



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Simulátory v radioterapii

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

Autor: Johana Hotařová

Vedoucí práce: Mgr. Eva Stýblová

České Budějovice 2020

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Simulátory v radioterapii“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 1. června 2020

.....

Poděkování

Děkuji paní Mgr. Evě Stýblové za odborné vedení bakalářské práce a umožnění výzkumu na radioterapeutickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s. Poděkování patří také panu RNDr. Petrovi Berkovskému za pomoc při sběru a následném zpracování dat a poskytnutí odborných rad.

Simulátory v radioterapii

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá přístroji, které se nazývají simulátory a užívají se v radioterapii k přípravě procesu léčby záření. V nemocnici v Českých Budějovicích byl v roce 2019 nahrazen starší RTG simulátor novějším CT simulátorem.

Cílem teoretické části práce byl důkladnější popis obou simulátorů po technické a uživatelské stránce. Cílem praktické části bylo porovnat dávky potřebné pro získání sérií CT řezů na CT simulátoru u 42 pacientů, kteří měli různou tělesnou konstituci a byl jim diagnostikován buď nádor prostaty (C61), nádor konečníku (C20), nádor těla děložního (C54) nebo hrdla děložního (C53). Podle váhové kategorie pacienta stanovené pomocí indexu tělesné hmotnosti (BMI) lze pozorovat, že vyšší CT dávka je u pacientů, kteří trpí jedním ze tří stupňů obezity. Dalším cílem bylo porovnat četnosti použití CT simulátoru oproti Cone Beam Computed Tomography (CBCT) u pacientů s různou tělesnou konstitucí a diagnózou. Vyšší četnost použití CBCT je u pacientů, kterým byl diagnostikován nádor C61 a naopak větší četnost použití CT simulátoru je u pacientek s nádorem C53 nebo C54.

Pro bakalářskou práci byla vymezena výzkumná otázka, zda bude dávka potřebná pro získání série CT řezů na CT simulátoru mnohonásobně vyšší u korpulentnějších pacientů než dávka pro průměrně stavěné pacienty. Odpověď byla získána na základě analýzy dávek potřebných pro získání série CT řezů na CT simulátoru u zkoumaného souboru pacientů. Při porovnávání pacientů podle váhových kategorií dle BMI, pohlaví a diagnózy můžeme pozorovat rozdíl v CT dávkách až 1 mGy.

Obsah práce může sloužit jako studijní materiál pro studenty oboru radiologický asistent. Získané výsledky týkající se velikosti dávek pro vznik série CT řezů na CT simulátoru by mohly být zajímavé především pro pracovníky radioterapeutického oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s.

Klíčová slova

Radioterapie; RTG simulátor; CT simulátor; CBCT; BMI index

Radiotherapy Simulators

Abstract

This bachelor thesis deals with simulators, which are medical devices used in radiotherapy to prepare the radiation treatment process. In 2019, an older X-ray simulator was replaced by a newer CT simulator in the hospital in České Budějovice.

The aim of the theoretical part was a thorough description of both the simulators, regarding their technical and user qualities. The target of the practical part was to compare the doses needed for gaining sets of CT sections on the CT simulator by testing 42 patients, who were in various body constitutions and were diagnosed with prostate cancer (C61), rectal tumour (C20), uterine tumour (C54) or cervical cancer. (C53). According to the weight category of the patients determined by the body mass index (BMI), it can be observed that the patients suffering from one of the three degrees of obesity take a higher dose of CT. Another goal was to compare the frequency of using a CT simulator versus Cone Beam Computed Tomography (CBCT) with patients with various body constitutions and diagnoses. The more frequent use of CBCT is with patients who were diagnosed with a tumour C61 and on the contrary, the higher frequency of use of CT simulator goes with female patients with a tumour C53 or C54.

A research question was defined for this bachelor thesis as to whether the dose needed to obtain a set of CT sections on a CT simulator will be of many times higher intensity in more obese patients' cases than a dose for patients with a mediocre body composition. The hypotheses data was obtained based on the dose analysis required to gain a set of CT sections on a CT simulator in the examined cohort of patients. When comparing patients according to their weight categories in compliance with the BMI, gender and diagnosis, we observe a difference in CT doses up to 1 mGy.

The content of the thesis may be used as a study material for students of radiology assistant study programme. The obtained results concerning the intensity of doses for a formation of a set of CT sections on a CT simulator could be interesting especially for the radiotherapy ward personnel in the Hospital České Budějovice, a.s.

Key words

Radiotherapy; X-Ray Simulator; CT Simulator; CBCT; BMI index

Obsah

Úvod.....	8
1 TEORETICKÁ ČÁST	9
1.1 Radioterapie	9
1.2 Simulátory.....	11
1.2.1 Rentgenový simulátor	12
1.2.2 CT simulátor	15
1.2.3 Fantomy	17
1.2.4 Fixační pomůcky.....	17
1.2.5 Fixační masky	18
1.3 Příprava léčby zářením.....	20
1.3.1 Základní předpoklady	20
1.3.2 Vstupní vyšetření	21
1.4 Algoritmus léčby záření	22
1.4.1 Imobilizace pacienta	22
1.4.2 Lokalizace nádoru na simulátoru.....	22
1.4.3 Plánovací CT.....	23
1.4.4 Vyznačení cílového objemu a kritických orgánů	23
1.4.5 Příprava ozařovacího plánu	25
1.4.6 Volba ozařovací techniky a modifikace svazku záření.....	26
1.4.7 Simulace.....	27
1.4.8 Verifikace.....	27
2 PRAKTICKÁ ČÁST	30
2.1 Formulace cílů výzkumu práce	30
2.2 Formulace výzkumné otázky	30
2.3 Metodika	30
3 VÝSLEDKY.....	34

4	DISKUZE	54
5	ZÁVĚR.....	59
6	SEZNAM LITERATURY.....	62
7	SEZNAM GRAFŮ	66
8	SEZNAM OBRÁZKŮ	66
9	SEZNAM TABULEK.....	67
10	SEZNAM PŘÍLOH	67
11	PŘÍLOHY	68
12	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	70

Úvod

Pro bakalářskou práci bylo vybráno téma, které je aktuální pro radioterapeutické oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích, kde byl v roce 2019 nahrazen starý rentgenový simulátor novým CT simulátorem. Simulátor je přístroj sloužící k přípravě procesu léčby zářením a neodmyslitelně patří k moderní radioterapii.

Příprava léčby zářením a její plánování prodělalo bouřlivý vývoj zejména v posledních třech desetiletích. Jako první byl vyvinut pro tyto účely RTG simulátor, ale neustálý technologický pokrok ve všech oblastech radioterapie a především vylepšování a modernizace přístrojů sloužící k léčbě ionizujícím zářením onkologicky nemocných pacientů daly popud k sestrojení CT simulátoru. Jeho největší výhodou je, že dokáže zastat funkci samotného CT (Computed Tomography) přístroje a vytvořit lokalizační CT vyšetření pro plánování léčby. Tím dochází ke zkrácení doby tvorby ozařovacího plánu. CT simulátor se liší od klasického CT přístroje větším vyšetřovacím prostorem, což je velká výhoda, protože při ozařování pacienta jsou používány na vyšetřovacím stole různé polohovací a fixační pomůcky. RTG simulátor má výhodu ovšem v tom, že dokáže simulovat podmínky ozařovacího plánu, jelikož je svoji stavbou podobný ozařovači (lineárnímu urychlovači nebo izotopovému ozařovači).

Simulátory mají řadu funkcí, důležitých pro správnou přípravu a realizaci ozáření. Jsou vybaveny laserovým zaměřovacím systémem, který slouží pro kontrolu přesné polohy pacienta. Díky tomu se dá předejít vzniku chybám v aplikaci dávky. S přesnou aplikací dávky souvisí i možnost ušetření ozáření kritických struktur a zajištění kvality léčby.

Jeden ze základních principů radioterapie, který se musí dodržovat, je princip zvaný APARA, což je zkratka pro slogan „*As Precise As Reasonably Achievable*“. Jedná se o velice důležitý princip, který se týká precizního stanovení cílového objemu ozařovaného místa. Chceme tedy dosáhnout toho, aby dávka ionizujícího záření byla danému pacientovi podána s co největší přesností do přesně naplánovaného cílového objemu. Pomocí moderních přístrojů používaných dnes na radioterapeutickém oddělení, lze tohoto principu dosáhnout ještě mnohem lépe, než tomu bylo v minulosti.

Bakalářská práce představuje seznámení se s celým procesem léčby ionizujícím zářením onkologicky nemocného pacienta a je především zaměřena na seznámení se s RTG simulátorem a moderním CT simulátorem.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Radioterapie

Radioterapie patří mezi základní léčebné onkologické metody. Samotný vznik radioterapie je spjat s 20. stoletím. Rentgenové záření dne 8. listopadu 1895 objevil Wilhelm Conrad Röntgen. Za průkopníka radioterapie je považována i Marie Curie-Sklodovská, která přispěla svým výzkumem k objevení polonia a spolu s manželem i radia. Krátce poté bylo RTG záření použito v medicíně k i léčbě nádorů. Radioterapie se však vymezila jako samostatný lékařský obor až v roce 1922, kdy Coutard a Hautant přednesli na Mezinárodním kongresu v Paříži, že pokročilý nádor hrtanu lze vyléčit zářením, aniž by došlo k rozvoji životně závažných komplikací. Na konci 20. století byly zavedeny do přípravy léčby i přístroje sloužící k plánování léčby zářením, mezi které řadíme i simulátory. V České republice nádorovým onemocněním ročně onemocní přes 47 000 obyvatel a jeho výskyt neustále narůstá, avšak v dnešní době je radioterapie jednou z nejúčinnějších metod léčby nádorových, ale i některých nenádorových onemocnění (Spurný a Šlampa, 1999; Baskar et al., 2012; Čoupek, 2013).

Rakovina nebo též nádorové onemocnění znamená abnormální růst buněk a vzniká z jakéhokoliv orgánu nebo struktury těla. Výskyt nádorového onemocnění rapidně vzrůstá pravděpodobně kvůli našemu měnícímu se životnímu stylu, zvyklostem a zvýšené délce života. Svoji roli ve zvýšeném výskytu rakoviny hrají i rizikové faktory jako je kouření, nadměrná tělesná hmotnost a fyzická nečinnost. Nádorové onemocnění tak zůstává hlavní příčinou smrti na celém světě i přes snížení známých rizikových faktorů, neustále se zlepšující léčbě, screeningu a včasné detekci nádoru (Roy a Saikia, 2016; Torre et al., 2016).

K léčbě se v radioterapii využívá ionizující záření, které je charakterizováno, jako záření, jehož kvanta mají tak vysokou energii, že jsou schopna vyrážet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat. Základním mechanismem účinku ionizujícího záření je totiž to, že působí výrazně na nukleové kyseliny, buněčné organely a buněčné membrány, a to je důvodem jeho využití k léčbě. Radioterapeutické záření může být kombinováno i s chemoterapií nebo hormonální či biologickou léčbou, za účelem zvýšení pravděpodobnosti vyléčení pacienta (Šiffnerová, 2007; Binarová, 2010).

V léčebném postupu použitém u onkologicky nemocných pacientů, tvoří ionizující záření významnou část jako lokální, či lokálně – regionální léčba. V dnešní době je však využíváno také jako léčba systémová neboli tzv. celotělové ozařování. Z medicínského hlediska představuje radioterapie důležitou součást péče o pacienta a je indikována až u 50 – 70 % onkologických pacientů. Cílem radioterapie je podat požadovanou dávku, která je přesně definována ozařovacím předpisem do cílového objemu a současně maximálně šetřit okolní zdravou tkáň (Hynková a Šlampa, 2009).

Zákon č. 263/2016 Sb., účinný od 1. ledna 2017 se nazývá atomový zákon. Upravuje všechny náležitosti související s využíváním ionizujícího záření a z hlediska radiační dávky pro pacienty lékařské ozáření neomezuje. Předmětem zákona jsou i pravidelné kontroly ozařovacích přístrojů, které zajišťuje držitel povolení k užívání ionizujícího záření. Patří mezi ně zkoušky provozní stálosti a zkoušky dlouhodobé stability. Na dodržování atomového zákona dohlíží Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), který je také zřizovatelem jedné z veřejných výzkumných institucí a tím je Státní úřad radiační ochrany, v.v.i. (SÚRO), který se zabývá odbornou činností v oblasti ochrany obyvatelstva před ionizujícím zářením (Doporučení SÚJB – Lineární urychlovače používané v radioterapii, 2015; Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon, 2016; SÚRO, Státní ústav radiační ochrany v. v. i., ©2020) .

1.2 Simulátory

Simulátor je přístroj sloužící k lokalizaci a stanovení cílového, kritického a ozařovaného objemu a k simulaci podmínek ozařovacího plánu. Má identickou mechanickou geometrii a geometrii paprsku záření jako terapeutický přístroj. Zobrazovací systém simulátoru je velmi podobný diagnostickým zobrazovacím jednotkám. Na simulátoru je pacient poprvé nastaven do správné ozařovací polohy a fixován pomocí různých druhů fixačních pomůcek. Využívá se zde rentgenového záření, které vzniká v radiodiagnostické rentgence. Dnes máme dva typy simulátorů. Starší typ, ale v některých nemocnicích stále používaný, je RTG simulátor. Novější typ je CT simulátor, který dokáže zastávat i funkci klasického CT. CT simulátor je především „CT s velkou dírou“ a s RTG simulátorem má společný laserový souřadný systém. ale pokud má RTG simulátor i CBCT mód, tak oba přístroje dokáží nasnímat i série CT řezů. CT simulátor byl vyroben ovšem za účelem požadavku na zlevnění a zrychlení přípravy ozařovacího plánu a možnost náhrady některých funkcí virtuální simulací pomocí SW nástrojů, jinak běžně používaných v konstrukci zařízení (CAD konstrukční systémy) a v audiovizuální oblasti (počítačová animace a virtuální realita). Pořizovací cena simulátoru se pohybuje kolem 20 milionů korun, ale z odborného hlediska je v dnešní době nepřijatelné provádět léčbu zářením bez simulátoru. Dnes už jsou tyto přístroje nedílnou součástí algoritmu plánování radioterapie. Jednotlivé kroky algoritmu plánování léčby budou v práci rovněž popsány (Šlampa a Petera, 2007c; Kumar et al., 2016).

1.2.1 Rentgenový simulátor

Konvenční (klasický) neboli RTG simulátor je diagnostický přístroj k tvorbě RTG snímků, pracující na principu skiaskopie (obr. 1). RTG simulátor byl vynalezen a zaveden do algoritmu přípravy záření koncem 70. let 20. století. Přístroj slouží k lokalizaci a stanovení základních objemů s použitím rotačních os a posuvů a dále se využívá k ověření ozařovacích podmínek při plánování. RTG simulátor je konstrukčně velice podobný ozařovacím přístrojům, tudíž slouží i k simulaci navrženého ozařovacího plánu. Napodobuje pozici ozařovacích přístrojů a tvar světelného pole, které vymezuje ozařovanou oblast. Mezi hlavní části simulátoru patří stativ, rameno, hlavice, která se dokáže otáčet v rozsahu 360 °, dále pak detektor pro detekci rentgenového záření, stůl pro uložení pacienta, kolimační systém, řídicí a ovládací systém (i dálkově ovládaný), zaměřovací zařízení a antikolizní systém. Schématický náčrt stavby RTG simulátoru je součástí příloh (Příloha 1), (Binarová, 2010).



Obrázek 1 – RTG simulátor Acuity® od firmy Varian

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Stativ je základní část simulátoru a musí vyhovovat požadavkům pevnosti a tuhosti celé konstrukce. Umožňuje umístění ramene s hlavicí se zdrojem záření do požadovaného bodu v prostoru tak, aby svazek záření bylo možné orientovat do správné polohy.

Rameno imituje geometrii a přesné pohyby radioterapeutického ozařovače. Rotace ramene kolem své osy je minimálně 360 °. Na jedné straně ramene se nachází hlavice s kolimátorem záření a na opačné straně je detektor záření sloužící jako zobrazovací jednotka, který se také dokáže pohybovat v podélném, příčném a svislém směru.

V hlavici simulátoru se nachází zdroj rentgenového záření, kterým je rentgenka. Rentgenka je skleněná silně vakuovaná trubice, která obsahuje dvě elektrody, které se nazývají katoda a anoda. Katoda je tvořena vláknem ve tvaru spirály z wolframu, které při rozžhavení emituje elektrony. Po zapojení vysokého napětí mezi katodou a anodou dopadá svazek elektronů na anodu a vzniká tak rentgenové záření. Rentgenka simulátoru je dvouohnisková, má tedy malé ohnisko velké 0,6 mm a velké ohnisko s rozměrem 0,9 mm. Maximální hodnota pro napětí rentgenky je 125 kV a pro proud 600 mA, obvykle se užívají ale hodnoty mnohem nižší, kterou jsou dostačující pro vznik kvalitního obrazu (Chudáček, 1995; Spurný a Šlampa, 1999).

Kolimační systém je součástí hlavice přístroje a obsahuje světelný zdroj pro simulaci ozařovaného pole. Pole svazku je vymezeno pomocí dvojice protilehlých pohyblivých clon a ozařovací pole je vymezeno pomocí dvojice protilehlých pohyblivých drátků. Dále hlavice simulátoru obsahuje optický dálkoměr, který slouží k určení vzdálenosti mezi ohniskem rentgenky a vstupním bodem centrálního svazku, parametr známý jako SSD (Source Skin Distance). SSD je tedy označení vzdálenosti mezi ohniskem rentgenky a kůží pacienta.

K zachycení rentgenového záření procházejícího tělem pacienta slouží detektor. Moderní detektory tak umožňují vznik RTG snímku. Pomocí moderní elektroniky a určitých nainstalovaných programů, které jsou přímo propojené s detektorem, se snímek ihned zobrazí na monitoru řídicího počítače.

Stůl pro uložení pacienta je polohovatelný a vykonává základní pohyby v požadovaném rozsahu. Rozsah pohybu stolu se liší podle různých výrobců. U příčného pohybu je kolem 25 cm, podélného pohybu 160 cm, vertikální pohyb je zvolen tak, aby bylo dosaženo vhodné vzdálenosti ohniska zdroje záření a povrchu těla (SSD) a rotace stolu bývá kolem 290 °. Nosnost stolu je přibližně v rozmezí od 180 do 200 kg. Důležité je, aby stůl RTG simulátoru byl schopný vykonávat přesně stejné pohyby jako stůl ozařovacího přístroje. U CT simulátoru není stůl pro uložení pacienta plně ekvivalentní stolu ozařovače.

Řídící a ovládací systém simulátoru je přímo jeho součástí, ale přístroj se dá ovládat i na dálku z řídicí místnosti. Ovládací konzole (Příloha 2) má jak část pro ovládání simulátoru, tak část pro ovládání RTG generátoru (rentgenky). Část k ovládání různých pohybů simulátoru je ovládána pomocí joysticků a dalších jeho funkcí pomocí tlačítek. Část pro ovládání RTG generátoru umožňuje změnit parametry RTG svazku a mnoho dalších funkcí, které usnadňují obsluhu, optimalizují parametry zobrazení a snižují radiační zátěž během vyšetření.

Moderní simulátory v dnešní době bývají vybaveny antikolizním systémem, který zabraňuje mechanické kolizi jednotlivých částí simulátoru mezi sebou navzájem a kolizi mezi tělem pacienta a libovolnou částí simulátoru, případně kolizi se zařízením ozařovny.

Zaměřovací zařízení je součástí ozařovacích přístrojů i simulátorů. Slouží k přesné reprodukci ozařované polohy při každém nastavení pacienta a umožňuje přesné zaměření svazku záření do plánovaného cílového objemu. Moderní přístroje dnes využívají laserové zaměřovače, které vytváří 3 čárové paprsky světla rozmítané do polohy ve třech hlavních souřadnicích (X, Y, Z) a kříží se v tzv. izocentru. Umisťují se po obou stranách místnosti, pro správné nastavení horizontální a vertikální polohy a třetí paprsek, zvaný centrální, je umístěn nad přístrojem a slouží k umístění pacienta v podélné ose svazku (Spurný a Šlampa, 1999; Dorotík, 2006; Binarová, 2010).

1.2.2 CT simulátor

Novějším typem přístroje sloužícím k přípravě léčby zářením, simulaci a verifikaci ozařovacího plánu je CT simulátor. Byl vyvinut v roce 1987 a v současné době se mu dává přednost před RTG simulátorem pro jeho možnost okamžitého provedení lokalizačního CT vyšetření, a proto se RTG simulátor už 4 roky ani nevyrábí. CT simulátor je diagnostický spirální CT přístroj, speciálně konstruovaný a vybavený softwarem, pro zaměření a plánování radioterapie (obr. 2). Je vybaven laserovým systémem (Příloha 3), který se skládá ze tří rámců s pevnými a pohyblivými laserovými moduly, které vytváří červené, zelené nebo modré čáry pro zaměření všech tří tělesných rovin (X, Y, Z): sagitální, transverzální a frontální. Moderní CT simulátor umí získat data tak rychle, že umožňují zobrazení dechových pohybů. Díky tomu může být využita poměrně nová metoda ozáření pacienta zvaná Respiratory Gating (ozáření řízené dýcháním), kdy se bere v úvahu i rozsah dechových exkurzí při plánování radioterapeutického ozáření. Nevýhodou oproti RTG simulátoru je nemožnost simulace světelného pole a pozice hlavice ozařovače a prostorové limitace v podobě gantry, kdy pacient musí projet skrz CT simulátor (Nagata et al., 2000; Kolářová et al., 2008; LAP GMBH, ©2018).

CT simulátor se skládá z gantry, která obsahuje rentgenku a systém detektorů rentgenového záření a současně i interkom (reproduktor a mikrofon), důležitý pro komunikaci s pacientem. Součástí simulátoru je i stůl pro uložení pacienta, světelné zaměřovače (lasery), rozdělovač energie, kolimační systém, antikolizní systém, dále pak konzole pro ovládání simulátoru (Příloha 4), která se skládá z klávesnice, rámu centrální procesorové jednotky, myši, reproduktoru a mikrofonu, též pro komunikaci s pacientem a další možná příslušenství.

Jednotlivé části CT simulátoru se ve své podstatě neliší od těch, kterým je vybaven RTG simulátor, jejich funkce je stále stejná, ovšem konstrukce CT simulátoru vypadá zcela jinak. Hlavní jednotka CT simulátor je gantry. V gantry je umístěn systém, který pracuje na principu rentgenka-detektor. Tento systém vykonává během záření synchronizovaný pohyb okolo těla pacienta takovým způsobem, že rentgenka je vždy na protilehlé straně než detektor rentgenového záření. Rentgenka emituje úzký svazek záření typu Fan-Beam, podobný vějíři. Záření prostupuje oblastí těla pacienta, kterou chceme zobrazit a následně je zachyceno detektorem rentgenového záření.

Nejčastěji se využívá CT simulátor s šestnácti řadami detektorů. Detektory promění prošlé záření na elektrické signály, které reprezentují hodnoty absorpce rentgenového záření v těle pacienta a jsou pomocí centrální procesorové jednotky dále uloženy pro rekonstrukci snímků. Nasnímaná série CT snímků se následně digitalizuje a upravuje. Díky tomu, že se rentgenka a detektor otáčí o 360 ° kolem pacienta v průběhu skenování záření, dokáže nasbírat informace o absorpci záření ze všech směrů. Moderní CT simulátory mají rentgenku o kapacitě až 7,5 MHU a dovolují skenování při vysoké rychlosti až 0,5 sekund za jednu otáčku. Protože je akvizice provedena za velmi krátkou dobu, dokáží se zobrazit i dechové pohyby a zároveň to vede i ke snížení radiální zátěže pro pacienta (Binarová, 2010).

První rentgenové snímky, které se snímají na CT simulátoru, se nazývají topogramy, ty se snímají v přední (AP) a boční (LL) projekci a slouží k vymezení rozsahu vyšetřované oblasti, prostorové orientaci při plánování a následném zhotovování příčných řezů (skenů) k řízení parametrů snímkování. Moderní přístroje dnes už obsahují přednastavené vyšetřovací programy, které mají zvolené nejvhodnější skenovací parametry potřebné pro kvalitní zobrazení jednotlivých anatomických oblastí (Binarová, 2010; Vomáčka et al., 2015).



Obrázek 2 – CT simulátor Aquilion LB od firmy Canon

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

1.2.3 Fantomy

Na radioterapeutickém oddělení v Českých Budějovicích na nově pořízeném CT simulátoru se používají čtyři typy fantomů pro akvizici kalibračních dat, které se podle své velikosti označují velkým písmenem. Jedná se o vodní fantom (L) s průměrem 400 mm, vodní fantom (M) s průměrem 320 mm, složený vodní fantom (S/SS) skládající se ze dvou fantomů o průměru 240 mm a 180 mm. Poslední typ je TOS fantom s průměrem 320 mm, který se používá k inspekčnímu skenování pro měření Hounsfieldových jednotek (HU) a hodnot standardních odchylek v určitých oblastech zájmu. TOS fantom je válcového tvaru a obsahuje šest oblastí zájmů z různých typů materiálu. První měřenou oblastí je vzduch, který má rozsah -1015 až -975 HU, dále pak Delrin (330 až 350 HU), Akrylát (115 až 135 HU), Nylon (90 až 110 HU), Polypropylen (-115 až 95) a voda (-5 až 5). Tato naměřená data jsou následně uložena v databázi přístroje. Kontroly technického vybavení pracoviště jsou zákonem přesně dané a zkoušky přístrojů musí být provedeny a splňovat daná kritéria, jen tak se zajistí určitá kvalita pracoviště (The Phantom Laboratory, ©2015; McTaggart, 2016).

1.2.4 Fixační pomůcky

Pro naplánování léčby je důležitý správný výběr polohy při ozařování, který se provádí na simulátoru. K imobilizaci pacienta slouží různé fixační pomůcky. Poloha musí být přesně zdokumentována, aby se zajistila její reprodukovatelnost. Reprodukovatelnost polohy je velice důležitá, protože celková dávka záření je pacientovi podávána formou definovaných menších dávek v definovaném počtu frakcí v definovaném časovém intervalu. Příkladem takové normofracionace je např. ozařování pomocí ionizujícího záření 1 x denně, 5 dní v týdnu, při dávce na frakci 2 Gy ve 30 – 35 frakcí, během 6 – 7 týdnů, kdy celková dávka radioterapeutické léčby je 60 – 70 Gy (Šlampa a Petera, 2007c).

Pacient při ozařování je uložen do takové polohy, která umožní dobrý přístup k ozařovanému objemu, je pro pacienta relativně pohodlná a po dobu ozáření jej neunavuje. Nezbytnou součástí pro správné nastavení polohy pacienta a její stability je sada fixačních pomůcek, která napomáhá k reprodukovatelnosti požadované dávky v ozařovaném objemu. Fixační pomůcky musí být vyrobeny ze zdravotně nezávadného materiálu a musí být omyvatelné.

Užívají se různé druhy pomůcky podle umístění ozařovaného ložiska. Pro fixaci horních i dolních končetin, pánve a břicha se používají vakuové dlahy, pěnové podložky, popruhy a polštáře. Pro udržení paží v rozpažení používáme různé podpěry a pro vypodložení sklonu hrudníku či kolen slouží klíny. Bloky různých tvarů z polystyrenu slouží jako podložka hlavy a krku (Dobbs et al., 1992; Kubecová, 2011).

1.2.5 Fixační masky

Zvláštní fixační pomůckou užívanou převážně pro ozařování v oblasti hlavy a krku jsou fixační masky. V oblasti hlavy se musí provádět co možná nejdokonalejší fixace. V dnešní době jsou pro tyto účely používány fixační masky z termoplastického materiálu. Radioterapeutické oddělení v Českých Budějovicích používá k fixaci pacienta tzv. systém ORFIT masek (obr. 3). Vyrábí se masky tříbodové pro upevnění hlavy a pro upevnění hlavy a krku se používají masky pětibodové a čtyřbodové. Aby plát masky změknl, vkládá se do teplé vodní lázně, kde teplota vody je kolem 60 °C či do speciální pece a následně se při snesitelné teplotě tvaruje přímo na pacientovi. V krátké době vytvarovaný materiál ztuhne a maska už svůj tvar nemění. Proto musí být vytvarování masky dle tvaru obličeje pacienta rychlé. Masky se poté upínají k speciální podložce při každém ozáření.



Obrázek 3 – Čtyřbodová ORFIT maska

(Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.)

Fixační masky se nevyužívají jen pro imobilizaci hlavy a krku, ale byly vytvořeny i masky k fixaci různých částí těla. Nejčastěji se používají pro fixaci hrudníku a pánve, tzv. Pelvicast. Slouží pro omezení pohybu a rotace pacienta během ozařování, tak je zajištěna reprodukovatelnost a přesnost polohy při každém ozáření. Používá se vícebodový systém upevnění masky ke speciální podložce, nejčastěji se však jedná o šestibodové upevnění. Jsou vyrobeny také z termoplastického materiálu a jejich tvarování podle proporcí pacienta, probíhá stejně jako u fixačních masek hlavy a krku.

Fixační maska se vytváří pro každého pacienta zvlášť a musí být označena křestním jménem, příjmením a rokem narození pacienta, aby nedošlo k její záměně. Díky používání fixačních masek odpadá zakreslení ozařovacích polí na kůži pacienta, což mohlo být dříve pro pacienta z estetických důvodů značně nepříjemné (Spurný a Šlampa, 1999).

1.3 Příprava léčby zářením

Proces plánování léčby zářením zahrnuje několik na sebe navzájem navazujících kroků. Důležité je především nalezení optimálních ozařovacích podmínek, které ovlivňují proces plánování radioterapeutické léčby. Mezi ozařovací podmínky řadíme kvalitu záření a jeho filtrace, ozařovací vzdálenost, ozařovací pole, ozařovaný objem, ozařovací čas a počet impulsů (Binarová, 2010).

Při plánování musím být také především splněny základní principy léčby ionizujícím zářením, kterými se radioterapie řídí a zkráceně jsou označovány jako principy ALARA a APARA. APARA je zkratka pro slogan „*As Precise As Reasonably Achievable*“. Základem tohoto principu je precizní stanovení cílových objemů ozařovaného místa a následné podání dávky ionizujícího záření pacientovi, s co největší přesností. ALARA je anglická zkratka pro slogan „*As Low As Reasonably Achievable*“. ALARA je princip, který nařizuje, aby individuální dávky ionizujícího záření nepřekročily stanovené limity, vyloučily tak deterministické účinky záření a omezily pravděpodobnost vzniku stochastických účinků záření. Základem je použít dávku tak nízkou, jak je jen možné dosáhnout za předpokladu, že přínos léčby nebo vyšetření pomocí ionizujícího záření bude užitečný a převyšší i všechna rizika, která by mohla nastat (Hušák, 2009; Hynková a Šlampa, 2009).

1.3.1 Základní předpoklady

Mezi základní předpoklady radioterapie patří, že pacient podstupující léčbu ionizujícím zářením, musí být vždy ozářen bezpečně a účinně, aby zbytečně nedocházelo k nežádoucím účinkům léčby. Kvalitu na radioterapeutickém pracovišti zajišťuje především vhodné technické vybavení pro plánování léčby a ozáření pacienta. Dalším rozhodujícím faktorem ovlivňující kvalitu práce v radioterapii je vzdělání a příprava pracovníků. Lékař musí správně vymezit cílový objem a stanovit terapeutickou dávku. Úlohou ostatních zdravotnických pracovníků je, aby dávka potřebná k odstranění nádoru byla s co největší přesností dodána do cílového objemu, aby nedocházelo ke zbytečnému ozáření okolních tkání (Klener, 2000; Šlampa a Petera, 2007c).

1.3.2 Vstupní vyšetření

Před tím než se zahájí radioterapeutická léčba, musí být provedeno vstupní vyšetření. Radiační onkolog provede tedy vstupní pohovor, kdy se seznámí s pacientem a onemocněním, kterým pacient trpí. Dále je srozumitelně a postupně popsán pacientovi předběžný plán léčby. Seznámí ho s důvody léčby a v neposlední řadě také s možnými komplikacemi léčby, které mohou nastat a jejich možnou prevencí (Binarová, 2010).

1.4 Algoritmus léčby záření

Proces plánování zevního ozáření pacienta na radioterapeutickém oddělení zahrnuje několik následujících kroků, kterými se musíme řídit a dodržovat je. Ozáření pacienta je až poslední krok a předchází mu dokonalá diagnostika nádoru, plánování léčby, simulace a verifikace (Rozman et al., 2006).

1.4.1 Imobilizace pacienta

K zajištění přesného nastavení pacienta v průběhu celé ozařovací série slouží celá řada pomůcek k imobilizaci pacienta. Podle místa uložení nádoru používáme například obličejové masky při nádoru mozku, dále pak různé opěrky na ruce, vakuové podložky trupu, klíny pod hrudník a mnoho dalších. Imobilizace pacienta probíhá na klasickém RTG simulátoru nebo na CT simulátoru. Při první návštěvě simulátoru je pořízena i fotografie pacienta, která slouží k jeho identifikaci. Fotografie musíme při každém příchodu pacienta na ozařovací jednotku zkontrolovat, dochází tak ke snížení rizika záměny pacienta (Kuna a Navrátil, 2005).

1.4.2 Lokalizace nádoru na simulátoru

První lokalizace nádoru je pouze orientační a provádí se na simulátoru, vzniká tzv. lokalizační snímek před plánovacím CT. Zde je podle anatomických lokalizací a struktur stanovena oblast, která se bude ozařovat. Na simulátoru se na kůži pacienta nebo na fixační pomůcky podle průmětů laserových zaměřovačů zakreslí nulový bod pro CT skenování. K zakreslení se používá vatová štětička a speciální zelená barva. Tímto je pacienta připraven pro plánovací CT. Pokud nemocnice vlastní pouze RTG simulátor, je pacient odeslán následující den na diagnostický CT přístroj pro zhotovení CT snímků, které jsou důležité pro tvorbu ozařovacího plánu. Pacient se musí poučit o tom, aby se nesnažil zakreslené značky na těle umýt, ale udržet je viditelné do dalšího nastavení na simulátoru, případně je i překreslil lihovým fixem.

Pokud ale nemocnice vlastní CT simulátor, tato úloha odpadá a snímky jsou provedeny ihned. Postup přípravy na CT simulátoru bude stejný jako na klasickém CT diagnostickém přístroji, ale dochází ke snížení rizika chyby při opětovné fixaci na CT přístroji a přináší i úsporu času. Pacient je uložen do požadované polohy a imobilizován fixačními pomůckami. Pomocí laserových zaměřovačů je srovnán do nulového bodu.

Nulový bod se označí na obou bocích pacienta drátky či jinými kontrastními markery a na hrudníku křížkem, nasnímají se topogramy v přední (AP) a bočné (LL) projekci. Na topogramech se plánuje rozsah snímání série CT řezů, tedy jaká část těla a odkud kam se bude skenovat. Obvykle se vytváří transversální CT řezy 2 mm tlusté, ale lze udělat řezy i mnohem tenčí. Minimální síla řezu je 0,5 mm, podle účelu lze vytvořit i snímky o síle 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 6 mm a 8 mm (Rozman et al., 2006; Binarová, 2010).

1.4.3 Plánovací CT

Pro správné naplánování ozařovacího plánu se snažíme získat, co nejvíce informací o lokalizaci nádorového onemocnění. V dnešní době je nedílnou součástí při tvorbě ozařovacího plánu série CT snímků. Pokud nemocnice vlastní pouze starší RTG simulátor je série snímků pořízen na klasickém diagnostickém CT přístroji. Dnes jsou ale starší typy simulátorů nahrazeny moderními CT simulátory, které zajistí jak lokalizační funkci simulátoru, ale vytvoří rovnou i sérii CT snímků. Výhodou moderního CT simulátoru je možnost snímání v ozařovací poloze, které u diagnostického CT není vždy možné, kvůli rozměru otvoru gantry, který je o poznání menší. Vytvořené plánovací CT snímky příslušným přístrojem jsou on-line přeneseny do plánovacího systému, kde se vytváří 3D rekonstrukce, kde je zakreslen obrys pacienta, dále objemy a obrysy struktur skeletu, cílových objemů a kritických orgánů (Kolářová et al., 2008; Hynková a Šlampa, 2009).

Nepostradatelnou součástí při tvorbě a výpočtu ozařovacího plánu se staly i jiné přístroje sloužící k přesnější lokalizaci cílového objemu, do kterého se aplikuje dávka záření. Mezi nejčastěji používané zařízení poskytující kvalitní geometrické zobrazení anatomie pacienta patří pozitronová emisní tomografie (PET) nebo ultrazvuk (UZ). Následná fúze obrazu z těchto vyšetření se snímky provedenými na CT, umožňuje podstatně vyšší přesnost lokalizace nádorového onemocnění (Kolářová et al., 2008).

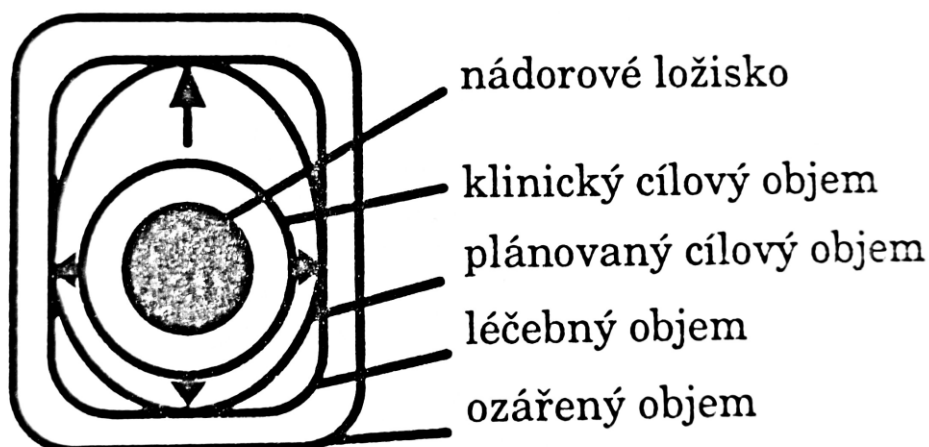
1.4.4 Vyznačení cílového objemu a kritických orgánů

Jedním z cílů radioterapie je aplikace letální (smrtelné) dávky nejen do klinicky makroskopicky předem zjištěného nádorového objemu, ale i do oblastí, ve kterých je předpokládán mikroskopický rozsev nádoru. Rozsah mikroskopického subklinického šíření nádoru se těžko určuje, proto je důležité vědět, co nejvíce informací o daném typu nádoru a z nich usoudit, jak se bude chovat.

Důležité je především vědět, jakou má schopnost šířit se do přilehlých zdravých tkání, lymfatických uzlin a dalších vzdálených orgánů, a tím určit tzv. bezpečnostní neboli biologický lem. Často také dochází ke změně polohy nádoru v závislosti na pohybech pacienta vyvolaných fyziologickými pochody, dýcháním či změnou velikosti orgánů, např. naplněný močový měchýř. Může docházet, také k chybnému nastavení pacienta do ozařované polohy při opakovaném frakcionovaném ozáření, s tím vším souvisí určení tzv. polohového lemu (Spurný a Šlampa, 1999).

Podle mezinárodní organizace ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) rozlišujeme následující základní objemy při plánování (obr. 4):

- Nádorový objem (GTV – Gross Tumor Volume) = objem nádoru, který lze určit diagnostickými zobrazovacími metodami nebo klinickým vyšetřením
- Klinický cílový objem (CTV – Clinical Target Volume) = objem GTV + biologický lem
- Plánovací cílový objem (PTV – Planning Target Volume) = objem CTV + polohový lem
- Léčebný objem (TV – Treated Volume) = objem obklopený izodózou vhodnou k dosažení léčebného záměru (většinou 90 %)
- Ozářený objem (IV – Irradiated Volume) = zahrnuje celkový objem i zdravé tkáně, který obdrží více než 50 % dávku



Obrázek 4 – Definice objemů při plánování

Zdroj: Spurný a Šlampa, 1999

Kritické orgány (OAR - Organs at Risk) jsou velice důležité objemy při plánování léčby zářením. Jedná se o zdravou tkáň ležící v ozařovaném objemu, která má menší toleranční dávku než je požadovaná celková dávka záření a to může významně ovlivnit proces a způsob plánování léčby. Ozáření kritických orgánů dávkou, která převyšuje jejich toleranci, může vést k nežádoucím komplikacím a proto se tyto radiosenzitivní zdravé tkáně musí zohledňovat při plánování léčby. Toleranční dávky tedy určují míru rizika chronických ireverzibilních změn po ozáření. Minimální toleranční dávka ($TD_{5/5}$), je taková dávka záření, která při ozáření za standardních podmínek nezpůsobí více než 5 % závažných komplikací během pěti let po léčbě. Maximální toleranční dávka ($TD_{5/50}$), je taková dávka záření, která u 50 % ozářených pacientů způsobí závažné ireverzibilní změny v průběhu pěti let po léčbě. Nejvíce radiosenzitivní jsou varlata, která také mají i nejnižší hodnoty tolerančních dávek záření (tab. 1), (Dolečková, 2007; Šlampa a Petera, 2007c).

Tabulka 1 – Hodnoty tolerančních dávek orgánů a tkání (podle Perez, 2004)

Toleranční dávky orgánů (Gy) – frakcionované ozařování ($TD_{5/5}$ – $TD_{50/5}$)			
Varlata	1 – 2	Gastrointestinální trakt	50 – 55
Vaječníky	6 – 10	Pojivová tkáň	50 – 60
Oční čočka	6 – 12	Mícha	50 – 60
Ledvina	20 – 30	Mozek	55 – 70
Štítná žláza	20 – 40	Hypofýza	40 – 50
Plíce	23 – 28	Periferní nervy	65 – 77
Kůže	30 – 40	Sliznice	65 – 77
Játra	35 – 40	Kost a chrupavka	Více než 70
Kostní dřeň	40 – 50	Růstová chrupavka dětí	15 – 25
Srdce	43 – 50	Sval	Více než 70

Zdroj: Šlampa a Petera, 2007c

1.4.5 Příprava ozařovacího plánu

Na tvorbě ozařovacího plánu se podílí lékař spolu s radiačním fyzikem, případně i radiologickým asistentem. K tvorbě plánů se užívá plánovací systém, který slouží k výpočtu rozložení dávky v těle pacienta při určité ozařovací technice. Volba ozařovací techniky je závislá na dávkové distribuci. Plánovací systém tvoří počítač, kde jsou uloženy parametry ozařovače a dodány i získané skeny pacienta z CT přístroje.

Lékař si na vybraných CT skenech zakreslí pomocí různých barev kontury cílového objemu a kritických orgánů a následně pomocí speciálně vytvořeného programu stanoví polohu izocentra vůči nulovému bodu. Vytváří se i 3D model těla pacienta včetně vybraných vnitřních struktur, cílového objemu a kritických orgánů. Dávka záření je specifikována přesně podle doporučení ICRU č. 50 do izocentra, které musí být lokalizováno ideálně uprostřed cílového objemu. Musí být tedy nalezeny takové polohy zdroje a taková ozařovací pole, aby byly splněny všechny podmínky radioterapie, kdy se musí do cílového objemu dostat předepsané dávka a současně maximálně šetřit okolní zdravé tkáně pacienta. Výsledkem plánovacího systému tedy je ozařovací plán s konkrétním nastavením ozařovacích parametrů, které zajišťují optimální ozáření pacienta a podle kterého musí být ozáření provedeno.

K optimalizaci ozařovacího plánu slouží objemový histogram neboli DVH (Dose Volume Histogram). Křivky DVH zobrazují objemovou expozici plánovaného cílového objemu a kritických orgánů. Speciálně vytvořený program umožňuje porovnání DVH pro různé ozařovací techniky. V podstatě tedy objemový histogram slouží k hodnocení kvality ozařovacího plánu a využívá se i k porovnávání plánů mezi sebou (Rozman et al., 2006; Binarová, 2010).

1.4.6 Volba ozařovací techniky a modifikace svazku záření

Proces plánování zahrnuje i volbu ozařovací techniky. Uspořádání polí může být buď koplanární, to znamená, že jsou pole uspořádána v jedné rovině a řadíme sem např. techniku ozáření z jednoho pole při paliativní indikaci. Druhá varianta je uspořádání polí non-koplanární, kdy jsou naopak pole uspořádána ve více rovinách a sem patří např. technika ozáření ze tří polí, tzv. technika T užívaná při karcinomu konečniku. Svazek záření se dá modifikovat pomocí klínových filtrů, které jsou statické, standardní se sklon 15 °, 30 °, 45 ° a 60 ° nebo dynamické, kdy se při ozařování pacienta pohybuje pevná clona. K úpravě nehomogenity dávkové distribuce při nerovném povrchu nebo při různé hloubce uloženého cílového objemu slouží filtry kompenzační. K vykrytí části pole užíváme Multileaf kolimátor (MLC), který je vícelamelový a dokáže v průběhu ozařování měnit tvar svazku záření, nelze ho však využít u všech technik a velikostí polí. K vykrytí části pole se dá použít i klasické stínící bloky z olova (Šlampa a Petera, 2007c; Binarová, 2010).

1.4.7 Simulace

Simulace vytvořeného ozařovacího plánu probíhá na simulátoru. Simulaci můžeme provádět již pouze na RTG simulátoru, jelikož je stavbou podobný lineárnímu urychlovači a dokáže přesně napodobit jeho pozice při ozařování. Jde tedy o kontrolu správnosti lokalizace nádorového onemocnění podle navrženého ozařovacího plánu. Pacient se uloží do ozařované polohy a podle koordinát (X, Y, Z) vygenerovaných plánovacím systémem se nastaví na simulátoru poloha izocentra. Na tělo pacienta nebo na fixační pomůcky jsou opět následně zakresleny značky, které určují definitivní označení vstupů centrálních paprsků ozařovaných polí podle ozařovacího plánu. K zakreslení se používá vatová štětička nebo špejle a fialová barva. Značky je třeba uchovat viditelné během celého procesu ozáření. Pacient se samozřejmě může umýt, ale musí se poučit o tom, aby se značky nesnažil odstranit a případně je i obtáhl lihovým fixem (Spurný a Šlampa, 1999; Binarová, 2010).

Vytvořené simulační snímky se porovnají s DRR snímky (Digitally Reconstructed Radiograph), které vznikly po schválení ozařovacího plánu pro potřeby vyhodnocování simulačních a verifikačních snímků. Po úspěšné simulaci a schválení všech dokumentů je pacient odeslán na ozařovací jednotku s potvrzením možnosti ozáření. Snímky jsou součástí pacientovi dokumentace, jako řada dalších dokumentů. Pokud dojde k jakékoliv změně v ozařovacím plánu, bude se celý proces opakovat. U CT simulátoru je dnes simulace prováděna pomocí verifikačních systémů na lineárním urychlovači.

1.4.8 Verifikace

Verifikace znamená ověření a potvrzení správnosti ozáření pacienta podle navrženého ozařovacího plánu. Verifikační systém je softwarová síť, které spojuje dohromady simulátor, plánovací systém a ozařovač, případně i další jednotky. Jedná se o poměrně moderní verifikační softwarovou síť, která při ozařování pacienta srovnává aktuální nastavení ozařovače s nastavením, které bylo navrženo podle připraveného ozařovacího plánu. Verifikační systém zajišťuje, že ozáření pacienta nebude spuštěno, pokud nesouhlasí nebo se nepohybují v tolerančním rozmezí (např. výška stolu) všechny nastavené hodnoty parametrů ozařovače s hodnotami, které jsou zadané v ozařovacím plánu. Verifikační systém je tedy nedílnou součástí radioterapie, protože zajišťuje kvalitu a bezpečnost provozu, monitoruje počet frakcí, dávku na frakci a celkovou předepsanou dávku (Rozman et al., 2006; Šlampa a Petera, 2007c).

Verifikační systém pracuje s tzv. verifikačními snímky, které se provádí při prvním nastavení pacienta na urychlovači před samotným ozářením, během cyklu ozařování v určitých intervalech nebo pokud dojde k nějaké změně v ozařovacím plánu, či při nejasném zakreslení lokalizačních křížků. Verifikační snímek slouží k ověření správnosti zaměření cílového objemu a ozařovacích podmínek. Snímky se proto porovnávají s DRR, simulačními snímky vzniklými na simulátoru nebo se snímky z plánovacího CT. Dělá se tzv. fúze snímků, kdy se snímky překryjí a sleduje se shoda kostních struktur a ostatních málo pohyblivých viditelných struktur na daných snímcích (např. rtg kontrastní svorky v prsu, implantovaná kontrastní zrna v prostatě). Verifikační snímky jsou součástí dokumentace pacienta (Spurný a Šlampa, 1999).

Dnes se k získání verifikačních snímků využívá převážně IGRT metody (Image Guided Radiotherapy), které zvyšují spolehlivost a bezpečnost léčby pacienta. Jedná se o tzv. radioterapii naváděnou obrazem. Nejvíce se na radioterapeutických odděleních využívá portálové snímkování (EPID), kilovoltážní (kV) zobrazení a CBCT (Cone Beam Computed Tomography). Méně často se využívá pak i megavoltážní Cone Beam CT (MV CBCT). Portálové snímkování neboli EPID (Electronic Portal Image Device), pracuje s křemíkovým detektorem rentgenového záření umístěným na urychlovači a umožňuje tak obrazovou kontrolu správnosti nastavení pacienta. Systém pro kilovoltážní zobrazení se skládá ze dvou protilehlých ramen, které se podle potřeby vysunují, kdy na jedné straně je diagnostická rentgenka a na straně druhé se nachází detektor záření. Vzniklé snímky se využívá k porovnání skeletu a implantovaných markerů (Rozman et al., 2006; Šlampa a Petera, 2007c; Odrážka et al., 2010).

Nejčastější metodou IGRT používanou pro verifikaci v radioterapii je dnes CBCT. V nemocnici v Českých Budějovicích na radioterapeutickém oddělení se využívá CBCT, které je umístěné na lineárním urychlovači, kdy proti sobě leží kV rentgenka a detektor (obr. 5). CBCT vychází tedy ze stejného technického zařízení jako kilovoltážní zobrazení a funguje na podobném principu jako klasické diagnostické CT. Kilovoltážní rentgenka vytváří kuželovitý svazek záření, který prostupuje skrz pacienta a vytváří tak CT obraz z pořízené série snímků během jediné rotace o 360 ° okolo pacienta.

Obrovskou výhodou oproti kV zobrazení je, že CBCT umožňuje mnohem lepší zobrazení měkkých tkání, což umožňuje i přesnější ověření polohy cílového objemu. Mezi největší nevýhodu CBCT oproti kilovoltážnímu zobrazení patří vyšší radiační zátěž pro pacienta, která je ale s ohledem na benefit správnosti nastavení pacienta a lepší zobrazení měkkých tkání akceptována. To však neznamená, že by se dávka z CBCT měla brát na lehkou váhu. Velikost dávky z kilovoltážního CBCT se pohybuje přibližně od 10 do 40 – 50 mGy v závislosti na použitém protokolu. Nižší dávka se používá u protokolu oblasti hlavy a krku, naopak pro zobrazování pánevní oblasti je zvolena dávka vyšší. Na výšce dávky ovšem záleží i typ přístroje, jelikož novější přístroje obvykle dodávají nižší dávku. U pacientů, kterým bylo diagnostikováno především nádorové onemocnění prostaty, může z různých důvodů dojít k rozhodnutí, že u nich bude verifikace pomocí CBCT probíhat před každým ozařováním terapeutickou dávkou, jedná se tak o tzv. denní CBCT. V takových případech by neměla být rozhodně ignorována (Vybíralová a Feltl, 2009; Odrážka et al., 2010; Alaei a Spezi, 2015; Martins et al., 2016).



Obrázek 5 – CBCT na lineárním urychlovači TrueBeam®

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

2 PRAKTICKÁ ČÁST

2.1 Formulace cílů výzkumu práce

Cíle bakalářské práce:

- Důkladnější popis simulátorů v radioterapii po technické a uživatelské stránce.
- Porovnat dávky potřebné pro získání sérií CT řezů na CT simulátoru u pacientů s různou tělesnou konstitucí.
- Porovnat četnost použití CT simulátoru oproti Cone Beam Computed Tomography (CBCT) na urychlovači TrueBeam[®] u pacientů s různou tělesnou konstitucí a diagnózou.

2.2 Formulace výzkumné otázky

Byla vymezena následující výzkumná otázka v tomto znění:

- Bude dávka potřebná pro získání série CT řezů na CT simulátoru mnohonásobně vyšší u korpulentnějších pacientů, než dávka pro průměrně stavěné pacienty?

2.3 Metodika

Oba typy simulátorů používaných v radioterapii jsou v této bakalářské práci popsány jak po technické stránce, tak i po stránce uživatelské. Součástí práce je i definice principů ALARA a APARA, představené nejčastěji užívané fixační pomůcky, popis verifikace zaměřená především na CBCT a přesný popis algoritmu léčby ionizujícím zářením, kde má simulátor jako takový svoji neodmyslitelnou roli. Všechny potřebné informace k zpracování práce jsem získala z dostupné literatury, odborných článků a díky informacím přímo od pracovníků na radioterapeutickém oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích.

Podstatou této bakalářské práce je také zpětné získání aplikovaných dávek pro kvalitní zobrazení sérií CT řezů pomocí CT simulátoru a následné porovnání dávek mezi sebou u vybraných pacientů s různou tělesnou konstitucí. Dále je práce zaměřena na četnost použití CT simulátoru a CBCT na urychlovače TrueBeam[®] u vybraného souboru pacientů s různou tělesnou konstitucí i diagnózou. Práce je zaměřena na pacienty s diagnózou nádoru prostaty, gynekologických nádorů a nádorů konečníku, kteří již byli poslání pro získání série CT řezů na nový CT simulátor, který byl uveden do provozu v roce 2019 v nemocnici v Českých Budějovicích.

Podklady pro zpracování dávek potřebných pro získání série CT řezů na CT simulátoru jsem získala z databází v nemocnici v Českých Budějovicích pod dohledem a za pomoci Mgr. Evy Stýblové a RNDr. Petra Berkovského. Z evidence všech pacientů na CT simulátoru jsem vybrala soubor pacientů, kterým bylo diagnostikováno nádorové onemocnění v oblasti pánve. Zaměřila jsem se především na pacienty, kterým byl diagnostikován nádor prostaty (C61), nádor konečníku (C20) nebo gynekologický nádor těla děložního (C54) nebo hrdla děložního (C53). Dále jsem z těchto získaných dat vybrala skupinu pacientů, kteří započali léčbu od doby prvního použití nově zprovozněného CT simulátoru a zároveň u nich byla provedena verifikace pomocí CBCT. Pomocí těchto kritérií byl dán dohromady soubor 42 pacientů. Ke každému z vybraných pacientů, byly následně zpětně získány informace, zda se jedná o ženu či muže, rodné číslo, jejich výška a váha, počet verifikací pomocí CBCT po dobu léčby a počet nasnímaných sérií CT řezů na CT simulátorů. U každé ze získaných sérií CT řezů na CT simulátoru byla dohledána hodnota DLP (Dose Length Product), $CTDI_{vol}$ (Volume Computed Tomography Dose Index) a skenované délky dané oblasti.

Hodnota $CTDI_{vol}$ udává průměrnou dávku v celém ozářeném objemu referenčního fantomu. Dávkové parametry jsou nejprve odvozeny od rozměrů standardního pacienta, což představuje právě fantom. Podle umístění ložiska nádoru se používá buď fantom pro oblast hlavy o průměru 16 cm nebo pro oblast hrudníku či pánve, který má průměr 32 cm. Pacienti mají ovšem různou tělesnou konstituci, a proto se pro rozměry, které jsou mimo referenční fantom, upravují podmínky snímkování. Využívá se k tomu AP a LL přehledových snímků. DLP je součin $CTDI_{vol}$ a délky skenovaného objemu, což se vztahuje k celkové energii ionizujícího záření. Obě závisí na skenovacím režimu a podmínkách skenování. Pro DLP se používá jednotka $mGy \cdot cm$ a pro $CTDI_{vol}$ se používá jednotka mGy (Súkupová, 2015).

Potřebná data k výpočtu dávky k získání CT sérií řezů z CT simulátoru jsem zpětně získala z databáze všech onkologicky nemocných pacientů ozařovaných na radioterapeutickém oddělení, kdy jsem podle rodného čísla našla daného pacienta z vybraného souboru. Ve složce pacienta, kde jsou mimo jiné všechny informace včetně výšky i váhy a snímky všech sérií CT řezů z CT simulátoru a CBCT pořízené v průběhu léčby, je i záznam o hodnotách DLP a $CTDI_{vol}$ z CT simulátoru, které znázorňuje obrázek pod textem (obr. 6).

Patient Info :	Woman / 65(kg) / 166.0(cm)				
Study Date :	2019/10/08				
Dose Display :	IEC 3.0				
Total DLP(mGy.cm) :	(Head): -	(Body): 309.80			
Operator Name :	SIM				
1.RTP Pelvis supine 3 mm					
No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	DualScan	1	120		
2	DualScan	1	120		
3	Helical	1	120	7.80 (Body)	309.80 (Body)

Obrázek 6 – Tabulka hodnot DLP a CTDI_{vol}

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Potřebné hodnoty jsem zapsala a následně zpracovala do podoby tabulek. Ze získaných dat jsem vypočítala použitou dávku (D) pro jednu sérii CT řezů získaných na CT simulátoru, potřebnou k zobrazení určité oblasti daného pacienta. Hodnota dávky vyšla v jednotkách mGy a vypočítala se pomocí následujícího vzorce:

$$D = DLP [mGy \cdot cm] / \text{Skenovaná délka} [cm]$$

Součtem všech takto získaných dávek pro jednu sérii CT řezů jsem následně získala i celkovou dávku z CT simulátoru pro určitého pacienta. U všech hodnot jsem pro potřebu následného porovnání dávek mezi sebou vypočetla i průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku. Průměrná hodnota z jednotlivě získaných dávek mi pomohl stanovit, co je s ohledem na získané hodnoty z vybraného souboru 42 pacientů, standardní hodnota dávky. To mi výrazně pomohlo při porovnání dávek mezi sebou a poukázalo tak na pacienty, u kterých se hodnoty dávek výrazně lišily. Pro lepší vizuální představivost jsem následně výsledky převedla i do podoby grafů a vyjádřila je také pomocí procent.

Rozhodla jsem se u každého pacienta ze zkoumaného souboru vypočítat index tělesné hmotnosti, ve zkratce BMI (Body Mass Index). BMI index pomáhá podle určitých údajů indikovat nutriční stav. Každý z pacientů ve vybraném souboru je různého pohlaví, má různou váhu a výšku a každý z nich se narodil v jiném roce a to vše hraje roli v tom, jak bude hodnota BMI vysoká. Pro výpočet BMI v jednotkách kg/m² jsem použila následující vzorec: $BMI = \text{hmotnost} [kg] / \text{výška}^2 [m]$

Vypočítané hodnoty BMI u jednotlivých pacientů jsem následně zařadila do příslušných kategorií podle rozsahu BMI stanoveného Světovou zdravotnickou organizací (WHO) pro dospělé. Výsledky jsem opět znázornila i graficky převedla do podoby procent. Porovnání jednotlivých hodnot dávek z CT simulátoru a BMI indexů u jednotlivých pacientů mi výrazně pomohlo při zodpovězení výzkumné otázky (WHO; ©2020).

Podobný postup jsem zvolila zároveň i při porovnání četností použití CT simulátoru oproti CBCT na urychlovači TrueBeam® u pacientů s různou tělesnou konstitucí a diagnózou. Všechna získaná data jsem opět zpracovala do podoby tabulek, tak aby byla přehledná a vypočítala jsem průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku. Díky tomu jsem hodnoty četností obou přístrojů u jednotlivých pacientů mohla porovnat a zaměřit se na pacienty, kteří se vymykali průměru. Výsledky jsem opět převedla do podoby grafů a vyjádřila v procentech. Vše je součástí kapitoly s názvem Výsledky.

3 VÝSLEDKY

Soubor pacientů, který jsem sestavila dle určitých kritérií, se skládá celkem ze 42 pacientů. Vybraný soubor tvoří pacienti, kterým bylo zjištěno nádorové onemocnění prostaty, konečníku, těla děložního nebo hrdla děložního. Pacienti museli podstoupit lokalizaci nádorů na nově spuštěném CT simulátoru a musela u nich být provedena verifikace pomocí CBCT na urychlovači TrueBeam®.

Zpětně získaná data z databází z nemocnice, která jsou předmětem zkoumání pro splnění stanovených cílů a výzkumné otázky, jsem rozdělila do tří tabulek podle diagnostikovaného typu nádorového onemocnění. Tabulka 2 zobrazuje zpětně získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C20. Tabulka 3 ukazuje data pacientů s nádorem C61. Tabulka 4 nakonec představuje zpětně získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C54 a C53 a protože se jedná o jednotlivé druhy gynekologických nádorů, jsou zapsány společně v jedné tabulce. Každá tabulka obsahuje 9 sloupců. První sloupec označuje vybrané pacienty označené číslem. Druhý sloupec uvádí pohlaví, tedy zda se jedná o ženu (F) či muže (M). Třetí sloupec ukazuje stanovenou diagnózu, ve čtvrtém sloupci je uvedena výška pacienta v cm a v pátém sloupci jeho váha v kg. Šestý sloupec ukazuje počet provedených sérií CT řezů na CT simulátoru. Sedmý sloupec udává hodnoty $CTDI_{vol}$ v jednotkách mGy. Osmý sloupec uvádí hodnoty DLP v mGy·cm a devátý sloupec udává hodnoty skenované délky v cm.

Tabulka 2 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C20

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT DLP	CT $CTDI_{vol}$	Skenovaná délka
Pacient č. 1	F	C20	166	65	1	309,80	7,90	393
Pacient č. 2	F	C20	159	61	1	375,00	7,70	483
Pacient č. 3	M	C20	174	62	1	298,20	7,70	385
Pacient č. 4	F	C20	156	45	1	309,10	7,30	423
Pacient č. 5	M	C20	178	74	1	432,90	8,40	513
Pacient č. 6	F	C20	153	81	2	919,50	21,70	423
						619,50	13,60	453
Pacient č. 7	F	C20	169	75	2	387,90	9,10	423
						602,80	14,20	423
Pacient č. 8	F	C20	167	70	2	380,90	8,40	453
						397,60	8,80	453

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Tabulka 3 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C61

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT DLP	CT CTDI _{vol}	Skenovaná délka
Pacient č. 9	M	C61	170	84	1	447,60	11,40	393
Pacient č. 10	M	C61	175	95	1	924,90	21,80	423
Pacient č. 11	M	C61	174	81	1	412,80	9,70	423
Pacient č. 12	M	C61	172	88	1	551,80	13,00	423
Pacient č. 13	M	C61	180	92	1	629,20	13,90	453
Pacient č. 14	M	C61	174	80	1	527,50	11,60	453
Pacient č. 15	M	C61	171	82	1	498,00	11,70	423
Pacient č. 16	M	C61	178	80	1	399,70	9,40	423
Pacient č. 17	M	C61	175	90	1	546,60	12,00	453
Pacient č. 18	M	C61	166	88	1	734,10	16,20	453
Pacient č. 19	M	C61	184	91	2	519,00	11,40	453
						457,50	10,10	453
Pacient č. 20	M	C61	178	84	2	613,60	13,50	453
						553,40	12,20	453
Pacient č. 21	M	C61	170	76	2	400,40	9,40	423
						357,50	8,40	423
Pacient č. 22	M	C61	170	109	2	980,40	23,10	423
						913,10	21,50	423
Pacient č. 23	M	C61	178	81	2	564,30	11,70	483
						566,00	11,70	483
Pacient č. 24	M	C61	175	98	3	1391,30	15,70	423
						834,50	18,40	453
						850,30	18,70	453
Pacient č. 25	M	C61	170	81	3	442,50	9,70	453
						391,80	9,90	393
						373,40	9,50	393
Pacient č. 26	M	C61	175	74	4	485,50	10,70	453
						447,50	9,90	453
						495,40	10,90	453
						426,60	9,40	453

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

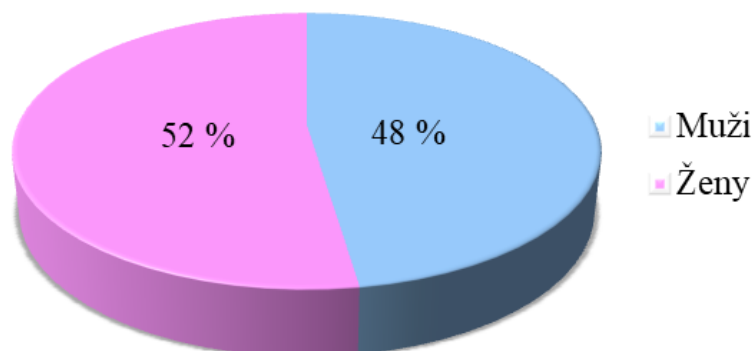
Tabulka 4 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT DLP	CT CTDI _{vol}	Skenovaná délka
Pacient č. 27	F	C54,9	140	56	1	423,30	8,70	483
Pacient č. 28	F	C54,1	167	126	1	1329,80	28,50	465
Pacient č. 29	F	C53,0	160	50	1	668,80	6,60	483
Pacient č. 30	F	C54,9	169	83	1	863,90	16,10	535
Pacient č. 31	F	C54,1	153	72	1	484,90	11,40	423
Pacient č. 32	F	C54,1	156	71	1	499,10	11,80	423
Pacient č. 33	F	C53,0	162	55	2	372,60	7,00	535
						375,70	7,00	535
Pacient č. 34	F	C53,9	163	89	2	882,40	17,20	513
						866,50	16,90	513
Pacient č. 35	F	C53,9	170	61	2	239,00	7,20	332
						817,50	7,40	573
Pacient č. 36	F	C54,1	149	57	3	415,00	7,70	535
						457,60	7,80	585
						474,10	8,00	595
Pacient č. 37	F	C53,0	152	50	4	167,20	7,20	232
						168,60	7,20	234
						217,40	7,20	302
						709,40	7,30	483
Pacient č. 38	F	C53,8	163	121	5	974,30	22,40	434
						849,50	25,50	332
						1013,20	26,30	384
						1106,60	28,70	384
						1066,80	28,10	378
Pacient č. 39	F	C53,9	162	55	5	170,00	7,20	234
						166,50	7,20	231
						180,60	6,60	272
						255,40	7,20	354
						351,40	7,30	483
Pacient č. 40	F	C53,1	165	81	5	174,40	7,20	242
						174,40	7,20	242
						415,20	14,60	284
						340,70	12,90	264
						745,10	13,00	573

Pacient č. 41	F	C53,9	152	52	6	175,90	7,50	232
						202,60	7,90	254
						226,80	8,00	284
						190,80	8,20	232
						487,50	9,00	543
						475,60	8,70	543
Pacient č. 42	F	C53,8	168	57	8	174,40	7,20	242
						174,40	7,20	242
						129,00	6,60	194
						256,70	6,60	194
						320,10	6,60	250
						253,30	7,20	352
						394,20	6,60	594
						506,90	9,30	543

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

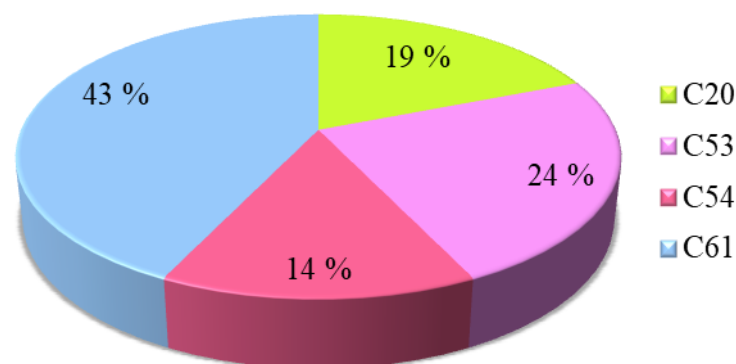
Graf 1 znázorňuje rozdělení pacientů podle pohlaví. Graficky je tak poukázáno na to, že z celkového počtu 42, podle určitých kritérií, vybraných pacientů, je 20 (48 %) mužského pohlaví a 22 (52 %) ženského pohlaví. Zastoupení pohlaví ve vybraném souboru není tedy stejné a větší zastoupení zde má pohlaví ženské.



Graf 1 – Rozdělení pacientů podle pohlaví

Zdroj: Vlastní

Graf 2 znázorňuje rozdělení pacientů podle jednotlivých typů nádorových onemocnění zastoupených ve zkoumaném souboru. Přehledně je zde ukázáno, že 8 (19 %) pacientům bylo diagnostikováno nádorové onemocnění konečníku (C20), následně pak 10 (24 %) pacientům nádorové onemocnění hrdla děložního (C53) a 6 (14 %) pacientům těla děložního (C54). Nejvyšší zastoupení v souboru má nádorové onemocnění prostaty (C61), které bylo diagnostikováno 18 (43 %) pacientům. U pacientů, kterým byl diagnostikován nádor prostaty, se používá CBCT nejčastěji ze všech zmíněných typů nádorového onemocnění. Jelikož použití CBCT bylo jedním z kritérií pro zařazení pacientů do zkoumaného souboru, je to důvod, proč celých 42 % z vybraného souboru tvoří právě pacienti, kteří se léčili na radioterapeutickém oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích s nádorem C61.



Graf 2 – Rozdělení pacientů podle typu nádorového onemocnění

Zdroj: Vlastní

Ze zpětně získaných dat z databázi v nemocnici v Českých Budějovicích jsem následně pomocí výše zmíněného vzorce vypočítala dávku, která byla potřebná pro získání jedné série CT řezů v jednotkách mGy u jednotlivých pacientů. Součtem jednotlivých dávek z CT simulátoru z 1 série CT řezů jsem vypočítala celkovou dávku, kterou pacienti obdrželi za dobu své léčby.

Pacienty jsem opět rozdělila, pro větší přehlednost, do tří tabulek podle typu nádorového onemocnění. Tabulka 5 se zabývá dávkami z CT simulátoru u pacientů, kterým bylo diagnostikováno nádorové onemocnění C20. Tabulka 6 se týká dávek z CT simulátoru u pacientů s nádorem C61. Tabulka 7 se zaobírá dávkami z CT simulátoru u pacientů s gynekologickým nádorovým onemocněním C53 a C54. Každá tabulka je rozdělena do osmi sloupců, kdy první sloupec ukazuje vybraný soubor pacientů označených číslem a druhý sloupec říká, o jaké pohlaví pacienta se jedná. Třetí sloupec se opět týká pro lepší přehlednost diagnózy, která v počtu použitých sérií hraje důležitou roli. Čtvrtý sloupec ukazuje výšku pacienta v cm a šestý sloupec váhu pacienta v kg. Hodnoty výšky a váhy se při volbě velikosti dávky z CT simulátoru pro daného pacienta musí pečlivě zvážit. Šestý sloupec se týká četnosti použití CT simulátoru. Sedmý sloupec znázorňuje vypočítanou CT dávku v mGy pro vznik jedné série CT řezů a nakonec osmý sloupec ukazuje, jak velkou dávku v mGy pacient obdržel za dobu své léčby z tohoto přístroje.

Tabulka 5 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C20

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT dávka z 1 série	Celková CT dávka
Pacient č. 1	F	C20	166	65	1	0,79	0,79
Pacient č. 2	F	C20	159	61	1	0,78	0,78
Pacient č. 3	M	C20	174	62	1	0,77	0,77
Pacient č. 4	F	C20	156	45	1	0,73	0,73
Pacient č. 5	M	C20	178	74	1	0,84	0,84
Pacient č. 6	F	C20	153	81	2	2,17	3,54
						1,37	
Pacient č. 7	F	C20	169	75	2	0,92	2,34
						1,43	
Pacient č. 8	F	C20	167	70	2	0,84	1,72
						0,88	

Zdroj: Vlastní

Tabulka 6 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C61

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT dávka z 1 série	Celková CT dávka
Pacient č. 9	M	C61	170	84	1	1,14	1,14
Pacient č. 10	M	C61	175	95	1	2,19	2,19
Pacient č. 11	M	C61	174	81	1	0,98	0,98
Pacient č. 12	M	C61	172	88	1	1,30	1,30
Pacient č. 13	M	C61	180	92	1	1,39	1,39
Pacient č. 14	M	C61	174	80	1	1,16	1,16
Pacient č. 15	M	C61	171	82	1	1,18	1,18
Pacient č. 16	M	C61	178	80	1	0,94	0,94
Pacient č. 17	M	C61	175	90	1	1,21	1,21
Pacient č. 18	M	C61	166	88	1	1,62	1,62
Pacient č. 19	M	C61	184	91	2	1,15	2,16
						1,01	
Pacient č. 20	M	C61	178	84	2	1,35	2,58
						1,22	
Pacient č. 21	M	C61	170	76	2	0,95	1,79
						0,85	
Pacient č. 22	M	C61	170	109	2	2,32	4,48
						2,16	
Pacient č. 23	M	C61	178	81	2	1,17	2,34
						1,17	
Pacient č. 24	M	C61	175	98	3	3,29	7,01
						1,84	
						1,88	
Pacient č. 25	M	C61	170	81	3	0,98	2,92
						1,00	
						0,95	
Pacient č. 26	M	C61	175	74	4	1,07	4,09
						0,99	
						1,09	
						0,94	

Zdroj: Vlastní

Tabulka 7 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	CT počet	CT dávka z 1 série	Celková CT dávka
Pacient č. 27	F	C54,9	140	56	1	0,88	0,88
Pacient č. 28	F	C54,1	167	126	1	2,86	2,86
Pacient č. 29	F	C53,0	160	50	1	1,38	1,38
Pacient č. 30	F	C54,9	169	83	1	1,61	1,61
Pacient č. 31	F	C54,1	153	72	1	1,15	1,15
Pacient č. 32	F	C54,1	156	71	1	1,18	1,18
Pacient č. 33	F	C53,0	162	55	2	0,70	1,40
						0,70	
Pacient č. 34	F	C53,9	163	89	2	1,72	3,41
						1,69	
Pacient č. 35	F	C53,9	170	61	2	0,72	2,15
						1,43	
Pacient č. 36	F	C54,1	149	57	3	0,78	2,35
						0,78	
						0,80	
Pacient č. 37	F	C53,0	152	50	4	0,72	3,63
						0,72	
						0,72	
						1,47	
Pacient č. 38	F	C53,8	163	121	5	2,24	13,15
						2,56	
						2,64	
						2,88	
						2,82	
Pacient č. 39	F	C53,9	162	55	5	0,73	3,56
						0,72	
						0,66	
						0,72	
						0,73	
Pacient č. 40	F	C53,1	165	81	5	0,72	5,49
						0,72	
						1,46	
						1,29	
						1,30	

Pacient č. 41	F	C53,9	152	52	6	0,76	4,95
						0,80	
						0,80	
						0,82	
						0,90	
						0,88	
Pacient č. 42	F	C53,8	168	57	8	0,72	7,03
						0,72	
						0,66	
						1,32	
						1,28	
						0,72	
						0,66	
						0,93	

Zdroj: Vlastní

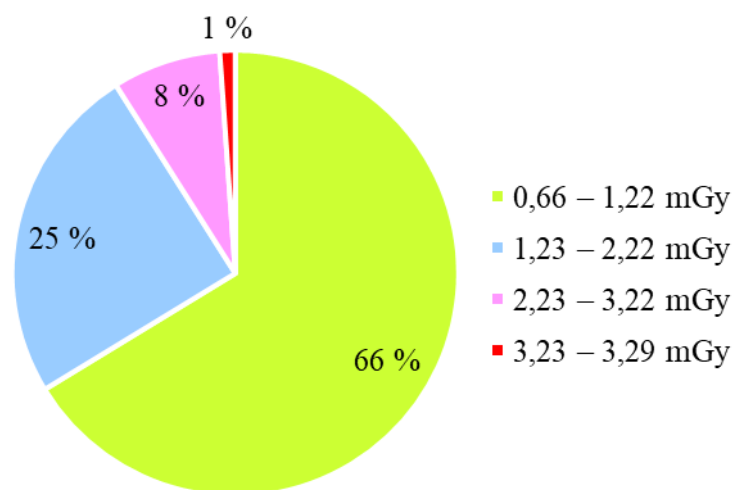
Ze zpětně získaných dat jsem při použití výše zmíněného vzorce získala celkem 89 různě velkých hodnot dávek, pro vznik jedné sérií CT řezů a 42 různě vysokých celkových dávek z CT simulátoru, pro každého pacienta zvlášť. Tabulka 8 ukazuje, že průměrná hodnota dávky pro získání jedné série CT řezů je 1,22 mGy a pro celkovou dávku za dobu léčby je to 2,58 mGy. Směrodatná odchylka nám popisuje, jak moc se od sebe liší jednotlivé hodnoty ve vybraném souboru. Směrodatná odchylka pro CT dávku z jedné série je 0,6 mGy a pro dávku celkovou za celou dobu léčby je 2,32 mGy. Směrodatné odchylky jsou poměrně vysoké, ale vzhledem k tomu, že ve vybraném souboru jsou pacienti s různou výškou a především váhu, je logické, že se dávky od sebe navzájem různě odlišují. Jakou má pacient tělesnou konstituci, tedy jak je stavěný, ovlivňuje i výšku dávky, aby mohla vzniknout kvalitní série CT řezů.

Tabulka 8 – Hodnoty průměru a směrodatné odchylky

	CT dávka z 1 série	Celková CT dávka
Průměrná hodnota	1,22	2,58
Směrodatná odchylka	0,6	2,32

Zdroj: Vlastní

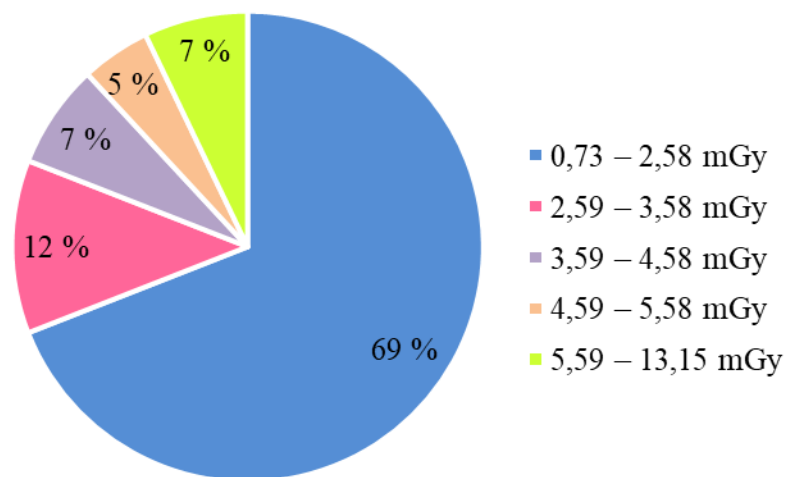
Graf 3 znázorňuje, u kolika pacientů a jak vysoké dávky k získání jedné série CT řezů z CT simulátoru byly u zkoumaného souboru pacientů použity a jak moc se od sebe navzájem liší. Nejnižší použitá dávka byla 0,66 mGy a nejvyšší použitá dávka byla 3,29 mGy. Všechny 89 získaných hodnot dávek za jednu sérii CT řezů jsem rozdělila do čtyř rozsahů hodnot a ke každému z nich vždy přiřadila určitý počet pacientů, jejichž dávka do daného rozsahu spadala. Nejvíce pacientů, a to 59 (66 %) spadá do rozsahu hodnot dávek 0,66 – 1,22 mGy, kde dávka 1,22 mGy je zároveň i průměrná hodnota CT dávky z jedné série CT řezů. Další rozsahy dávek jsem pak vždy zvýšila o 1 mGy než byl původní rozsah dávky. Do druhého rozsahu dávek 1,23 až 2,22 mGy, tak patří 22 (25 %) pacientů. Do třetího rozsahu 2,23 – 3,22 mGy patří 7 (8 %) pacientů. Pouze 1 (1 %) pacient spadá do poslední rozsahu 3,23 mGy až 3,29 mGy a byla tak u něj použita nejvyšší dávka pro jednu sérii CT řezů, která se ve zkoumaném souboru vyskytla. Musíme ale brát zřetel na to, že se ve zkoumaném souboru se objevují pacienti s různou výškou a především váhou, a to může hrát důležitou roli v tom, jak vysoká je dávka.



Graf 3 – Rozdělení podle velikosti dávky za jednu sérii z CT simulátoru

Zdroj: Vlastní

Graf 4 ukazuje u kolika pacientů a jak vysoká byla celková dávka z CT simulátoru za celou dobu jejich léčby na radioterapeutickém oddělení. Získané hodnoty celkových dávek, kterých bylo celkem 42, jsem rozdělila do 5 rozsahů a ke každému z nich přiřadila daný počet pacientů, jejichž dávka do něj spadá. Nejvíce pacientů a to 29 (69 %) spadalo do prvního rozsahu hodnot 0,73 až 2,58 mGy. Hodnota 2,58 mGy je průměrná hodnota získaná ze všech 42 spočítaných celkových dávek a další rozsahy jsem opět zvýšila vždy o 1 mGy než byl původní rozsah. Do druhého rozsahu hodnot celkových dávek 2,59 až 3,58 mGy patří 5 (12 %) pacientů. Do třetího rozsahu hodnot 3,59 – 4,58 mGy spadají 3 (7 %) pacienti. Do čtvrtého rozsahu 4,59 – 5,58 mGy spadá nejméně pacientů ze všech a to pouze 2 (5 %). Poslední rozsah, a to pátý tvoří nejvyšší hodnoty dávek 5,59 až 13,15 mGy, patří do něj 3 (7 %) pacienti. Při porovnání celkových dávek se však musí brát ohled na to, že každému z pacientů ve zkoumaném souboru byl diagnostikován jiný typ nádoru, to se poté odráží i na četnosti použití CT simulátoru, tím pádem pacient mohl obdržet i vyšší celkovou dávku. Opět je důležité se zaměřit na výšku a váhu pacienta. Předmětem zkoumání je tedy zjistit, jak moc se od sebe liší a uvědomit si, že i dávka, kterou pacient obdrží z CT simulátoru, při častějším použití a i při vyšší dávce potřebné k získání jedné kvalitní série CT řezů nemusí být zanedbatelná a měl by se na ni brát ohled.



Graf 4 – Rozdělení podle velikosti celkové dávky z CT simulátoru

Zdroj: Vlastní

Pro správné zodpovězení výzkumné otázky jsem u pacientů ze zkoumaného souboru vypočítala index tělesné hmotnosti (BMI), který určuje jejich nutriční stav. Pacienty jsem opět podle typu nádorového onemocnění rozdělila do tří tabulek. Tabulka 9 se zabývá hodnotami BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C20. Tabulka 10 se zabývá hodnotami BMI u pacientů s nádorem C61. Tabulka 11 se týká hodnot BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54. Každá tabulka obsahuje 7 sloupců. První sloupec poukazuje na pacienty ze zkoumaného souboru, kteří jsou označeni příslušným číslem. Druhý sloupec se týká pohlaví a je velice důležitý, protože mužské a ženské pohlaví je jinak stavěné a hodnoty by mohly být zkreslené, pokud bychom nebrali ohled na to, zda se jedná o ženu či muže. Třetí sloupec se opět týká pro lepší přehlednost diagnózy, tedy jakým typem nádorového onemocnění pacient trpěl. Čtvrtý sloupec obsahuje rok narození pacienta, který je také důležitý, protože vždy musíme rozlišovat i to, zda se jedná o dítě či dospělého jedince. Pátý sloupec udává výšku v cm a šestý sloupec váhu v kg. Obě tyto hodnoty jsou základem pro výpočet hodnot BMI v jednotkách kg/m^2 , který je uveden pro jednotlivé pacienty v sedmém sloupci.

Tabulka 9 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C20

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Rok narození	Výška	Váha	BMI
Pacient č. 1	F	C20	1971	166	65	23,59
Pacient č. 2	F	C20	1956	159	61	24,13
Pacient č. 3	M	C20	1944	174	62	20,48
Pacient č. 4	F	C20	1974	156	45	18,49
Pacient č. 5	M	C20	1957	178	74	23,36
Pacient č. 6	F	C20	1958	153	81	34,60
Pacient č. 7	F	C20	1972	169	75	26,26
Pacient č. 8	F	C20	1982	167	70	25,10

Zdroj: Vlastní

Tabulka 10 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C61

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Rok narození	Výška	Váha	BMI
Pacient č. 9	M	C61	1942	170	84	29,07
Pacient č. 10	M	C61	1950	175	95	31,02
Pacient č. 11	M	C61	1958	174	81	26,75
Pacient č. 12	M	C61	1945	172	88	29,75
Pacient č. 13	M	C61	1962	180	92	28,40
Pacient č. 14	M	C61	1958	174	80	26,42
Pacient č. 15	M	C61	1954	171	82	28,04
Pacient č. 16	M	C61	1970	178	80	25,25
Pacient č. 17	M	C61	1949	175	90	29,39
Pacient č. 18	M	C61	1943	166	88	31,93
Pacient č. 19	M	C61	1953	184	91	26,88
Pacient č. 20	M	C61	1945	178	84	26,51
Pacient č. 21	M	C61	1944	170	76	26,30
Pacient č. 22	M	C61	1949	170	109	37,72
Pacient č. 23	M	C61	1953	178	81	25,56
Pacient č. 24	M	C61	1940	175	98	32,00
Pacient č. 25	M	C61	1950	170	81	28,03
Pacient č. 26	M	C61	1949	175	74	24,16

*Zdroj: Vlastní***Tabulka 11 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54**

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Rok narození	Výška	Váha	BMI
Pacient č. 27	F	C54,9	1947	140	56	28,57
Pacient č. 28	F	C54,1	1947	167	126	45,18
Pacient č. 29	F	C53,0	1949	160	50	19,53
Pacient č. 30	F	C54,9	1938	169	83	29,06
Pacient č. 31	F	C54,1	1963	153	72	30,76
Pacient č. 32	F	C54,1	1964	156	71	29,17
Pacient č. 33	F	C53,0	1965	162	55	20,96
Pacient č. 34	F	C53,9	1978	163	89	33,50
Pacient č. 35	F	C53,9	1956	170	61	21,11
Pacient č. 36	F	C54,1	1947	149	57	25,67
Pacient č. 37	F	C53,0	1948	152	50	21,64
Pacient č. 38	F	C53,8	1954	163	121	45,54
Pacient č. 39	F	C53,9	1965	162	55	20,96
Pacient č. 40	F	C53,1	1963	165	81	29,75
Pacient č. 41	F	C53,9	1953	152	52	22,51
Pacient č. 42	F	C53,8	1989	168	57	20,20

Zdroj: Vlastní

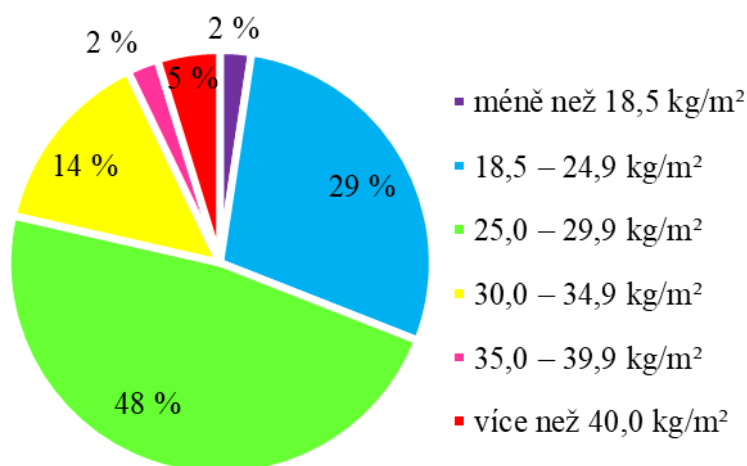
Tabulka 12 se týká rozdělení pacientů podle vypočtených hodnot ze zpětně získaných údajů do jednotlivých kategorií podle WHO, které jsou definovány pomocí rozsahů hodnot BMI v jednotkách kg/m². Podle tabulky lze tak snad zjistit, kolik pacientů ze zkoumaného souboru trpí podváhou, normální váhou, lehkou nadváhou, obezitou prvního stupně, obezitou druhého stupně a obezitou třetího stupně. Pro lepší přehlednost jsem tabulku zpracovala i do grafické podoby a uvedla počet pacientů i v procentech, což znázorňuje Graf 5 a vše lépe popsala níže.

Tabulka 12 – Rozdělení pacientů do kategorií podle rozsahu BMI dle WHO

Kategorie	Rozsah BMI	Počet pacientů
Podváha	méně než 18,5 kg/m ²	1
Normální váha	18,5 – 24,9 kg/m ²	12
Lehká nadváha	25,0 – 29,9 kg/m ²	20
Obezita 1. stupně	30,0 – 34,9 kg/m ²	6
Obezita 2. stupně	35,0 – 39,9 kg/m ²	1
Obezita 3. stupně	více než 40,0 kg/m ²	2

Zdroj: Vlastní

Graf 5 tedy souvisí s výše uvedenou Tabulkou 12 a znázorňuje rozdělení pacientů do šesti rozsahů stanovených WHO, podle jejich hodnot BMI. Do prvního rozsahu, který tvoří hodnoty BMI menší než 18,5 kg/m², patří 1 (2 %) pacient trpící podváhou. Druhý rozsah tvoří hodnoty 18,5 až 24,9 kg/m² a spadá do něj celkem 12 (29 %) pacientů, kteří mají normální zdravou váhu. Do třetího rozsah 25,0 – 29,9 kg/m² patří nejvíce pacientů, a to celkem 20 (48 %), kteří mají lehkou nadváhu. Do čtvrtého rozsahu, který tvoří hodnoty 30,0 až 34,9 kg/m², spadá 6 (14 %) pacientů, kteří trpí už obezitou 1. stupně. Do pátého rozsahu 35,0 – 39,9 kg/m² patří pouze 1 (2 %) pacient trpící obezitou 2. stupně. Do šestého rozsahu, který tvoří hodnoty BMI, které jsou větší než 40,0 kg/m², patří 2 (5 %) pacienti, kteří trpí obezitou 3. stupně a takový pacienti se označují jako morbidně obézní. Celkem devět pacientů, kteří trpí jedním ze tří stupňů obezity, jsou předmětem zkoumání ke správnému zodpovězení stanovené výzkumné otázky.



Graf 5 – Rozdělení pacientů podle hodnot BMI

Zdroj: Vlastní

Následující tabulky se zabývají četností použití CT simulátoru a verifikace pomocí CBCT u zkoumaného souboru pacientů s různou tělesnou konstitucí a diagnózou. Vybraný soubor pacientů jsem opět rozdělila do tří tabulek podle jednotlivých typů nádorového onemocnění. Tabulka 9 se zajímá o četnost použití výše zmíněných přístrojů u pacientů s nádorovým onemocněním C20. Tabulka 10 se zabývá pacienty s nádorem C61. Tabulka 11 se nakonec týká nádorových onemocnění C53 a C54. Každá z tabulek je rozdělena do sedmi sloupců. První sloupec se týká počtu pacientů označených daným číslem. Druhý sloupec se týká toho, zda byl pacient ženského (F) či mužského (M) pohlaví. Třetí sloupec se týká nádorového onemocnění, které bylo pacientovi diagnostikováno. Čtvrtý sloupec udává, jak vysoký pacient byl v jednotkách cm a pátý sloupec, kolik pacient vážil v kg. Šestý sloupec udává počet použití CT simulátoru a sedmý sloupec počet použití verifikace pomocí CBCT na urychlovači TrueBeam[®] u vybraného souboru pacientů. Tabulky mají za úkol přehledně ukázat, u kterých pacientů s různou tělesnou konstitucí a určitým typem nádorového onemocnění byla četnost použití zmíněných přístrojů vyšší nebo naopak nižší.

Tabulka 13 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C20

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	Počet CT	Počet CBCT
Pacient č. 1	F	C20	166	65	1	6
Pacient č. 2	F	C20	159	61	1	2
Pacient č. 3	M	C20	174	62	1	5
Pacient č. 4	F	C20	156	45	1	4
Pacient č. 5	M	C20	178	74	1	11
Pacient č. 6	F	C20	153	81	2	1
Pacient č. 7	F	C20	169	75	2	6
Pacient č. 8	F	C20	167	70	2	5

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Tabulka 14 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C61

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	Počet CT	Počet CBCT
Pacient č. 9	M	C61	170	84	1	12
Pacient č. 10	M	C61	175	95	1	10
Pacient č. 11	M	C61	174	81	1	5
Pacient č. 12	M	C61	172	88	1	4
Pacient č. 13	M	C61	180	92	1	7
Pacient č. 14	M	C61	174	80	1	7
Pacient č. 15	M	C61	171	82	1	4
Pacient č. 16	M	C61	178	80	1	6
Pacient č. 17	M	C61	175	90	1	6
Pacient č. 18	M	C61	166	88	1	33
Pacient č. 19	M	C61	184	91	2	7
Pacient č. 20	M	C61	178	84	2	7
Pacient č. 21	M	C61	170	76	2	7
Pacient č. 22	M	C61	170	109	2	7
Pacient č. 23	M	C61	178	81	2	8
Pacient č. 24	M	C61	175	98	3	9
Pacient č. 25	M	C61	170	81	3	29
Pacient č. 26	M	C61	175	74	4	3

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

Tabulka 15 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C53 a C54

Počet pacientů	Pohlaví	Diagnóza	Výška	Váha	Počet CT	Počet CBCT
Pacient č. 27	F	C54,9	140	56	1	1
Pacient č. 28	F	C54,1	167	126	1	1
Pacient č. 29	F	C53,0	160	50	1	3
Pacient č. 30	F	C54,9	169	83	1	4
Pacient č. 31	F	C54,1	153	72	1	1
Pacient č. 32	F	C54,1	156	71	1	5
Pacient č. 33	F	C53,0	162	55	2	2
Pacient č. 34	F	C53,9	163	89	2	1
Pacient č. 35	F	C53,9	170	61	2	4
Pacient č. 36	F	C54,1	149	57	3	1
Pacient č. 37	F	C53,0	152	50	4	9
Pacient č. 38	F	C53,8	163	121	5	2
Pacient č. 39	F	C53,9	162	55	5	1
Pacient č. 40	F	C53,1	165	81	5	4
Pacient č. 41	F	C53,9	152	52	6	13
Pacient č. 42	F	C53,8	168	57	8	5

Zdroj: Nemocnice České Budějovice, a.s.

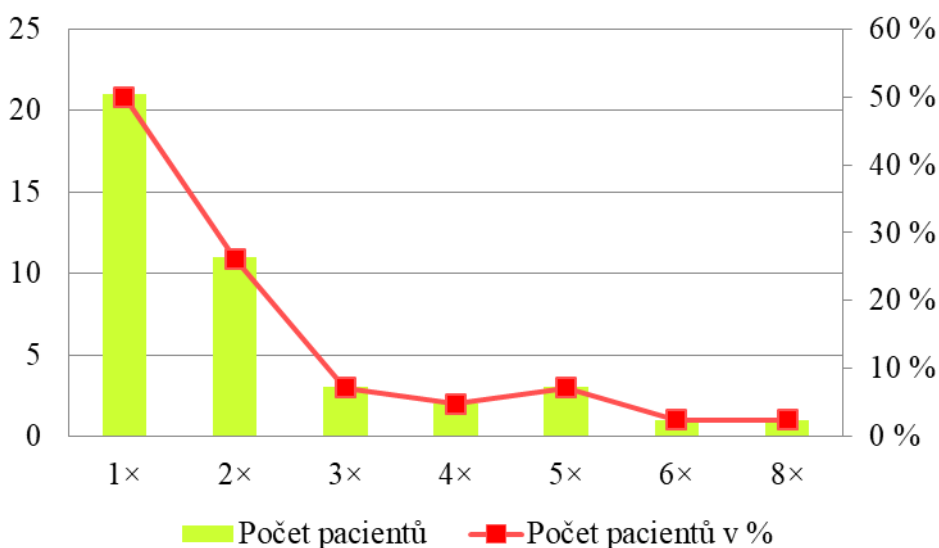
Ze zpětně získaných dat jsem pro následné lepší porovnání četností použití CT simulátoru a CBCT mezi sebou vypočítala jejich průměrnou hodnotu použití a směrodatnou odchylku. Tabulka 10 tedy uvádí, že průměrná hodnota použití CT simulátoru během léčby ve zkoumaném souboru pacientů je přibližně 2,12 a směrodatná odchylka má hodnotu 1,62. Průměrná hodnota četnosti použití CBCT na urychlovači TrueBeam[®] je u vybraného souboru pacientů 6,38 a směrodatná odchylka má hodnotu 6,32. Vzhledem k tomu, že se mezi sebou porovnávají jednotliví pacienti, kteří mají diagnostikovaný různý typ nádorového onemocnění, jsou i směrodatné odchylky od průměrných hodnot celkem odlišné. V případě nádoru prostaty C61 se ve zkoumaném souboru u některých pacientů provádělo denní CBCT a i to je důvod, proč jsou jednotlivé hodnoty od sebe tak odlišné.

Tabulka 16 – Hodnoty průměru a směrodatné odchylky

	CT počet	CBCT počet
Průměrná hodnota	2,12	6,38
Směrodatná odchylka	1,62	6,32

Zdroj: Vlastní

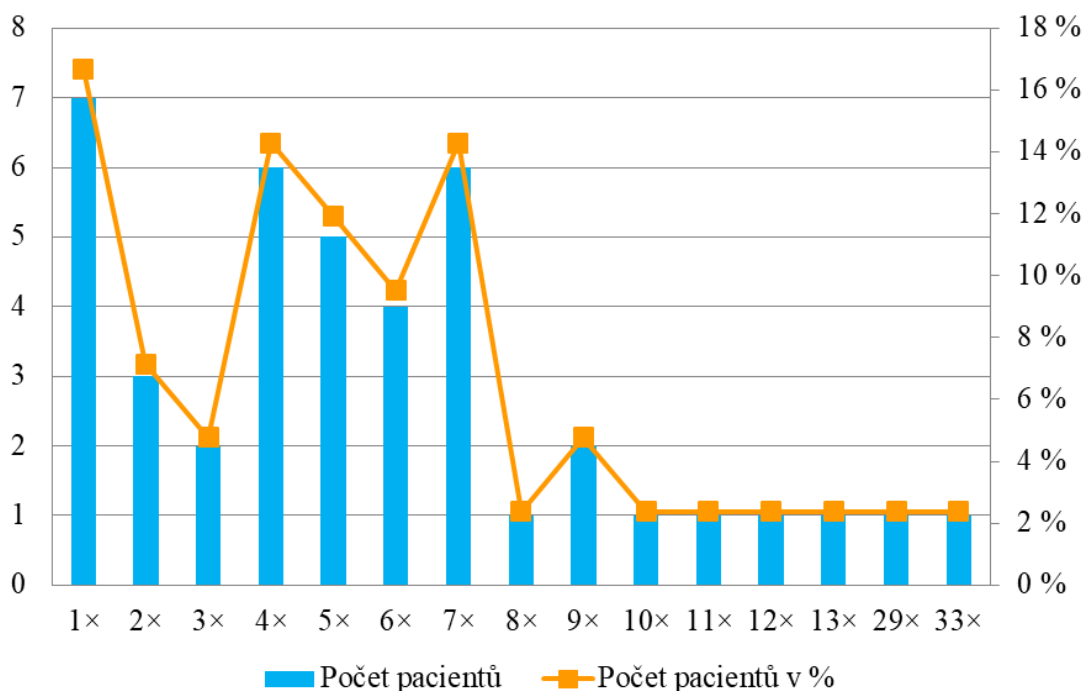
Graf 6 ukazuje rozdělení podle četnosti použití CT simulátoru. Na vodorovné ose se nachází počet použití CT simulátoru. Na ose svislé se nachází počet pacientů. Graf následně pomocí zelených sloupců znázorňuje počet pacientů z vybraného souboru, který spadá k příslušnému počtu použití CT simulátoru. Počet pacientů je vyjádřen i pomocí červeně spojených bodů, které znázorňují počet pacientů s určitým počtem použití CT simulátoru v procentech. Počet pacientů v procentech je následně znázorněn pomocí druhé svislé osy. Nejvíce pacientů, tedy 21 (50 %), bylo odesláno na CT simulátorem za účelem získání série CT řezů celkem jedenkrát. Následně pak dvakrát bylo odesláno na CT simulátor 11 (26 %) pacientů. Třikrát byli odesláni celkem 3 (7 %) pacienti, čtyřikrát to byli pouze 2 (5 %) pacienti a pětkrát opět 3 (7 %) pacienti. Pouze šestkrát byl z vybraného souboru odeslán 1 (2 %) pacient a stejně tak osmkrát byl poslán na CT simulátor pouze 1 (2 %) pacient. Lze vidět, že graf postupně klesá, až na výjimku, kdy se použil CT simulátor pětkrát celkem u tří pacientů, ale i přesto lze říct, že se zvyšováním četnosti použitá CT simulátorů, klesá počet pacientů. Opakované použití CT simulátoru tedy není až tak časté a dochází k němu především u pacientek, kterým byl diagnostikován jeden ze zmíněných druhů (C53, C54) gynekologických nádorů. Tyto pacientky pravděpodobně prodělaly léčbu pomocí brachyterapie, kdy je odesílání na CT simulátor mnohem častější pro potřeby výpočtu plánování brachyterapeutického ozáření.



Graf 6 – Rozdělení podle četnosti použití CT simulátoru

Zdroj: Vlastní

Graf 7 se týká rozdělení podle četnosti použití CBCT na urychlovači TrueBeam®. Jak u předešlého grafu, tak i zde vodorovná osa popisuje počet použití CBCT a na ose svislé se nachází počet pacientů. Formou modrých sloupců znázorňuje graf určitý počet pacientů ze zkoumaného souboru, ke kterým patří určitý počet použití CBCT. Spojené oranžové body znázorňují počet pacientů s určitým počtem použití verifikace pomocí CBCT v procentech. Nejvíce pacientů a to celkem 7 (17 %) podstoupilo verifikaci pomocí CBCT jedenkrát. Dvakrát bylo CBCT použito u 3 (7 %) pacientů a třikrát celkem u 2 (5 %) pacientů. Poměrně vysoká četnost použití byla i u 6 (14 %) pacientů, kteří podstoupili CBCT celkem čtyřikrát a pětkrát bylo použito u 5 (12 %) pacientů. Dále bylo CBCT využito šestkrát u 4 (10 %) pacientů, sedmkrát u 6 (14 %) pacientů, osmkrát u 1 (2 %) pacienta, devětkrát u 2 (5 %) pacientů. Dále pouze u 1 (2 %) pacienta bylo CBCT pro verifikaci využito desetkrát a u 1 (2 %) pacienta bylo použito CBCT i jedenáctkrát, dvanáctkrát a třináctkrát. Mezi nejvyšší četnost použití patří, když bylo CBCT v průběhu léčby použito 29× a to pouze u 1 (2 %) pacienta a 33× také u 1 (2 %) pacienta. Vysoká četnost použití CBCT je specifická pro nádorové onemocnění prostaty, kdy se v určitých případech lékaři uchýlí k dennímu CBCT. Pacientovi se tak provádí CBCT před každým ozařováním terapeutickou dávkou na urychlovači částic. Vysoká četnost využití CBCT by měla mít zásadní odůvodnění, jelikož dávka z CBCT je poměrně vysoká, a proto by neměla být rozhodně ignorována.



Graf 7 – Rozdělení podle četnosti použití CBCT na urychlovači TrueBeam®

Zdroj: Vlastní

4 DISKUZE

Soubor sledovaných pacientů byl sestaven ze 42 pacientů, nižší počet byl dán mj. i komplikovanějším sběrem dat a situací spojenou s vyhlášením nouzového stavu v ČR v důsledku pandemie Covid-19. Záměrně jsem nevybrala soubor pacientů pouze s jedním typem nádorového onemocnění zaměřený na jedno pohlaví, z důvodu větší rozmanitosti ve výběru vzorku, ze stejného důvodu jsem do sledovaného souboru zařadila i ostatní časté malignity v oblasti pánve. Při výběru pacientů musela být splněna konkrétní kritéria, musela být u pacienta provedena verifikace pomocí CBCT a získána série CT řezů na nově pořízeném CT simulátoru v nemocnici v Českých Budějovicích na místním radioterapeutickém oddělení.

Data potřebná k zodpovězení výzkumné otázky a splnění stanovených cílů byla získána pod dohledem a za pomoci vedoucí práce Mgr. Evy Stýblové a RNDr. Petra Berkovského zpětně z databáze pacientů podle rodného čísla. U pacienta z vybraného souboru byly následně dohledány hodnoty $CTDI_{vol}$ a DLP potřebné ke stanovení dávky pro získání jedné série CT řezů na CT simulátoru. Dále byla u každého pacienta zjištěna výška a váha, počet nasnímaných sérií CT řezů na CT simulátoru a CBCT během léčby. Pro lepší následné porovnání dávek mezi sebou byl u každého pacienta vypočten index tělesné hmotnosti (BMI). Přesná dávka z CBCT pro pacienty z vybraného souboru nemohla být stanovena vzhledem k chybějícím hodnotám k výpočtu dávky, kvůli vyhlášení nouzového stavu v České republice, kdy byl následně sběr dat přerušen. Proto jsem v odborném článku *Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy* (Alaei a Spezi, 2015) našla přibližné hodnoty dávek z kilovoltážního CBCT a zaměřila se na pacienty, kteří absolvovali tzv. denní CBCT. U takových pacientů byla celková obdržená dávka z CBCT natolik zajímavá, abych ji ve své bakalářské práci zmínila, i když se jednalo pouze o teoretický odhad.

Jednotlivé typy nádorového onemocnění pánve mají odlišný postup v léčbě ionizujícím zářením, především v jejich obrazové verifikaci, u některých pacientů se verifikace pomocí CBCT provádí jednou týdně, u některých naopak s mnohem vyšší četností. To samé platí i pro získání série CT řezů z CT simulátoru, kdy může dojít k opakování vyšetření například z důvodu změny v ozařovacím plánu, popř. z důvodu kombinace teleterapeutické léčby s brachyterapií.

Další proměnnou vstupující do četnosti provádění CBCT je spolupráce pacienta s radioterapeuty, jeho dodržení přípravy k ozáření. U pacientů s karcinomem prostaty, kteří opakovaně nedodržují nařízení, že před každým ozářením musí mít dostatečně naplněný močový měchýř a vyprázdněný konečník, nebo u pacientů s pohyblivou prostatou bez závislosti na kvalitě přípravy před ozářením, může pak lékař dojít k závěru, že bude nutno provádět CBCT každodenně. Před každou aplikací radioterapeutické dávky tak pacient musí podstoupit verifikaci pomocí CBCT za účelem přesného zaměření cílového objemu. Předchází se tak možnému překročení doporučené dávky na rizikové orgány. Tento fakt by mohl způsobit pacientovi závažnější následky, než je zvýšení celkové dávky z CBCT při jeho častějším opakování. Při rozhodování o denním provedení CBCT je tak uplatňován princip APARA, který nařizuje přesné stanovení cílového objemu a následné podání dávky ionizujícího záření s co největší přesností. U sledovaného souboru bylo denní CBCT prováděno častěji u pacientů s nádorem prostaty než u pacientek s gynekologickým nádorem.

Vysoký počet použití CBCT lze pozorovat v kapitole s výsledky v Tabulce 14, která zobrazuje četnost použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s nádorem C61. Zde u pacienta č. 25, bylo CBCT použito 29krát a u pacienta č. 18 byla verifikace pomocí CBCT provedena 33krát. Obě hodnoty četnosti použití výrazně přesahují průměrnou hodnotu četnosti použití CBCT, kdy průměrná obdržená dávka byla 6,38 mGy. Z toho lze usuzovat, že se jednalo o pacienty, kteří nebyli opakovaně schopni dodržet přípravu před ozářením, nebo měli tzv. pohyblivou prostatu, kdy se její pozice měnila i při dodržené přípravě k ozáření.

Zjistila jsem, že dávka pro vznik jedné série CT řezů na kilovoltážním CBCT se pohybuje přibližně od 10 do 40 – 50 mGy podle použitého protokolu. V našem případě byl pro pacienty použit protokol zaměřený na oblast pánve a tak se hodnoty dávky z CBCT musely pohybovat ve vyšších hodnotách. Pacienti č. 25 a č. 18 museli během své léčby obdržet tak dávku ze zobrazovacích vyšetření až v hodnotě tisíce mGy. Vysoké hodnoty dávek z CBCT se mohou jevit nepříznivé, když cílem radioterapie je dávku na kritické orgány snížit na minimum. Proto by tato obdržená vyšší dávka z CBCT neměla být ignorována a časté užívání zobrazovacího zařízení by mělo mít opodstatněný důvod. I přes úskalí, která však vyšší radiační zátěž z CBCT představuje, jsou radioterapeuti ochotni tuto vyšší dávku s ohledem na benefity zobrazovacího vyšetření tolerovat.

U pacientek, kterým bylo diagnostikováno gynekologické nádorové onemocnění, se naopak vyskytuje vyšší četnost použití CT simulátoru. Toho si lze povšimnout v kapitole s výsledky v Tabulce 15, která se týká četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientek s nádorem C53 a C54. Zde u pacientky č. 41 byl CT simulátor pro získání sérií z CT simulátoru využit šestkrát a u pacientky č. 42 dokonce až osmkrát. Průměrná hodnota četnosti použití CT simulátoru pro celý soubor pacientů je 2,12. Vyšší četnost použití CT simulátoru byla v těchto případech odůvodněna tím, že u pacientek proběhla léčba pomocí brachyterapie. Při ní je aplikátor pro zavedení zdroje záření umístěn do těsné blízkosti nádoru a jeho aktuální poloha vůči orgánům v pánvi a následné naplánování ozáření probíhá s využitím CT simulátoru. Obě pacientky podle jejich BMI indexu spadaly do kategorie s normální zdravou váhou. Použitá CT dávka pro získání jedné série CT řezů u obou pacientek byla nižší a pohybovala více či méně okolo 0,90 mGy. Průměrná hodnota CT dávky z jedné série CT řezů je 1,22 mGy. Celková dávka obdržená z CT simulátoru za celou dobu léčby pak byla naopak vyšší, a to kvůli zmiňovanému častějšímu použití přístroje. U pacientky č. 41 měla hodnotu 4,95 mGy a u pacientky č. 42 až 7,03 mGy. Průměrná hodnota celkové CT dávky je 2,58 mGy.

Ze zjištěných hodnot a principů by se mohlo zdát, že navyšování dávky ionizujícího záření ze zobrazovacích přístrojů pacientům, kteří se léčí s nádorovým onemocněním, je kontraproduktivní, opak je však pravdou. Navýšení dávek v odůvodněných případech má svůj význam pro zajištění správného zaměření cílového objemu, například pomocí denního CBCT, ale i pro vznik kvalitních sérií CT řezů. Tělesná kompozice pacienta hraje také důležitou roli při volbě dávky. Pokud bychom použili příliš nízkou dávku u pacienta, který je korpulentnější postavy, vzniklé CT řezy bychom měli tmavé. Naopak pokud použijeme příliš vysokou dávku pro vyhublého pacienta, CT řezy bychom měli přezářené. Oba nežádoucí jevy by mohly mít vliv na kvalitu zpracování a vyhodnocení vyšetření, popř. by vedly k nutnosti opakovat CT vyšetření se změněným nastavením protokolu. Proto je klíčové optimální nastavení parametrů CT vyšetření.

V teoretické části mé práce bylo zmíněno, že svoji roli ve zvýšeném výskytu rakoviny hrají i rizikové faktory, kam patří i nadměrná tělesná hmotnost. Při výpočtu BMI indexu u jednotlivých pacientů jsem zjistila, že pouze 12 pacientů, tedy 29 %, má normální zdravou váhu a 20 pacientů, tedy až 48 %, trpí lehkou nadváhou. U osmi pacientů, tedy u 21 %, jsem následně zjistila, že trpí jedním ze tří stupňů obezity, což jsou dle mého názoru až alarmující výsledky.

Jak už bylo řečeno, tělesná kompozice pacienta při volbě CT dávky hraje svoji roli a zřejmé navýšení můžeme pozorovat u dvou pacientek, které podle BMI indexu trpí třetím stupněm obezity a jsou tedy označovány jako morbidně obézní. Jedná se o pacientku č. 38, která z jedné série CT řezů na CT simulátoru obdržela dávku vždy vysokou okolo 2,63 mGy. Druhá morbidně obézní pacientka č. 28 obdržela z jedné série CT řezů podobně vysokou dávku, a to 2,86 mGy.

Dávkové parametry z CT simulátoru jsou nejprve odvozeny od rozměrů standardního pacienta, které představují referenční fantomy. Následně podle rozměrů, které byly mimo tento fantom, se upraví podmínky snímkování. Čím obéznější pacient je, tím vyšší je i proud a elektrické množství a tím vyšší je následně i obdržená dávka, proto pacient s vysokým BMI obdrží i vyšší dávku než standardně stavěný pacient. Snímky byly pořízeny na CT simulátoru u pacientky č. 28 pouze jedenkrát, takže její celková CT dávka za dobu léčby je stejná, jako dávka z jedné série CT řezů. Oproti tomu pacientka č. 38, byla odeslána na CT simulátor celkem pětkrát, takže celková dávka, kterou pacientka během své léčby obdržela, byla 13,15 mGy. To je velký rozdíl oproti průměrné hodnotě celkové CT dávky, která je 2,58 mGy. Pokud by se dávka ale nenavýšila, vzniklá série CT řezů by se prakticky nedala použít pro účely plánování radioterapeutické léčby, jehož kvalita a správnost je zásadní.

Vyšší BMI index by měl vést i k častější korekci polohy pacienta, kvůli obtížnější manipulaci s obézními pacienty při jejich nastavování do správné ozařovací polohy. To ovšem dle zjištěných hodnot nelze potvrdit, ani vyvrátit. Vyšší četnost použití CBCT se objevuje ve zkoumaném souboru jak u obézních pacientů, tak u pacientů s normální zdravou váhou. Oproti tomu hodnoty dávky z CBCT by se lišit měly. Stávající systém řízení CBCT u lineárního urychlovače TrueBeam[®] na radioterapeutickém oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích určuje dávkové parametry pro pacienty pouze z typu snímané oblasti a její délky. Nejnověji s použitím umělé inteligence pro pacienty, kteří mají vyšší hodnoty BMI, by měla vycházet opět i vyšší dávka z CBCT. Dávky po pacienty s vyšším BMI indexem, by tak měly být vyšší u obou zmíněných zobrazovacích technologií, tedy jak u CBCT tak i u CT simulátoru.

Pokud hovoříme o navyšování dávky ionizujícího záření z medicínských důvodů, je vhodné připomenout, že i radioterapie se do jisté míry musí řídit principem ALARA, jehož aplikování v radioterapii nařizuje dodržování dávkových limitů pro okolní zdravé tkáně. Navíc jakákoliv nenulová dávka může zvýšit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků a tím přispět ke vzniku sekundárně indukovaných malignit a genetických postižení.

Pro správné zodpovězení stanovené výzkumné otázky jsem porovnála mezi sebou následující dva pacienty stejného pohlaví, kteří trpí stejným nádorovým onemocněním, ale každý má jinou tělesnou konstituci a podle BMI indexu patří do jiné váhové kategorie. Jako příklad jsem vybrala pacienty, kterým byl diagnostikován nádor prostaty. První pacient č. 26 podle BMI patří do kategorie s normální váhou a obdržel za jednu sérii na CT simulátoru dávku vždy okolo 1,09 mGy. Druhý pacient č. 22 trpí druhým stupněm obezity a obdržel výrazně vyšší dávku a to 2,32 mGy. Z toho lze vyvodit, že CT dávka u obézních pacientů může být vyšší o více než 1 mGy. Na základě výše zmíněných poznatků a výsledků svého sledování vybraných pacientů lze s jistotou říci, že obdržená dávka u pacientů s objemnější tělesnou konstitucí je signifikantně vyšší, v demonstrovaném případě 2,1 krát vyšší.

5 ZÁVĚR

Simulátory jsou přístroje sloužící k přípravě procesu léčby zářením a neodmyslitelně patří k moderní radioterapii. Jedním z cílů bakalářské práce byl jejich důkladnější popis po technické a uživatelské stránce. Tento cíl byl naplněn v rámci zpracování teoretické části práce, kde jsem vycházela z odborných článků a jiné dostupné literatury. Teoretická část práce je zaměřena i na algoritmus přípravy léčby zářením, v němž má důležitou úlohu právě CT simulátor. Značnou pomocí při zpracování práce pro mne byly i praktické informace přímo od pracovníků z radioterapeutického oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích, kde byl v roce 2019 nahrazen starší RTG simulátor novým CT simulátorem. Na simulátoru zde pracují radiologičtí asistenti se specializací a dotazovaní měli možnost pracovat jak s RTG simulátorem, tak s CT simulátorem. Zajímalo mne jejich názor na práci s jednotlivými simulátorovými přístroji, který z nich by hodnotili jako přínosnější. Odpovědi byly zajímavé - i přes fakt, že CT simulátor je novější a plní funkci samostatného CT, pracovníci by se mezi jednotlivými přístroji nedokázali definitivně rozhodnout. RTG simulátor oproti CT simulátoru dokáže přesně napodobit parametry ozařovacího přístroje, zobrazit ozařovanou oblast z pohledu terapeutického svazku (tedy konkrétního ozařovacího úhlu), lze na něm odečíst SSD jako při nastavení k ozáření i rozhodnout o vhodnosti použitého ozařovacího úhlu z prostorových důvodů. Tyto funkce u CT simulátoru chybí a pro radiologické asistenty to znamenalo přesunutí verifikačních úkonů na ozařovací jednotku, kde se tímto snížila časová dostupnost přístroje při 1. nastavení. Asistenti se tedy shodli, že každý z přístrojů má svoje výhody i nevýhody, nelze snadno rozhodnout, který z nich je lepší a jako neoptimalnější by se jim jevil hybridní přístroj kombinující obě zařízení.

Pro účely splnění dalších cílů práce a zodpovězení výzkumné otázky jsem v rámci praktické části pracovala se zpětně získanými daty z databází na radioterapeutickém oddělení v nemocnici v Českých Budějovicích a sestavila podle definovaných kritérií soubor 42 pacientů. Jedním z cílů bakalářské práce bylo porovnat četnost použití CT simulátoru oproti CBCT na urychlovači TrueBeam[®] u pacientů s různou tělesnou konstitucí a diagnózou. Významně vyšší četnost použití CBCT byla u pacientů, kterým byl diagnostikován nádor prostaty a nádor konečníku. Tento fakt byl významně ovlivněn především kvůli odůvodněnému využití denního CBCT u pacientů s C61. Takový postup je metodou volby u pacientů s pohyblivou prostatou navzdory správné přípravě před ozářením, nebo u nespolupracujících pacientů.

Jedná se o pacienty, kteří opakovaně nedodržují zadané pokyny k léčbě (nemají dostatečně naplněný močový měchýř a vyprázdněný konečník, což má vliv na polohu prostaty i míru zasažení kritických orgánů zářením). Vyšší četnost použití CT simulátoru byla pozorována u pacientek s diagnózami C53 nebo C54. Důvodem opakování těchto CT vyšetření byla kombinace teleterapeutické léčby s brachyterapií. Při brachyterapeutické uterovaginální aplikaci je zaveden do pochvy a dělohy aplikátor, jehož přesná lokalizace je prováděna právě na CT simulátoru a výsledné řezy jsou použity pro tvorbu brachyterapeutického ozařovacího plánu. Toto ozařování probíhalo zpravidla ve 4 frakcích jednou týdně, přičemž pro každou aplikaci byl vytvářen individuální ozařovací plán. Tento fakt byl důvodem vyšší četnosti použití CT simulátoru u sledovaných gynekologických pacientek.

Dalším cílem bakalářské práce bylo porovnání dávek potřebných pro získání sérií CT řezů na CT simulátoru u pacientů s různou tělesnou konstitucí. Ze zpětně získaných hodnot z databází jsem dopočítala dávky pro získání série CT řezů a součtem počtu dávek u daných pacientů jsem stanovila i celkovou dávku z CT simulátoru za celou dobu léčby. Při bližším zkoumání sestavených tabulek a hodnot vyjádřených pomocí grafů bylo dle předpokladu evidentní, že dávka u obézních pacientů je vyšší než dávka pro pacienty s normální vahou. Pro přesnější porovnání i pro zodpovězení výzkumné otázky jsem vytvořila tabulku s BMI indexem a každého pacienta tak zařadila do určité váhové kategorie. Tím byly splněny všechny stanovené cíle práce.

Pro bakalářskou práci byla vymezena následující výzkumná otázka: Bude dávka potřebná pro získání série CT řezů na CT simulátoru mnohonásobně vyšší u korpulentnějších pacientů, než dávka pro průměrně stavěné pacienty? Pro porovnání pacientů mezi sebou jsem volila pacienty stejného pohlaví, se stejným typem nádorového onemocnění, ale patřící podle BMI do jiné váhové kategorie. Předpoklad, že čím obéznější pacient bude, tím vyšší bude muset být i aplikovaná dávka pro získání kvalitního lokalizačního CT vyšetření, se ukázal být pravdivý. U pacientů, kteří trpí až třetím stupněm obezity, byla dávka z CT simulátorů vyšší více než o 1 mGy v porovnání s CT dávkou pacientů s normální zdravou vahou. Dle mého názoru je tedy tvrzení, že dávka pro korpulentnější pacienty bude mnohonásobně vyšší, nepřesné. Na základě výše zmíněných poznatků a výsledků sledování dávek u vybraných pacientů lze s jistotou říci, že obdržená dávka u pacientů s objemnější tělesnou konstitucí je signifikantně vyšší, u sledovaných subjektů konkrétně 2,1krát vyšší.

Praktický přínos své bakalářské práce spatřuji především ve srozumitelném zpracování informací o simulátorech užívaných v radioterapii, kterých bylo doposud poměrně málo, i když hrají důležitou roli v algoritmu přípravy léčby zářením a jsou nedílnou součástí moderní radioterapie. U vybraného souboru pacientů jsem zkoumala výši dávek potřebných pro vznik série CT řezů na CT simulátoru a získané výsledky by mohly být zajímavé především pro pracovníky radioterapeutického oddělení. Do budoucna by ale bylo ještě vhodnější zaměřit se na dávky z verifikačního CBCT, které by z hlediska principů radiační ochrany neměly být přehlíženy a v současnosti není připraven jednoduchý výstup pro jejich získání z verifikačního a plánovacího softwaru. Mým osobním cílem ale bylo přistupovat k bakalářské práci tak, aby mohla být využita studenty oboru radiologický asistent jako studijní materiál.

6 SEZNAM LITERATURY

1. ALAEI, Parham a Emiliano SPEZI, 2015. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. *Physica Medica* [online]. 31(7), 647-658 [cit. 2020-04-25]. DOI: doi:10.7150/ijms.3635. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S112017971500143X?fbclid=IwAR2R-FX8OUXCPO7rnHX4sK4Fj8Ndd-wnjK07SyP4eVF4uaaNmu-mZKqxd9Q#bib22>
2. BASKAR, Rajamanickam, Kuo Ann LEE, Richard YEO a Kheng-Wei YEOH, 2012. Cancer and Radiation Therapy: Current Advances and Future Directions. *International Journal of Medical Sciences* [online]. 9(3), 193-199 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.7150/ijms.3635. ISSN 1449-1907. Dostupné z: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22408567/?from_term=Cancer+and+radiation+the+rapy%3A+current+advances+and+future+directions.&from_filter=simsearch2.ffrft
3. BINAROVÁ, Andrea, 2010. Radioterapie. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií. ISBN 978-80-7368-701-4.
4. ČOUPEK, Petr, 2013. Editorial – vývoj radioterapie. *Klinická Onkologie* [online]. 26(2), 381 [cit. 2020-04-25]. ISSN 1802-5307. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/181.pdf>
5. DOBBS, Jane, Daniel ASH a Ann BARRETT, 1992. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal. ISBN 80-900235-8-4.
6. DOLEČKOVÁ, Miluše, 2007. *Radioterapie III*. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta [online] [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <https://www.zsf.jcu.cz/cs/ustavy/ustav-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelestva/informace-pro-studenty/ucebni-texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/siffnerovadoleckovaradioterapie3.doc/view>
7. DOROTÍK, Jan, 2006. *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 80-736-8220-6.
8. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2350-0.
9. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA, 2009. *Radiační onkologie - učební texty*. Brno: Masarykův onkologický ústav. ISBN 978-808-6793-139.
10. CHUDÁČEK, Zdeněk, 1995. *Radiodiagnostika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-114-4.

11. KLENER, Vladislav, 2000. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. ISBN 80-238-3703-6.
12. KOLÁŘOVÁ, Iveta, Jaroslav VAŇÁSEK, Karel ODRÁŽKA, Martin DOLEŽEL a Luboš PETRUŽELKA, 2008. Nové metody radioterapie. *Vojenské zdravotnické listy* [online]. 77(3), 93-97 [cit. 2020-04-25]. ISSN 0372-7025. Dostupné z: http://www.unob.cz/fvz/fakulta/Documents/VZL/2008/VZL3_08.pdf
13. KUBECOVÁ, Martina, 2011. *Onkologie: učební texty pro studenty 3. lékařské fakulty UK* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta [cit. 2020-04-25]. ISBN 978-80-254-9742-5. Dostupné z: https://www.lf3.cuni.cz/3LF-806-version1-kubecova_onkologie.pdf
14. KUMAR, Rajesh, DayalChand KAR, SunilDutt SHARMA, Ravi ILPAKURTY a GotetiVenkata SUBRAHMANYAM, 2016. Radiological safety features of indigenously developed radiotherapy simulator. *Journal of Cancer Research and Therapeutics* [online]. 12(2) [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.4103/0973-1482.150412. ISSN 0973-1482. Dostupné z: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27461698/?from_single_result=Radiological+safety+features+of+indigenously+developed+radiotherapy+simulator&expanded_search_query=Radiological+safety+features+of+indigenously+developed+radiotherapy+simulator
15. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL, 2005. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus. ISBN 80-86571-09-2.
16. LAP GmbH Laser Applikationen. *DATA SHEET DORADOnova 3* [online]. © LAP GMBH, MKT-140006 1.4 EN, 2018-12-17 [cit. 20.05.2020]. Dostupné z: https://www.lap-laser.com/fileadmin/user_upload/en/products/radiation_therapy_alignment/data_doradonova3_laser_radiotherapy_en.pdf
17. MARTINS, Liliana, Jose Guilherme COUTO a Barbara BARBOSA, 2016. Use of planar kV vs. CBCT in evaluation of setup errors in oesophagus carcinoma radiotherapy. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy* [online]. 21(1), 57-62 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1016/j.rpor.2015.10.005. ISSN 15071367. Dostupné z: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26900359/?utm_source=gquery&utm_medium=referral&utm_campaign=CitationSensor
18. MCTAGGART, Douglas, 2016. Aim CT Accreditation Program Development for CT X-ray Systems. *CMBES Proceedings* [online]. 39(1) [cit. 2020-04-25]. ISSN 2371-9516. Dostupné z: <https://proceedings.cmbes.ca/index.php/proceedings/article/view/53>

19. NAGATA, Yasushi, Takehiro NISHIDAI a Masahiro HIRAOKA, 2000. Development of a CT Simulator and Its Current Clinical Status. *The Journal of JASTRO* [online]. 12(2), 95-107 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.11182/jastro1989.12.95. ISSN 1881-9885. Dostupné z: https://pdfs.semanticscholar.org/015a/9202677bb5fa832f27a473fdcaeb25e8d3b4.pdf?_ga=2.13396212.250935070.1575316009-1727453453.1575316009
20. ODRÁŽKA, Karel, Martin DOLEŽEL a Jaroslav VAŇÁSEK, 2010. Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty. *Česká urologie* [online]. 14(2), 81-91 [cit. 2020-04-25]. ISSN 1211-8729. Dostupné z: http://www.czechurol.cz/dwnld/1002_81_91.pdf
21. ROY, P. S., SAIKIA, B. J., 2016. Cancer and Cure: A Critical Analysis. *Indian Journal of Cancer* [online]. 53(3), 441-442 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.4103/0019-509X.200658. Dostupné z: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28244479/?from_single_result=Cancer+and+cure%3A+A+critical+analysis&expanded_search_query=Cancer+and+cure%3A+A+critical+analysis
22. ROZMAN, Jiří et al., 2006. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
23. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA, 1999. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-7013-267-1.
24. SÚJB: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, *Radiační ochrana: Doporučení zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii, Lineární urychlovače používané v radioterapii* [online]. 2015, 66 [cit. 2020-04-26]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuc_LU_RT_def.pdf
25. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2015. Co představuje parametr CTDIvol uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? *Česká radiologie* [online]. 69(3), 194-200 [cit. 2020-04-25]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf
26. SÚRO, Státní ústav radiační ochrany v. v. i.: *Lékařské ozáření* [online] ©2020. Praha [cit. 2020-04-26]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/lekarske>

27. ŠIFFNEROVÁ, Hana, 2007. *Radioterapie I*. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta [online] [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <https://www.zsf.jcu.cz/cs/ustavy/ustav-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvательства/informace-pro-studenty/ucebni-texty/studijni-obor-radiologicky-asistent/siffnerovaradioterapie1.doc/view>
28. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA, 2007c. *Radiační onkologie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-469-0.
29. The Phantom Laboratory. *Catphan® 500 and 600 Manual*. [online]. ©2015 The Phantom Laboratory [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <https://static1.squarespace.com/static/5367b059e4b05a1adcd295c2/t/58b5cb7b8419c25b96cba228/1500473967372/Catphan+500600+Manual.pdf>
30. TORRE, L. A., R. L. SIEGEL, E. M. WARD a A. JEMAL, 2016. Global Cancer Incidence and Mortality Rates and Trends--An Update. *Cancer Epidemiology Biomarkers & Prevention* [online]. 25(1), 16-27 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1158/1055-9965.EPI-15-0578. ISSN 1055-9965. Dostupné z: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26667886/?from_single_result=Global+Cancer+Incidence+and+Mortality+Rates+and+Trends--An+Update&expanded_search_query=Global+Cancer+Incidence+and+Mortality+Rates+and+Trends--An+Update
31. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK, 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 9788024431260.
32. VYBÍRALOVÁ, Martina a David FELTL, 2009. Radioterapie řízená obrazem. *Postgraduální medicína* [online]. 11(3), 303-307 [cit. 2020-04-25]. ISSN 1212-4184. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/radioterapie-rizena-obrazem-414588>
33. WHO/Europe. *Body mass index - BMI*. [online]. © 2020 WHO [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <http://www.euro.who.int/en/health-topics/disease-prevention/nutrition/a-healthy-lifestyle/body-mass-index-bmi>
34. Zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon, In: Sbíрка zákonů České republiky, částka 102. ISSN 1211-1244.

7 SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 – Rozdělení pacientů podle pohlaví	37
Graf 2 – Rozdělení pacientů podle typu nádorového onemocnění	38
Graf 3 – Rozdělení podle velikosti dávky za jednu sérii z CT simulátoru	43
Graf 4 – Rozdělení podle velikosti celkové dávky z CT simulátoru	44
Graf 5 – Rozdělení pacientů podle hodnot BMI.....	48
Graf 6 – Rozdělení podle četnosti použití CT simulátoru	52
Graf 7 – Rozdělení podle četnosti použítá CBCT na urychlovači TrueBeam®	53

8 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – RTG simulátor Acuity® od firmy Varian	12
Obrázek 2 – CT simulátor Aquilion LB od firmy Canon	16
Obrázek 3 – Čtyřbodová ORFIT maska	18
Obrázek 4 – Definice objemů při plánování	24
Obrázek 5 – CBCT na lineárním urychlovači TrueBeam®	29
Obrázek 6 – Tabulka hodnot DLP a CTDI _{vol}	32

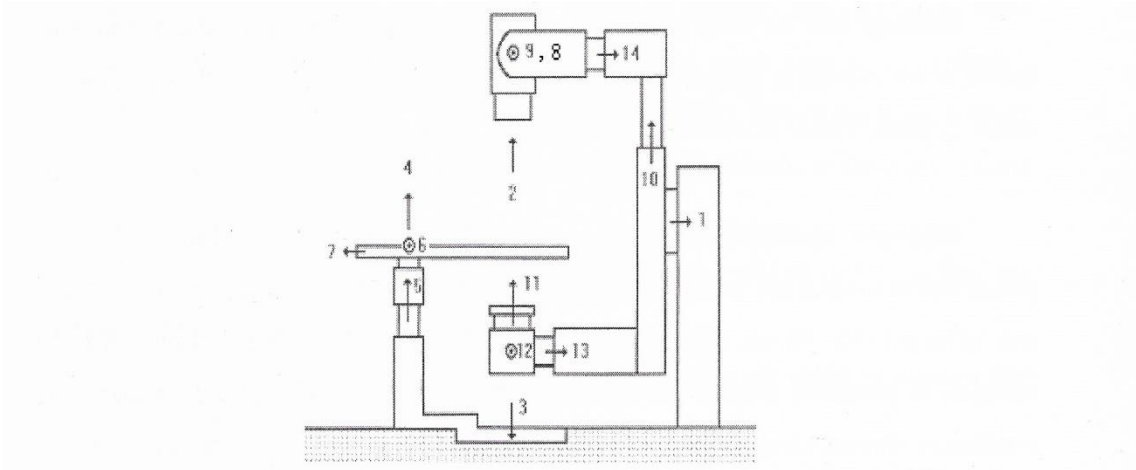
9 SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 – Hodnoty tolerančních dávek orgánů a tkání (podle Perez, 2004).....	25
Tabulka 2 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C20	34
Tabulka 3 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C61	35
Tabulka 4 – Získaná data u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54.....	36
Tabulka 5 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C20.....	39
Tabulka 6 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C61	40
Tabulka 7 – CT dávky u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54	41
Tabulka 8 – Hodnoty průměru a směrodatné odchytky.....	42
Tabulka 9 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C20	45
Tabulka 10 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C61	46
Tabulka 11 – Hodnoty BMI u pacientů s nádorovým onemocněním C53 a C54.....	46
Tabulka 12 – Rozdělení pacientů do kategorií podle rozsahu BMI dle WHO	47
Tabulka 13 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C20.....	49
Tabulka 14 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C61.....	50
Tabulka 15 – Četnosti použití CT simulátoru a CBCT u pacientů s C53 a C54	50
Tabulka 16 – Hodnoty průměru a směrodatné odchytky.....	51

10 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 – Schématický náčrt RTG simulátoru.....	68
Příloha 2 – Ovládací konzole RTG simulátoru.....	68
Příloha 3 – Systém laserů DORADOnova 3 u CT simulátoru	69
Příloha 4 – Ovládací konzole CT simulátoru.....	69

11 PŘÍLOHY



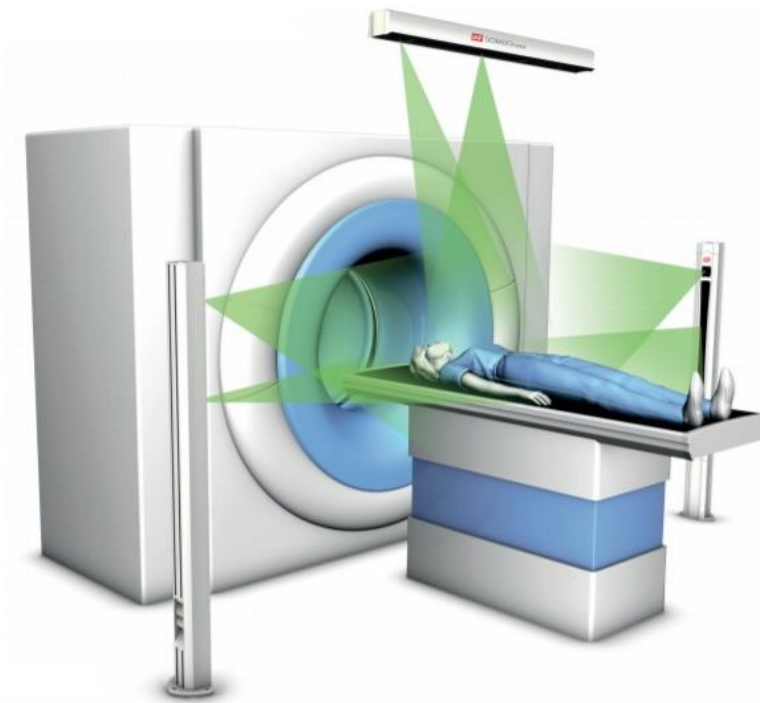
Příloha 1 – Schématický náčrt RTG simulátoru

Zdroj: Dorotík, 2016



Příloha 2 – Ovládací konzole RTG simulátoru

Zdroj: Nemocnice: České Budějovice, a.s.



Příloha 3 – Systém laserů DORADOnova 3 u CT simulátoru

Zdroj: [https://www.lap-](https://www.lap-laser.com/fileadmin/user_upload/en/products/radiation_therapy_alignment/data_doradonova3_laser_radiotherapy_en.pdf)

laser.com/fileadmin/user_upload/en/products/radiation_therapy_alignment/data_doradonova3_laser_radiotherapy_en.pdf



Příloha 4 – Ovládací konzole CT simulátoru

Zdroj: Nemocnice: České Budějovice, a.s.

12 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

APARA – As Precise As Really Achievable

BMI – Body Mass Index – Index tělesné hmotnosti

CBCT – Cone Beam Computed Tomography – Počítačová tomografie pomocí kuželovitého svazku

CT – Computed Tomography – Počítačová tomografie

CTDIvol – Volume Computed Tomography Dose Index

CTV – Clinical Target Volume – Klinický cílový objem

DRR – Digitally Reconstructed Radiograph – Digitálně rekonstruovaný rentgenogram

DVH – Dose Volume Histogram – Dávkově objemový histogram

DLP – Dose Length Product

EPID – Electronic Portal Imaging Device – Radioterapie naváděná obrazem

GTV – Gross Tumor Volume – Nádorový objem

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

IGRT – Image Guided Radiotherapy – Obrazem naváděná radioterapie

IMRT – Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku

IV – Irradiated Volume – Ozařovaný objem

MLC – MultiLeaf Colimator – Mnoholistý kolimátor

OAR – Organs At Risk – Kritické orgány

PET – Pozitronová emisní tomografie

PTV – Planning Target Volume – Plánovaný cílový objem

RTG – Rentgen

SSD – Source Skin Distance – Vzdálenosti ohniska rentgenky od kůže pacienta

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO – Státní úřad radiační ochrany

TD – Toleranční dávka

TV – Treated Volume – Léčený objem

UZ – Ultrazvuk

WHO – World Health Organization – Světová zdravotnická organizace