



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

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

**Aktivace kolimačního systému lineárního
urychlovače fotonovým zářením a její vliv na dávky
obdržené personálem**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Studijní program:

OCHRANA OBYVATELSTVA

Autor: Bc. Adéla Kubíková

Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger-Skalická Ph.D.

České Budějovice 2017

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci s názvem „Aktivace kolimačního systému lineárního urychlovače fotonovým zářením a její vliv na dávky obdržené obsluhou” 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 diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich 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 diplomové práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé diplomové práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 9. 5. 2017

Bc. Adéla Kubíková

Poděkování

Touto cestou bych chtěla poděkovat paní Mgr. Zuzaně Freitinger - Skalické Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, cenné rady a věnovaný čas. Dále mé poděkování patří Ing. Františkovi Mourycovi z Onkologicko-radioterapeutické kliniky v Plzni za poskytnuté materiály a podklady, pomoc při měření, konzultace, čas a trpělivost, kterou mi věnoval po celou dobu zpracování diplomové práce.

Aktivace kolimačního systému lineárního urychlovače fotonovým zářením a její vliv na dávky obdržené obsluhou

Abstrakt

Diplomová práce na téma „Aktivace kolimačního systému lineárního urychlovače fotonovým zářením a její vliv na dávky obdržené obsluhou" se dělí na dvě části, teoretickou a praktickou část.

Úvodní teoretická část práce je věnována základním informacím o ionizujícím záření. Jaké jsou druhy ionizujícího záření, jeho charakteristika, vlastnosti a zdroje ionizujícího záření. Dále jsou zde zmíněny interakce přímo i nepřímo ionizujícího záření, stručný popis urychlovačů nabitých částic, kolimačních systémů a radioizotopových ozařovacích přístrojů. Další část práce se věnuje radiační ochraně, základní legislativě, způsobům a principům radiační ochrany, osobní dozimetrii a lékařskému dohledu nad radiačními pracovníky. Pro zpracování práce byly použity literární zdroje, dostupné internetové odkazy a platné právní předpisy.

V praktické části se prováděla řada měření s cílem změřit a analyzovat, jaké jsou dávky ze sekundárního záření kolimačního systému lineárního urychlovače pro různé energie fotonového svazku v závislosti na čase, vzdálenosti od zdroje, polohy radiologického asistenta okolo stolu při práci s pacientem, velikosti ozařovaného pole.

Cílem práce bylo zjistit, jak velké jsou dávky ze sekundárního záření, které jsou sice měřitelné, ale jejich hodnoty nejsou dostačující k tomu, aby byly detekované osobními dozimetry radiologických asistentů. Potvrdit tedy hypotézu, že dávky ze sekundárního záření kolimačního systému lineárního urychlovače jsou tak nízké, že dávkový příkon nepřekročí 0,031 mGy/hod.

Výsledky získané z různých měření jsou zpracovány do přehledných tabulek a graficky zobrazené. Na základě výsledků z měření byly potvrzeny hypotézy.

Klíčová slova

ionizující záření; lineární urychlovač; kolimační systém; aktivace; radiační ochrana; sekundární záření; wolfram

Activation of Collimating System of Linear Accelerator through Photon Radiation and its Impact on the Doses Received by the Staff

Abstract

The diploma thesis on the topic “Activation of Collimating System of Linear Accelerator through Photon Radiation and its Impact on the Doses Received by the Staff” is divided into two parts, a theoretical and a practical part.

The introductory theoretical part is devoted to the basic information about ionizing radiation. What are the types of ionizing radiation, its characteristics, properties and sources of ionizing radiation. Furthermore, there are mentioned direct and indirect interactions of ionizing radiation, a brief description of charged particle accelerators, collimator systems and radioisotope irradiation devices. Another part deals with radiation protection, basic legislation, methods and principles of radiation protection, personal dosimetry and medical supervision of radiation workers. Literary sources, available internet links and valid legal regulations were used for the work.

In the practical part, a number of measurements were carried out to measure and to analyse the doses of secondary radiation of the linear accelerator collimator system for different photon beam energies, depending on time, distance from source, position of radiologic assistant around the table when working with the patient, as well as sizes of irradiated field.

The aim of the work was to find out how large the doses of secondary radiation are, although measurable, but their values are not sufficient to be detected by personal dosimeters of radiological assistants. Confirm the hypothesis that the doses from the secondary radiation of the linear accelerator collimator system are so low that the dose power does not exceed 0.031 mGy/hr.

The results obtained from various measurements are processed into transparent tables and graphically displayed. Based on the results of the measurements, the hypotheses were confirmed.

Keywords

ionizing radiation; linear accelerator; collimator system; activation; radiation protection; secondary radiation; tungsten

Obsah

| | |
|---|----|
| Úvod | 8 |
| 1. Teoretická část | 9 |
| 1.1 Vlastnosti a zdroje ionizujícího záření | 9 |
| 1.1.1 Charakteristika ionizujícího záření | 9 |
| 1.1.2 Druhy ionizujícího záření | 9 |
| 1.1.3 Zdroje ionizujícího záření | 11 |
| 1.1.4 Interakce záření s prostředím | 13 |
| 1.2 Urychlovače nabitých částic | 19 |
| 1.2.1 Betatron | 21 |
| 1.2.2 Cyklotron | 22 |
| 1.2.3 Mikrotron | 23 |
| 1.2.4 Lineární urychlovač | 24 |
| 1.2.5 Radioizotopové ozařovací přístroje | 28 |
| 1.3 Radiační ochrana | 30 |
| 1.3.1 Legislativní požadavky | 30 |
| 1.3.2 Principy a koncepce radiační ochrany | 31 |
| 1.3.3 Umělé zdroje ionizujícího záření | 33 |
| 1.3.4 Dávkové limity | 34 |
| 1.3.5 Monitorování | 37 |
| 1.3.6 Osobní dozimetrie | 39 |
| 1.3.7 Lékařský dohled nad radiačními pracovníky | 40 |
| 2. Cíl práce a hypotézy | 42 |
| 2.1 Cíl práce | 42 |
| 2.2 Hypotézy | 42 |
| 3. Metodika měření | 42 |
| 4. Výsledky | 47 |
| 5. Diskuze | 58 |
| 6. Závěr | 62 |

| | |
|----------------------------|----|
| 7. Seznam literatury | 63 |
| 8. Seznam tabulek | 67 |
| 9. Seznam obrázků | 68 |
| 10. Seznam grafů | 69 |
| 11. Přílohy | 70 |
| 12. Seznam zkratk | 76 |

Úvod

Radiační ochrana se začala rozvíjet krátce po objevu záření X v roce 1895 K. W. Röntgenem a radioaktivity H. Becquerelem v roce 1896. E. H. Grubbe v roce 1896 popsal radiační popálení rukou (ke konci roku bylo známo 23 případů). V roce 1902 se u pracovníka se ZIZ vyskytlo poprvé nádorové onemocnění, jehož vznik byl přičítán působení ionizujícího záření. Mezi rokem 1911 - 1914 bylo popsáno 198 nádorových onemocnění, hlavně u radiologů a 54 jich zemřelo. Během let 1920 - 1940 se zjišťovala radiační poškození, především kůže u rentgenologů i pacientů a poškození u pracovníků, kteří pracovali se svítícími (radioaktivními) barvami. Tato zjištění vedla k prvním doporučením pro omezení ozáření a stanovení množství $0,1\mu\text{g }^{226}\text{Ra}$ jako bezpečné depo a dávku $0,6\text{ rad (cca } 6\text{ mGy)}/\text{týdně}$ na kost a dřeň jako limitující ozáření.

Po druhé světové válce nastal rozvoj epidemiologických studií účinků ozáření (na základě použití jaderných zbraní v Hirošimě a Nagasaki, rozšíření lékařských a profesionálních expozic) a výsledky studií se uplatnily při určování koeficientů rizika pravděpodobnosti smrti pro fatální nádory. Významný rozvoj radiobiologického a molekulárně-biologického výzkumu nastal od 50. let minulého století, jako důsledek použití jaderných zbraní a předpokládal se rozvoj jaderné energetiky. 70. až 80. léta minulého století byla přínosem v objasňování kancerogeneze a v rozdílech mezi deterministickými a stochastickými účinky IZ.

Pravidla radiační ochrany směřující k omezování ozáření při práci přijala British X and Radium Protection Committee roku 1921. Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu ICRP v roce 1934 přijala první limity $0,2\text{ R/den (cca } 2\text{ mGy/den)}$. ICRP roku 1956-1958 stanovila limity pro celé tělo, gonády a kostní dřeň na $5\text{ rem/rok (} 50\text{ mSv/rok)}$, na ostatní orgány $15-75\text{ rem/rok (} 150-750\text{ mSv/rok)}$. ICRP v roce 1991 vydalo Doporučení č. 60, které stanovilo současný systém radiační ochrany, principy - zdůvodnění činnosti, optimalizace ochrany, dodržování limitů a zajištění bezpečnosti zdrojů. V roce 1995 vznikl Státní úřad pro jadernou bezpečnost, který v dnešní době vykonává státní dozor nad radiační ochranou v České republice. V příloze se nachází tab. č. 12, kde jsou uvedeny převody starších jednotek na dnešní používané jednotky. (BOZP, 2008; SURO, 2017)

1. Teoretická část

1.1 Vlastnosti a zdroje ionizujícího záření

1.1.1 Charakteristika ionizujícího záření

Ionizující záření můžeme charakterizovat jako tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mohou ionizovat atomy prostředí nebo jejich jádra. Je to průvodní jev jaderných procesů (u rentgenového (X) záření se odehrávají v elektronovém obalu atomu), kdy se jádro nebo obal dostává do excitovaného stavu a je energeticky nestabilní. Do stabilního stavu se dostane vyzářením energie ve formě částic nebo fotonů elektromagnetického záření. Znalosti o různých interakcích záření s hmotou a faktorů, které mohou ovlivňovat absorpci záření (fyzikální vlastnosti absorbujících látek, charakter záření atd.) jsou důležité v praxi pro oblast dozimetrie a detekce ionizujícího záření, radiobiologie a radiační ochrany.

Atom je složený ze tří druhů částic - protony, neutrony a elektrony. Jádro atomu tvoří protony a neutrony, které nazýváme nukleony. Kolem jádra po vymezených drahách obíhají elektrony. Nukleonové (hmotnostní) číslo nám sděluje celkový počet protonů a neutronů v jádře a protonové (atomové) číslo udává počet protonů v jádře i počet elektronů v obalu a také je tím určeno postavení prvku v Mendělejevově periodické tabulce, čímž se prvek identifikuje z chemického hlediska. Počet neutronů v jádře zjistíme rozdílem nukleonového a protonového čísla. (Kolektiv autorů, 2004; Rosina, 2006)

1.1.2 Druhy ionizujícího záření

- Přímě ionizující záření tvoří nabitě částice (protony, pozitrony, elektrony, částice α , β), mající dostatečnou kinetickou energii k vyvolání ionizace.
- Nepřímě ionizující záření je tvořeno nenabitými částicemi (fotony, neutrony), které samy nejsou schopny ionizovat prostředí, ale uvolňují sekundární, přímě ionizující částice. Tyto sekundární částice způsobují ionizaci prostředí.

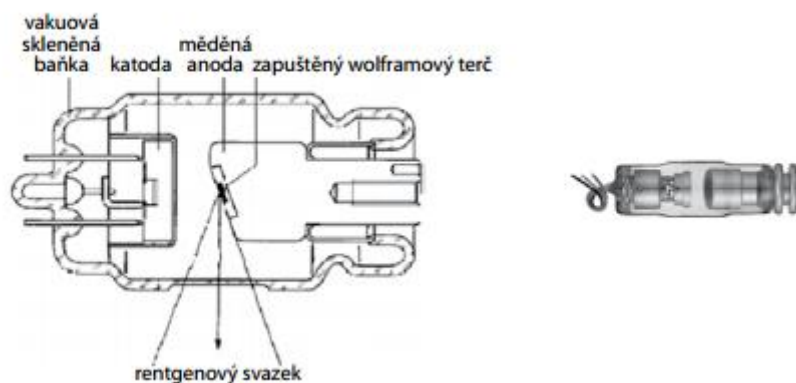
Záření α je složeno ze dvou protonů a dvou neutronů, jedná se o jádro hélia. Částice α má velkou hmotnost, nese velký elektrický náboj a při průchodu absorbujícím prostředím jsou velké ztráty energie. Vzhledem k velkým ionizačním ztrátám je dolet

částic α velmi malý, ve vzduchu při energii 10 MeV je to asi 10 cm, při vnějším ozáření stačí k odstínění list papíru. Pokud dopadne záření α na kůži, je absorbováno v horních vrstvách epidermis (dolet v tkáni je v řádech mikrometrů), proto není při vnějším ozáření nebezpečné, snad jen s výjimkou oka. Při vnitřní kontaminaci je záření α absorbováno v malém objemu tkáně, působí biologicky negativně. (Hynková, 2012; Kuna, 2005)

Záření β tvoří záporně nabitě elektrony (β^-) a kladně nabitě pozitrony (β^+). Elektrony jsou při samovolné přeměně emitovány z jádra, z neutronu na proton, elektron a antineutrino. Záření β má spojité spektrum, obsahuje částice s energiemi od nuly až po určitou energii, která je charakteristická pro daný radionuklid, u běžně používaných zářičů jsou hodnoty v desítkách keV a jednotkách MeV. Pokud porovnáme se zářením α , tak u záření β mají elektrony menší hmotnost i menší náboj, menší lineární ionizaci a jejich dolet je kvůli tomu větší. K odstínění používáme materiály s vyšší hustotou - hliník. Při vnitřní kontaminaci je zde opět riziko poškození organismu. (Hynková, 2012; Kuna, 2005)

U záření γ se jedná o elektromagnetické záření s krátkou vlnovou délkou, vznikající při jaderných reakcích či radioaktivní přeměně, kdy dochází k přechodu jádra z vyššího do nižšího energetického stavu a tím se zbaví excitační energie. Záření γ je doprovázeno α nebo β zářením. Čistých zářičů gama je velmi málo. U používaných zdrojů se energie pohybuje od desítek keV po jednotky MeV, nejčastější zdroje jsou ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir . Interakce s hmotným prostředím jsou odlišné od interakcí elektricky nabitých částic. Když prochází prostředím, uvolňují fotony elektricky nabitě částice, dochází k předání energie a tím se zvýší schopnost ionizovat a excitovat prostředí. Interakce probíhají nepřímo - fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a tvorba elektron pozitronových párů. (Švec, 2005; Podzimek, 2013)

Dalším druhem záření je elektromagnetické záření s krátkou vlnovou délkou, které nazýváme rentgenové (X) záření. Vzniká v rentgence nebo urychlovači nabitých částic zabrzděním letících elektronů v těžkých kovech. Rozdělujeme na 2 druhy, brzděné a charakteristické záření. (Kuna, 2005)



Obrázek č. 1 Schéma rentgenky (Zdroj: Seidl, 2012)

Brzdné záření vzniká, když elektron letící od katody se přiblíží k atomovému jádru materiálu anody, jeho dráha se zakříví a rychlost prudce sníží v důsledku působení coulombovských sil. Při zabrzdění elektronu se část, nebo i celá kinetická energie přemění na foton rentgenového záření o určité energii. K podobnému procesu dochází v urychlovačích elektronů při průchodu urychlených elektronů terčíkem.

Proud rychle letících neutronů s vysokou pronikavostí je charakteristický pro neutronové záření. Neutrony nenesou elektrický náboj, nedochází ke ztrátě energie přímou ionizací, protože reagují jen s atomovými jádry. Jako ochrana před neutronovým zářením se používají materiály, které obsahují vodík. (Fukátko, 2007)

1.1.3 Zdroje ionizujícího záření

Zdroj, který emituje ionizující záření nebo obsahuje radioaktivní materiál, označujeme jako zdroj ionizačního záření. Podle původu je můžeme rozdělovat na přírodní a umělé zdroje. (Podzimek, 2013)

Přírodní zdroje

Do přírodních zdrojů ionizujícího záření řadíme ty, které mají pozemský nebo kosmický původ. Podle původu je tedy můžeme rozdělit na:

- kosmické záření a kosmogenní radionuklidy,
- přírodní radionuklidy v zemské kůře.

Kosmické záření přichází z více zdrojů, kromě Slunce a hvězd, kde vzniká jako vedlejší produkt termojaderné fúze a část záření i z dosud neznámých zdrojů. Většina je tvořena běžnými částicemi stejně jako i na Zemi - protony, alfa částice, jádru těžších

prvků (lithium, beryllium a bor) a elektrony, ale také antičásticemi - pozitrony, antiprotony. Kosmické záření je téměř izotropní, ze všech směrů ho přichází na Zemi stejně. Dále dělíme kosmické záření na:

- primární - přichází z vesmíru,
- sekundární - částice vzniklé v atmosféře.

Primární část kosmického záření dopadá jen minimálně na zemský povrch. Dle energie částic a zastoupení na zemském povrchu rozdělujeme do několika základních složek:

- tvrdá složka - velmi pronikavá, prochází celou vrstvou zemské atmosféry, hlavní součástí tvoří miony s energií asi 600 MeV, protony o energii 400 MeV a také částice alfa a piony o vysokých energiích,
- měkká složka - tvoří fotony, které vznikají rozpadem neutrálních mezonů, elektrony, pozitrony a protony s energií 100 MeV,
- silně ionizující složka - produkty jaderných štěpení - protony, částice alfa, deuterony a zbytky jader s energiemi 10 - 15 MeV,
- neutronová složka - neutrony s různými energiemi.

Sekundární záření je složené kromě protonů, neutronů, radioaktivních prvků i z částic jako jsou mezony, miony a neutrina, ale také fotony záření gama. (Podzimek, 2013)

Kosmické záření interaguje s jádry půdy, vody a atmosféry za vzniku kosmogenních radionuklidů, které by jinak nevznikly. Typickými představiteli jsou tritium a uhlík, vznikající v horních vrstvách atmosféry při reakci neutronů s jádry dusíku.

Přírodní radionuklidy v zemské kůře dělíme podle doby vzniku na primární a sekundární radionuklidy.

- primární radionuklidy - nejrozšířenější - draslík ^{40}K , thorium ^{232}Th , uran ^{238}U a ^{235}U ,
- sekundární radionuklidy - nejrozšířenější - radium ^{226}Ra a jeho dceřiný produkt ^{222}Rn .

Umělé zdroje

- zařízení, které radionuklidový zářič obsahuje - různé měřicí přístroje - vlhkoměry, tloušťkoměry, hladinoměry,
- zařízení, při jehož provozu radionuklidové zářiče vznikají - jaderný reaktor, urychlovače na pracovištích experimentální fyziky,
- zařízení, kdy při provozu vzniká IZ - RTG přístroje a lineární urychlovače na RT pracovišti. (Podzimek, 2013)

1.1.4 Interakce záření s prostředím

Interakce přímo ionizujícího záření

Při interakcích přímo ionizujícího záření dochází k předávání energie nabitě částice látce, především ionizací a excitací atomů. Je to následek působení Coulombovských sil nabitých částic a orbitálních elektronů, vázaných v elektronovém obalu atomů. Když je orbitálnímu elektronu přidána větší energie než je jeho vazebná energie, pak se elektron vytrhne z atomového obalu a vytváří iontový pár. Tomuto procesu říkáme ionizace. Na rozdíl od excitace, kdy není předaná energie dostatečná, dochází pouze k přemístění elektronu na nějakou vyšší energetickou hladinu.

Oba tyto procesy jsou primární, a pokud interagují s vyššími molekulárními útvary, může to vést k hlubšímu zásahu do vnitřní struktury útvaru, jako je např.: rozbití chemických vazeb anebo biologické účinky ionizujícího záření.

Konečným projevem interakce ionizujícího záření s látkou z makroskopického hlediska je přeměna energie IZ na energii tepelnou. Ionizaci a excitaci můžeme souhrnně označit jako tzv. srážkové ztráty, kdy se jedná o tzv. nekoherentní rozptyl, kdy pohybující se částice předá část své energie orbitálnímu elektronu. Setkáme se s ním v oblastech nižších kinetických energií letících částic, než jsou jejich klidové energie (elektrony 0,5 MeV, protony 938 MeV, alfa částice 3,8 GeV). (Fukátko, 2007; Sabol, 2011)

Interakce nepřímo ionizujícího záření

Interakční procesy, které se uskutečňují při průchodu nepřímo ionizujícího záření (fotony, neutrony) látkou, mají odlišný fyzikální charakter než u přímo ionizujícího záření (nabitě částice). Ke každé interakci dochází s určitou

pravděpodobností, která je závislá na druhu částic, energii a složení dané látky. Při interakci může docházet ke značné ztrátě energie částice, ale také může částice předat všechnu svou energii okolnímu prostředí a zaniknout. K interakci s prostředím dochází pomocí fotoefektu, Comptonovým rozptylem a tvorbou elektron-pozitronového páru. (Sabol, 2011)

Interakce neutronů

Neutrony jsou nepřímo ionizující částice a svou energii v látce deponují prostřednictvím dvou na sobě navazujících procesů:

- a) produkují nabitě částice v první fázi své interakce,
- b) druhá fáze spočívá v ukládání energie uvolněných nabitých částic v dané látce.

Interakce neutronů s atomovým obalem jsou zanedbatelné, interakce probíhají v jádrech, kam má neutron jako neutrální částice snazší přístup. Interakční procesy spojené s průchodem neutronů látkou rozdělujeme:

- a) pružný rozptyl - zachovává se kinetická energie,
- b) nepružný rozptyl (n, n') - kinetická energie se nezachovává, může docházet k dočasnému zachytu neutronu a následuje emise částice z jádra anebo odražené jádro zůstane v excitovaném stavu,
- c) jaderné reakce - (n, α), (n, p), (n, d), ($n, 2n$), (n, γ) a další,
- d) radiační zachyt - absorpce neutronů jádrem látky,
- e) štěpení těžkých jader - vytváří se štěpné produkty, emise jednoho nebo více neutronů. (Kroupa, 2002; Podzimek, 2013)

Jaderné reakce

Jadernou reakci můžeme popsat jako jadernou přeměnu, která je vyvolaná srážkou terčových jader s jinými jádrem nebo částicemi a dochází v jádrech atomů ke změně. Při reakcích musí být dodrženy zákony zachování:

- zákon zachování energie,
- zákon zachování hybnosti,
- zákon zachování elektrického náboje,
- zákon zachování počtu nukleonů.

Jaderné reakce můžeme rozdělovat na exoenergetické (energie se při těchto reakcích uvolňuje) a endoenergetické (energie musí být dodána z vnějšku). Energie má podobu kinetické energie rozlétajících se částic, nebo je unášena částicemi s nulovou klidovou hmotností. V oblasti jaderné vědy a techniky hrají jaderné reakce důležitou roli, díky nim se zjišťují informace o vnitřní struktuře jádra.

Jaderné reakce s neutrony jsou odlišné než u nabitých částic, průnik do jádra není chráněn coulombovskou bariérou, proto jsou jaderné reakce s neutrony nejrozmanitější a nejčastější, nejjednodušší reakce je pružný rozptyl.

- (n, n) - přímá jaderná reakce, neutron vnikne do jádra, působením jaderných sil se odchýlí ze svého směru a jádro opustí s nesníženou energií. Při pružném rozptylu je část kinetické energie neutronu předána nehybnému jádru, které se z místa reakce odrazí a jádro svůj energetický stav nemění.
- (n, n') - nepružný rozptyl - dochází k excitaci jádra do vyššího energetického stavu, dojde ke srážce jádra s neutronem a předání části kinetické energie, o kterou je snížena kinetická energie neutronu, který letí dál.
- (n, γ) - radiační záchyt neutronu - nejvýznamnější reakce neutronu při nízkých energiích, výsledné jádro je izotopem jádra původního. Reakce může probíhat v jádrech všech prvků a je využívána při výrobě radionuklidů.
- (γ, n) - prahové reakce, u většiny jader kolem 8 - 10 MeV. Předpokládáme, že tento typ reakcí bude nejdůležitější z hlediska produkce radionuklidů v součástech urychlovače. Práh reakce je důležitý, pod energií 8 MeV primárního brzděného záření by k žádným reakcím tohoto typu nemělo docházet. (Podzimek, 2013)

Vznik nežádoucích radioizotopů

Moderní lineární urychlovače (LINAC) využívající se v lékařství, jsou schopny generovat rentgenové záření a elektrony s energiemi vyššími než 20 MeV. Takové energie jsou dostačující k vyvolání jaderných reakcí, při kterých vznikají neutrony a radioizotopy, které jsou nežádoucí a jsou zdrojem dodatečné dávky jak pro pacienty, tak i pro pracovníky. Elektrony a RTG záření mohou vyvolat reakce v tomto pořadí, elektrojaderné $(e, e'n)$ a fotojaderné (γ, n) a vznikají v hlavici urychlovače i ve vzduchu. U rentgenového záření jsou zdrojem neutronů a fotonů kolimátory, homogenizační filtr, který vyrovnává profil svazku a terčík, kde se elektrony přeměňují na rentgenové

záření. V případě elektronových svazků je většina neutronů produkována kolimátorem a rozptýlenými fóliemi. Neutrony vznikají z obou typů těchto reakcí, mají široké energetické spektrum s energiemi více než 10 MeV. (Konefal, 2006)

Většina neutronů se dostane až na betonové stěny, strop i podlahu ozařovny. Beton je dobrým moderátorem, v tomto médiu pocházejí neutrony z pružné srážky s jádrem vodíku, ten neutrony zpomalí, aby se dostaly z betonu a vrátily do vzduchu a tím přispívá k distribuci energie neutronů uvnitř radioterapeutického zařízení. Kinetické energie těchto zpomalených neutronů jsou distribuovány podle Maxwell-Boltzmannova distribučního zákona. Neutrony mohou snadno vyvolat jednoduché reakce (n, γ), neutronové pole je téměř jednotné v celé místnosti urychlovače. Proto radioizotopy pocházející z neutronových reakcí, mohou být vytvořeny v součástech i příslušenství urychlovače, tak i ve zdi, stropu, podlaze ozařovny, ale také vyvolávají jednoduché záchytné reakce u vstupních dveří. Gama záření, emitované v důsledku neutronových reakcí, se proto může objevit i u dveří místnosti obsluhy. Znalost radioizotopů, které pocházejí z příslušenství urychlovače, podlahy, stropu atd., vznikající během radioterapie, jsou velmi významné pro radiační ochranu.

(Konefal, 2011; Polaczek-Grelik, 2012)

Fotojaderné reakce (γ, n)

Urychlovače mohou produkovat gama záření o energii větší než 10 MeV. Toto záření nazýváme X-záření (brzdné záření), které vznikne, když jsou urychlené elektrony zabrzděny v silovém poli atomových jader. Gama záření vznikající v urychlovači je vyznačováno spektrem s kontinuálním rozdělením energií. Maximální energie E_{\max} odpovídá maximální energii elektronů, které dopadají na terčik. Vysokoenergetické záření gama může vyvolat fotojaderné reakce (γ, n), ($\gamma, 2n$) a (γ, p). V těchto interakcích se dodává energie jádru a ta musí být alespoň taková, jaká je vazebná energie neutronu nebo protonu. Oddělování neutronů probíhá ve větší míře než u protonů, protože nemají žádný náboj na rozdíl od protonů a mohou projít coulombovskou bariérou v jádře. Při této reakci dojde ke změně jádra s menším hmotnostním číslem. U těžkých jader je také možná produkce dvou neutronů při fotojaderné reakci ($\gamma, 2n$), ale je k ní zapotřebí více energie. Energetický práh při produkci dvou neutronů je obvykle blízko konce vysokoenergetického terapeutického rentgenového paprsku. Fotojaderný průřez má rezonanční charakter a jeho maximální hodnota závisí na atomovém čísle, které je v rozmezí několika

milibarů pro lehká jádra a ve stovkách milibarů pro těžká jádra. U gama záření fotojaderný průřez odpovídá u lehkých jader 22 MeV a u těžkých jader 12 MeV v závislosti na zvyšujícím se atomovém čísle. Pro většinu izotopů se energetický práh pohybuje v rozmezí 8 - 10 MeV. (Konefal, 2011)

Elektrojaderné reakce (e, e'n)

Elektrony s energiemi několik MeV nebo více mohou vyvolat elektrojaderné reakce (e, e'n). Tato interakce je nepružný rozptyl elektronu v silovém poli atomových jader. Elektron předá část své energie jádru, která je částečně využita k oddělení neutronu z jádra a změní se na kinetickou energii neutronu. Průřez elektrojadernou reakcí se zvyšuje s rostoucí energií elektronů. Produkce neutronů při (e, e'n) reakcích je mnohem menší než při reakcích (γ , n). (Konefal, 2011)

Jednoduché záchytné reakce (n, γ)

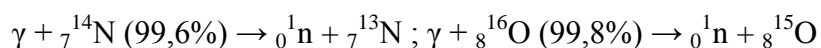
Tepelné i rezonanční neutrony mohou být zachyceny atomovým jádrem v průběhu interakce mezi neutronem a jádrem. Jádro emituje fotony v důsledku této interakce. Energie fotonů E_γ se rovná $\Delta m \cdot c^2$, kde Δm ($= M_{\text{neut}} + M_{\text{nuc}} - M'_{\text{nuc}}$) je rozdíl mezi součtem hmotností neutronu (M_{neut}) a jádrem (M_{nuc}) před záchytem neutronu a hmotnost jádra M'_{nuc} po záchytu neutronu, c je rychlost světla. Proto E_γ nazýváme vazebnou energií neutronu. Tepelné elektrony při reakci (n, γ) vznikají pro téměř všechny izotopy. (Konefal, 2005; Konefal, 2011)

Radioizotopy pocházející z fotojaderných a elektrojaderných reakcí

Při jaderných reakcích (γ , n) a (e, e'n) vznikají radioizotopy. Paprsek záření je kolimován, proto je oblast těchto reakcí dobře stanovena s výjimkou rozptýlených elektronů a gama záření. Avšak fluence rozptýleného záření mimo terapeutický paprsek je o několik řádů menší než uvnitř paprsku. Proto se tyto reakce vyskytují především uvnitř terapeutického svazku, v hlavici urychlovače a ve vzduchu.

(Polaczek-Grelik, 2010; Konefal, 2011)

Interakce mezi gama zářením a jádry ^{14}N a ^{16}O způsobuje reakci a vzniknou dva radioizotopy ^{13}N a ^{15}O :



Klíny, elektronové aplikátory a další příslušenství urychlovačů jsou často umístěny uvnitř vysokoenergetického terapeutického svazku a jsou aktivovány při (γ, n) a $(e, e'n)$ reakcích. Tyto části mohou být aktivovány i mimo terapeutický svazek z fotojaderných a elektronových reakcí. Nejčastěji jsou vyrobeny z olova, wolframu a nerezové oceli. (Konefal, 2011)

Existují čtyři přírodní stabilní izotopy olova ^{204}Pb (1,5 %), ^{206}Pb (24,1 %), ^{207}Pb (22,1 %) a ^{208}Pb (52,3 %), které mohou poskytnout tři radioizotopy ^{203}Pb , ^{205}Pb a ^{209}Pb . První dva jsou výsledkem fotojaderných reakcí a třetí ze záchytné reakce neutronů. Jádra ^{205}Pb a ^{209}Pb se mohou rozpadat i bez záření, tudíž identifikace těchto radioizotopů nemůže být založena na gama spektroskopii. Radioizotop ^{203}Pb se rozpadá se zářením, pochází z izotopu ^{204}Pb s nejmenším množstvím všech přirozených izotopů olova a určuje vzhled radioizotopů ^{205}Pb a ^{209}Pb , protože průřezy (γ, n) mají podobnou hodnotu pro všechny izotopy olova (celkový průřez fotoneutronu pro přírodní olovo ~ 3047 mb) a celkový průřez tepelných neutronů pro ^{208}Pb je relativně vysoký 0,49 b. ^{202}Pb může také vzniknout jako výsledek reakce $(\gamma, 2n)$, kdy prahová hodnota energie fotonů této reakce je 15 MeV. (Konefal, 2011)

Jak už bylo zmíněno, kolimační systémy lineárních urychlovačů jsou obvykle vyrobeny z wolframu. Hlavice urychlovačů jsou charakteristické velkým množstvím wolframu. Existuje pět přírodních stabilních izotopů wolframu ^{180}W (0,1 %), ^{182}W (26,3 %), ^{183}W (14,3 %), ^{184}W (30,7 %) a ^{186}W (28,6 %). Tři z nich (^{180}W , ^{182}W a ^{186}W) lze změnit na radioizotopy při fotojaderných a elektronových reakcích. Zbývající dva (^{183}W a ^{184}W) se ve zmíněných reakcích změní na stabilní jádra. Radioizotopy ^{179}W , ^{181}W a ^{185}W vznikají z jader ^{180}W , ^{182}W a ^{186}W po oddělení jednoho neutronu. Radionuklid ^{178}W vznikne po oddělení dvou neutronů od jádra ^{180}W , prahová hodnota energie pro tuto reakci $(\gamma, 2n)$ je asi 15 MeV. Celkový průřez fotoneutronu pro přírodní wolfram je 2854 mb. (Fisher, 2008; Konefal, 2011)

Radioaktivita vyvolaná uvnitř radioterapeutických zařízení je důsledkem fotojaderných a elektrojaderných reakcí, stejně jako neutronových reakcí. Většina aktivovaných materiálů je součástí hlavice urychlovače. Radioaktivita může být nahromaděná, protože většina poločasů rozpadu radioizotopů je v rozmezí desítek minut až několika dnů. Hladina tohoto záření je závislá na druhu materiálu a na energii fotonů a elektronů při reakcích (γ, n) a $(e, e'n)$. Řešení aktivace vzduchu spočívá v neustálém odvětrávání, je doporučeno až 6 výměn vzduchu v ozařovně za hodinu. (Konefal, 2011)

| Izotop | Druh rozpadu | Poločas přeměny | Energie (keV) |
|---------------------------|---------------------|------------------------|----------------------|
| ^{166}W | EZ, α | $19,2 \text{ s}^6$ | 125,80 |
| ^{168}W | EZ, α | 53 s^2 | 178,50 |
| ^{171}W | EZ | $2,38 \text{ min}^4$ | 184,20 |
| ^{173}W | EZ | $7,6 \text{ min}^2$ | 457,68 |
| ^{187}Pb | EZ, α | $15,2 \text{ s}^3$ | 299,50 |
| ^{188}Pb | EZ, α | $25,1 \text{ s}^1$ | 185,00 |
| ^{190}Pb | EZ, α | 71 s^1 | 942,20 |
| ^{192}Pb | EZ, α | $3,5 \text{ min}^1$ | 1195,40 |
| $^{193\text{m}}\text{Pb}$ | EZ | $5,8 \text{ min}^2$ | 392,20 |
| ^{197}Pb | EZ | $8,1 \text{ min}^{17}$ | 385,85 |
| ^{51}Fe | EZ | 305 ms^5 | 237,00 |
| $^{52\text{m}}\text{Fe}$ | EZ | $45,9 \text{ s}^6$ | 929,50 |
| ^{53}Fe | EZ | $8,51 \text{ min}^2$ | 377,90 |

Tabulka č. 1 Přehled radioizotopů.

U těchto radionuklidů předpokládáme, že vznikají při (γ , n) reakcích v kolimačním systému lineárního urychlovače. (Zdroj: National Physical Laboratory, 2017)

Radioaktivita vyvolaná interakcí neutronů

Neutrony jsou až dvacetkrát biologicky škodlivější než fotony, jak dokazuje větší radiační váhový faktor 20, doporučený Národní radou pro radiační ochranu a měření (NCRP) a Mezinárodní komisí pro radiologickou ochranu (ICRP). I malé dávky neutronů mohou způsobit těžké biologické účinky. (Ho, 2012)

1.2 Urychlovače nabitých částic

Ke studiu elementárních částic, jaderných sil a jaderných reakcí potřebuje jaderná fyzika částice s hodně velkými energiemi. Jako zdroj částic by mohly sloužit různé jaderné reakce, ale tyto energie by byly pro potřeby výzkumu příliš malé. Hledala se metoda, jak tuto energii zvýšit a vznikla řada urychlovačů, které jsou v dnešní době základní výzbrojí jaderné fyziky.

Jako první urychlovač byl pravděpodobně použit prak, který použil David při zápase s Goliášem a to konstatoval ve své práci M. E. Nahmias, což nám zdůvodňuje, že k dosažení určitých cílů je potřeba urychlených projektilů. Podobně to je v oblasti mikrosvětla a k vyvolání umělé jaderné reakce musíme překonat dvě obtíže:

- překonání elektrických odpuzivých sil atomů - vnější obaly jsou záporně nabitě a jádro je kladně nabitě,

- zásah do mikroskopicky malého terče - jádro atomu. (Hynková, 2012; Culek, 2014)

Při urychlování elektricky nabitých částic je využíváno silového působení elektromagnetických, elektrických sil a je třeba zabezpečit, aby se urychlené částice na cestě k terči nepotkávaly s jinými částicemi, které by je mohly zpomalit. Urychlování částic musí probíhat ve vakuu a urychlovač vždy obsahuje:

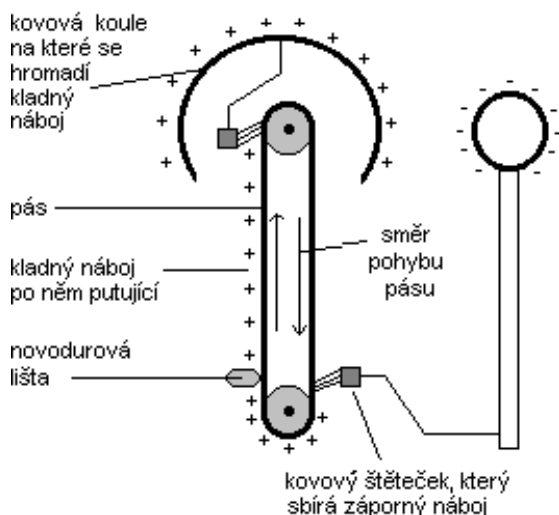
- zdroj částic,
- urychlovací soustavu,
- urychlovací trubici, kde se udržuje vakuum,
- vhodný terč,
- přídatná zařízení.

Na základě tvaru trajektorie částic dělíme urychlovače na kruhové a lineární, v lineárních urychlovačích mají trajektorie podobu přímek a u kruhových jsou to kružnice nebo spirály. K urychlování částic používáme přímou, indukční nebo rezonanční metodu. Přímá metoda využívá statické elektrické pole - lineární urychlovač, u indukční metody je to vířivé elektrické pole vyvolané změnou magnetického pole - betatron a rezonanční metoda používá vysokofrekvenční elektrické pole - cyklotron.

Na počátku lékařského využívání se jako zdroj vysokoenergetických elektronů a brzdného záření, sloužících k ozařování pacientů s nádorovými onemocněními, nejvíce využíval betatron. V dnešní době byl betatron nahrazen lineárními urychlovači Linac (Linear akcelerátor) a cyklotrony se využívají v medicíně pro výrobu radiofarmak pro diagnostické účely v pozitronové emisní tomografii a také pro terapeutické účely v protonových centrech. (Kochmanová, 2014; Podzimek, 2013)

V roce 1920 zkonstruovali John Cockroft a Ernest Walton elektrostatický urychlovač nabitých částic, základem byl tzv. násobič napětí. U prvního přístroje se použilo urychlovací napětí jen 100 kV. V roce 1932 se prováděly první experimenty s umělými přeměnami jader při použití výkonnějšího typu tohoto urychlovače. Cockroft - Waltonův urychlovač se využívá dodnes jako takový předstupeň hlavního urychlovače. Další typ elektrostatického urychlovače vytvořil Robert van de Graaff, jeho základem je generátor vysokého napětí. Pás izolantu se pohybuje, třením se nabíjí a kovové hroty přenáší náboj na kovovou kulovou elektrodu. V Princetonu roku 1931

dosáhl napětí 1,5 MV, rozděleným podél vakuové trubice a urychloval protony. Někdy se může objevit pod názvem statitron. V medicíně se tento typ urychlovače nikdy nepoužíval. (Podzimek, 2013; Hudeček, 2017)



Obrázek č. 2 van de Graaffův generátor (Zdroj: Hudeček, 2017)

1.2.1 Betatron

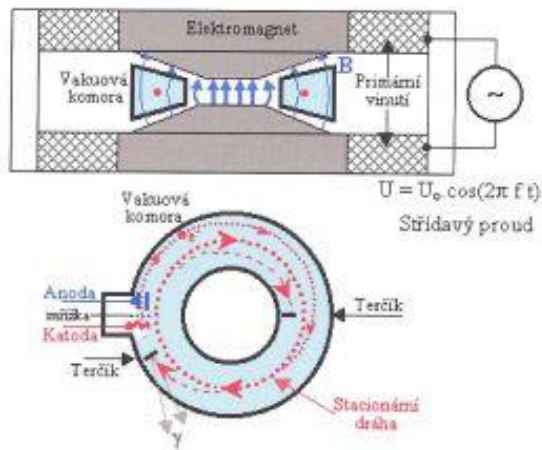
Norský inženýr Rolf Wideroe přišel s myšlenkou betatronu a v roce 1925 podal patent tohoto urychlovače. Až v roce 1940 se stal tento urychlovač skutečností, téměř 16 let od patentové přihlášky sestavil první betatron Donald W. Kerst.

Betatron je urychlovač elektronů, které jsou udržovány na kruhové dráze uvnitř vzduchoprázdného kruhového prstence konstantním a časově neproměnným magnetickým polem. Tím je urychlováno elektrické pole, které je vybuzeno časovou změnou přidavného magnetického pole procházejícího plochou ohraničenou elektronovým svazkem. Slouží hlavně jako zdroj brzdného záření a našel využití v medicíně i defektoskopii.

První léčebné využití betatronu bylo v roce 1948. Je to zařízení, které urychluje elektrony na kruhové dráze. Vzduchoprázdná trubice ze skla nebo porcelánu je umístěna mezi dvěma póly elektromagnetu (urychlovací komora). Z katodové trubice neboli injektoru jsou do ní tangenciálně v daných časových intervalech vystřelovány elektrony. Dráha elektronů se působením magnetických sil zakřivuje, elektrony dále pokračují po kruhové dráze a na ní jsou neustále zrychlovány. Ve vakuové trubici jejich rychlost dosahuje téměř rychlosti světla, protože zde nenarážejí na žádný odpor. Poté začne docházet k zeslabení elektrického a magnetického pole, elektrony

se pohybují ve spirále směrem vně a buď vylétnou (terapie rychlými elektrony) nebo dopadnou na wolframový terčik, kde jejich zabrzděním vznikne velmi tvrdé brzdné rentgenové záření, dosahující energie až několika desítek MeV. Betatrony se v medicíně již nepoužívají, důvodem je nízká hustota produkovaných částic.

(Richtrová, 2008; Culek, 2014)



Obrázek č. 3 Schéma betatronu (Zdroj: Richtrová, 2008)

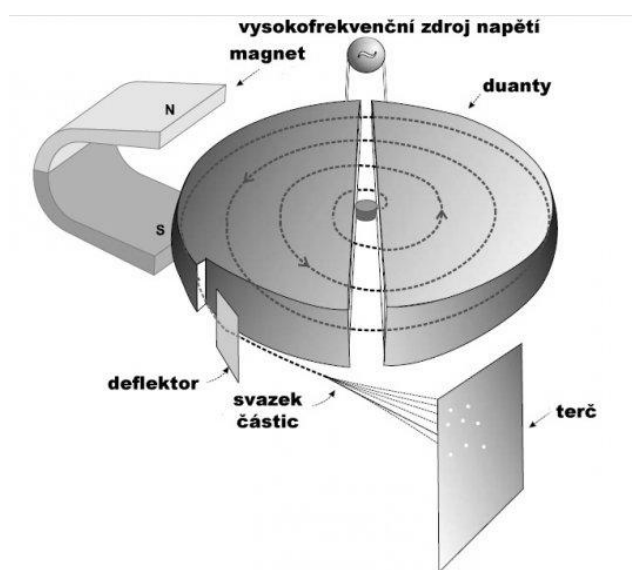
1.2.2 Cyklotron

Jedná se o první kruhový urychlovač nabitých částic, sestavený Američanem E. O. Lawrencem v roce 1931. Využívá se kombinace působení magnetického pole (zakřivení dráhy) a elektrického pole (urychlování částic). Mezi pólovými nástavci obrovského magnetu jsou umístěny dvě polokruhové komory (duanty) uvnitř, kterých se částice pohybují. Duanity jsou připojeny na vysokofrekvenční generátor napětí a jsou uloženy ve vzduchoprázdném prostoru mezi dvěma póly elektromagnetu. Zakřivení dráhy částic způsobuje působení silného magnetického pole, ta je emitována ze zdroje a v duantu obíhá půlkruhovou dráhu. Jde o to, že jakmile se částice dostane k okraji jednoho duantu, je přitahována druhým opačně nabitým duantem a tímto přechodem od jednoho duantu k druhému dochází k urychlování částice. Urychlené částice se vychylují ze spirálové dráhy do vstupního okénka cyklotronu záporně nabitou destičkou. Energie částice je závislá na počtu oběhnutí dvojitým urychlovacím napětím mezi duanty, když dospěje k odkláněcí elektrodě - deflektoru. Relativistická změna hmotnosti urychlované částice ovlivňuje velikost dosažitelné maximální energie, protože hmotnost částice má být konstantní z důvodu zajištění synchronizace

magnetickým polem, jde o tzv. relativistické omezení cyklotronu. Na klasickém cyklotronu můžeme urychlovat částice alfa do 50 MeV, deutrony do 25 MeV a protony do 15 MeV.

Modifikovaný cyklotron, který nazýváme fázotron (synchrociklotron), kde je nutné urychlovací frekvenci přizpůsobit době oběhu částic a využít zdroj střídavého napětí měnitelné frekvence. Relativistický přírůstek hmotnosti částice se kompenzuje modulací frekvence elektrického pole. Jako další možnost kompenzace relativistického přírůstku hmotnosti částice je nárůst magnetického pole s rostoucím poloměrem dráhy částice - izochronní cyklotron.

Synchrotron sestrojili Edwin McMillan a V. I. Veksler. Cyklotron můžeme schematicky charakterizovat jako dvě elektrody, které jsou spojeny s vysokofrekvenčním zdrojem. Po vložení čtyř elektrod do komory tvaru prstence, vzniká synchrotron. (Podzimek, 2013; Beneš, 2015)



Obrázek č. 4 Schéma cyklotronu (Zdroj: PET-SPECT, 2009)

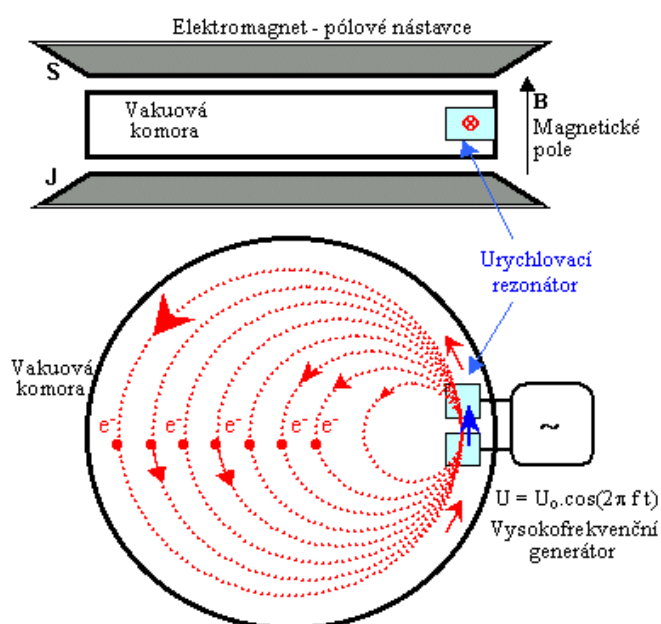
1.2.3 Mikrotron

Mikrotron řadíme mezi kruhové urychlovače elektronů. Plochá válcová komora s vysokým vakuem je umístěná v magnetickém poli mezi pólovými nástavci silného elektromagnetu, podobně jako u cyklotronu, ale místo duantů je u okraje komory namontovaný elektrický urychlovací systém - dutinový rezonátor, který je napájen z vysokofrekvenčního napětí z klystronového či magnetronového generátoru. Elektrony

prolétávají rezonátorem mnohokrát, jsou sem vždy vráceny magnetickým polem po kruhové dráze a každým průletem jsou urychlovány na vyšší energii.

Po každém průletu elektronu rezonátorem je poloměr dráhy vzhledem ke zvýšené kinetické energii vždy větší a větší. Je třeba plnit frekvenční podmínky rezonance, aby elektron dorazil mezi elektrody rezonátoru ve správné fázi periody vysokofrekvenčního napětí a mohl být znovu urychlen. Elektrony jsou vstřikovány elektronovým dělem nebo se získávají emisí ze stěn rezonátoru.

Mikrotrony se využívají k urychlení elektronů na energie několika MeV, dosahují vysokého příkonu fluence urychlených elektronů ve svazku. Z každé dráhy lze vyextrahovat monoenergetické svazky elektronů, u menších drah jsou energie nižší a z největších drah u okraje urychlovací komory mají elektrony maximální energii. Mikrotrony se v medicíně již nepoužívají, důvodem je nízká hustota produkovaných částic. (Richtrová, 2008; Podzimek, 2013)



Obrázek č. 5 Schéma mikrotronu (Zdroj: Richtrová, 2008)

1.2.4 Lineární urychlovač

Lineární urychlovače slouží k urychlení nabitých částic působením elektrického pole a jejich pohybu po lineární (přímkové) dráze. Zkráceně je nazýváme Linac a dělíme na elektrostatické (vysokonapěťové) a vysokofrekvenční. Jako za nejjednodušší lineární urychlovač můžeme považovat rentgenku - lineární elektrostatický urychlovač elektronů, zdrojem je žhavená katoda, anoda je terčíkem

a ven vychází charakteristické a brzdné záření RTG. Z iontového zdroje u elektrostatického lineárního urychlovače vstupují částice (protony, deuterony, elektrony a další) do urychlovacího systému, který je tvořený souosými kovovými válcovými elektrodami, kde se postupně rozkládá vzrůstající vysoké napětí. Elektrody se napájí buď z elektronického kaskádního násobiče (soustava vhodně zapojených kondenzátorů a diod) - Cockroft-Waltonův urychlovač, nebo z elektrostaticko-mechanického Van de Graaffova generátoru - Van de Graaffův urychlovač.

Jiné řešení elektrostatických urychlovačů přinesl norský inženýr Rolf Wideroe, kdy místo jednorázového urychlení vysokým napětím, použil postupné vícenásobné urychlování menším napětím. V roce 1930 začal pracovat první vysokofrekvenční lineární urychlovač a v různých variantách pracuje dodnes. Sloan a Lawrence v USA byli první, kdo tuto metodu urychlování částic vyzkoušeli.

Elektricky nabitě částice jsou vstříknuty do první trubice ze zdroje nabitých částic, kde probíhají postupně jednotlivými elektrodami a nakonec zasáhnou terč. Když se částice nachází uvnitř elektrody, není nijak ovlivňována změnami napětí ani polaritou. Částice je elektricky urychlována tím, že probíhá od jedné elektrody k další a částice je vždy odpuzována elektrodou, kterou opouští, a přitahuje ji elektroda, ke které se přibližuje. V okamžiku přechodu mezi elektrodami se změní znaménko střídavého vysokofrekvenčního napětí. Liché válce jsou připojeny k jednomu pólu, sudé k druhému pólu vysokofrekvenčního zdroje vysokého napětí.

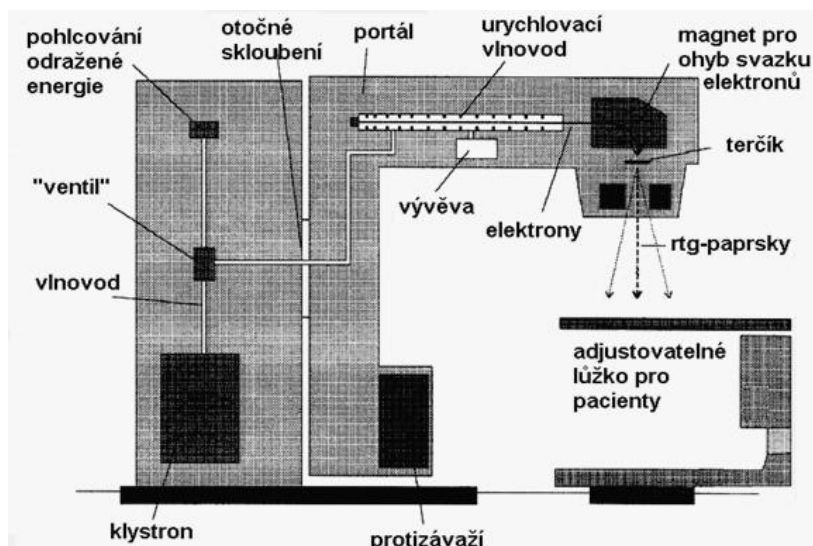
V současné době je vysokofrekvenční lineární urychlovač nejvíce využíván v medicíně při teleterapeutické léčbě zhoubných nádorů. Na rozdíl od lineárních urychlovačů používaných v oblasti fyziky, ty lékařské představují kompaktní zařízení a je zde možnost nastavit různou geometrii ozařování, vždy se ozařuje z několika úhlů, aby bylo minimalizováno poškození zdravé tkáně. Elektrony jsou urychlovány po přímé dráze uvnitř evakuovaného urychlovacího vlnovodu a poté vyvedeny ven a mohou se využít k ozařování nebo jsou zabrzděny na terčíku, kde se generuje vysokoenergetické brzdné záření. Proto mohou urychlovače pracovat v elektronovém režimu nebo jako zdroj rentgenového záření. Lineární urychlovače v medicíně urychlují elektrony na kinetickou energii od 4 MeV do 25 MeV za pomoci vysokofrekvenčního pole s frekvencí od 1 GHz do 10 GHz.

Pro získání vyšších energií je třeba prodlužovat elektrody a urychlující trubici. Největší lineární urychlovač se nachází na Stanfordově univerzitě a kanál, kde dochází k urychlování elektronů a pozitronů na energii 50 GeV, měří přes 3 km. (Podzimek, 2013; Kochmanová, 2014)

Lineární urychlovač v radioterapii

V současné době se v radioterapii používají výhradně vysokofrekvenční lineární urychlovače s nosnou vlnou. Urychlené elektrony, které dopadnou na terčík, jsou zabrzděny a vzniká fotonový svazek záření a ten terčíkem dále proniká. Tento svazek fotonů je homogenizován, tvarován a ohraničen v hlavici přístroje tzv. kolimátorem, což je systém vykrývacích clon. Používá se vícelamelový kolimátor, s jehož pomocí dosáhneme ozáření nepravidelného tvaru pole. Vícelamelový kolimátor je složený z více drobných clon a nahradil časově náročnější výrobu individuálních stínících bloků, které se dnes používají jen výjimečně. Podle konstrukce urychlovače můžeme volit energie fotonů (nejčastěji 6 MV, 10 MV 15MV, 18 MV), vyšší energie fotonů se používají pro ozařování cílového objemu ve větší hloubce, kvůli jejich většímu dosahu.

Urychlovače mohou také produkovat urychlené elektrony o různých energiích (od 4 do 20 MeV), říkáme jim duální typy lineárních urychlovačů. Elektronový svazek záření vyjde z urychlovací trubice jako tenký, v průměru asi 3 mm svazek, který není brzděn na terčíku, ale je veden na rozptylovací fólii, kde vznikne široký svazek polyenergetických elektronů. Velikost svazku se pak dále určuje kolimačním systémem, přídatnými tubusy, které se upevňují na hlavici ozařovače. Tvar pole se upravuje individuálními vykrývacími bloky. Elektronový svazek pro rychlý spád dávky šetří hlouběji uložené tkáně pod ozařovaným ložiskem, proto se využívá k léčbě kožních nebo podkožních ložisek, ozáření uzlinové oblasti pod povrchem, hrudní stěny po mastektomii nebo ve formě "boostu" - doozáření v kombinaci s fotonovou terapií u nádorů prsu. Ozařovací technika je jedno přímé pole a nastavuje se vzdálenost ohnisko - kůže (SSD, OK). (Hynková, 2012; Podzimek, 2013)



Obrázek č. 6 Schéma lineárního urychlovače (Zdroj: Mornstein, 2012)

Kolimační systémy

Moderní urychlovače vlastní bohaté příslušenství. Ke kolimačnímu systému je možné pomocí speciálních nástavců fixovat kompenzační a klínové filtry, individuální bloky a tubusy pro elektronový svazek. Dále můžeme u urychlovače najít dynamické klíny - plynulý posun jedné z proximálních clon napříč svazkem; motorický klín - upraví svazek záření v kombinaci s volným polem na požadovaný sklon izodóz.

Vícemelový kolimátor (MLC) slouží ke tvarování svazku a je to systém řízený počítačem. Skládá se z několika desítek párů motoricky ovládaných protilehlých lamel, vyrobených z wolframu. Lamely jsou v izocentru široké asi 5 - 10 mm, mají obdobnou funkci jako individuálně odlité bloky.

Na hlavici lineárního urychlovače lze upevnit další systémy např.: mikrokolimátor (mMLC) nebo konické kolimátory. Mikrokolimátory vymezí nepravidelné pole, malá šířka lamel umožní komfortnější vytvarování svazku okolo plánovaného cílového objemu. Konické kolimátory vytvoří kruhové pole s volitelným průřezem 5 - 40 mm a při ozáření se dosáhne sférické distribuce dávky. Nejmodernější urychlovače mají kolimátory již integrované do hlavice.

(Šlampa, 2007; Hynková, 2012)

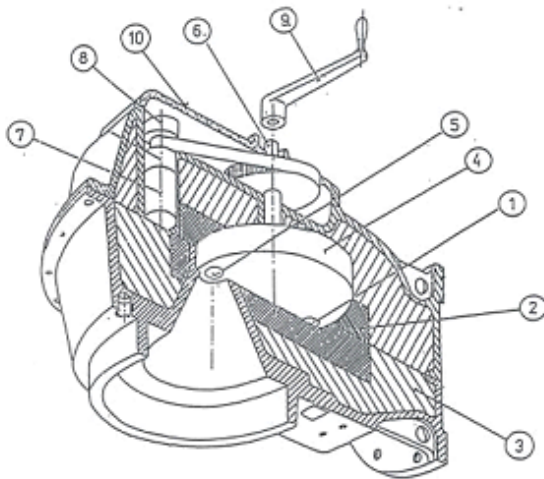
1.2.5 Radioizotopové ozařovací přístroje

Kobaltový ozařovač

První kobaltový ozařovač byl sestaven v srpnu 1951 v univerzitní nemocnici ve městě Saskatoon v Kanadě a první pacient byl ozářen 8. listopadu 1951. Pro snadné ovládání, lehkou dostupnost a kvůli dalším výhodám proti ortovoltážním přístrojům se kobaltové ozařovače rozšířily po celém světě.

Zdroj záření je radionuklid ^{60}Co , který generuje tvrdé záření gama o energiích 1,17 MeV, 1,33 MeV a tj. střední energie 1,25 MeV, jeho poločas rozpadu je 5,3 roku, proto se musí zdroj každých 5 let měnit. Rozpad kobaltu probíhá trvale a samovolně, γ záření je emitováno neustále, výměna zdroje spočívá ve výměně hlavice s odzářeným zdrojem za repasovanou hlavici vybavenou novým zdrojem.

Zdroj je uložen ve dvojitém obalu z nerezavějící oceli ve formě válečků (tzv. pelet), to vše je dále uloženo v tzv. mezinárodní kapsli - speciální pouzdro ze slitiny wolframu, zajišťující mechanickou tuhost obalu a odstínění záření. Mezinárodní kapsle se nachází v ozařovací hlavici a ta je vyrobena ze slitiny wolframu, olova a ochuzeného uranu, což slouží jako další stínění nevyužitého záření. Záření se spouští posunutím zdroje z klidové do pracovní polohy nad výstupní otvor v hlavici a svazek je vymezen dvěma páry clon nebo vykrývacími bloky. Hloubka maxima (100% izodóza) je 0,5 cm pod povrchem a 50% izodóza je přibližně v 10 cm, proto se využívá v léčbě vybraných nádorových onemocnění, především v paliativní léčbě u vybraných lokalit. V dnešní době se kobaltové ozařovače postupně vyřazují z provozu. (Projekty SIPVZ, 2005; Hynková, 2012)



1. Zdroj ^{60}Co v uzavřeném stavu
2. Stínění ozařovací hlavice
3. Stínění ozařovací hlavice
4. Otočný disk pro uložení zdroje
5. Zdroj ^{60}Co v otevřeném stavu
6. Čep pro nasazení bezpečnostní páky při ručním zavírání zdroje
7. Mechanické části
8. Mechanické části
9. Bezpečnostní páka pro ruční zavření zdroje
10. Kryt ozařovací hlavice

Obrázek č. 7 Schéma hlavice kobaltového ozařovače (Zdroj: Projekty SIPVZ, 2005)

Leksellův gama nůž (LGN)

Nový ozařovací přístroj vymyslel v roce 1968 švédský neurochirurg Dr. Lars Leksell, využívá se pro léčbu lézí centrální nervové soustavy, jako zdroj je zde použit ^{60}Co . Díky jeho konstrukci je možné dodat vysoké dávky do přesně stanoveného cílového objemu v jedné nebo v několika frakcích.

Starší typy přístrojů tvoří 201 kobaltových zdrojů, které jsou fixně uloženy v hemisférické jednotce v hlavici přístroje, kde jsou rozmístěny v pěti řadách a každý zdroj obsahuje 12 - 20 hermeticky uzavřených válcových pelet s průměrem a délkou 1 mm. Zdroj je uložen ve dvou pouzdrech z nerezové oceli. Dva stacionárně uložené kolimátory v radiační jednotce a jeden ve výměnné kolimační helmici slouží ke kolimaci svazku záření a mají různé průměry kolimačních kanálů.

U modernějších LGN je 192 zdrojů ^{60}Co s kolimačním systémem se třemi průměry - 4, 8 a 16 mm, které jsou uspořádány do osmi nezávisle pohyblivých segmentů a ty umožňují automatickou manipulaci s kolimačním systémem. (Chang, 2001; Hynková, 2012; Kusá, 2014)

1.3 Radiační ochrana

1.3.1 Legislativní požadavky

V České republice zodpovídá za jadernou a radiační bezpečnost Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), nezávislý dozorový orgán, má plnou moc vydávat vyhlášky, kde stanoví požadavky na provoz zdrojů ionizujícího záření. Ve struktuře státní správy je na úrovni ministerstev, všechny vyhlášky, které vydá, jsou v souladu s příslušnými směrnicemi a předpisy Evropské unie, především se Směrnicí Rady 96/29/Euroatom. Do působnosti SÚJB dle zákona patří především:

- výkon státního dozoru nad radiační ochranou a havarijní připraveností na pracovištích se zdroji IZ,
- povolování výkonu činností k nakládání se zdroji IZ,
- schvalování dokumentace, která se vztahuje k zajištění radiační ochrany, stanovené atomovým zákonem, vnitřní havarijní plány pracovišť se ZIZ,
- sledování stavu ozáření obyvatelstva a pracovníků se zdroji IZ,
- řízení činnosti radiační monitorovací sítě na území ČR a zajištění mezinárodní výměny dat o radiační situaci,
- vedení státních systémů evidence držitelů povolení, zdrojů záření, evidence ozáření obyvatel a pracovníků se ZIZ, dovážení a vyvážení vybraných položek,
- poskytování informací, zpracování výročních zpráv o činnosti úřadu, které se předkládají vládě ČR a veřejnosti,
- stanovuje podmínky a požadavky na ochranu obyvatel a pracovníků se ZIZ (stanovení limitů, vymezení pásen),
- stanovuje požadavky havarijní připravenosti držitelů povolení dle Atomového zákona.

Státní ústav jaderné, chemické a biologické ochrany je vývojový a výzkumný ústav, který je součástí SÚJB. (Sabol, 2011)

Základním legislativním dokumentem je zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon, který byl přijat 14. července 2016, s platností od 1. ledna 2017. Nahradil dosavadní zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů. Tento zákon je ve zbytkové podobě ponechán a upravuje jen odpovědnost za jaderné škody, ale byl změněn

zákonem č. 264/2016 Sb., kterými se mění některé zákony v souvislosti s přijetím atomového zákona. (SÚJB, 2017)

Vyhlášky, které mají spojitost s radiační ochranou, vycházející z atomového zákona (zákon č. 263/2016 Sb.):

- ❖ Vyhláška č. 21/2017 Sb., o zajišťování jaderné bezpečnosti jaderného zařízení.
- ❖ Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje.
- ❖ Vyhláška č. 409/2016 Sb., o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláště odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta.
- ❖ Vyhláška č. 379/2016 Sb., o schválení typu některých výrobků v oblasti mírového využívání jaderné energie a ionizujícího záření a přepravě radioaktivní nebo štěpné látky.
- ❖ Vyhláška č. 377/2016 Sb., o požadavcích na bezpečné nakládání s radioaktivním odpadem a o vyřazování z provozu jaderného zařízení nebo pracoviště III. nebo IV. kategorie.
- ❖ Vyhláška č. 374/2016 Sb., o evidenci a kontrole jaderných materiálů a oznamování údajů o nich.
- ❖ Vyhláška č. 361/2016 Sb., o zabezpečení jaderného zařízení a jaderného materiálu.
- ❖ Vyhláška č. 360/2016 Sb., o monitorování radiační situace.
- ❖ Vyhláška č. 359/2016 Sb., o podrobnostech k zajištění zvládnutí radiační mimořádné události.
- ❖ Vyhláška č. 358/2016 Sb., o požadavcích na zajišťování kvality a technické bezpečnosti a posouzení a prověření shody vybraných zařízení.

1.3.2 Principy a koncepce radiační ochrany

Současná koncepce radiační ochrany je založena na soudobých poznatcích a biologických účincích ionizujícího záření, obecných přístupech společnosti k ochraně zdraví obyvatelstva před faktory technického rozvoje a životního prostředí.

Cílem radiační ochrany je zabezpečit dostatečnou úroveň ochrany zdraví, vyloučit deterministické účinky záření a snížit stochastické účinky na přijatelnou úroveň. (SURO, 2017)

Radiační ochrana spočívá na čtyřech základních principech:

- Princip zdůvodnění - každý, kdo provádí činnosti, které vedou k ozáření, musí dbát na to, aby tato činnost byla dostatečně odůvodněna přínosem, který vyváží rizika, jež mohou vzniknout.
- Princip optimalizace ochrany - označován jako princip ALARA (as low as reasonably achievable), povinnost dosáhnout a udržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby bylo riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí tak nízké, jak jen lze rozumně dosáhnout po uvážení společenských a hospodářských hledisek.
- Princip limitování - povinnost omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity. Tento princip se nevztahuje na lékařské ozáření - v rámci diagnostiky a léčby pacientů se lékařské expozice usměrňují pomocí principu odůvodnění a optimalizace.
- Princip fyzické bezpečnosti zdrojů ionizujícího záření - zabezpečení zdrojů ionizujícího záření musí být takové, aby nemohlo dojít za předvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly. Zahrnuje opatření proti odcizení a přístupu nepovolaných osob, předání zdroje jen držiteli platného povolení, technický stav zdrojů a technická bezpečnost. (Hušák, 2009; Sabol, 2011)

Další způsoby radiační ochrany před ionizujícím zářením:

- Ochrana časem - obdržená dávka je přímo úměrná době expozice, pracovníci se zdržují v prostoru s IZ pouze nezbytně dlouhou dobu.
- Ochrana vzdáleností - dávka resp. dávkový příkon záření klesají s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje IZ. Pokud zvětší vzdálenost na dvojnásobek, dávka pak klesne na čtvrtinu původní hodnoty a naopak, jestli se vzdálenost zmenší na polovinu, dávka pak vzroste čtyřikrát.
- Ochrana stíněním - efektivní ochrana je odstínění vhodným materiálem, který absorbuje záření. (Ullmann, 2009)

1.3.3 Umělé zdroje ionizujícího záření

Umělé zdroje ionizujícího záření jsou vyrobené člověkem, řadíme sem rentgenky, urychlovače, umělé radionuklidy a jaderné reaktory. Dle zákona je zdrojem ionizujícího záření:

- radionuklidový zářič,
- zařízení, které radionuklidový zářič obsahuje,
- zařízení, při jehož provozu radionuklidové zářiče vznikají,
- zařízení, kdy při provozu vzniká IZ o energii vyšší než 5 keV - generátory záření. (Podzimek, 2013)

Podle ohrožení zdraví osob a životního prostředí dělíme zdroje na:

- nevýznamné zdroje - nehrozí radiační nehoda, nevznikají radioaktivní odpady
- elektrické zařízení emitující IZ, katodová trubice, uzavřený radionuklidový zářič (součet podílů aktivit radionuklidů a zprošťovacích úrovní aktivity není větší jak 10),
- drobné zdroje - nehrozí vznik radiační havárie, ale může vznikat radioaktivní odpad
- generátory záření, uzavřený zářič (součet podílů aktivit radionuklidů a zprošťovacích úrovní aktivity je menší jak 100),
- jednoduché zdroje - existuje riziko vzniku radiační nehody, ne však nehoda s akutními účinky na zdraví
- zubní rentgen, kostní dozimetr, kabinové rentgenové zařízení,
- významné zdroje - počítat s rizikem vzniku radiační nehody i s akutními účinky na zdraví, ale nehrozí radiační havárie,
- urychlovače částic, zařízení obsahující uzavřené radionuklidové zářiče, otevřený radionuklidový zářič ^{131}I ,
- velmi významné zdroje - hrozí vznik radiační havárie
- jaderný reaktor.

Povolení Státního úřadu pro jadernou bezpečnost nepotřebujeme k nakládání s nevýznamnými a drobnými zdroji, pokud se vše uskutečňuje v souladu s návodem použití daných ZIZ, který schválil Úřad při typovém schvalování. Povolení SÚJB je vždy potřeba u jednoduchých, významných a velmi významných ZIZ. (Hušák, 2009)

1.3.4 Dávkové limity

Dávkové limity nejsou považovány za hodnoty, které zaručují přijatelnost, ale je to hranice mezi oblastí dávek zcela nepřijatelných a oblastí, kde je nutné určit přijatelnost ozáření optimalizací ochrany před zářením.

Limity ozáření jsou kvantitativní ukazatelé pro celkové ozáření osob z radiačních činností a jejich překročení není ve stanovených případech přípustné. Rozdělujeme limity na obecné, pro radiační pracovníky, pro žáky a studenty, odvozené, autorizované, pro omezování ozáření ve zvláštních případech.

Limity se vztahují na celkové ozáření ze všech radiačních činností, kromě:

- lékařského ozáření,
- profesního ozáření,
- ozáření osob, které se podílejí na likvidaci radiační havárie,
- případů, na které se vztahují zvláštní limity,
- ozáření, které osoba připravující se na výkon povolání se zdroji IZ podstupuje vědomě, dobrovolně a po poučení a rizicích, která jsou s tím spojena.

(Hušák, 2009; Sabol, 2011)

Limity dle vyhlášky č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje jsou:

Obecné limity pro obyvatele:

„Obecnými limity pro obyvatele z ozáření ze všech povolených nebo registrovaných činností za jeden kalendářní rok jsou

a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 1 mSv,

b) pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv

c) pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 50 mSv bez ohledu na velikost ozářené plochy.“ (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

Limity pro radiační pracovníky:

„Limity pro radiačního pracovníka musí být použity pro omezení profesního ozáření a jsou

a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 20 mSv za kalendářní rok nebo hodnota schválena Úřadem podle § 63 odst. 4 atomového zákona, nejvýše však 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv za jeden kalendářní rok,

b) pro ekvivalentní dávku v oční čočce 100 mSv za 5 po sobě jdoucích kalendářních let a současně 50 mSv v jednom kalendářním roce,

c) pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 500 mSv za kalendářní rok bez ohledu na velikost ozářené plochy

d) pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky 500 mSv za jeden kalendářní rok.“ (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

Limity pro žáky a studenty:

„Limity pro žáka a studenta ve věku od 16 do 18 let, kteří jsou povinni v průběhu svého studia pracovat se zdrojem ionizujícího záření, jsou za jeden kalendářní rok

a) pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření 6 mSv,

b) pro ekvivalentní dávku v oční čočce 15 mSv,

c) pro průměrnou ekvivalentní dávku na každý 1 cm² kůže 150 mSv bez ohledu na ozářenou plochu

d) pro ekvivalentní dávku na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky 150 mSv.

Limity pro žáka a studenta mladšího než 16 let, kteří jsou povinni v průběhu svého studia pracovat se zdrojem ionizujícího záření, jsou shodné s obecnými limity pro obyvatele.

Limity pro žáka a studenta staršího než 18 let, kteří jsou povinni v průběhu svého studia pracovat se zdrojem ionizujícího záření, jsou shodné s limity pro radiačního pracovníka.“ (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

Odvozené limity

a) pro zevní ozáření

- pro osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$ v hloubce 10 mm 20 mSv za rok
- pro osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$ v hloubce 0,07 mm 500 mSv za rok
- pro osobní dávkový ekvivalent $H_p(3)$ v hloubce 3 mm 20 mSv za rok

b) pro vnitřní ozáření

- při požití radionuklidu je odvozeným limitem hodnota podílu 20 mSv/h_{ing}
- při vdechnutí radionuklidu je odvozeným limitem hodnota podílu 20 mSv/h_{inh} (SÚJB, 2005; Hušák, 2009)

Autorizované limity jsou zpravidla výsledky optimalizace radiační ochrany pro jednotlivé činnosti nebo jednotlivé zdroje schválené SÚJB.

Omezování ozáření ve zvláštních případech - zvláštní limity se stanovují u osob, které jsou dobrovolně ozářeny nad rámec svých pracovních povinností při péči o pacienty podstupujících lékařské ozáření, navštěvují nebo žijí s pacienty, kterým byl aplikován radionuklid. Limit byl stanoven na 1 mSv u osob do 18 let a u ostatních 5 mSv za kalendářní rok. Těhotné ženy, které pracují se zdroji ionizujícího záření, tuto skutečnost ihned oznamují zaměstnavateli a ten upraví pracovní podmínky tak, aby efektivní dávka ze zevního i vnitřního ozáření plodu nepřekročila 1 mSv za celou dobu těhotenství.

Do zvláštních případů ozáření ještě můžeme zařadit tzv. "výjimečné ozáření", jde o jednorázové, krátkodobé nebo jiné výjimečné práce se zdroji ionizujícího záření, kdy je ozářena malá skupinka radiačních pracovníků na vymezeném prostoru, kromě prací při radiačních nehodách a je to omezené tak, aby efektivní dávka z opakovaných výjimečných ozáření nepřesáhla 500 mSv za pět po sobě jdoucích kalendářních roků. Ozáření může podstoupit pouze pracovník kategorie A, dobrovolně a po předchozím prokazatelném poučení o rizicích s tím spojených, u osob mladších 18 let, učňů a studentů, u těhotných a kojících žen je nepřipustné a i u dalších osob, kde by efektivní dávka překročila 500 mSv za pět po sobě jdoucích let.

(Hušák, 2009; zákon č. 263/2016 Sb.)

1.3.5 Monitorování

Monitorování spočívá v měření všech veličin, které mají spojitost s radiační ochranou, v zaznamenávání těchto hodnot a jejich vyhodnocení. Vše se provádí za účelem zjistit, zda se dodržují požadavky systému limitování dávek, jestli je radiační ochrana optimalizována a z důvodu bezpečnosti provozu pracoviště i zdrojů záření. Monitorování je velmi důležité také v bezprostředním varování při vzniku mimořádné události.

Koncepce monitorování se skládá ze dvou složek:

- vlastní měření veličin, které umožní hodnocení ozáření osob anebo veličin, dovolující posoudit velikost ozáření,
- interpretace výsledků měření - převod na biologicky významné veličiny, ze kterých jsou stanoveny limity nebo na odhad pravděpodobnosti zdravotních důsledků.

Každé pracoviště se zdroji ionizujícího záření musí mít vypracovaný program monitorování, který obsahuje monitorování pracoviště, osobní monitorování a monitorování výpustí - pracoviště nukleární medicíny. V programu monitorování se uvádějí tyto položky:

- monitorované veličiny - dávkový ekvivalent resp. příkon dávkového ekvivalentu, osobní dávkový ekvivalent, plošná aktivita povrchů kontaminovaných radioaktivními látkami atd.,
- způsob, frekvence a rozsah měření,
- stručné a jasné návody pro vyhodnocení výsledků měření,
- hodnoty referenčních úrovní a opatření, pokud dojde k jejich překročení,
- měřicí přístroje, jejich parametry a použité měřicí metody.

(Kolektiv autorů, 2000; Hušák, 2009)

Referenční úrovně jsou daná kritéria nebo hodnoty, podle kterých se při monitorování rozhoduje o postupech a opatřeních. Máme tři referenční úrovně:

- Záznamová - slouží k oddělení hodnot zasluhující pozornost od bezvýznamných hodnot, stanovují se na úrovni jedné desetiny limitu, jejich překročení

je podrobněji zaznamenáno a evidováno. Hodnota záznamové úrovně musí být vyšší jak nejnižší detekovatelná hodnota veličiny.

- Vyšetřovací - pokud dojde k překročení, je to podnět k následnému šetření o možných příčinách a důsledcích zjištěného výkyvu pozorované veličiny, může se stanovit na úroveň tří desetin limitu nebo jako pětinašobek horních mezí vyskytujících se hodnot.
- Zásahové - překročení vede k zahájení, zavedení postupů vedoucích ke změně zjištěného výkyvu sledované veličiny od hodnot přijatelných po nepřijatelné, nebezpečné. Při překročení této úrovně není možné pokračovat v práci na pracovišti se zdroji ionizujícího záření. (Konečný, 2007; Hušák, 2009)

Monitorování pracoviště

- parametry, které charakterizují pole záření, především příkon dávkového ekvivalentu; platí pro pracoviště všech kategorií, kromě pracoviště I. kategorie, kde se pracuje pouze s drobnými zdroji ionizujícího záření,
- přítomnost radionuklidů na pracovišti s otevřenými zářiči - radioaktivní kontaminace povrchů (II., III. a IV. kategorie pracovišť), objemová aktivita radionuklidů v ovzduší (III. a IV. kategorie). (Hušák, 2009)

Osobní monitorování

Jedná se o měření dávek osobními dozimetry, které jsou pro všechny pracovníky kategorie A, kontrolní období je jeden měsíc a vyhodnocování má na starosti oprávněná dozimetrická služba, která o výsledcích informuje pracoviště a současně i SÚJB. Pokud nosí pracovník ochrannou zástěru, tak se dozimetr nosí vždy vně zástěry a jestli dojde k překročení vyšetřovací úrovně, tak se osobní dávkový ekvivalent musí snížit o hodnotu, která odpovídá zeslabení v zástěře. Jestliže je podezření, že došlo k jednorázovému neplánovanému ozáření pracovníka v důsledku nehody, provede se ihned vyhodnocení osobního dozimetru a dozimetrické hodnocení události. Pracovníci mají možnost nahlédnout do výsledku svého osobního monitorování, zaměstnavatel tyto výsledky nesmí zveřejňovat. Osobní monitorování u pracovníků kategorie B není požadováno. Osobní dozimetr se nosí na referenčním místě, což je levá přední strana pracovního oděvu v oblasti hrudníku.

Dozimetry měří osobní dávkový ekvivalent v hloubce tkáně 10 mm, který se přepočítává na osobní efektivní dávku, ve které je vyjádřen radiační limit vzhledem ke stochastickým účinkům. Pracovníci, kteří vystavují své ruce zvýšené expozici, nosí také prstové dozimetry - na vnitřní straně prsteníku té ruky, která je více exponovaná při práci, měří jen osobní dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$.

Držitel povolení nebo osoba, která provádí dozimetrii, oznamuje na SÚJB tyto údaje o pracovnících kategorie A:

- osobní údaje - do měsíce od nástupu a při každé změně údajů,
- údaje o osobních dávkách - do dvou měsíců po skončení monitorovacího období,
- roční přehled osobních dávek - do konce dubna za minulý rok.

Neprodleně se musí na SÚJB hlásit efektivní dávky ze zevního ozáření větší než 20 mSv nebo ekvivalentní dávky větší než 150 mSv a přiložit vyhodnocení příčin a závěry. (Hušák, 2009; Sabol, 2011; Podzimek, 2013)

Monitorování výpustí

V lékařství se to týká oddělení nukleární medicíny, jde o pracoviště s otevřenými zářiči, která vypouští do životního prostředí radioaktivní odpady, které vznikají v souvislosti s provozem tohoto pracoviště. Vždy je to se souhlasem SÚJB. (Hušák, 2009)

1.3.6 Osobní dozimetrie

Slouží pro monitorování zevního ozáření osob pomocí osobních dozimetrů během práce v kontrolovaném pásmu. Absorbovaná dávka je za normálních podmínek neměřitelná a stanovuje se laboratorními modelovými předpoklady. Od roku 1997 je v České republice zřízen centrální registr profesního ozáření, kde se radiační pracovníci pro účely evidence dělí do šesti oblastí - lékařství, průmysl, výzkum a školství, servis a služby, jaderná energetika a uranový průmysl.

(Singer, 2005; Gerndt, 2011)

Nejčastěji používané dozimetry:

- 1) Osobní filmové dozimetry - podávají informace o osobním dávkovém ekvivalentu od fotonového záření a elektronů, o energii, druhu a směru záření, časovém rozložení a případné kontaminaci. Dozimetry využívané v jaderných

elektrárnách umožňují odhad dávky od neutronů. Výhodou je trvalý záznam údajů o ozáření i s možností opakované analýzy vyvolaného filmu. Citlivost na světlo, vysokou vlhkost, teplotu a některé chemikálie jsou nevýhodou těchto dozimetrů. Film je z obou stran krytý sadou filtrů, které se liší v závislosti na druhu měřeného záření. Podstatou je, že působením ionizujícího záření vznikne latentní obraz, který vyvolávacím procesem můžeme zviditelnit a vzniklé zčernání (optická hustota) je závislé na míře ozáření filmu. Pod nestíněnou plochou a pod jednotlivými filtry se vyhodnotí zčernání filmu a může se stanovit požadovaná dozimetrická veličina. (Kolektiv autorů, 2004)

- 2) Opticky stimulované dozimetry (OSL) - postupně nahrazují filmovou a termoluminiscenční dozimetrii. Předností je vysoká citlivost, rychlé vyhodnocení s možností automatizace. Základní princip OSL spočívá ve stimulaci ozářeného OSL materiálu (krystal $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) pomocí zeleného světla z LED diody, což má za následek emitování modrého světla a jeho intenzita je úměrná radiační dávce. Princip je podobný jako u TLD, rozdílem je způsob stimulace krystalu - světlem LED u OSL a ohřev u TLD. Technicky je jednodušší a spolehlivější reader se stabilním světlem LED diody oproti readeru, kde je nutný stabilní ohřev v inertní atmosféře dusíku. OSL dozimetr je možné opakovaně vyhodnocovat. (VF Osobní dozimetrie, 2008)
- 3) Termoluminiscenční dozimetrie (TLD) - princip podobný jako u OSL dozimetrů, po skončení expozice se zahřeje termoluminiscenční látka na teplotu $160 - 300\text{ }^\circ\text{C}$ a za pomoci fotonásobiče je snímáno emitované světlo. (Singer, 2005; SÚJB, 2007; Gerndt, 2011)
- 4) Osobní elektronické dozimetry pracují na principu Geiger - Müllerovy trubice a je zde možnost okamžitého a průběžného měření osobních radiačních dávek. Měří se okamžitý dávkový příkon i celková dávka. U těchto dozimetrů lze nastavit určité hodnoty dávkového příkonu nebo dávky a po jejich překročení se spustí akustický signál. (Singer, 2005; SÚJB, 2007; Gerndt, 2011)

1.3.7 Lékařský dohled nad radiačními pracovníky

Radiační pracovníky pro účely monitorování a lékařského dohledu rozdělujeme do dvou kategorií A a B. U pracovníků kategorie A je možnost obdržetí efektivní dávky vyšší než 6 mSv nebo ekvivalentní dávky vyšší než 0,3 limitu ozáření pro oční čočku nebo končetin. Všichni ostatní pracovníci se řadí do kategorie B.

Lékařský dohled zajišťuje vstupní, periodické, mimořádné a výstupní prohlídky. Vstupní prohlídka se vykonává při nástupu do zaměstnání, periodickou prohlídku absolvují pracovníci kategorie A jednou za kalendářní rok, mimořádná prohlídka je v případech, kdy dojde k překročení limitů ozáření a je důležité posoudit podmínky k dalšímu vystavení záření. Výstupní prohlídka při odchodu ze zaměstnání, lékař může doporučit následné prohlídky, pokud docházelo k práci na hranici limitů, za účelem zjištění možných zdravotních změn. Náplň prohlídek se řídí dle vyhlášky 79/2013 Sb. o provedení některých ustanovení zákona č. 373/2011 Sb., o specifických zdravotních službách, (vyhláška o pracovně - lékařských službách a některých druzích posudkové péče).

Držitel povolení k nakládání se zdroji ionizujícího záření nebo zaměstnavatel pravidelně informuje poskytovatele pracovně-lékařských služeb o obdržných osobních efektivních dávkách pracovníků.

Zdravotnická dokumentace pracovníků se uchovává do doby, kdy osoba dovrší věku 75 let, ale také minimálně 30 let po ukončení pracovního poměru. (Hušák, 2009)

2. Cíl práce a hypotézy

2.1 Cíl práce

Cílem této práce bylo změřit a zanalyzovat, jaké jsou dávky záření kolimačního systému lineárního urychlovače pro různé energie fotonového svazku, v závislosti na čase, vzdálenosti od zdroje a velikosti ozařovaného pole. Toto záření vzniká na základě aktivace kovových součástí kolimačního systému jako důsledek jaderných reakcí primárního svazku.

2.2 Hypotézy

Na základě určeného cíle byly stanoveny tyto hypotézy:

1. Dávky ze sekundárního záření kolimačního systému lineárního urychlovače jsou nízké, dávkový příkon nepřekročí 0,031 mGy/hod.
2. Dávky záření kolimačního systému lineárního urychlovače závisí na energii primárního svazku fotonů, pro energie menší než 12 MV nejsou významné z hlediska ochrany pracovníků před IZ.
3. Ozáření personálu zářením kolimačního systému lineárního urychlovače pro energii primárního svazku 18 MV při běžném klinickém provozu nepřesáhne limit pro pracovníky se zářením.

3. Metodika měření

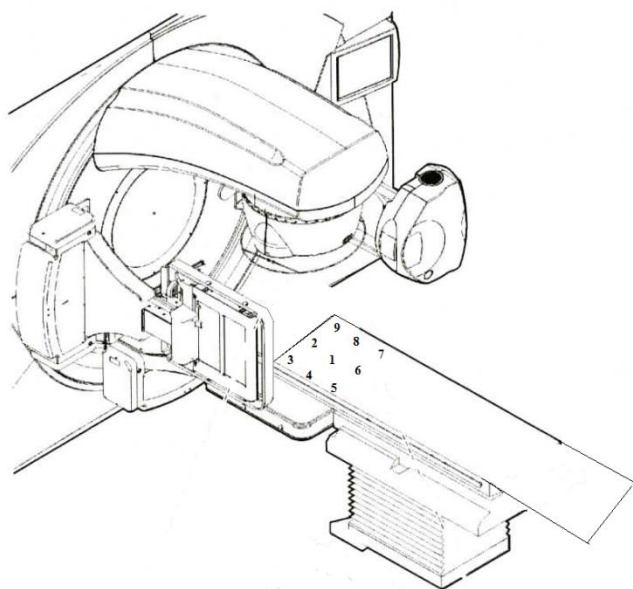
Měření sekundárního záření z kolimačního systému lineárního urychlovače bylo prováděno na Onkologicko-radioterapeutické klinice v Plzni, byl k tomu používán lineární urychlovač ElectaSynergy. Na každé měření byl lineární urychlovač vždy přes noc vypnutý a ráno po jeho zapnutí byla naměřena hodnota radiačního pozadí v ovladovně. Hodnota radiačního pozadí byla 100 nSv/h. K měření se používal přenosný dozimetr ThermoEberline FH40G. Na jednotlivá měření byla nastavena jednotná velikost ozařovaného pole 10 x 10 cm a ozařovací stůl byl ve výchozí pozici 0, která odpovídá 48 cm od kolimátoru a 125 cm od podlahy.

První měření spočívalo ve zjištění závislosti dávky sekundárního záření na čase, tedy za jakou dobu klesne dávka záření po aktivaci kolimačního systému na původní hodnotu radiačního pozadí. Při práci s lineárním urychlovačem používáme tři druhy energií 6, 10 a 18 MV. Vyšetřovací stůl byl nastaven do výchozí pozice 0, následovala ozáření 2000 MU, poté byl do středu ozařovacího pole umístěn dozimetr a v daném

časovém intervalu byly odečítány hodnoty. Měření probíhalo po dobu jedné hodiny a hodnoty se odečítaly v intervalu 30 s. Stejný postup měření byl pro všechny tři energie.

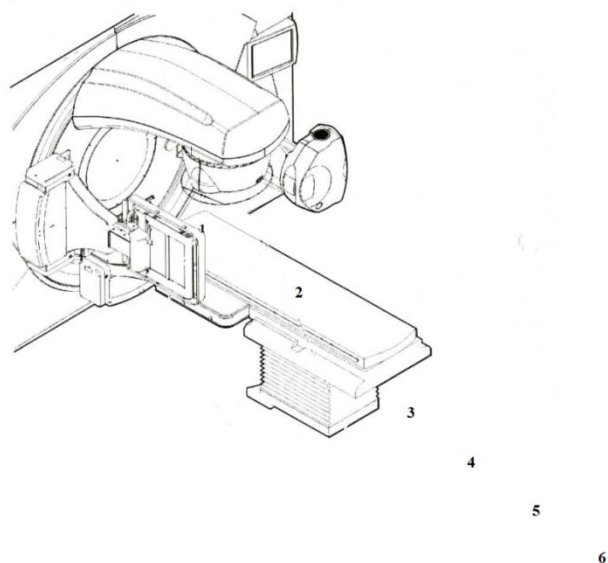
Druhé měření sloužilo ke zjištění dávek ze sekundárního záření v závislosti na velikosti ozařovaného pole. Ozařovací stůl byl opět nastaven do výchozí pozice 0, velikost ozařovaného pole 10 x 10 cm, ozáření 1000 MU pro energii 18 MV, dozimetr byl umístěn do středu ozařovacího pole a byla odečtena hodnota pro dané pole. V intervalu 30 s docházelo ke změně velikosti pole (1 x 1 cm, 5 x 5 cm, 20 x 20 cm, 30 x 30 cm a 40 x 40 cm) a jejich hodnoty byly opět zaznamenány.

Při třetím měření se zjišťovaly dávky ze sekundárního záření v závislosti na vzdálenosti od kolimačního systému. Na ozařovacím stole bylo naznačeno devět bodů umístěných do čtverce a vzdálenost mezi jednotlivými body byla 20 cm (obrázek č. 8). Tyto body mají simulovat pozici laboranta při nastavování pacienta. Měření probíhalo pro každý bod zvlášť, stůl byl ve výchozí pozici 0, energie 18 MV, ozařované pole 10 x 10 cm a ozáření 4000 MU, po zaznamenání hodnot z jednotlivých bodů po 30 s, byla změněna výška stolu a měření se opakovalo pro každý bod. Měření dávek bylo ve výškách stolu -20, 0, 20 a 40 (výška stolu byla posunuta vždy o 20 cm).



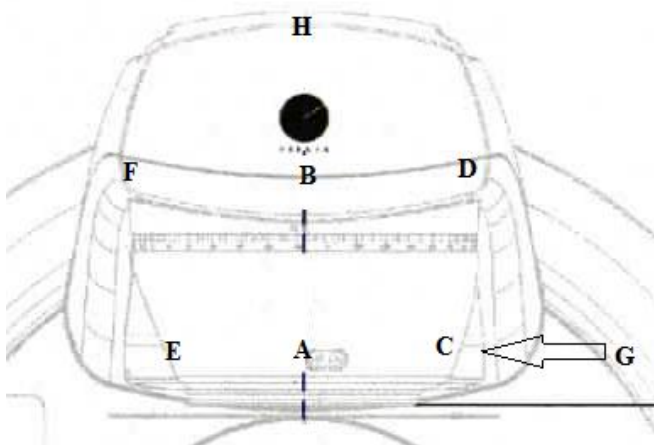
Obrázek č. 8 Schéma měřících bodů (Zdroj: Elekta Synergy, 2008)

Následovalo měření dávek ve vzdálenosti od zdroje záření směrem ven z ozařovny. Opět bylo vyznačeno 6 bodů, vzdálenost mezi nimi byl 1 m s tím, že první bod byl umístěn ve středu ozařovacího pole a od něj se odměřovaly další body (obrázek č. 9). Stůl byl nastaven do nejnižší možné pozice -48,3 (95 cm od kolimátoru a 77 cm od podlahy) a po 30s v jednotlivých bodech byly zaznamenávány hodnoty dávek.



Obrázek č. 9 Schéma měřených bodů - vzdálenost od zdroje (Zdroj: Elekta Synergy, 2008)

Čtvrté měření bylo provedeno po ozáření 2000 MU s energií 18 MV a po 30 s se odečítaly hodnoty dávek kolem hlavice lineárního urychlovače (obrázek č. 10).



Obrázek č. 10 Schéma měřených bodů kolem hlavice lineárního urychlovače (měřený bod označený písmenem G, se nachází ze zadní strany hlavice naproti bodu A). (Zdroj: Elekta Synergy, 2008)

U pátého měření bylo provedeno ozáření 2000 MU, energií 18 MV, ozařované pole 10 x 10 cm a byly měřeny dávky v závislosti na výšce stolu (-30, -20, -10, 0, 10, 20, 30, 40 a 48, výška stolu se vždy měnila o 10 cm) jednotlivé dávky byly odečítány po 30 s.

Šesté měření mělo ukázat, zda má nějaký vliv na dávky ze sekundárního záření kolimačního systému různý počet monitorovacích jednotek. Hodnoty byly naměřeny pro 1000 MU, 2000 MU, 4000 MU a 8000 MU pro energii 18 MV.

Poslední měření simulovalo klasický provoz na lineárním urychlovači, měření probíhalo po dobu 1 hod, energií 18 MV a každých 6 min bylo provedeno ozáření 1000 MU, ozařovací pole 10 x 10 cm a stůl byl nastaven do výchozí pozice 0. A na základě tohoto měření se provedl velmi konzervativní odhad ozáření personálu.

Při odhadování dávek ozáření personálu potřebujeme znát určité údaje, jaká je dávka v ozařovně v čase „0“ (to je doba, kdy jsme prováděli měření v čase 0, bezprostředně po skončení záření - Beamoff, je tam menší časová prodleva - otevření dveří a průchod personálu labyrintem), doba strávená v ozařovně u lineárního ozařovače při nastavování pacienta, počet pacientů za hodinu, použitá energie fotonů a počet monitorovacích jednotek. Dále je k výpočtu potřeba počet hodin pracovní doby a počet

pracovních dní za rok. Počet pacientů a doba strávená v ozařovně je nadsazený odhad, nejméně nepříznivá situace. A energie 18 MV se nepoužívá u všech plánů, ale asi tak v 1/3 plánů.

Tabulka č. 2 Údaje pro výpočet odhadu ozáření personálu.

| | |
|------------------------------------|---------------------|
| Hodnota v čase „0“ | 10 $\mu\text{Sv/h}$ |
| Doba strávená u pacienta | 5 min |
| Počet pacientů za hodinu | 10 |
| Energie fotonů | 18 MV |
| Počet MU | 1000 MU |
| Počet hodin za den (pracovní doba) | 8 hod |
| Počet pracovních dnů za rok | 250 |

Zdroj: Vlastní výzkum

Všechny získané hodnoty byly přepočítány, aby odpovídaly hodnotě dávek po ukončení expozice. Výsledky byly zpracovány do tabulek a následně vyjádřeny grafy.

4. Výsledky

V následujících tabulkách a grafech jsou zobrazeny naměřené hodnoty ionizujícího záření po aktivaci kolimačního systému lineárního urychlovače různými energiemi.

Hrel = hodnoty vztažené k hodnotě naměřené v bodě 0, dělené časovým faktorem f_t

Časový faktor f_t = hodnota získaná z tabulky č. 3, slouží ke korekci závislosti odečtu dozimetru na době uplynutí od doby t_0

t_0 = doba bezprostředně po vstupu do ozařovny, doba prvního měření

1 MU = 1cGy = 0,01Gy pro velikost pole 10 x 10 cm v hloubce 10 cm vody v izocentru, tedy vzdálenost 100 cm od zdroje

Tabulka č. 3 Hodnoty dávek ($\mu\text{Sv/h}$) u energie 18 MV.

| Čas (s) | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | Hrel |
|---------|---------------------------------------|------|
| 0 | 0,5 | 1,00 |
| 30 | 0,405 | 0,81 |
| 60 | 0,35 | 0,70 |
| 90 | 0,325 | 0,65 |
| 120 | 0,28 | 0,56 |
| 150 | 0,255 | 0,51 |
| 180 | 0,23 | 0,46 |
| 210 | 0,209 | 0,42 |
| 240 | 0,199 | 0,40 |
| 270 | 0,179 | 0,36 |
| 300 | 0,166 | 0,33 |
| 330 | 0,155 | 0,31 |
| 360 | 0,148 | 0,30 |
| 390 | 0,135 | 0,27 |
| 420 | 0,132 | 0,26 |
| 450 | 0,124 | 0,25 |
| 480 | 0,116 | 0,23 |
| 510 | 0,111 | 0,22 |
| 540 | 0,11 | 0,22 |
| 570 | 0,099 | 0,20 |
| 600 | 0,097 | 0,19 |
| 630 | 0,0945 | 0,19 |
| 660 | 0,091 | 0,18 |
| 690 | 0,091 | 0,18 |
| 720 | 0,0833 | 0,17 |
| 750 | 0,0782 | 0,16 |
| 780 | 0,0773 | 0,15 |
| 810 | 0,0764 | 0,15 |
| 840 | 0,0749 | 0,15 |
| 870 | 0,069 | 0,14 |
| 900 | 0,0672 | 0,13 |
| 930 | 0,0672 | 0,13 |
| 960 | 0,066 | 0,13 |
| 990 | 0,0648 | 0,13 |
| 1020 | 0,061 | 0,12 |
| 1050 | 0,0602 | 0,12 |
| 1080 | 0,0601 | 0,12 |
| 1110 | 0,059 | 0,12 |
| 1140 | 0,057 | 0,11 |
| 1170 | 0,0553 | 0,11 |
| 1200 | 0,0536 | 0,11 |
| 1230 | 0,0517 | 0,10 |
| 1260 | 0,0516 | 0,10 |
| 1290 | 0,0514 | 0,10 |
| 1320 | 0,0493 | 0,10 |
| 1350 | 0,0486 | 0,10 |
| 1380 | 0,0485 | 0,10 |
| 1410 | 0,0463 | 0,09 |
| 1440 | 0,0462 | 0,09 |
| 1470 | 0,0457 | 0,09 |
| 1500 | 0,0445 | 0,09 |
| 1530 | 0,043 | 0,09 |

| | | |
|------|--------|------|
| 1560 | 0,041 | 0,08 |
| 1590 | 0,0406 | 0,08 |
| 1620 | 0,0405 | 0,08 |
| 1650 | 0,0403 | 0,08 |
| 1680 | 0,0392 | 0,08 |
| 1710 | 0,0378 | 0,08 |
| 1740 | 0,0375 | 0,08 |
| 1770 | 0,0369 | 0,07 |
| 1800 | 0,0364 | 0,07 |
| 1830 | 0,035 | 0,07 |
| 1860 | 0,0344 | 0,07 |
| 1890 | 0,0338 | 0,07 |
| 1920 | 0,0333 | 0,07 |
| 1950 | 0,0329 | 0,07 |
| 1980 | 0,0322 | 0,06 |
| 2010 | 0,0316 | 0,06 |
| 2040 | 0,0315 | 0,06 |
| 2070 | 0,031 | 0,06 |
| 2100 | 0,0308 | 0,06 |
| 2130 | 0,0295 | 0,06 |
| 2160 | 0,0292 | 0,06 |
| 2190 | 0,0289 | 0,06 |
| 2220 | 0,027 | 0,05 |
| 2250 | 0,0268 | 0,05 |
| 2280 | 0,0265 | 0,05 |
| 2310 | 0,0255 | 0,05 |
| 2340 | 0,0252 | 0,05 |
| 2370 | 0,0246 | 0,05 |
| 2400 | 0,0244 | 0,05 |
| 2430 | 0,0242 | 0,05 |
| 2460 | 0,0242 | 0,05 |
| 2490 | 0,024 | 0,05 |
| 2520 | 0,0225 | 0,05 |
| 2550 | 0,0221 | 0,04 |
| 2580 | 0,0216 | 0,04 |
| 2610 | 0,0213 | 0,04 |

| | | |
|------|--------|------|
| 2640 | 0,0212 | 0,04 |
| 2670 | 0,021 | 0,04 |
| 2700 | 0,021 | 0,04 |
| 2730 | 0,0209 | 0,04 |
| 2760 | 0,0209 | 0,04 |
| 2790 | 0,02 | 0,04 |
| 2820 | 0,0203 | 0,04 |
| 2850 | 0,0201 | 0,04 |
| 2880 | 0,019 | 0,04 |
| 2910 | 0,019 | 0,04 |
| 2940 | 0,0189 | 0,04 |
| 2970 | 0,0186 | 0,04 |
| 3000 | 0,0181 | 0,04 |
| 3030 | 0,018 | 0,04 |
| 3060 | 0,0178 | 0,04 |
| 3090 | 0,0176 | 0,04 |
| 3120 | 0,0174 | 0,03 |
| 3150 | 0,0172 | 0,03 |
| 3180 | 0,017 | 0,03 |
| 3210 | 0,0168 | 0,03 |
| 3240 | 0,0167 | 0,03 |
| 3270 | 0,0165 | 0,03 |
| 3300 | 0,0159 | 0,03 |
| 3330 | 0,0157 | 0,03 |
| 3360 | 0,0155 | 0,03 |
| 3390 | 0,0155 | 0,03 |
| 3420 | 0,0153 | 0,03 |
| 3450 | 0,0152 | 0,03 |
| 3480 | 0,0148 | 0,03 |
| 3510 | 0,0146 | 0,03 |
| 3540 | 0,0139 | 0,03 |
| 3570 | 0,0138 | 0,03 |
| 3600 | 0,0135 | 0,03 |

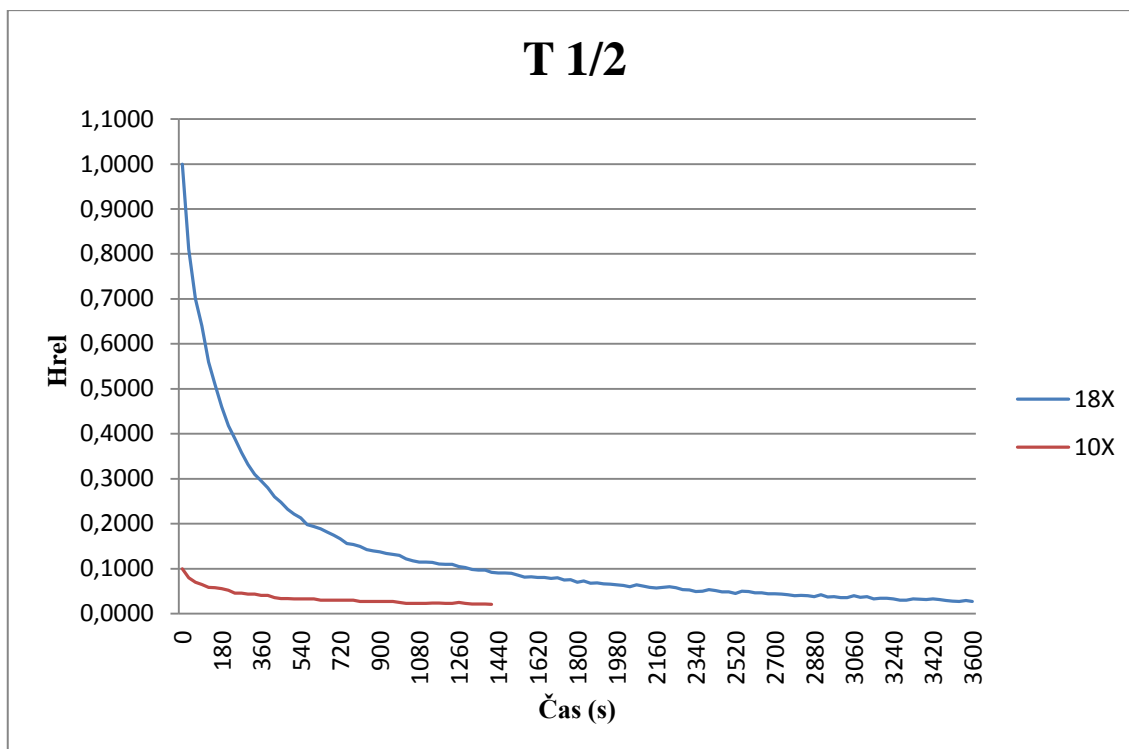
Zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka č. 4 Hodnoty dávek ($\mu\text{Sv/h}$) u energie 10 MV.

| Čas (s) | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | Hrel |
|----------------|---|-------------|
| 0 | 0,552 | 1,00 |
| 30 | 0,437 | 0,79 |
| 60 | 0,387 | 0,70 |
| 90 | 0,408 | 0,74 |
| 120 | 0,328 | 0,59 |
| 150 | 0,318 | 0,58 |
| 180 | 0,318 | 0,58 |
| 210 | 0,288 | 0,52 |
| 240 | 0,253 | 0,46 |
| 270 | 0,252 | 0,46 |
| 300 | 0,241 | 0,44 |
| 330 | 0,243 | 0,44 |
| 360 | 0,227 | 0,41 |
| 390 | 0,252 | 0,46 |
| 420 | 0,228 | 0,41 |
| 450 | 0,182 | 0,33 |
| 480 | 0,177 | 0,32 |
| 510 | 0,146 | 0,26 |
| 540 | 0,153 | 0,28 |
| 570 | 0,144 | 0,26 |
| 600 | 0,143 | 0,26 |
| 630 | 0,131 | 0,24 |
| 660 | 0,166 | 0,30 |

| | | |
|------|-------|------|
| 690 | 0,165 | 0,30 |
| 720 | 0,186 | 0,34 |
| 750 | 0,168 | 0,30 |
| 780 | 0,166 | 0,30 |
| 810 | 0,147 | 0,27 |
| 840 | 0,151 | 0,27 |
| 870 | 0,136 | 0,25 |
| 900 | 0,148 | 0,27 |
| 930 | 0,148 | 0,27 |
| 960 | 0,151 | 0,27 |
| 990 | 0,139 | 0,25 |
| 1020 | 0,123 | 0,22 |
| 1050 | 0,128 | 0,23 |
| 1080 | 0,126 | 0,23 |
| 1110 | 0,126 | 0,23 |
| 1140 | 0,133 | 0,24 |
| 1170 | 0,133 | 0,24 |
| 1200 | 0,136 | 0,25 |
| 1230 | 0,128 | 0,23 |
| 1260 | 0,136 | 0,25 |
| 1290 | 0,126 | 0,23 |
| 1320 | 0,142 | 0,26 |
| 1350 | 0,13 | 0,24 |
| 1380 | 0,123 | 0,22 |
| 1410 | 0,118 | 0,21 |

Zdroj: Vlastní výzkum

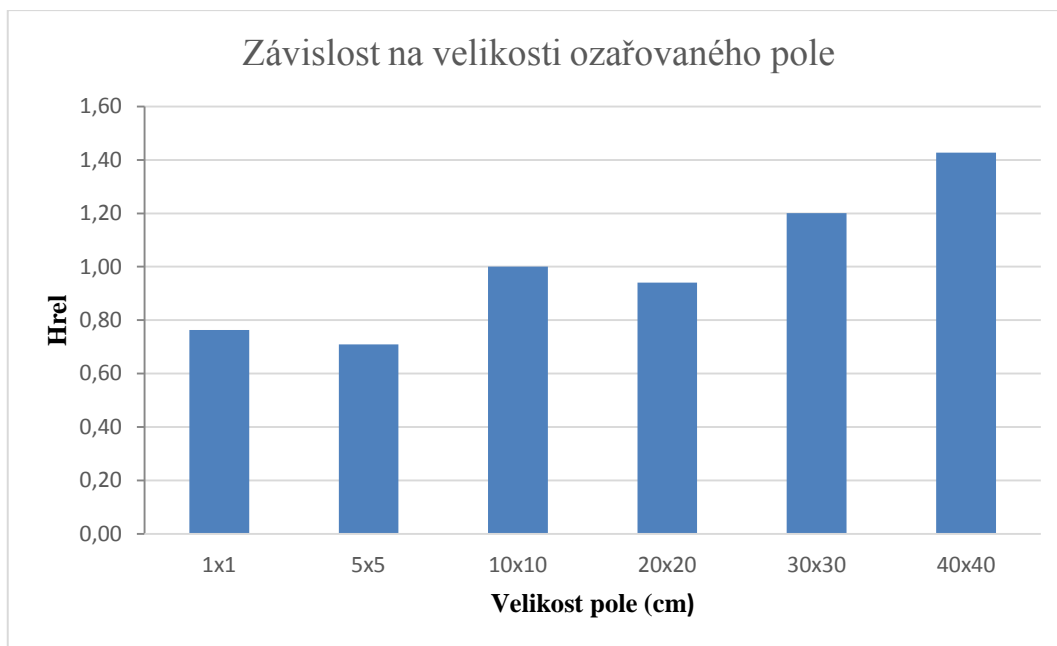


Graf č. 1 Grafické znázornění závislosti poklesu dávky na čase u energie 10 a 18 MV.
(Zdroj: Vlastní výzkum)

Tabulka č. 5 Hodnoty z druhého měření – závislost na velikosti ozařovacího pole.

| Pole (cm) | Naměřené hodnoty (μSv/h) | Hrel |
|------------------|---------------------------------|-------------|
| 1x1 | 4,12 | 0,76 |
| 5x5 | 3,74 | 0,71 |
| 10x10 | 6,30 | 1,00 |
| 20x20 | 4,60 | 0,94 |
| 30x30 | 5,28 | 1,20 |
| 40x40 | 5,27 | 1,43 |

Zdroj: Vlastní výzkum



Graf č. 2 Grafické znázornění hodnot dávek v závislosti na velikosti pole.

(Zdroj: Vlastní výzkum)

Následující měření se týkalo měření dávek v závislosti na vzdálenosti od zdroje. První část probíhala na ozařovacím stole, kde bylo vyznačeno devět bodů a měření probíhalo v různých výškách stolu pro každý bod (obrázek č. 8). Nejprve byl stůl nastaven do výchozí pozice 0, naměřili jsme hodnoty v devíti bodech a poté byl stůl posunut o 20 cm směrem nahoru a měření se opakovalo znovu pro všech devět bodů. Následoval posun stolu o 40 cm směrem dolů, opět byly zaznamenány hodnoty z jednotlivých bodů a stůl byl snížěn o dalších 20 cm a měření bylo opakováno. Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 6.

Druhá část byla měřena v šesti bodech vzdálených od zdroje směrem ven z ozařovny. Ozařovací stůl byl nastaven do nejnižší možné pozice (77 cm od podlahy a 95 cm od kolimátoru) a hodnoty byly měřeny v šesti bodech, vzdálených od sebe 1 m (obrázek č. 9). Výsledky jsou uvedeny v tabulce č. 7.

Tabulka č. 6 Hodnoty dávek v devíti bodech v různých výškách ozařovacího stolu.

| Stůl (cm) | Pozice | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | Hrel |
|----------------------|---------------|---|-------------|
| 0 | 1 | 12,6 | 1,00 |
| | 2 | 4,68 | 0,43 |
| | 3 | 4,87 | 0,46 |
| | 4 | 4,22 | 0,43 |
| | 5 | 3,66 | 0,42 |
| | 6 | 3,6 | 0,49 |
| | 7 | 3,06 | 0,39 |
| | 8 | 2,83 | 0,40 |
| | 9 | 2,16 | 0,37 |
| -20 | 1 | 7,2 | 1,20 |
| | 2 | 1,72 | 0,29 |
| | 3 | 1,72 | 0,32 |
| | 4 | 1,33 | 0,25 |
| | 5 | 1,33 | 0,25 |
| | 6 | 1,26 | 0,28 |
| | 7 | 1,29 | 0,31 |
| | 8 | 1,1 | 0,24 |
| | 9 | 0,98 | 0,24 |
| 20 | 1 | 3,17 | 0,78 |
| | 2 | 0,784 | 0,20 |
| | 3 | 0,799 | 0,27 |
| | 4 | 0,838 | 0,29 |
| | 5 | 0,785 | 0,27 |
| | 6 | 0,774 | 0,26 |
| | 7 | 0,763 | 0,26 |
| | 8 | 0,611 | 0,20 |
| | 9 | 0,791 | 0,27 |
| 40 | 1 | 1,21 | 0,46 |
| | 2 | 0,93 | 0,33 |
| | 3 | 0,472 | 0,17 |
| | 4 | 0,593 | 0,23 |
| | 5 | 0,622 | 0,27 |
| | 6 | 0,567 | 0,24 |
| | 7 | 0,582 | 0,24 |
| | 8 | 0,523 | 0,20 |
| | 9 | 0,542 | 0,26 |

Zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka č. 7 Hodnoty dávek ve vzdálenosti od zdroje směrem ven z ozařovny.

| Pozice | Naměřené hodnoty (μSv/h) | Hrel |
|---------------|---------------------------------|-------------|
| 1 (0m) | 0,960 | 0,45 |
| 2 (1m) | 0,549 | 0,27 |
| 3 (2m) | 0,410 | 0,21 |
| 4 (3m) | 0,330 | 0,18 |
| 5 (4m) | 0,333 | 0,18 |
| 6 (5m) | 0,308 | 0,19 |

Zdroj: Vlastní výzkum

Čtvrté měření bylo zaměřeno na měření dávek kolem hlavice lineárního urychlovače v různých místech (obrázek č. 10).

Tabulka č. 8 Hodnoty ze čtvrtého měření kolem hlavice LU.

| Kolimátor | Naměřené hodnoty (μSv/h) | Hrel |
|------------------|---------------------------------|-------------|
| A | 2,34 | 1,00 |
| B | 1,65 | 0,82 |
| C | 1,47 | 0,75 |
| D | 1,38 | 0,76 |
| E | 1,38 | 0,84 |
| F | 1,44 | 1,05 |
| G | 1,32 | 0,91 |
| H | 1,22 | 0,93 |

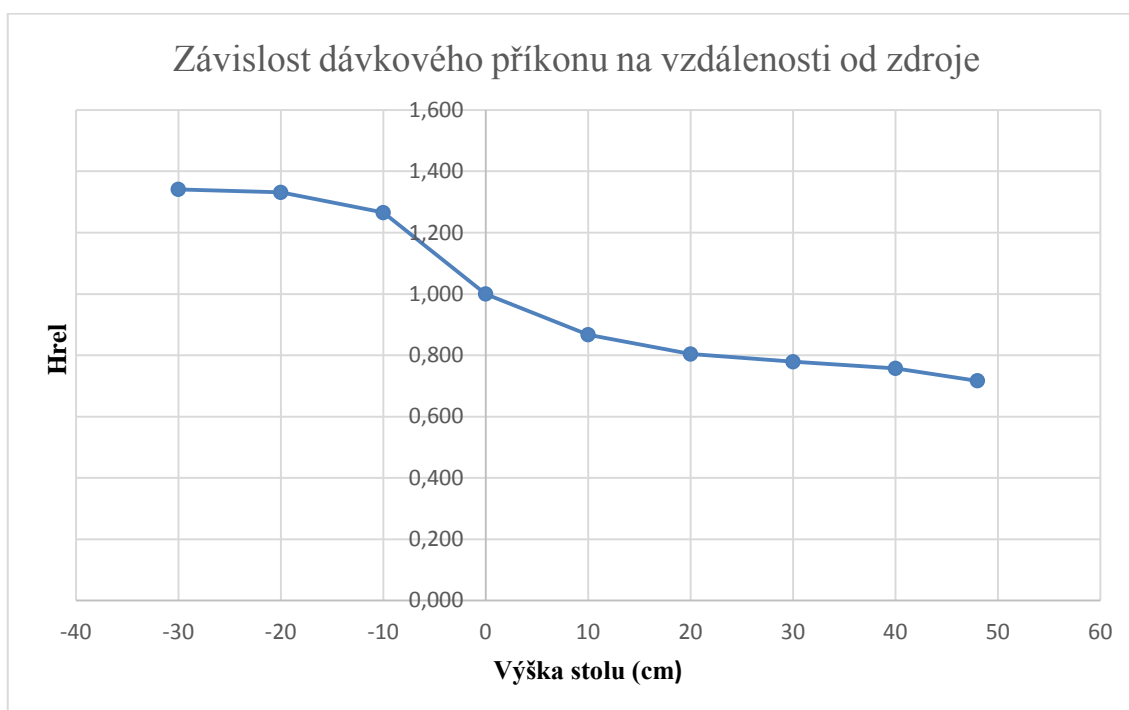
Zdroj: Vlastní výzkum

V pátém měření jsme se zabývali měřením dávek v závislosti na různých výškách ozařovacího stolu. Měření začínalo ve výchozí pozici 0 a po zaznamenání hodnoty byl každých 30 s posouván o 10 cm nahoru až do výšky -30. To samé se opakovalo směrem dolů, od pozice 0 se stůl snižoval každých 30 s o 10 cm. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 9. a znázorněny v grafu č. 3.

Tabulka č. 9 Hodnoty z pátého měření – závislost na výšce stolu

| Výška stolu (cm) | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | Hrel |
|------------------|---------------------------------------|------|
| -30 | 8,85 | 1,34 |
| -20 | 8,58 | 1,33 |
| -10 | 7,56 | 1,27 |
| 0 | 7,70 | 1,00 |
| 10 | 4,66 | 0,87 |
| 20 | 4,52 | 1,00 |
| 30 | 3,70 | 0,78 |
| 40 | 3,26 | 0,76 |
| 48 | 2,87 | 0,81 |

Zdroj: Vlastní výzkum



Graf č. 3 Grafické znázornění závislosti na vzdálenosti od zdroje.

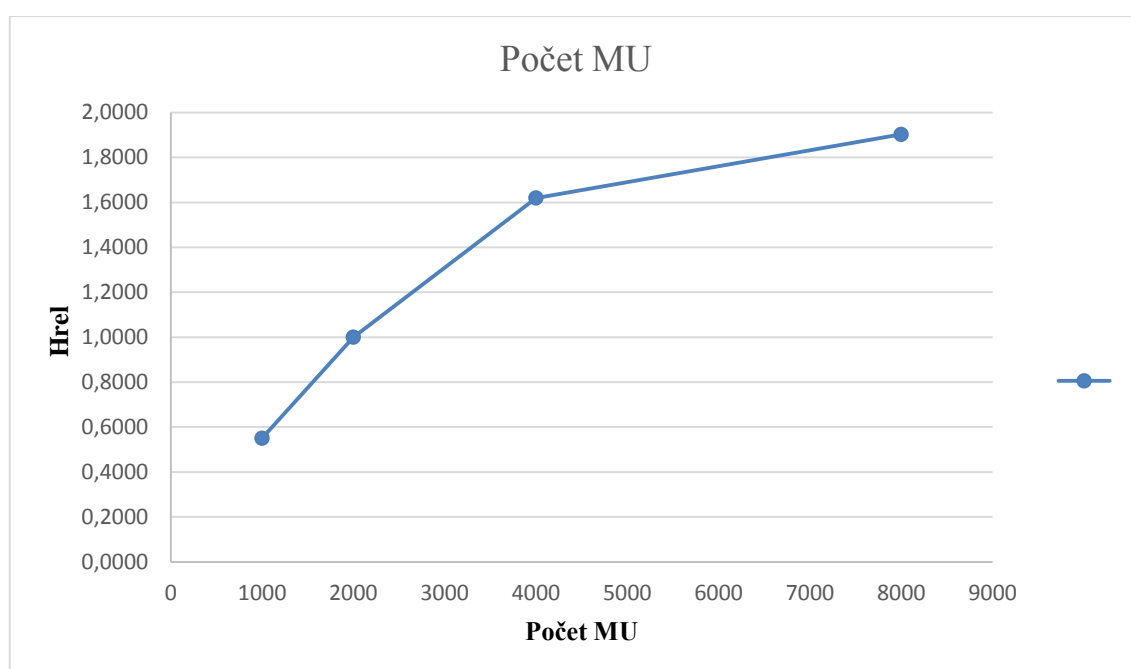
(Zdroj: Vlastní výzkum)

V šestém měření jsme zjišťovali, jestli má na velikost dávek ze sekundárního záření vliv aplikace různě vysoký počet monitorovacích jednotek.

Tabulka č. 10 Hodnoty ze šestého měření – různý počet MU

| Počet MU | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | Hrel |
|----------|---------------------------------------|--------|
| 1000 | 4,28 | 0,5501 |
| 2000 | 7,78 | 1 |
| 4000 | 12,6 | 1,6195 |
| 8000 | 14,8 | 1,9023 |

Zdroj: Vlastní výzkum



Graf č. 4 Grafické znázornění šestého měření – různý počet MU.

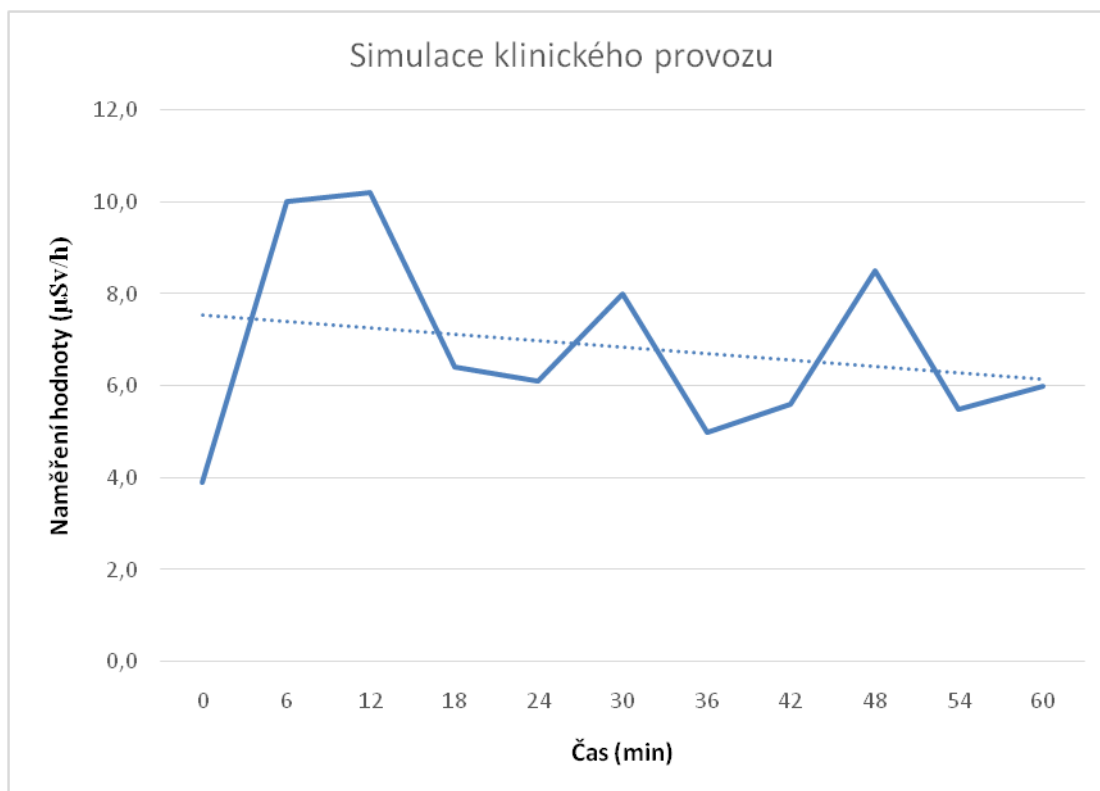
(Zdroj: Vlastní výzkum)

Sedmé měření se týkalo simulace klinického provozu. Měření probíhalo po dobu 1 hod a každých 6 min bylo nazářeno 1000 MU, hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 11 a graficky znázorněny v grafu č. 5.

Tabulka č. 11 Hodnoty ze simulace klinického provozu

| Čas (min) | Naměřené hodnoty ($\mu\text{Sv/h}$) | MU tot. (1000) |
|-----------|---------------------------------------|----------------|
| 0 | 3,9 | 1 |
| 6 | 10,0 | 2 |
| 12 | 10,2 | 3 |
| 18 | 6,4 | 4 |
| 24 | 6,1 | 5 |
| 30 | 8,5 | 6 |
| 36 | 5,0 | 7 |
| 42 | 5,6 | 8 |
| 48 | 8,5 | 9 |
| 54 | 5,5 | 10 |
| 60 | 6,0 | 11 |

Zdroj: Vlastní výzkum



Graf č. 5 Simulace klinického provozu (Zdroj: Vlastní výzkum)

Výpočet odhadu ozáření personálu

Pro výpočet odhadu ozáření personálu byly použity údaje z posledního měření a z klasického provozu na radioterapeutickém pracovišti.

$$10 \mu\text{Sv/h} * 0,083 \text{ h} * 10 * 8 * 250 = 16\,600 \mu\text{Sv/rok} = 16,6 \text{ mSv/rok}$$

$$10 \mu\text{Sv/h} = 0,01 \text{ mGy/h}$$

Tento výpočet nám potvrdil, že i při takto nadsazeném provozu, nepřekročíme limit pro radiační pracovníky (20 mSv/rok) a také nedojde k překročení námi stanovené hodnotě dávkového příkonu (0,031 mGy/hod).

5. Diskuze

Během záření vznikají při (γ , n) reakcích neutrony a fotony. Neutrony vymizí z místnosti po ukončení ozáření a než přijde obsluha k lineárnímu urychlovači, v místnosti se již žádné nevyskytují. Také nemáme k dispozici přístroj na měření neutronů, proto jsme se v práci zabývali pouze měřením fotonů.

Z výsledků jednotlivých měření vyplývá, že po naaktivování kolimačního systému lineárního urychlovače, dochází k ozařování personálu během práce. Naměřené hodnoty ukazují, že toto ozařování nepředstavuje významné riziko, což potvrzují výsledky osobní dozimetrie. Takto způsobené dávky jsou natolik malé, že je osobní dozimetrie nejsou schopny zaznamenávat.

Výsledky prvního měření ukazují, jaká je závislost dávkového příkonu ze sekundárního záření kolimačního systému, vyvolaná různými energiemi primárního svazku na době od vypnutí primárního svazku (od ukončení záření). U energie 6 MV byly hodnoty prakticky neměřitelné. V tabulce č. 3 a č. 4 jsou uvedeny hodnoty měření pro energie 18 MV a 10 MV, měření trvalo do doby, než jsme se přiblížili k hodnotám radiačního pozadí. Z počátku (po ukončení záření) je zde patrný rychlý pokles hodnot, který je lépe viditelný v grafu č. 1, kde jsou porovnány energie 10 a 18 MV. Výsledná rozpadová křivka pro směs radionuklidů u energie 18 MV není exponenciála, podílí se na ní totiž více radionuklidů s různými poločasy rozpadu (viz tabulka č. 1). Při záření energií 18 MV vzniká mnohem více radionuklidů (řádově 10 x) a jejich poločasy rozpadů jsou mnohem delší než u záření s energií 10 MV. I naše měření tak potvrzují závěry nalezené v literatuře, že u energií primárního svazku fotonů pod 10 MV neprobíhají jaderné reakce, při kterých dochází ke vzniku nežádoucích radionuklidů (potvrzuje se energetický práh 8 - 10 MV).

Z toho důvodu všechna následující měření probíhala pouze s energií 18 MV, kdy byla snaha zmapovat dávky v různých vzdálenostech, polohách i výškách od zdroje.

Při ozařování pacientů se používají různé velikosti ozařovacích polí, proto jsme se zabývali závislostí dávkového příkonu sekundárního záření na velikosti pole. Bylo vybráno celkem 6 velikostí polí a hodnoty dávek mírně rostou se zvětšující se velikostí pole (tabulka č. 5). Z toho se dá usuzovat, že nejvíce radionuklidů vzniká v částech kolimátoru, které jsou blízko ohniska primárního svazku, tedy v terčíku a homogenizačním kuželu. Záření z těchto částí je pohlcováno clonovým systémem.

V další části práce jsme zmapovali prostorovou distribuci dávkového příkonu sekundárního záření v okolí ozařovače v místech, kde se pohybuje personál. Toto měření mělo za cíl ukázat, jaké dávky obdrží obsluha při příchodu do ozařovny k ozařovacímu stolu na jednotlivé části těla. Měření můžeme rozdělit na tři části. Probíhalo v různých vzdálenostech od zdroje. Dle toho byly stanoveny výšky stolu, aby odpovídaly úrovni hlavy a krku, hrudníku a rukou, břicha, genitálií a nohou. Výsledky z těchto měření jsou zaznamenány v tabulkách č. 6, 7 a 9. V grafu č. 3 je vidět, že dávkový příkon se čtvercem vzdálenosti neubývá (jak by se mohlo očekávat). Vzdálenosti, ve kterých bylo měření prováděno, jsou „blízko“ kolimačního systému, proto nelze zdroj považovat za bodový, což je vzhledem k rozměrům kolimačního systému zřejmé. Ve velmi malých vzdálenostech (vzhledem k rozměrům kolimačního systému) se zdroj jeví jako objemový a ve větších vzdálenostech pak jako zdroj plošný.

Během ozařování se hlavička lineárního urychlovače otáčí kolem pacienta a po ukončení ozáření se může nacházet v různých pozicích, takže i s ní přijde obsluha do kontaktu. Proto jí bylo také věnováno jedno měření a hodnoty jsou uvedené v tabulce č. 8.

Při radioterapii se také používají různé počty monitorovacích jednotek, počet jednotek se odvíjí od použité ozařovací techniky. Abychom zjistili, jestli různě vysoký počet monitorovacích jednotek může ovlivnit dávky sekundárního záření, provedli jsme další měření. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce č. 10 a jsou vloženy do grafu č. 4, který znázorňuje, že průběh není lineární, protože dochází k nasycování. Tento efekt je způsoben tím, že nazáření většího počtu monitorovacích jednotek trvá poměrně dlouhou dobu (1000 MU trvá cca 3 min) a během ozařování dochází současně k rozpadu vzniklých radionuklidů.

Na závěr bylo zvoleno měření simulující klasický klinický provoz, kdy se po dobu jedné hodiny každých 6 min provedlo ozáření 1000 MU s cílem zjistit, jestli bude docházet s dalším ozářením k navyšování dávek. Tabulka č. 11 nám ukazuje naměřené hodnoty a ty jsou zaneseny do grafu č. 5, který vykazuje klesající trend, protože aktivované radionuklidy se během klinického provozu rozpadají rychleji, než se stačí znovu naaktivovat. Údaje z tohoto měření byly použity pro výpočet odhadu dávky ozáření personálu během práce. Výsledkem celého měření je potvrzení všech hypotéz, kdy i při nadsazených hodnotách nedojde k překročení limitů pro radiační pracovníky, ani námi stanovené hodnoty dávkového příkonu 0,031 mGy/hod.

Podobná měření prováděli i ve světě, například v Itálii, kde provedli toto měření z hlediska likvidace lineárního urychlovače Mevatron Siemens 77 po 23 letech provozu. Pro svá měření si vybírali pouze radionuklidy s dlouhým poločasem rozpadu. Výsledkem jejich měření bylo, že i přes relativně dlouhé poločasy rozpadu (75 dnů) se mohou urychlovače tohoto typu likvidovat běžným způsobem bez následků na životní prostředí. (Brusa, 2008)

Další zahraniční studie se zabývala odhadem příspěvků dávky radiačním pracovníkům během léčby vysokými energiemi a stanovili optimální vstupní časy do ozařovny. Měření byla prováděna u dvou typů technik (2 protilehlá pole a technika 3 polí) a na lineárním urychlovači Elekta Precise (energie 18 MV). Nejvyšší dávky byly přibližně 7 $\mu\text{Sv/h}$ uvnitř místnosti, zatímco dávky v ovladovně byly blízké radiačnímu pozadí (~ 0 $\mu\text{Sv/h}$) pro všechny techniky. Nejvyšší osobní dávku radiačních pracovníků odhadli na 5 mSv/rok. Zjistili, že pokud by chtěli optimalizovat ochranu radiačních pracovníků, tak by měli vstupovat do ozařovny až po 11 minutách. Závěrem této studie je, že potencionální riziko pro radiační pracovníky se standardními bezpečnostními postupy bylo značně pod mezinárodně doporučovanými hodnotami, ale rizika by mohla být dále snížena odložením vstupu do ozařovny. Bylo navrženo, aby 7 minut byl optimální vstupní čas pro 18 MV PA techniky, 7,5 min byl optimální vstupní čas pro techniku 3 polí a 11 min byl optimální vstupní čas pro 10 MV PA techniky. (Ho, 2012)

I když literatura a naše měření ukazují, že energie fotonů 18 MV nepředstavuje významný problém v ochraně před zářením, princip ALARA nás vede k úvaze, zda bychom nemohli energii 18 MV přestat používat a zcela ji nahradit nižšími fotonovými energiemi. Dnešní moderní ozařovací technologie (lineární urychlovače s multileaf kolimátorem) a ozařovací techniky (ozařovací plány vypočtené moderními plánovacími systémy) nám umožňují ozářit pacienta i bez použití vysokých energií a to se stejným výsledkem pro energie nižší. Jako názorná ukázka byl spočítán ozařovací plán u jednoho pacienta pro tři různé ozařovací techniky (starší i novější). Jedná se o techniku dvou protilehlých polí AP-PA, Box technika - 4 pole a technika IMRT.

Technika dvou protilehlých polí je zástupce těch starších technik, které se již v dnešní době nepoužívají. Pro tuto techniku lépe vycházely ozařovací plány pro energii 18 MV. Na obrázcích č. 11 a 12, které jsou v příloze, je vyznačena červená oblast, kterou potřebujeme ozářit co nejméně (co nejvíce šetřit). Tumor uložený pod

touto oblastí však musí obdržet předepsanou dávku. Za těchto podmínek lépe vychází energie 18 MV, kdy D_{max} je nižší (109,90 %), na rozdíl od energie 6 MV, kdy D_{max} je 118,10 %, tedy vyšší o cca 10 %. Na rozdíl od techniky BOX, kde je radiační zátěž rozprostřena na čtyři ozařovací pole. U této techniky není až takový rozdíl v D_{max} u energie 6 a 18 MV, ale i přesto dochází k efektu šetření kůže v červeně vyznačených oblastech (obrázky č. 13 a 14 uvedené v příloze). Histogram na obrázku č. 15 v příloze dokazuje, že daný tumor (cílový objem - PTV) obdržel požadovanou předepsanou dávku, takže byl ve všech případech správně ozářen. Požaduje se co nejvíce homogenní ozáření cílového objemu. Z tohoto hlediska u energie 6 MV je patrné, že oblast tumoru obdržela zbytečně vysoké dávky. U starších technik je zřejmé, že pro šetření kritických struktur vychází lépe plány s vysokou energií, u energie 6 MV dochází k ozáření kritických struktur vyšší dávkou. Dokazují to obrázky č. 16 a 17 v příloze.

U nových ozařovacích technik IMRT situace vypadá následovně. Byl spočítán plán pro všechny energie (6 MV, 10 MV, 18 MV) a z výsledků je zřejmé, že u všech energií dosáhneme velmi podobného, požadovaného výsledku. Rozdíl mezi energiemi je velmi malý a z toho vyplývá, že v ozařovacích plánech se může energie 18 MV nahradit nižšími energiemi. Dokazují to obrázky č. 17 a 18 v příloze.

6. Závěr

Stanovené cíle práce byly splněny a na základě různých měření a výpočtů byly potvrzeny tři uvedené hypotézy. Změřili jsme sekundární záření naaktivovaného kolimačního systému z hlediska závislosti na energii primárního svazku fotonů, časové závislosti, závislosti na velikosti ozařovacího pole. Zmapovali jsme radiační situaci kolem urychlovače v místech, kde se pohybuje obsluha. Měření nám potvrdilo, že existuje jistá malá možnost rizika ozáření ze sekundárního záření, které obdrží radiologický asistent při práci, Tyto dávky jsou tak malé, že jsou pod detekovatelnou hranicí (0,05 mSv) osobních dozimetrů, které asistenti používají a nepředstavují závažný problém v ochraně před zářením.

Pro většinu měření jsme se zaměřili na vysokou energii 18 MV, protože nejvíce naaktivuje kolimační systém urychlovače. Pro výpočet odhadu dávky na personál se záměrně volila ta nejméně příznivá situace, abychom dokázali, že i při takto nadsazených hodnotách nedojde k překročení limitů pro radiační pracovníky, které uvádí Vyhláška č. 422/2016 Sb. o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje.

Srovnali jsme ozařovací plány pro různé techniky a pro různé energie fotonového záření. Výsledky ukazují, že pokud se použije moderní ozařovací technika IMRT, mezi energiemi není podstatný rozdíl a kvalita těchto plánů je srovnatelná.

Výsledky našich měření, srovnání ozařovacích plánů a závěry plynoucí z literatury nás vedou k závěru, že vysoké energie fotonů se mohou nahradit energiemi nižšími bez zhoršení kvality ozáření pacienta, pokud se využívá současných moderních technologií a technik. Výhodou takového řešení je vyloučení vystavení personálu sekundárnímu záření naaktivovaného kolimačního systému urychlovače, i když takto obdržené dávky jsou malé.

7. Seznam literatury

1. BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK, 2015. *Základy lékařské fyziky*. 4. Praha: Karolinum, 322 s. ISBN 978-80-246-2645-1.
2. BOZP: *Principy radiační ochrany - bezpečnost a ochrana zdraví při práci* [online], 2008. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <http://www.bozpinfo.cz/principy-radiacni-ochrany-bezpecnost-ochrana-zdravi-pri-praci>
3. BRUSA, A., et al., 2008. *Long term activation in a 15 MeV radiotherapy accelerator*. *Medical physics*, 35.7: 3049-3053.
4. ConVERTER: *Jednotky působení ionizujícího záření* [online], 2002. [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <http://www.converter.cz/prevody/dozimetrie-detekce.htm>
5. CULEK, Jiří, 2014. *Radioterapie s modulovanou intenzitou a úloha radiologického asistenta při ní*. Pardubice. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice - Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce Prof. MUDr. Jiří Petera, Ph.D.
6. ELEKTA SYNERGY, 2008. *Uživatelská příručka pro klinické uživatele XVI R4.2*. Číslo dokumentu 1015333_01
7. FISCHER, Helmut W.; TABOT, Ben; POPPE, Björn, 2008. *Comparison of activation products and induced dose rates in different high-energy medical linear accelerators*. *Health physics*, 94.3: 272-278.
8. FUKÁTKO, Tomáš, 2007. *Detekce a měření různých druhů záření*. Praha: BEN - technická literatura, 189 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 978-80-7300-193-3.
9. GERNDT, Josef a Petr PRŮŠA, 2011. *Detektory ionizujícího záření*. 2. Praha: ČVUT, 182 s. ISBN 978-80-01-04710-1.
10. HO, Lavine, et al., 2012. *Evaluation of optimum room entry times for radiation therapists after high energy whole pelvic photon treatments*. *Journal of occupational health*, 54.2: 131-140.
11. HUDEČEK, Pavel - *Elektrické pole: van de Graaffův generátor* [online]. [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.dejvice.cz/edison/elektro/11/el11.htm>
12. HUŠÁK, Václav, 2009. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Palackého univerzita, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.

13. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA, 2012. *Základy radiační onkologie*. Brno: Masarykova univerzita, 247 s. ISBN 978-80-210-6061-6.
14. CHANG, Steven D.; ADLER, John R., 2011. *Robotics and radiosurgery—the cyberknife*. *Stereotactic and functional neurosurgery*, 76.3-4: 204-208.
15. KOCHMANOVÁ, Barbora, 2014. *Vývoj ozařovacích technik a jejich vliv na velikost cílového objemu*. Plzeň. Bakalářská práce. ZČU - Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce MUDr. Tomáš Svoboda, PhD.
16. KOLEKTIV AUTORŮ, 2000. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
17. KOLEKTIV AUTORŮ, 2004. *Radiobiologie: Charakteristika ionizujícího záření* [online]. [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/13/131.html>
18. KOLEKTIV AUTORŮ, 2004. *Radiobiologie: Filmová dozimetrie* [online]. [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/163.html>
19. KONEČNÝ, Jiří, 2007. *Radiační ochrana*. 1. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 19 s.
20. KONEFAŁ, Adam, 2011. *Undesirable radioisotopes induced by therapeutic beams from medical linear accelerators*. INTECH Open Access Publisher.
21. KONEFAŁ, A., et al., 2006. *Background neutron radiation in the vicinity of Varian Clinac-2300 medical accelerator working in the 20 MV mode*. *Pol J Environ Stud*, 15.4A: 177-80.
22. KONEFAL, A., ORLEF, A., DYBEK, M., MANIAKOWSKI, Z., POLACZEK-GRELIK, K., ZIPPER, W. 2008, *Correlation between radioactivity induced inside the treatment room and the undesirable thermal/resonance neutron radiation produced by linac.*, „Physica Medica”, 24: 212 – 218.
23. KROUPA, Martin, 2002. *Jaderná, subjaderná a atomová fyzika: Neutrony, interakce neutronů s prostředím*. České Budějovice. Jihočeská univerzita.
24. KUNA, Pavel, Leoš NAVRÁTIL a kolektiv, 2005. *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus. ISBN 80-86571-09-2.
25. KUSÁ, Alena, 2014. *Ozařovací technika Rapid Arc - optimalizace verifikačních metod ozařovacích plánů a kontroly kvality plánovacího systému*. Pardubice. Bakalářská práce. Univerzita Pardubice - Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce Ing. Karel Nechvíl.

26. MORNSTEIN, Vojtěch a Ivo HRAZDIRA, 2012. *Nukleární medicína a radioterapie*. [online], Brno: Masarykova univerzita. [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/1892775/>
27. NATIONALPHYSICALLABORATORY, 2017. *Kaye&Laby: Tables of Physical & Chemical Constants* [online]. NPL Management [cit. 2017-05-01]. Dostupné z: http://www.kayelaby.npl.co.uk/atomic_and_nuclear_physics/4_6/4_6_1.html.
28. MONACO, 2017. *Plánovací systém verze 5.0*, ORAK FN Plzeň
29. PET - SPECT: *PET-pozitronová emisní tomografie* [online], 2009. [cit. 201705.05]. Dostupné z: <http://www.petpect.fbmi.cvut.cz/pet/index.php/Fotogalerie.html>
30. PLANW, 2017. *Plánovací systém verze 3.0*, ORAK FN Plzeň
31. PODZIMEK, František, 2013. *Radiologická fyzika: Fyzika ionizujícího záření*. Praha: ČVUT, 336 s. ISBN 978-80-01-05319-5.
32. POLACZEK-GRELIK, K., et al., 2010. *Linear accelerator therapeutic dose induced radioactivity dependence*. Applied Radiation and Isotopes, 68.4: 763-766
33. POLACZEK-GRELIK, Kinga; KARACZYN, Barbara; KONEFAŁ, Adam, 2012. *Nuclear reactions in linear medical accelerators and their exposure consequences*. Applied Radiation and Isotopes. 70.10: 2332-2339.
34. PROJEKTY SIPVZ - *Kde se používá fyzika a chemie: Schéma ozařovací hlavičky - Teragam* [online], 2005. Olomouc [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://projektysipvz.gytool.cz/ProjektySIPVZ/Default.aspx?uid=127>
35. PROJEKTY SIPVZ - *Kde se používá fyzika a chemie: Teragam - kobaltový ozařovač* [online], 2005. Olomouc [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://projektysipvz.gytool.cz/projektysipvz/Default.aspx?uid=118>
36. RICHTROVÁ, Michaela, 2008. *Urychlovače elementárních částic*. Brno. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Prof. RNDr. Vladislav Navrátil, CSc.
37. ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK, 2006. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Graga Publishing, 232 s. ISBN 80-247-1383-7.
38. SABOL, Jozef a Petr VLČEK, 2011. *Radiační ochrana v radioterapii*. Praha: ČVUT, 300 s. ISBN 978-80-01-04757-6.

39. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 372s. ISBN 978-80-247-4108-6.
40. SINGER, Jan, 2005. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. České Budějovice: Jihočeská univerzita: Zdravotně sociální fakulta, 67 s. ISBN 80-7040-752-2.
41. SÚJB, *Radiační ochrana: Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření* [online], 2005. Praha: SÚJB [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/Zabezpeceni_os_monit_pri_ozareni.pdf
42. SÚJB, 2007. *Radiační ochrana: Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření* [online]. SÚJB [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/28dozimetrie_zevni_2007.pdf
43. SÚJB: *Nové atomové právo* [online], 2017. Praha [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/legislativa/nove-atomove-pravo/>
44. SURO: *Radiační ochrana - historie* [online], 2017. Praha [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/historie>
45. SURO: *Radiační ochrana - principy radiační ochrany* [online], 2017. Praha [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
46. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETRA A KOLEKTIV, 2007. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, 457 s. ISBN 978-80-7262-469-0.
47. ŠVEC, Jiří, 2005. *Radioaktivita a ionizující záření*. Ostrava: SPBI. ISBN 80-86634-62-0.
48. VF Osobní dozimetrie: *Opticky stimulovaná luminiscence* [online], 2008. Černá Hora [cit. 2017-04-23]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/opticky-stimulovana-luminiscence>.
49. Vyhláška č. 422/2016 Sb.: o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016. In: *Sbírka zákonů České republiky*. částka 172. s. 6619 – 6620. ISSN 1211-1244.
50. ULLMANN, Vojtěch, 2009. *Jaderná a radiační fyzika*. Ostrava: Ostravská univerzita, 173 s. ISBN 978-80-7368-669-7.
51. Zákon č. 263/2016 Sb.: atomový zákon, 2016. In: *Sbírka zákonů České republiky*. částka 102. s. 3974 – 3976.

8. Seznam tabulek

| | |
|--|----|
| Tabulka č. 1 Přehled radioizotopů..... | 19 |
| Tabulka č. 2 Údaje pro výpočet odhadu ozáření personálu..... | 46 |
| Tabulka č. 3 Hodnoty dávek ($\mu\text{Sv/h}$) u energie 18MV..... | 47 |
| Tabulka č. 4 Hodnoty dávek ($\mu\text{Sv/h}$) u energie 10MV..... | 49 |
| Tabulka č. 5 Hodnoty z druhého měření – závislost na velikosti ozařovacího pole..... | 50 |
| Tabulka č. 6 Hodnoty dávek v devíti bodech v různých výškách ozařovacího stolu. | 52 |
| Tabulka č. 7 Hodnoty dávek ve vzdálenosti od zdroje směrem ven z ozařovny..... | 53 |
| Tabulka č. 8 Hodnoty ze čtvrtého měření kolem hlavice LU..... | 53 |
| Tabulka č. 9 Hodnoty z pátého měření – závislost na výšce stolu..... | 54 |
| Tabulka č. 10 Hodnoty ze šestého měření – různý počet MU..... | 55 |
| Tabulka č. 11 Hodnoty ze simulace klinického provozu..... | 56 |
| Tabulka č. 12 Převod jednotek..... | 72 |

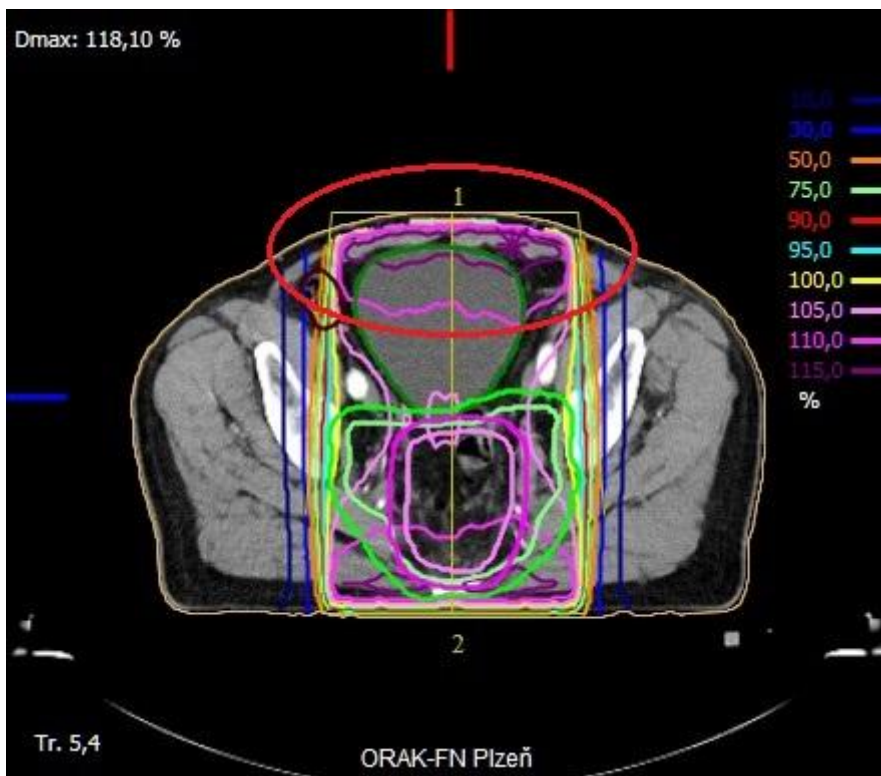
9. Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obrázek č. 1 Schéma rentgenky | 11 |
| Obrázek č. 2 van de Graaffův generátor | 21 |
| Obrázek č. 3 Schéma betatronu | 22 |
| Obrázek č. 4 Schéma cyklotronu | 23 |
| Obrázek č. 5 Schéma mikrotronu | 24 |
| Obrázek č. 6 Schéma lineárního urychlovače..... | 27 |
| Obrázek č. 7 Schéma hlavice kobaltového ozařovače | 29 |
| Obrázek č. 8 Schéma měřících bodů | 43 |
| Obrázek č. 9 Schéma měřených bodů - vzdálenost od zdroje | 44 |
| Obrázek č. 10 Schéma měřených bodů kolem hlavice lineárního urychlovače | 45 |
| Obrázek č. 11 Technika AP-PA, energie 6 MV | 70 |
| Obrázek č. 12 Technika AP-PA, energie 18 MV | 70 |
| Obrázek č. 13 Technika BOX, energie 6 MV | 71 |
| Obrázek č. 14 Technika BOX, energie 18 MV | 71 |
| Obrázek č. 15 PTV pro 6 a 18 MV, technika AP-PA, BOX..... | 72 |
| Obrázek č. 16 DVH pro močový měchýř | 73 |
| Obrázek č. 17 DVH pro střevní kličky | 74 |
| Obrázek č. 17 Technika IMRT - řezy pro všechny energie | 75 |
| Obrázek č. 18 DVH - IMRT - křivky pro všechny energie | 75 |

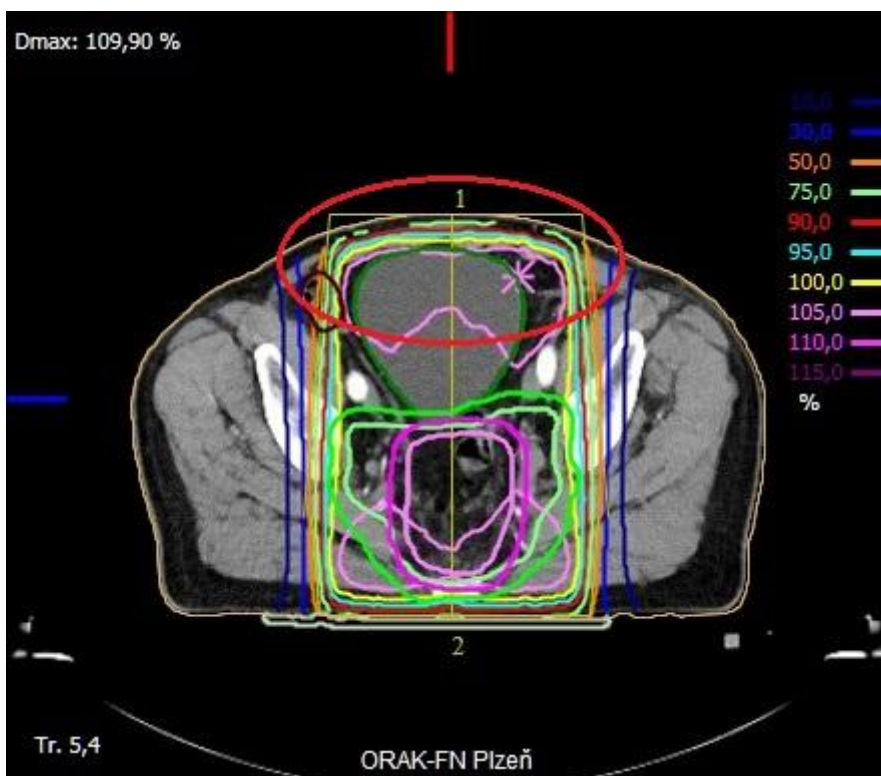
10. Seznam grafů

| | |
|--|----|
| Graf č. 1 Grafické znázornění závislosti poklesu dávky na čase u energie 10 a 18 MV. | 50 |
| Graf č. 2 Grafické znázornění hodnot dávek v závislosti na velikosti pole..... | 51 |
| Graf č. 3 Grafické znázornění závislosti na vzdálenosti od zdroje..... | 54 |
| Graf č. 4 Grafické znázornění šestého měření – různý počet MU..... | 55 |
| Graf č. 5 Simulace klinického provozu | 56 |

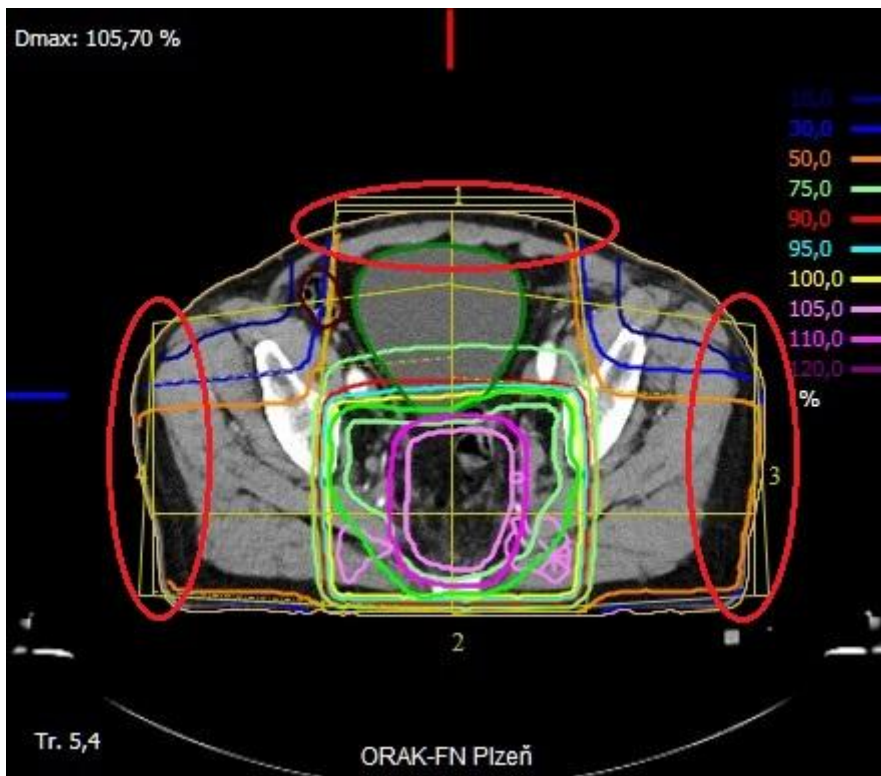
11. Přílohy



Obrázek č. 11 Technika AP-PA, energie 6 MV (Zdroj: PlanW, 2017)



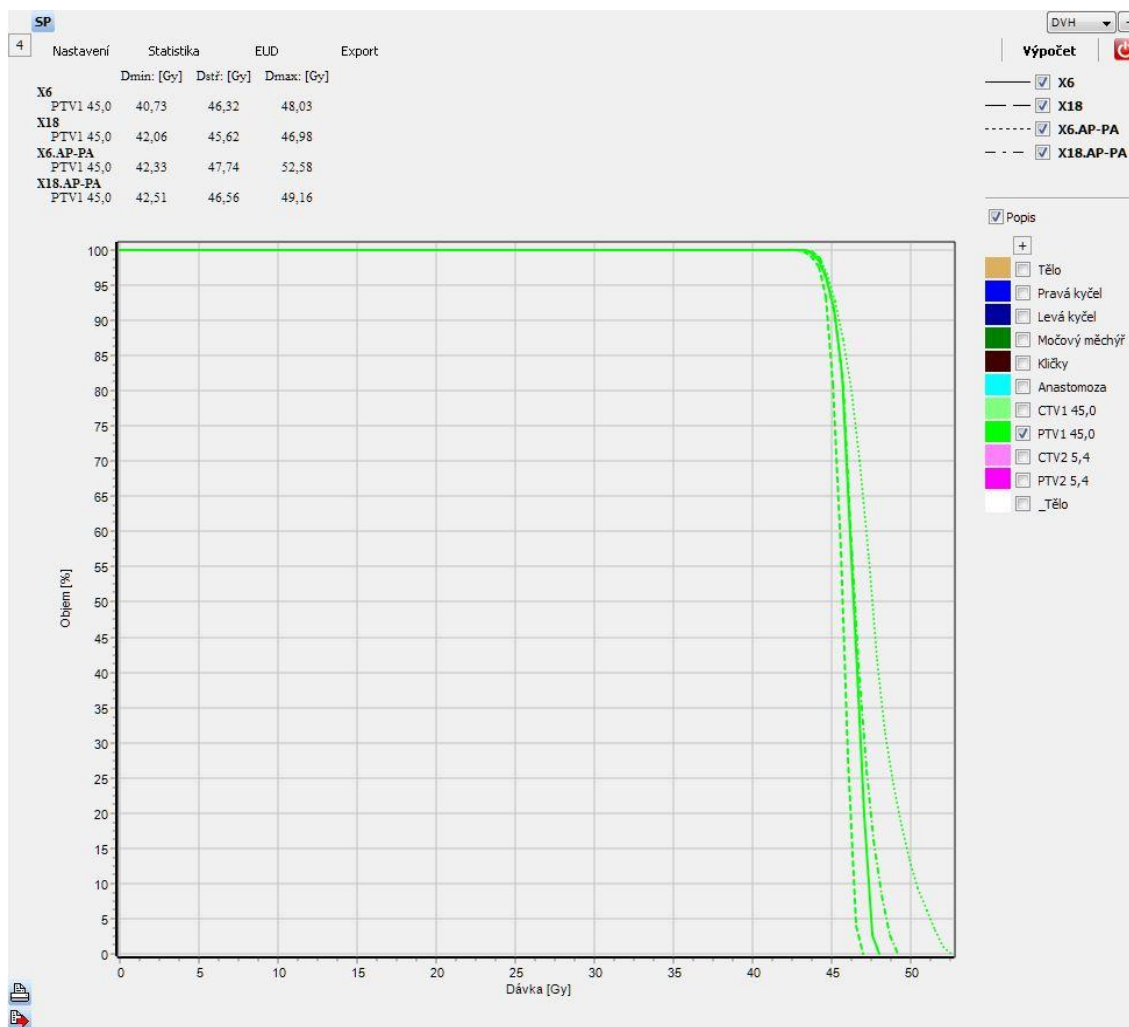
Obrázek č. 12 Technika AP-PA, energie 18 MV (Zdroj: PlanW, 2017)



Obrázek č. 13 Technika BOX, energie 6 MV (Zdroj: PlanW, 2017)



Obrázek č. 14 Technika BOX, energie 18 MV (Zdroj: PlanW, 2017)

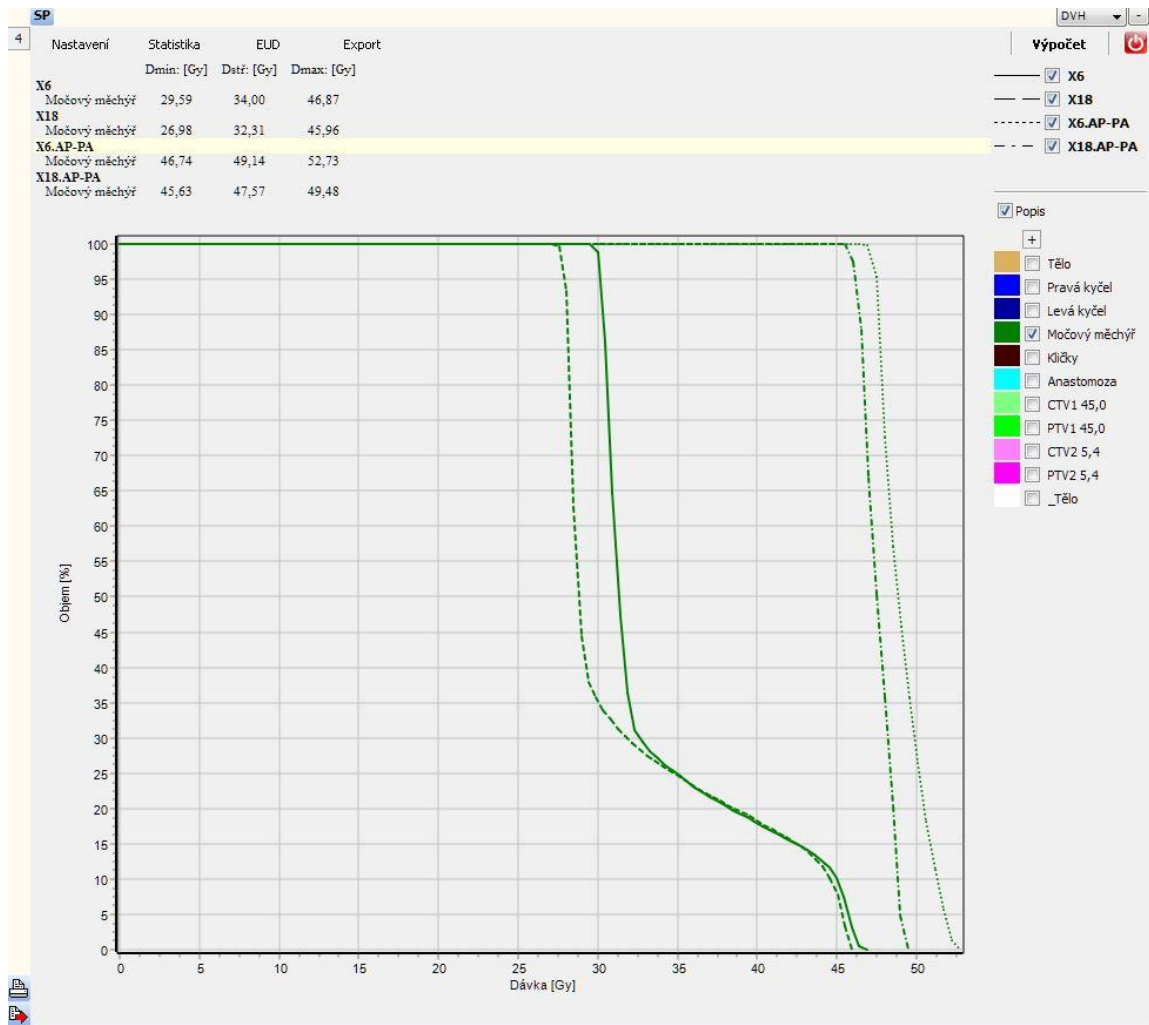


Obrázek č. 15 PTV pro 6 a 18 MV, technika AP-PA, BOX (Zdroj: PlanW, 2017)

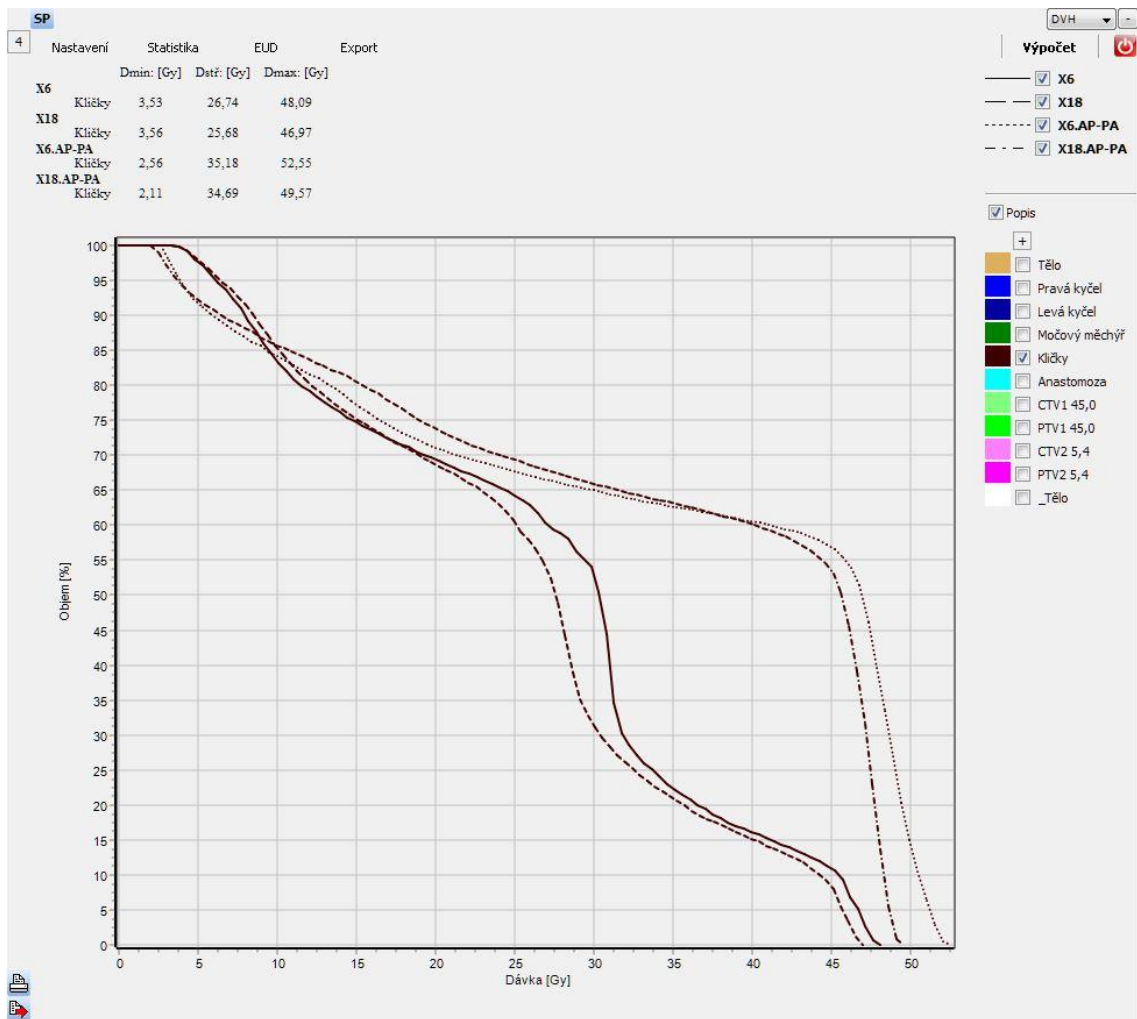
Tabulka č. 12 Převod jednotek

| | | |
|-------|---------------|--|
| 1 rad | 0,01 Gy | Dříve používaná jednotka absorbované dávky |
| 1 rem | 0,01 Sv | Dříve používaná jednotka dávkového ekvivalentu |
| 1 R | 0.000258 C/kg | Dříve používaná jednotka expozice |

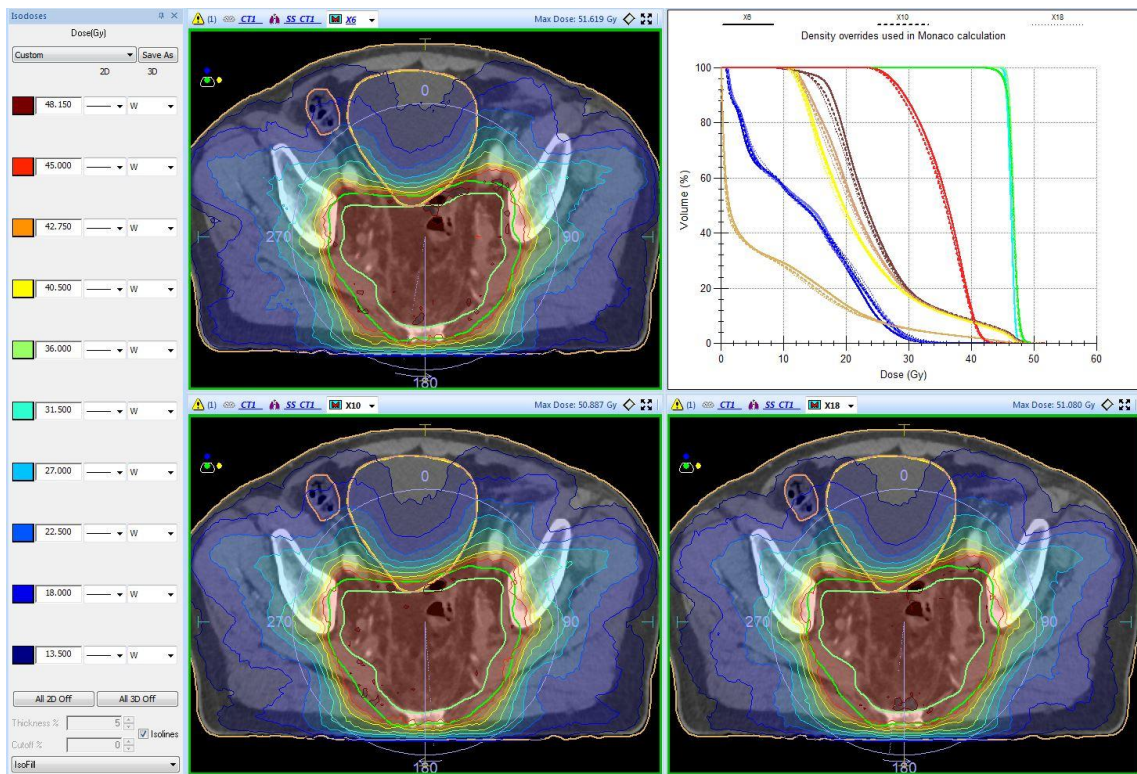
(Zdroj: ConVERTER, 2002)



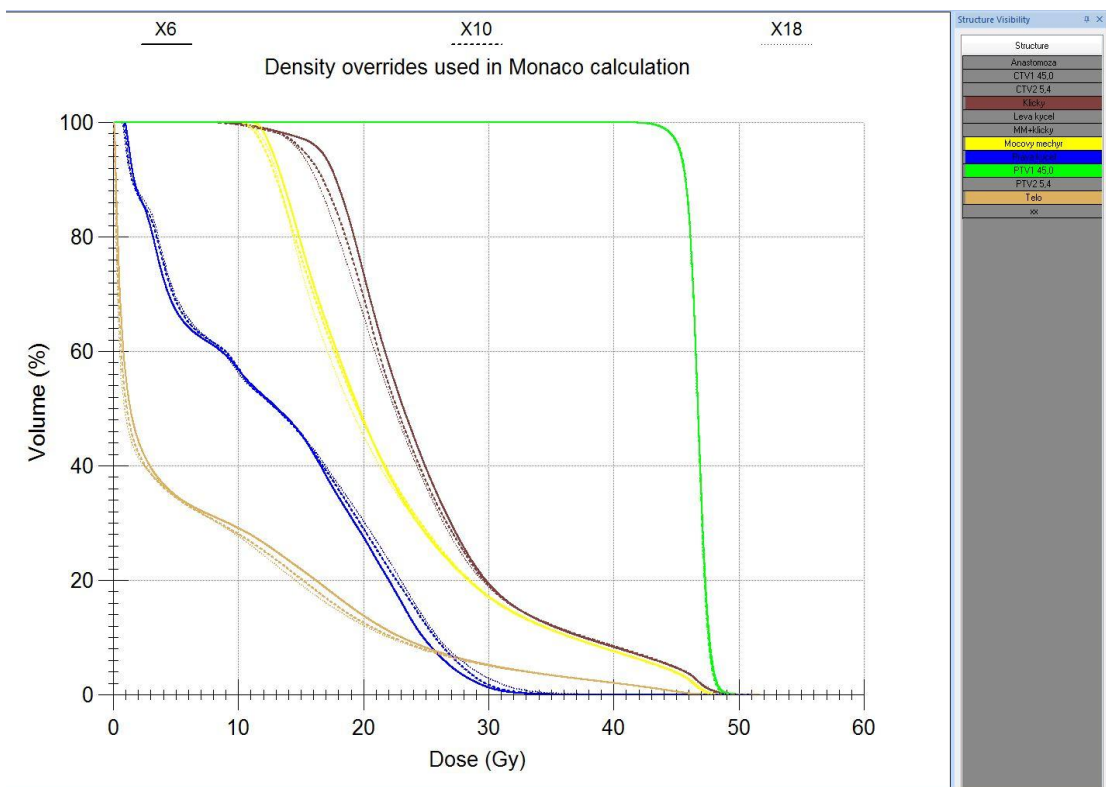
Obrázek č. 16 DVH pro močový měchýř (Zdroj: PlanW, 2017)



Obrázek č. 17 DVH pro střevní kličky (Zdroj: PlanW, 2017)



Obrázek č. 17 Technika IMRT - řezy pro všechny energie (Zdroj: Monaco, 2017)



Obrázek č. 18 DVH - IMRT - křivky pro všechny energie (Zdroj: Monaco, 2017)

12. Seznam zkratek

| | |
|--------------------|---|
| ALARA | As Low As Reasonably Achievable |
| AP-PA | anteroposterior-posteroanterior |
| atd. | a tak dále |
| b | bar |
| $^{\circ}\text{C}$ | stupeň Celsia |
| cca | circa |
| cGy | centiGray |
| cm | centimetr |
| cm^2 | centimetr čtvereční |
| Co | kobalt |
| Cs | cesium |
| č. | číslo |
| ČR | Česká republika |
| Dmax | maximální dávka |
| DVH | Dose Volume Histogram |
| E _{max} | maximální energie |
| EU | Evropská unie |
| EZ | elektronový záchyt |
| Fe | železo |
| GeV | Gigaelektronvolt |
| GHz | Gigahertz |
| Gy | Gray |
| h_{ing} | konverzní faktor příjmu radionuklidu požitím |
| h_{inh} | konverzní faktor příjmu radionuklidu vdechnutím |
| hod | hodina |
| H _p | osobní dávkový ekvivalent |
| I | jód |
| ICRP | International Commission on Radiological Protection |
| IMRT | Intensity Modulated Radiation Therapy |
| Ir | iridium |
| IZ | ionizující záření |
| K | draslík |
| keV | kiloelektronvolt |

| | |
|-------|---|
| km | kilometr |
| kV | kilovolt |
| LED | Light-Emitting Diode |
| LGN | Leksellův gama nůž |
| LU | Lineární urychlovač |
| m | metr |
| mb | milibar |
| MeV | megaelektronvolt |
| mg | miligram |
| mGy | miligray |
| min | minuta |
| MLC | multileaf collimator |
| mMLC | micro multileaf collimator |
| mm | milimetr |
| mSv | milisievert |
| MU | monitorovací jednotka |
| MV | megavolt |
| N | dusík |
| nSv | nanoSievert |
| NCRP | National Council on Radiation Protection |
| O | kyslík |
| OK | ohnisko - kůže |
| OSL | opticky stimulovaná luminiscence |
| Pb | olovo |
| PTV | Planning Target Volume |
| R | roentgen (jednotka) |
| Ra | radium |
| rad | starší jednotka pro dávku IZ |
| rem | roentgen equivalent in man (zastaralá jednotka) |
| resp. | respektive |
| RT | radioterapie |
| RTG | rentgen |
| s | sekunda |
| Sb. | Sbírka zákonů |

| | |
|------|-------------------------------------|
| SSD | Source-Skin Distance |
| SÚJB | Státní úřad pro jadernou bezpečnost |
| Th | thorium |
| TLD | termoluminiscenční dozimetr |
| tzv. | tak zvaný |
| U | uran |
| USA | United States of America |
| W | wolfram |
| ZIZ | zdroj ionizujícího záření |
| μg | mikrogram |
| μSv | mikroSievert |