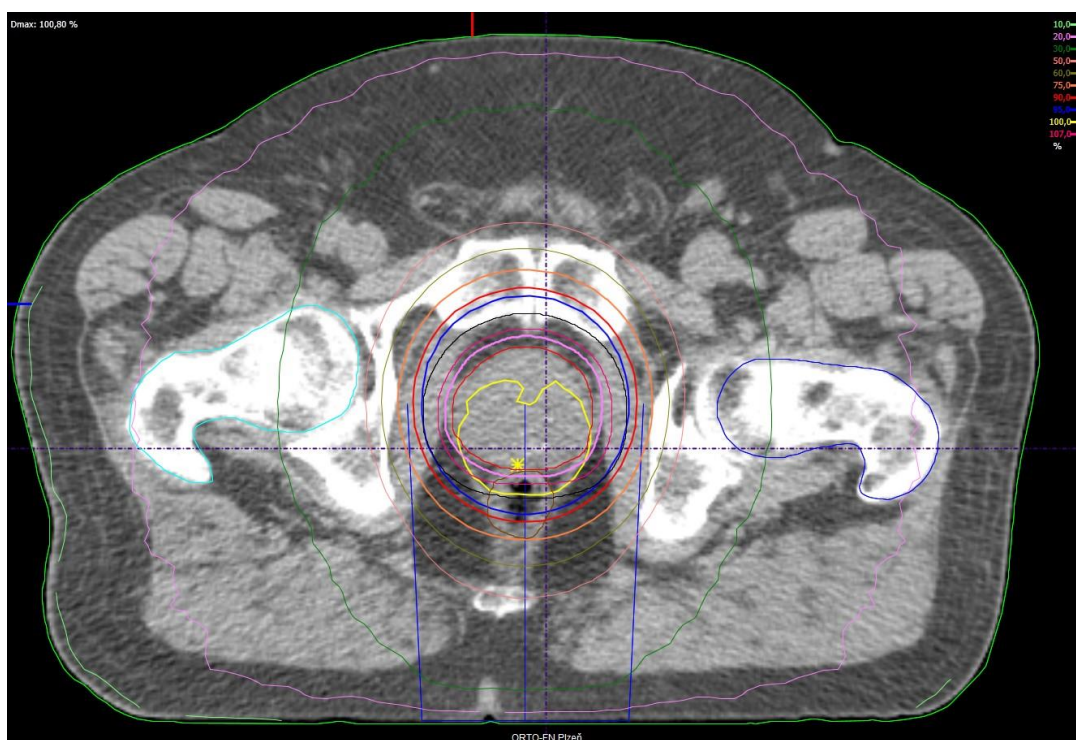
Obrázek 31 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou IMRT DHV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

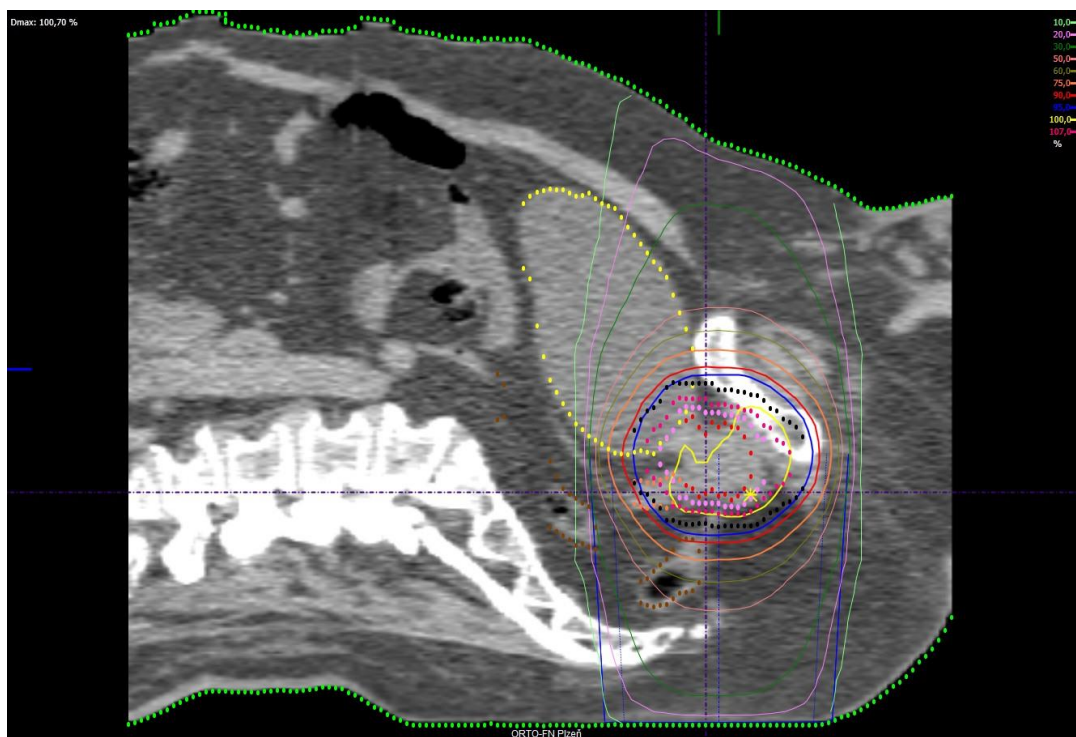
## Příloha 5 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT

Obrázek 32 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT axiální řez



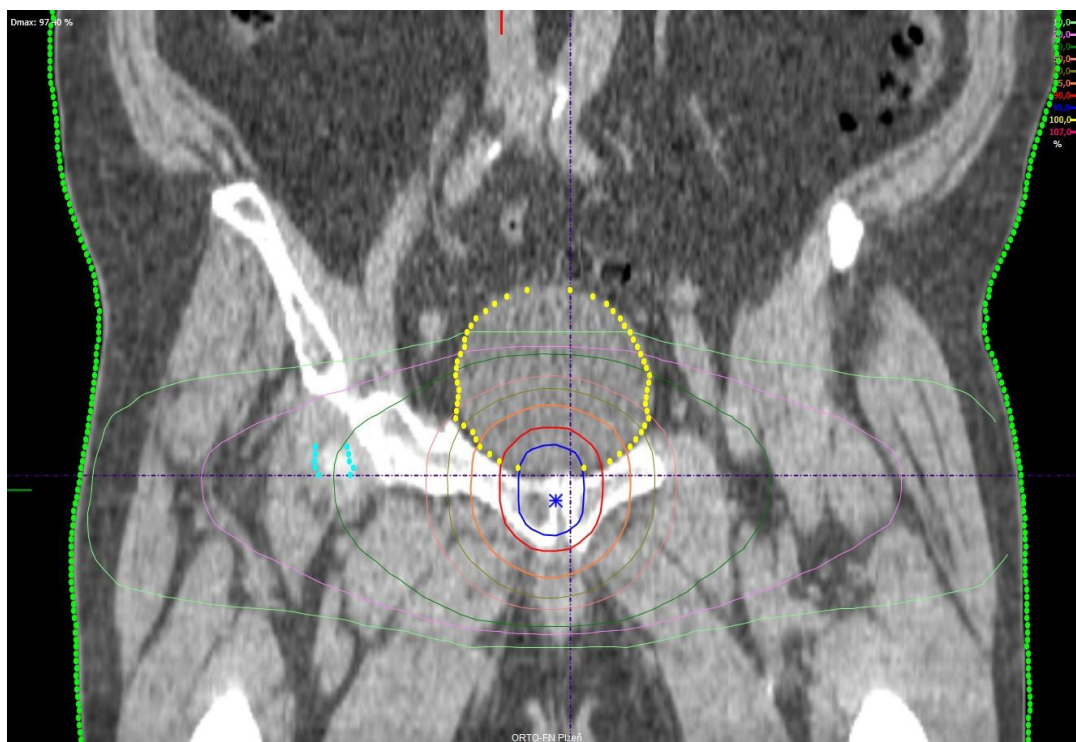
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 33 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT sagitální řez



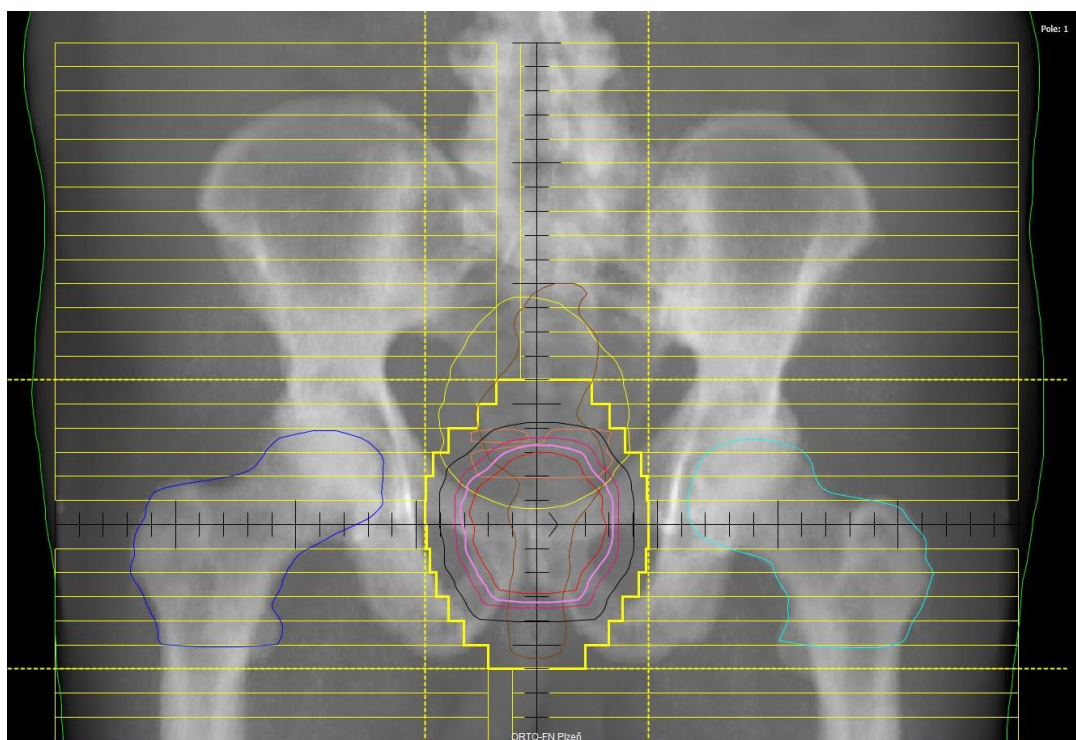
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 34** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT frontální řez



Zdroj: RTO-FN Plzeň

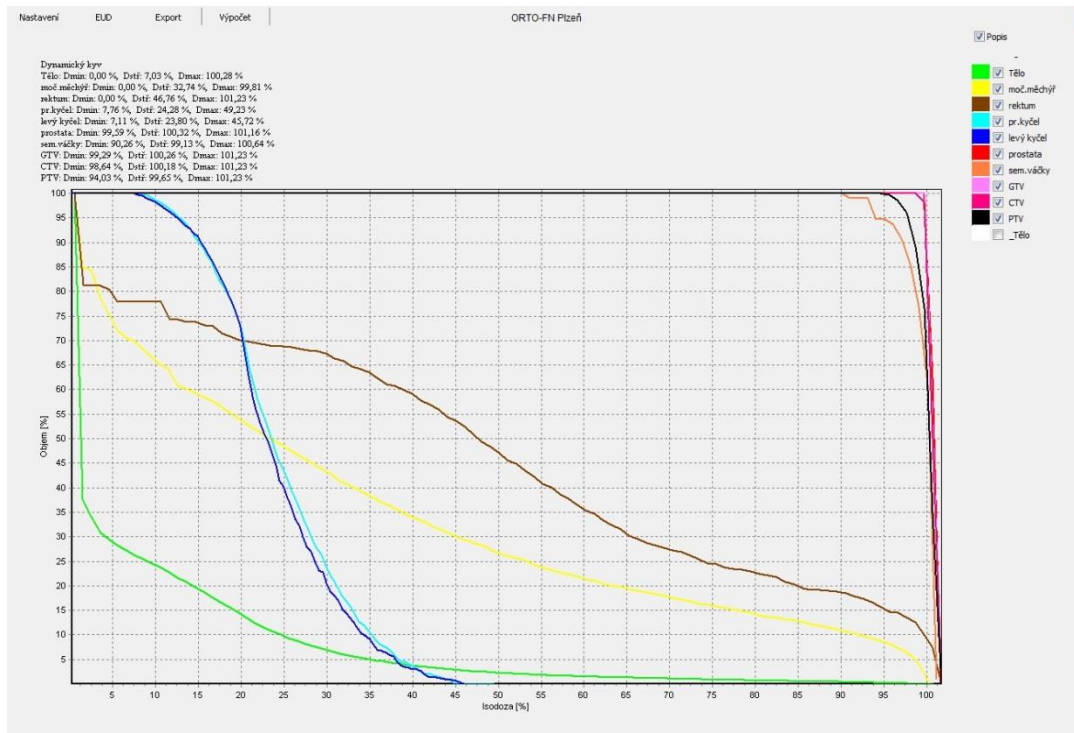
**Obrázek 35** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT frontální BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň



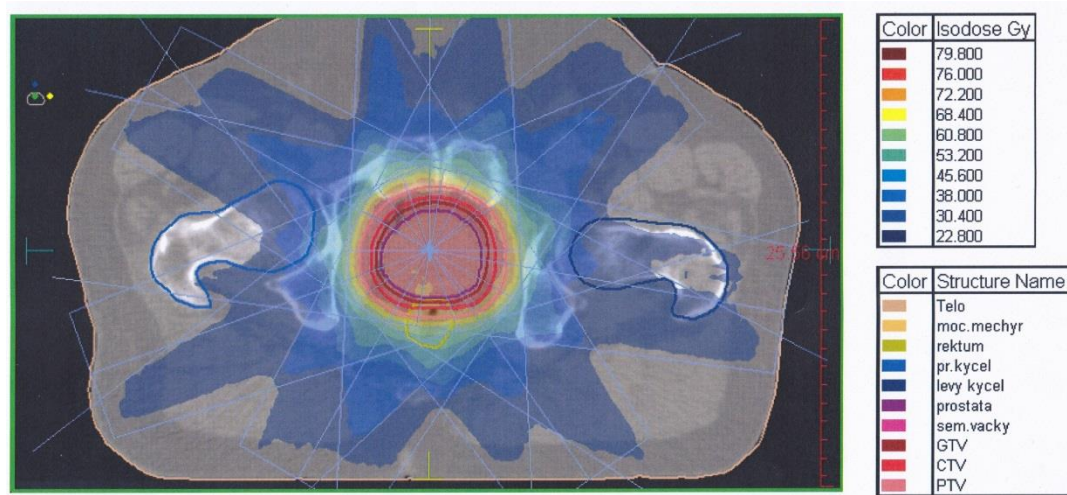
**Obrazek 36 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou VMAT DVH**



Zdroj: RTO-FN Plzeň

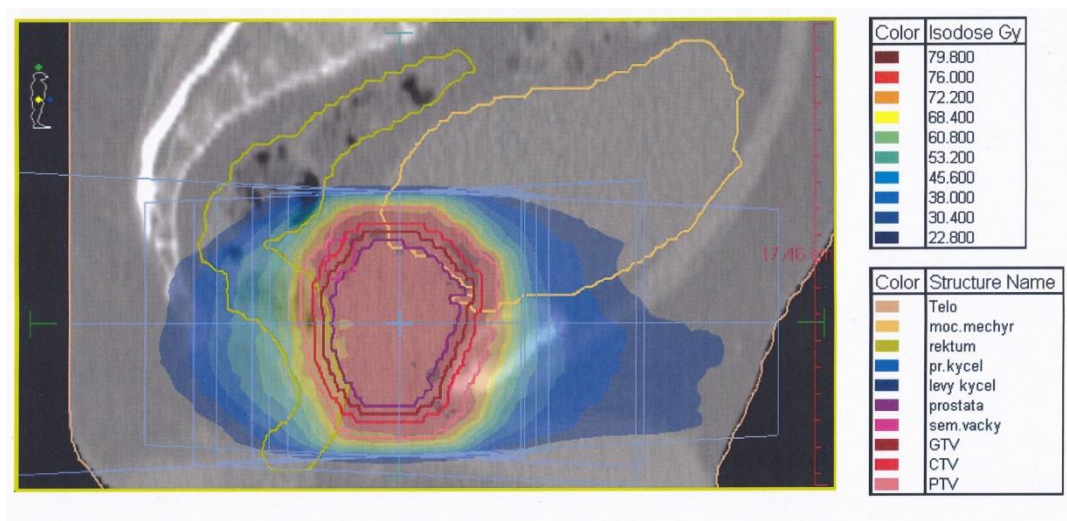
**Příloha 6 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování**

**Obrázek 37 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování axiální řez**



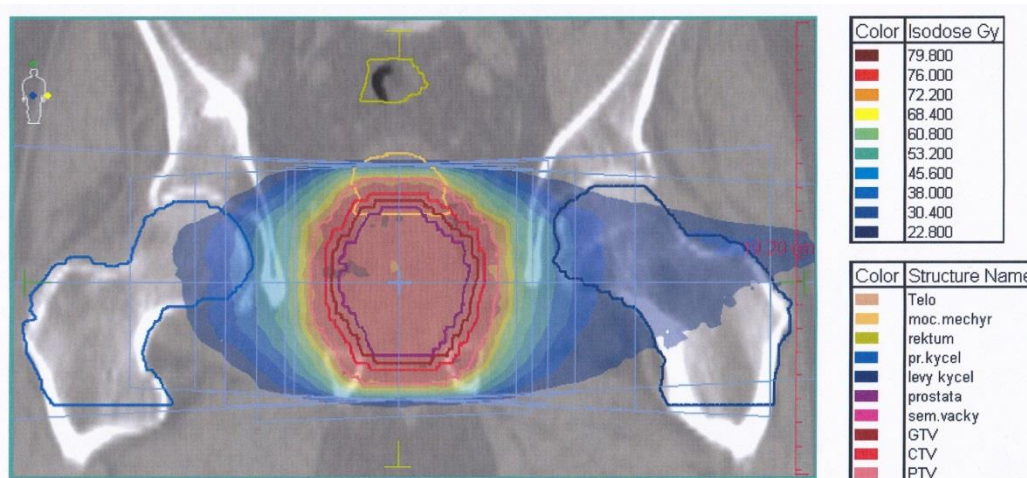
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 38 Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování sagitální řez**



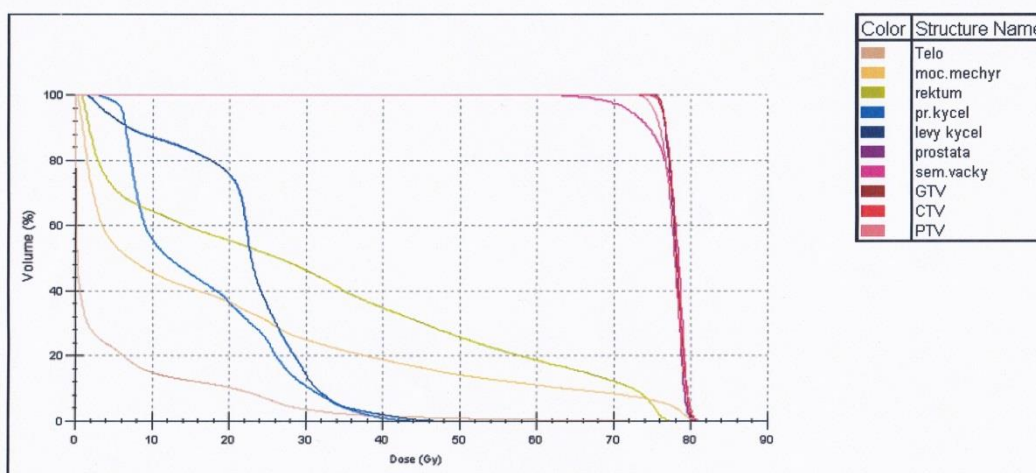
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 39** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování frontální řez



Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 40** Ozařovací plán pro radioterapii prostaty technikou inverzního plánování DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

## Příloha 7 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty

### Obrázek 41 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty

#### Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty



*Protonová terapie je zcela revoluční metoda léčby nádorových onemocnění. Onkologickým pacientům nabízíme vysoce kvalitní a bezpečnou léčbu a především šanci na úplné vyléčení bez zdravotních komplikací.*

**Protonová léčba – to nejlepší pro život.**

To nejlepší  
pro život.  
The best  
for life.

#### Proč se léčit v Proton Therapy Center?

- Nabízíme kvalitní léčbu pomocí špičkové technologie, která léčí onkologické pacienty na celém světě
- Přinášíme vysokou šanci na úplné vyléčení bez zdravotních komplikací po léčbě
- Zajišťujeme kompletní vstupní diagnostická vyšetření pomocí CT, MR a PET/CT metod pro zajištění maximální přesnosti léčby
- Naše péče probíhá v souladu s mezinárodně uznávanými standardy kvality
- Jedná se o ambulantní léčbu formou návštěv, neomezující Vaše každodenní aktivity
- Zajišťujeme vše potřebné pro mimopražské a zahraniční pacienty
- Protože nejsme klasická nemocnice

#### Dopřejte sobě a svým blízkým to nejlepší...

#### Jak probíhá samotná léčba?

Do centra docházíte na pravidelné léčebné návštěvy po dobu 2 až 8mi týdnů, v některých případech je možné i jednorázové ozařování. Každá z návštěv trvá do 60 minut. Během léčby kontroluje lékař jednou týdně Váš zdravotní stav. V případě obtíží však můžete požádat o kontrolu kdykoli. Ošetřující lékař je pravidelně informován o průběhu léčby a Vašem zdravotním stavu.

#### Jak kontaktovat PTC?

Protonové centrum můžete kontaktovat pomocí kontaktního formuláře na webových stránkách [www.ptc.cz](http://www.ptc.cz) nebo pomocí infolinky 222 999 000. Ozveme se Vám ohledně dalších podrobností a Vaší první návštěvy.

Adresa: **Proton Therapy Center Czech s.r.o.**

Budínova 2437/1a, Praha 8, 180 00

#### Svůj zdravotní stav můžete kdykoli konzultovat s našimi lékaři.



Zdroj: [http://www.ptc.cz/data/userfiles/file/Info%20pro%20pacienty%20o%20indikac%C3-%ADch/Informace%20pro%20pacienty%20%20I%C3%A9%C4%8Dba%20karcinomu%20prostaty\(1\).pdf](http://www.ptc.cz/data/userfiles/file/Info%20pro%20pacienty%20o%20indikac%C3-%ADch/Informace%20pro%20pacienty%20%20I%C3%A9%C4%8Dba%20karcinomu%20prostaty(1).pdf)

## Obrázek 42 Informace o protonové léčbě karcinomu prostaty

**Protonová terapie** je vysoce bezpečná a přesná forma radioterapie, kterou dnes využívají desítky center po celém světě. Jedná se o pokrokovou léčbu, při které jsou nádory ozařovány pomocí paprsku urychlených protonů. Hlavní výhodou protonové léčby je možnost dodat maximální léčebnou dávku záření do nádoru a nepoškodit okolní zdravou tkáň.

- Díky vyšší dávce v nádoru dosahujeme vyšší šance na úplné vyléčení
- Vyhnutím se okolní tkáni snižujeme rizika nežádoucích zdravotních komplikací a zvyšujeme kvalitu života po léčbě.
- Špičková technologie přináší pacientům maximální bezpečí a komfort



Cílem ozařování rakoviny prostaty je definitivně zlikvidovat nádor a současně nezpůsobit těžké komplikace v okolních orgánech (konečník, močový měchýř). Nežádoucí účinky léčby obecně zahrnují akutní potíže s průjmy i trvalé potíže jako impotence, inkontinence (pomocování), či krvácení, které výrazně snižují kvalitu dalšího života. Protonová terapie umožňuje maximalizovat léčebný efekt bez zátěže na okolní orgány.

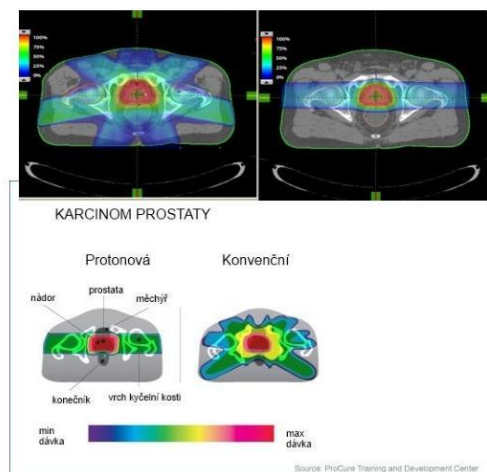
**Pro nádory prostaty je typická** vysoká míra léčitelnosti srovnatelná pro všechny dostupné postupy (chirurgii, radioterapii). Při léčbě radioterapií platí závislost mezi šancí na vyléčení a vyšší aplikované dávky (vyšší dávka přináší vyšší šanci na vyléčení). Jednotlivé léčebné metody se liší ve spektru nežádoucích účinků, přičemž v radioterapii je míra nežádoucích účinků přímo závislá na dávce aplikované na okolní zdravé tkáň. Nežádoucí účinky jsou klíčovými faktory určujícími kvalitu života nemocných. Mezi nejčastější trvalé následky léčby karcinomu prostaty patří: **močová inkontinence, impotence, postradiační proktitida.**

**Protonová terapie je vhodná pro:**

- lokalizované a lokálně pokročilé nádory prostaty (T1-T3b, N0, M0)
- adjuvantní nebo záchrannou radioterapii po radikální prostatektomii



### Srovnání dávkové distribuce IMPT a IMRT



**Protonová terapie při léčbě karcinomu prostaty výrazně snižuje rizik impotence, inkontinence či krvácení z konečníku.**

**Protonová terapie nabízí:**

- lepší dávkovou distribuci ve srovnání s IMRT i pohybovou IMRT terapií
- možnost eskalace dávky s vyšší pravděpodobností lokální kontroly nádoru
- nižší pravděpodobnost vzniku erektilní dysfunkce
- zachování produkce testosteronu po léčbě a uchování potence
- snížení pravděpodobnosti postradiační proktitidy
- vyšší kvalitu života po léčbě
- možnost akcelerované radioterapie díky lepší dávkové distribuci

Zdroj: [http://www.ptc.cz/data/userfiles/file/Info%20pro%20pacienty%20o%20indikac%3-%ADch/Informace%20pro%20pacienty%20%20I%3%A9%C4%8Db%20karcinomu%20prostaty\(1\).pdf](http://www.ptc.cz/data/userfiles/file/Info%20pro%20pacienty%20o%20indikac%3-%ADch/Informace%20pro%20pacienty%20%20I%3%A9%C4%8Db%20karcinomu%20prostaty(1).pdf)

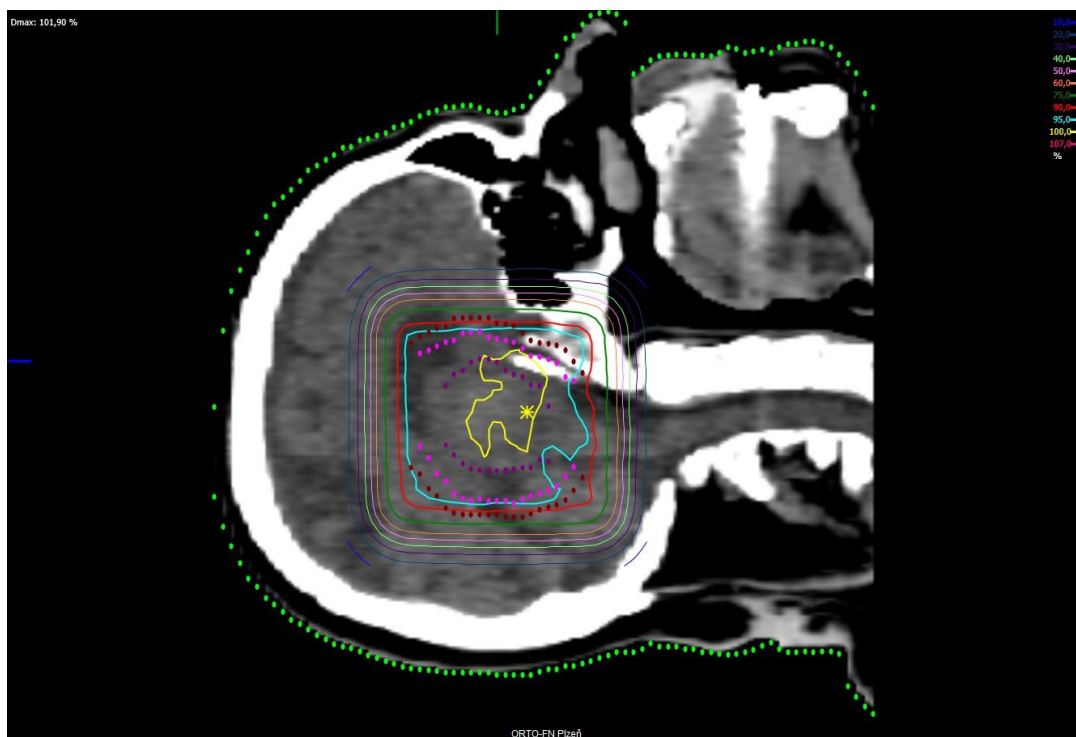
## Příloha 8 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků

Obrázek 43 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků axiální řez



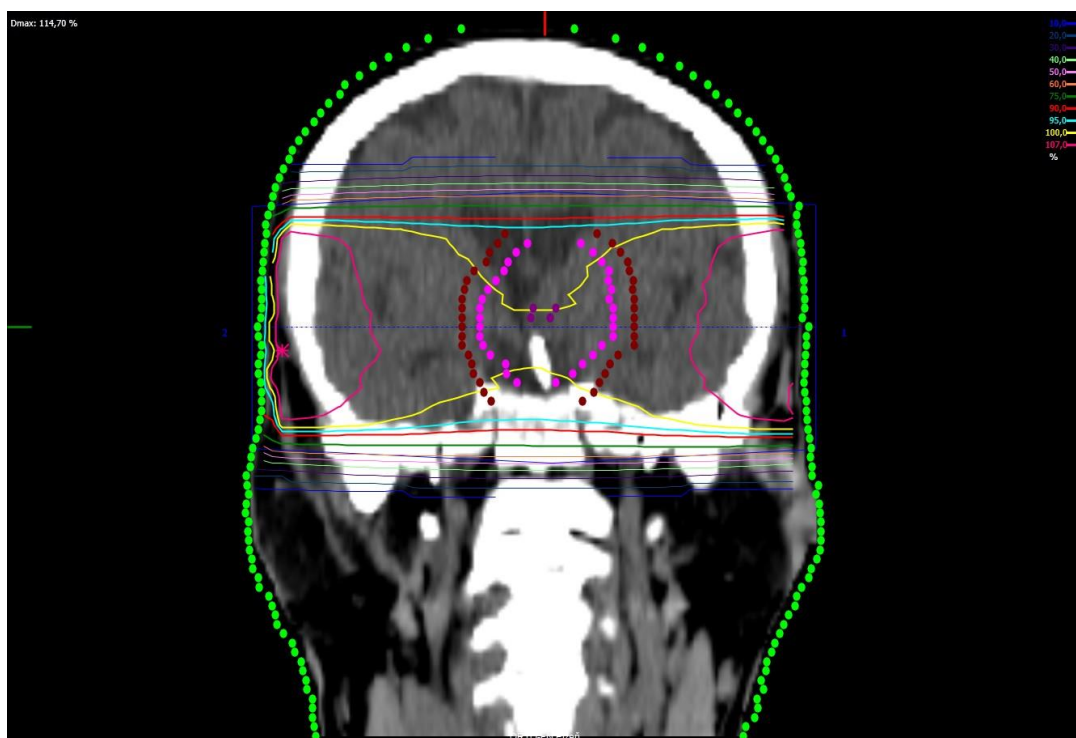
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 44 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků sagitální řez



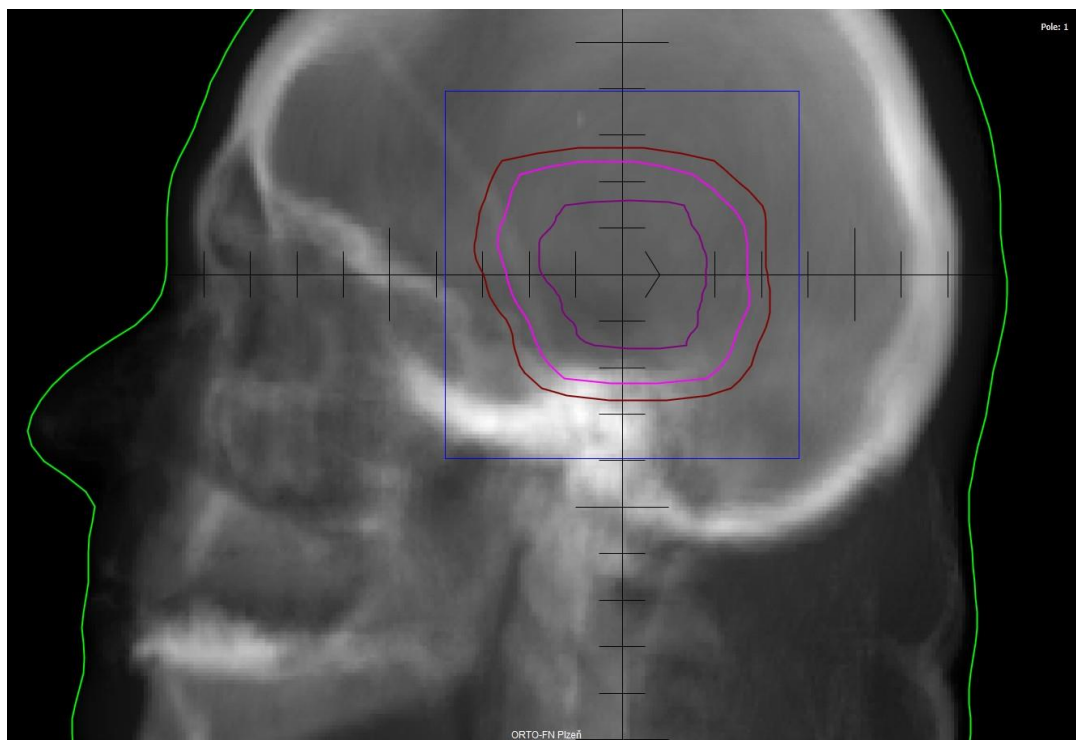
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 45 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků frontální řez



Zdroj: RTO-FN Plzeň

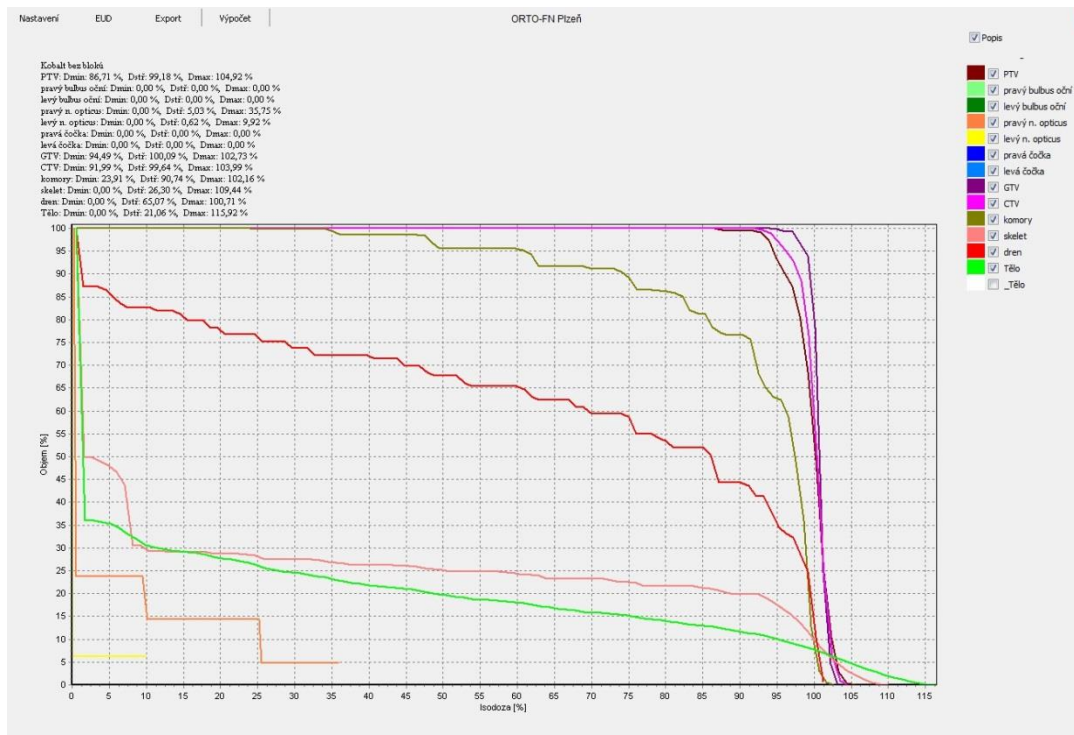
**Obrázek 46** Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň



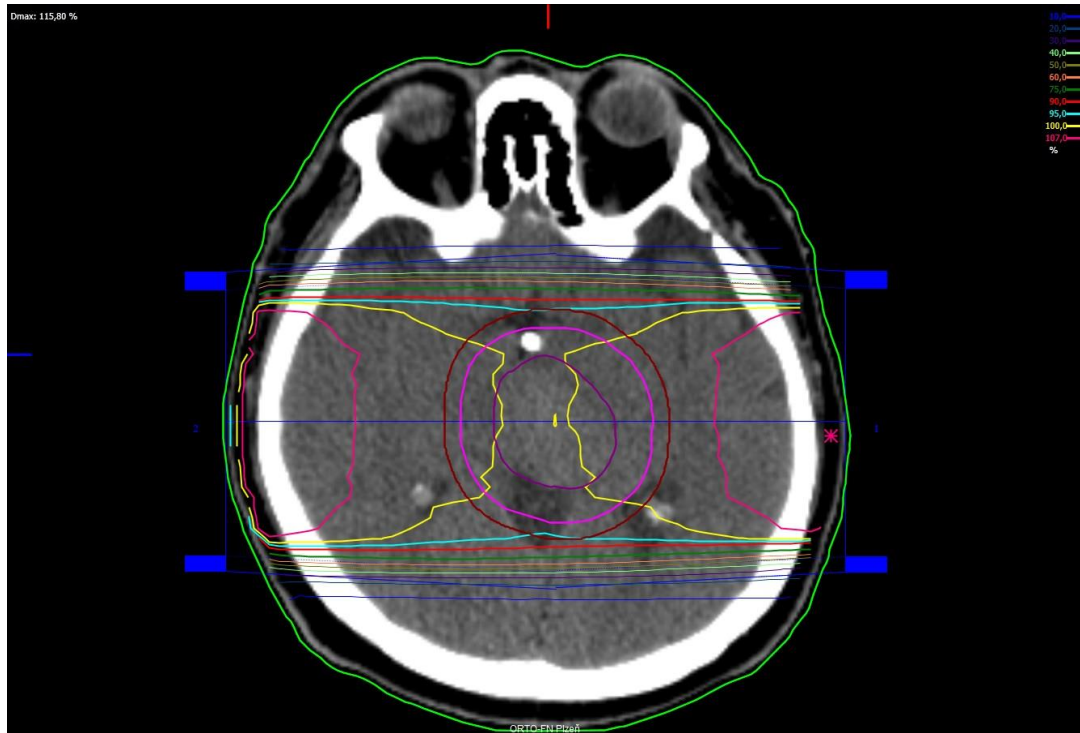
**Obrázek 47** Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači bez použití litých bloků DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

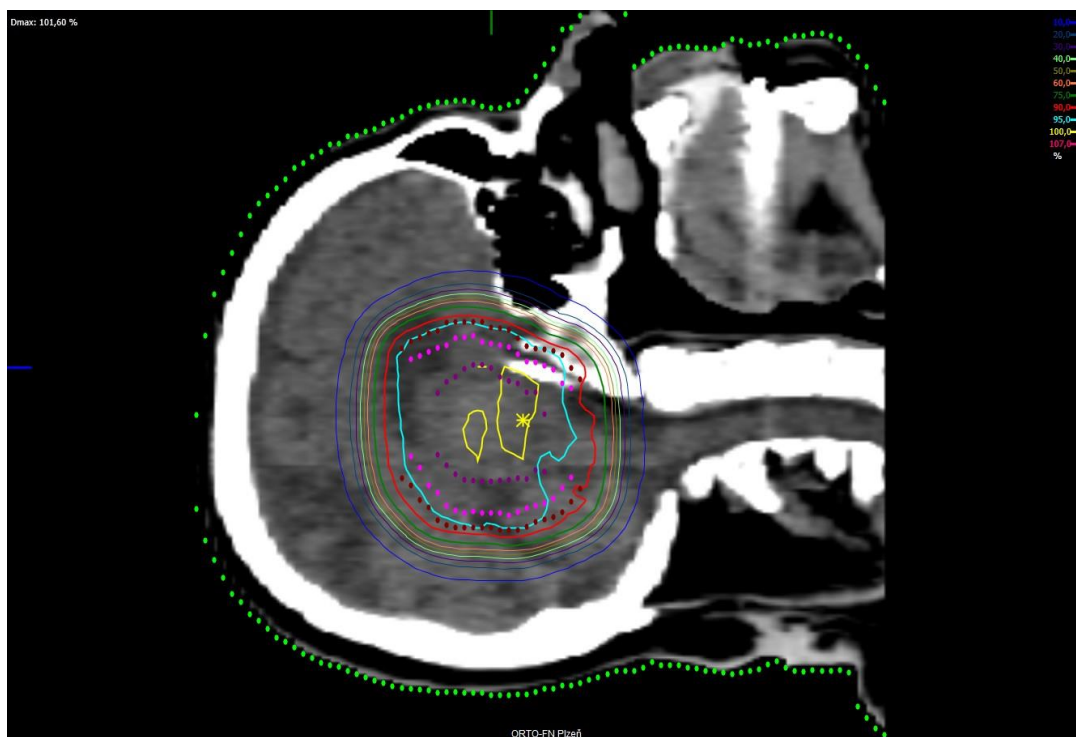
## Příloha 9 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků

Obrázek 48 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků axiální řez



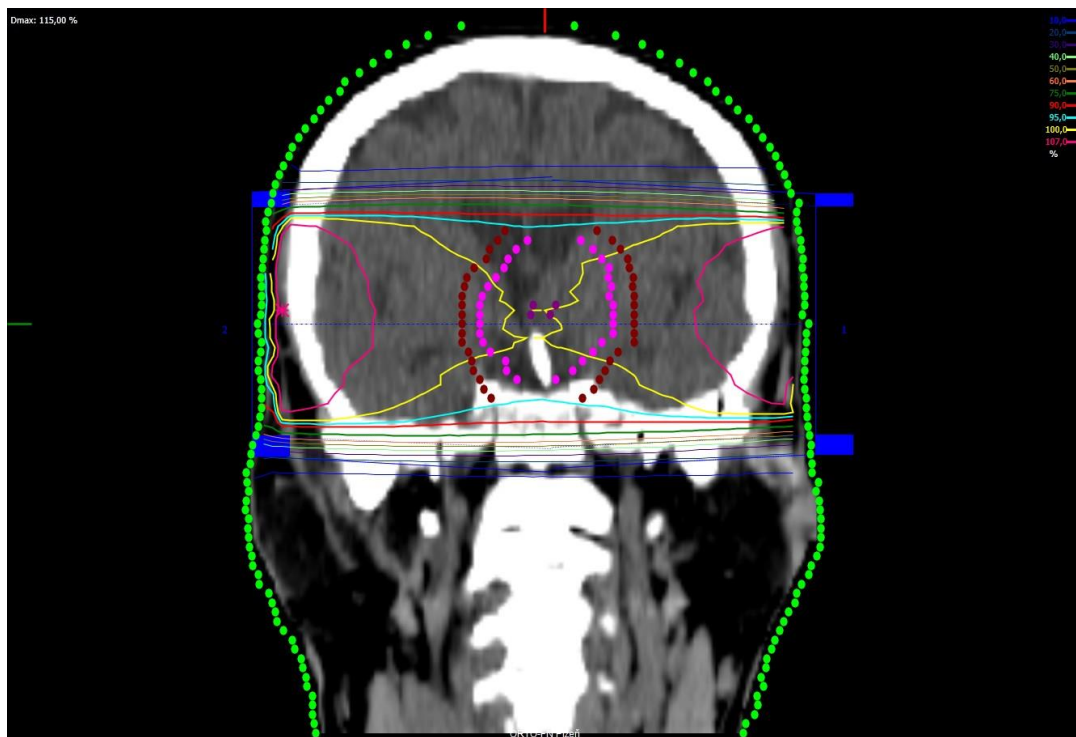
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 49 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků sagitální řez



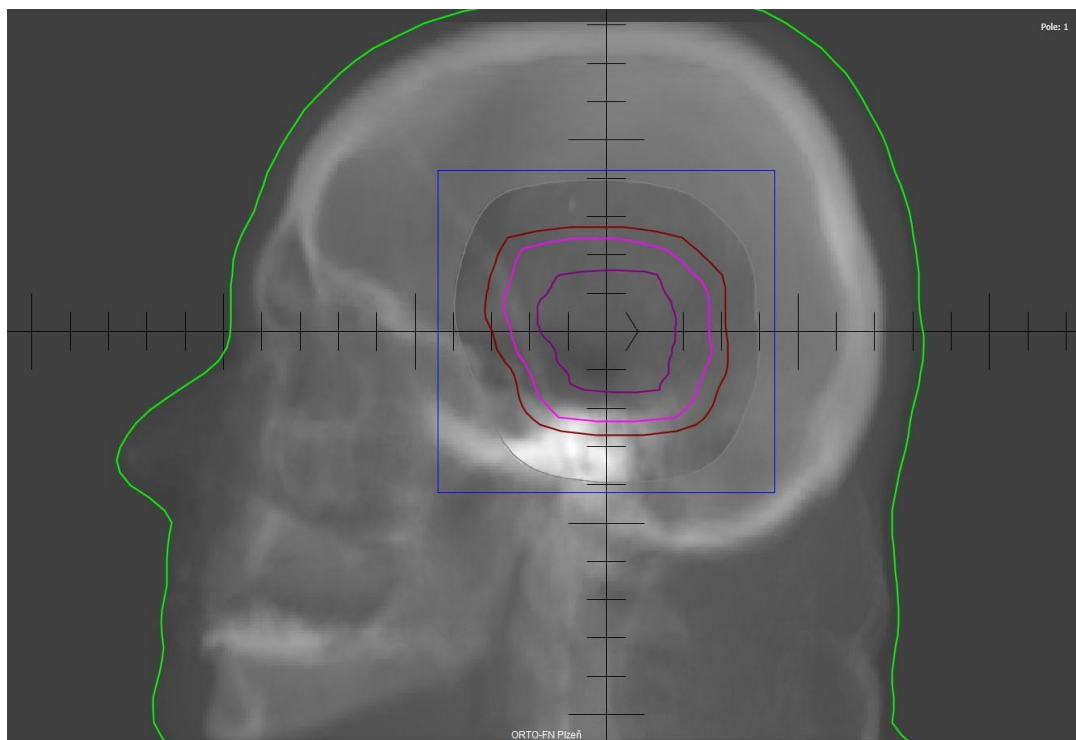
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 50 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků frontální řez



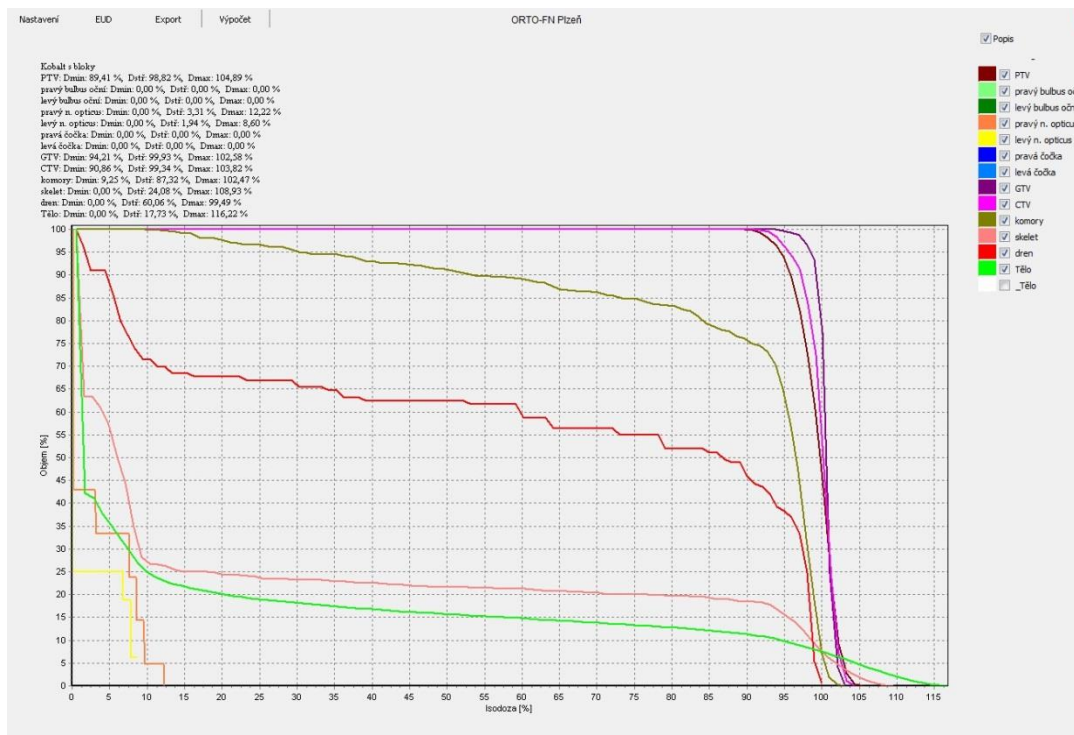
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 51** Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

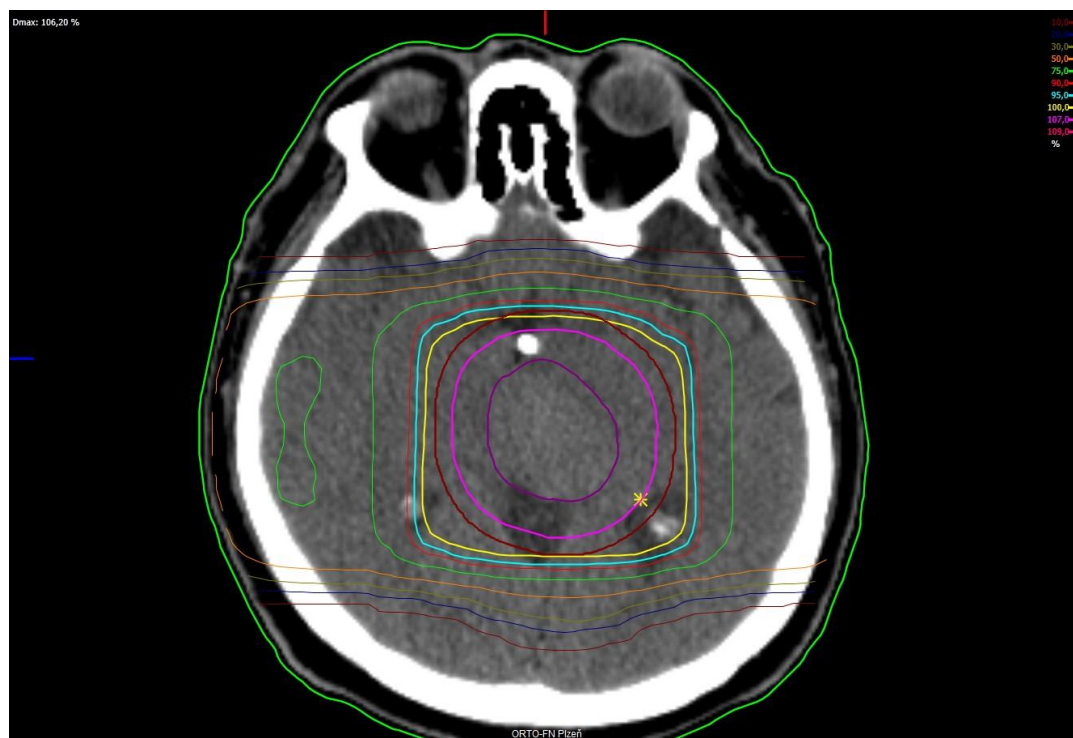
## Obrázek 52 Ozařovací plán pro radioterapii mozku na kobaltovém ozařovači s použitím litých bloků DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

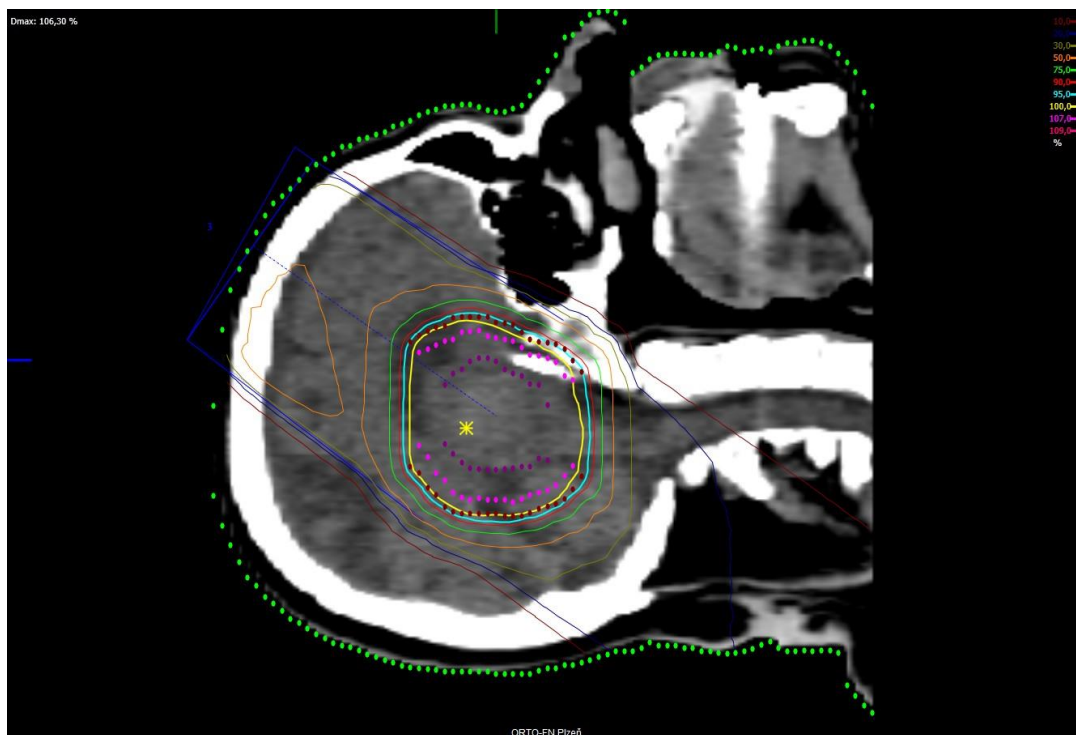
## Příloha 10 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT

Obrázek 53 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT axiální řez



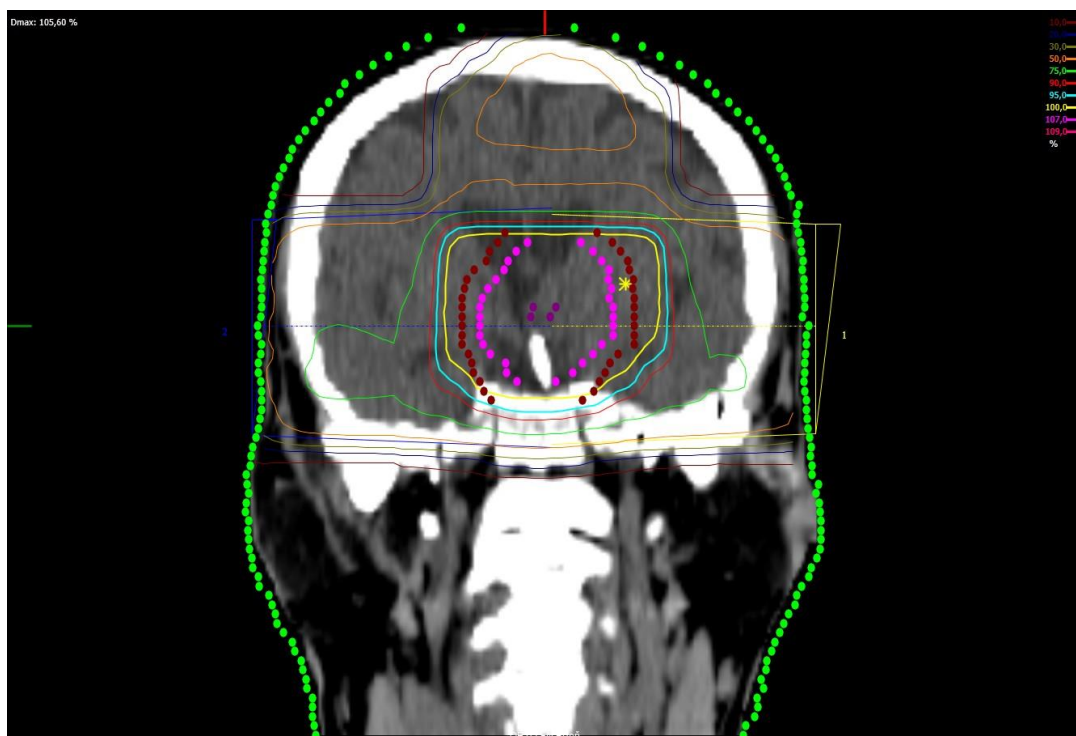
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 54 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT sagitální řez



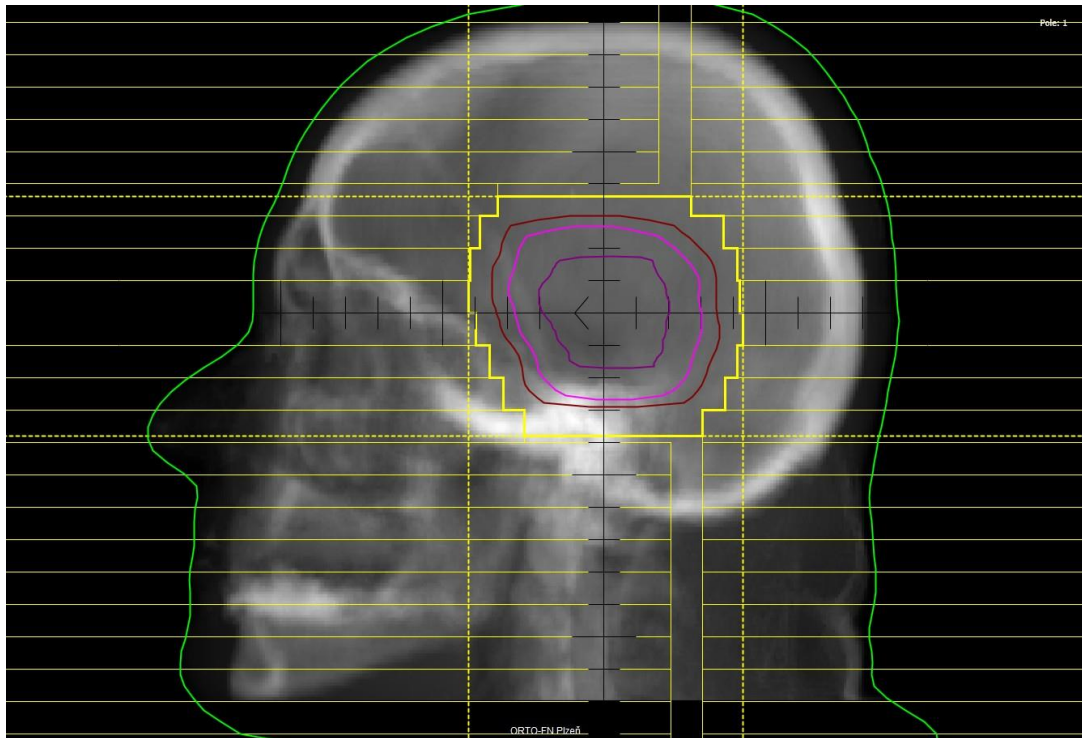
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 55 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT frontální řez



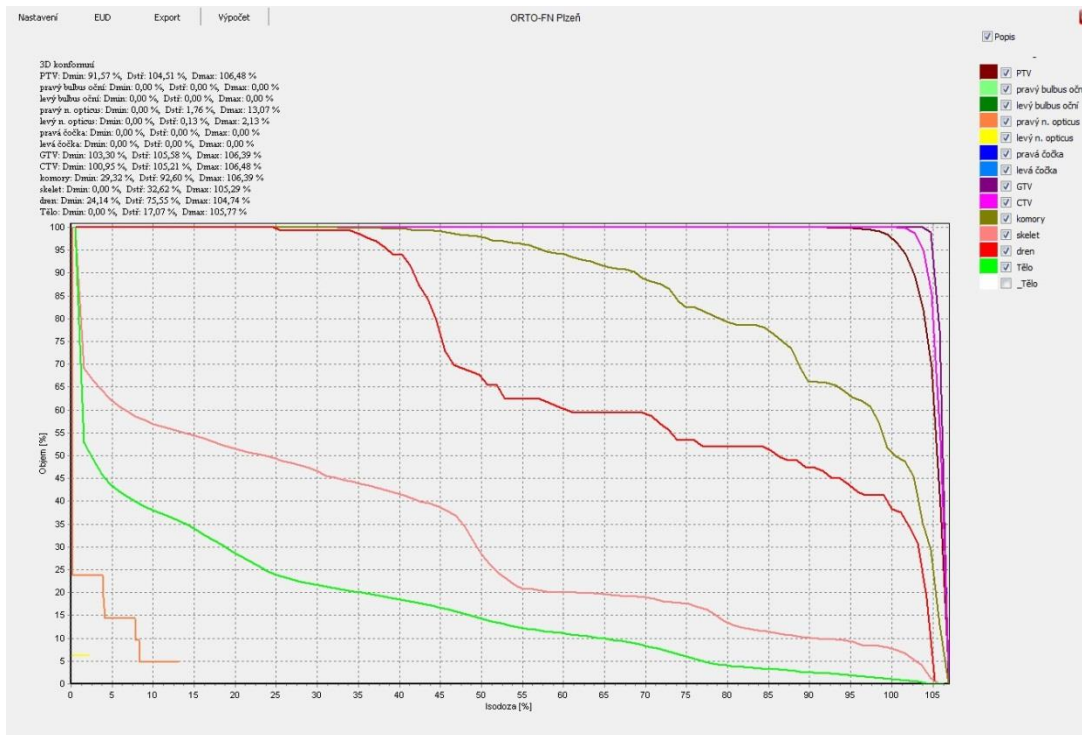
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 56** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 57** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou 3D-CRT DVH

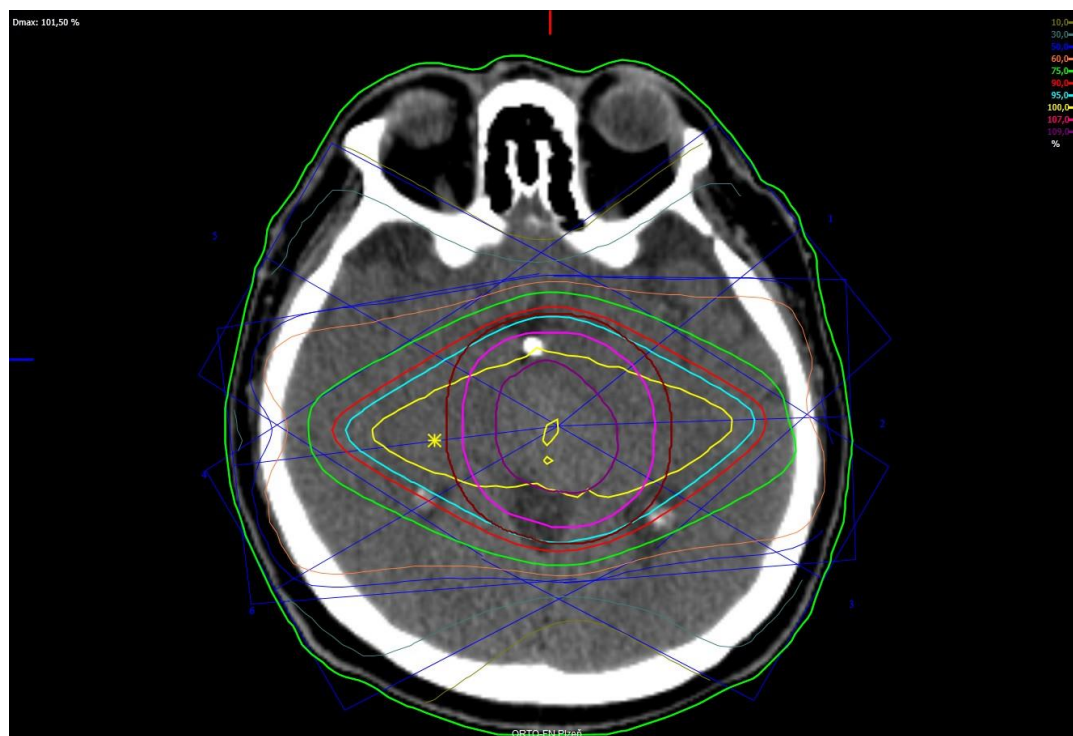


Zdroj: RTO-FN Plzeň



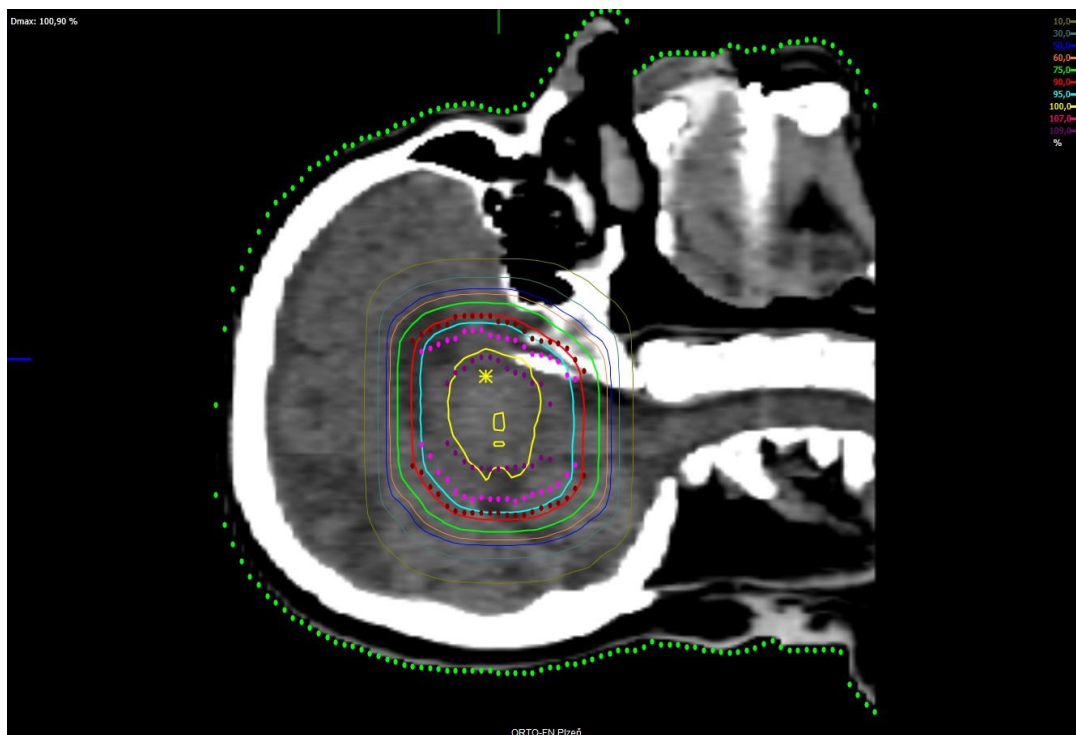
## Příloha 11 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT

Obrázek 58 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT axiální řez



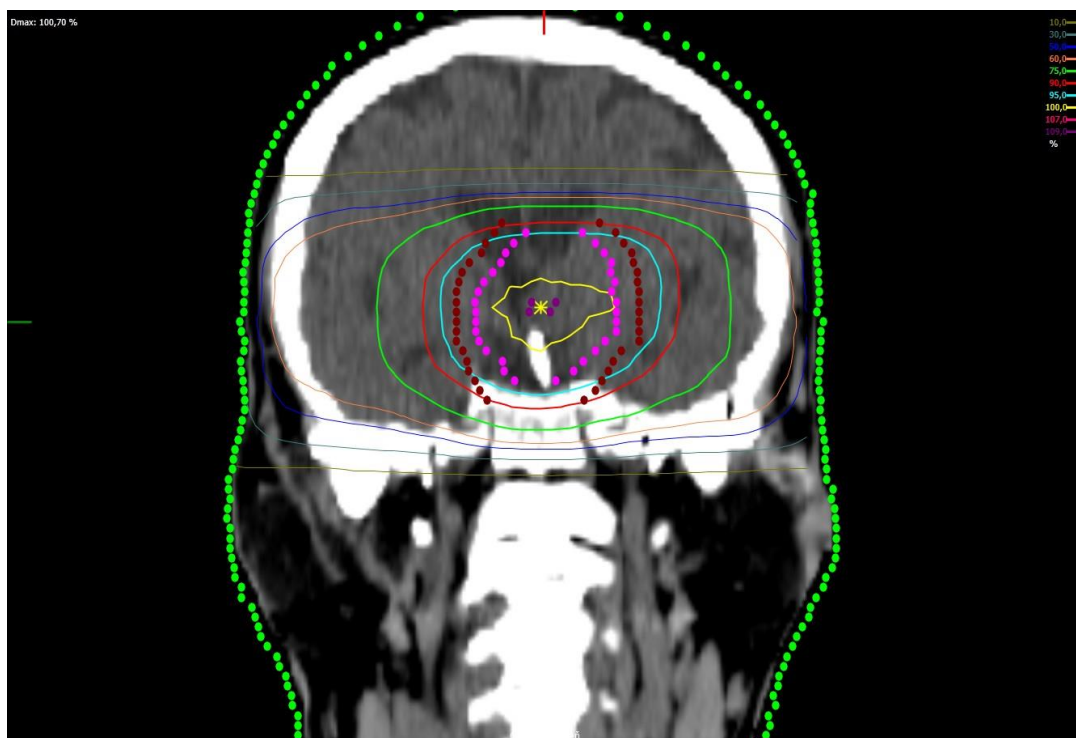
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 59 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT sagitální řez



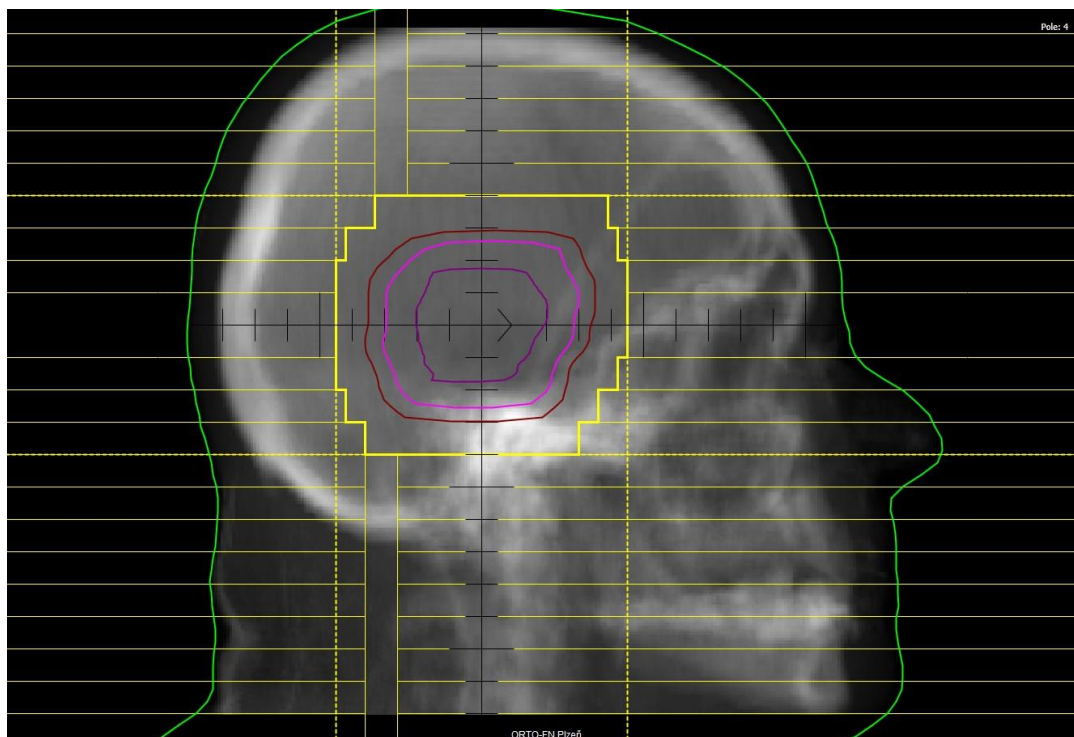
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 60 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT frontální řez



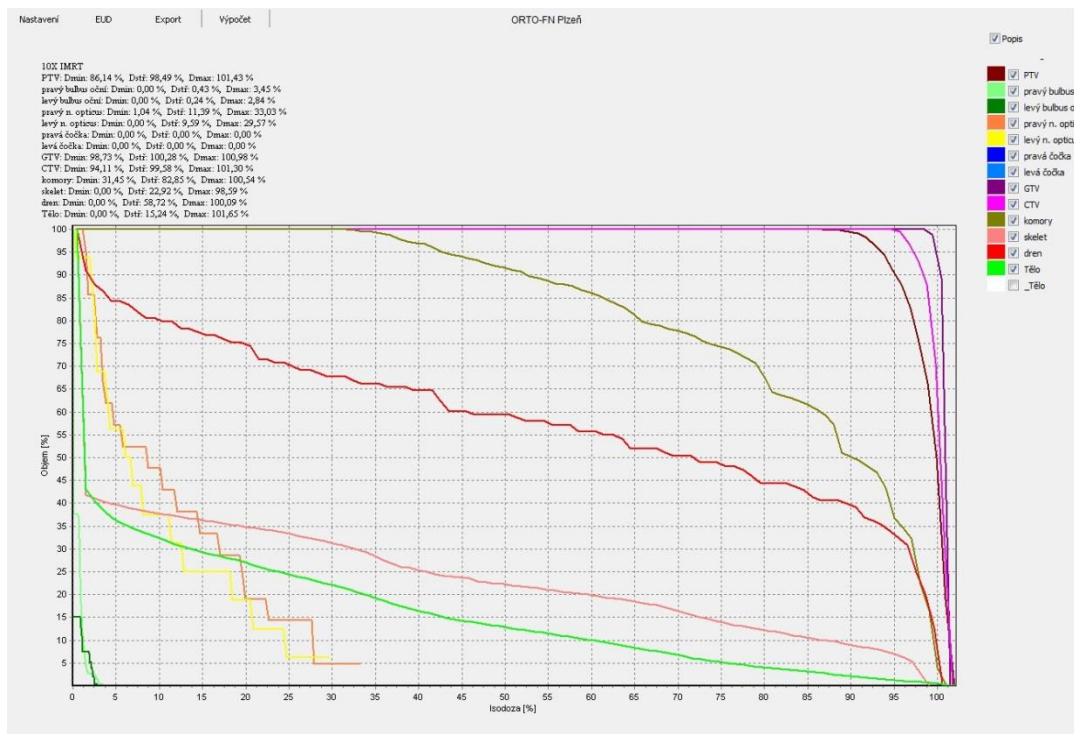
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 61 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

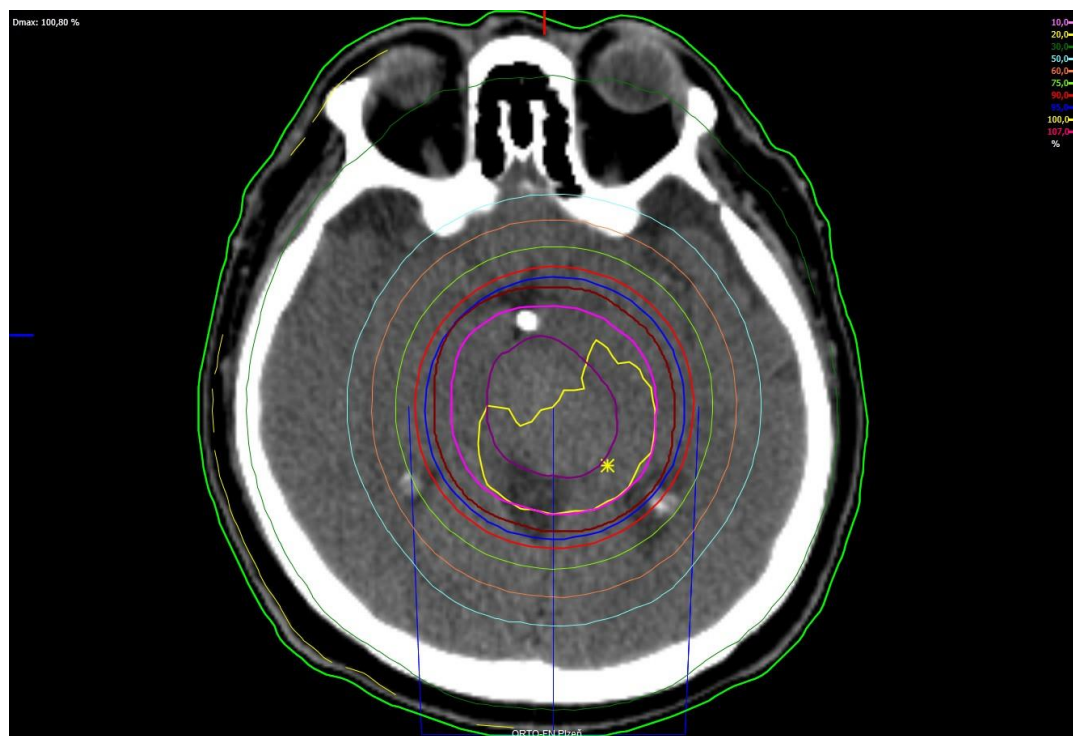
Obrázek 62 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou IMRT DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

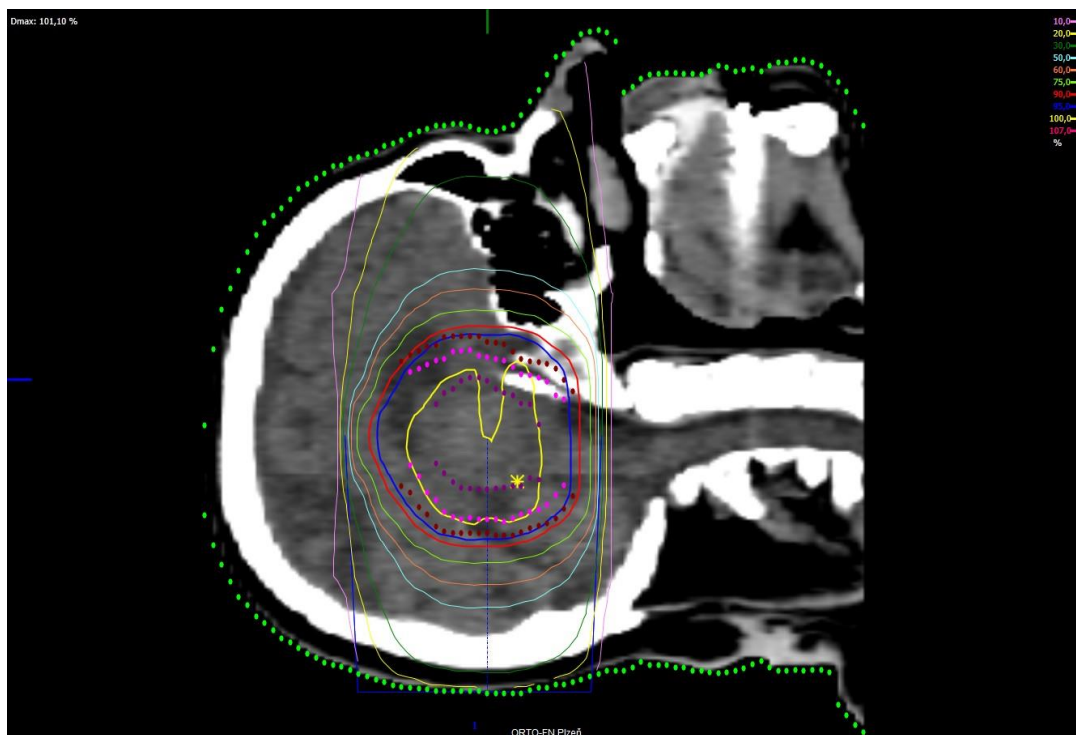
## Příloha 12 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT

Obrázek 63 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT axiální řez



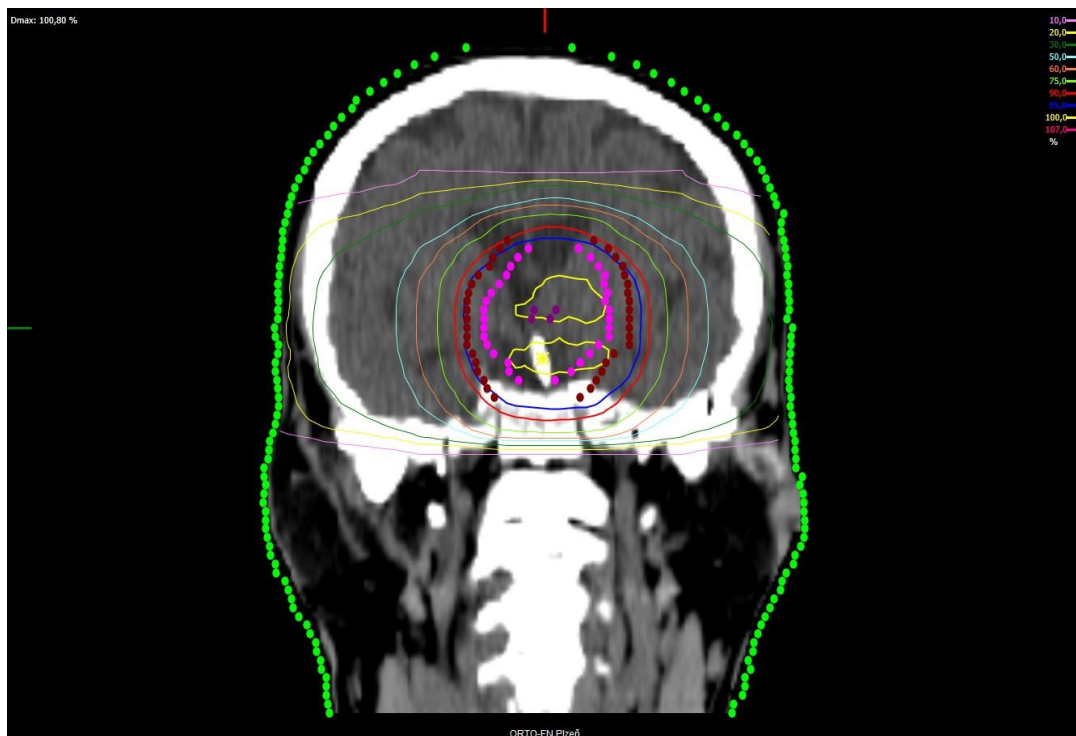
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 64** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMATsagitální řez



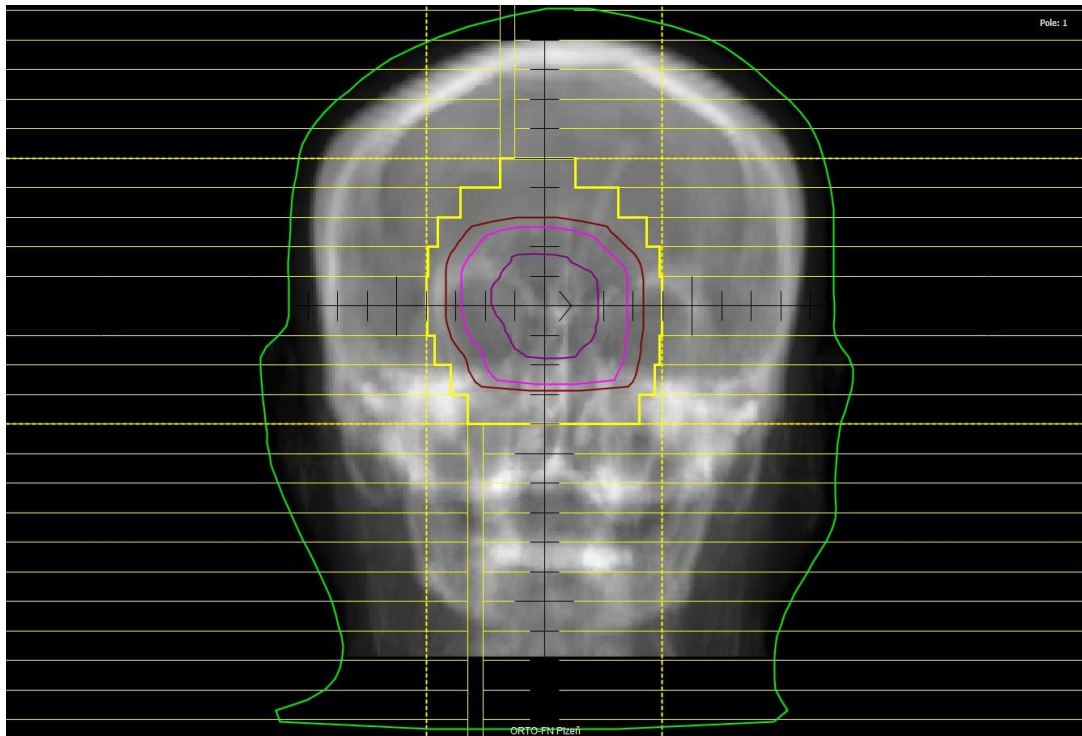
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 65** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT frontální řez



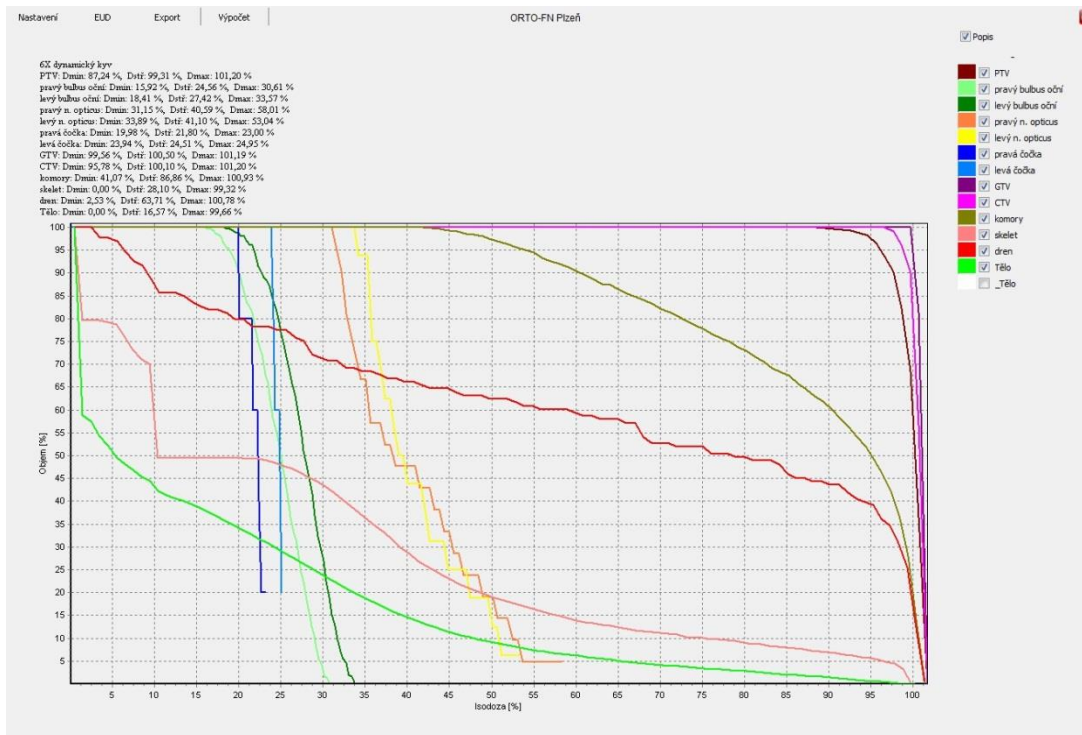
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 66** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT BEV



Zdroj: RTO-FN Plzeň

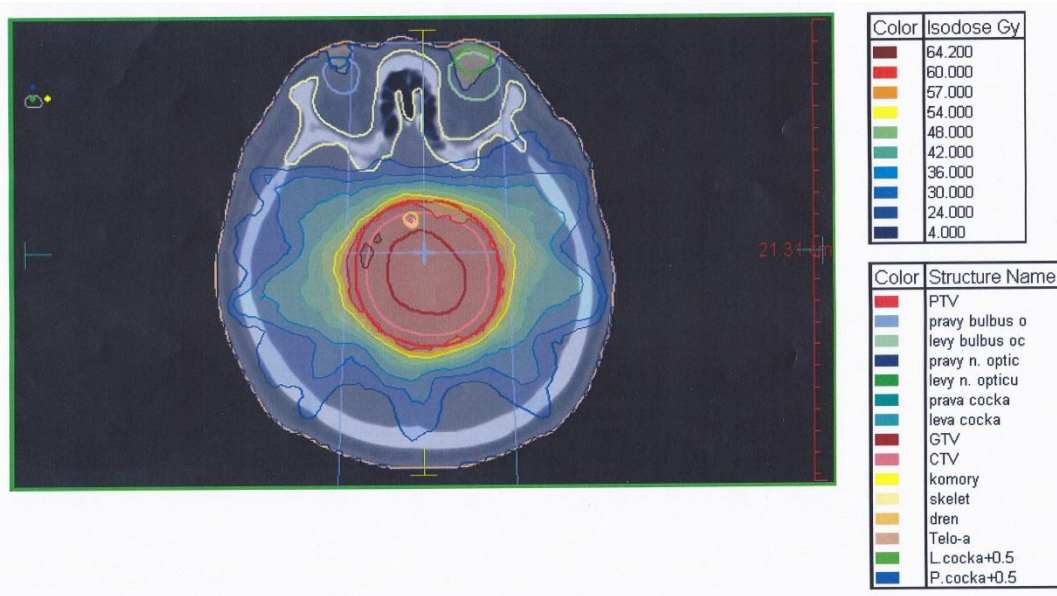
**Obrázek 67** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou VMAT DVH



Zdroj: RTO-FN Plzeň

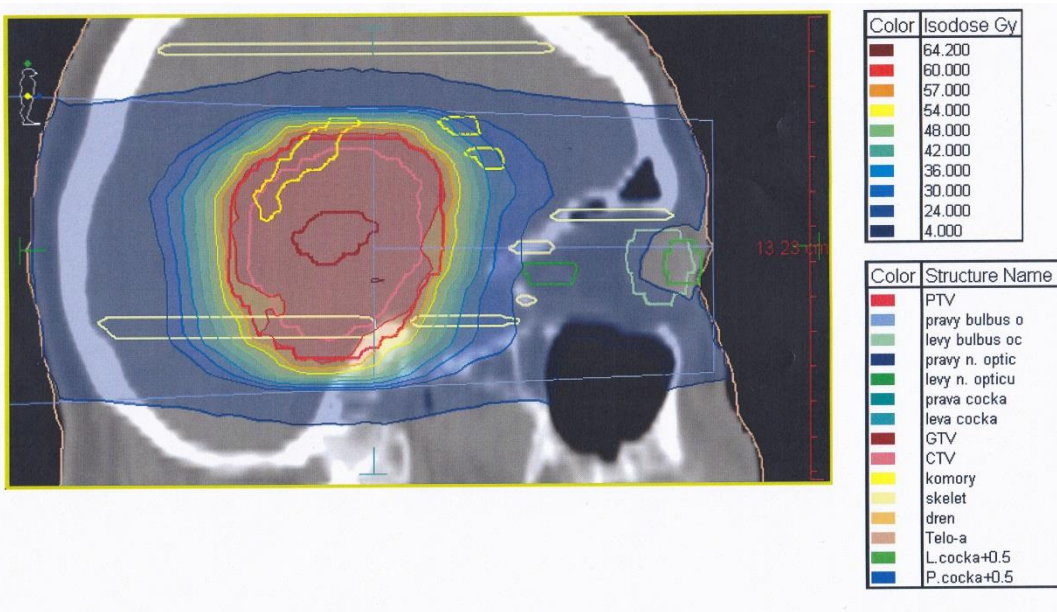
## Příloha 13 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování

Obrázek 68 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování axiální řez



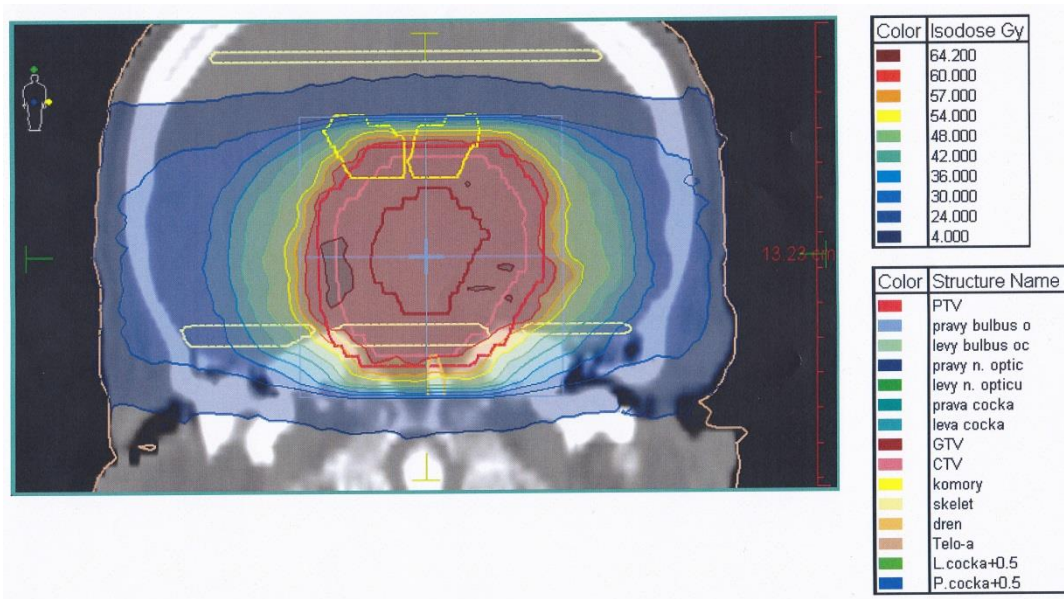
Zdroj: RTO-FN Plzeň

Obrázek 69 Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování sagitální řez



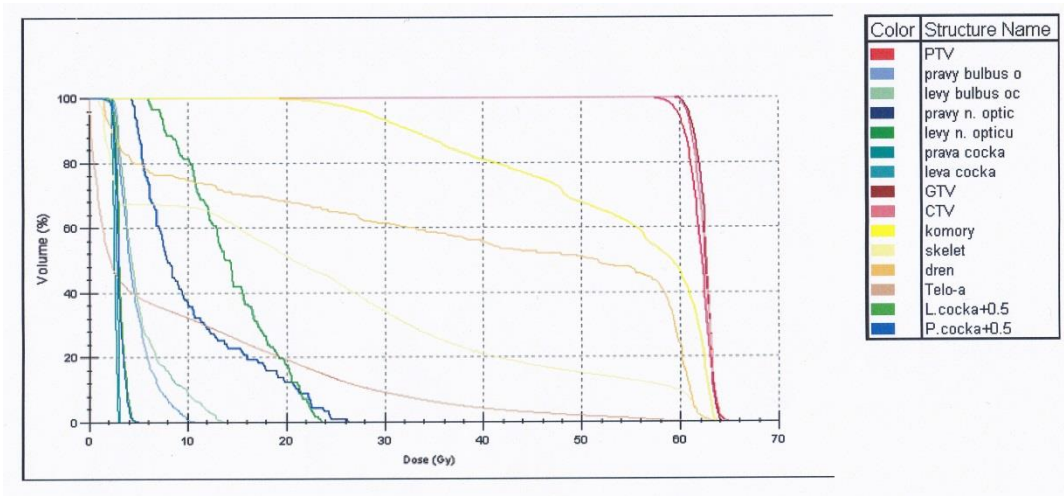
Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 70** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování frontální řez



Zdroj: RTO-FN Plzeň

**Obrázek 71** Ozařovací plán pro radioterapii mozku technikou inverzního plánování DVH

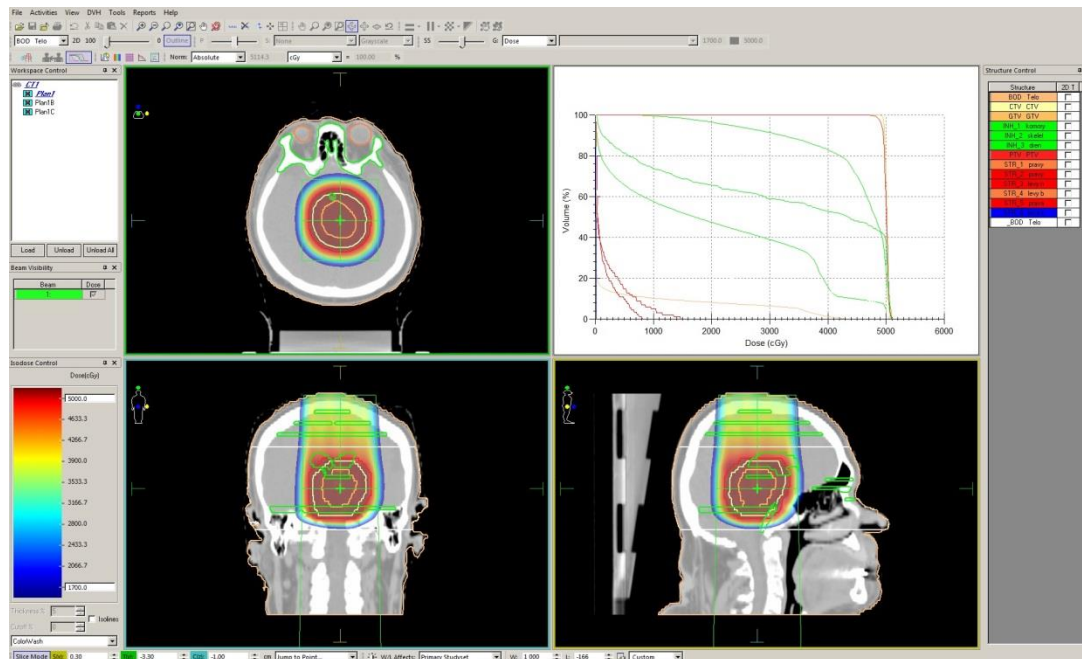


Zdroj: RTO-FN Plzeň



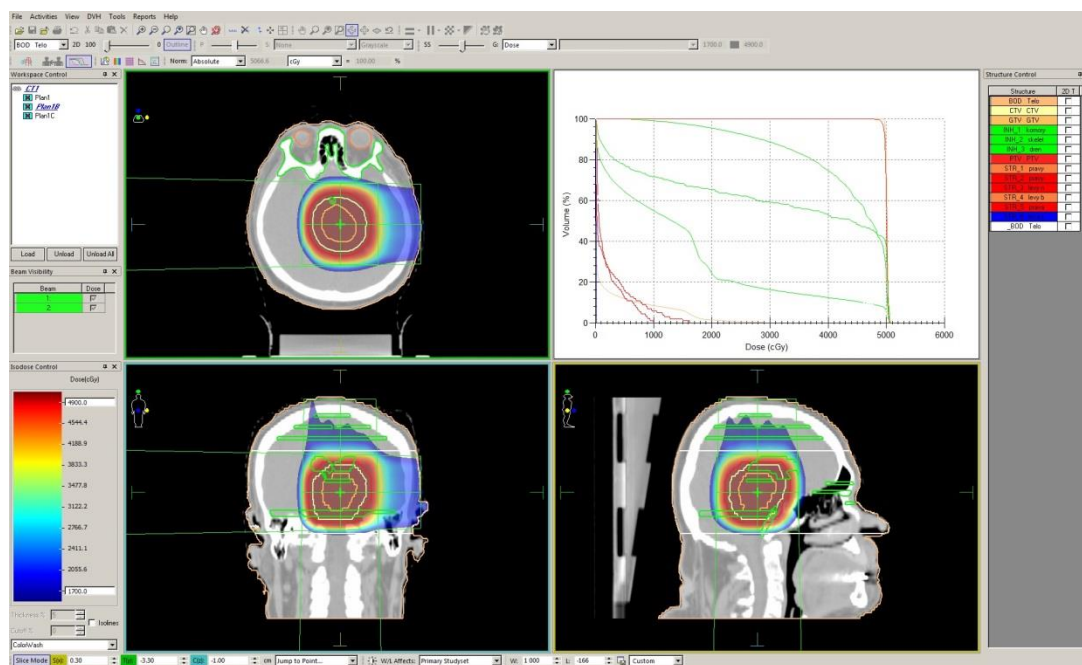
## Příloha 14 Ozařovací plány protonové terapie mozku

Obrázek 72 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1



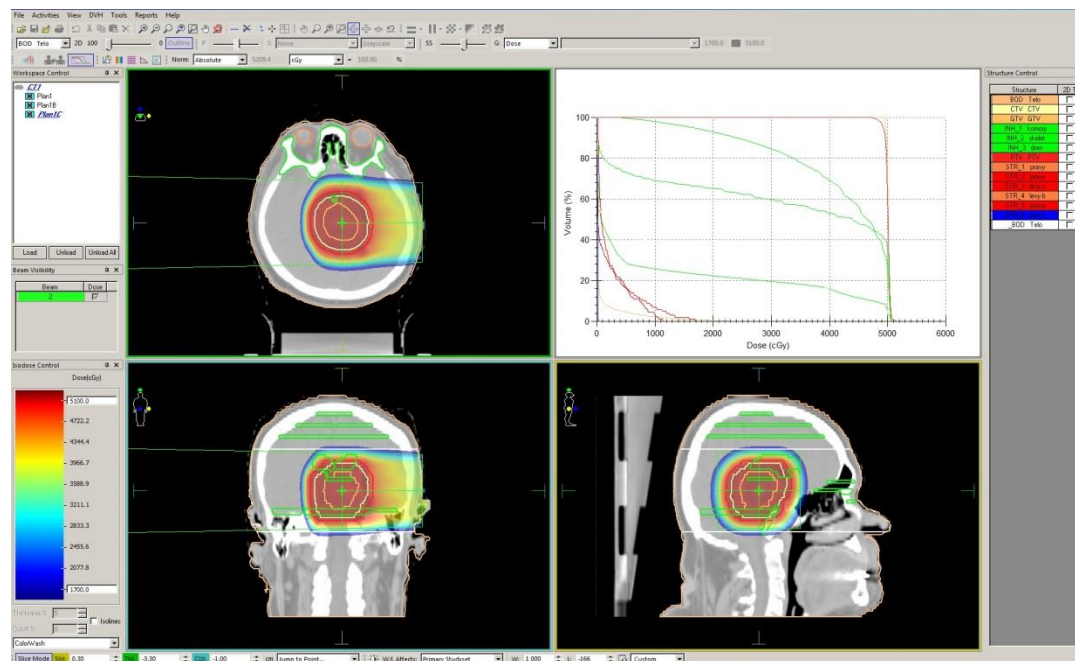
Zdroj: Protonové centrum v Praze

Obrázek 73 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1B



Zdroj: Protonové centrum v Praze

Obrázek 74 Ozařovací plán protonové terapie - plán 1C



Zdroj: Protonové centrum v Praze 1