

UNIVERZITA PARDUBICE

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

VYUŽITÍ 4D – CT PŘI PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE

ALENA KRÍŽOVÁ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2015

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: Alena Křížová
Osobní číslo: Z10258
Studijní program: B5345 Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Radiologický asistent
Název tématu: Využití 4D-CT při plánování radioterapie
Zadávající katedra: Katedra informatiky, managementu a radiologie

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :


1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího
Rozsah pracovní zprávy: 35 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury:


1. VOMÁČKA, J., NEKULA, J., KOZÁK, J. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2012. ISBN 978-802-4431-260
2. DOROTÍK, J. Radioterapeutické přístroje. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 200. ISBN 80-736-8220-6
3. BINAROVÁ, A. Radioterapie. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4
4. ŠLAMPA, P., PETERA, J. Radiační onkologie. Praha: Karolinum, 2007. ISBN 978-802-4614-434

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Milan Vošmik, Ph.D.
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012
Termín odevzdání bakalářské práce: 7. května 2015


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 11. března 2015

Prohlašuji: Tuto práci jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Hradci Králové dne 27. 4. 2015

Alena Křížová

Poděkování:

Ve své práci bych chtěla poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce prim. MUDr. Milanu Vošmikovi Ph.D. za odborné vedení práce, pomoc a rady při zpracování práce a poskytnutí materiálů. Dále bych chtěla poděkovat za odbornou spolupráci a cenné informace Ing. Petru Paluskovi a dalším pracovníkům Kliniky onkologie a radioterapie ve Fakultní nemocnici Hradec Králové.

ANOTACE

Bakalářská práce je zaměřena na využití tzv. 4D-CT při plánování radioterapie. V teoretické části práce jsou popsány principy dnes již obsolentního dvourozměrného (2D) plánování radioterapie a trojrozměrného (3D) plánování s využitím počítačové tomografie (CT), které se stalo v současné době standardem při plánování zevní radioterapie. Novinkou v plánování radioterapie je využití 4D-CT, které kromě klasického prostorového zobrazení na počítačové tomografii využívá informaci o pohybu jednotlivých orgánů a objemů v čase v souvislosti s dýchacím cyklem. Informace o pohybu orgánů a objemů v rámci dýchacího cyklu jsou velice užitečné pro plánování konformní zevní radioterapie i radioterapie s modulovanou intenzitou pro lepší definici tzv. interního cílového objemu. Navíc, CT data získaná v konkrétní fázi dechového cyklu, např. ve výdechu, je možné využít pro plánování radioterapie metodou tzv. respiratory gatingu, tedy techniky ozařování, které probíhá pouze ve stejné fázi dechového cyklu. V praktické části je ukázán princip a využití 4D-CT na konkrétních pacientech s použitím obrázků z plánovacího systému.

KLÍČOVÁ SLOVA

4D-CT, plánování zevní radioterapie, respiratory gating

TITLE

Use of 4D-CT in Radiotherapy Treatment Planning

ANOTATION

The bachelor thesis is focused on the use of so-called 4D-CT in radiotherapy treatment planning. In the theoretical part, the principle of already obsolete two-dimensional (2D) radiotherapy planning and three-dimensional (3D) radiotherapy planning using computer tomography (CT), which became the standard for external beam radiation therapy planning, are described. The novelty in radiotherapy planning is the use of 4D-CT, which in addition to the classical spatial display on computer tomography uses the information about the movement of individual organs and volumes over time in relation to respiratory cycle.

Information about the movement of organs and volumes within the respiratory cycle is very useful for planning of conformal external beam radiotherapy, as well as, intensity-modulated radiotherapy, for a better definition of the so-called internal target volume. In addition, the CT data acquired in a particular phase of the breath cycle, e.g. in exhalation, can be used for planning of radiotherapy method called respiratory gating which takes place only in the same phase of respiratory cycle. In the practical part, the principle and the use of 4D-CT for individual patients using images from the treatment planning system are shown.

KEYWORDS

4D-CT, external beam radiation therapy planning, respiratory gating

OBSAH

| | |
|----------------------------------------------------------------------|----|
| SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK..... | 10 |
| SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK | 12 |
| Úvod..... | 13 |
| Cíl práce | 14 |
| Teoretická část | 15 |
| 1. Radioterapie | 16 |
| 2. Dvojměrné plánování | 17 |
| 3. Trojměrné plánování | 20 |
| 4. Počítačová tomografie..... | 23 |
| 4.1 Historie | 23 |
| 4.2 Princip počítačové tomografie..... | 23 |
| 4.3 CT obraz | 25 |
| 4.4 Hodnocení rekonstruovaného obrazu | 26 |
| 4.5 Artefakty CT obrazu..... | 27 |
| 4.6 CT zařízení a jeho součásti..... | 28 |
| 4.7 Generace tomografů | 29 |
| 4.8 Postup CT vyšetření | 31 |
| 5. 4D – CT..... | 37 |
| 5.1 Technologie 4D – CT | 37 |
| 5.2 Prospektivní a retrospektivní získávání 4D-CT dat..... | 38 |
| 5.3 Vlastní postup při použití RPM Respiratory Gating System..... | 39 |
| Praktická část | 41 |
| 6. Využití 4D-CT při plánování radioterapie ve FNHK | 42 |
| 6.1 4D-CT u tumoru žaludku..... | 43 |
| 6.2 4D-CT u tumoru plic | 48 |

| | |
|--------------------------------|----|
| 7. Diskuse..... | 53 |
| 8. Závěr | 56 |
| Seznam použité literatury..... | 57 |

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1. Konvenční simulátor. Pacient leží na stole, nad pacientem je rentgenka s clonami, které simulují velikost pole a pod pacientem je detektor, snímající rentgenový obraz. Dříve byly obrazy prováděny na klasické rentgenové snímky, které se vyvolávaly. V současné době jsou na konvenčním simulátoru získané snímky digitalizovány.18

Obrázek 2. Digitální snímek z konvenčního simulátoru zahrnující oblast dutiny ústní a krku. Pole jsou ohraničena drátky, v dolní části snímku hůře viditelný kříž znázorňuje isocentrum. Na osách, vedoucích od isocentra, je znázorněno měřítko pro verifikaci velikosti pole.19

Obrázek 3. Provedení plánovacího CT u pacienta s fixační maskou.20

Obrázek 4. Schématické znázornění objemů pro plánování radioterapie.22

Obrázek 5. Infračervená kamera s detektorem pohybu používaná při plánování a provádění radioterapie pro sledování dýchacích pohybů technologií RPM Respiratory Gating System 7.1.40

Obrázek 6. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek při postižení difúzním karcinomem a klinický cílový objem (CTV) zakreslený v insipiriu a expiriu na sagitálním řezu, který zahrnuje fúzi CT dat v obou fázích dechového cyklu. Na obrázku je patrná i dvojitá kontura bránice.44

Obrázek 7. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek při postižení difúzním karcinomem a klinický cílový objem (CTV) zakreslený v insipiriu a expiriu na frontálním řezu, který zahrnuje fúzi CT dat v obou fázích dechového cyklu. Na obrázku je patrná i dvojitá kontura bránice.45

Obrázek 8. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek v insipiriu a expiriu i na klasickém spirálním CT (tři žluté kontury) a klinický cílový objem (CTV) v expiriu. Fialová plocha zahrnuje CTV v expiriu i CTV v insipiriu (nezobrazen), tedy vnitřní cílový objem

(ITV). Červeně je pak okolo ITV s lemem 1 cm zakreslen plánovací cílový objem (PTV).
Vlevo transverzální řez, vpravo nahoře sagitální řez a dole frontální řez.46

Obrázek 9. Dávková distribuce při použití techniky radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) na fúzovaných datech CT, získaných v nádechu a výdechu. Barevně je zvýrazněna oblast, která je ozařována dávkou vyšší než přibližně 95 % dávky předepsané. ..47

Obrázek 10. Frontální řez plánovacího 4D-CT v expiriu. Obě plíce jsou zakresleny modrými konturami. Fialově je zakreslen vlastní nádor pravé plíce (GTV), okolo je oranžově klinický cílový objem (CTV) a okolo je červeně zakreslen plánovací cílový objem (PTV)...49

Obrázek 11. Frontální řez plánovacího 4D-CT v inspiriu. Všechny zakreslené kontury jsou zakreslené v expiriu. Jde o tytéž kontury jako na obrázku 10 (modře plíce, fialově vlastní nádor pravé plíce (GTV), oranžově klinický cílový objem (CTV) a červeně plánovací cílový objem (PTV). Obrázek dokumentuje pohyb vlastního nádoru v inspiriu mimo kontury zakreslené v expiriu.50

Obrázek 12. Frontální řez plánovacího 4D-CT. Fialově je zakreslen vlastní nádor pravé plíce (GTV), v horní části v expiriu, v dolní části v inspiriu. Okolo GTV v expiriu je oranžově klinický cílový objem (CTV) v expiriu. Vnitřní cílový objem ITV zahrnuje součet oranžového CTV v expiriu a objemu CTV v inspiriu, který je zobrazen okolo GTV v inspiriu jako kontura fialová s přechodem v oranžovou v horní části. Okolo CTV v expiriu je červeně zakreslen plánovací cílový objem (PTV) pro expirium. PTV pro ozařování v celém dýchacím cyklu zahrnuje objem PTV v expiriu, rozšířený o objem PTV v inspiriu, znázorněný červenou konturou v dolní části kolem fialové kontury ITV.52

Tabulka 1. Hodnoty Hounsfieldových jednotek (HU) pro jednotlivé tkáně a materiály.....26

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

2D – dvourozměrný

3D - trojrozměrný

3D-CRT – 3D-konformní radioterapie

CT - počítačová tomografie

CTV - klinický cílový objem

FOV - field of view (velikost zorného pole)

GTV - nádorový objem

Gy - Gray

HU - Hounsfieldovy jednotky

IGRT – radioterapie řízená obrazem

IMRT – radioterapie s modulovanou intenzitou

ITV - vnitřní cílový objem

kV - kilovolt

mA - miliampér

OARs - rizikové orgány

PTV - plánovací cílový objem

RPM - real-time position management (kontrola pozice v reálném čase)

RT - radioterapie

RTG - rentgenové

Úvod

Incidence nádorových onemocnění stále postupně narůstá. Tento trend je dáván do souvislosti se stárnutím populace a úspěšností medicíny u dalších závažných chorob, zlepšováním diagnostickým metod, ale např. i zhoršováním životního prostředí a špatným životním stylem. Obecně bylo opakovaně konstatováno, že zhoubným nádorovým onemocněním během svého života bude postižena třetina lidí a čtvrtina lidí na zhoubný nádor zemře.

V léčbě nádorových onemocnění se obecně používají jako hlavní léčebné modalitty chirurgický výkon, radioterapie a systémová léčba (chemoterapie, biologická léčba, imunoterapie a hormonální léčba). Radioterapie je pokládána za druhou nejúčinnější léčebnou po chirurgickém výkonu a v průběhu vývoje onkologického onemocnění by v určité fázi měla být indikována asi u 40-50% pacientů. Radioterapie může být indikována v kurativní indikaci (primární, předoperační nebo pooperační) nebo v paliativní indikaci.

Zejména v kurativní indikaci, kde RT dosahuje vysokých dávek, hrozí velké riziko, že kromě nádorového ložiska, (či lůžka nádoru) postižení, záření postihne i okolní zdravé orgány, ve kterých se pak vyvinou nežádoucí účinky, které mohou výrazně ovlivnit poléčebnou kvalitu života pacienta a v extrémních případech mohou tyto následky býti pro pacienta i fatální. Proto je povinností lékařů, radiologických fyziků i radiologických asistentů udělat maximum, aby nežádoucí účinky radioterapie byly pro pacienty minimalizovány.

Jednou z cest minimalizace nežádoucích účinků radioterapie je minimalizace rozsahu plánovacího cílového objemu, který zahrnuje celý klinický cílový objem (nádorový objem nebo lůžko nádoru a oblastí možného mikroskopického šíření nádoru), ale i lem pro možné fyziologické pohyby během ozařování a lem pro nepřesnosti nastavení. Právě informace o možných fyziologických pohybech vlivem dýchání nám poskytuje tzv. 4D-CT, které je tématem předkládané bakalářské práce.

Cíl práce

Cílem předkládané bakalářské práce je vysvětlení principu a metody získávání dat 4D počítačové tomografie, najít její výhody, ale upozornit též na rizika plynoucí z jejího užívání.

Teoretická část

1. Radioterapie

Radioterapie (radiační onkologie) je medicínský obor, jenž se zabývá účinky ionizujícího záření na pacienty s maligním, ale i benigním onemocněním. Představuje jednu z nejdůležitějších modalit v léčbě onkologických pacientů a dá se kombinovat i s jinou léčbou nebo využívat samostatně. (Spurný, Šlampa, 1999, s. 4)

Poprvé v roce 1895 popsal Wilhelm Conrad Roentgen paprsky X. Po tomto objevu se začala pomalu rozvíjet radioterapie jako léčebná metoda. Do popředí se posouval i zájem o radiační fyziku a biologii. Objevují se nové přístroje, na kterých dochází k ozáření pacientů, simulátory, plánovací systémy a další podstatné doplňky. (Spurný, Šlampa, 1999, s. 4)

Aby bylo využito možnosti radioterapie, je zapotřebí nejprve zhotovení radioterapeutického plánu. Za poslední desetiletí byl, zaznamenám velký pokrok v plánování léčby zářením. K tomu to posunu přispěl objev výpočetní tomografie (CT) a následné pokroky v 90. letech, které umožnily přechod z dvojrozměrného (2D) plánování v řezech, k trojrozměrnému, prostorovému (3D) plánování na CT. Díky tomuto přístroji bylo možno přejít od manuálního sčítání izodóz k dokonalejším metodám v podobě plánovací počítačového software (plánovací konzole). Algoritmy pro výpočet dávky na CT obrazech zohledňující elektronovou denzitu tkání, která je různá. (Šlampa, Petera, 2007, s. 11).

V praxi tento postup vypadá tak, že pacient je uložen do plánovací polohy, obvykle s využitím fixačních pomůcek, aby poloha pacienta byla reprodukovatelná, a následně je v této plánovací poloze provedeno tzv. plánovací CT. CT data jsou následně přenesena do plánovací konzole a lékař (případně ve spolupráci s radiologickým asistentem) zakreslí jednotlivé cílové objemy, které je potřeba předepsanou dávkou ozářit, a rizikové orgány, které je naopak potřeba maximálně šetřit. V další době je v plánovací konzoli připravován ozařovací plán podle požadavků, které v předpisu stanovil lékař. Předpis zahrnuje požadovanou dávku na oblast plánovacího cílového objemu a toleranční dávky na jednotlivé rizikové orgány. Za přípravu plánu je odpovědný radiologický fyzik, nicméně na přípravě plánu spolupracuje s lékařem a radiologickým asistentem.

2. Dvojrozměrné plánování

Dvojrozměrné plánování (2D) v plánovacích konzolích je dnes považováno za obsolentní, nicméně dříve šlo hodně využívaný způsob plánování. Plánování probíhalo tak, že lékař na simulátoru definoval tvary a velikostí polí. Následně bylo provedeno CT, alespoň v jedné centrální rovině. Izodózní plán se pak vypočítal v rovině centrálního paprsku, ale pokud byly k dispozici i snímky řezů paracentrálních, pak mohl být plán spočítán i v těchto rovinách. Díky vývoji technologií a software (zejména rychlá spirální CT a výkonné plánovací konzole) bylo 2D plánování opuštěno (Spurný, Šlampa, 1999, s. 17-18)

K 2D plánování se využíval klasický (konvenční) simulátor. Konvenční (RTG) simulátor pracuje na principu skiaskopie a umožňuje tvorbu klasických RTG snímků (obrázek 1 a 2).

Hlavní části rentgenového simulátoru:

- hlavice – rozsah rotace 360°
- RTG trubice – rentgenka
- rameno imitující pohyby radioterapeutického ozařovače
- zesilovač RTG obrazu s držákem rentgenových kazet a vývodem obrazu na TV obrazovku
- kolimační systém
- lehátko pro pacienta
- ovládací a řídicí systém
- Laserové zaměřovače
- antikolizní systém
- optický dálkoměr – k určení ozařovací vzdálenosti. (Spurný, Šlampa, 1999, s. 69)

Lehátko simulátoru je schopné stejných pohybů jako lehátko na ozařovně. Hlavice simulátoru má možnost rotace v rozsahu 360°. Dále hlavice obsahuje i dvojici vzájemně kolmých clon ve tvaru drátu. Tyto clony jsou schopny vymezit velikost ozařovacího pole, které je definované 50% izodózou použitého svazku záření. (Dobbs, Barrett, Ash, 1992, s. 7)



Obrázek 1. Konvenční simulátor. Pacient leží na stole, nad pacientem je rentgenka s clonami, které simulují velikost pole a pod pacientem je detektor, snímající rentgenový obraz. Dříve byly obrazy prováděny na klasické rentgenové snímky, které se vyvolávaly. V současné době jsou na konvenčním simulátoru získané snímky digitalizovány.¹

¹ Fakultní nemocnice Hradec Králové



Obrázek 2. Digitální snímek z konvenčního simulátoru zahrnující oblast dutiny ústní a krku. Pole jsou ohraničena drátky, v dolní části snímku hůře viditelný kříž znázorňuje isocentrum. Na osách, vedoucích od isocentra, je znázorněno měřítko pro verifikaci velikosti pole.²

² Fakultní nemocnice Hradec Králové

3. Trojrozměrné plánování

Díky již zmíněnému technologickému rozvoji se od 2D plánování přešlo k plánování trojrozměrnému (3D). Umožnily to jednak rychlejší přístroje počítačové tomografie – spirální CT, které umožňují získat řezy poměrně velkého objemu po několika milimetrech v řádu minut (zatímco před lety trvalo získání jednoho řezu několik minut), a jednak výkonné a rychlé plánovací konzole, díky kterým bylo možné počítat dávku nejen v rovině, ale i prostoru. 3D plánování je metoda v dnešní době nejvyužívanější a je považována za standard v zevní radioterapii na lineárních urychlovačích.

Data z CT, získaná při vyšetření pacienta v plánovací poloze s použitím fixačních pomůcek (obrázek 3), jsou přesunuta do 3D- plánovací konzole. Lékař pak zakreslí jednotlivé cílové objemy a rizikové struktury a následně na základě zakreslených objemů a požadavků na dávkovou distribuci fyziky vytvoří ozařovací plán. Výhodou 3D-plánování je znalost dávkové distribuce v cílových objemech i rizikových orgánech. Můžeme na základě tzv. dávkově objemových histogramů hodnotit homogenitu dávky v objemu, maximální dávku, minimální a střední dávky apod. 3D plánování nám umožňuje i využití svazků z různých směrů, dokonce nejen v rovině transverzální centrální (koplanární techniky), ale i např. ze směru kraniálního (nonkoplanární techniky). Z jednotlivých směrů je pak možné přesně definovat potřebný tvar a velikost pole podle obrysu plánovacího cílového objemu z příslušného pole. To je základem tzv. 3D-konformní radioterapie.



Obrázek 3. Provedení plánovacího CT u pacienta s fixační maskou.³

³ Fakultní nemocnice Hradec Králové

Pro jasné a stručné určení objemů nádorů při plánování radioterapie byly zavedeny následující pojmy: nádorový objem (GTV), klinický cílový objem (CTV), vnitřní (interní) cílový objem (ITV), plánovací cílový objem (PTV), léčený objem, ozařovaný objem a rizikové orgány (OARs). (ICRU Report 50, 1993, ICRU Report 62, 1999). Schematické znázornění jednotlivých objemů je na obrázku 4.

Nádorový objem:

Nádorový objem (Gross Tumor Volume, GTV) lze definovat jako makroskopický (viditelný) nádor. Jehož rozsah lze přesně definovat a prokázat.

Klinický cílový objem:

Klinický cílový objem (Clinical Target Volume, CTV) je objem tkáně zahrnující GTV a oblast možného mikroskopického šíření.

Vnitřní cílový objem:

Vnitřní cílový objem (Internal Target Volume, ITV) zahrnuje CTV a lem (internal margin) pro možné fyziologické pohyby CTV vlivem např. dýchacích pohybů, náplně trávicí trubice či močového měchýře apod.

Plánovací cílový objem

Plánovací cílový objem (Planning Target Volume, PTV) zahrnuje ITV s lemem (set-up margin) pro geometrické nepřesnosti nastavení (kvalita reprodukovatelnosti polohy, mechanické vlastnosti přístroje).

Dále jsou definovány:

Léčený objem

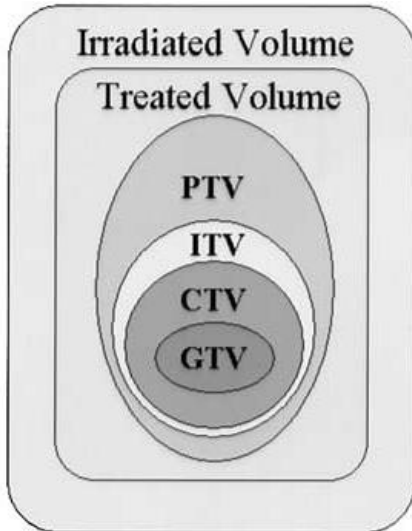
Léčený objem (Treated Volume) je objem, který je obklopen izodozou, která je zvolena za optimální k dosažení léčebného cíle (např. 95% izodoza).

Ozařovaný objem

Ozařovaný objem (Irradiated Volume) je objem, který je ozařován dávkou považovanou za významnou vzhledem k toleranci zdravých tkání.

Kritické orgány

V léčbě zářením musíme také zohledňovat zdravé tkáně a orgány- kritické či rizikové orgány/struktury (Organs at Risk, OARs), jejichž poškozením by mohlo dojít k ovlivnění léčebné kvality života, případně úmrtí.



(C) ICRU 62

Obrázek 4. Schématické znázornění objemů pro plánování radioterapie.⁴

⁴ ICRU 62 (1999). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999, Washington.

4. Počítačová tomografie

4.1 Historie

Význam objevu výpočetní tomografie (computed tomography, CT) bývá často srovnáváno se samotným objevením paprsků X. Toto srovnání je podporováno rychlostí jakou výpočetní tomografie pronikla do oblastí medicíny. Přesto, ale byla metoda výpočetní tomografie a zkonstruování prvního výpočetního tomografu, jenž by se dal použít v medicínské praxi, až o mnoho let déle. (Válek, 1998, s. 6)

Allan Mac Leod Cormack a Godfrey Newbold Hounsfield jsou na sobě nezávislí objeviteli výpočetní tomografie. Základy byly položeny v roce 1963 a první klinicky použitelný výpočetní tomograf byl až v roce 1972. Dlouhá doba mezi teoretickým popisem a prvním uvedením do praxe je pochopitelná z důvodu náročnosti. Velký přínos v tomto směru přinesla vysoká úroveň výpočetní techniky, která umožnila zrod nové zobrazovací vyšetřovací metody. Hounsfield a Cormack obdrželi v roce 1979 Nobelovu cenu za medicínu, právě za metodu výpočetní tomografie. (Válek, 1998, s. 6)

I nadále se zavádějí stále nové konstrukční prvky, které vedou ke zvyšování rozlišovací schopnosti, zkrácení doby expozice a zmenšení tloušťky vyšetřované vrstvy u těchto přístrojů. Dá se říci, že v dnešní době pracují přístroje takřka v reálném čase. Velmi významným prvkem bylo zavedení kontinuální rotace gantry (slip-ring technology) v roce 1987. A v roce 1989 byl vznik spirální (helikální) CT. Tím to, ale vývoj výpočetní tomografie nekončí a prakticky každý rok se objevují další zlepšení této diagnostické metody.

4.2 Princip počítačové tomografie

Podkladem pro vznik počítačové tomografie byla možnost počítačového (digitálního) zpracování získaných dat při vyšetření. CT přístroje prošly řadou inovací, které se určují dle generací přístroje. 1. – 3. generace přístroje pracuje s využitím dvou koordinovaných prvků, kterými jsou rentgenka a detektor záření. Topografický řez je pak získáván pohybem (rotací) právě rentgenky a detektoru kolem vyšetřované oblasti těla pacienta. CT podává vrstvý obraz, kde každá složka záznamu odpovídá detailu v reálném čase vyšetřované vrstvy. (Válek, 1998, s. 6)

„Název tomografie pochází z řeckého slova *tomeo* – řezat.“ Snímky, které se během klasické tomografie pořídí, se nazývají tomogramy. K tvorbě tomogramu přispívá rentgenka, kazeta s filmem a pacient. Rentgenka a kazeta s filmem vykonávají sdružený protichůdný pohyb. Tento pohyb se děje během expozice a probíhá kolem osy otáčení, jež se nachází v zobrazované vrstvě. „U klasické analogové tomografie šířku (tloušťku vrstvy) určuje délka dráhy pohybu rentgenky při expozici; čím je dráha delší, tím je vrstva tenčí. U jednoduchých tomografií se pohybuje rentgenka po přímce a šířku vrstvy určuje úhel kyvu. U speciálních tomografií vykonává rentgenka složitější pohyb, tedy kruh, elipsu nebo hypocykloid či spirálu.“ Tyto speciální pohyby se mohou dít při jakémkoli úhlu sklonu rentgenky, zde nezáleží na tom, zda je úhel malý nebo velký. S úhlem sklonu se prodlužuje dráha rentgenky. Dráha rentgenky během expozice zase souvisí s případným rozmazáním bodů, které se nacházejí mimo zvolenou vrstvu. Jedná se pak vlastně o úmyslnou pohybovou neostrost. Body, které se nacházejí mimo oblast, jenž se vyšetřuje, se promítnou na různých místech filmu (rozmažou se). V rovině proložené osou otáčení se body promítají stále do stejného místa pohybujícího se filmu. „Tento efekt je tím dokonalejší, čím je dráha pohybu rentgenky složitější a čím jsou body vzdálenější od roviny proložené bodem otáčení.“ Rozmazání je u každého kyvu jiné. U lineárního kyvu se jedná o lineární a u multidimenzionálního o multidimenzionální. (Válek, 1998, s. 6 - 7)

Výpočetní tomografie využívá místo přímého záznamu na filmový materiál detektory. Detektory snímají prošlé rentgenové záření a jsou používány jako dokumentační médium. Využívány jsou detektory scintilační, plynové nebo keramické. U CT je uplatněn denzitometrický princip, protože detektory registrují zeslabení záření po předešlém průchodu strukturami těla vyšetřovaného. (Válek, 1998, s. 7)

Záznam CT je většinou v axiální rovině. Skládá se z řady dílčích registrací rentgenového záření, jež prošlo odlišnými polohami rentgenky a detektorů. Výsledkem je matice (číselná síť). Tato matice je rekonstruována po zpracování celé řady získaných výsledných číselných údajů. Prošlé záření, které zachytí detektory, odpovídají právě těmto číselným údajům jednotlivých bodů matice. Tyto údaje se nazývají Hounsfieldovým absorpčním koeficientem. Jednotlivé absolutní hodnoty mají přiřazený různý stupeň odstínu šedi. V CT obraze materiály, které absorbují záření více, mají světlou až bílou barvu. Málo absorbující části lidského těla lze vidět jako tmavá políčka. (Válek, 1998, s. 7)

Výsledný CT obraz se skládá z matice (matrix). Matice je síť dvourozměrných čtverečků. „*Plocha CT řezu je ve zvolené matici rovnoměrně rozdělena na čtvercové prvky (pixel = picture matrix element).*“ Z kolika pixelů se bude obraz skládat, udává velikost zvolené matice. Nejvíce využívaná velikost matice je 512*512. Některé CT přístroje využívají i velikost 1024*1024. Je-li potřeba rychlá rekonstrukce v reálném čase, pak se volí matice o velikosti 256*256. Velikost matice má vliv na prostorové rozlišení. Čím vyšší matice, tím vyšší prostorové rozlišení a výsledný obraz má pak jemnější charakter. Jedna absolutní číselná hodnota odpovídá ploše jednoho pixelu. Z toho vyplývá, že plocha jednoho pixelu je odstínově zcela homogenní. (Válek, 1998, s. 7)

Při vyšetření se nejedná o vyšetření plochy, ale o vyšetření objemu nemocného. Výsledný obraz se neskládá tedy ze čtverečků, ale z kvádrů. Protože získaná topografická vrstva má svoji určitou tloušťku. „*Prvkem objemu je voxel = volume matrix element.*“ Velikost pixelu je pak výsledkem právě ze zvolené velikosti matice a tloušťky vyšetřované vrstvy. (Válek, 1998, s. 7)

Rozlišovací schopnost u výpočetní tomografie určuje velikost zobrazovaného pole (field of view, FOV) a matice. U CT jde především o rozlišení kontrastu. CT má možnost přeného stanovení denzity tkání (absorpci). Jednotlivé voxely (objemy) jsou využity při měření denzity tkání. Tyto objemy jsou pak základem pro následné rekonstrukce. Nikdy nelze dosáhnou zároveň maximálního rozlišení a maximální denzity. Při použití maximálního prostorového rozlišení se zhorší rozlišení denzitní. Toto platí i v opačném případě. (Válek, 1998, s. 7)

4.3 CT obraz

Při CT vyšetření jednotlivé vrstvy (tomogramy) zobrazují stupně šedi. Tyto stupně šedi reprezentují průměrnou absorpci záření v určitém objemu tkáně – voxelu. Vyšetřovaná vrstva je tedy z tisíce drobných kvádrů a v každém se proměřuje absorpce. Výsledek absorpce (denzity) je zobrazen právě stupněm šedi, který odpovídá dané části obrazu. Absorpční koeficienty pro jednotlivé voxely (pixely) se vyjadřují denzitními jednotkami (Hounsfield unit, HU; Hounsfieldova jednotka; CT číslo). Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních. Tato hodnota je vztažena k absorpci rentgenového záření ve vodě. Hodnota vody má denzitu rovnou nule. Na tomto základu lze předpokládat, že čím číslo je

vyšší tím tkáně absorbují více záření. Do této kategorie lze zařadit skoro všechny tkáně. U tuku a vzduchu jsou hodnoty v záporných číslech. Vzduch bez podílu tkání nabývá hodnot -1000 HU. Nejvyšší denzitu naproti tomu má v těle člověka kompaktní kost a zuby. Rozsah škály je 4000 HU. Používané rozmezí se pohybuje v rozmezí hodnot -1000 až +3000 HU (tabulka 1). (Válek, 1998, s. 7 - 8)

Tabulka 1. Hodnoty Hounsfieldových jednotek (HU) pro jednotlivé tkáně a materiály.⁵

| | |
|------------------|-------------------|
| - 1000 HU | VZDUCH |
| - 800 HU | VZDUŠNÁ PLÍCE |
| - 120 AŽ – 40 HU | TUKOVÁ TKÁŇ |
| 0 HU | VODA |
| 20 AŽ 80 HU | MĚKKÉ TKÁNĚ |
| 65 HU | ČERSTVÉ KRVÁCENÍ |
| 1000 HU | KOSTNÍ KORTIKALIS |
| > 1000 HU | KOV, BARYUM |

V dnešní době se využívají přístroje 3. a 4. generace. U těchto přístrojů vzniká obraz expozicí dané axiální roviny po celém obvodu (360°). Intenzita záření se měří v odstupech 1° a méně. Různý úhel = různá absorpce záření. (Válek, 1998, s. 7)

4.4 Hodnocení rekonstruovaného obrazu

Při hodnocení CT obrazu se nepracuje s celou škálou Hounsfieldovy stupnice. Lidské oko je totiž schopno rozlišit asi dvacet odstínů šedi. Oproti tomu rozlišení denzit je v rozsahu 4000 HU. Okénko (window) se nastavuje na rozsah snímání absorpčních koeficientů, u kterých dochází k převodu na stupně šedi. Úroveň okénka (window level) nebo také střed okénka (window center) se nastavuje dle tkání, které mají být zobrazeny. U okénka se ještě nastavuje šíře (window width), které se nachází pod a nad úrovní (středu) okénka. I tyto jednotlivé struktury jsou zobrazeny poté ve stupních šedi. Struktury s denzitou nacházející se nad horní hranicí okénka se zobrazují bíle, pod dolní hranicí naopak černě. Kontrast obrazu se mění s velikostí okénka. Bude-li okénko úzké, bude jemnější rozdíl v denzitě tkání. Zároveň

⁵ Vlastní tvorba

se, ale sníží vypovídací hodnota o strukturách obrazu a obraz bude zrnitější. (Válek, 1998, s. 8– 9)

4.5 Artefakty CT obrazu

CT obraz může být postihnut mnoha artefakty. Detailní obrazy jsou plné šumu. Šum lze chápat jako zrnitost a sníženost rozlišovací schopnosti u jemnějších anatomických struktur. Šum může být zaviněn nižším počtem fotonů. Tento šum je pak nazýván jako kvantový. Snížením tohoto šumu dosáhneme jen zvýšením počtu fotonů. Musí tedy dojít ke zvýšení dávky záření. Tento šum lze nejčastěji pozorovat na tence kolimovaných vrstvách. Zdrojem šumu může být i sekundární záření a kolísavost intenzity RTG záření. Další typ artefaktu na CT obraze je způsobem pohybem. Pohybové artefakty většinou mají příčinu v nespolupráci pacienta, ale jsou i takové pohybové artefakty, jenž nelze ovlivnit. Mezi neovlivnitelné pohybové artefakty lze zařadit pulzaci srdce a větších cév. U oblastí s velkým rozdílem absorpce na rozhraní kostí a měkkých tkání vzniká strukturální šum. Mezi strukturální šum lze zařadit artefakt utvrzení svazku (beam hardening artifact). Tento artefakt se zobrazuje jako pruhovitá tmavá linie. Objevuje se v sousedství struktur, jež způsobují vysokou filtraci záření. Dalším artefaktem ze strukturálního šumu je artefakt částečného objemu (partial volume artifact). Tento artefakt ovlivňuje přesnost denzitního měření. Příčinou jeho vzniku jsou ve vyšetřované vrstvě struktury výrazně odlišných denzit. Šedá škála s pomocí měření toto poté zobrazí jako falešně nižší nebo naopak vyšší denzitní hodnoty. Tento artefakt lze redukovat s pomocí matice, kde zvýšíme počty bodů, nebo ztenčením tloušťky vrstvy. Jako poslední artefakt v této skupině je zahrnut nežádoucí výpadek obrazu, který bývá vyvolán přítomností objektů s nadlimitním stupněm absorpce záření. Mezi tyto objekty se řadí cizí tělesa z kovových materiálů (kovové svorky, protézy, katetry), ale i kontrastní látka, jenž je příliš hustá. (Válek, 1998, s. 9 – 10)

Válek, (1998, s. 10) ještě uvádí elektronické šумы, jenž jsou přítomny u všech elektronických systémů. Na tyto šумы nemá vliv dopadající RTG záření. A počítačový šum, který se může projevit jako nepostačující přibližná hodnota výsledných dat. Toto je zaviněno nevhodnou geometrickou koordinací rozcházejících paprsků s polohou voxelů.

4.6 CT zařízení a jeho součásti

CT přístroje jsou v konstrukcích rozdílné, ale i tak mají základní prvky shodné. K těmto základním prvkům CT zařízení patří:

1) gantry – vyšetřovací prstenec, jenž obsahuje detektory, který snímají procházející záření, dále pak rentgenku, pohonná a řídicí ústrojí, kolimační systém (generátor rtg záření, lze nalézt jen u některých přístrojů).

2) lůžko pro pacienta

3) vysokonapěťový generátor

4) obslužný pult s monitory

5) řídicí a zobrazovací počítač

6) zařízení k dokumentaci (multiformátová či laserová kamera). (Válek, 1998, s. 10 -11)

Zdrojem záření u výpočetní tomografie je rentgenka. Rentgenka CT přístroje pracuje s tvrdým zářením o napětí 120 – 140 kV. Na rentgenku jsou kladeny vysoké nároky, například na její tepelnou kapacitu. Z důvodu vzniku značného množství tepla se rentgenka pro výpočetní tomografii obsluhuje pulzně a využívá dokonalý chladicí systém. Dále musí být konstruována tak, aby byla maximálně odolná i mechanicky. Při své činnosti totiž rentgenka namáhá rotující anodový kotouč. Záření emitované rentgenkou je kolimováno na požadované rozměry. První generace CT přístrojů využívala úzký svazek záření. Ten během translačního pohybu prozařoval vyšetřovaný objem. Druhá generace využívala svazek už širší a od generace třetí pracují tomografy jen s velmi širokými svazky záření (přes 40°). Současně dochází i ke kolimaci tloušťky (šíře) svazku primárního záření. Kolimuje se volitelně od 10 mm až na 1 mm. To má pak následně přímý vliv na tenkost vyšetřované vrstvy a tedy i geometrickou rozlišovací schopnost. Upořádání a rozměry matice detektorů řídí úhel svazku záření. Detektory na okraji zachycují záření, které neprochází vyšetřovaným objektem. Tím dochází ke kontrole stability primárního svazku záření a to má vliv na standardizaci výsledků měření. (Válek, 1998, s. 11)

Principem detektoru je registrace absolutního množství rentgenového záření prošlého pacientem. Po projití tělem pacienta klesá intenzita záření. Zeslabení intenzity je přímo úměrné atomovému číslu prvku v tkáni a závisí tedy na jejím složení z anatomického pohledu. Detektory přeměňují dopadající intenzitu záření na elektrický analogový impuls.

Tento impuls je úměrný intenzitě záření, jež na detektor dopadá. Když se analogové hodnoty přemění na digitální (číselné) pomocí analogově-digitálního převodníku, tak se informace ve formě takzvaných hrubých dat (raw data) předá obrazovému počítači k dalšímu zpracování. Výpočetní tomografie využívá k detekci fotonů tři typy detektorů (plynový, scintilační polovodičový a keramický). Každý z nich má své výhody i nedostatky. Nejnáročnější výrobně a tudíž i nejdražší, ale dosahující nejlepších výsledků je detektor keramický. (Válek, 1998, s. 11 - 12)

Podstatnou částí výpočetní tomografie je vyšetřovací „prstenec“ (tunel; gantry). Právě rentgenka s chladicím systémem a detektory záření se nacházejí v gantry. Dále je zde uloženo zařízení, jež umožňuje pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Gantry má ve svém středu otvor ve tvaru kruhu o rozměrech 50 – 70 cm. Do toho to otvoru zajíždí úložný stůl s pacientem, právě rozměry otvoru gantry mohou být pro některé pacienty kontraindikací k provedení vyšetření. (Válek, 1998, s. 12). Při plánování radioterapie je navíc často pacient fixován v různých pomůckách. Proto na pracoviště, kde je v plánu využívání CT pro plánování radioterapie, je požadováno CT s maximální velikostí gantry.

Další součástí zařízení jsou počítače, bez nichž by ani nebylo možné vyšetření uskutečnit. Počítače slouží k vlastnímu zpracování a uložení informací z vyšetření. Samotné vyšetření se řídí od vyšetřovací konzole (obslužný a vyhodnocovací stůl). (Bruna, Sehr, 1988, s. 20)

4.7 Generace tomografů

Bruna (1988, s. 21 – 23) uvádí čtyři generace přístrojů výpočetní tomografie.

1. generace tomografických přístrojů se v dnešní době už nevyrábí. Tyto přístroje pracovaly na systému translačně rotačním. Rentgenka byla pevně spojena s jedním nebo dvěma detektory. Rentgenka spolu s detektorem vykonávala dva pohyby. První pohyb byl posun (translace) a pohybem druhým bylo otáčení (rotace). Z toho vyplývá název systému podle, kterého tomograf pracoval. Rentgenka vykonala pohyb z jedné strany na druhou, poté došlo k posunu o úhel, který byl konstantní a následně se konalo další otáčení, ale v opačném směru. Tento děj se opakoval, dokud systém rentgenka – detektor se neotočil o 180°. Pacient byl prozařován úzkým svazkem záření. U přístrojů první generace doba skenování trvala minuty, to vedlo k pohybovým artefaktům. (Bruna, 1988, s. 21)

2. generace přístrojů pracovala už kratší dobu. Expozice trvala asi 1 minutu a méně. Přesto docházelo často k pohybovým artefaktům. I tato generace přístrojů pracovala na systému translačně rotačním, ale svazek záření už měl vějířovitý tvar. V ČSSR byl tento přístroj jako první umístěn na radiologické klinice Fakultní nemocnice v Hradci Králové. Tento výpočetní tomograf sloužil pro celotělové vyšetření. (Bruna, 1988, s. 21 - 22)

3. generace už pracuje na jiném principu systému. Tento systém je nazýván rotačně rotační. Během expozice dochází ke kruhovému pohybu kolem vyšetřovaného. Po kruhové dráze se otáčí rentgenka a proti ní několik detektorů, které jsou upořádány vějířovitě, aby obsáhly celé vyšetřované pole. Tím se celé vyšetření podstatně zrychluje a doba expozice trvá kolem 10 sekund. Obrazy této generace přístrojů už jsou mnohem kvalitnější. Jejich systém dokonce umožňuje tvorbu topogramu. Topogram je sumační snímek v předozadní nebo bočné projekci. Během tvorby topogramu nekonají detektory ani rentgenka žádný pohyb. Zde dochází k pohybu úložného stolu, na němž leží pacient. Zařízení pak provádí měření absorpčního profilu po 1 – 2 mm. Z toho pak následně počítač tvoří řádky obrazu - topogramu. Přístroje 3. generace jsou nejčastější. (Bruna, 1988, s. 22 – 23)

4. generace pracuje na stejném systému jako předchozí generace. Ale systém detektorů je zde nepohyblivý. Zde jsou detektory rozmístěny po celém obvodu gantry a pohyb koná jen rentgenka. Rentgenka se otáčí po celém obvodu (360°). Doba expozice je ze všech vyjmenovaných generací nejkratší, jedná se o 1 až 3 sekundy. Pořizovací cena je, ale poměrně vysoká, z důvodu velkého počtu umístěných detektorů. (Bruna, 1988, s. 23)

Lze nalézt také rozdělení CT přístrojů do 5 generací.

5. generace přístroje je poté označována za kardio-tomograf s elektronovým svazkem – EBT (Electron Beam CT). Toto zařízení se od předchozích generací velmi liší. Zásadním rozdílem je, že vůbec se v něm nenachází rentgenka. Vznik X záření je zde na základě rychlých elektronů, jež jsou vystřeleny z elektronového děla a následně dopadají na kovový terčíkový prstenec – anodu, uvnitř kterého se nachází pacient. (Ullmann, 2002, s. 2)

Přístroje 3. a 4. generace CT docílily počátkem 80. let svého vrcholu vývoje, co se týče klasického, rotačního pohybu. Další možnost zvýšení technické dokonalosti šlo dosáhnout jen zkrácením expozičního času. K tomuto hodně přispělo zmodernizování

počítačových systémů. V 90. letech byla zavedena spirální (helikální) metoda skenování. Zde je zkombinován rotační pohyb rentgenky s kontinuálním translačním posunem stolu. Tím došlo ke spojitému šroubovicovému pohybu rentgenky kolem těla pacient bez přerušení expozice. Tato metoda mohla být zavedena poté, co došlo na bezkabelový přenos (slip – ring technology, 1987) zdrojového napětí na rentgenku, jenž má rotovat kolem vyšetřovaného objektu. Touto metodou došlo následně ke zkrácení času, potřebného k uskutečnění jedné otáčky rentgenky o 360°, na hodnoty kolem 1 sekundy. (Zuna, Poušek, 2000, s. 25 – 30), (Válek, 1998, s. 14)

V dnešní době lze tedy přístroje z nejpoužívanější 3. generace rozdělit do dvou kategorií, jež pracují na jejich principu. Do první kategorie lze zařadit přístroje pracující konvenčně (systém rotačně rotační kde musí dojít k přerušení a posunutí stolu před další otáčkou rentgenky). Druhá kategorie CT přístrojů umožňuje provádět vyšetření jak konvenčním způsobem tak spirální (helikální) metodou. (Válek, 1998, s. 14)

Dalším výrazným pokrokem je systém pracující na principu helikálním z předchozího rozdělení, ale s několika řadami detektorů vedle sebe, jež umožňují současně získávat více vrstev v cyklu jedné otáčky rentgenky a tím opět zkrátit čas expozice. Jedná se o tzv. multidetektorové (multi – slice) CT. (Válek, 1998, s. 15)

4.8 Postup CT vyšetření

Důležitým předpokladem pro správnost vyšetření je důkladný sled technicko-metodických prvků, které by měla na sebe bezpodmínečně navazovat. Mezi tyto prvky lze zařadit:

1. definice rozsahu oblasti, jež má být vyšetřena a nastavení rovin vrstev
2. skenovací parametry
3. obrazové parametry
4. podání kontrastní látky (je-li potřeba)
5. zpracování obrazu, konečný výsledek ve správném nastavení velikosti okénka.

Technické prvky se můžou v některých případech mírně lišit, dle volby skenování. Dalším významným prvkem je správnost poučení pacienta a jeho plná spolupráce. (Válek, 1998, s. 15)

Rozsah vyšetřované oblasti se určuje pomocí topogramu, jenž má vypovídací hodnotu o poloze, orientaci, počtu tomogramů a úhlu sklonu gantry. Topogram se převážně zhotovuje předozadní nebo bočné projekci, ale může vzniknout i v projekci šikmé. Topogram se tedy nevyužívá k diagnostice, ale pro určení oblasti, jenž má být vyšetřena a pro výběr orientace vrstev. K základní vyšetřovací rovině na CT se řadí rovina axiální (transverzální). Tato rovina se popisuje jako „*rovina kolmá na podélnou osu vyšetřovacího stolu (trupu nemocného)*“. Sklon axiální roviny lze různě měnit naklopením gantry podél jeho příčné horizontální osy. Při CT vyšetření není možné dosáhnout přímo sagitální orientace vybrané vrstvy. (Válek, 1998, s. 15 - 16)

Skenovací parametry musí být nastaveny před začátkem zobrazování. Jejich následná úprava už není po ukončení vyšetření možná. Na skenovacích parametrech závisí kvalita získaných hrubých dat (raw data) a ovlivňují způsob akvizice. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 17)

U konvenčního skenování patří mezi skenovací parametry volba kV a mA, doba času jednoho skenu (scan time), čas mezi jednotlivými skeny, kolimace (tloušťka vrstvy), posun stolu (ten udává, jaká bude vzdálenost, mezi jednotlivými vrstvami). Skenování spirálním způsobem je založeno především, krom hodnot kV a mA, na nastavení tloušťky vrstvy a rychlosti posunu stolu v průběhu expozice. Tyto parametry musí být nastaveny před samotným spuštěním skenování avšak až po zhotovení topogramu. (Válek, 1998, s. 16 - 17)

Napětí na rentgence se většinou nemění (120 – 140 kV). Velikost proudu se přizpůsobuje dle vyšetření a době potřebné k vytvoření jednoho skenu. Expoziční hodnoty u CT jsou většinou 50 – 750 mAs. Doba skenu má závislost na vyšetřované oblasti, z důvodu vzniku pohybových artefaktů. Nejčastější doba je 1 – 4 sekundy. Důležitým parametrem je čas mezi skeny na sebe navazující. To má souvislost s posunem stolu s nemocným. Tato vzdálenost je od 1 mm k 20 mm. V průběhu posunu stolu by mělo dojít k ochlazení rentgenky. Z tohoto pohledu je vhodný delší čas. Automatické nastavení má čas nastavený v rozsahu 10 - 25 s. Tato doba je vhodná i pro pacienta kdy může dýchat. Toto skenování se pak nazývá inkrementální. V některých případech je však nutné dobu zkrátit (4 – 9 s), poté se jedná o skenování dynamicky inkrementální (sekvenční). Toto skenování je využíváno při podání kontrastní látky. Kratší čas se také volí v případě, kdy se provádí dynamické vyšetření bez

posunu stolu. Poté se jedná o dynamicky sériové skenování. Moc často se, ale nevyužívá. (Válek, 1998, s. 16 - 17)

Lze tedy shrnout, že expozice (napětí a proud) ovlivňují výslednou kvalitu obrazu, především kontrast a šum. Samotné napětí má vliv na energii záření. Čím nižší hodnoty kV se použijí, tím bude nižší penetrace a bude vyšší kontrast obrazu. Proud ovlivňuje především množství záření (dávku). Čím větší bude hodnota mAs, tím bude mít obraz menší šum. Za použití nižších hodnot mAs bude sice nižší absorbovaná dávka, ale vyšší šum. Míra šumu je tedy nepřímo úměrná množství záření. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 18 - 19)

Kolimace (tloušťka vrstvy) má vliv na prostorové rozlišení a rychlost provedeného vyšetření. Kolimace je u konvenčního způsobu možná v rozmezí 1 – 10 mm, avšak se nejčastěji využívá kolimace 8 – 10 mm. Širší kolimovaná vrstva, má proti úzké (1 – 5 mm), lepší kontrastní rozlišovací schopnost, umožňuje nižší expoziční dávku a má méně obrazového šumu. Úzké kolimované vrstvy, ale mají také své využití. Volí se především tam kde je kladen důraz na geometrické rozlišení normálních a předpokládaných patologických struktur a je zapotřebí potlačení artefaktu částečného obejmu a utvrzení. Jedná se především o menší anatomické oblasti. Dále se úzká kolimace volí, když je v plánu provedení 2D nebo 3D rekonstrukce. Zde se volí i malé vzdálenosti mezi vrstvami u konvenčního skenování. Vrstvy poté mají na sebe přímou návaznost nebo dochází dokonce až k jejich překrytí. Naopak u vyšetření plicního parenchym, kdy je zapotřebí vysoká rozlišovací schopnost, je volba tloušťky vrstvy 1 – 2 mm a vzdálenost mezi vrstvami 10 – 20 mm. V případě skenování spirálním způsobem, jsou výše zmíněné údaje o velikosti kolimace totožné. Zde ale dochází ještě ke zkreslení obrazu v transverzální rovině, které je zapříčiněno pohybem vyšetřovaného v době rotačního skenování. Toto zkreslení je kompenzováno speciálním výpočetním algoritmem výstavby obrazu. Jedná se o 360° nebo 180° lineární interpolaci. (Válek, 1998, s. 17)

Ferda, Mírka, Baxa (2009, s. 20 - 21) kolimaci popisují podle systému, který ji využívá. Kolimace se zde dělí na úhrnnou a nominální. U jednořadových přístrojů je šíře vrstvy určena vymezením svazku záření. Úhrnná kolimace se zde rovná kolimaci nominální. Naproti tomu multidetektorové CT (MDCT) má širší vrstvy danou, širší jedné řady detektorů. Úhrnná kolimace je rovna šířce detektorového pole a současně, zde vzniká více datových stop najednou. Nominální kolimace odpovídá šířce jedné řady detektorů, při níž vzniká jedna datová stopa. U těchto přístrojů se termín nominální kolimace moc nevyužívá a je více

využíván název datová stopa. Datová stopa určuje šíři vrstvy hrubých dat a mají vliv na kvalitu zobrazení.

Měřítkem výkonnosti daného přístroje je považovaná doba jedné rotace komplexu rentgenky a detektoru kolem pacienta. Za celosvětový standard je považována doba 1s. Rozsah rozmezí se ale pohybuje od 0,5 po 2 sekundy. Rychlost posunu stolu je závislá na vzdálenosti, kterou musí stůl urazit během jedné kruhové otáčky rentgenky. Nejběžnější je tedy čas trvání jedné rotace kolem 1s. Volbu rychlosti ovlivňují následující prvky. Zaprvé se jedná o nastavení kolimace vrstvy, druhým prvkem je rozsah oblasti, která má být podrobena vyšetření a v neposlední řadě je důležité přihlídnout ke stavu nemocného a jeho schopnosti zadržet dech po zvolenou dobu. Pro poměr mezi hodnotou posunu stolu za jednu rotaci a kolimaci vrstvy se využívá označení pitch (faktor stoupání). Pitch mimo jiné znamená i hustotu závitů šroubovice datových stop. Pitch je bezrozměrné číslo o nejčastějších hodnotách 1,0 – 2,0. (Válek, 1998, s. 17 - 18)

Čím nižší faktor stoupání, tím kvalitnější datové pole, ale za cenu vyšší radiační zátěže. Vysoký pitch se využívá pro rychlá vyšetření. Umožňuje velký rozsah vyšetřované oblasti a méně pohybových artefaktů. Je-li potřeba přesného vyšetření pak je zvolen pitch s nižší hodnotou, kde je vysoká kvalita zobrazení. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 22 – 23)

Prvotní informace, v digitální formě, je před samotným zpracováním v počítači k dispozici v takzvaných hrubých datech (surová data, raw data). Pro výstavbu obrazu je důležité stanovení obrazových parametrů. Do obrazových parametrů se řadí velikost zobrazovaného pole (FOV, field of view), výpočetní algoritmus pro výstavbu obrazu (kernel), u spirálního CT i stanovení vzdálenosti mezi jednotlivými rekonstruovanými vrstvami. Obrazové parametry lze měnit i po ukončení skenování pokud jsou uložena i hrubá data. Hrubá data ale zabírají velkou kapacitu paměti počítače. Pokud, ale hrubá data nejsou uložena a jsou uloženy až definitivní obrazy, pak další změny závisí na softwarových možnostech post-processingu. Mezi tyto možnosti lze zařadit například měření vzdálenosti, filtraci obrazu, 2D a 3D rekonstrukce a denzitu. (Válek, 1998, s. 18)

Velikost zobrazovaného pole ovlivňuje rozlišovací schopnost obrazu. Tento parametr se nastavuje na topogramu. Výhodou je, že střed a velikost zobrazovaného pole lze upravovat

i na prvním vzniklém tomogramu. Při použití menšího FOV se zvyšuje prostorové rozlišení. (Válek, 1998, s. 19)

Kernel (výpočetní algoritmus) a jeho správná volba je podstatná pro zpracování naměřených hrubých dat. Výpočetní algoritmus ovlivňuje kvalitu zobrazených tkání. U kernelu se především tedy jedná o obrysovou manipulaci s obrazem. Velká výhoda u spirálního CT spočívá v možnosti nastavení vzdálenosti mezi rekonstruovanými tomogramy (reconstruction interval). „*Naměřená prostorová denzitní data totiž vytvářejí homogenní systém voxelů.*“ Tvar a velikost voxelů je dána velikostí zobrazovaného pole, zvolenou maticí (512*512, 1024*1024), hodnotou pitch a kolimací vrstvy. (Válek, 1998, s. 19)

K dosažení ještě kvalitnějšího zobrazení normálních a patologických tkání dobře slouží podání kontrastní látky. Nejčastěji využívanou kontrastní látku při CT vyšetření je nefrotropní jodová látka. Lze podávat ale i jiné látky pro výraznější dosažení denzity obrazu. Kontrastní látky lze rozdělit do tří skupin. V první skupině jsou látky izodenzní (voda, metylcelulóza), druhá skupina látek je hypodenzní – negativní (tukové kontrastní látky, vzduch) a poslední jsou látky hypertenzní – pozitivní (jodové a baryové). (Válek, 1998, s. 19-20)

Před aplikací kontrastní látky by měl být pacient nalačno. Minimální doba lačnění by měla být kolem 4 hodin. Důležité je také zjištění stavu nemocného. Před vyšetřením by měl pacient absolvovat odběry krve pro zjištění funkce ledvin. Z důvodu, následného vylučování nefrotropní kontrastní látky přes ledviny. Ta by mohla zapříčinit jejich poškození nebo zhoršení stavu. Nemocným se proto doporučuje důsledná hydratace. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 46)

Podání kontrastních látek sebou nese i další rizika. Pacienti mohou mít na podanou látku alergickou reakci. Z tohoto důvodu je velmi důležité sepsání podrobné dokumentace s vyptáním na možné alergie.

U pacientů, kteří alergickou reakci prodělali, je nutné před vyšetřením podat kortikoidy nebo antihistaminika, případně kontrastní látku nepodávat vůbec. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 46)

Alergická reakce ale může vzniknout i u pacientů, kteří žádnou alergii neuvádějí. Nežádoucí reakce na podanou látku pak mohou vznikat během vyšetření nebo bezprostředně po ukončení. V některých případech může být reakce až pozdní, například za týden po proběhlém vyšetření. Komplikace lze podle jejich intenzity rozdělit od lehčích až po život ohrožujících. Mezi lehčí nežádoucí reakci patří nevolnost, bolest hlavy, zčervenání kůže. Závažné, život ohrožující reakcí je kolaps, křeče a může dojít až k bezvědomí vyšetřovaného. (Bruna, Sehr, 1988, s. 54)

5. 4D – CT

5.1 Technologie 4D – CT

Tato metoda je nejnovější metodou, kterou lze provést plánování radioterapie. Je to ale poměrně složitá metoda, která je náročná na znalosti personálu a technické vybavení.

Pojem 4D je brán jako pojem, jenž zohledňuje časový faktor při vyšetření počítačovou tomografií. V čase dochází například k dýchacím pohybům, pohybům srdce, plnění cév nebo samovolným pohybům trávicího ústrojí. Pojem 4D-CT zahrnuje klasické trojrozměrné zobrazení na CT přístroji, ovšem ve spojení se sledováním pravidelných změn v souvislosti s dýcháním. (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 74)

Pohyby jednotlivých struktur v souvislosti s dýchacími pohyby jsou jedním z mnoha faktorů, které přispívají k tvorbě CT artefaktů, které byly zmíněné výše. Dýchací pohyby mohou také významně ovlivnit zakreslování cílových objemů při plánování radioterapie. Při plánování v plánovací konzoli totiž nevíme, jestli zakreslovaný objem či struktura odpovídá nádechu či výdechu a musíme počítat i s tím, že se tento objem či struktura může pohybovat oběma směry (tedy do nádechu i výdechu). Proto objemy CTV musí být často výrazně zvětšeny na PTV, aby bylo zajištěno optimální ozáření celého cílového objemu. Využití 4D – CT technologie umožňuje získat kromě trojrozměrného zobrazení jednotlivých orgánů v těle získat informaci po pohybu těchto orgánů v jednotlivých dechových fázích. Technologie 4D-CT je nejvhodnější metodou CT pro plánování radioterapie v oblastech, ve kterých dýchací pohyby mají významný vliv na pohyb tumoru nebo rizikového orgánu. Nejvíce je této technologie proto využito v oblastech hrudníku a nadbřišku. (Malá, 2013)

Informace o možném rozsahu pohybu jednotlivých orgánů a struktur je možná i při použití klasického 3D zobrazení s tím, že sekvenci CT snímků získáme u pacienta při zadrženém dechu nejdříve v nádechu a následně ve výdechu. Tento postup je však pro pacienta jednak velice nepohodlný a nepříjemný. Navíc pak pracujeme s extrémními polohami, zejména z důvodu maximálního inspira.

Metoda 4D-CT díky znalosti o přesném pohybu klinického cílového objemu nám umožňuje přesné stanovení tzv. vnitřního cílového objemu (ITV) a tedy zpřesnění a zmenšení definice plánovacího cílového objemu. Technologie 4D-CT je současně i základem pro

použití tzv. respiratory gating technologie na lineárním urychlovači. Technologie respiratory gating znamená, že vlastní ozařování na lineárním urychlovači je spouštěno jenom v určitou fázi dechového cyklu (v insipiriu nebo expiriu). Díky tomu je možné maximálně minimalizovat lemu pro fyziologický pohyb CTV a následně šetřit zdravé tkáně a orgány kolem PTV.

Plánování pomocí 4D – CT je standardní metodou při přípravě plánu zejména pro tumory plic, žlučových cest, jater a žaludku. Využití je možné i u jiných nádorů v oblasti hrudníku a epigastria (nadbřišku). (Malá, 2013)

Technologií získávání informace o fázi dechového cyklu u pacienta je více. Existuje např. pás se snímači, který se obepne kolem hrudníku pacienta, a při dýchacích pohybech se tyto snímače oddalují a přibližují. Jejich pohyb je registrován a spojen s přístrojem CT. Další technologií je registrace průtoku a objemu vdechovaného a vydechovaného vzduchu. Na Klinice onkologie a radioterapie FN Hradec Králové se využívá technologie firmy VARIAN Medical Systems - Respiratory Gating System Real- Time Position Managment (RPM) 1.7.

Tento systém lze využít jak k 4D plánování, simulaci, i k ozařování. (Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007, s. 1, 4) Princip této technologie spočívá v umístění drobného plastového kvádru s odrazkami do nadbřišku pacienta. Při dýchacích pohybech se tento kvádr pohybuje nahoru a dolů a tento pohyb je sledován a vyhodnocován infračervenou kamerou umístěnou na příslušném přístroji.

5.2 Prospektivní a retrospektivní získávání 4D-CT dat

4D-CT dat lze obecně získávat dvěma způsoby. První možností je tzv. prospektivní 4D-CT a druhou tzv. retrospektivní 4D-CT.

Prospektivní 4D-CT využívá synchronizace v okamžiku pořizování tomogramů.

Pokud se tedy určí sektor (okno, window) respiračního cyklu, ve kterém bude získávána sekvence CT dat (např. v insipiriu) před vlastním provedením CT, jedná se o prospektivní gating. CT snímkování je následně provedeno pouze v tomto okně. Ve druhé době se pak provede sekvence s opačnou dechovou fází (např. v expiriu). CT data z obou fází se pak fúzí, abychom získali přesnou informaci o pohybu. Protože však CT data získaná touto technologií mají o něco horší kvalitu než klasické 3D-CT, fúzí se obvykle obě 4D-CT

sekvence také s klasickými 3D-CT daty. Získávání těchto CT dat je proto z hlediska času poměrně náročné.

Naopak retrospektivní gating využívá CT data, jež jsou získávána v každé pozici stolu po dobu, za níž u pacienta proběhne minimálně jeden respirační cyklus. K určité fázi respiračního cyklu (binu) je přidělen CT snímek. Konečným výsledkem je většinou 10 CT binů. Každému binu odpovídá 10% z dýchacího cyklu pacienta. Takto provedené 4D CT trvá poměrně kratší dobu, než prospektivní 4-D-CT, neboť data získáváme pouze jedním vyšetřením. Výsledkem retrospektivního 4D-CT je informace o přesném pohybu orgánů či struktur během dýchacího cyklu díky znalosti polohy těchto orgánů a struktur v 10 takto získaných sekvencích. Nevýhodou je však řada artefaktů, ke kterým dochází, pokud je nesoulad mezi frekvencí dýchání a rychlostí provedení CT. (Časopis SCAN, 2009, s. 5, 6)

Velkou nevýhodou této technologie je, že pokud pacient trpí poruchou plic, dýchání nebo má malé pohyby hrudní stěny nebo nepravidelnosti dýchacího cyklu, kvalitní analýza pohybu jednotlivých objemů v závislosti na dýchacím cyklu není možná. (Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007, s. 7)

5.3 Vlastní postup při použití RPM Respiratory Gating System

Sledování dýchacích pohybů se děje poté co se pacient umístí na lehátko CT přístroje na dohled kamery systému RPM Respiratory Gating System 1.7 (obrázek 5). Sledovací kamera je CCD (chargé – coupled device) – zařízení s vázanými náboji, jež je citlivá na infračervené světlo. Infračervené světlo umožňuje sada infračervených světelných zdrojů. Světelné zdroje jsou v kroužku, ve kterém se nachází objektiv kamery. Zároveň je na tělo pacienta umístěn malý plastový blok. Plastový blok se poté pohybuje v rytmu dechu nemocného. Na bloku se nacházejí kruhové reflexní referenční body. Body jsou dva nebo jich je šest. Šestibodový blok je složitějším prostředkem pro těžší výpočty a je určen i k citlivějšímu sledování ve třech rozměrech. U těchto bloků je, ale i schopnost, jež umožňuje sledování dvoubodového referenčního bloku. Tyto body odrážejí infračervené světlo, Kruhové reflexní referenční body se objevují na videosignálu, který kamera zašle do systému RPM Respiratory Gating System. Při umístění referenčního bloku se musí brát v úvahu pacientova postava, jeho stav, pohyby hrudní stěny a plánované ozařování. Obecně lze blok umístit přibližně doprostřed mečovitého výběžku (spodní část hrudní kosti) a pupku. (Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007, s. 6 – 7)

Systém neumožňuje sledování dýchacího cyklu, jestliže se v zorném poli nachází dominantní objekt, který je jasnější než referenční body, a tvarem i velikostí body připomíná. (Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007, s. 8)

Přesnost systému v měření je méně než jeden milimetr a dokáže pokrýt široké spektrum dechových pohybů. Dechová frekvence, kterou systém dokáže sledovat je v rozmezí od 6 do více jak 25 dechových cyklů za jednu minutu. Aby byly snímané výsledky optimální, je třeba využití pohybů referenčního bloku minimálně 4 mm hluboké. (Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007 s. 8)



Obrázek 5. Infračervená kamera s detektorem pohybu používaná při plánování a provádění radioterapie pro sledování dýchacích pohybů technologií RPM Respiratory Gating System 7.1.⁶

⁶ SCHLEGEL, Wolfgang, Thomas BORTFELD a A GROSU. *New technologies in radiation oncology*. London: Springer, 2006, 464 p. ISBN 3540003215.

Praktická část

6. Využití 4D-CT při plánování radioterapie ve FNHK

Klinika onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové disponuje 4D-CT technologií od roku 2008. Do klinického provozu tato metoda byla na tomto pracovišti uvedena v roce 2009. Šlo o vůbec první využití této technologie v České republice. V současné době se 4D-CT na tomto pracovišti využívá při plánování radioterapie zejména u karcinomů plic, žlučových cest, jater a žaludku. Nejpodstatnějším důvodem pro indikaci 4D-CT u těchto malignit je, že tyto nádory a orgány se vlivem dýchacích pohybů pohybují a dochází ke změnám jejich lokalizace. Tyto pohyby mohou být často poměrně velké. Pokud nemáme úplně přesnou informaci o pohybech v souvislosti s dýchacím cyklem, měli bychom předpokládat, že tento pohyb může být i větší, ovšem tento postup by pak vedl k ozáření zbytečně velkého objemu. Pokud bychom však pohyb vlivem dýchacích pohybů podcenili, mohlo by se nádorové ložisko dostávat v průběhu dýchacího cyklu mimo ozařovaný objem a v tom případě by bylo záření kontraproduktivní.

Klinika onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové využívá 4D-CT s technologií od firmy VARIAN Medical Systems – Respiratory Gating System Real- Time Position Management (RPM) 1.7. U této techniky je pacientovi položen na nadbříšek malý šedivý plastový kvádr, který má na sobě šest odrazek, jež slouží k snímání pohybů, které se uskutečňují vlivem dýchání. Pohyb odrazek na kvádru je monitorován infračervenou kamerou, která je umístěna tak, aby mohla tyto pohyby snímat. Data o pohybu jsou předávány do počítače v ovladovně, kde je můžeme sledovat na obrazovce, ale hlavně jsou tato data předávána do software počítačové tomografie.

Na Klinice onkologie a radioterapie FNHK je preferováno získávání 4D-CT dat prospektivně. U pacienta, který již sice má na kůži nadbříšku položený a fixovaný uvedený kvádr s odrazkami, je provedeno nejdříve klasické spirální CT. Ve druhé fázi se provede CT vyšetření pouze v inspiriu a nakonec vyšetření pouze v expiriu. Data ze všech vyšetření se pak fúzí v plánovacím softwaru tak, aby byla využitelná pro zjištění rozsahu jednotlivých orgánů a objemů v průběhu dýchacího cyklu, zejména pro definici vnitřního cílového objemu (ITV). V praxi je postup následující – lékař zakreslí GTV a CTV na sadě řezů v expiriu, následně na sadě řezů v insipiriu, a nakonec jsou všechny tyto objemy zkopírovány do klasického spirálního CT. Součet CTV v expiriu a CTV insipiriu tvoří ITV.

Pokud by byl pohyb CTV příliš velký a tím pádem objem ITV byl významně větší než CTV v expiriu (či insipiriu), může být lékařem a fyzikem rozhodnuto o použití technologie

respiratory gatingu. V takovém případě je použita pro plánování pouze sada CT dat získaná expiriu (vzácně v inspiriu), na které je definováno pouze CTV, neboť důvod použití ITV odpadá.

Do praktické části bakalářské práce byly vybrány obě možnosti využití 4D-CT. První případ dokumentuje využití 4D-CT u karcinomu žaludku, kde v rámci plánování došlo k součtu CTV v inspiriu a CTV v expiriu v přesný ITV. Druhý případ prezentuje využití 4D-CT pro technologii respiratory gating při stereotaktickém ozáření drobného plicního tumoru. CT data jsem použila i pro výpočet možného relativního zvětšení CTV a PTV, pokud by nebyla použita technologie respiratory gating.

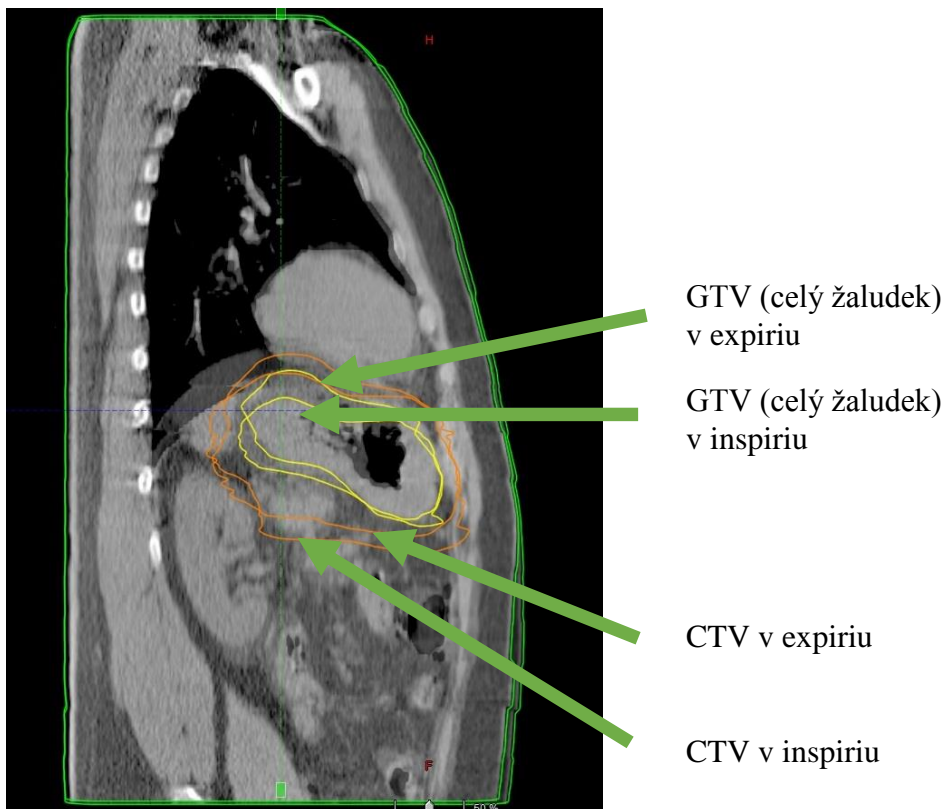
6.1 4D-CT u tumoru žaludku

Jako první případ byla použita 4D-CT data mladého pacienta, indikovaného k zevní radioterapii v předoperační indikaci pro histologicky difúzní typ adenokarcinomu žaludku. Tento histologický typ často postihuje celou stěnu žaludku, a proto nelze často přesně definovat vlastní nádor. Z tohoto důvodu jako GTV je zakreslen celý žaludek. Tento pacient byl indikován k předoperační radioterapii v dávce 45 Gy v 25 frakcích v 5 týdnech. Současné během zevního ozařování byla podávána kontinuální infúze 5-fluorouracilu a jednou týdně byla podávána infúze cisplatiny. Jako technika zevní radioterapie byla použita radioterapie s modulovanou intenzitou. V rámci plánování vzhledem k riziku pohybů během dýchacího cyklu bylo indikováno 4D-CT.

Po provedení plánovacího CT, které bylo provedeno nejdříve jako klasické spirální CT, následně prospektivně jako 4D-CT jak v expiriu, tak v inspiriu, byla data odeslána do plánovacího systému, kde jsou zakresleny jednotlivé objemy (obrázek 6, 7 a 8).

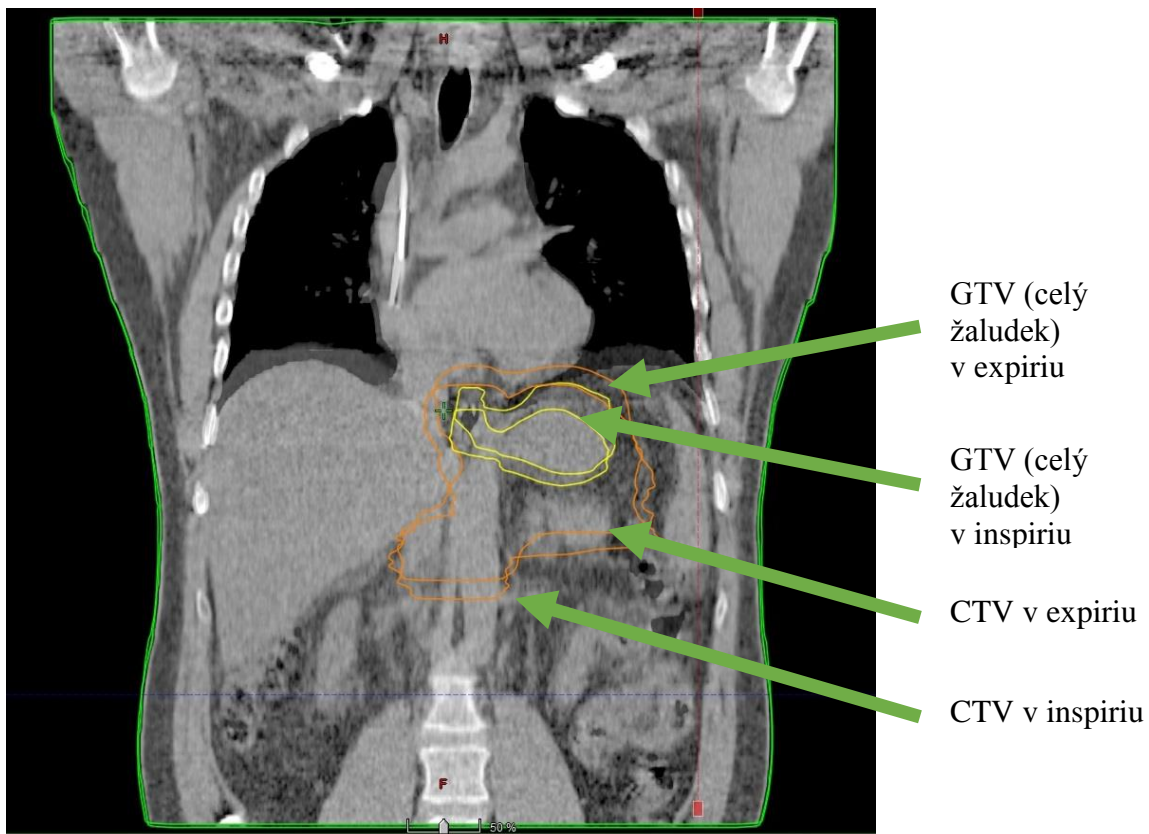
Žlutá kontura značí ohraničení žaludku v expiriu a inspiriu, tedy nádorový objem (GTV). Oranžová kontura je označuje CTV (klinický cílový objem) v inspiriu a expiriu. Fialově je pak znázorněn ITV (vnitřní cílový objem) zahrnující součet CTV z nádechu a výdechu. Červená kontura je zakreslení PTV (plánovací cílový objem), který zahrnuje ITV + 1 cm lem jako lem pro nepřesnosti nastavení.

Dvojitá kontura lemů GTV a CTV (obrázek 6 a 7) dokumentuje právě pohyby těchto objemů v průběhu dýchacího cyklu.



Obrázek 6. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek při postižení difúzním karcinomem a klinický cílový objem (CTV) zakreslený v inspiriu a expiriu na sagitálním řezu, který zahrnuje fúzi CT dat v obou fázích dechového cyklu. Na obrázku je patrná i dvojitá kontura bránice.⁷

⁷ Fakultní nemocnice Hradec Králové



Obrázek 7. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek při postižení difúzním karcinomem a klinický cílový objem (CTV) zakreslený v inspiriu a expiriu na frontálním řezu, který zahrnuje fúzi CT dat v obou fázích dechového cyklu. Na obrázku je patrná i dvoji kontura bránice.⁸

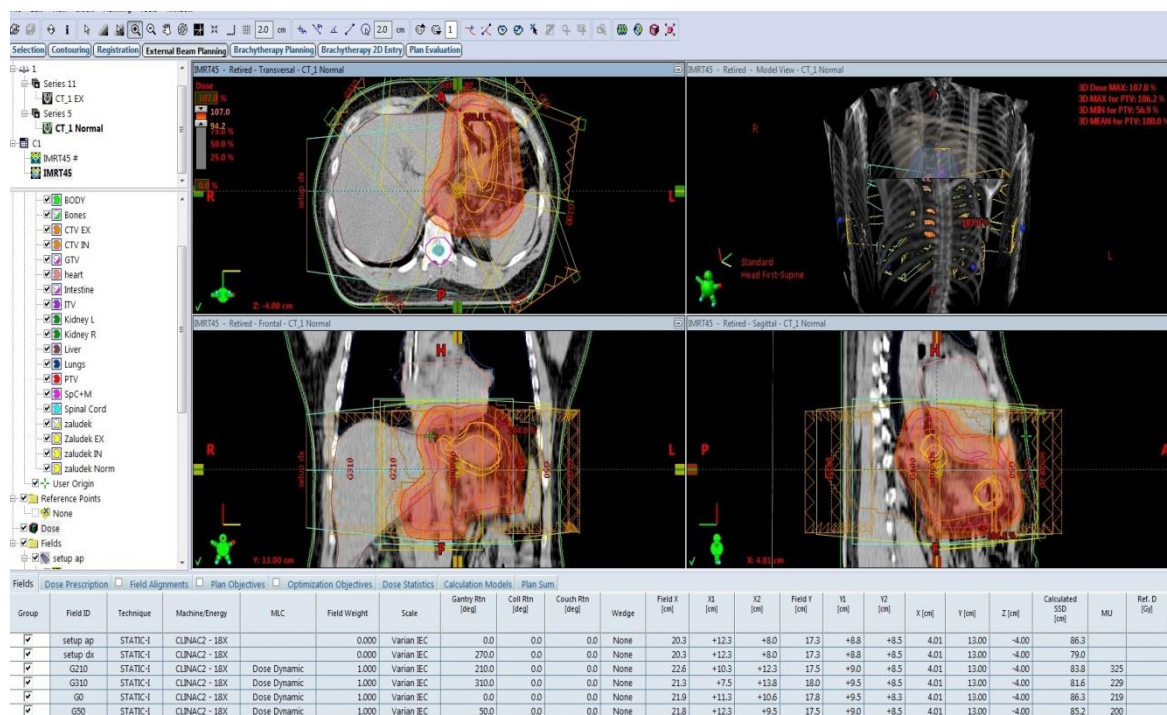
⁸ Fakultní nemocnice Hradec Králové



Obrázek 8. Nádorový objem (GTV), zahrnující celý žaludek v inspiriu a expiriu i na klasickém spirálním CT (tři žluté kontury) a klinický cílový objem (CTV) v expiriu. Fialová plocha zahrnuje CTV v expiriu i CTV v inspiriu (nezobrazen), tedy vnitřní cílový objem (ITV). Červeně je pak okolo ITV s lemem 1 cm zakreslen plánovací cílový objem (PTV). Vlevo transverzální řez, vpravo nahoře sagitální řez a dole frontální řez.⁹

⁹ Fakultní nemocnice Hradec Králové

Obrázek 9 dokumentuje dávkovou distribuci při použití techniky radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) na fúzovaných datech CT, získaných v nádechu a výdechu.



Obrázek 9. Dávková distribuce při použití techniky radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) na fúzovaných datech CT, získaných v nádechu a výdechu. Barevně je zvýrazněna oblast, která je ozařována dávkou vyšší než přibližně 95 % dávky předepsané.¹⁰

¹⁰ Fakultní nemocnice Hradec Králové

6.2 4D-CT u tumoru plic

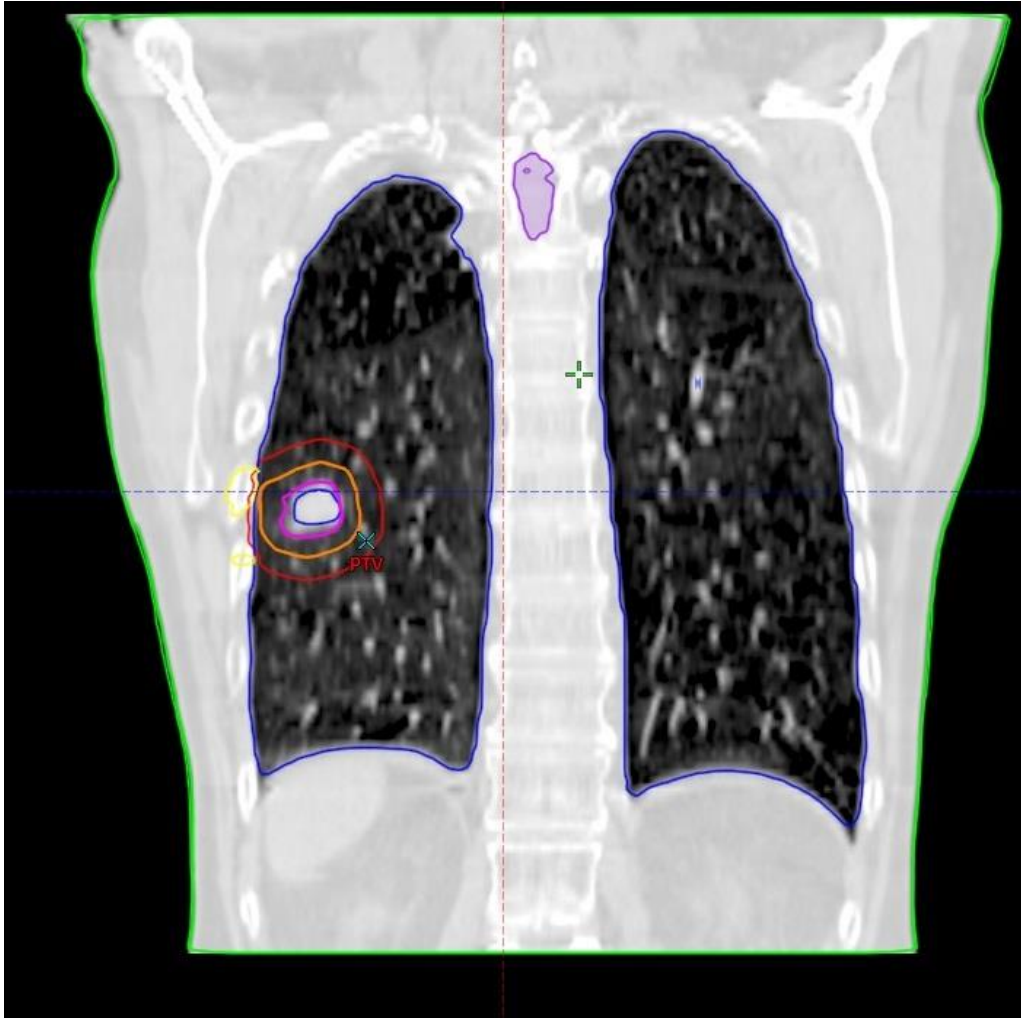
Druhým příkladem použití 4D-CT je indikace stereotaktického ozáření u pacienta s histologicky verifikovaným nemalobuněčným časným karcinomem plic (staging T1N0M0), u kterého by sice měla být indikována primární chirurgická resekce. Nicméně k operačnímu výkonu pacient nebyl vhodný z důvodu vedlejších onemocnění. Z těchto důvodů byla jako alternativa kurativního postupu zvolena stereotaktická radioterapie v dávce 50 Gy v 5 frakcích v 1 týdnu. V rámci plánovacího CT byl jako standardní použito 4D-CT.

4D-CT může někdy mít jen informativní charakter pro lékaře o pohybu tumoru a na něm je poté zda se rozhodne využít technologii respiratory gating při ozáření či nikoliv.

Na obrázcích 10 a 11, lze pozorovat pohyb tumoru v plíci v souvislosti s dýchacími pohyby. Obrázek 10 znázorňuje frontální řez plic se zakreslením lemů GTV, CTV a PTV v expiriu. Jednotlivé cílové objemy byly zakresleny následovně:

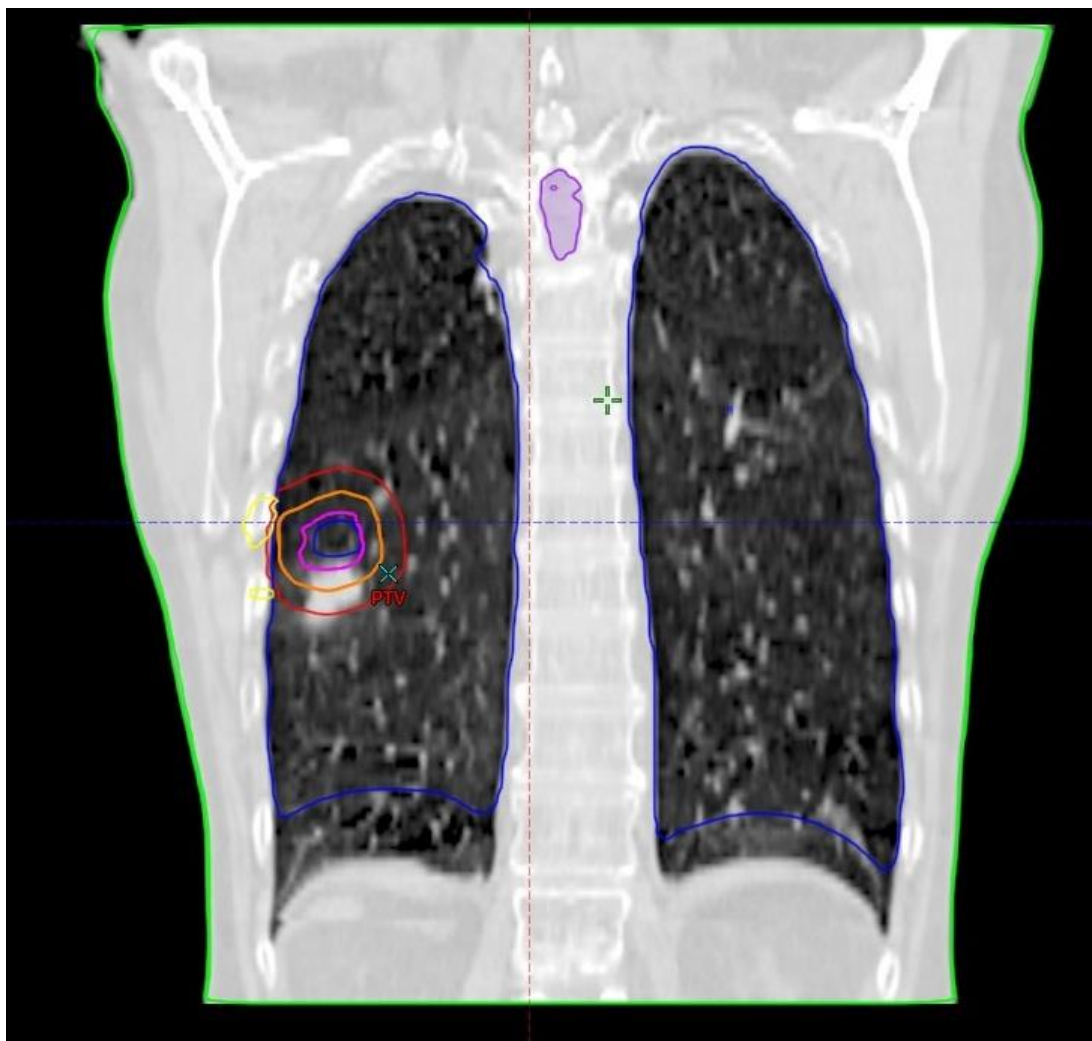
- GTV – viditelný tumor na CT
- CTV – lem kolem GTV 5mm
- PTV – lem kolem CTV (nebo ITV) 7mm

Obrázek 11 je rovněž ve frontálním řezu, ale nyní ve fázi inspiria, ale jsou na něm zachovány kontury z expiria. Obrázek dokumentuje rozdíl v původním zakreslení z expiria a uložení tumoru v inspiriu, jež je mimo značené kontury. Pokud by byla CT data získaná v expiriu (i nevědomě při použití 3D-CT) použita s uvedenými lemy pro ozařování bez technologie respiratory gating, pak by při každém nádechu docházelo k posunu vlastního nádoru mimo objem GTV a CTV, ale dokonce i mimo objem PTV, čímž by pravděpodobně významně klesaly šance na úspěšnou léčbu pacienta.



Obrázek 10. Frontální řez plánovacího 4D-CT v exspiriu. Obě plíce jsou zakresleny modrými konturami. Fialově je zakreslen vlastní nádor pravé plíce (GTV), okolo je oranžově klinický cílový objem (CTV) a okolo je červeně zakreslen plánovací cílový objem (PTV).¹¹

¹¹ Fakultní nemocnice Hradec Králové



Obrázek 11. Frontální řez plánovacího 4D-CT v inspiriu. Všechny zakreslené kontury jsou zakreslené v expiriu. Jde o tytéž kontury jako na obrázku 10 (modře plíce, fialově vlastní nádor pravé plíce (GTV), oranžově klinický cílový objem (CTV) a červeně plánovací cílový objem (PTV)). Obrázek dokumentuje pohyb vlastního nádoru v inspiriu mimo kontury zakreslené v expiriu.¹²

¹² Fakultní nemocnice Hradec Králové

Obrázek 12 značí souhrnné znázornění tumoru ve třech různých řezech (transverzálním, sagitálním a frontálním) ve fázi expiria se zakreslenými objemy. U tohoto pacienta bylo rozhodnuto, že se bude ozařovat ve fázi expiria (výdechu) technologií respiratory gating. Ozařování v expiriu je výhodnější než v inspiriu, neboť úplný výdech trvá v rámci dechového cyklu déle než úplný nádech. Ozařování technologií respiratory gating je vhodné z důvodů většího šetření okolní plicní tkáně proti případnému ozařování bez této technologie. Obrázek 13 dokumentuje hypotetické objemy ITV, zahrnující součet CTV v nádechu a CTV ve výdechu a PTV, zahrnující ITV s lemem pro nepřesnosti nastavení.

Pro zhodnocení významu šetření plicní tkáně technologií respiratory gating jsem použila data o velikosti jednotlivých objemů z plánovacího systému:

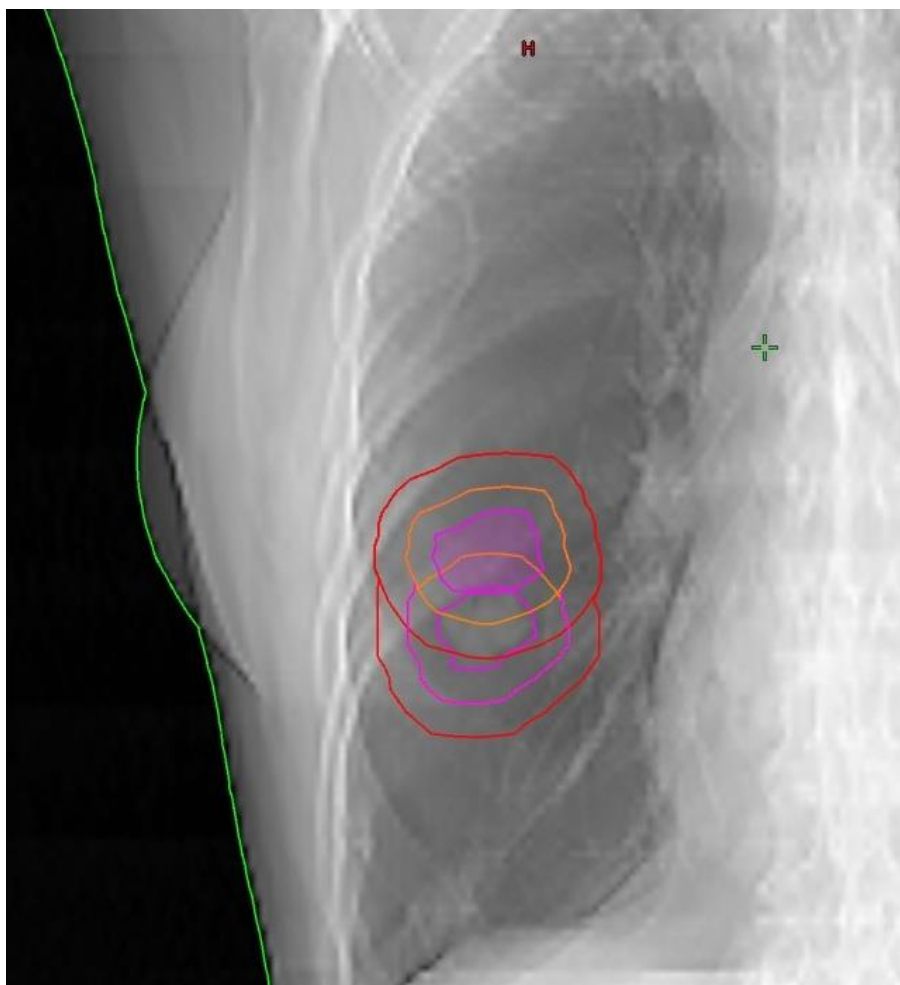
CTV v expiriu pro ozáření gatingem měl objem $19,4 \text{ cm}^3$.

ITV, zahrnující CTV v inspiriu + CTV v expiriu by měl objem $33,2 \text{ cm}^3$.

PTV zakreslený pro ozáření v expiriu měl objem $59,1 \text{ cm}^3$.

PTV zakreslený v celém dechovém cyklu by měl objem $87,6 \text{ cm}^3$.

Jednoduchým výpočtem lze zjistit, že ITV je o 71 % větší než CTV v expiriu a PTV pro ozařování bez technologie respiratory gating je o 48% větší, než PTV pro ozařování s touto technologií.



Obrázek 12. Frontální řez plánovacího 4D-CT. Fialově je zakreslen vlastní nádor pravé plíce (GTV), v horní části v expiriu, v dolní části v inspiriu. Okolo GTV v expiriu je oranžově klinický cílový objem (CTV) v expiriu. Vnitřní cílový objem ITV zahrnuje součet oranžového CTV v expiriu a objemu CTV v inspiriu, který je zobrazen okolo GTV v inspiriu jako kontura fialová s přechodem v oranžovou v horní části. Okolo CTV v expiriu je červeně zakreslen plánovací cílový objem (PTV) pro expirium. PTV pro ozařování v celém dýchacím cyklu zahrnuje objem PTV v expiriu, rozšířený o objem PTV v inspiriu, znázorněný červenou konturou v dolní části kolem fialové kontury ITV.¹³

¹³ Fakultní nemocnice Hradec Králové

7. Diskuse

Nové technologické možnosti umožňují v radioterapii obrovský posun ve zkvalitňování lékařské péče. Pokud vezmeme jako počátek moderní radioterapie rok 1957, kdy bylo vůbec poprvé použito ozáření lineárního urychlovače Henrym Kaplanem u malého chlapce s nádorem oka – retinoblastomem, můžeme za těchto téměř šedesát let zaznamenat řadu nových technologií. V počátku této moderní éry se ozařovalo jednoduchými technikami, jako byla technika jednoho přímého pole, dvou protilehlých polí, tzv. box techniky apod., přičemž výpočet dávky se prováděl na základě jednoduchých měření a manuálních výpočtů se vstupními údaji, jako např. předpokládaná hloubka nádoru, předozadní průměr pacienta (vzdálenost kůže-kůže), případně předozadní a bočný průměr. Nastavování ozařovacího přístroje a pacienta, aby byl opravdu ozařován pouze nádor s lemem, nikoliv zdravé tkáně a orgány, bylo prováděno s pomocí označení vstupu jednotlivých polí. Lokalizace těchto vstupů byla získávána s pomocí skiaskopických a skiagrafických metod. Navíc pole měla obvykle čtvercový nebo obdélníkový tvar vzhledem k využití dvou párů clon, která pole definovala.

Další vývoj radioterapie byl zaměřen na zmenšování zatížení zdravých tkání a orgánů ionizujícím zářením, aby docházelo ke snížení rizika akutních a především pozdních komplikací radioterapie. Ruku v ruce se snižováním dávek na rizikové orgány se otvírala cesta k eskalaci dávky na vlastní cílové objemy, od které se očekávalo zlepšení léčebných výsledků. Pro zmenšování zátěže zdravých tkání se od sedmdesátých let začalo využívat stínění části polí pomocí litých bloků. Velký posun pak souvisel s využitím počítačových technologií, zejména využitím počítačové tomografie pro plánování radioterapie a výpočetních systémů pro výpočet dávkové distribuce (plánovací konzole). Zpočátku byly jak CT přístroje, tak plánovací systémy velice pomalé. Proto byly na CT prováděny pouze některé vybrané řezy, např. pouze centrální řez v rovině budoucího izocentra, nebo v rovině centrální a dva řezy v rovinách paracentrálních (nad a pod budoucím izocentrem). Pomalé plánovací konzole pak počítaly dávkovou distribuci často pouze v centrální rovině. Proto šlo nadále de facto pouze o dvourozměrné plánování radioterapie.

Příchodem výkonnějších CT přístrojů i výkonnějších plánovacích konzolí umožnil rozvoj tzv. 3D-konformní radioterapie (3D-CRT). Plánovací systémy umožnily na základě kvalitních CT dat s řezy po 3-10mm vypočítat skutečnou dávkovou distribuci v prostoru. Výhodou byla i možnost použít většího počtu polí z různých směrů. Velkým posunem bylo i použití tzv. vícelistového kolimátoru, jehož lamely umožnily tvarovat pole podle tvaru

cílového objemu z příslušného směru. Díky tomu 3D-konformní radioterapii umožnila proti původní konvenční radioterapii šetřit řadu zdravých tkání a orgánů, zejména v oblasti konvexit cílového objemu.

Dalším technologickým posunem na konci devadesátých let byl vývoj radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT), která je pokládána za pokročilou formu konformní radioterapie. Díky neuniformní intenzitě záření ve svazku umožňuje IMRT dosáhnout často ještě mnohem lepší dávkové distribuce než 3D-CRT, zejména v oblastech konkavit plánovacího cílového objemu.

Umožnění cíleného ozáření nádorového ložiska (přesněji PTV) za současného maximálního šetření okolních zdravých tkání a orgánů však nasměrovala odbornou pozornost na přesné definování jednotlivých objemů a orgánů. Přesnější definici GTV, případně některých rizikových struktur, umožňuje v některých případech využití fúze plánovacího CT s dalšími zobrazovacími metodami, jako je vyšetření magnetickou rezonancí nebo pozitronovou emisní tomografií. Přesné zaměřování PTV na ozařovacím přístroji umožňuje využití technologie zvané on-board imaging, která je podmínkou tzv. radioterapie řízené obrazem (IGRT). Pomocí této technologie je možné dvourozměrně zkontrolovat lokalizaci kostěných struktur nebo kontrastních markerů, případně trojrozměrně pomocí tzv. cone-beam CT, přímo na lineárním urychlovači a tím zpřesnit zaměření PTV před každou frakcí záření.

Jednou z posledních novinek, ke které se upírá zájem odborné veřejnosti, je fyziologický pohyb tkání a orgánů, který může souviset např. s dýchacími pohyby. Znalost pohybů jednotlivých struktur během dýchacího cyklu umožňuje právě 4D-počítačová tomografie. Tato technologie není nutná pro klasická diagnostická vyšetření, ale pro plánování radioterapie je obrovským posunem. Navíc stejnou technologii sledování dýchacích pohybů je možné použít i při samotném ozařování a je tedy možné ozařovat např. pouze ve výdechu či pouze v nádechu (tzv. respiratory gating). Zatímco technologie 4D-CT umožňuje přesnou znalost pohybu jednotlivých struktur během dýchání, zejména pohyb klinického cílového objemu, při klidném dýchání, technologie respiratory gating umožňuje ozařovat CTV a PTV pouze v definovanou fázi dýchacího cyklu, čímž je možné výrazně zmenšit velikost CTV (není nutné definovat vnitřní cílový objem ITV) i PTV. Oba příklady využití 4D-CT dokumentuje praktická část předkládané bakalářské práce.

Existuje několik možných technologií získávání 4D-CT dat. Jednotlivé technologie byly zmíněny v teoretické části práce. V České republice jsou největší zkušenosti zřejmě s technologií firmy Varian RPM Respiratory Gating System, využívající sledování pohybu

drobného plastového kvádru s odrazkami infračervenou kamerou, přičemž kvádr je položen na kůži v nadbříšku pacienta. Při nádechu a výdechu se pohybuje kvádr spolu s kůží nahoru a dolů a infračervená kamera tento pohyb sleduje a vyhodnocuje. Při práci s touto technologií si však musíme být vědomi i řady nevýhod.

První nevýhodou může být fakt, že ne od všech pacientů se podaří získat pro plánování vhodná 4D-CT data. Příčinou může být např. nedostatečný pohyb břišní či hrudní stěny během dýchacího cyklu. Nevýhodou může být i nepravidelná frekvence a hlavně amplituda dýchacích cyklu. Pozor je nutné dát na správnou analýzu nádechu a výdechu ve vztahu k pohybu břišní stěny. Zatímco u většiny pacientů se při nádechu nadbříšek pohybuje nahoru, u některých pacientů, zvláště mužů, kteří dýchají více hrudníkem, může dojít k paradoxnímu pohybu břišní stěny při nádechu směrem dolů. Z hlediska analýzy 4D-CT dat lékaři a fyzici Kliniky onkologie a radioterapie FN Hradec Králové konstatují, že CT data získaná pomocí 4D-CT jsou o něco horší, než CT data získaná klasickým spirálním CT bez sledování dýchacího cyklu. Tento rozdíl byl výraznější u retrospektivního 4D-CT než u prospektivního 4D-CT. Proto na tomto pracovišti je více používán prospektivní 4D-CT.

8. Závěr

4D – počítačová tomografie je pro plánování zevní radioterapie obrovským pokrokem. 4D-CT umožňuje zpřesnit zakreslení objemů, jejichž velikost a lokalizace, která může být ovlivněna dýchacím cyklem. Zejména přesná definice vnitřního cílového objemu (ITV) je u nádorů v oblasti plic a nadbřišku bez použití 4D-CT velice obtížná a výsledkem může být ozařování zbytečně velkého objemu zdravých tkání okolo nádorového ložiska nebo naopak neozáření definovaných cílových objemů v extrémní fázi dechového cyklu. Technologie 4D-CT je pak základem pro využití technologie respiratory gatingu, která umožňuje další šetření okolních zdravých tkání a orgánů.

Seznam použité literatury

1. BRUNA, Josef. *Celotělová výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 389 s.
2. BRUNA, Josef a Alois SEHR. *Celotělová výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1988, 389 s.
3. *Časopis SCAN* [online]. 2009 [cit. 2015-01-18]. ISSN 1211-295X. Dostupné z: http://fnhk.cz/data/casopis/2009_2.pdf
4. DOBBS, Jane, Ann BARRETT a Daniel ASH. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992, 302 s. ISBN 80-900235-8-4.
5. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
6. ICRU (1993). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, ICRU Report 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington), Dokumentace Fakultní nemocnice Hradec Králové.
7. ICRU (1999). International Commission on Radiation Units and Measurements, *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Supplement to ICRU Report 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington), Dokumentace Fakultní nemocnice Hradec Králové.
8. MALÁ, Petra. 4D-CT- VYUŽITÍ V RADIOTERAPII A ZKUŠENOSTI VE FNHK. *Registraci-system.cz* [online]. 2013 [cit. 2015-03-18]. Dostupné z: http://www.registracni-system.cz/akce-brnenske-onkologicke-dny-2013/sjezd.php?p=read_abstrakt_program&idabstrakta=69
9. *Návod k použití systému RPM Respiratory Gating System 1.7* (P/N P1007073-001-A) poskytuje odborné informace a postupy pro použití aplikačního softwaru RPM Respiratory Gating System 1.7, 2007.
10. SCHLEGEL, Wolfgang, Thomas BORTFELD a A. GROSU. *New technologies in radiation oncology*. London: Springer, 2006, 464 p. ISBN 3-540-00321-5.
11. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999, 118 s. ISBN 80-7013-267-1.
12. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, c2007, xviii, 457 s. ISBN 978-80-7262-469-0.

13. ULLMANN, Vojtěch. Radioterapie. *Astonuklfyzika* [online]. 2002 [cit. 2015-02-19].
Dostupné z:<http://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
14. VÁLEK, Vlastimil. *Moderní diagnostické metody*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998, 84 s. ISBN 80-7013-294-9.
15. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000, 76 s. ISBN 80-01-02152-1.