VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SYSTÉM PRO MONITOROVÁNÍ TECHNICKÉHO STAVU OZAŘOVAČŮ

SYSTEM FOR MONITORING OF TECHNICAL PARAMETERS OF GAMMA RAY EMITTERS

DIPLOMOVÁ PRÁCE

DIPLOMA THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. Michal Šulc

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. Martin Mézl, Ph.D.

SUPERVISOR

BRNO 2024

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Bioinženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Michal Šulc ***ID:*** 243764

Ročník: 2 ***Akademický rok:*** 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Systém pro monitorování technického stavu ozařovačů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s přístrojovým vybavením na Klinice radiační onkologie na Masarykově onkologickém ústavu. Proveďte základní rešerši dostupných metod pro radioterapii. 2) Proveďte rešerši technických zkoušek prováděných na terapeutických ozařovačích, zaměřte se především na zkoušky provozní stálosti. 3) Navrhněte databázový systém pro monitoraci těchto zařízení. Vstupem do tohoto systému budou stávající protokoly ve formátech XLS nebo PDF. 4) Proveďte základní import dodaných souborů pro otestování vstupu do databázového systému. 5) Proveďte implementaci navrženého systému ve vhodném prostředí. Systém bude umožňovat zobrazení časového vývoje zvolených veličin u jednotlivých systémů s možnou predikcí dalšího vývoje a základního statistického vyhodnocení zvolených parametrů. 6) Proveďte diskuzi Vašeho řešení ve srovnání s komerčně dostupnými systémy.
Práce vzniká ve spolupráci s Klinikou radiační onkologie na Masarykově onkologickém ústavu v Brně.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SMITH, K., P. BALTER, J. DUHON, et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a: Linear accelerator performance tests. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 2017, 18(4), 23-39. ISSN 1526-9914. DOI:10.1002/acm2.12080

[2] PODGORSAK, E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA 2005, 696 pages. ISBN 9201073046. Dostupné z: http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1196_web.pdf

Termín zadání: 5.2.2024 ***Termín odevzdání:*** 22.5.2024

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Práce "Systém pro monitorování technického stavu ozařovačů" se zaměřuje na vývoj systému, který usnadňuje zobrazení, interpretaci a následné zpracování dat ze zkoušek stálosti na lineárních urychlovačích. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá radioterapií a prováděnými technickými zkouškami. Praktická část popisuje tvorbu systému a jeho implementaci. Výsledný produkt bude využíván v klinické praxi na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu.

Klíčová slova

Radioterapie, lineární urychlovač, provozní zkoušky stálosti, databáze, SQL, radiační ochrana

Abstract

The thesis "System for Monitoring the Technical Condition of Irradiators" focuses on developing a system that simplifies the display, interpretation, and subsequent processing of data obtained from stability tests on linear accelerators. The thesis is divided into theoretical and practical parts. The theoretical part deals with radiotherapy and the technical tests conducted. The practical part describes the development and implementation of the system. The resulting product will be used in clinical practice at the Radiation Oncology Clinic of the Masaryk Memorial Cancer Institute.

Keywords

Radiotherapy, linear accelerator, operational durability tests, database, SQL, radiation protection

Bibliografická citace

ŠULC, Michal. *Systém pro monitorování technického stavu ozařovačů*. Brno, 2024. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/146417. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	Bc. Michal Šulc
VUT ID studenta:	243764
Typ práce:	Diplomová práce
Akademický rok:	2023/2024
Téma závěrečné práce:	Systém pro monitorování technického stavu ozařovačů

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

.
V Brně dne: 19.5.2024 ----------

podpis autora

Poděkování

Chtěl bych poděkovat vedoucímu diplomové práce panu Ing. Martinu Mézlovi, Ph.D., za odborný dohled a cenné rady při tvorbě této práce. Dále bych chtěl vyjádřit vděčnost panu Mgr. Davidu Dvořákovi za možnost realizace této práce na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu a za jeho neocenitelnou pomoc a spolupráci.

V Brně dne: 19.5.2024 ----------

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ **9**

SEZNAM TABULEK **10**

ÚVOD **11**

1. MOŽNOSTI LÉČBY ONKOLOGICKÝCH ONEMOCNĚNÍ **12**

1.1 CHIRURGICKÁ LÉČBA 12
1.2 CHEMOTERAPIE 12
1.3 RADIOTERAPIE 13
1.3.1 Kurativní radioterapie *13*
1.3.2 Adjuvantní radioterapie *13*
1.3.3 Neoadjuvantní radioterapie *13*
1.4 CÍLENÁ LÉČBA 14

2. RADIOTERAPIE **15**

2.1 STRUČNÁ HISTORIE 15
2.2 CÍLOVÉ OBJEMY 16
2.3 PŘÍPRAVA RADIOTERAPEUTICKÉHO PLÁNU 17

3. PŘÍSTROJE VYUŽÍVANÉ PŘI RADIOTERAPII **18**

3.1 LINEÁRNÍ URYCHLOVAČE 18
3.1.1 Urychlovače *18*
3.1.2 Cyberknife *19*
3.2 RADIOIZOTOPOVÉ OZAŘOVACÍ PŘÍSTROJE 20
3.2.1 Kobaltový ozařovač *20*
3.2.2 Leksellův gama nůž *20*
3.3 RENTGENOVÉ OZAŘOVAČE 21
3.4 PROTONOVÁ A NEUTRONOVÁ TERAPIE 21
3.4.1 Protonová terapie *21*
3.4.2 Neutronová terapie *24*
3.5 BRACHYTERAPIE 24
3.6 PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ KRO MOÚ 25

4. RADIAČNÍ OCHRANA **28**

4.1 LÉKAŘSKÉ OZÁŘENÍ 28
4.2 RADIAČNÍ OCHRANA V RADIOTERAPII 28
4.3 DOZIMETRIE 29
4.3.1 Referenční a relativní dozimetrie *29*
4.3.2 IN-VIVO dozimetrie *30*
4.3.3 Přístroje pro dozimetrii *30*
4.3.4 Radiační monitorování *32*

5. TECHNICKÉ ZKOUŠKY PROVÁDĚNÉ NA LINEÁRNÍCH URYCHLOVAČÍCH **34**

5.1 ZKOUŠKY PROVOZNÍ STÁLOSTI 34
5.1.1 Denní zkoušky *35*
5.1.2 Týdenní zkoušky *36*

5.1.3 Měsíční zkoušky ... *38*
5.1.4 Roční zkoušky ... *46*

6. IMPLEMENTACE DATABÁZOVÉHO SYSTÉMU ... 59

6.1 AMBICE SYSTÉMU ... 59
6.2 REALIZACE ... 60
6.2.1 Databáze ... *60*
6.2.2 Tvorba aplikace ... *61*
6.3 VÝSLEDEK ... 65
6.4 POROVNÁNÍ S KOMERČNÍMI SOFTWARY ... 65
6.4.1 SunCHECK® Machine ... *65*
6.4.2 Track-it ... *67*
6.4.3 Porovnání systémů ... *68*
6.5 DISKUZE ... 69

7. ZÁVĚR ... 71

8. BIBLIOGRAFIE ... 72

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK ... 77

SEZNAM PŘÍLOH ... 78

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1. Rozlišení GTV, CTV, PTV a znázornění ozářené oblasti, včetně rizikových orgánů (OAR) [7].....16
3.1. Absorpční křivka elektronového, fotonového a protonového svazku [13] 22
3.2. Ukázka lineárních urychlovačů číslo 4 a 5 na Klinice radiační onkologie MOÚ [21].....26
3.3. Kontejner, ze kterého vyjíždí zdroj ozařování při brachyterapii na KRO MOÚ [22] 27
5.1. Schématický průřez fantomem PortalVision™ [31] 44
5.2. Transverzální řez fantomem Catphan CTP 503 s nehomogenitami. 1. Acrylic, 2. Air insert, 3. Polystyrene insert, 4. LDPE insert, 5. PMP insert, 6. Teflon, 7. Delrin, 8. 50 mm spaced Teflon rods, 9. White alignment „dots“ [31].....58
6.1. Struktura databáze vytvořené pro lineární urychlovače (vytvořeno v MS Visio).....60
6.2. Ukázka vykreslení tabulky s kontrolou parametru Naměřená hodnota [mm] s tolerancí 1 u LU4 62
6.3. Ukázka krabicového grafu pro zkoušku Správnost elektronických úhlových stupnic u LU3. Vpravo ukázka interaktivity. 63
6.4. Ukázka trendu pro odchylku R2 dynamických klínů pro každý dynamický klín u LU5 63
6.5. Ukázka formuláře pro vložení dat do databáze LU4 pro měsíční zkoušku Zobrazení stupnice šedi obrazu nasnímaného kV detektorem 64
6.6. Ukázka uživatelského rozhraní programu SunCHECK® Machine [38].....66
6.7. Ukázka uživatelského prostředí programu Track-it [41] 67
6.8. Ukázka vygenerované části protokolu v programu Track-it [41] 69

SEZNAM TABULEK

Tabulka 5.1. používaná pro zobrazování stupnice šedi [31] 45

ÚVOD

Rakovina, nemoc, která postihuje lidstvo už od jeho vzniku. Nemoc, která se vyznačuje nadměrnou proliferací buněk, přičemž tyto buňky neumějí zastavit své dělení a některé ani umřít. Její největší problém je v nespecifičnosti, tedy že nepostihuje pouze některé části těla, ale kteroukoliv jeho část. V dnešní době šplhá strmě vzhůru v žebříčku nejčastějších příčin úmrtí. Navzdory tomu existují už spolehlivé metody, které přispívají k dočasnému prodloužení života nebo úplnému vyléčení.

Téma této diplomové práce s názvem Sytém pro monitorování stavu ozařovačů s tématem rakoviny úzce souvisí. Věnuje se zpracování a následné interpretaci dat získaných ze zkoušek provozní stálosti lineárních urychlovačů, používaných k vykonávání radioterapie. Tyto zkoušky jsou velice důležité, neboť velkou měrou přispívají ke správné léčbě a bezpečnosti pacienta.

Hlavním cílem této práce je vytvořit vhodný databázový systém, do kterého by bylo možné naměřená data vkládat, provádět s nimi potřebné úkony či graficky vizualizovat. Výsledný systém by měl být zjednodušenou verzí globálně využívaných komerčních systémů, přičemž se předpokládá jeho využití v běžné praxi na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně.

Samotná práce je členěna na teoretickou a praktickou část. V teoretické části dojde k seznámení s modalitami léčby onkologického onemocnění se zaměřením na radioterapii, dále k podání uceleného soupisu všech přístrojů, které se využívají k radioterapii. Následně budou rozebrány protokoly používané ke zkouškám stálosti lineárních urychlovačů. Praktická část se potom bude věnovat samotné tvorbě zadaného systému a poté i srovnání s komerčními systémy.

1. MOŽNOSTI LÉČBY ONKOLOGICKÝCH ONEMOCNĚNÍ

Onkologická onemocnění dnes představují nezanedbatelné procento světových nemocí. Jenom v roce 2020 bylo celosvětově diagnostikováno přes 18 milionů nových případů onkologických onemocnění. Přičemž ve stejném roce zemřelo kolem 9 milionů pacientů, což představuje 100 úmrtí na 100 000 obyvatel. [1] Na jeho léčbu se ročně vynakládají miliony, stejně tak jako do výzkumu a vývoje nových léčebných modalit. Léčba rakovinových útvarů se nejčastěji dělí do tří základních skupin. Mezi ně patří: chirurgická léčba, radioterapie a chemoterapie. V současnosti se navíc stává novým trendem cílená léčba (targeted therapy). [2]

1.1 Chirurgická léčba

Řadí se mezi tzv. zlatý standart v léčbě onkologických onemocnění. Zjednodušeně jde o invazivní metodu, jejímž cílem je extrakce samotného nádoru. Úspěšné vyjmutí nádoru je dobrým předpokladem pro úplné vyléčení. U každé léčebné metody se navíc rozlišuje kurativní a paliativní léčba. [2]

Kurativní léčba má za cíl úplné vyléčení pacienta. Předpokladem této léčby bývá brzká diagnostika nádorového bujení a absence metastatického postižení. U tohoto druhu léčby bývá chirurgický zákrok brán jako metoda první volby. [2]

Druhý typ léčby je paliativní léčba. Zde je onkologické onemocnění už v takovém stádiu, že není možné pacienta vyléčit. Snaží se alespoň pacientovi co nejvíce pomoci od bolesti a diskomfortu, které mu onemocnění způsobuje. I zde se může využít chirurgický zákrok a to např. k resekci jaterních, mozkových, plicních metastáz, dále k odlehčujícím operacím nebo ke stabilizaci patologických zlomenin. [2]

1.2 Chemoterapie

Chemoterapie, jak už název napovídá, je založena na podávání léků s cytotoxickým účinkem. V ideálním případě by mělo docházet k vychytávání podávané látky nádorovým onemocněním a jeho následnému zničení. Problém cytostatik však je, že nemají selektivní účinek. To znamená, že kromě nádorových buněk působí i na buňky zdravé, což potom má za následek výskyt nežádoucích účinků. [2]

Aplikace cytostatik může být dvojího typu. Častěji je možné se setkat s intravenózní formou podávání. Pacientovi se aplikuje kanyla a z infuze skrz žilní vstup proudí cytostatika do jeho těla. Dalším typem podávání je perorálně. Cytostatika mají formu tablet a jsou aplikována skrz gastrointestinální trakt. Výjimečně se provádí lokální podání. Jedná se např. o aplikaci přímo do tělní dutiny (nádory vaječníku) nebo lokální aplikace v místě nádoru (kožní nádory). [2]

Chemoterapie se nejčastěji využívá v kombinaci s jinými léčebnými metodami. Jedním z důvodů je, že v průběhu léčby může dojít ke změně senzitivity jednotlivých nádorových buněk a tím i k selhání léčby. Samostatně a pouze kurativně lze použít u vysoce chemosenzitivních onemocnění (např. hematologické malignity nebo nádory dětského věku). [2]

1.3 Radioterapie

Radioterapie je dnes zavedená a hojně využívaná metoda, která k léčbě nádorových onemocnění využívá ionizujícího záření. Odhaduje se, že průměrně 50-70% onkologických pacientů během léčby podstoupí právě radioterapii. Vzhledem k využití ionizujícího záření podléhá celý řetězec činností a technický stav ozařovačů velké kontrole. Sestavení radioterapeutického plánu spadá do kompetencí multidisciplinárního týmu, který zodpovídá za maximální léčebné účinky s minimálním rizikem. [2] [3]

U radioterapie se rozlišuje několik skupin, podle různých kritérií. Prvním kritériem je léčebný záměr, který je stejně jako u chirurgické léčby kurativní (radikální) nebo paliativní. Dále lze rozlišovat dle polohy zdroje na zevní (externí) radioterapie (ERT), kdy dochází k ozařování pacienta z určité vzdálenosti vně těla pacienta, přičemž svazek záření proniká přes kůži do ozařovaného ložiska a brachyterapie (BRT), u které dochází k zavedení zdroje záření přímo k nádorovému ložisku, což umožňuje použití vyšších dávek záření se současným šetřením okolních tkání. [2]

1.3.1 Kurativní radioterapie

Jak už název vypovídá, jedná se o druh radioterapie, která má za cíl úplné zničení nádoru a zajištění jeho okolí, čímž se zamezí jeho dalšímu šíření. Kurativní nebo také radikální radioterapie bývá ve většině případů metodou první volby, často také bývá ekvivalentem k primární chirurgické léčbě. [2] [3]

1.3.2 Adjuvantní radioterapie

Adjuvantní či také zajišťovací léčba má za cíl zničit mikroskopické části choroby, které mohou zůstat po odstranění primárního nádoru chirurgickým zákrokem nebo systémovou terapií. Cílem je snížit či úplně eliminovat riziko vzniku lokální nebo regionální recidivy. Celkové obdržené dávky z ozáření jsou menší než u kurativní radioterapie, přičemž nejčastěji dochází k ozařování místa primárního nádoru, jizvy a svodných lymfatických uzlin. [2] [3]

1.3.3 Neoadjuvantní radioterapie

Cílem tohoto léčebného přístupu je pomocí radioterapie zmenšit primární nádor (tzv. downsizing, downstaging) před léčebným výkonem. Zpravidla jde o zmenšení nádoru před chirurgickým zákrokem za účelem zmenšení rozsahu operačního výkonu nebo k dosažení možnosti operaci provést u dříve inoperabilních nádorů. Výhodou této metody

je navíc snížení diseminace při manipulaci v operované oblasti. Může být využívána i současně s chemoterapií, v tomto případě se nazývá konkomitantní chemoradioterapie. [2]

1.4 Cílená léčba

Jedná se o nejmodernější a rychle se rozvíjející metodu léčby onkologických onemocnění. Princip terapie je založen na aplikaci léků, které využívají rozdílné pochody mezi zdravými a nádorovými buňkami a zasahují přímo do klíčových mechanismů kancerogeneze buňky. Rozdíl oproti chemoterapii spočívá právě v selekci mezi zdravou a nádorovou buňkou. Zatímco klasická chemoterapie nerozlišuje zdravé a nezdravé buňky a na všechny působí stejným mechanismem, tak cílená léčba působí pouze na rakovinové buňky. [4] [5]

Stejně jako cytostatika i cílená léčba se nejčastěji podává nitrožilně, ovšem je možné i perorální podání. Mezi nejvýznamnější preparáty patří: monoklonální protilátky, antiangiogenní léky a léky o nízké molekulární hmotnosti. [5]

2. RADIOTERAPIE

Radioterapie, jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, využívá ionizující záření k léčbě onkologických onemocnění. V této kapitole dojde ke stručnému seznámení s procesem tvorby radioterapeutického plánu a jeho následnému využití.

2.1 Stručná historie

Začátky radioterapie se dají počítat od října roku 1895, kdy Wilhelm Röntgen představil svou vakuovou trubici střílející elektrony. Ta dala vznik dnešním RTG zařízením a také se stala základem dnešních radioterapeutických přístrojů. Následovalo objevení přirozené radioaktivity některých prvků, čímž se proslavil Henri Becquerel a v jeho práci poté pokračovali manželé Curieovi. [6]

Nicméně plnému pochopení mechanismů účinků působení radioaktivních prvků trvalo biologům několik desetiletí. V době objevení rentgenového záření ještě nikdo nevěděl, že dokáže poškodit DNA buňky a přednostně působí na nejrychleji se dělící tělní buňky. [6]

Jako první využití ionizačního záření lze přičíst tehdy mladému studentovi Emilu Grubbemu. Sám začal experimentovat s rentgenovou trubicí a začal roku 1896 ozařovat pacientku s rakovinou prsu. Začátek léčby přinesl překvapivé výsledky, kdy se nádor zmenšil, ale problém byl v odpovědi těla na vystavení každodennímu ozáření. Pacientka začala trpět závratěmi a nevolnostmi. Výsledkem tohoto experimentu bylo poznání, že rentgenové záření dokáže působit na lokální nádory. Od tohoto okamžiku lze hovořit o vzniku nového odvětví, a sice radiační onkologie. [6]

Roku 1902 manželé Curieovi objevili prvek radium, který umožňoval zaměřit paprsek s tisíckrát větší dávkou energie. Docházelo k velkému rozmachu radiační onkologie. Radium se přidávalo do zlatých drátků a všívalo se přímo do nádorů nebo se implantovali tablety radonu do břišních nádorů. Nikdo si však neuvědomoval nebezpečí plynoucí z vystavení příliš velké dávce záření. [6]

Prvotní ozařovače si lze představit jako železné komory, kam se zavře pacient. Po zavření pacienta se pustí přívod kyslíku, dojde k zaměření nádoru a následnému ozáření. Po ozáření je pacient dekomprimován podobně jako potápěč a převezen do zotavovacího pokoje. [6]

Nadšení z objevu nové metody pro boj s rakovinou bylo postupně utlumeno. Ionizační záření sice dokázalo zničit lokální nádory, ale pro svou prvotní nepřesnost a využívání vysokých dávek, vyplývajících z neznalosti radiobiologie, způsobovalo ve většině případů sekundární nádory. [6]

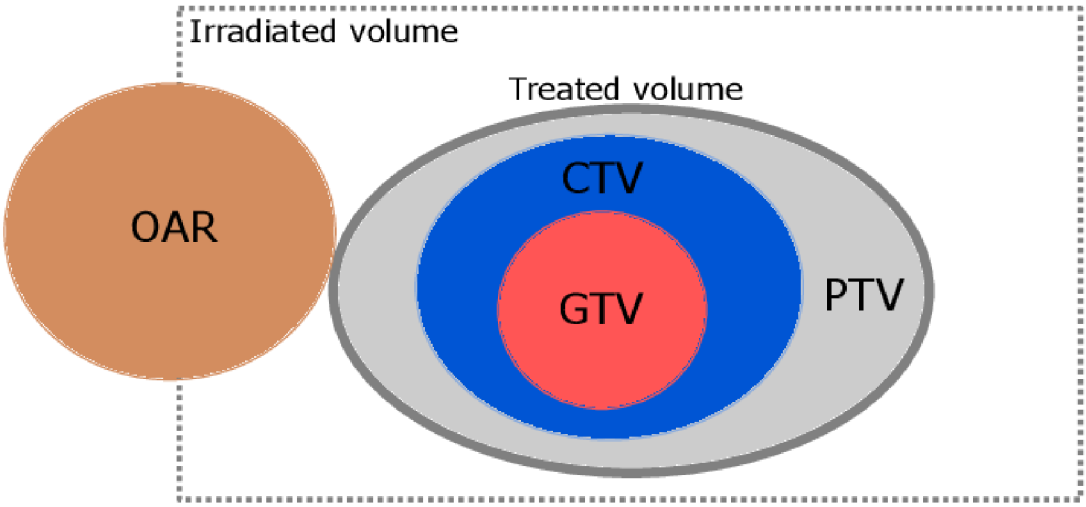
V roce 1958 zaznamenává radioterapie další milník, kdy došlo k výzkumu dvojice radiologů Giulia D´Angia a Audrey Evansové spolu s onkologem Donaldem Pinkelem.

Jejich snaha spočívala ve využití radioterapie a aktinomycinu D, jako terapii metastáz Wilmsova nádoru. Lze tak mluvit o prvním využití chemoradioterapie. [6]

2.2 Cílové objemy

Cílové objemy pro radioterapii jsou zakreslovány do 3D rekonstrukce CT snímků, která je provedena ve vhodném programovém prostředí. Pro cílové objemy je důležité přesné zaměření nádoru a také vhodná poloha, je důležitá reprodukovatelnost. Spolu s cíli záření se do plánu zakreslují i tzv. kritické orgány, tedy orgány, kterým se záření má co nejvíce vyhýbat. Každý kritický orgán má stanovenou dávkovou mez, kterou není možné překročit, protože by to znamenalo poškození pacienta. [2]

Běžně se cílové objemy rozdělují do tří základních kategorií. Jako první se používá GTV (gross tumor volume), česky nádorový objem. Tvoří nejmenší objem z této skupiny Je to přesný objem nádoru, ten je určen pomocí diagnostiky zobrazovacích metod. Tento objem se určuje pouze za předpokladu předoperační radioterapie nebo v případě, že je radioterapie využívána jako hlavní léčebná metoda. Druhý cílový objem se nazývá CTV (clinical target volume), v překladu klinický nádorový objem. Tento objem zahrnuje celý objem GTV, ke kterému se následně přidává lem možného mikroskopického šíření nádoru, v některých případech i lymfatický systém. Třetí a poslední typ se nazývá PTV (planning target volume), tzv. plánovací cílový objem. Představuje největší objem z této skupiny a zahrnuje celé CTV, ke kterému se přidá další lem. Ten má za úkol kompenzovat drobné nepřesnosti způsobené špatným nastavením, dýcháním či otokem. Jednotlivé objemy jsou poté znázorněny na obrázku 2.1. [2] [7]



Obrázek 2.1. Rozlišení GTV, CTV, PTV a znázornění ozářené oblasti, včetně rizikových orgánů (OAR) [7]

2.3 Příprava radioterapeutického plánu

Plánování radioterapie zahrnuje poměrně dost kroků, kterými pacient musí projít, než se poprvé aplikuje léčba na lineárním urychlovači. O způsobu léčby zpravidla rozhoduje multioborová komise, která na základě stádia onemocnění, klinického stavu, věku, dalších přidružených chorobách a preferencích samotného pacienta, rozhoduje o způsobu léčby. [2]

V případě zvolení radioterapie jako léčebné metody dochází k odeslání pacienta na radioterapeutické pracoviště a k okamžitému zahájení algoritmu přípravy plánu. Algoritmus obsahuje celkem šest základních kroků. Výsledkem musí být radioterapeutický plán, který je plnohodnotný a zároveň bezpečný. [2] [3]

Prvním krokem je uvedení pacienta do ozařovací polohy, při které bude docházet k ozařování. Tato poloha musí být snadno reprodukovatelná a pro pacienta pohodlná. K tomu se využívají polohovací pomůcky, které jsou stejné pro všechny pacienty nebo dojde k vytvoření individuálních pomůcek (např. masky pro ozařování hlavy a krku). Dále se orientačně lokalizuje nádorový objem a zakreslí se orientační značky pro budoucí zaměření. Celá tato procedura probíhá na RTG simulátoru. [2]

Následně je pacient odeslán na CT, kde se provede plánovací CT scan. Úkolem plánovacího CT je zobrazit nádor a jeho okolí. Podle umístění a typu nádoru se může využívat i kontrastní látka. Snímky jsou následně odeslány do plánovacího systému.

Plánovací systém umožňuje provést 3D rekonstrukci. V případě potřeby je možnost doplnit CT snímky o snímky z MRI a PET. Po provedení rekonstrukce se zakreslí cílové objemy a kritické struktury. [2] [8]

Po zakreslení cílových struktur se, na základě provedených studií a typu nádoru, určí frakcionační schéma. Následně radiologický fyzik vypracuje plán ozařování, kde se zvolí vhodná ozařovací technika, velikost a počet polí, jejich směr a další parametry. Poté dojde k optimalizaci a výpočtu dávkové distribuce do oblasti nádoru, ale tak aby (pokud je to možné) byly kritické struktury maximálně šetřeny. Většinou se vypracuje více variant, aby mohlo dojít k jejich porovnání a vyhodnocení nejlepšího možného plánu. [2] [8]

Konečný plán musí schválit ošetřující lékař a se všemi ostatními dokumenty je odeslán na simulaci. V současnosti probíhá simulace nejčastěji na CT simulátoru, ale je možné využít i RTG simulátor. Na simulátoru dojde k zakreslení definitivních značek a proběhne konečná kontrola ozařovaných polí a polohy lamel. Po úspěšné simulaci, dojde k odeslání plánu na příslušný lineární urychlovač, kam bude pacient docházet. [2] [8]

Posledním krokem je kontrola správného nastavení, prováděná při prvním ozáření. V současnosti je už skoro každý lineární urychlovač vybaven CBCT, které funguje na podobném principu jako klasické CT. Umožňuje zobrazit ozařovaný nádor a porovnat jeho umístění se snímky z plánovacího CT. Případné odchylky jsou dle závažnosti konzultovány či korigovány ještě před použitím ionizujícího záření k terapii. Tyto kontroly správnosti nastavení pak probíhají v určitých časových intervalech po celou dobu ozařování pacienta. [2] [8]

3. PŘÍSTROJE VYUŽÍVANÉ PŘI RADIOTERAPII

Díky velkému rozšíření radioterapie a výsledkům léčby, se vývoj v této oblasti léčby těší poměrně velkému rozvoji, jehož výsledkem je hned několik typů různých přístrojů, které se liší podle typu zdroje použitého k vygenerování ionizujícího záření. Jejich popisem se věnuje následující kapitola.

3.1 Lineární urychlovače

Lineární urychlovače v současnosti patří mezi základní modalitu pro léčbu onkologických onemocnění radioterapií. Postupně nahrazují radioizotopové zdroje a stávají se nejpoužívanějšími přístroji. Velkou výhodou je jejich všestranné využití, kdy je možné, je použít od ozařování hluboko uložených struktur, přes ozařování kožních a podkožních ložisek až po stereotaktické ozařování. Dále jsou oceňovány pro svůj dávkový příkon, který je, na rozdíl od radioizotopických přístrojů, stálý. [2] [9]

3.1.1 Urychlovače

V moderních vysokofrekvenčních urychlovačích dochází k urychlování nabitých částic. Ve většině případů se jedná o urychlování elektronů pomocí magnetického a elektrického pole. Hlavními komponentami jsou zdroj iontů a samotný urychlovací systém. Podle tvaru dráhy a konstrukce urychlovače se dělí na kruhové a lineární. [2] [9]

Buzení elektronů dochází pomocí mikrovln, které jsou generovány v magnetotronu nebo klystronu. Frekvence buzení odpovídá přibližně 3 GHz. Toto buzení probíhá ve válcovém dutinovém rezonátoru, díky vlnám následně dojde k urychlení shluků elektronů, ty mohou dosahovat téměř rychlost světla. Takto urychlené elektrony dopadají na wolframový terčík, kde jsou zabrzděny za vzniku fotonového (brzdného) svazku záření. Vzniklé záření prochází terčíkem a je tvarováno pomocí vícelamelového kolimátoru, který je tvořen protistojnými wolframovými plátky či listy, zpravidla obsahuje 20-80 dvojic. Díky němu lze svazek libovolně tvarovat podle potřeby ozařované oblasti a tím i šetřit okolní tkáň. [9]

Oproti klasickým lineárním urychlovačům existují ještě tzv. duální lineární urychlovače. Jejich výhodou je možnost produkování klasického brzdného svazku záření, ale i elektronového svazku záření. Jedná se o urychlené elektrony o energiích od 4 do 20 MeV. Rozdíl ve vzniku spočívá v použití tzv. rozptylovací folie, místo wolframového terčíku. Následný tvar svazku je určen kolimačním systémem a přídatnými tubusy. Využití elektronového svazku je především pro kožní a podkožní ložiska, výhodou oproti klasickému svazku je rychlý spád dávky, kdy dochází k šetření hlouběji uložených struktur. [2]

Další důležitou součástí je polohovatelný stůl s plovoucí deskou. Současné urychlovače umožňují ozařování tzv. izocentrickou technikou. Tato technika spočívá

v možnosti ozařování z různých úhlů, aniž by docházelo ke změně pozice pacienta. Je to z důvodu stálosti centrální osy svazku, která při jakékoliv pozici ozařovací hlavice míří do jednoho bodu tzv. izocentra. [2] [9]

Kontrola správnosti nastavení se provádí pomocí integrovaných zobrazovacích systémů. První možností je portálové snímkování (elektronický portálový zobrazovací systém – EPID). Po nastavení pacienta dojde k vysunutí detektoru, na který dopadá fotonový svazek z hlavice ozařovače a vzniká tím dvojrozměrný portálový snímek. Výsledný obraz lze přirovnat ke klasickému RTG snímku, jelikož je možné dosáhnout pouze zobrazení kostěných struktur. Druhá možnost je tzv. Cone-beam CT (kilovoltážní CT s kuželovitým svazkem, CBCT). Stejně jako v předešlém případě dojde k vysunutí detektoru. Rozdíl spočívá v rotaci gantry, ze které vychází kónický RTG paprsek. Tímto způsobem dojde k vytvoření několik stovek projekcí a následné rekonstrukci trojrozměrného CT obrazu. Výhodou CBCT je zobrazení měkkých tkání a tím zpřesnění správnosti nastavení. [2]

3.1.2 Cyberknife

CyberKnife je speciální zařízení, které se skládá z malého lineárního urychlovače elektronů a velmi složitého zaměřovacího systému. Přístroj poskytuje velmi úzký terapeutický svazek, který je možné tvarovat pomocí fixních, vyměnitelných kruhových kolimátorů nebo automatickým kolimátorem (Iris kolimátor). Energie svazku dosahuje 6 MV. Rameno, na kterém je upevněna hlava lineárního urychlovače, je plně robotické, stejně tak jako lůžko pacienta. Součástí přístroje jsou dva RTG snímače, které jsou zavěšené u stropu ozařovny a flat detektory umístěné pod stolem pacienta. Dochází ke snímkování cílové oblasti a výsledné snímky jsou přenášeny na monitor počítače, který řídí celé ozařování. Následně se porovnají pořízené snímky s 3D daty z plánovacího CT (využívá se lokalizace pomocí kostěných struktur nebo umístění kontrastních markerů např. zlatých zrn do měkkých tkání). Udávaná chyba při zaměření ložiska v klidu je 0,5 mm, u pohybujících se ložisek (např. u nádorů plic) je to 0,7 mm. Robotické rameno se následně začne přesouvat do různých pozic a aplikovat záření. V případě, že dojde k překročení stanovených limitů v odchylce polohy nádoru či pacienta, terapie se ihned přeruší a nastává upravení polohy pacienta. [2] [9]

Další důležitou součástí je systém pro sledování dýchacích pohybů tzv. Synchrony. Tento systém má za úkol ještě více zpřesnit ozáření u ložisek, které se mohou s dýchacím cyklem pohybovat. Důležitý je i anti-kolizní systém, který přispívá k bezpečnosti pacienta, tím že zamezuje kontaktu robotického ramena s pacientem. [2] [9]

Využití CyberKnife je při intrakraniální i extrakraniální radiochirurgii. Léčba zpravidla obsahuje 1-5 frakcí. V podstatě se jedná o univerzálnější zařízení, než je Leksellův gama-nůž, jehož použití je omezeno pouze na oblast hlavy. [9]

3.2 Radioizotopové ozařovací přístroje

Radioizotopové ozařovací přístroje tvoří druhou velkou skupinu přístrojů využívaných v radioterapii. Oproti ostatním přístrojům se liší ve zdroji záření. Jako zdroj záření je používán radionuklid ^{60}Co s poločasem rozpadu 5,3 roku. V dnešní době se od tohoto typu zařízení pomalu ustupuje. [9]

3.2.1 Kobaltový ozařovač

Kobaltový ozařovač má stejnou stavbu jako lineární urychlovač, jediný rozdíl je ve zdroji záření. Jako zdroj záření se využívá radionuklid ^{60}Co, který emituje záření o energiích 1,17 a 1,33 MeV. Poločas rozpadu tohoto radionuklidu je 5,3 roku, z tohoto důvodu je nutné každých 5 let provádět výměnu zdroje, je to jeden z hlavních důvodů, proč se od těchto typů přístrojů ustupuje. Zdroj má tvar válečku a je uložen ve wolframovo-olověném krytu v ozařovací hlavici. Pro zahájení záření je potřeba přesunout zdroj z klidové polohy do polohy pracovní. Dojde k přesunutí nad výstupní otvor v hlavici a následně se svazek vymezuje dvěma páry clon. [10]

Ozařovač se používá k léčbě vybraných nádorových onemocnění. Ve většině případů se jedná o paliativní případy. Důležité je si uvědomit, že kobaltový zdroj je stále aktivní, pokud nenastala doba poločasu rozpadu, a tudíž je nutné dbát zvýšené opatrnosti při obsluze přístroje tohoto typu. [2] [10]

3.2.2 Leksellův gama nůž

Leksellův gama nůž (LGN) funguje na stejném principu jako kobaltový ozařovač, tedy že zdrojem gama záření je ^{60}Co. V současné době existuje několik variant LGN, jejichž struktura se liší dle výrobce. Nejčastěji používaný gama nůž obsahuje 201 zdrojů ^{60}Co, které jsou fixně uloženy v 5 kruzích, které jsou odděleny pod úhlem 7,5 stupně. Každý zdroj obsahuje 12-20 hermeticky uzavřených válcových pelet ^{60}Co o průměru a délce 1 mm. Jednotlivé svazky jsou kolimovány wolframovým kolimátorem s kuželovitým kanálem a kruhovým otvorem s nastavitelným průměrem 4 až 18 mm. Všechny svazky se ideálně sbíhají do společného ohniska. [2] [9]

Moderní gama nože jsou tvořeny menším počtem zdrojů ^{60}Co, konktrétně je to 192. Mají tři průměry kolimačního systému (4, 8 a 16 mm) a jsou upořádány v osmi nezávisle pohyblivých segmentech s automatickou manipulací kolimačního systému. Tímto dochází ke zvětšení manipulačního prostoru, který umožňuje provádět intrakraniální ozáření do oblasti cervikální páteře. [2]

LGN lze využít pouze k ozařování některých typů mozkových nádorů nebo k léčbě jiných onemocnění (např. ložiska epilepsie nebo aneurysmata). Pacientovi se zafixuje hlava do speciální kolimátorové přilby. Následně dojde k zasunutí pacienta do ozařovací zóny a pomocí souřadnicového systému se lokalizuje léze. Pro správné nastavení je tomografický snímek léze přenesen do plánovacího systému a dojde k vypočítání celkové dávky od všech 201 zdrojů. Vytvoří se izodózy, které přesně kopírují obrysy patologické

léze na tomogramech, přičemž izodóza znázorňující 50-70 % celkové dávky by měla ležet na hranici léčeného ložiska. Lokalizace léze může být s přesností vyšší než +/- 1 mm. [9]

3.3 Rentgenové ozařovače

Rentgenové ozařovače fungují jako klasické RTG přístroje pro diagnostiku na principu rentgenky. Hlavní součásti jsou katoda a anoda. Katoda je žhavena, tak že dochází k emitaci elektronů, které jsou urychlovány vysokým napětím mezi katodou a anodou. Elektrony dopadají na anodu, kde dochází k předání energie za vzniku tzv. brzdného rentgenového záření (pouze nepatrná část se takto přemění) a tepla. [9]

Ozařovače mají možnost měnit nastavení několik druhů napětí či přidání různých filtrů. Samotné filtry se vkládají mezi rentgenku a tubus. Používají se k regulaci pronikavosti záření a průběh hloubkové dávky. Nejčastěji se využívají filtry z hliníku (Al) pro nižší a mědi (Cu) pro vyšší energie. Radiační pole se vymezuje pomocí vyměnitelných tubusů. Zdravé tkáně se stejně jako diagnostického RTG překrývají olovnatou gumou nebo tenkou vrstvou olova. [2] [11]

Nejčastěji se rentgenové ozařovače využívají k léčbě kožních infiltrací, nenádorové terapii (především patní ostruhy) a paliativní radioterapii. Důvodem jsou fyzikální vlastnosti svazku, kdy dávkové maximum nastává v oblasti kůže a kostní tkáně zaznamenávají vyšší absorpci záření. [2] [11]

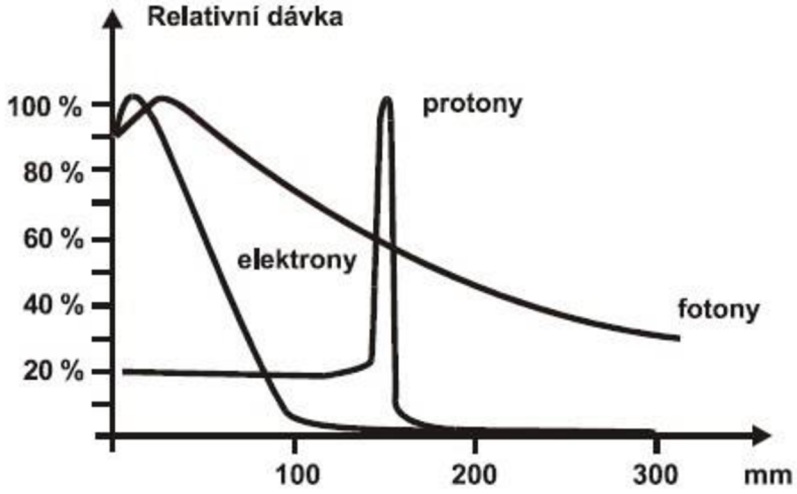
3.4 Protonová a neutronová terapie

Protonová a neutronová terapie, souhrnně někdy nazýváno jako ozařování těžkými částicemi, nepoužívají svazek urychlených fotonů či elektronů nebo aktivní zářič, ale využívá se protonů a neutronů. Ve své podstatě se jedná o poměrně mladou metodu léčby onkologických onemocnění. První pokusy s ozařováním pomocí těžkých částic (konkrétně neutrony) sice probíhaly už ve 30. letech minulého století, ale bylo od nich upuštěno z důvodů obtížné kolimace svazku a nevhodné dávkové distribuce. Zpět do povědomí se tento typ terapie dostává v 90. letech 20. století, kdy dochází k vývoji výpočetních systémů, které pomáhají maximalizovat výhody tohoto typu léčby. V současnosti je zejména protonová terapie rozšířena takřka po celém světě a spektrum prováděných zákroků je velmi široké. [12]

3.4.1 Protonová terapie

Protonová terapie, jak už z názvu vyplývá, využívá k léčbě onkologických onemocnění svazek protonů. Výhodou protonového svazku oproti klasickému fotonovému nebo elektronovému je, že prudký nárust energie a tím i zvýšení dávky nastává až po průchodu do těla v určité hloubce pod povrchem (hloubka závisí na energii svazku). Absorpční křivka se dále vyznačuje velmi úzkým Braggovým peakem, za nímž je svazek rychle zbrzděn a nedochází k dalšímu šíření. Do této oblasti doputuje přibližně 70 % energie

protonů, z čehož vyplývá, že tkáně umístěné před Braggovým peakem jsou ozářeny relativně nízkou dávkou (odpovídá zhruba 30 % energie svazku) a tkáně umístěné za vrcholem neobdrží žádnou nebo pouze nepatrnou dávku, protože protony už nemají dostatek energie, kterou by mohly předat. Celý průběh šíření protonového svazku v porovnání s klasickým fotonovým a elektronovým je zachycen na absorpční křivce na obrázku 3.1. [12] [13]



Obrázek 3.1. Absorpční křivka elektronového, fotonového a protonového svazku [13]

Problémem protonového svazku je příliš úzký Braggův peak, což má za následek ozáření pouze tenké vrstvy cílové tkáně. Kvůli tomu je nutné aplikovat více energií zároveň s určitým intervalem podle hloubky cílové oblasti. Takto složené peaky se nazývají spread out Bragg peak (SOBP), každý dílčí peak se označuje jako pristine peak. [12]

Jak už bylo zmíněno primární benefit spočívá v dávkové distribuci, kdy pomocí protonového ozařování lze dosáhnout nižší dávky ve tkáních mimo cílový objem, přičemž dávka na cílový objem zůstane nepozměněna. Jako sekundární benefit lze zmínit možnost změny frakcionace, kdy je možné zvýšit dávku při současném snížení počtu frakcí a tím zkrácení doby ozařování. Dále je možné i provést dávkovou eskalaci. [12]

Protonová terapie sice vykazuje uspokojivé výsledky pro budoucnost radiační onkologie, avšak jejímu širšímu rozšíření brání především náročnost technického vybavení. Především se jedná o zdroje záření, kdy se využívají dva typy. Jsou jimi cyklotron a synchrotron. V případě cyklotronu jsou protony injektovány do dvou polokruhových komor tzv. duantů. Obě komory jsou umístěny mezi póly magnetu a je mezi nimi střídavé elektrické napětí. Injektovaná částice střídavě přechází mezi duanty a vlivem magnetického pole kolmého na pohyb mezi duanty se její dráha začne zakřivovat.

Při každém přechodu je urychlována napětím několika tisíc voltů. Až spirální dráha dosáhne okraje duantu, je odkloněna elektrostatickým deflektorem. Pro kontinuální svazek se využívá energie v rozmezí 230-250 MeV. Druhým používaným zdrojem je synchrotron. Urychlované částice jsou injektovány do kruhového tunelu a jsou urychlovány elektrickým polem. Procházejí kruhovou drahou přes RF kavitu, kde protony polem projdou. Frekvence pole roste společně s rostoucí energií částic. O zakřivení dráhy se podobně jako u cyklotronu stará magnetické pole. Pomocí něho navíc dochází k deflexi částic do výstupního kanálu. [12]

Ze zdroje putují částice pomocí vakuových trubic do jednotlivých ozařoven. Většinou je zvykem mít jeden zdroj záření, který rozvádí záření do více ozařoven, přičemž platí, že svazek je dostupný vždy v pouze jedné ozařovně. [12]

Poté následuje nejdůležitější část a tou je aplikace záření na pacienta. Oproti fotonovému záření využívá protonová terapie své techniky aplikace. Rozlišují se dvě a sice pasivní rozptyl (passive scattering) a scanování tužkového svazku (spot scanning). V prvním případě se celková dávka do cílového objemu aplikuje simultánně. Do dráhy svazku se vloží materiál o vysokém atomovém čísle a díky němu dojde k rozšíření svazku. Takto rozšířený svazek je dále kolimován blokem individuálně vytvořeným podle tvaru objemu (kolimace svazku v rovinách x a y). Hloubka nastavuje individuálním kompenzátorem z materiálu o nízkém atomovém čísle (kolimace v rovině z). Jedná se o základní metodu aplikace, která nese své výhody a nevýhody. Modernější metodou je scanování tužkového svazku, kde se celý objem rozdělí do jednotlivých voxelů a každý voxel je dávkován separátně tenkým svazkem. Svazek má přizpůsobenou energii svazku podle polohy voxelu a také podle hloubky uložení jednotlivých voxelů. Jeden voxel obdrží dávku přibližně 2 Gy. Tato metoda zajišťuje větší konformitu záření. Její zásadní nevýhodou je ekonomická a plánovací náročnost. [12] [14]

Stejně jako u fotonových urychlovačů, tak i u protonové terapie se používají zobrazovací metody pro správné nastavení pacienta. Zlatým standardem se stalo zobrazování pomocí CT. V současnosti je technicky náročné implementovat k protonové terapii CBCT, proto se na ozařovny vybavují tzv. in room CT. Jde o separátní CT přístroj, kterým pacienti projíždí po zafixování do ozařovací polohy. Další možností by se v budoucnu mohlo stát verifikační PET. Při průchodu tkání částice interagují i jádry atomů a výsledkem této interakce jsou izotopy emitující pozitrony s krátkými poločasy. Tyto izotopy lze po krátkou dobu lokalizovat pomocí PET kamery. [12] [15]

Protonová terapie představuje moderní léčbu onkologických onemocnění. Ve své podstatě se jedná o bezpečnou metodu, která má velký potenciál nahradit doteď dominantní fotonovou terapii. Její největší nevýhoda spočívá ve velmi ekonomicky náročném přístrojovém vybavení, ale také v enormním personálním zázemí. Z tohoto důvodu je její rozšíření velmi skromné, neboť v České republice existuje dosud pouze jedno pracoviště, které poskytuje protonovou terapii. Nachází se v Praze a bylo otevřeno

v roce 2012 soukromým investorem. Oproti tomu fotonová terapie se dnes vyskytuje skoro v každé okresní nebo minimálně krajské nemocnici. [12]

3.4.2 Neutronová terapie

Neutronová terapie je další modalita, která využívá k ozařování těžké částice. V současnosti se experimentálně zkoumá tzv. neutronová záchytová terapie. Podstatou této metody je aplikace sloučenin (nejčastěji Boru), které se kumulují v nádorové tkáni a mají vysoký účinný průřez pro záchyt neutronů. Nasycený cílový objem je ozářen svazkem nízkoenergetických neutronů, které jsou zachyceny v jádrech kumulující sloučeniny. Po záchytu dojde k rozpadu jader sloučeniny za vzniku alfa záření, které má malý dosah ve tkáni. Díky tomu jsou ozářeny vesměs pouze nádorové buňky. Do současné doby metoda bohužel nepřesvědčila natolik, aby mohla být masově využívaná. [2] [16]

3.5 Brachyterapie

Brachyterapie patří do skupiny speciálních technik konformní radioterapie. Její podstatou je aplikace záření s vysokou koncentrací dávky v místě aplikace a prudkým dávkovým poklesem do okolí. Díky této vlastnosti je možné aplikovat větší dávku v kratším čase oproti klasickému ozařování. [2] [3]

Brachyterapie může být indikována jako primární radikální léčba, zejména pro malé, dobře lokalizované, ohraničené nádory. Nejčastěji se využívá jako tzv. boost k podpoření účinků zevní radioterapie (primárně nádory prsu). Její využití je možné i v paliativní péči, ale rozsah schválených úkonů je zde omezen na zmírnění stenozujících obtíží či krvácejících tumorů. [3]

Princip této metody spočívá v dopravení uzavřených zářičů do místa aplikace (přímo do místa nádoru nebo jeho lůžka). Samotné zářiče mají velmi malé rozměry (řádově milimetry) a tvary jsou vybírány dle klinických potřeb, k dispozici jsou zrna, pelety, jehly nebo drátky. Podle léčebného záměru se zdroje do lůžka nádoru mohou zavést dočasně nebo permanentně. Zavedené zdroje v lůžku nádoru emitují fotonové a beta záření. [2]

Pro zabezpečení radiační ochrany pacienta a personálu se při aplikaci brachyterapie používá tzv. afterloadingová metoda. Celá metoda se skládá ze dvou částí. První část se nazývá neaktivní a spočívá v zavedení makety do předem připravených aplikátorů. Následně dojde ke kontrole geometrie, kalkulaci dávky a finálním úpravám vedení aplikátorů. Po první fázi nastává druhá fáze tzv. aktivní. Při ní se z bezpečnostně stíněného kontejneru vysune zdroj záření. Vysunutí probíhá mechanicky nebo pneumaticky. Zdroj poté putuje do předem definovaných pozic, které byly určeny simulací v první fázi. Po ukončení nebo náhlém přerušení léčebného zákroku dojde k okamžitému návratu zdroje záření do bezpečnostního kontejneru. [2] [17]

Přístroje pro afterloading jsou schopné pracovat se třemi různými dávkovými příkony. V podstatě se dělí do skupin HDR (high dose rate), LDR (low dose rate) a MDR

(medium dose rate). V případě HDR se jedná o dávky, které přesahují 12 Gy/hod. Využívají se vysoce aktivní zářiče jako například ^{192}Ir (iridium), kdy samotné ozáření trvá jen několik málo minut a aplikuje se zpravidla ve 4-6 frakcích. Druhou skupinou je skupina MDR. U této skupiny se dávka pohybuje v rozmezí od 2-12 Gy/hod. Typickým zdrojem je ^{137}Cs (cesium). Zavedení zdroje záření je možné manuálně i automaticky, přičemž platí, že automatické zavedení je využívané mnohem častěji. Poslední skupina je LDR. Pro ni platí, že dávka nepřesahuje hodnotu 2 Gy/hod. Stejně jako u MDR je možné využít automatické či manuální zavedení. Jelikož LDR poskytují nižší dávku, je nutné provádět aplikaci vícekrát. Nepatrnou výhodou je nižší riziko vzniku chronických změn po ozáření. Ovšem v praxi se dává přednost především HDR zdrojům. Speciálním případem jsou zdroje pro permanentní aplikaci. Nazývají se zdroje velmi nízkého dávkového příkonu (ultra low dose rate). Dávka dosahuje velikosti 0,01-0,3 Gy/hod. Využívají se především zrna ^{125}I (jod) a ^{103}Pd (palladium). [18]

Zdrojů pro aplikaci u brachyterapie je celá řada. Využití daného zdroje závisí na typu léčebného zákroku. U permanentních aplikací se používají zrna zlata, jódu nebo paladia. Díky jejich nízké dávce není potřeba žádná dodatečná ochrana, a navíc dochází i k šetření okolní tkáně. Pro běžné léčebné aplikace se využívají cesiové a iridiové zdroje. Speciální případ je u očních aplikacích. Typickými zdroji jsou radioizotopy stroncia, ruthenia a kobaltu. Mimo uzavřených zdrojů lze provádět léčbu i pomocí otevřených zdrojů. Tyto zdroje využívají přirozeného metabolismu k léčebnému efektu. Aplikace těchto zdrojů probíhá výhradně na odděleních nukleární medicíny. Hlavními zdroji jsou ^{131}I nebo ^{145}Sm. [18] [19]

3.6 Přístrojové vybavení KRO MOÚ

Masarykův onkologický ústav je jeden z hlavních ústavů pro léčbu rakoviny v České republice. Zastřešuje všechny dostupné modality léčby, tj. chirurgickou léčbu, chemoterapii a radioterapii. Radioterapie probíhá na Klinice radiační onkologie, která se nachází v Masarykově pavilonu a od roku 2016 se pyšní statutem Centrum fotonové terapie. [20]

Klinika poskytuje veškerou péči, která je potřeba při léčbě ozařováním. Zajišťuje plánování radioterapeutického plánu jak kurativního, tak paliativního směru, dále poskytuje ozařování základními typy polí, ale i vysoce specifickými typy jako např. celotělové ozařování či stereotaktické výkony. Ozařování probíhá nejčastěji fotonovými svazky, možné je ale i ozařování pomocí elektronových svazků. Masarykův onkologický ústav je navíc jedno ze dvou pracovišť v České republice, kde dochází k ozařování dětských pacientů. Na druhou stranu poskytuje i léčbu nenádorových onemocnění a to pomocí rentgenového ozařovače.

Přístrojové vybavení KRO MOÚ lze rozdělit do čtyř skupin:

Plánovací přístroje

Do plánovacích přístrojů se řadí přístroje, které slouží k naplánovaní léčby a k zajištění přesné distribuce dávky do nádorového ložiska. Na Klinice radiační onkologie se k tomuto úkolu používá CT simulátor a v menší míře i RTG simulátor. CT simulátor si lze představit jako klasický CT přístroj, který má navíc souřadnicový systém s lasery, díky kterým je možné zakreslit značky na pacienta nebo jeho speciálně vytvořené pomůcky. RTG simulátor se v dnešní době už téměř nevyužívá a spíše ho čeká likvidace a nahrazení novým CT simulátorem.

Lineární urychlovače

Na KRO MOU lze nalézt pět lineárních urychlovačů, které poskytují ozařování fotonovým i elektronovým svazkem. Zároveň umožňují ozařování nejmodernějšími ozařovacími technikami. Přístroje jsou od firmy Varian a zvládají i stereotaktické ozařovaní. Hned čtyři nesou komerční označení TrueBeam a jsou vyobrazeny na obrázku 3.2. Staří těchto urychlovačů je proměnlivé. Přístroje s označením LU4 a LU5 jsou v klinickém provozu od roku 2016, urychlovače LU2 a LU3 pak od 2018 respektive 2019. Lineární urychlovač s označením LU1 je nejstarší přístroj na pracovišti. Jeho název je Clinac iX a v provozu je od roku 2010. V nejbližší době ho čeká likvidace a výměna za modernější přístroj.

Data získaná z technických zkoušek stálosti jsou poté hlavní motivací pro tvorbu databázového systému, kterému se věnuje tato práce. [21]

Obrázek 3.2. Ukázka lineárních urychlovačů číslo 4 a 5 na Klinice radiační onkologie MOÚ [21]

Rentgenový ozařovač

Dalším přístrojem na klinice je rentgenový ozařovač, který slouží k léčbě nádorových i nenádorových onemocnění. Mezi nenádorové onemocnění patří nejčastěji patní ostruhy.

Brachyterapie

Poslední léčebnou modalitou je brachyterapie, tedy aplikace uzavřených zářičů přímo v místě nádoru. Klinika radiační onkologie disponuje jedním brachyterapeutickým sálem, kde dochází k aplikaci zářičů. Samotný sál potom slouží jako ozařovna. [22]

Obrázek 3.3. Kontejner, ze kterého vyjíždí zdroj ozařování při brachyterapii na KRO MOÚ [22]

4. RADIAČNÍ OCHRANA

Radiační ochrana se v současné době stává stále více aktuální téma. S vývojem moderních přístrojů je čím dál tím větší snaha minimalizovat dávku ionizujícího záření na pacienta. Z tohoto důvodu je každá oblast, kde se ionizující záření využívá, kontrolována Státním úřadem pro jadernou bezpečnost zkráceně známo také pod označením SÚJB. Jeho působnost je dána především zákonem č. 263/2016 Sb., atomový zákon. SÚJB je tedy hlavním správním úřadem, který vykonává správu a kontrolu nad využíváním jaderné energie a ionizujícího záření, monitoruje radiační situaci a řeší mimořádné radiační situace. Hlavním sídlem je Praha, ale má svá regionální pracoviště po celé České republice. [23]

4.1 Lékařské ozáření

Radiační zátěž, kterou člověk obdrží při vykonávání diagnostického či terapeutického zákroku, se řadí do kategorie tzv. lékařského ozáření. K tomuto ozáření může dojít především na odděleních radiodiagnostiky, nukleární medicíny a radioterapie. Odhaduje se, že až 20 % celkového ozáření obyvatelstva tvoří lékařské ozáření. [2] [24]

Všeobecně známým problém diagnostických i terapeutických přístrojů využívajících zdroje ionizujícího záření je jejich škodlivost na lidský organismus. Při vysokých dávkách mohou nastat stochastické nebo deterministické účinky. Hlavním úkolem radiační ochrany je potom úplně vyloučit deterministické účinky a stochastické účinky omezit na minimum. [2] [24]

K plnění tohoto úkolu vychází ze čtyř základních pravidel, které mají zabezpečit ochranu pacienta. Prvním pravidlem je odůvodnění. Každé vyšetření nebo léčba musí mít zhodnocený přínos pro pacienta, v případě, že rizika převyšují výtěžnost, zákrok se nesmí provést. Dalším pravidlem je princip ALARA, ten říká, že použitá dávka záření musí být tak malá, aby bylo dosaženo cíle například, aby bylo možné z výsledného obrazu diagnostikovat danou chorobu nebo v případě radioterapie aplikovaná dávka měla vliv na zahubení nádoru. Následuje princip zajištění zdrojů, kdy je legislativně dána povinnost provádět technické zkoušky, mít povinné vybavení a povinně proškolovat specializovaný personál. Posledním principem jsou dávkové limity, které mají závaznou hodnotu a jejich překročení je nepřípustné. [2] [24]

4.2 Radiační ochrana v radioterapii

V České republice je legislativně ukotveno zavedení standardů lékařského ozáření, což vychází ze zákona č. 373/2011 Sb. Z tohoto důvodu jsou vydány Národní radiologické standardy – radiační onkologie (NRS RO), které jsou periodicky novelizovány. Tento dokument slouží jako šablona pro vypracování místních radiologických standardů, které si vypracovává každé pracoviště samostatně. [24]

V první části NRS RO jsou vymezeny osoby způsobilé k práci na radioterapeutickém pracovišti. Všechny tyto osoby jsou vymezeny zákonem č. 95/2004 (lékaři) a č. 96/2004 (radiologičtí fyzikové, technici, asistenti a biomedicínští inženýři). Dále jsou popsány rozsahy jejich funkcí a kompetencí. Zároveň je nutné mít vyčleněného jednoho pracovníka, který bude mít na starosti radiační ochranu, povede příslušnou dokumentaci a zajišťuje pravidelné proškolování veškerého personálu. Označuje se jako tzv. dohlížející pracovník. [24] [25]

Důležitou částí jsou radiologické události, které zahrnují jakékoliv nezáměrné události při použití zdroje ionizujícího záření. Spadá sem například chyba obsluhy, selhání přístroje nebo chyba v ozařovacím předpisu. Veškeré radiologické události se musí okamžitě nahlásit dohlížejícímu pracovníkovi, který má za úkol událost zaprotokolovat, vyřešit na dle závažnosti ohlásit na SÚJB. [24] [25]

Dále standardy obsahují doporučení pro používaná měřidla (dozimetrii), vedení lékařské dokumentace a návod pro stanovení a hodnocení dávek na pacienta. [24]

Ve druhé části jsou poté rozvedeny postupy pro provádění nejrozšířenějších ozařovacích technik (např. VMAT, IGRT, IMRT), dále paliativní a nenádorová terapie. Jsou zde obsaženy doporučené dávky na cílové objemy i maximální povolené dávky na kritické struktury. [24]

4.3 Dozimetrie

Dozimetrie lze brát jako oblast fyziky, která se zabývá vlastnostmi ionizujícího záření, veličinami charakterizující procesy a interakce ionizujícího záření s látkou. Jako hlavní cíl dozimetrie lze považovat správné stanovení a experimentálního ověření dávky k reprodukování léčby a zároveň i k ochraně pacienta a personálu. V lékařském prostředí se mluví o tzv. klinické dozimetrii. Základním posláním je porovnávání stability parametrů léčebných svazků s parametry, které byly nastaveny v plánovacím systému. Právě přesnost aplikace dávky, ať už v záření do správného místa, tak právě velikost dávky je klíčový parametr pro radioterapii. [2]

4.3.1 Referenční a relativní dozimetrie

Cílem referenční dozimetrie je stanovení absorbované dávky v terapeutických svazcích. Na základě absorbované dávky je prováděno plánování dávek pro pacienty. Stejně jako u radiační ochrany i u dozimetrie je snaha systematizovat měřící procedury a sjednotit postupy měření celkové dávky. Z tohoto důvodu bylo vydáno doporučení Mezinárodní atomové agentury TRS 398. [2] [26]

Na druhé straně relativní dozimetrie si klade za úkol stanovit velikost dávky i v jiných než referenčních podmínkách, ve kterých se přístroj kalibruje. Mezi hlavní veličiny se zde řadí křivka hloubkové dávky, která popisuje zeslabení paprsku při průchodu látkou, dále se hodnotí příčný profil svazku, posuzuje se profil v hlavních osách svazku, velikost

pole, šíři polostínu pole a homogenitu pole. Posledním parametrem je diagonální profil svazku, zde se popisuje profil v diagonálních osách svazku. [2]

Testovací měření se provádí na tzv. fantomech. Jedná se o materiály, které mají co nejvíce imitovat lidské tělo nebo určitou anatomickou oblast zájmu. V praxi se lze setkat se dvěma typy a to výpočetním a fyzickým. Výpočetní fantomy jsou používány pro interní a externí hodnocení dávek. Jejich výhodou je možnost geometrického přizpůsobení anatomii jednotlivých pacientů a tím zlepšení podmínek pro výpočet dávky na jednotlivé orgány nebo oblasti zájmu. Fyzické fantomy se vyrábějí z mnoha typů materiálu. Nejvíce používaný je tzv. velký vodní fantom. Výhodou vodních fantomů je jejich podobnost s měkkými tkáněmi. Z tohoto důvodu se vodní fantomy považují za referenční. Dalším důležitým fantomem je fantom z plexiskla, který se využívá každé ráno k vykonávání denních zkoušek stálosti (viz. kapitola zkoušky provozní stálosti). [2]

S vývojem technologie jde dopředu i vývoj fantomů. Nejnovější experimenty zkoumají využití fantomů vyrobených na 3D tiskárně. Stále více a více se využívají fantomy, které mají podobné vlastnosti jako lidská tkáň a zároveň naprosto stejnou geometrii anatomie. Jako další pokrokové metody lze vypíchnout rozvoj portálové dozimetrie nebo 3D – gelové dozimetrie. [27]

4.3.2 IN-VIVO dozimetrie

Jak bylo zmíněno v předešlé kapitole, měření dávky před léčbou se provádí na fantomech, které sice mají výpovědní hodnotu, ale stále nedokáží zachytit chyby související s geometrií pacienta a skutečnou dávkovou distribucí během léčby. Z tohoto důvodu se začala využívat tzv. IN-VIVO dozimetrie, která zajišťuje kontrolu správnosti dodání předepsané terapeutické dávky. Je měřena při ozařování pacientů. Dozimetr se umisťuje na tělo pacienta. Výhodou je možnost provedení jak u klasické zevní radioterapie, tak i u brachyterapie. Zavedeným postupem měření je kontrola vstupní a výstupní dávky, což jsou dávky v hloubce maxima od místa vstupu respektive výstupu svazku těla pacienta. Naměřené hodnoty se porovnávají s hodnotami odečtenými z plánovacího systému. Nejčastěji využívanými typy dozimetrů jsou polovodičové a TLD dozimetry. [2] [28]

4.3.3 Přístroje pro dozimetrii

Přístroje pro dozimetrii nebo přesněji detektory ionizujícího záření vychází z interakce ionizujícího záření s látkou a z vyhodnocení fyzikálně-chemických účinků. V klinické praxi se nejčastěji využívají detektory a dozimetry, které jsou založeny na ionizaci v plynném prostředí. Do této skupiny lze zařadit ionizační komory či Geiger-Müllerův počítač. Druhou skupinou jsou přístroje založené na interakci záření v pevných látkách, sem se řadí např. scintilační detektory, termoluminiscenční detektory, polovodičové detektory nebo fotografické-filmové detektory. Detektory se dále řadí podle způsobu pořizování záznamů na kontinuální a integrální. Kontinuální zařízení mají za úkol

poskytovat okamžitou hodnotu ozáření, kdežto integrální udávají pouze hodnotu celkového ozáření, nejčastěji za určité časové období. [2] [29]

Ionizační komory

Jejich princip spočívá v měření ionizačního proudu nebo změně elektrického náboje na kondenzátoru. Vyvolaná změna elektrického napětí nebo náboje je míra ozáření. Jejich výhodou je univerzálnost, kdy ionizační komory dokáží detekovat všechny druhy klinicky užívaných druhů záření. Částečnou limitací je registrace záření pozadí. Komory registrují i záření, které je vyvoláno kosmickým zářením nebo přirozeně se vyskytujících radionuklidů v životním prostředí. Využívají se především pro kalibraci radioterapeutických ozařovačů a měření radiačních charakteristik (dávka v bodě, profily svazku, hloubková dávková křivka). [2] [29]

Ionizace plynu

Tato metoda spočívá v průchodu ionizujícího záření skrz plyn, přičemž dochází k vytváření iontů, které jsou následně přitahovány na elektrody s opačným elektrickým nábojem. Umožňuje detekovat jednotlivé částice. Mezi nejznámější příklad detektoru patří bezpochyby Geiger-Müllerův počítač. [2]

Polovodičový detektor

U tohoto druhu detektorů dochází k působení záření na částice krystalové mřížky. Rozsah a kvalita naměřených hodnot je dána použitým měřícím polovodičem. Nejčastěji se využívá křemík. Díky průchodu ionizujícího záření vznikají elektrony, ty při průchodu detektorem vytvářejí volné náboje, čímž dochází ke vzniku elektronů a děr. Počet vzniklých volných nábojů je úměrný předané energii. Tímto způsobem vzniká na elektrodách detektoru elektrický impuls. Amplituda tohoto impulsu je úměrná dané energii fotonu. Mezi výhody polovodičového detektoru patří jeho vysoké energetické rozlišení. [2] [29]

Termoluminiscenční detektor

Využívá schopnosti specifických látek absorbovat energii a část takto přijaté energie uchovat a přeměnit ji na světelné záření. Tento proces, kdy dochází k emisi luminiscenčního světla při současném ohřátí látky, se nazývá termoluminiscence. Velikost termoluminiscence je závislá na velikosti dávky a zahřátí látky. Mezi nejpoužívanější dozimetry patří LiF dozimetr, který obsahuje příměsi pro zvýšení citlivosti (Mg nebo Ti). Výhodou tohoto dozimetru je dobrá citlivost na široké rozmezí měřených dávek od 1 nGy do desítek Gy a nízký fading (pokles signálu s časem), dále se vyzdvihuje jeho efektivní atomové číslo blížící se požadavku tkáňové ekvivalentnosti. [2]

Filmová dozimetrie

Filmová dozimetrie funguje na podobném principu jako tvorba fotografií. Záření dopadá na materiál dozimetru a dochází k ionizaci a následné fotochemické reakce. Přesněji dochází k přeměně halogenidu stříbra na samotné kovové stříbro. Tato změna optické hustoty je úměrná dávce ionizujícího záření, které dopadá na dozimetr. Samotné vyhodnocení dávky se provádí fotometricky. Mezi výhody filmové dozimetrie patří vysoká citlivost, trvalost záznamu a také nízká cena. Naopak mezi nevýhody této metody patří nutnost vyvolávacího média, snížená citlivost a citlivost na vnější vlivy, jako jsou např. tlak, teplota, světlo. V klinické praxi se filmová dozimetrie používá především pro měření korelace světelného a radiačního pole, symetrie polí. Využívá se i osobní dozimetrii pro kontrolu pracovníků radiologických oddělení. [2] [29]

4.3.4 Radiační monitorování

Radiační monitorování představuje odvětví radiační ochrany, které má za cíl zajistit optimální ochranu osob, pracoviště a jeho bezprostředního okolí. Základem radiačního monitorování je osobní dozimetrie. [2]

Cílem osobní dozimetrie je vyhodnocení dávky na jednotlivé pracovníky nebo návštěvníky pracoviště s ionizujícím zářením. Hlavním přístroje pro vyhodnocení dávky je filmový (osobní) dozimetr. Základem zařízení je světlotěsně zabalené políčko fotografického filmu se sadou filtrů (Pb, Cu). Vyhodnocení dávky se provádí díky absorpci záření do jednotlivých vrstev filtrů. Díky tomu lze určit jednak směr ale i velikost dávky. Každý dozimetr je označen číslem, jménem osoby, které je přiřazen, názvem pracoviště a také měsícem, ve kterém byl vydán. Zaměstnanci jsou povinni nosit dozimetr na levé straně hrudníku na oděvu, v případě použití ochranné zástěry na levé straně zástěry. K vyhodnocení dochází v závislosti na pracovníkovi a pracovišti v intervalech 1-3 měsících. Následné dávky jsou vyhodnoceny dozorující osobou a poslány do státní registrace pro potřeby státních orgánů dozoru. Pracovníci, u kterých je zvýšené riziko ozáření rukou, jsou povinni nosit navíc prstenový dozimetr. [2]

V poledních letech je filmová dozimetrie nahrazována. Na vzestupu v osobní dozimetrii jsou tzv. metody opticky stimulované luminiscence (OSL). Metoda spočívá ve využití v pouzdře uzavřeného detekčního materiálu, nejčastěji Al_2O_3:C. V tomto materiálu dochází k záchytu elektronů. Pro vyhodnocení se detekční médium stimuluje pomocí zelené LED diody. Vyzářené světlo je přímo úměrné absorbované dávce. Tato metoda je v principu jednoduchá, poměrně přesná a rychlá. [2]

Pro kontrolu pracoviště a jeho přilehlého okolí se používají elektronické dozimetry s přímým odečtem. Jejich nespornou výhodou je okamžité i průběžné měření dávky. Pracují na vhodném elektronickém detektoru záření. Většinou se jedná o G-M trubici nebo křemíkové polovodičové detektory. Dalšími součástmi jsou vyhodnocovací elektronika a číselný displej pro okamžitý odečet. [2]

Polední skupinou dozimetrů jsou ty, které se používají zejména pro měření během radiačních havárií. Do této skupiny spadá termoluminiscenční a radiofoluminiscenční dozimetr. [2]

5. TECHNICKÉ ZKOUŠKY PROVÁDĚNÉ NA LINEÁRNÍCH URYCHLOVAČÍCH

Vývoj lineárních urychlovačů s sebou nese nové možnosti využití při léčbě onkologických onemocnění. Vyrábějí se stále více multifunkční přístroje. Ty mohou jednak měnit terapeutický svazek podle geometrie ozařované oblasti, dále zaměnit fotonové záření za elektronové záření, nebo provádět úkony tzv. radiochirurgie, kdy dochází k ozáření velmi malého objemu velkou dávkou. Mimo jiné se zdokonalují i zobrazovací metody pro správné zaměření ozařovaného objemu.

Všechny tyto součásti musí splňovat určitá pravidla. Hlavním pravidlem je jednoznačně bezpečnost pacienta, která nesmí být nikdy upozaděna. Při terapii se uplatňuje princip ALARA, podle kterého by celková dávka měla mít co největší kurativní efekt a zároveň co nejvíce chránit pacienta před vznikem poradiačních změn. [26]

Právě pro ochranu pacienta je legislativně nařízeno provádět na přístrojích se zdrojem ionizujícího záření pravidelné technické zkoušky. Všechny zkoušky jsou standardizované a mají svůj předepsaný postup, přičemž se zkoumají různé parametry přístroje k zaručení bezpečnosti. O každé provedené zkoušce je nutné následně vypracovat protokol. [30]

5.1 Zkoušky provozní stálosti

Zkoušky provozní stálosti jsou prováděny v rámci dodržení předepsané dávkové distribuce do cílové oblasti, se snahou co nejvíce chránit pacienta. Na každém přístroji využívajícím ionizující záření je nutné podle vyhlášky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost provádět zkoušky provozní stálosti. Zkoušky jsou děleny na denní, týdenní, měsíční a roční. Rozsah a obsah těchto zkoušek vychází z doporučení SÚJB, dále Mezinárodní atomové agentury a také z doporučení výrobce. [31] [30]

V této kapitole bude věnována pozornost zkouškám provozní stálosti u lineárních urychlovačů, které jsou využívány na Masarykově onkologickém ústavu Klinice radiační onkologie. Konktrétně se jedná o lineární urychlovače Varian TrueBeam. Následující výčet je přehled zkoušek vykonávaných pouze na tomto oddělení na čtyřech urychlovačích. Lineární urychlovač LU1 je jiný typ a z tohoto důvodu má drobné odchylky v provádění zkoušek. Nicméně základ provádění zkoušek je stejný. Dílčí výsledky každé zkoušky musí být zaznamenávány do protokolů o provedení zkoušky. Jeho ukázka je vyobrazena v příloze A.

Nutno podotknout, že níže popisované zkoušky jsou plně orientovány na lineární urychlovače používané na KRO MOÚ a způsob provedení jednotlivých zkoušek či řešení nesrovnalostí je silně přizpůsobená zvyklostem pracoviště. Z tohoto důvodu je nutné upozornit, že se nejedná o jednotný standart na všech radiologických pracovištích

5.1.1 Denní zkoušky

Jak již vychází z názvu, tato provozní zkouška stálosti je prováděna denně vždy před zahájením klinického provozu. Zodpovědnou osobou z provedení je technik či jiný pověřený pracovník z Oddělení radiologické fyziky KRO. Test se skládá z celkem pěti dílčích zkoušek. [31]

Zkouška se vykonává podle schválených standardů. Do protokolu se zaznamenávají provozní parametry a datum měření. V případě dosažení nevyhovujícího parametru v některé z dílčích zkoušek, dojde ke kontrole nastavení LU či měřícího vybavení a nevyhovující zkouška je znovu provedena. Pokud ani poté nedojde k dosažení vyhovujících parametrů, je zkouška prohlášena za nevyhovující a dojde k ohlášení této skutečnosti vedoucím pracovníkům, kteří rozhodnou, zda je možné přístroj bezpečně používat nebo je nutné ho odstavit. [31]

Za předpokladu, že všechny zkoušky vyhovují hraničním parametrům, dojde k vyplnění protokolu o provedení zkoušky a může na něm být zahájen klinický provoz. [31]

Signalizace stavu

Cílem zkoušky je ověřit, zda signalizace nad dveřmi ozařovny a na řídící konzoli lineárního urychlovače ukazuje klidový i pracovní režim, podle skutečnosti. Rozlišují se dva základní stavy, které se rozlišují podle barev, konktrétně: červená, žlutá a zelená. Červená barva signalizuje spuštění ozáření a celou dobu ozařování je navíc doplněno akustickým signálem. Po ukončení ozařování a signalizování možnosti dalšího ozařování je indikováno zeleným světlem. Na ovládacím monitoru se zobrazuje žluté světlo. V případě, že všechny tyto parametry fungují správně, je dílčí zkouška shledána jako úspěšná. [31]

Tlačítko Beam off

Ověření funkce tlačítka Beam off pro okamžité vypnutí záření produkovaného lineárním urychlovačem. Zkouška se provádí zapnutím urychlovače a následně se stiskne tlačítko Beam off, přičemž je požadováno okamžité přerušení ozařování. [31]

Spínač dveří

Funkcí spínače dveří je při otevření dveří vedoucích na ozařovnu okamžitě přerušit svazek záření. Posuzuje se funkčnost spínače a zároveň signalizace na ovládací konzoli lineárního urychlovače. [31] [32]

Televizní okruh

Posouzení správné funkce okruhu monitorujícího pacienta. Funkční zařízení zobrazuje pacienta ležícího na ozařovacím stole. [31]

Stabilita základních dozimetrických parametrů

U této zkoušky se posuzují základní parametry dozimetrických parametrů všech léčebných svazků a používaných modalit. Sleduje se dávka na centrálním paprsku, kde se stanoví relativní odchylka naměřené odezvy od referenční hodnoty. Dále se pozoruje energie, avšak pouze u otevřených polí s homogenizačním filtrem. Cílem je stanovení relativní hodnoty energie fotonových a elektrických svazků dle stanovených parametrů. Poslední parametr představuje symetrii, opět se měří pouze u otevřených polí. Stanovuje se na obou hlavních osách pole, a sice v axiálním i transverzálním směru. [31] [32]

5.1.2 Týdenní zkoušky

Týdenní zkoušky provozní stálosti se provádí každý kalendářní týden. Jejich uskutečnění je nutné, pokud byl lineární urychlovač v klinickém provozu alespoň dva dny v týdnu. Zkoušku má na starosti opět technik či jiný pověřený pracovník Oddělení radiologické fyziky KRO. Před zahájením zkoušky se provede odečtení provozních parametrů příslušného lineárního urychlovače. [31]

Během zkoušky se přístroj nejčastěji nastaví do servisního módu, není-li uvedeno jinak. Ozařovací stůl se nastavuje do vodorovné polohy a sundávají se veškeré fixační pomůcky a jejich držáky. Všechny polohy a nastavení jsou uvedeny v souřadném systému Varian IEC. [31]

Stejně jako u denních zkoušek, pokud některá z dílčích zkoušek bude nevyhovující, musí dojít ke kontrole nastavení příslušného lineárního urychlovače a měřícího vybavení. Následně se daná zkouška zopakuje. Pokud ani po opakovaném pokusu nedojde k dosažení hraničních parametrů, je dílčí zkouška prohlášena za nevyhovující. V takovém případě není možné zahájit klinický provoz přístroje, pokud nedojde ke schválení provozu od vedoucího lékaře Oddělení zevní radioterapie. Ten rozhoduje na základě konzultace s radiologickým fyzikem. Naopak při splnění všech kritérií je přístroj připravený ke klinické praxi. [31]

Nouzová tlačítka

Vyzkoušení funkce tlačítek pro nouzové vypnutí lineárního urychlovače. Cílem je, aby po zmáčknutí příslušného tlačítka došlo k okamžitému vypnutí přístroje. Tlačítek se v ovladovně a na ozařovně nachází celkem 11. Každý týden se proto ověřuje funkce jiného tlačítka, přičemž do protokolu se udává označení příslušného tlačítka. Tato zkouška se doporučuje provádět jako poslední z dílčích zkoušek v rámci týdenních zkoušek. [31]

Nouzový posun stolu

Opět jde vyzkoušení funkčnosti tlačítek. Zkoušku provádíme během dílčí zkoušky Nouzová tlačítka. Na ozařovacím stole se nacházejí čtyři tlačítka pro nouzový posun stolu. Cílem je ověřit jejich funkčnost a následně zanesení výsledků do protokolu. [31]

Antikolizní systém

Smyslem antikolizního systému je zaručit bezpečnost pacienta a to tím způsobem, že při možné kolizi dojde k přerušení pohybu. Systém se testuje na nastaveném úhlu ramene a rotaci stolu 0°. Dále se nastaví RTG zdroj do svislé polohy 100 cm, podélné 0 cm, zároveň kV detektor do svislé -75 cm, podélné a příčné polohy 0 cm. Stlačí se horní kryt kV detektoru a pozorujeme, zda se rozsvítí červená kontrolka na hlavici. Obdobně se postupuje i pro kolizní detektor na pravé a levé straně. Poslední kontrola se provádí pro systém Laser Guard, vložením předmětu či pouhou rukou se naruší hlídaný prostor pod hlavicí lineárního urychlovače a následně se sleduje, zda systém vyhodnotí toto narušení jako kolizi či nikoliv. [31] [32]

Komunikace s pacientem

Smyslem zkoušky je ověření funkčnosti hlasové komunikace mezi pacientem na ozařovacím stole a pracovníkem vykonávajícím radioterapii v ovládací místnosti. [31]

Komplexní kontrola izocentra

Kontroluje se poloha radiačního izocentra, správnost seřízení všech laserových zaměřovačů a kontrola izocenter kV a MV zobrazovacích systémů. Zkouška se provádí pomocí testu Isocenter verification (ISOCAL) v módu Imager calibration. Následně se do protokolu zapíší hodnoty excentricity izocentra Max deviation from central beam, největší odchylku laserových zaměřovačů Phantom position (Lat, Lng, Vrt) a maximální odchylky polohy portálů Max imager shift MV a kV detektoru Max imager shift kV. U všech těchto parametrů je povolena odchylka do 1 mm. [31] [32]

Kolimátor a MLC

Dnešní techniky radioterapie umožňují adaptivní tvarování pole podle velikosti nádoru. Tato zkouška má za úkol ověřit správnost rotace kolimátoru, polohování clon kolimátoru a také lamel MLC. Využívá se test Machine performance check (MPC) pro všechny svazky urychlovače. Do protokolu se následně zapisují odchylky rotace kolimátoru (max 1°), maximální odchylka polohování lamel MLC (1 mm) a clon kolimátoru (2 mm). [31]

Přesnost optického dálkoměru

Přesnost optického dálkoměru se ověřuje pro SSD 100 cm a úhel ramene 0°. Dojde k nastavení výchozích parametrů a umístění krycí servisní desky s plexi deskou a nalepeným listem papíru na ozařovací stůl. Mechanický dálkoměr se nastaví na dotyk s deskou a následně se odečte údaj dálkoměru, čímž se zjistí odchylka od 100 cm. Tolerance přesnosti jsou 2 mm. [31]

Signalizace stavu RTG zdroje

Touto zkouškou dojde k ověření funkčnosti signalizace nad dveřmi ozařovny a řídící konzoli OBI. Cílem je správná indikace klidového i pracovního stavu RTG zdroje. Zkouška se provádí během zkoušky Přesnosti detekce odchylky nastavení 2D kV. Při zapnutém RTG zdroji je nutné, aby nad dveřmi do ozařovny svítil červený výstražný nápis „Nevstupovat“ a záření je současně indikováno zvukovým signálem. [31]

Spínač dveří pro blokování RTG zdroje

Zajištění funkčnosti spínače dveří pro blokování záření RTG zdroje. Zkouška se opět provádí jako dílčí zkouška Přesnost detekce odchylky nastavení 2D kV. Ověřuje se spuštění záření pomocí ovladače v ovladovně a následně se otevřou dveře ozařovny a znovu se spustí ovladačem záření. Při správné funkci by se záření u otevřených dveří nemělo spustit. [31]

Přesnost detekce odchylky nastavení 2D kV

U této zkoušky dochází k ověření přesnosti detekce odchylky nastavení pacienta pomocí dvou ortogonálních kV snímků a nastavení dle zjištěných odchylek. Úhel ramene a kolimátoru se nastaví do výchozí pozice 0°. Na ozařovací stůl se položí izocentrická kostka s ryskami do izocentra. Následně se změní pozice ozařovacího stolu (podélná, svislá a příčná), načtou se plány a LU se nastaví do naplánované polohy. Přepne se do skiagrafického módu s nastavením na Anatomy. Pro dvě pole se vytvoří jednotlivé kV snímky a následně se vyhodnotí, tak aby obraz zakreslené kuličky uvnitř izocentrické kostky co nejlépe odpovídal jejímu obrazu v kV snímku. Po vyhodnocení dojde k automatickému posunu ozařovacího stolu podle zjištěných odchylek. Na monitoru řídící konzole se odečtou polohy ozařovacího stolu a vypočítá se odchylka. Povolená odchylka jsou 2 mm. [31]

5.1.3 Měsíční zkoušky

Měsíční zkoušky, jak už z názvu vyplývá se provádí každý kalendářní měsíc. Jedinou výjimkou je měsíc, kdy se provádí zkouška dlouhodobé stability, která je více komplexní a nahrazuje měsíční zkoušku. Testování zdroje záření se účastní měřící skupina, která se skládá z radiologického fyzika a technika Oddělení radiologické fyziky KRO. [31]

Celé zkouška se zpravidla provádí v servisním módu se zaškrtnutou volbou Couch Iso, s retraktovaným MLC, s ramenem RTG zdroje, kV detektoru i portálu v poloze Mid nebo Retract, bez držáku bloků, filtru na RTG zdroji a bez fixačních pomůcek na ozařovacím stole. Stůl zůstává v základní poloze, tj. že rotace zůstává 0° a deska se nachází ve vodorovné poloze. Dávkový příkon se pohybuje okolo 600 MU/min. Všechny polohy a nastavení jsou uvedeny v souřadném systému Varian IEC. [31]

Výsledky zkoušky se dále zapisují do protokolu o provedení měsíční zkoušky. Na KRO MOÚ se v současnosti používá pro zapisování program Excel. Při zápisu příslušných hodnot dojde k automatickému vyhodnocení (vyhovuje/nevyhovuje) a zároveň existuje možnost porovnat naměřené hodnoty s hodnotami referenčními. Dále se do protokolu zapisují provozní parametry lineárního urychlovače. [31]

Měsíční zkouška je vyhovující pouze v případě, že došlo ke shodě všech měřených parametrů s jejich referenčními parametry. V případě nevyhovujícího parametru je zkouška vyhodnocena jako nedostatečná. Tato skutečnost se řeší kontrolou nastavení LU a měřícího vybavení, provedením opravy nebo zopakováním dílčí zkoušky. Další provoz na přístroji následně vyhodnocuje radiologický fyzik, který může uschopnit přístroj ke klinickému provozu či rozhodnout o jeho odstávce, v takovém případě dojde k vyrozumění vedoucích pracovníků kliniky a krokům nezbytných k vyřešení příslušného problému na lineárním urychlovači. [31]

Elektronické úhlové stupnice a sklon ozařovacího stolu

Cílem této zkoušky je ověření správnosti polohování rotačních částí lineárního urychlovače a ověření odchylky ozařovacího stolu od vodorovné polohy. Při této zkoušce se měří a) úhel ramene, b) úhel kolimátoru, c) rotace stolu, d) naklonění desky stolu v příčném směru, e) naklonění desky v podélném směru. [31]

Úhel ramene se měří nastavením úhlu ramene a kolimátoru na 0°, dále pak přiložením magnetické digitální vodováhy na kolimátor v příčném směru. Po přiložení vodováhy dojde k odečtení úhlu na displeji a vypočítání odchylky od 0°. Totéž se následně provede pro úhly ramene 90°, 180°, 270°. [31]

Při měření úhle kolimátoru se vychází z nastavení úhlu ramene na 270° a úhlu kolimátoru na 0°. Opět se využívá digitální vodováha, která se přiloží na vnitřní stranu kolimátoru u clony X1. Následně se odečte úhel z displeje vodováhy a vypočítá se odchylka od 0°. Tento postup se opakuje pro úhle kolimátoru 90° a 270°. [31]

Rotace stolu využívá stejné nastavení lineárního urychlovače jako v předchozí zkoušce s úhlem kolimátoru 0°. Digitální vodováha se umisťuje na vnitřní stranu kolimátoru, u clony X1 a snahou docílit 0° na vodováze. Následně se nastaví úhel ramene na 0° a clony se roztahují na minimální velikost pole 30x30 cm. Po nastavení příčné a svislé polohy stolu na 0 cm, se rozsvítí světelné pole a dosahuje se polohy, aby stín koncové části stolu přiléhal těsně k příčnému rameni světelného kříže na podlaze. Následně dojde k rotaci stolu tak, aby tyto dva stíny byly rovnoběžné. Na monitoru se odečte hodnota rotace stolu a vypočítá se odchylka od 0°. Ve druhé části měření se na stůl položí plexi deska s křížem a obrysy polí. Kříž na plexi desce se nataví tak, aby se překrýval se světelným křížem. Deska se zatíží, aby nedocházelo k jejímu pohybu a tudíž k chybě v měření. Poté dochází k rotaci stolu vždy tak, aby rotace kříže na plexi desce odpovídala rotaci světelného kříže. Otočí se nalevo a napravo o 90°, v obou polohách se

odečte údaj na monitoru a vypočítá se odchylka od 90° (vlevo), respektive 270° (vpravo). [31]

Měření naklonění desky stolu v příčném směru vychází z rotace stolu na 0°, příčná poloha je 0 cm, svislá na 20 cm a podélná poloha stolu se nastavuje na 120 cm. Na pravou horní stranu stolu se umisťuje plexi hranol o předem definovaných rozměrech, přičemž musí být dosaženo, že jeho delší strana je rovnoběžná s osou ozařovacího stolu, délkový střed prochází rovinou vymezenou bočními svislými laserovými zaměřovači a jeho vnější hrana těsně přiléhá k indexovanému otvoru na pravé straně ozařovacího stolu. Stejně tak se umisťuje druhý plexi hranol na levou stranu ozařovacího stolu. Na tyto hranoly se položí digitální vodováha, tak že její delší osa prochází rovinou vymezenou bočními svislými laserovými zaměřovači a střed je přibližně na centrálním paprsku. Z displeje vodováhy se opět odečte hodnota příčného sklonu stolu a vypočítá se odchylka od 0°. Stejný postup se provádí při naklonění stolu v příčném směru o -2° s +2°. [31]

Poslední dílčí zkouškou je naklonění desky stolu v podélném směru. Nastavení zůstává stejné jako v předešlé dílčí zkoušce. Opět se pokládá digitální vodováha na stůl, tentokrát, aby její delší osa procházela rovinou vymezenou sagitálním laserovým zaměřovačem a její střed byl přibližně na centrálním paprsku. Dojde k odečtení hodnoty pro podélný sklon stolu a výpočet odchylky od 0°. Stejně jako v minulé zkoušce se provádí i pro naklonění stolu v podélném směru -2° a +2°. [31]

Přesnost optického dálkoměru

Zkouška se provádí k ověření přesnosti optického dálkoměru pro základní polohu ramene. Základním předpokladem je nastavení úhle ramene kolimátoru a rotace stolu na 0°. Následně se na ozařovací stůl položí krycí servisní deska a na ni se dále položí plexi deska s nalepeným listem papíru. Poté dojde k nastavení SSD na 100 cm, toho se docílí změnou výšky ozařovacího stolu a dále pomocí optického dálkoměru. Na dotyk s plexi deskou se nastavuje mechanický dálkoměr. Z mechanického dálkoměru se odečítají odchylky od 100 cm a poté pro SSD 80 cm a 110 cm. [31] [32]

Izocentrum a lasery

U této dílčí zkoušky se ověřuje správnost izocentra, správnost seřízení laserových zaměřovačů a dále kontrola izocenter kV a MV zobrazovacích systémů. Test probíhá pomocí aplikací Isocenter calibration (ISOCAL) v módu Imager calibration a následné ověření v Isocenter verification. Po dokončení se zapisují hodnoty do protokolu. Konkrétně jde o hodnoty excentricity izocentra, Max deviation from central beam, největší odchylku laserových zaměřovačů, Phantom position (Lat, Lng, Vrt) a maximální odchylky polohy portálu Max imager shift MV a kV detektoru, Max imager shift kV. [31]

Ortogonalita a koincidence laserových zaměřovačů

Cílem je ověření vodorovnosti a kolmosti světelných rovin laserových zaměřovačů a jejich koincidenci 20 cm od izocentra. [31]

Nejprve se začíná ortogonalitou. Úhel ramene a rotace se nastaví do výchozí pozice, tj. na 0° a ozařovací stůl se odsune z izocentra. Zapnou se laserové zaměřovače a přiloží se digitální vodováha k pravé straně ozařovny v místě laserového zaměřovače tak, aby průmět sagitálního laserového zaměřovače souhlasil s ryskou na digitální vodováze. Naměřený údaj se odečte a vypočítá se odchylka od 0°. Stejný postup se využije pro laserový zaměřovač na levou straně ozařovny. Poté se ještě přiloží vodováha na rameno urychlovače v oblasti jeho displeje. Průmět sagitálního laserového zaměřovače musí souhlasit s ryskou na digitální vodováze. Odečte se změřený údaj a vypočítá se odchylka od 90°. [31]

Druhá část obsahuje měření koincidence. Výchozí pozice v tomto případě je nastavení podélné polohy stolu na 120 cm, příčná 0 cm a rotace stolu je 0°. Po splnění výchozí polohy se na stůl položí pomůcka pro ověření koincidence laserových zaměřovačů, která se nastaví tak, aby její pracovní plocha procházela sagitální rovinou laserového zaměřovače a izocentrem. Stůl se následně posune příčně o 20 cm doprava. Poté se zapnou laserové zaměřovače a nastaví se výška a podélná poloha stolu tak, aby pravý laser odpovídal zakreslené značce na pracovní ploše pomůcky. Pravý laser se zastíní a odečte se odchylka prosvítajícího levého laseru od vodorovného svislého kříže. Následně se provede totéž pro levý laser s rozdílem posunutí stolu 20 cm nalevo od izocentra. [31]

Shoda světelného a radiačního pole

Zkouška si dává za cíl ověřit geometrické parametry světelných a radiačních polí, vymezovaných MLC, pomocí detektoru X Lite. Nastavení zůstává stejné z předchozí dílčí zkoušky, tj. úhel ramene, kolimátoru a izocentrické rotace stolu je shodně 0°. Začíná se umístěním zmíněného detektoru X Lite na střed světelného kříže, detekční vrstvou do výšky izocentra. Pomocí clon se nastaví pole velikosti 5x5 cm. Poté se zapne světelné pole a zároveň zhasne osvětlení ozařovny. Měří se vzdálenost průmětů všech lamel od kříže. Nastavené pole se dále odzáří a zapíší se naměřené hodnoty velikosti radiačního pole ve směrech X a Y. Následně se vypočítají odchylky naměřené velikosti radiačního pole od hodnot referenčních a shodu světelného a radiačního pole. Takto se postupuje pro další svazky, přičemž pro snižování výkonu svazku se zvětšuje cloněné pole. [31]

Symetrie a homogenita radiačních polí

Jedná se o ověření stability symetrie a homogenity radiačních polí léčebných svazků pomocí přístroje Scanditronix-Wellhöfer StarTrack a jeho příslušenství. Předpokladem pro úspěšné dokončení zkoušky je dostatečné temperování StarTrack, který se musí minimálně jednu hodinu před měřením zapojit do elektrické sítě. Následně se provede předzáření v režimu Fast Track a odečet pozadí. Změří se všechny potřebné parametry a

po odečtení se zapíší hodnoty symetrie a homogenity ve směru X a Y. Po dokončení měření provedeme archivaci výsledků v rozhraní OmniPro Advance. [31]

Energetické parametry terapeutických svazků

Další dílčí zkouška slouží k ověření stability energetických parametrů fotonových a elektronových svazků. Zkouška využívá stejné přístroje a výchozí pozici jako předešlá zkouška symetrie a homogenita radiačních polí. Rozdíl oproti minulé zkoušce spočívá v nasazení elektronového aplikátoru 25 cm x 25 cm na hlavici. Přístroj StarTrack se pak nastaví středem na světelný kříž, další parametry se nastavují dle odpovídajících tabulek. Opět se využívá rozhraní OmniPro Advance, kde se nastaví příslušné parametry pro zkoušku a následně se provede měření. Na konci se odečte hodnota Chamber 2 a vypočítá se odchylka jako rozdíl procentuálních hodnot referenční a odečtené hodnoty. Stejný postup se zachová pro zbývající elektronové energie (Chamber 3 a Chamber 4) a fotonové energie. [31] [32]

Stabilita absorbované dávky

U této zkoušky se pomocí detektoru StarTrack ověřuje stabilita absorbované dávky pro všechny léčebné svazky. Stabilita absorbované dávky se ověřuje v podmínkách blízkých referenčním. Elektronové a fotonové svazky se ověřují s detektorem ve vodě, ale s rozdílnými parametry. Zatímco elektronové svazky mají detektor ve vodě v ekvivalentní hloubce maxima dávky, na povrch fantomu SSD 100 cm, s elektronovým tubusem a aplikátorem 10 cm x 10 cm pro 100 MU, tak fotonový svazek se ověřuje s detektorem v izocentru, ve vodě v ekvivalentní hloubce 5 cm (pro svazky 6 a 10 MV) a 10 cm (pro svazek 15 MV), s velikostí polem 10 cm x 10 cm a 100 MU. [31]

Nastavení lineárního urychlovače a detektoru StarTrack zůstává stejné jako v předešlé dílčí zkoušce. Jak už bylo zmíněno pro měření elektronového svazku se využívá elektronový tubus, který se umístí na hlavici spolu s aplikátorem 10 cm x 10 cm. Detektor StarTrack se nastaví na střed světelného kříže a položí se na něj 1 cm build-up pro dosažení hloubky maxima a nastaví se SSD 100 cm. Následně se v rozhraní OmniPro Advance nastaví příslušné měření a nastavené pole se odzáří. Poté se odečte hodnota naměřené dávky [Gy] a vypočítá se odchylka od referenční hodnoty. Stejný postup se zvolí pro zbývající svazky, přičemž vždy se postupuje podle tabulkového nastavení hodnot. [31]

Shoda zdrojů světelného pole

Další dílčí měsíční zkouška se zabývá shodou prvního a druhého světelného pole. Výchozí pozice zkoušky je stejná jako v předchozích případech, tj. úhel ramene se nastaví na 0°, kolimátor na 0° nebo na 90°, rotace stolu odpovídá 0°, clony pak tvoří pole o velikosti 15 cm x 15 cm, retraktuje se MLC. Na ozařovací stůl se položí servisní deska a na ní plexi deska s nalepeným listem papíru, na který se nastaví SSD 100 cm. Přes servisní

menu se zapne první zdroj světelného pole a na krajích pole se na nalepený papír označí hranice světelného pole u jednotlivých clon, poté se zapne druhý světelný zdroj a odečtou se odchylky zobrazeného pole od předchozího případu zakreslených značek. [31]

Správnost polohování lamel statického MLC

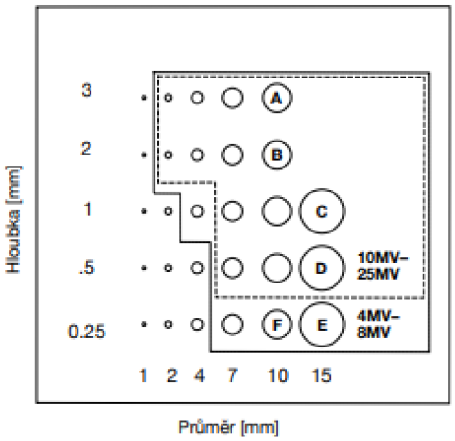
U této zkoušky je cílem ověřit správnost polohování lamel vícelamelového kolimátoru (MLC). Úhel ramene a rotace stolu se nastaví na úhel 0°, úhel kolimátoru na 90°, clony vytvářejí pole 40 cm x 40 cm a retraktuje se MLC. K vykonání testu se použije krycí servisní deska a na ni se položí plexi deska s křížem a obrysy polí. Střed desky se musí překrývat se světelným křížem ve vzdálenosti SSD 100 cm. Poté se načte soubor s předdefinovanými poli MLC. Postupně se zvolí jednotlivá pole a zjistí se odchylka všech lamel od dané rysky na plexi desce. [31]

Nezávislost IMRT na úhlu ramene

Tato zkouška má potvrdit, že dodání IMRT pole nezávisí na úhlu ramene. Využívá se fantom pro dozimetrické kontroly stálosti, který se zasune do držáku bloků na kolimátoru. Jeho ionizační komora se připojuje k dozimetrickému elektroměru v ovladovně. Po splnění těchto kroků se změří odezva pole pro 100 MU, energii 6 MV a 600 MU/min. Tato odečtená referenční hodnota se zapíše a pokračuje v měření pro stejné pole, ale pro různé hodnoty úhlu ramene, konkrétně 90°, 180° a 270°. Z těchto hodnot se vypočítá relativní odchylka hodnoty odezev pro jednotlivá pole od hodnoty odezvy pro pole s úhlem 0°. [31]

Rozlišení kontrastu portálového snímku

Zkouška má za úkol zjistit kontrast nasnímaného obrazu portálového detektoru. Zde se využívá fantom PortalVision (obr. 5.1). Tento fantom má na spodní straně systém ovorů různých velikostí a hloubek, což má simulovat různé kontrasty předmětů. Rozlišení kontrastu se pak stanovuje podle obrazu tohoto fantomu. Celá zkouška probíhá v Treatment modu. Zde se vyberou potřebné parametry a následně se zvolí úhel ramene a kolimátoru 0°, příčnou polohu ozařovacího stolu na 0 cm, podélnou na 80 cm. Fantom PortalVision se umístí na horní deska tak, aby střed odpovídal kříži světelného pole a šipkou směrem k rameni urychlovače. Výškově by měl objemový střed ležet v izocentru. Následně se vytvoří portálový snímek a pozoruje se, zda-li jsou viditelné referenční otvory fantomu. Do protokolu se zapisují viditelné otvory fantomu, přičemž pro různé energie existují jiné parametry viditelnosti. Pro malé energie by měly být otvory A až F a pro nejvyšší energie jenom A až D. [31]



Obrázek 5.1. Schématický průřez fantomem PortalVision™ [31]

Přesnost geometrického zobrazení portálu

Test si dává za cíl zjistit odchylku velikosti obrazu fantomu PortalVision v portálovém snímku od jeho skutečné velikosti. Opět se vychází z předešlé zkoušky, kdy u snímku pole Kontrast10, se použije funkce AutoWindow/Level a pomocí přidružených nástrojů se změří velikost obrazu fantomu ve směru příčném a podélném (X a Y). Závěrem se vypočítá odchylka od referenční hodnoty 14 cm a zapíše se do protokolu. [31]

Zobrazení stupnice šedi

Zkouška ověřuje kvalitu kontrastu kV obrazu. Probíhá v servisním módu a lineární urychlovač se přitom nastavuje do polohy s úhlem ramene 90°, kolimátor a rotace stolu na 0°. Poté se nastavuje zdroj RTG, kV detektor a jejich clony na X1 = Y1 = - 7 cm a X2 = Y2 = 7 cm. Na plochu detektoru kV se pokládá fantom TOR 18FG tak, aby jeho střed ležel zhruba na středu této plochy a aby směřoval k levému rameni bližšího rohu kV detektoru. Mezi zdroj RTG záření a detektor se navíc umístí 1 mm měděný filtr tak, aby při expozici kV zakrýval celý fantom. Následně se provede snímkování s různými parametry a zobrazí se snímek. Okno a zvětšení obrazu se nastaví tak, aby byly ve fantomu vidět kontrolní Pb a Cu kruhy ve čtvercích. Spočítá se počet viditelných kruhů a z tabulky se určí hodnota citlivosti při nízkém kontrastu. Mezní hodnota je 2,33. [31]

Počet viditelných kruhů	Kontrast [%]
10	3,47
11	3,01
12	2,33
13	2,01
14	1,61
15	1,45
16	1,22
17	1,03
18	0,81

Tabulka 5.1. používaná pro zobrazování stupnice šedi [31]

Geometrické zobrazení 2D kV snímků

V pořadí patnáctá zkouška se zabývá odchylkou velikosti obrazu objektu na kV snímku. Test probíhá v servisním módu, kdy rotace gantry, kolimátoru a ozařovacího stolu je 0°, příčná poloha stolu je 0 cm a podélná 100 cm. Na ozařovací stůl se položí pomůcka pro ověření geometrického zobrazení kV detektoru, přičemž jejím středem prochází světelný kříž ve výšce SSD 100 cm. Poté se nastaví rameno urychlovače na 90°, RTG zdroj, kV detektor a clony rentgenového zdroje na hodnotu X1 = Y1 = - 7 cm a X2 = Y2 = 7 cm. Vytvoří se kV snímek s parametry napětí 45 kV, proudem 25 mA a délkou pulzu 4 ms. Pomocí nástrojů v zobrazení snímku se provede změření vodorovné a svislé (X, Y) strany obrazu vnitřního čtverce 10 cm x 10 cm a vypočítá se odchylka od referenční hodnoty. [31]

Korekce polohy izocentra

Další zkouška má za cíl ověřit správnost polohy izocentra ozařovacího stolu při podélném a příčném náklonu stolu. Test se provádí v servisním módu se zapnutou funkcí Couch ISO. Výchozí pozice lineárního urychlovače je nastavení úhlu 0° pro rameno, kolimátor a rotaci stolu, podélná poloha stolu je 100 cm a příčná 0 cm. Na stůl se položí izocentrická kostka s bočními ryskami. Po správném umístění kostky do izocentra se změní podélná náklon desky stolu na +2 ° a zapnou se lasery. Hlavním cílem je ověřit, že odchylky průmětů bočních laserů na izocentrické kostce nejsou větší než 1 mm. Stejně probíhá kontrola i pro příčný náklon ozařovací desky, kde se kontroluje shoda sagitálního laseru se značkou izocentra na zadní straně kostky. [31] [32]

Detekce odchylky v nastavení 3D kV obrazu

Tato zkouška odhaluje odchylku nastavení pacienta pomocí 3D kV obrazu a nastavení pacienta podle zjištěných odchylek. Stejně jako v předešlých testech se pracuje v servisním módu se zapnutou funkcí Couch ISO. Výchozí poloha lineárního urychlovače

je naprosto stejná jako v předešlém případě. Na ozařovací stůl se znovu položí izocentrická kostka a nastaví se tak, aby ležela v izocentru. Zapisuje se svislá poloha ozařovacího stolu. Následně se změní poloha stolu, tj. podélná poloha se změní ze 100 cm na 101 cm, příčná na 0.5 cm a svislá se sníží o 0.5 cm pod aktuální, podélný i příčný sklon odpovídá 1°. Taková to poloha se zachová se provede se kontrola polohy pomocí CBCT a musí dojít k co největší shodě referenčního a nasnímaného obrazu krychlového fantomu. Po vyhodnocení se provede korekce poloh stolu o navržené hodnoty (po kontrole CBCT). Následně se vypočítá celková odchylka. [31]

Dynamické plány VMAT a dozimetrická kalibrace

Předposlední dílčí zkouška pozoruje stabilitu nazáření dynamických plánů VMAT (RapidArc) včetně funkce Jaw Tracking pomocí portálové dozimetrie a její dozimetrické kalibrace. Při tomto testu se pracuje v klinickém módu a ozařuje se portál umístěný v poloze (0, 0, 0), se snímkovací sekvencí Intergrated. Ozařuje se několik plánů a následně v rozhraní Varian Portal Dosimetry dochází k vyhodnocení všech plánů, pomocí gamma analýzy. Vždy se srovnávají aktuálně získané snímky s dříve vypočtenou predikcí. Důležité je, aby odpovídaly parametry, jaké se používají při klinickém ověřování plánů. Vyhodnoceným parametrem je plocha, na které je gamma index větší než 1. [31]

Systém radioterapie řízené dýchacím cyklem

Poslední dílčí zkouškou měsíčního testování je vyzkoušení funkce urychlovače spouštět a vypínat zařízení léčebného svazku v závislosti na průběhu dechové křivky. Opět se pracuje v klinickém módu. Na ozařovací stůl se položí fantom simulující dýchací pohyby a na něj blok s kontrastními značkami. Zvolený plán obsahuje pole, které má naplánováno spouštění záření dle dechové křivky. Řízení se nastavuje podle dechové křivky v rozmezí 70-90 %. Následně se na kameře sleduje, zda aktuální poloha bloku s kontrastními značkami odpovídá zobrazované dechové křivce a současně dochází ke korektnímu spouštění a zastavování záření. Do protokolu se pak potvrzuje správnost této funkce. [31]

5.1.4 Roční zkoušky

Roční zkoušky jak už název napovídá se provádějí jednou ročně na každém lineárním urychlovači. Zpravidla je provádí měřící skupina, která se skládá z radiologického fyzika a technika, druhou alternativou je i radiologický asistent z Oddělení radiologické fyziky. Termín zkoušky se vybírá zhruba v polovině lhůty mezi dvěma pravidelnými zkouškami dlouhodobé stability. Z metrologických a kalibračních důvodů se v daném měsíci, kdy probíhá roční zkouška provozní stálosti, provede zároveň i zkouška měsíční. [31]

Celá zkouška se provádí v servisním módu se zaškrtnutou volbou Couch Iso, s retraktovaným MLC, s ramenem RTG zdroje, kV detektoru i portálu v poloze Mid nebo Retract, bez držáků bloků, filtru na RTG zdroji a bez fixačních pomůcek na ozařovacím

stole. Rotace stolu je 0°, deska stole se nachází ve vodorovné poloze a dávkový příkon se pohybuje okolo 600 MU/min. Polohy a nastavení jsou poté uvedeny v systému Varian IEC. [31]

Naměřené hodnoty se zapisují do protokolů o provedení roční zkoušky stálosti. Odpadá zde papírové vyplňování, ale veškerá dokumentace je vedena elektronicky ve formě tabulek Excel. Pro každý dílčí test jsou uvedeny referenční hodnoty. Dále se do protokolu zapisují provozní parametry příslušného lineárního urychlovače. [31]

Roční zkoušku lze prohlásit za úspěšnou pouze v případě, že všechny dílčí zkoušky vyhovují svým limitům. Pokud je některá dílčí zkouška prohlášena za nevyhovující, nejprve se provede kontrola parametrů, případně je provedena oprava. Poté se provede opakované měření dílčí zkoušky nebo jenom její části. V případě nevyhovujícího výsledku některého ze svazků se provede kalibrace svazku, přičemž se zapisuje do poznámek relativní odchylka naměřená před kalibrací. [31]

O dalším provozu lineárního urychlovače následně rozhoduje radiologický fyzik. V případě nevyhovující dílčí zkoušky může rozhodnout o pokračování v provozu, tím že zapíše zhodnocení do poznámky protokolu. V opačném případě, tedy pokud radiologický fyzik zhodnotí, že přístroj není schopen bezpečného provozu, oznamuje tuto skutečnost ihned vedení Kliniky radiační onkologie a jsou podniknuty kroky k co nejrychlejšímu odstranění závady. [31]

Poloha ozařovacího stolu

První dílčí zkouška obsahuje pět pod zkoušek, které mají za úkol ověřit polohování ozařovacího stolu, izocentrické rotace, svislý pohyb a nouzový posun. [31]

Jako první se testuje svislý pohyb stolu, kdy se nastavuje úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu na 0°, příčná a svislá poloha stolu je 0 cm, podélná potom 95 cm. Pomocí mechanického dálkoměru se změří vzdálenost izocentra k povrchu stolu a vypočítá odchylka od 0 cm. Následně se přenastaví svislá poloha stolu na 30 cm a znovu se změří vzdálenost izocentra k hornímu povrchu stolu. Tentokrát se vypočítává odchylka od 30 cm. [31]

Druhou částí je test podélného pohybu stolu. Opět se vychází z úhlu ramene, kolimátoru a rotace stolu 0°, příčná a svislá poloha stolu je 0 cm. K měření se využívá pomůcka, která se zasune do drážky ozařovacího stolu a podle kříže na pomůcce se nastavuje podélná poloha stolu. V zásadě světelný kříž musí odpovídat kříži na pomůcce. Pomocí elektronické stupnice se zjistí odchylka od referenční hodnoty, která má hodnotu 140 cm. Následně se pomůcka vloží do drážky, která nese označení H3 blíže ramene. Stejně jako v předešlém měření se nastaví stůl podle světelného kříže a vypočítá se odchylka od referenční hodnoty, v tomto případě 98 cm. Poslední měření se provádí naprosto stejně jako v předešlých případech s rozdílem vyměnění drážky, kdy se používá F1 dál od ramene. Počítá se poté s referenční hodnotou 154 cm. [31]

Třetí podzkouška se zabývá příčným pohybem stolu. Výchozí pozice se opět nemění, tj. úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu na 0°, svislá poloha stolu potom 0 cm. Znovu se využije drážka stolu, do které se zasune pomůcka pro stanovaní polohy ozařovacího stolu. Používá se drážka 0. Důležité je nastavit kříž na pomůcce se světelným křížem. Stejně jako v předešlém případě pomocí elektronické stupnice se vypočítá odchylka příčné polohy stolu od referenční hodnoty 0 cm. Po zapsání hodnoty se sejme pomůcka z ozařovacího stolu a nahradí se servisní deskou s plexi sklem, na kterém je nalepený list papíru. Znovu je snaha docílit překrytí světelného kříže a kříže na plexi desce. Navíc je potřeba rozsvítit světelného pole a na dálkoměru se nastaví SSD 100 cm. Posledním krokem je pomocí značek na plexi desce posunout ozařovací stůl příčně vpravo a vlevo o 15 cm, odečíst hodnoty a vypočítat odchylky od referenčních hodnot 985 cm (vlevo) a 15 cm (vpravo). [31]

Předposlední test první zkoušky se zaměřuje na izocentrickou rotaci stolu. Pozice ramene, kolimátoru i rotace stolu je opět 0°, podélná poloha stolu je potom 120 cm a příčná potom 0 cm. Stejně jako v předešlém případě se na ozařovací desku umístí servisní deska s plexi deskou a nalepeným listem papíru. Desku je třeba zatížit, aby nedocházelo k posunům a tím k chybám měření, optický dálkoměr se umístí do vzdálenosti SSD 100 cm. Po splnění těchto kroků se na nalepený list papíru nakreslí světelný kříž, produkovaný světelným polem. Stejný postup se aplikuje u nastavení rotace stolu 90° a 270°. Excentricita izocentrické rotace stolu je rovna poloměru nejmenší kružnice opsané třemi zakreslenými body. Hodnota excentricity se následně zapíše do protokolu. [31]

Poslední test je zjištění stability svislého pohybu stolu. V tomto případě se nastavuje úhel ramene do vodováhou ověřené svislé polohy. Na ozařovací stůl se opět položí deska s listem papíru a zatíží se. Dálkoměr nastavujeme do vzdálenosti SSD 100 cm. Na papír se vyznačí průmět středu světelného kříže. Poté se změní svislá poloha stolu na 30 cm a znovu se vyznačí průmět světelného kříže. Tyto dva body se zaměří a vypočítá se jejich vzdálenost. [31]

Přesnost optického dálkoměru

Druhá dílčí zkouška slouží k ověření přesnosti optického dálkoměru pro hlavní polohy ramene. Jako první se nastaví úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu 0°, clony tvoří pole velikosti minimálně 10 cm x 10 cm, MLC retraktovaný. Stejně jako v předešlých případech se na ozařovací stůl umístí krycí servisní deska a na ni do vzdálenosti SSD 100 cm plexi desku s nalepeným listem papíru. K měření se použije mechanický dálkoměr, jenž se nastaví na dotyk s deskou a odečte se údaj. Následně se zjišťuje odchylka od nastavené hodnoty 100 cm. Stejný postup se aplikuje pro SSD 80 cm a 110 cm. Po provedení se změní úhel ramene na 90° a 270° a znovu se použije výše uvedený postup. U těchto úhlů je nutné navíc použít pomůcku pro určení izocentra. [31]

Polohování clon

Tento test má za cíl zjistit správné fungování polohování clon. Výchozí pozice znovu 0° rotace ramene, kolimátoru a rotace stolu. Změna nastává v poloze clon, kdy clona X1 je v poloze 20 cm a zbývající clony do 15-20 cm. Na ozařovací stůl se položí servisní deska na ní izocentricky plexi deska s obrysy polí, zapne si i světelné pole. Po provedení úkonu se změří vzdálenost clony X1 (vlevo) od středu kříže na plexi desce. Vypočítá se odchylka od referenční hodnoty, která je v tomto případě 20 cm. Stejný postup se použije pro polohy clony X1 = 10 cm, 5 cm a -2 cm (poloha clony, kdy přechází centrální paprsek). Po provedení těchto měření se clona X1 nastaví na polohu 15-20 cm a totéž se zopakuje pro clonu X2, obdobně i pro clony Y1 a Y2. [31]

Reprodukovatelnost monitorování dávky

Zkouška ověřuje reprodukovatelnost systému monitorovat dávku. Reprodukovatelnost je definována jako variační koeficient a je dána vztahem (rov. 5.1):

$$S = \frac{100}{R}\sqrt{\frac{\sum(R-R_i)^2}{n-1}} \quad [\%] \qquad (5.1)$$

Kde R_i jsou odezvy dozimetru naměřené za stejných podmínek, R je průměrná hodnota a n=10 je počet měření. Úhel ramene a kolimátoru se nastaví na 0°. Pro toto měření se použije fantom dozimetrické kontroly stálosti, který se zasune do držáků bloků. Jeho ionizační komora se připojí k elektrometru v ovladovně. Zpravidla je jeho pracovní napětí +400 V. Měření probíhá celkem desetkrát, přičemž parametry jsou následovné: energie 6 MV, pole 10 cm x 10 cm, MLC retraktované, 100 MU. Po každém měření se zapisuje odezva dozimetru a z těchto získaných hodnot se následně vypočítá S, podle rovnice 5.1. [31] [32]

Linearita monitorování dávky

Další zkouška slouží k ověření linearity systému monitorování dávky. Nejprve je nutné definovat linearitu monitorování dávky L, která se definuje jako průměrná hodnota poměrů L_i mezi odezvou dozimetrického systému a počtem monitorovacích jednotek MU. Poté se přístroj nastaví do výchozí pozice, tj. úhel ramene a kolimátoru na 0°. Stejně jako v předešlé zkoušce se do držáku bloků zasune fantom pro dozimetrické kontroly stálosti a propojí se elektroměrem v ovladovně. Nastaví se fotonový svazek 6 MV, pole 10 cm x 10 cm, MLC retraktovaný a 50 MU. Provede se ozáření a zaznamená odezva dozimetru. Vypočítá se L_i jako poměr naměřené hodnoty a počtu MU. Stejný postup se zachovává i pro hodnoty 100. 150, 200, 300 a 500 MU. Posledním krokem je z vypočítaných L_i určit průměr L a zjistit největší relativní odchylku L_i od L. [31] [32]

Nezávislost monitorování dávky na úhlu ramene

U této zkoušky je snaha vyloučit, že poloha ramene má vliv na funkci systému monitorování dávky. Jako první se definuje závislost na úhlu ramene pomocí koeficientu H (rov. 5.2):

$$H = 100\frac{R_{max} - R_{min}}{R} \quad [\%] \qquad (5.2)$$

Kde R_{max} a R_{min} jsou maximální a minimální hodnoty odezvy dozimetru pro jednotlivé hlavní polohy ozařovače a R je průměrná hodnota. Opět se nastavuje úhel ramene a kolimátoru na 0°. V držáku bloků se nachází fantom pro dozimetrické kontroly stálosti, který je propojen s elektroměrem v ovladovně. Pro testování se využije fotonový svazek o energii 6 MV, pole s velikostí 10 cm x 10 cm, MLC retraktovaný a 100 MU. Po jednotlivých ozáření se zapisuje odezva dozimetru. Tento postup se opakuje pro hodnoty úhlů 90°, 180° a 270°. Po naměření všech hodnot se spočítá průměrná hodnota R a z té následně H, podle rovnice 5.2. [31]

Monitorování dávky při přerušovaném ozařování

Podobně jako ve výše uvedených zkouškách, má tento test zjistit správnou funkci systému monitorování dávky při přerušovaném ozařování. Nejprve je nutné definovat přesnost monitorování dávky při přerušovaném ozáření, značí se Δ a vypočítá se následovně (rov. 5.3):

$$\Delta = 100\,\frac{R_{SMLC} - R_0}{R_0} \quad [\%] \qquad (5.3)$$

Kde R_{SMLC} je odezva dozimetru při přerušeném ozáření a R_0 je odezva dozimetru při nepřerušeném ozáření. Předpokladem správného měření je, že ozáření proběhnou za stejného nastavení lineárního urychlovače. Postup měření se neliší od ostatních zkoušek, a sice úhel ramene a kolimátoru je 0°, do držáku bloků se zasune fantom pro dozimetrické kontroly stálosti. Nutno podotknout, že je potřeba ho propojit s elektrometrem v ovladovně. Po provedení těchto kroků se nastaví fotonový svazek na 15 MV, k němu se pomocí clon vymezí pole 10 cm x 10 cm, 100 MU. Tímto svazkem se provede ozáření a zaznamenají se hodnoty. Stejné nastavení se použije i pro nepřerušované pole. Jediný rozdíl spočívá ve vybrání protokolů, ty se budou pro obě pole lišit. Po ozáření obou polí se vypočítá hodnota Δ a zapíše se do protokolu. [31]

Stabilita dynamických klínů

Následující dílčí zkouška ověřuje stabilitu profilů dynamických klínů. Zkouška začíná podobně jako všechny předcházející, tj. úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu je 0°, jediný rozdíl je ve vymezeném poli, které je 20 cm x 20 cm. Na ozařovací stůl se položí servisní deska a na ni izocentricky fantomová plexi deska se 7 otvory. Do desky se dále vloží ionizační komora a připojí se k elektrometru v ovladovně. Komora se vkládá do centrálního otvoru desky. Fantom se překryje další plexi deskou. Zpravidla má tloušťku

3,5 cm. Nastaví se SSD 100 cm a pokračuje se výběrem fotonového svazku 6 MV, 100 MU a k němu dynamický klín EW 15 OUT. S těmito parametry se odzáří měření a hodnoty se zapíší do protokolu. Stejný postup se volí i pro dynamické klíny 30 OUT, 45 IN a 60 IN. Po zapsání hodnot se ionizační komora přesune od středu směrem k rameni a směrem od ramene, přičemž se zachová stejný postup měření. Na konci dojde k vypočítání poměru odezev v krajních polohách k odezvám v centrální poloze a díky tomu se stanoví odchylka od referenčních hodnot. [31]

Shoda světelného a radiačního pole

Zkouška slouží k ověření geometrických parametrů světelných a radiačních polí, vymezovaných clonami, elektronovými tubusy s aplikátory nebo MLC. Tato zkouška je shodná se stejnojmennou měsíční dílčí zkouškou, proto nebude rozebírána do detailu. Jediná změna oproti měsíční zkoušce je použití jiné detekční technologie, kdy se používají gafchromické filmy a jejich skenování, druhou drobnou změnou je jiná velikost pole. [31]

Symetrie a homogenita radiačních polí

Tato dílčí zkouška zkoumá symetrii a homogenitu fotonových a elektronových svazků. Měření se provádí na automatickém vodním fantomu. Výpočet homogenity a symetrie radiačních polí vychází ze vztahů použitých v přejímacím testu a při přejímací zkoušce. Homogenita je tedy potom dána vztahem (rov. 5.4):

$$F = 100\frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}}\,[\%] \qquad (5.4)$$

Kde D_{max} a D_{min} se zjišťují v centrální oblasti pole dané 80 % velikosti pole, která je vymezena 50 % dávky (vůči dávce na centrálním paprsku). Naproti tomu symetrie radiačního pole je podle protokolu firmy Varian dána vztahem (rov. 5.5):

$$S = D_{max,sym} - D_{min,sym} \qquad (5.5)$$

Jedná se o maximální rozdíl dávky v bodech symetricky položených kolem osy svazky. Tyto body leží v centrální oblasti pole dané 80 % velikosti pole. [31]

Celý proces měření začíná z výchozí pozice, kde se nastaví úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu 0°, stůl se odsune do polohy, aby nebránil nastavení automatického vodního fantomu, stejně tak se skryjí všechny části zobrazovacího systému. Následuje instalace vodního fantomu do centrálního paprsku a nastavení clony na urychlovači na pole 10 cm x 10 cm, SSD 100 cm. Do fantomu se umístí skenovací a referenční ionizační komora, které se připojí k ovladovně na elektrometr. Poté se naměří všechny svazky s různými energiemi, přičemž pole jsou vymezena clonami s retraktovaným MLC při SSD 100 cm. Pro každé měření dojde k odečtení homogenity a symetrie pro směry X a Y. K tomuto

odečtení se přistupuje až po aplikaci vyhlazovacího algoritmu Median 3 x 3. Na konec se vypočítají odchylky od referenčních hodnot. [31]

Energetické parametry terapeutických svazků

Komplexní zkouška pro porovnání současných energetických parametrů fotonových a elektronových svazků s hodnotami stanovenými při přejímací zkoušce. [31]

Fotonové svazky mají hned několik energetických parametrů, mezi ně patří: index kvality $TPR_{20,10}$, hloubka maxima dávky z_{max} a procentuální hloubková dávka PDD v hloubkách 5 cm (pro energie 6 MV), respektive 10 cm (pro 10 a 15 MV) na centrálním paprsku referenčního pole. [31]

Stejně jako v přecházející zkoušce se bude používat automatický vodní fantom. Nastavení lineárního urychlovače a vodního fantomu tudíž zůstává totožné. Ionizační komora se nastaví efektivním bodem na centrální paprsek, referenční komora pak do rohu světelného pole. Test probíhá v servisním módu a volí se vymezené pole o velikosti 10 cm x 10 cm, fotonový svazek 6 MV a MLC retraktovaný. V režimu Continuous se změří ionizační křivka zvoleného svazku (v případě fotonových svazků ji můžeme považovat za křivku hloubkových dávek). Pomocí algoritmu Median 3 x 3 se provede numerická analýza. Z procentuální hloubkové dávky PDD(10) se spočítá index kvality $TPR_{20,10}$ podle vztahu (rov. 5.6):

$$TPR_{20,10} = -0{,}7898 + 0{,}0329\, PDD(10) - 0{,}000166[PDD(10)]^2 \quad (5.6)$$

Z tohoto vztahu se vypočítá odchylka stanoveného $TRP_{20,10}$ a zapíše do protokolu. Dále se zapisuje naměřená hloubka maxima z_{max}, procentuální hloubková dávka PDD(5) a odchylky od jejich referenčních hodnot z_{maxref} a PDD_{ref}. Jako referenční hodnoty jsou brány, ty hodnoty, které byly naměřeny po přejímací zkoušce. Z tohoto důvodu se mohou hodnoty lišit na každém jednom přístroji. Stejný postup se aplikuje na svazky o energiích 10 MV a 15 MV. [31]

Pro elektronové svazky jsou energetické parametry referenční hloubka pro stanovení absorbované dávky z_{ref}, procentuální hloubková dávka v hloubce z_{ref} a v hloubce maxima z_{maxref}. Referenční hloubka pro stanovení absorbované dávky z_{ref} se stanovuje z hloubky R_{50} (hloubka poloviční relativní dávky), pomocí vztahu (rov. 5.7):

$$z_{ref} = 0{,}6R_{50} - 1 \text{ [mm]} \quad (5.7)$$

Měření začíná přípravou přístroje. Nejprve se zvolí elektronový svazek 6 MeV, k tomu se připraví elektronový tubus a aplikátor 10 cm x 10 cm. Pomocí vodního automatického fantomu naměříme roosovou ionizační komorou ionizační křivku zvoleného elektronového svazku. Naměřená křivka se pomocí softwarové konverze převede na křivku hloubkové dávky a normalizuje do 100 %. Poté se opět aplikuje

algoritmus Median 3 x 3 a odečte se hodnota PDD (z_{maxref}), vypočítá se odchylka od referenční hodnoty a zapíše do protokolu. Stejně tak se odečte i hodnota z_{ref} a vypočítá odchylka od referenční hodnoty z_{refref}. Z křivky hloubkové dávky se odečte hodnota PDD (z_{ref}) a vypočítá se odchylka od referenční hodnoty PDD_{ref}. Takto se postupuje pro všechny zbývající elektronové svazky. Naměřené křivky se ukládají pro případ dalšího zpracování. [31]

Dávka v referenčním bodu

Další z dílčích zkoušek má za úkol ověřit, zda-li je dávka v referenčních podmínkách shodná s referenčními hodnotami dávky. Tyto hodnoty vypočítává plánovací systém. [31]

Zkouška používá stejné nastavení jako ty předešlé, tedy nastavení lineárního urychlovače a zapojení automatického vodního fantomu. K měření se použijí ověřené dozimetrické řetězce sestávající se z elektrometru a ionizačních komor typu Farmer (pro fotonové svazky) a Roos (pro elektronové svazky). Jako první se získává referenční hodnota, která představuje bod ležící ve vodním fantomu na radiační ose. Podmínky správného měření jsou: velikost pole 10 cm x 10 cm, retraktovaný MLC, úhel ramene a kolimátoru 0°, SAD 100 cm. Referenční hloubka pro fotonové svazky 6 a 10 MV je 5 cm (5 g/cm^2), pro svazek 15 MV pak 10 cm (10 g/cm^2). Farmerova ionizační komora má efektivní bod ve svém geometrickém středu. Dávka v referenčním bodě D_w ve vodě se vypočítá podle vztahu (rov. 5.8):

$$D_w = k_{t,p} k_{sat} k_{pol} k_Q N_{D,w} MU \qquad (5.8)$$

Kde MU je odezva sestaveného dozimetrického řetězce [nC], N_{Dw} je kalibrační faktor dozimetrického systému pro dávku ve vodě záření ^{60}Co [Gy/C] a $k_{t,p}$ oprava na hustotu vzduchu:

$$k_{t,p} = \frac{273{,}2+t}{273{,}2+t_0} \cdot \frac{p_0}{p} \qquad (5.9)$$

Kde t je teplota a p atmosférický tlak při měření, p_0 = 1 013 hPa, t_0 = 20 °C a k_{sat} je oprava na saturaci:

$$k_{sat} = a_0 + a_1 \frac{I_1}{I_2} + a_2 \left(\frac{I_1}{I_2}\right)^2 \qquad (5.10)$$

Koeficienty a_i jsou zvoleny v závislosti na poměru napětí na ionizační komoře, při nichž jsou měřeny odezvy I_1 a I_2. Tyto koeficienty lze získat z tabulek. [31]

Veličina k_{pol} je oprava na polaritní jev:

$$k_{pol} = \frac{I^+ + I^-}{2I^+} \qquad (5.11)$$

Odezvy I^+ a I^- jsou měřeny při kladném (u Farmerovy ionizační komory + 300 V) a záporném (- 300 V) nominálním napětí na ionizační komoře. [26] [31]

K_q je faktor, který koriguje rozdíl odezev dané ionizační komory ve svazku ^{60}Co a ve svazku záření o dané kvalitě. Hodnota tohoto faktoru je převzata z doporučení. [26] [31]

Ze získaných hodnot se odečte atmosférický tlak a teplota, díky čemu lze spočítat opravu $k_{t,\,p}$. Následně se ověří stabilita dozimetrického řetězce pomocí kontrolního zdroje. Tolerance pro odchylku naměřené a referenční hodnoty je 1 %. Pokud se komora nachází v toleranci pokračuje usazením komory do centrálního paprsku a referenční hloubky daného fotonového svazku. Změří se odezvy [nC] při jednotlivých napětích (+300 V, + 100 V a – 300 V) pro 100 MU. Z těchto hodnot se dále spočítá k_{sat} a k_{pol}. Následně se stanoví odezvy [nC] při nominálním napětí (+ 300 V) pro 200 MU a spočítá se D_w a odchylka od referenční hodnoty. Zmíněný postup se aplikuje na všechny fotonové svazky. [26] [31]

Po testu fotonových energií se pokračuje elektronovými energiemi. U těchto energií se referenčním bodem rozumí bod ležící ve vodním fantomu na radiační ose pole vymezeného elektronovým tubusem 10 cm x 10 cm, při známém úhlu ramene a kolimátoru 0°, SSD 100 cm v referenční hloubce pro elektronový svazek. Cílem měření je ověřit dávku v hloubce maxima, která se vypočítá z dávky stanovené v referenčním bodě a procentuální hloubkové dávky v tomto bodě. Pro měření se využívá dozimetrický řetězec s Roosovou ionizační komorou, který se ověřuje kontrolním zdrojem. Efektivní bod této komory je v aktivní části, 1 mm pod jejím vnějším povrchem. Každý svazek má svou referenční hloubku, která je uvedena v tabulce. Samotná dávka v hloubce maxima D_w v elektronovém svazku ve vodě je dána vztahem (rov. 5.12):

$$D_w = k_{t,p} k_{sat} k_{pol} k_Q N_{D,w} \frac{100}{PDD}\, MU \quad (5.12)$$

Kde MU je odezva dozimetrického řetězce při měření v referenčním bodě [nC], $k_{t,p}$, k_{sat}, k_{pol}, N_{Dw} a k_Q mají stejnou definici jako u fotonových polí výše. Oproti tomu PDD je relativní hloubková dávka v referenčním bodě [%]. Pro stanovení k_{sat} se opět vychází z tabulkových hodnot. Následně se ověří stabilita dozimetrického řetězce pomocí kontrolního zdroje, přičemž povolená tolerance je stejně jako v předešlém případě 1 %. Za předpokladu, že je vše v pořádku, se Roosava ionizační komora ustaví do centrálního paprsku a referenční hloubky, poté se nastaví SSD 100 cm na vodní hladinu. Pomocí rovnice oprava na hustotu vzduchu (rov. 5.9) se spočítá $k_{t,p}$. Změří se odezvy [nC] při jednotlivých napětích na ionizační komoře (+ 200 V, + 66 V, -200 V) pro elektronový svazek s energií 6 MeV pro 100 MU. Vypočítá se k_{sat} a k_{pol}. Stanoví se odezvy [nC] při nominálním napětí (+ 200 V) pro 200 MU. Konečně se vypočítá D_w, odchylka od referenční hodnoty. Tento postup se opakuje pro všechny elektronové svazky. [26] [31]

Faktory velikosti pole

Test má ověřit faktory velikosti pole a jejich shodu s hodnotami referenčními. Tyto hodnoty byly získány při přejímací zkoušce. [31]

Faktorem velikosti pole (OF) pro daný svazek se rozumí poměr odezvy R_f naměřené pro určitý počet MU ionizační komorou na centrálním paprsku za podmínek uvedených v tabulkách a odezvy R_o naměřené pro stejný počet MU v témže bodě pro referenční pole 10 cm x 10 cm. [31]

$$OF = \frac{R_f}{R_o} \quad (5.13)$$

Pro měření se využívá válcová ionizační komora. Měření se provádí zpravidla s 50 MU. [31]

Klínové faktory

Tato dílčí zkouška ověřuje faktory dynamických klínů a jejich shody s hodnotami vypočítanými plánovacím systémem. Definice faktoru dynamického klínu pro daný svazek se myslí poměr odezvy R_w pro určitý počet MU ionizační komorou na centrálním paprsku za podmínek uvedených v tabulkách a odezvy R_o naměřené pro stejný počet MU v témže bodě pro otevřené pole stejné velikosti. [31]

$$WF_w = \frac{R_w}{R_o} \quad (5.14)$$

Stejně jako v předešlé zkoušce se využívá válcová ionizační komora. Umisťuje se kolmo ke spádu dynamického klínu a zároveň leží v referenčním bodě svazku. Měření se provádí s 50 MU. [31]

Dozimetrická separace lamel

Zkouška se týká dozimetrické separace lamel pro každý terapeutický fotonový svazek a také porovnává tyto naměřené hodnoty s referenční hodnotou z plánovacího systému. [31]

Separace lamel pro daný svazek se určuje z korigovaných odezev proužků DMLC zvolené šířky pro daný svazek a z naměřené transmise MLC. Proužky během záření postupně vyjíždějí do vymezeného pole a na konci ozařování končí jejich pohyb pod clonami. Z tohoto lze získat korigovaná odezva proužku dané šířky a to díky vztahu (rov. 5.15):

$$M_{ki} = \frac{X_{start} - X_{end}}{X} \left(M_i - \frac{X}{X_{start} - X_{end}} M_{mlc}\right) \quad (5.15)$$

V tomto vztahu M_{ki} je korigovaná a M_i představuje odezvu pro proužek DMLC dané šířky. M_{mlc} je průměrná odezva při záření přes MLC, X_{start} je počáteční a X_{end} koncová poloha lamel DMLC [cm], X je šířka pole vymezeného clonami ve směru x [cm]. [31]

Nastavení lineárního urychlovače a automatického vodního fantomu je stejné jako v předešlých případech. Výchozí pozice je tentokrát 0° jako úhel ramene, 90° úhel kolimátoru, velikost cloněného pole je 10 cm x 10 cm, MLC retraktovaný. Znovu se použije Farmerova ionizační komora, která se umístí do referenčního bodu svazku 6 MV. Postupně se aplikuje na všechna připravená pole 10 cm x 10 cm, 200 MU, otevřené pole (bez MLC), pole se zavřeným MLC a dynamickými proužky 1-20 mm. Vypočítá se korigovaná odezva. Takto získané odezvy se zapíší do grafu a proloží přímkou, přičemž místo průniku proložené přímky s osou x udává teoretickou šířku proužku pro nulovou korigovanou odezvu. Záporná hodnota této šířky je rovna dozimetrické separaci lamel svazku 6 MV. Z této hodnoty se spočítá odchylka od referenční hodnoty. Stejný postup se aplikuje pro svazky 10 MV a 15 MV. [31]

Poloha radiační osy kolimátoru

Další z dílčích ročních zkoušek se zabývá stabilitou radiační osy lineárního urychlovače při rotaci kolimátoru. [31]

Přístroj se nachází ve výchozí poloze, tj. úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu je 0°, clony vymezují pole o velikosti 22 cm x 22 cm, MLC retraktovaný. Na ozařovací stůl se položí servisní deska a na ni plexi desky o velikosti 40 cm x 40 cm a tloušťkou 4-5 cm. Na vrchní stranu desek se připevní gafchromický film typu EBT2, EBT3 nebo XR-QA2, tak aby pokryl celou sledovanou oblast a zasahoval do centrálního paprsku. Na středu se zakreslí kříž středu světelného pole a nastaví se SSD 100 cm na film. Po provedení těchto kroků se film ještě překryje 1,5 cm vrstvou plexi. Dále se nastavují lamely, aby vymezovaly proužek o šířce 0,2 mm. Vybere se svazek o energii 6 MMV, 600 MU/min vždy 500 MU (pro EBT2 nebo EBT3) či 250 MUU (pro XR-QA2). Takto se ozařuje pro úhle kolimátoru 0°, 45°, 90° a 315°. [31]

Po ozáření se zakreslí osy úhlů pro pole s úhly kolimátoru 0° a 315° a stejně tak pro úhly 45° a 90°. Průsečík těchto dvou os lze považovat za radiační izocentrum. Následně se změří největší vzdálenost zakreslených přímek od radiačního izocentra, jež je excentricitou ε radiačního pole při rotaci kolimátoru. Poté se změří odchylka zakresleného středu světelného pole od zakresleného izocentra, jež je odchylkou α radiační a světelné osy při rotaci kolimátoru. Vyhodnocení je vhodné provést elektronicky v naskenovaném obraze. [31]

Poloha radiační osy ramene

Tato zkouška má velmi podobný cíl jako zkouška minulá, rozdíl spočívá v tom, že se se neověřuje poloha radiační osy u kolimátoru, ale u ramene. [31]

Nastavení přístroje zůstává stejné jako v minulém případě. Gafchromický film se umístí na povrch plexi desky a ta se následně postaví svisle na ozařovací stůl, kde se nachází i servisní deska. Důležité je, aby radiační osa bylo pokud možno rovnoběžná s filmem při rotaci ramene a izocentrum se pohybovalo přibližně ve výšce středu filmu.

Pomocí laserových zaměřovačů se vyznačí jejich poloha na okrajích filmu (levý pro levou část a pravý pro pravou část). Horní a dolní okraj se označí pomocí sagitálního laseru. Po vyznačení krajních poloh se přidává druhá plexi deska tak, aby se film nacházel mezi dvěma deskami. [31]

Po provedení těchto kroků se přistupuje k expozici záření o energii 6 MV a vždy 800 MU (záleží opět na typu filmu, pro XR-QA2 je to pouze 400 MU) s dávkovým příkonem 600 MU/min a postupně se měnícím úhlem ramene na 0°, 90°, 275° a 185°. [31]

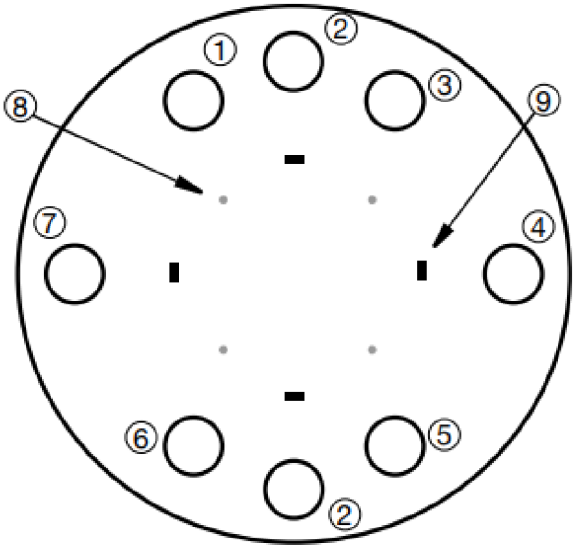
Naměřené hodnoty se použijí pro zakreslení osy úhlů, které jsou vymezeny přímkami a ro pro úhly ramene 0° a 185° a poté pro 275° a 90°. Průsečík těchto hodnot se považuje za radiační izocentrum. Následně se změří největší vzdálenost zakreslených přímek od radiačního izocentra, jež je excentricitou ε radiačního pole při rotaci ramene. Díky předem zakresleným značkám lze zakreslit kříž, který leží na průsečíku přímky proloženou levou a pravou značkou bočních laserů a přímky proložené horní a dolní zakreslenou značkou. Na filmu se posléze změří odchylka zakresleného kříže (izocentra označeného lasery) od zakresleného radiačního izocentra α. Vyhodnocené je lepší provést elektronicky v naskenovaném obraze. [31]

Zobrazení CT čísel při snímkování CBCT

Předposlední dílčí zkouška se věnuje zobrazovací schopnosti lineárního urychlovače, a sice ověření CT čísel při použití 3D kV snímkování CBCT. [31]

Pro tento test se používá fantom Catphan CTP504 nebo CTP604 s vloženými nehomogenitami. Lineární urychlovač se nastaví do výchozí pozice, což je úhel ramene, kolimátoru a rotace stolu rovno 0°. Příčná poloha stolu se nastavuje na hodnotu 999-1 cm. Na ozařovací desku se položí servisní deska s fantomem, tak aby svou válcovitou částí přesahoval stůl v podélném směru k rameni. Fantom se umísťuje tak, aby jeho čtyři horní bílé značky odpovídaly podélnému rameni světelného kříže a obě boční bílé značky odpovídaly průniku vodorovného a svislého bočního laseru na obou stranách, zároveň pomocí vodováhy se umístí podélná osa fantomu do vodorovné roviny. [31]

Pro testování se vytvoří testovací 3D kV snímek v režimu Head a v módu Image Calibration. Na obrázku 5.2 je možno vidět průřez fantomem a podle tohoto průřezu se přejde do odpovídajícího axiálního řezu s nehomogenitami. Vyhodnocovací oblast se volí na 7 x 7 bodů a začíná se na pozici 12 hodin, což je fantom představující vzduch. Následné vyhodnocení se provádí pomocí aplikačního rozhraní konzole, kdy v okně Area Histogram se odečte hodnota Mean a vypočítá odchylka od referenční hodnoty – 1000 HU. Podobně se provede pro kruh dole vpravo na pozici 5 hodin s referenční hodnotou 120 HU a kruh vlevo na pozici 9 hodin s referenční hodnotou – 100 HU. [31]



Obrázek 5.2. Transverzální řez fantomem Catphan CTP 503 s nehomogenitami. 1. Acrylic, 2. Air insert, 3. Polystyrene insert, 4. LDPE insert, 5. PMP insert, 6. Teflon, 7. Delrin, 8. 50 mm spaced Teflon rods, 9. White alignment „dots“ [31]

Přesnost geometrického zobrazení 3D kV snímků

Poslední dílčí zkouška se opět věnuje zobrazovacím metodám. V tomto případě je cílem ověřit geometrickou přesnost při použití 3D kV snímkování CBCT. [31]

Nastavení přístroje a umístění fantomu zůstává stejné jako v předešlé zkoušce. Uvnitř fantomu se nacházejí čtyři otvory rozmístěné do rohů čtverce o velikosti 5 cm x 5 cm (na obr. 5.2 číslo 8). Tyto otvory se použijí pro ověření geometrického zobrazení. Po nasnímání se změří vzdálenost x mezi středy dvou horních otvorů. Poté se vypočítá odchylka od referenční hodnoty, která je 5 cm. Stejně se postupuje i pro vzdálenost y dvou otvorů na levé straně. [31]

6. IMPLEMENTACE DATABÁZOVÉHO SYSTÉMU

Praktická část se věnuje hlavnímu cíli práce a tím je vytvoření databázového systému, který by obsahoval data získaná ze zkoušek lineárních urychlovačů na Klinice radiační onkologii Masarykova onkologického ústavu. Kapitola bude sloužit jako průvodce celým procesem ambic systému, samotnou tvorbou a výsledným produktem. V závěru proběhne porovnání s běžně nabízenými komerčními systémy. Následovat bude diskuze o současných možnostech vytvořeného systému a jeho dalším potenciálu.

6.1 Ambice systému

Jak už bylo několikrát zmíněno cílem praktické části je vytvoření systému, který bude schopen pojmout data získané z technických zkoušek na lineárních urychlovačích a následně umožnit jejich interpretaci (např. ve formě grafů či tabulek). Dále možnost sledování trendů mezi urychlovači nebo pouze v případě jednoho urychlovače. Data použité v databázi budou pocházet ze zkoušek provozní stálosti (měsíčních, ročních) z pracoviště Kliniky radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu.

Databáze všech měřených parametrů bude vytvořena v databázovém programu PostgreSQL. Celý systém vykreslování grafů a různých kombinací dat bude dále implementován v programovacím jazyce Python s využitím knihovny Streamlit. Cílem je vytvořit program, který bude uživatelsky přínosný a bude moci být využíván v praxi.

K dispozici budou všechny protokoly měsíčních a ročních zkoušek, provedených na KRO MOÚ. Celkem se jedná o čtyři lineární urychlovače. Všechny lineární urychlovače jsou stejný typ od firmy Varian s komerčním označením TrueBeam. Časové období protokolů je u každého přístroje individuální, neboť se jedná o protokoly od roku uvedení do provozu. Nicméně nejstarší protokoly jsou z roku 2016 a sahají až do současnosti. V současnosti jsou protokoly vedeny v elektronické podobě v programu Excel. Jedné se tedy o datový typ .xlsx. Příklad protokolu je uveden v příloze A.

Cílem je do systému převést všechny dodané protokoly se všemi typy zkoušek. Každá zkouška obsahuje několik dílčích zkoušek. Jedná se o 19-20 podzkoušek v rámci roční zkoušky, respektive 19 v rámci měsíční zkoušky. Každá tato zkouška bude obsahovat svou tabulku, kde budou všechna naměřená data spolu s datem, kdy byla provedena. Dále bude umožněno zobrazit základním bodovým grafem jednotlivé parametry. V rámci měsíčních zkoušek se pak navíc zobrazí krabicový graf tzv. boxplot, který bude mapovat rozptyl odchylek v jednotlivých letech (pokud tento parametr bude přítomen). Roční zkoušky budou zase navíc obsahovat místo boxplotu graf, který bude zobrazovat trend dané zkoušky. Do každé databáze bude možné přes grafické prostředí vkládat data, která se budou přímo ukládat do příslušné databáze. Mezi další funkce bude patřit sekce záznamů, kam budou uloženy všechny záznamy o provedených činnostech např. kalibrace dávky, seřízení laserů, případně servis některé komponenty. Poslední funkcí je

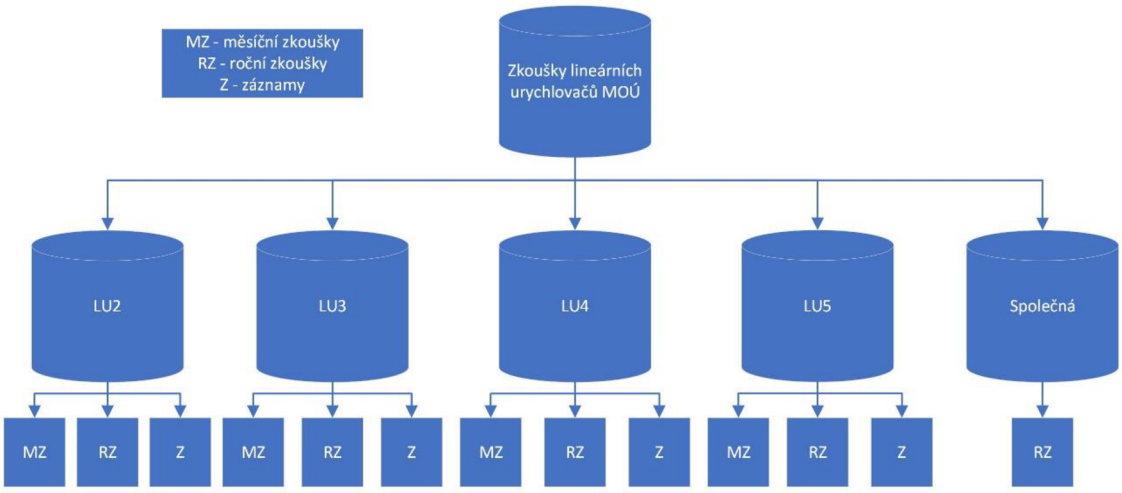
požadavek KRO MOÚ na vytvoření společné databáze pro všechny lineární urychlovače, kde bude možné zobrazit vývoj dávky v referenčním bodě pro každý terapeutický svazek.

6.2 Realizace

Realizace aplikace probíhala za použití několika nástrojů. Tvorba byla rozdělena do dvou hlavních kroků. Prvním krokem bylo vytvoření databáze, která pojme všechna data z poskytnutých protokolů. Druhým krokem je pak vytvoření vhodného uživatelského prostředí pro snadnou interpretaci dat. Samotná databáze byla vytvořena pomocí PostrgeSQL s aplikačním rozhraním pgAdmin 4 v8. Rozhraní aplikace bylo vytvořeno pomocí programovacího jazyka Python v prostředí Spyder. Do tohoto prostředí byly implementovány knihovny jako Streamlit, Altair, Psycopg2 a Pandas. Ukázky uživatelského prostředí aplikace budou vloženy v příloze C.

6.2.1 Databáze

Jak již bylo zmíněno, tvorba databáze byla provedena pomocí PostgreSQL, kdy byl použit klient pg Admin 4 v8. Celá databáze byla nazvána jako Zkousky_linearnich_urychlovacu_MOU. Následně obsahuje poddatabáze, pro jednotlivé lineární urychlovače. Tyto databáze jsou dále děleny na tři podskupiny. Konktrétně se jedná o složku pro měsíční a roční zkoušky a také pro záznamy. Všechny tyto databáze jsou stejné pro všechny urychlovače. Poslední poddatabází je „Společna“, kde jsou obsaženy společná data o zkouškách Dávka v referenčním bodě, pro fotony a elektrony. Strukturu databáze je možné vidět na obr. 6.1.



Obrázek 6.1. Struktura databáze vytvořené pro lineární urychlovače (vytvořeno v MS Visio)

V každé tabulce jsou poté obsaženy konkrétní data, která byla importována z dodaných protokolů a doplněna o data měření. Hodnoty měření byly do tabulek dodány ručně, protože kvůli rozmanitosti všech protokolů, nebylo možné dosáhnout jednotného importačního nástroje. Nebylo ani možné v rámci jednoho urychlovače vytvořit tento nástroj z důvodu posutí nebo prohození některých hodnot v cílových protokolech. V rámci přepisování dat byla navíc provedena revize dat.

Tabulky jsou poté vyvolávány prostřednictvím skriptu ve Spyderu, kde je přímo naimplementována knihovna pro propojení Pythonu a PostgreSQL, který bude zmíněn později. Jednotlivé sloupce tabulek a také samotné názvy budou pomocí mappingu přejmenovány, aby odpovídaly skutečným názvům uvedených v protokolu včetně jednotek.

6.2.2 Tvorba aplikace

Tvorba uživatelského rozhraní a všech jeho součástí probíhala pomocí programovacího jazyka Python v prostředí Spyder. Na začátku celého procesu došlo k instalaci virtuálního prostředí. Následně byly importovány důležité knihovny jako Streamlit, Psycopg2, Pandas, Altair a Numpy. S funkcemi těchto knihoven se postupně seznámíme.

V první části kódu dojde k přejmenování tabulek z PostgreSQL na jejich názvy podle protokolů a stejně tak jejich sloupců. Tento úkon byl proveden pomocí mappingu. V našem případě došlo k vytvoření dvou slovníků pro přejmenování sloupců jednotlivých tabulek. Jedna verze obsahuje názvy včetně jednotek a druhá verze obsahuje názvy bez jednotek. První verze je používána pro zobrazení tabulek a verze bez jednotek vznikla, kvůli problémům při vykreslování grafů. Stávalo se, že hranaté závorky znázorňující jednotky vracely chybu, tudíž bylo nutné je odstranit.

Další část se věnuje funkcím pro jednotlivé lineární urychlovače. Všechny funkce jsou nazvány podle skutečných názvů urychlovačů. V první řadě bylo nutné propojit skript v Pythonu s odpovídající databází v PostgreSQL. O tuto funkci se postará knihovna Psycopg2. Tato knihovna umožňuje na základě volání v našem skriptu zobrazit příslušnou tabulku. [33] Příklad kódu bude uveden v příloze B.

Po úspěšném propojení pokračujeme výběrem příslušné tabulky. Všechny skutečné názvy byly vloženy do selectboxu a při výběru dané tabulky dojde k jejímu vykreslení. O vykreslení dat v tabulce se stará knihovna Pandas. [34] Zároveň existuje i možnost vykreslení tabulky ve zvoleném časovém období. Každá dílčí zkouška poté obsahuje podmínku, která vybraný parametr (nejčastěji odchylka) vyobrazí zeleně, případně červeně, pokud došlo k překročení udávané tolerance (Obrázek 6.2.). V ojedinělých případech podmínka nebyla nastavena, z důvodu měnící se tolerance nebo pokud se tolerance v průběhu jednotlivých měření zvýšila, byla implementována pouze vyšší. Takto bylo vytvořeno vykreslování tabulek pro měsíční a roční zkoušky všech lineárních

urychlovačů. Nutno podotknout, že obě zkoušky mají svou vlastní funkci, stejně jako lineární urychlovače.

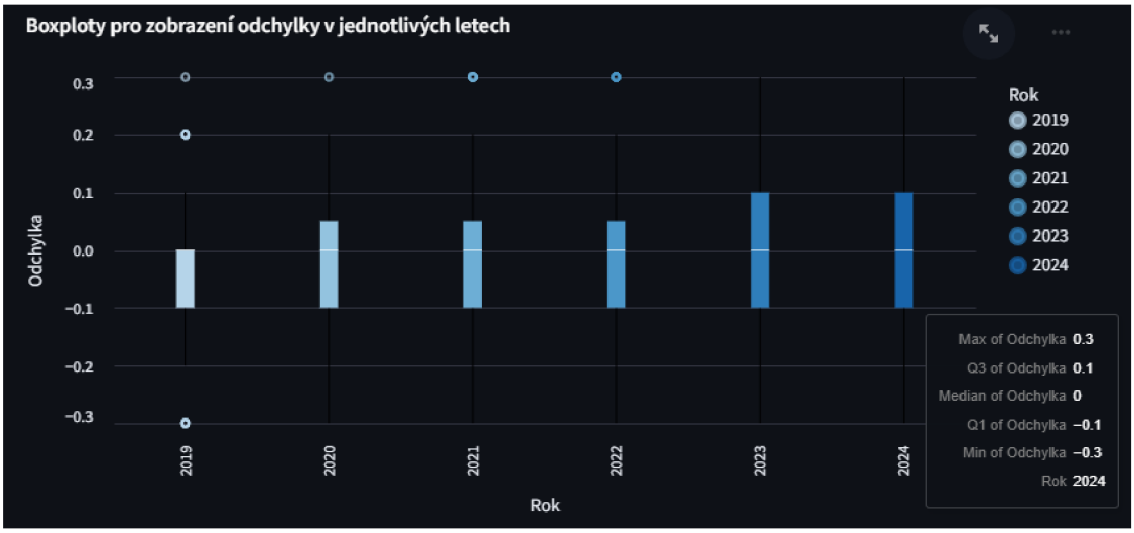
	Parametr	Naměřená hodnota [mm]	Tolerance [mm]	Datum měření
29	Odchylky laserových zaměřovačů	0.1	1	2016-11-27
30	Odchylka polohy portálu	0.1	1	2016-11-27
31	Odchylka polohy kV detektoru	0.1	1	2016-11-27
32	Excentricita izocentra	0.3	1	2016-12-10
33	Odchylky laserových zaměřovačů	1.5	1	2016-12-10
34	Odchylka polohy portálu	0.1	1	2016-12-10
35	Odchylka polohy kV detektoru	0.0	1	2016-12-10
36	Excentricita izocentra	0.3	1	2017-01-07
37	Odchylky laserových zaměřovačů	0.8	1	2017-01-07
38	Odchylka polohy portálu	0.1	1	2017-01-07

Obrázek 6.2. Ukázka vykreslení tabulky s kontrolou parametru Naměřená hodnota [mm] s tolerancí 1 u LU4

Následně bylo implementováno vykreslování grafů. Tato možnost je stále součást jednotlivých funkcí. V první řadě dojde k výběru hodnot, které budou zobrazeny na ose X a poté výběr hodnota na ose Y. Výběr je vždy ze všech sloupců, které jsou obsaženy ve vybrané zkoušce. Jak již bylo zmíněno, neobsahují jednotky, kvůli špatnému vykreslování. Následně po vybrání hodnot a stisknutí příslušného tlačítka dojde k vykreslení jednoduchého bodového grafu. Grafy jsou implementovány pomocí knihovny Altair. Umožňují interaktivní tvorbu grafů, kdy po najetí kurzorem na příslušný bod se zobrazí údaje z osy X a Y, v našem případě je navíc ke každému bodu přidán údaj, kdy byla daná hodnota naměřena. Tyto grafy jsou pro všechny zkoušky stejné. [35] Pokud se v tabulkách nacházely nečíselné hodnoty byly nahrazeny hodnotou „NaN“ (not a number) a to pomocí knihovny NumPy. [36]

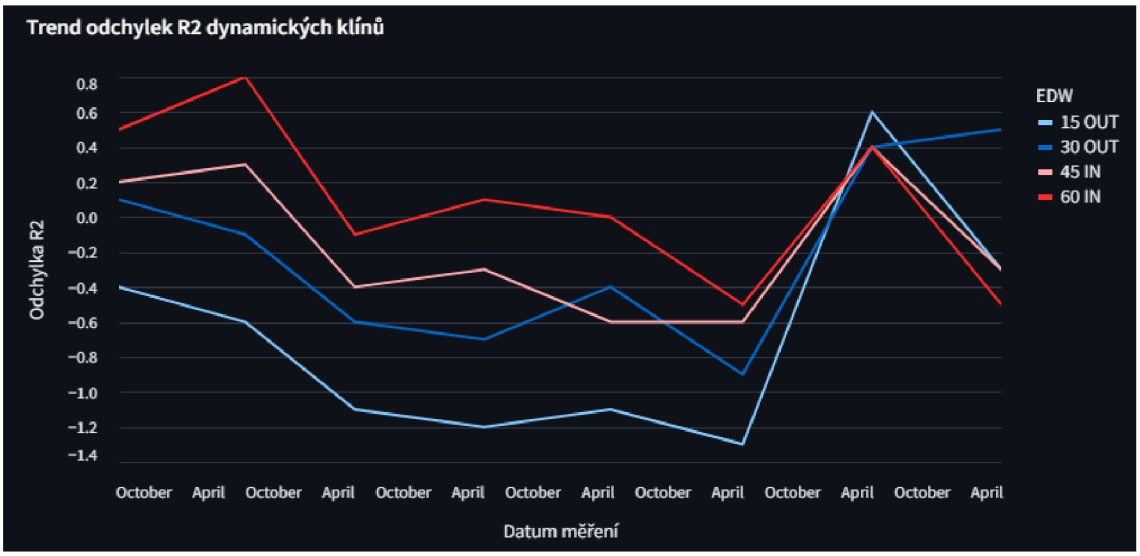
Pro měsíční zkoušky byly ještě navíc navrženy krabicové grafy, které sledují vývoj odchylek nebo jiných veličin za jednotlivé roky. Je tak možné získat základní přehled o rozsahu hodnot. Grafy byly zavedeny pouze pro zkoušky, u kterých to má smysl. Některé zkoušky obsahují pouze slovní hodnocení nebo pouze měřené hodnoty, u těchto zkoušek boxploty vytvořeny nebyly. Jedinou výjimkou je zkouška Správnost funkce systému radioterapie řízené dýchacím cyklem, kde se vykresluje histogram. Samotné krabicové grafy jsou napojeny na okno výběru časového období a díky tomu se mění podle zvoleného období. Stejně jako předešlé bodové grafy jsou vytvořeny pomocí knihovny

Altair a také jsou interaktivní. (Obrázek 6.3.). Každý krabicový graf byl vytvořen pro každou zkoušku zvlášť.



Obrázek 6.3. Ukázka krabicového grafu pro zkoušku Správnost elektronických úhlových stupnic u LU3. Vpravo ukázka interaktivity.

Stejně tak byly navrženy speciální grafy pro roční zkoušky. V jejich případě krabicové grafy pro sledování odchylek za jednotlivé roky postrádají smysl. Z tohoto důvodu došlo k vytvoření trendů ve formě čárového grafu. Trendy byly opět vytvořeny pro všechny zkoušky, kde dávalo smysl sledovat nějaký vývoj. Stejně jako všechny předešlé grafy byly vytvořeny v knihovně Altair, tudíž jsou opět interaktivní. [35] Ukázku vytvořeného trendu můžete vidět na Obrázku 6.4.



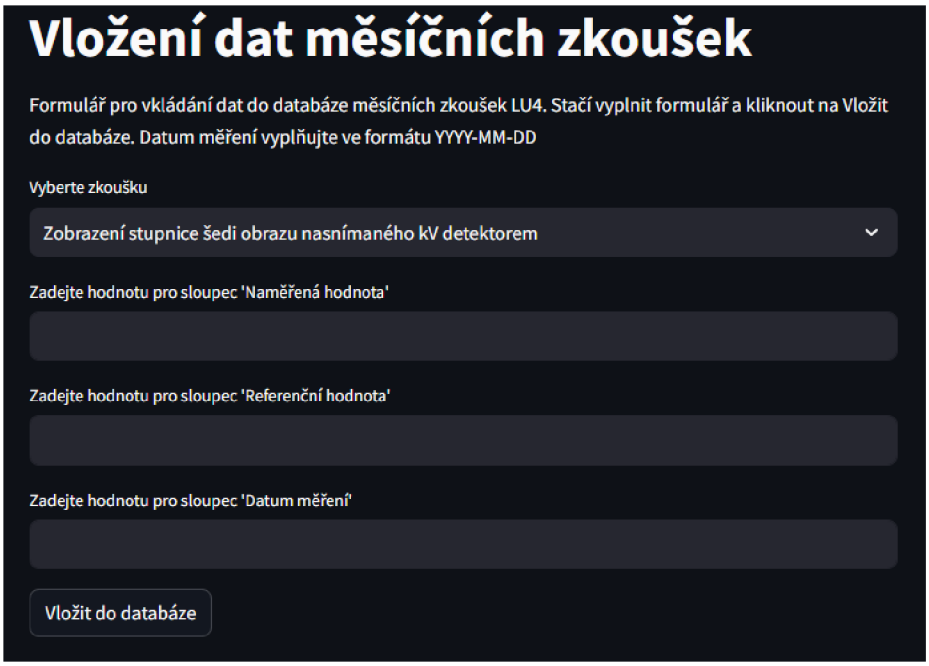
Obrázek 6.4. Ukázka trendu pro odchylku R2 dynamických klínů pro každý dynamický klín u LU5

Jako další funkce u lineárních urychlovačů bylo naimplementováno vkládání dat do příslušné databáze. Tato funkce opět využívá knihovnu Psycopg2. Po vybrání příslušné tabulky dojde k vypsání sloupců, které tabulka obsahuje. Uživatel poté pouze do odpovídajících políček zapíše měřené hodnoty a potvrdí vložení. Načež, pokud proběhne vše v pořádku, se zobrazí hláška o úspěšném vložení dat do databáze. Příklad kódu bude ukázán v příloze B, společně s vyvoláváním dat z databáze.

Poslední možností je vyobrazení tabulek se záznamy, které byly pořízeny během měření. Jedná se o zjednodušený technický deník. Ten využívá opět knihovnu Pandas k zobrazení tabulek, které obsahují hlavičky protokolů a již zmíněné záznamy. Zobrazené tabulky je pak možné z databáze stáhnout jako formát CSV. Případně je možné vyhledávat nebo řadit data podle velikostí ve vybraném sloupci.

Na stejném principu jako zobrazení tabulek funguje poslední záložka, která obsahuje všechny zkoušky s názvem Dávka v referenčním bodě. Jedná se o tabulku složenou z dat ze všech lineárních urychlovačů pro fotony a elektrony (elektrony jsou pouze u LU2 a LU3). Sekce obsahuje možnost zobrazení tabulky, opět přes knihovnu Pandas a také možnost vložení dat databáze zprostředkovanou knihovnou Psycopg2.

Spuštění ve webovém rozhraní je možné dosáhnout pomocí knihovny Streamlit, která převádí kód do formy webové aplikace. V této části skriptu dochází k rozdělení na výše zmíněné části a pouze volání příslušných funkcí, které jsou vizualizovány pomocí Streamlit. [37]



Obrázek 6.5. Ukázka formuláře pro vložení dat do databáze LU4 pro měsíční zkoušku Zobrazení stupnice šedi obrazu nasnímaného kV detektorem

6.3 Výsledek

Výstupem výše zmíněných částí je poté program ve webovém rozhraní, který funguje pomocí importované knihovny Streamlit. Samotný program se skládá z několika stránek. Při spuštění se zobrazí úvodní strana, která obsahuje základní popis programu s jeho možnými funkcemi a také odkazy na stránky, které se týkají dozimetrie či podobným tématům.

Dalšími záložkami jsou stánky, které obsahují data pro konkrétní lineární urychlovač, které jsou pojmenovány LU2 až LU5. Toto se dále dělí na stránky s měsíčními a ročními zkouškami. V případě měsíčních zkoušek se zobrazí tabulka příslušné zkoušky. Uživatel má navíc možnost si vybrat časové rozmezí, odkdy do kdy chce vidět data. V případě, že si nevybere, dojde k vykreslení celého rozsahu. Z tohoto rozmezí se vykreslí tabulka, kde dojde ke zvýraznění odchylky nebo jiné sledované hodnoty. V případě vyhovující tolerance se zvýrazní zeleně a naopak, pokud dojde k překročení tolerance, tak se zbarví do červené barvy. Následně je možné vykreslit všechny parametry tabulky vykreslit v jednoduchém bodovém grafu. Navíc měsíční zkoušky obsahují krabicové grafy sledovaných parametrů za jednotlivé roky. Roční zkoušky mají podobné vykreslovaní s rozdílem, že dochází k vykreslení trendu za sledované roky. Dalšími možnostmi je zobrazení záznamů, které byly zapsány během jednotlivých zkoušek např. kalibrace dávky, seřízení laserů nebo servisní zásah. Poslední podstránkou je možnost vložení dat do tabulky příslušné zkoušky.

Poslední záložka obsahuje společnou databázi pro všechny obsažené lineární urychlovače pro zkoušku Dávka v referenčním bodě pro fotony a elektrony. Tato záložka má pouze možnost zobrazit tabulku. Vznikla na žádost pracovníků KRO MOÚ.

6.4 Porovnání s komerčními softwary

Tento systém vznikl jako zjednodušená verze používaných komerčních systémů. V našem porovnání se budeme věnovat dvou softwarům od firmy SunNuclear a PTW. Oba tyto softwary sloužily jako předloha pro tvorbu našeho systému. Bohužel vzhledem k velké finanční náročnosti nebylo možné ani jeden systém fyzicky zajistit a projít všechny možnosti těchto systémů. Vycházíme tedy pouze z funkcí a vlastností, které jsou dostupné na stránkách výše zmíněných firem nebo provedených klinických studií. Nutno však podotknout, že tyto dva zmíněné programy nejsou jediné na trhu. Existují i další jako například DoseLab od firmy Varian. Ovšem pro nás jsou důležité tyto dva zmíněné, neboť sloužily jako předloha pro tvorbu našeho monitorovacího systému.

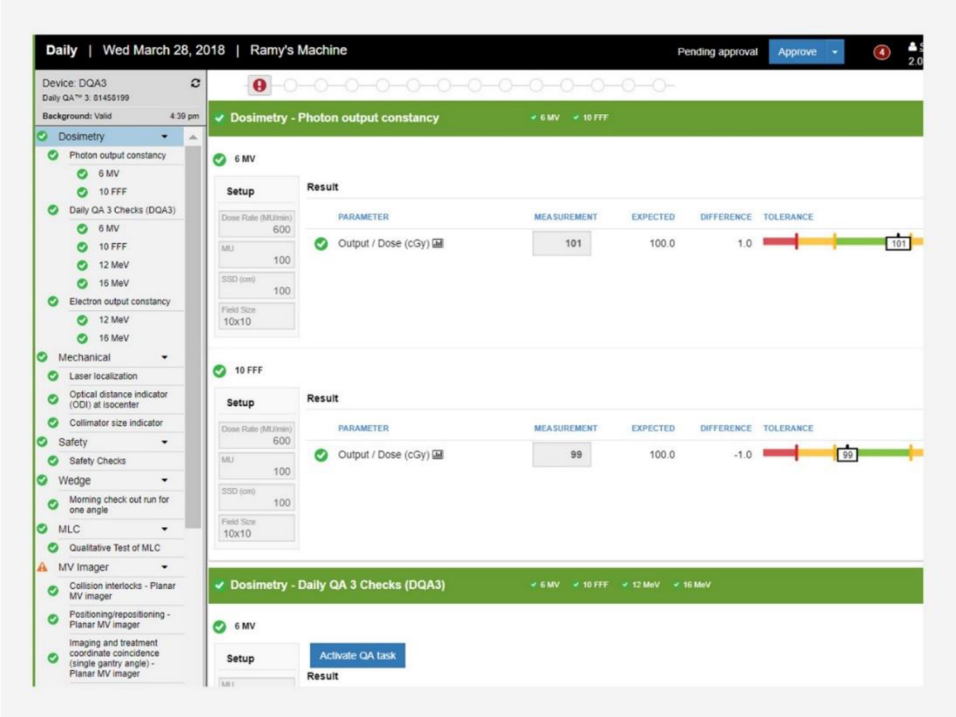
6.4.1 SunCHECK® Machine

Jako první zmíníme systém SunCHECK® Machine od americké firmy SunNuclear. Tento systém umožňuje sledovat v reálném čase všechny radioterapeutické přístroje na daném pracovišti. Jeho uživatelské rozhraní můžeme vidět na obrázku 6.6. Po vybrání

určitého přístroje dojde k vyobrazení všech předepsaných zkoušek s jejich statusem (vyhovuje/nevyhovuje). U každého parametru navíc dokáže vyobrazit trend nebo jiný typ graf v závislosti na povaze dat. [38]

Mezi jeho největší výhody bezpochyby patří vlastní dozimetrické vybavení, kdy spolu se softwarem mohou být použity fantomy či jiné měřící nástroje, které umožňují přímou komunikaci s databází a přímé zapisování dat do systému. Uživatel tedy nemusí data přepisovat a stačí mu pouze změřit danou zkoušku. [38]

Systém umožňuje zapisování všech typů zkoušek od denních až po roční zkoušky. Zároveň si uživatel může jednotlivé zkoušky naplánovat dopředu a před blížícím se termínem dostane upozornění, že se má zkouška provést. [39]



Obrázek 6.6. Ukázka uživatelského rozhraní programu SunCHECK® Machine [38]

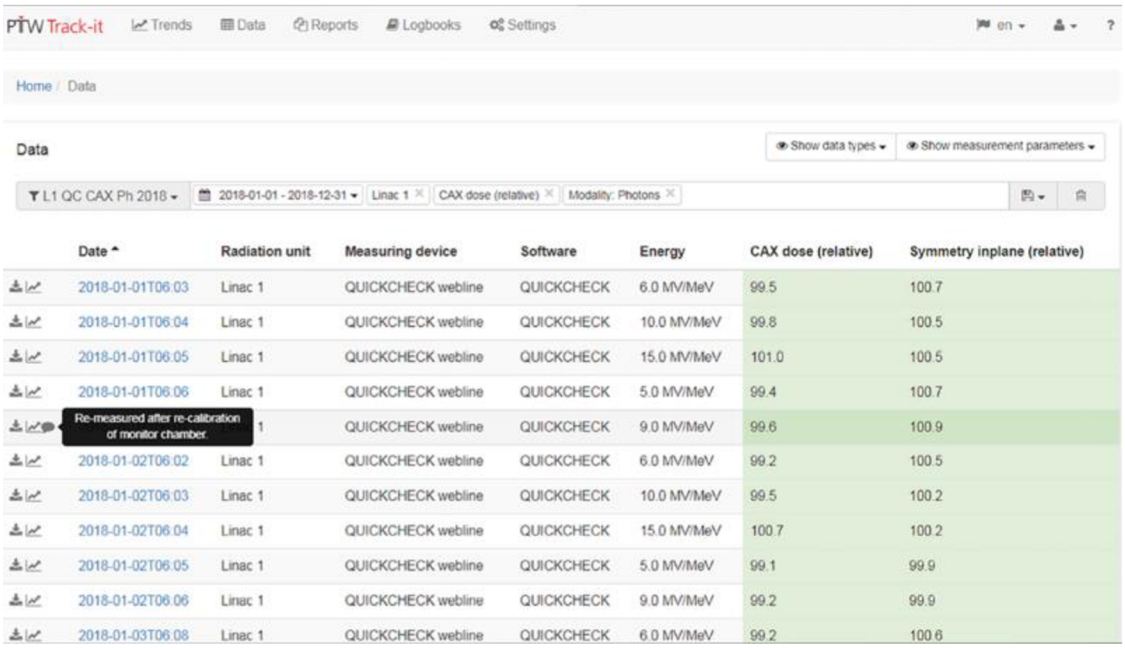
Největší devíza udává výrobcem je časová úspora, která byla potvrzena studií v roce 2021. Po celý rok byly prováděny měsíční zkoušky, které se skládaly z 9 testů, na 9 lineárních urychlovačích s využitím softwaru SunCHECK® Machine. Na konci studie bylo zjištěno, že na vybraném vzorku testů se při využití softwaru ušetří v průměru 173 minut a za rok do pak bylo 22 hodin a 43 minut. [40] Toto tvrzení verifikuje Jessica Kelay Salazar z Orlando Health Care Instute. Ta udává, že se dá jedna měsíční zkouška, která u nich na institutu průměrně trvala 3-4 hodiny, zkrátit na pouhou 1,5 hodiny při využití softwaru. [39]

Zajímavostí je, že celý software běží ve webovém rozhraní Google Chrome a není tudíž nutná žádná instalace přídavných aplikací. To pak zaručuje spuštění na jakémkoliv zařízení připojeném k internetu a povolením využívat software. [38]

6.4.2 Track-it

Druhým softwarem je Track-it od německého výrobce PTW. Tento software je velice podobný programu SunCHECK®. Umožňuje sledování technického stavu na jakémkoliv zařízení používaném na radioterapeutickém oddělení.

Zaznamenané data je možné vizualizovat buď za celé období měření nebo pouze za vybrané období. Program Track-it nabízí celou řadu možných vizualizací za použití široké škály grafů. [41]



Date	Radiation unit	Measuring device	Software	Energy	CAX dose (relative)	Symmetry inplane (relative)
2018-01-01T06:03	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	6.0 MV/MeV	99.5	100.7
2018-01-01T06:04	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	10.0 MV/MeV	99.8	100.5
2018-01-01T06:05	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	15.0 MV/MeV	101.0	100.5
2018-01-01T06:06	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	5.0 MV/MeV	99.4	100.7
[illegible]	1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	9.0 MV/MeV	99.6	100.9
2018-01-02T06:02	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	6.0 MV/MeV	99.2	100.5
2018-01-02T06:03	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	10.0 MV/MeV	99.5	100.2
2018-01-02T06:04	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	15.0 MV/MeV	100.7	100.2
2018-01-02T06:05	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	5.0 MV/MeV	99.1	99.9
2018-01-02T06:06	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	9.0 MV/MeV	99.2	99.9
2018-01-03T06:08	Linac 1	QUICKCHECK webline	QUICKCHECK	6.0 MV/MeV	99.2	100.6

Obrázek 6.7. Ukázka uživatelského prostředí programu Track-it [41]

Mezi nesporné výhody Track-it patří možnost generování protokolů a provedené zkoušce. Uživatel si pouze zvolí jaké zkoušky mají být zahrnuty a program mu následně vytvoří protokol s naměřenými hodnotami u odpovídajících zkoušek ve formátu PDF (Obr. 6.8.). Takto vytvořené protokoly jsou pak i nadále archivovány v samotném programu. Další výhodnou funkcí je vkládání obrazové dokumentace k protokolům, kdy uživatel může vložit např. fotografii mechanického poškození lineárního urychlovače jako součást výsledku zkoušky. [41] [42]

Poslední důležitou funkcí je vytvoření tzv. Logbooku, kam je možné zapisovat jednotlivé servisy, seřízení nebo jiné zásahy do softwaru či hardwaru lineárního urychlovače. Mimo zapsání provedených činností umožňuje i vložení fotografií nebo potvrzení o servisu. [41] [43]

Stejně jako předešlý software i program Track-it běží na webovém prohlížeči. Výhodou Track-it je, že není omezen na pouze jeden prohlížeč jako tomu bylo u SunCHECK®. [42]

Vyspělou technickou stránku dokládá i spokojenost významných radioterapeutických center v San Antoniu (USA) či Leedsu (UK). [42]

6.4.3 Porovnání systémů

Když bychom měli porovnat náš vytvořený systém s výše popsanými systémy, tak bychom měli začít společnými znaky. Všechny aplikace běží na webovém rozhraní, v našem případě se jedná o webové prostředí, které je vyvoláno knihovnou Streamlit.

Dále bychom mohli vidět jako společný znak ukládání dat z jednotlivých zkoušek do připravených tabulek s jejich následnou vizualizací za celé sledované období nebo vybrané období. Navíc u sledovaných parametrů je funkce hlídaní tolerance, kdy při překročení tolerance dojde k upozornění červenou barvou a v případě ideálního stavu zelenou barvou. Z naměřených dat je potom možné grafická vizualizace.

Posledním společným znakem je zobrazení zápisů z jednotlivých měření. Jedná se o kalibrace, servisy nebo seřizování laserů.

Prvním marginálním rozdílem je určitě grafická stránka aplikace. U komerčních softwarů jsou použité složitější prvky, pracovní prostředí je určitě rozmanitější a existuje tu více možností volby. Námi vytvořené prostředí je velice jednoduché, ale na druhou stranu určitě přehledné a jasné.

Výše zmíněné softwary mají nespornou výhodu ve sběru dat. Dokáží se propojit jednak s lineárním urychlovačem, tak i s měřícím fantomem, takže naměřená data spolu s výpočty míří přímo do databáze a uživatel ihned vidí výsledky. Do námi vytvořené databáze je nutné data vkládat ručně. Je to z důvodu nemožnosti propojení s lineárním urychlovačem a pak také tím, že systém je vytvořen pouze ke vkládání dat, nikoliv k výpočtu dávky například.

Komerční programy ještě umožňují plánování jednotlivých zkoušek s upozorněním, že má být zkouška provedena. Tato funkce se v našem programu taktéž nevyskytuje.

Když bychom měli provést shrnutí, tak jsme obsáhly všechny základní funkce komerčních programů. Samozřejmě jsou tyto funkce provedeny ve značně jednodušším provedení.

PTW TRACK-IT

Protokoll Linac - Daily QA - V3/2020-06-24

+ 2020-06-24T07:30 MPE
✎ 2020-06-24T07:31 MPE

Strahlungseinrichtung: Linac 1
Datum: 2020-07-22, Mittwoch (täglich)
Bearbeitungszustand: Abgeschlossen ✎ 2020-07-22T08:26 MPE

Bestanden: 26 Warnung: 1 Nicht bestanden: 0

PTW

PTW-Freiburg
Lörracher Str. 7
79115 Freiburg
Tel. +49 (0)761 490 55 0
Fax. +49 (0)761 490 55 70

Protokoll: Approved - Treatment OK +2020-07-22T08:26 MPE

Dosimetry

Messaufgabe / Datentyp	Beschreibung	Unterschiedliche Messparameter	Wert	Fehlergrenzen	Status	Bearbeitungshistorie
X-ray output constancy CAX dose (relative)	Measurement with QC - Standard Setup	Energy: 6 MV/MeV	99,5	103,0 97,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 10 MV/MeV	99,8	103,0 97,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 15 MV/MeV	101,0	103,0 97,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
Electron output constancy CAX dose (relative)	Measurement with QC - Standard Setup	Energy: 6 MV/MeV	100,3	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 9 MV/MeV	100,5	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 12 MV/MeV	100,5	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 15 MV/MeV	100,1	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 18 MV/MeV	100,1	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA
		Energy: 22 MV/MeV	99,9	103,0 0,0	✔	2020-07-16 Dosimetrist 2020-07-22 MTRA

Obrázek 6.8. Ukázka vygenerované části protokolu v programu Track-it [41]

6.5 Diskuze

V předešlých kapitolách došlo k popisu funkce a tvorby databázového systému s aplikačním rozraním, který je hlavním cílem této práce. Zároveň došlo k porovnání s běžně využívanými komerčními softwary.

Vytvořený systém má sloužit k praktickému využití na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně. Jde o přímo požadavek vedoucího radiologického fyzika pro zefektivnění naměřených dat a jejich následné interpretace. Systém zatím obsahuje data sesbíraná ze čtyř lineárních urychlovačů. Slouží tedy něco jako odrazový můstek k využití pro další léčebné modality využívané na KRO MOÚ. Mezi ně patří terapeutický RTG, brachyterapie, CT simulátor či nový lineární urychlovač LU1, který je v plánu v nejbližší době uvést do provozu. Zároveň systém slouží jako nástroj pro využití digitalizace českého zdravotnictví, kdy sice jsou sbírány data v elektronické podobě, ale jejich vizualizace není jednoduchá z důvodu velkého množství souborů. V tomto ohledu je databázový systém určitě přínosný.

Jak jsme zmiňovali v předešlé kapitole, tento systém vznikl jako jednodušší verze běžně používaných komerčních systémů. Základní funkce jako vizualizace dat v grafu za

jednotlivé období a pak možnosti kontroly tolerancí u odchylek případně zobrazení záznamů, jsou obsaženy. Samozřejmě kvalita jednotlivých komerčních softwarů značně převažuje. Mezi jejich největší devízu patří jednoznačně používaní vlastních fantomů při měření, které jsou propojeny se systémem a dokáží posílat data přímo do databáze. Navíc jsou stále připojeny na lineární urychlovače a monitorují softwarovou stránku. Toto připojení by v našem softwaru možné bylo, ale problém nastává ve finanční stránce, protože výrobce lineárních urychlovačů by toto připojení zpoplatnil. Otázka je, zda by to vůbec povolil vzhledem ke správné funkčnosti svého výrobku.

Výsledný software má pár limitací, kterých jsme si v současné době vědomi. Jedná se o vyobrazení jednotlivých grafů při vybrání parametrů uživatelem. Zobrazí se pouze bodový graf, který vyobrazí dané hodnoty. Tato věc by se dala vylepšit podle preference uživatele. Ovšem je možné to udělat až po zkušební verzi, aby si uživatelé sami řekli, jak chtějí který parametr vyobrazit. V této oblasti je určitě prostor pro další modifikaci a šance na další vylepšení programu.

Ve výsledku lze konstatovat, že vytvořený software má velký potenciál pro rozšíření i pro terapeutické či zobrazovací modality používané na daném pracovišti. Případné detailnější použití nástrojů je dobré provádět až po zkušebním období v praxi, kdy budou monitorovány zvyklosti uživatelů a následná implementace jejich specifických požadavků.

7. ZÁVĚR

Diplomová práce se věnuje tvorbě databázového systému pro monitorování technického stavu lineárních urychlovačů na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně.

Práce se zabývá radioterapií jako celkem, následně se zaměřuje na technické zkoušky, které se provádějí na lineárních urychlovačích. Konktrétně se vychází z metodiky využívané na KRO MOÚ.

Výstupem je následně aplikace, která obsahuje databáze vytvořené v PostgreSQL. Tyto data jsou pak vyobrazena ve webovém rozhraní pomocí knihovny Streamlit. Aplikace umožňuje vyobrazit data s tolerancí ve zvoleném období měsíčních a ročních zkoušek. Zároveň je možná i grafická interpretace dat. Poslední důležitou funkcí je vyobrazení záznamů z jednotlivých urychlovačů.

Výsledný produkt bude předán vedoucímu radiologickému fyzikovi KRO MOÚ. Předpokládá se jeho využití v klinické praxi.

8. BIBLIOGRAFIE

[1] *Global cancer data by country*. online. In: World cancer research fund international. London, Pentonville Road: WCRF International, 2022. Dostupné z: https://www.wcrf.org/cancer-trends/global-cancer-data-by-country/. [cit. 2022-11-04].

[2] HYNKOVÁ, Ludmila a ŠLAMPA, Pavel. *Základy radiační onkologie*. 1. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.

[3] ŠLAMPA, Pavel a A KOL., . *Radiační onkologie v praxi*. 4. Brno: MOÚ, 2014. ISBN 978-80-86793-34-4.

[4] *Cílená léčba*. online. In: Masarykův onkologický ústav. Brno: -, -. Dostupné z: https://www.mou.cz/cilena-lecba/t1553. [cit. 2022-11-05].

[5] SHUEL, Sian L. Targeted cancer therapies. online. *Canadian Family Physician*. 2022, roč. 68, č. 7, s. 515-518. ISSN 0008-350X. Dostupné z: https://doi.org/10.46747/cfp.6807515. [cit. 2024-05-21].

[6] MUKHERJEE, Siddhartha. *Vládkyně všech nemocí: příběh rakoviny*. 1. Poprvé v češtině. Brno: Masarykova univerzita, 2015. ISBN 978-80-210-7761-4.

[7] SILVA, Mariana Ferreira Teixeira da. *A generative adversarial network approach to synthetic-CT creation for MRI-based radiation therapy*. online, Diplomová práce, vedoucí Nuno Miguel de Pinto Lobo Matela. Lisabon: University of Lisabon, 2019. Dostupné z: https://repositorio.ul.pt/handle/10451/40487?locale=en. [cit. 2023-11-10].

[8] SLAVÍČEK, Tomáš. *Plánování radioterapeutického výkonu*. online, Bakalářská práce, vedoucí Jan Hrozek. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2010. Dostupné z: http://hdl.handle.net/11012/14298. [cit. 2022-11-18].

[9] MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská fyzika a biofyzika*. 1. Brno: Masarykova univerzita, 2018. ISBN 978-80-210-8984-6.

[10] HEALY, B.J.; VAN DER MERWE, D.; CHRISTAKI, K.E. a MEGHZIFENE, A. Cobalt-60 Machines and Medical Linear Accelerators: Competing Technologies for External Beam Radiotherapy. online. *Clinical Oncology*. 2017, roč. 29, č. 2, s. 110-115. ISSN 09366555. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.clon.2016.11.002. [cit. 2024-05-21].

[11] BREITKREUTZ, Dylan Y; WEIL, Michael D a BAZALOVA-CARTER, Magdalena. External beam radiation therapy with kilovoltage x-rays.

online. *Physica Medica*. 2020, roč. 79, č. -, s. 103-112. ISSN 11201797. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.001. [cit. 2024-05-21].

[12] VÍTEK, Pavel. *Protonová radioterapie*. 1. Jessenius. Praha: Maxdorf, 2021. ISBN 978-80-7345-698-6.

[13] ŠLAMPA, Pavel. Pohled na protonovou terapii. online. In: *Česká onkologická společnost: ČLS JEP*. Praha: -, 2012. Dostupné z: https://www.linkos.cz/ceska-onkologicka-spolecnost-cls-jep/spoluprace-cos/partnerske-subjekty/srobf-cls-j-e-p/pohled-na-protonovou-terapii/. [cit. 2022-12-20].

[14] ASADI, A.; HOSSEINI, S.A.; AKHAVANALLAF, A.; VOSOUGHI, N. a ZAIDI, H. Comparative assessment of passive scattering and active scanning proton therapy techniques using Monte Carlo simulations. online. *Journal of Instrumentation*. 2022, roč. 17, č. 09, s. 1-16. ISSN 1748-0221. Dostupné z: https://doi.org/10.1088/1748-0221/17/09/P09008. [cit. 2022-12-20].

[15] NISHIO, Teiji; MIYATAKE, Aya; OGINO, Takashi; NAKAGAWA, Keiichi; SAIJO, Nagahiro et al. The Development and Clinical Use of a Beam ON-LINE PET System Mounted on a Rotating Gantry Port in Proton Therapy. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2010, roč. 76, č. 1, s. 277-286. ISSN 03603016. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.05.065.

[16] NEDUNCHEZHIAN, Kavitaa. Boron Neutron Capture Therapy - A Literature Review. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. 2016, s. -. ISSN 2249782X. Dostupné z: https://doi.org/10.7860/JCDR/2016/19890.9024.

[17] ARONOWITZ MD, Jesse N. Afterloading: The Technique That Rescued Brachytherapy. online. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*. 2015, roč. 92, č. 3, s. 479-487. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2015.02.014. [cit. 2022-12-15].

[18] YAVAŞ, Güler. Dose Rate Definition in Brachytherapy. online. *Turkish Journal of Oncology*. 2019, roč. 1, č. 34, s. 44-55. ISSN 13007467. Dostupné z: https://doi.org/10.5505/tjo.2019.1924. [cit. 2022-12-15].

[19] BURGER, Janez. Radioactive sources in brachytherapy. online. *Radiol Oncol*. 2003, roč. 37, č. 2, s. 127-131. Dostupné z: https://www.onko-i.si/fileadmin/onko/datoteke/dokumenti/033702-burger.pdf. [cit. 2022-12-15].

[20] GÁFRIKOVÁ, Eliška. V Brně se budou lidé s rakovinou léčit na nejmodernějších přístrojích v Česku. online. *Brněnský deník*. 2016, roč. -, č. -, s. 1. Dostupné z: https://brnensky.denik.cz/zpravy_region/v-brne-se-budou-lide-s-rakovinou-lecit-na-nejmodernejsich-pristrojich-v-cesku-20160223.html. [cit. 2023-12-21].

[21] ŠIDLOVÁ, Iva; OSSOWSKÁ, Veronika; KŘÍŽOVÁ, Jana a PROCHÁZKA, Tomáš. *CENTRUM FOTONOVÉ TERAPIE*. prezentace. 1. 2016.

[22] PRACOVNÍCI KRO MOÚ, . *Pokyny pro nemocné léčené brachyradioterapií*. pokyny pro pacienty. 1. MOU, -.

[23] *Základní informace dané zákonem o svobodném přístupu k informacím: Důvod a způsob založení SÚJB*. online. In: SÚJB: Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Praha: -, -. Dostupné z: https://www.sujb.cz/styk-s-verejnosti/zakladni-informace-dane-zakonem-o-svobodnem-pristupu-k-informacim#c270. [cit. 2022-12-16].

[24] *Věstník: Ministerstva zdravotnictví České republiky*. Praha, 2016. ISSN 1211-0868.

[25] ARPANSA, . *Radiation Protection in Radiotherapy: Safety guide*. 1. Austrálie: Acting Chief Executive Officer of ARPANSA, 2008. ISBN 978-0-9805638-8-7.

[26] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, . *ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY*. online. 398. Vídeň: International Atomic Energy Agency, 2024. ISBN 978-92-0-146022-6. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.61092/iaea.ve7q-y94k. [cit. 2024-05-20].

[27] TINO, Rance. 3D Printing of Customizable Phantoms in Radiation Oncology. online. In: *3D Heals*. -: -, -. Dostupné z: https://3dheals.com/3d-printing-of-customizable-phantoms-in-radiation-oncology. [cit. 2022-12-22].

[28] OLACIREGUI-RUIZ, Igor; BEDDAR, Sam; GREER, Peter; JORNET, Nuria; MCCURDY, Boyd et al. In vivo dosimetry in external beam photon radiotherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. online. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*. 2020, roč. 15, s. 108-116. ISSN 24056316. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.phro.2020.08.003. [cit. 2022-12-22].

[29] PODGORSAK, Ervin B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 1. International Atomic Energy Agency, 2005. ISBN 9789201073044.

[30] PAVLÍKOVÁ, Irena. *Radiační ochrana: ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII*. doporučení. 1. 2006.

[31] DVOŘÁK, David; GARČIC, Jan a PROCHÁZKA, Tomáš. *Metodiky zkoušek provozní stálosti: LU3*. 1. Brno Masarykův onkologický ústav, 2019.

[32] SMITH, Koren; BALTER, Peter; DUHON, John; WHITE, Gerald A.; VASSY, David L. et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a: Linear accelerator performance tests. online. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2017, roč. 18, č. 4, s. 23-39. ISSN 1526-9914. Dostupné z: https://doi.org/10.1002/acm2.12080. [cit. 2024-05-20].

[33] *Psycopg*. online. In: Psycopg 2.9.9 documentation. 2022. Dostupné z: https://www.psycopg.org/docs/index.html. [cit. 2024-05-20].

[34] THE PANDAS DEVELOPMENT TEAM, . *Pandas*. online. In: ZENODO. 2020. Dostupné z: https://doi.org/10.5281/zenodo.3509134. [cit. 2024-05-20].

[35] VANDERPLAS, Jacob; GRANGER, Brian; HEER, Jeffrey; MORITZ, Dominik; WONGSUPHASAWAT, Kanit et al. Altair: Interactive Statistical Visualizations for Python. online. *Journal of Open Source Software*. 2018, roč. 3, č. 32, s. 2. ISSN 2475-9066. Dostupné z: https://doi.org/10.21105/joss.01057. [cit. 2024-05-20].

[36] HARRIS, Charles R.; MILLMAN, K. Jarrod; VAN DER WALT, Stéfan J.; GOMMERS, Ralf; VIRTANEN, Pauli et al. Array programming with NumPy. online. *Nature*. 2020, roč. 585, č. 7825, s. 357-362. ISSN 0028-0836. Dostupné z: https://doi.org/10.1038/s41586-020-2649-2. [cit. 2024-05-20].

[37] STREAMLIT TEAM, . *Streamlit*. online. In: Streamlit Inc. 2024. Dostupné z: https://streamlit.io/. [cit. 2024-05-20].

[38] SUN NUCLEAR. SunCHECK® Machine. online. In: SUN NUCLEAR. *Sun Nuclear*. -. Dostupné z: https://www.sunnuclear.com/products/suncheck-machine. [cit. 2023-12-31].

[39] SALAZAR, Jessica Kelley. Accelerated Monthly Machine QA. online. In: SUN NUCLEAR. *Sun Nuclear*. -. Dostupné z: https://www.sunnuclear.com/webinars/accelerated-monthly-machine-qa-2. [cit. 2024-05-18].

[40] MARTIN, G.; FOGARTY, K.; EGLESTON, D.; HOWARD, L. a GILMORE, M. PO-1720 SunCHECK Machine, an automated QA

software solution: A centres 5 year experience evaluation. online. *Radiotherapy & Oncology*. 2021, roč. 161, č. 1, s. 1445-1446. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0167-8140(21)08171-8. [cit. 2024-05-18].

[41] PTW. *Track-it QA data management*. online. In: PTW. PTW The Dosimetry Company. -. Dostupné z: https://www.ptwdosimetry.com/en/products/track-it-qa-data-management-platform. [cit. 2024-05-19].

[42] WESTON, Steve a ESMAIL, Ashraf. *Implementation and use of Track-it data management software for quality assurance in radiation therapy: A user experience*. online. In: PTW. PTW The Dosimetry Company. 2021. Dostupné z: https://www.ptwdosimetry.com/en/products/track-it-qa-data-management-platform/track-it-case-study-leeds-teaching-hospitals. [cit. 2024-05-19].

[43] WELLNER, Sebastian. *Implementation and use of Track-it data management software for quality assurance in radiation therapy: A user experience*. online. In: PTW. PTW The Dosimetry Company. 2020. Dostupné z: https://www.ptwdosimetry.com/en/products/track-it-qa-data-management-platform/track-it-case-study-marien-hospital-duesseldorf. [cit. 2024-05-19].

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

ALARA	as low as reasonable achievable
BRT	brachyterapie
CBCT	počítačová tomografie s kuželovitým svazkem
CT	počítačová tomografie
CTV	clinical target volume
EPID	elektronický portálový zobrazovací systém
ERT	externí radioterapie
GTV	gross tumor volume
HDR	high dose rate
KRO	klinika radiační onkologie
LGN	Leksellův gama nůž
LDR	lose dose rate
LU	lineární urychlovač
MDR	medium dose rate
MOÚ	Masarykův onkologický ústav
MRI	magnetická rezonance
NaN	not a number
NRS RO	Národní radiologické standardy radiační onkologie
OAR	organs at risk
OSL	metoda opticky stimulované luminiscence
PET	pozitronová emisní tomografie
PTV	planning target volume
RTG	rentgen
SAD	source axis distance (vzdálenost zdroje od izocentra)
SOBP	spread out Bragg peak
SSD	source skin distance (vzdálenost zdroje od pokožky)
SÚJB	státní ústav pro jadernou bezpečnost

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - PROTOKOL O PROVEDENÍ MĚSÍČNÍ ZKOUŠKY 79

PŘÍLOHA B - UKÁZKA KÓDU PRO PROPOJENÍ DATABÁZE POSTGRESQL S PYTHONEM 85

PŘÍLOHA C - UKÁZKA PROSTŘEDÍ VYTVOŘENÉ APLIKACE..... 86

Příloha A - Protokol o provedení měsíční zkoušky

KLINIKA RADIAČNÍ ONKOLOGIE
Masarykův onkologický ústav, Brno
Žlutý kopec 7, 656 53 Brno

strana 1 (celkem 6)

Protokol měsíční zkoušky provozní stálosti lineárního urychlovače TrueBeam

verze protokolu: 15.12.2017

Číslo protokolu:	1	Přístroj:	Varian TrueBeam	Označení:	LU2
Datum:	17.02.2018	Výrobní č.:	3156	Pracoviště:	TRT I
Filament Time [h]:	Počát. stav: 622,3	Koneč. stav:	627,3		
Beam Time [h]:	Počát. stav: 33,3	Koneč. stav:	33,6		
Zkoušku provedli:	Dvořák, Sťavík				

Podpis a jmenovka: .....

Přístroj tolerancím měsíční zkoušky provozní stálosti: vyhovuje

Vyhodnocení: Přístroj je způsobilý ke klinickému provozu bez omezení.

Omezení, poznámky:

Výsledky dílčích zkoušek:

dílčí zkouška	splnění tolerancí
1. Elektronické úhlové stupnice a sklon ozařovacího stolu	vyhovuje
2. Přesnost optického dálkoměru	vyhovuje
3. Izocentrum a lasery	vyhovuje
4. Ortogonalita a koincidence laserových zaměřovačů	vyhovuje
5. Ověření shody světelného a radiačního pole	vyhovuje
6. Symetrie a homogenita radiačních polí	vyhovuje
7. Energetické parametry terapeutických svazků	vyhovuje
8. Stabilita absorbované dávky	vyhovuje
9. Shoda zdrojů světelného pole	vyhovuje
10. Správnost polohování lamel statického MLC	vyhovuje
11. Nezávislost IMRT na úhlu ramene	vyhovuje
12. Rozlišení kontrastu portálového snímku	vyhovuje
13. Přesnost geometrického zobrazení portálu	vyhovuje
14. Zobrazení stupnice šedi	vyhovuje
15. Geometrické zobrazení 2D kV snímků	vyhovuje
16. Správnost korekce polohy izocentra na podélný a příčný náklon ozařovacího stolu	vyhovuje
17. Detekce odchylky v nastavení 3D kV obrazu	vyhovuje
18. Dynamické plány VMAT a dozimetrické kalibrace	vyhovuje
19. Systém radioterapie řízené dýchacím cyklem	vyhovuje

Tabulka 1. Elektronické úhlové stupnice a sklon ozařovacího stolu

	v provozní stálosti lineárních a úhlových			
Úhel ramene	180,0	180,10	0,10	0,30
	90,0	90,10	0,10	0,30
	0,0	0,00	0,00	0,30
	270,0	269,90	-0,10	0,30
Úhel kolimátoru	90,0	90,10	0,10	0,30
	0,0	0,00	0,00	0,30
	270,0	270,10	0,10	0,30
Rotace stolu	0,0	0,00	0,00	0,30
	90,0	90,00	0,00	0,30
	270,0	270,00	0,00	0,30
Sklon desky stolu v příčném směru	-2,0	-2,00	0,00	0,30
	0,0	0,00	0,00	0,30
	2,0	2,00	0,00	0,30
Sklon desky stolu v podélném směru	-2,0	-2,00	0,00	0,30
	0,0	0,00	0,00	0,30
	2,0	2,00	0,00	0,30

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 2. Přesnost optického dálkoměru

údaj optického dálkoměru [cm]	údaj mechan. dálkoměru [cm]	odchylka [mm]	tolerance [mm]
100,0	100,0	0	2
80,0	80,1	+1	3
110,0	110,1	+1	3

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 3. Izocentrum a lasery

parametr	naměř.[mm]	tolerance [mm]
Excentricita izocentra	0,4	1,0
Největší odchylka laserových zaměřovačů	0,8	1,0
Odchylka polohy portálu	0,1	1,0
Odchylka polohy kV detektoru	0,1	1,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 4. Ortogonalita a koincidence laserových zaměřovačů

parametr	odchylka [°]	tolerance [°]
Odchylka levého vodorovného laserového zaměřovače od vodorovné roviny	0,10	0,30
Odchylka pravého vodorovného laserového zaměřovače od vodorovné roviny	0,10	0,30
Odchylka sagitálního laserového zaměřovače od svislé roviny	0,10	0,30
parametr	**odchylka [mm]**	**tolerance [mm]**
Koincidence bočních vodorovných laserových zaměřovačů 20 cm vpravo od izocentra	0,0	1,0
Koincidence bočních svislých laserových zaměřovačů 20 cm vpravo od izocentra	0,5	1,0
Koincidence bočních vodorovných laserových zaměřovačů 20 cm vlevo od izocentra	0,0	1,0
Koincidence bočních svislých laserových zaměřovačů 20 cm vlevo od izocentra	0,5	1,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 5. Ověření shody světelného a radiačního pole

Svazek		15X	10X	6X
Velikost pole [cmxcm]		5x5	10x10	15x15
Odchylky světelného pole	ΔX1 [mm]	0,0	0,0	0,0
	ΔX2 [mm]	0,0	0,0	0,0
	ΔY1 [mm]	-0,5	-0,5	-0,5
	ΔY2 [mm]	-0,5	-0,5	-0,5
Odchylky radiačního pole	ΔX1 [mm]	0,0	0,5	0,5
	ΔX2 [mm]	0,0	0,0	0,5
	ΔY1 [mm]	-0,3	0,5	0,5
	ΔY2 [mm]	0,0	0,5	0,5

svazek	pole [cmxcm]	γ [mm]	tolerance [mm]	δ [mm]	tolerance [mm]	σ [mm]	tolerance [mm]
15X	5x5	0,5	2,0	-0,3	2,0	0,3	2,0
10X	10x10	1,0	2,0	1,0	2,0	0,5	2,0
6X	15x15	1,0	2,0	1,0	2,0	0,0	2,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 6. Symetrie a homogenita radiačních polí

		Homogenita (Flatness) [%]					
		referenční		X (Crossline)		Y (Inline)	
svazek	pole [cmxcm]	hodnota	tolerance [%]	naměřená h.	odchylka [%]	naměřená h.	odchylka [%]
6 MV	25x25	2,0	3,0	1,1	-0,9	1,2	-0,8
10 MV	25x25	2,0	3,0	1,3	-0,7	1,7	-0,3
15 MV	25x25	2,0	3,0	2,2	0,2	2,4	0,4
6 MeV	25x25	2,0	5,0	1,7	-0,3	2,1	0,1
9 MeV	25x25	2,0	5,0	1,7	-0,4	2,1	0,1
12 MeV	25x25	2,0	5,0	1,3	-0,7	1,5	-0,5

		Symetrie (Symmetry) [%]					
		referenční		X (Crossline)		Y (Inline)	
svazek	pole [cmxcm]	hodnota	tolerance [%]	naměřená h.	odchylka [%]	naměřená h.	odchylka [%]
6 MV	25x25	-	2,0	0,5	0,5	0,5	0,5
10 MV	25x25	-	2,0	0,5	0,5	0,6	0,6
15 MV	25x25	-	2,0	0,5	0,5	0,5	0,5
6 MeV	25x25	-	3,0	0,5	0,5	2,2	2,2
9 MeV	25x25	-	3,0	0,6	0,6	0,8	0,8
12 MeV	25x25	-	3,0	0,8	0,8	0,4	0,4

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 7. Energetické parametry terapeutických svazků

		hodnoty [%]			
svazek	parametr	referenční	stanovená	odchylka [%]	tolerance [%]
6 MV	Data2	64,79	65,8	1,0	2,0
10 MV	Data2	69,47	70,2	0,7	2,0
15 MV	Data2	75,52	76,0	0,5	2,0
6 MeV	Chamber2	67,70	67,3	-0,4	2,0
9 MeV	Chamber3	77,93	77,3	-0,7	2,0
12 MeV	Chamber4	55,18	54,1	-1,1	2,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 8. Stabilita absorbované dávky

svazek	build-up [cm]	hodnoty referenční [Gy]	hodnoty naměřená [Gy]	odchylka [%]	tolerance [%]
6 MV	4,7	1,000	1,010	+1,0	1,5
10 MV	4,7	1,000	1,009	+0,9	1,5
15 MV	9,7	1,000	1,008	+0,8	1,5
6 MeV	1,0	1,000	0,991	-0,9	2,0
9 MeV	1,7	1,000	0,987	-1,3	2,0
12 MeV	2,5	1,000	1,007	+0,7	2,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 9. Shoda zdrojů světelného pole

clona	odchylka [mm]	tolerance [mm]
X1	0,0	1,5
X2	0,0	1,5
Y1	0,0	1,5
Y2	0,0	1,5

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 10. Správnost polohování lamel statického MLC

poloha lamel	d [mm]	tolerance [mm]
A: 5 cm	0,2	1,0
B: 5 cm	0,2	1,0
A: -10 cm	0,2	1,0
B: -10 cm	0,2	1,0
A: 15 cm	0,2	1,0
B: 15 cm	0,2	1,0

d ...maximální odchylka polohy některé lamely od nastavené polohy

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 11. Nezávislost IMRT na úhlu ramene

úhel ramene:	0°	90°	270°	180°
odezva DMLC pole [lib. jedn.]	8,53	8,59	8,53	8,61
odchylka od odezvy při 0° [%]	-	+0,8	+0,0	+1,0
tolerance [%]	-	3,0	3,0	3,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 12. Rozlišení kontrastu portálového snímku

svazek:	2,5 MV	svazek:	6 MV	svazek:	10 MV	svazek:	15 MV
	viditelný?		viditelný?		viditelný?		viditelný?
otvor	[ano/ne]	otvor	[ano/ne]	otvor	[ano/ne]	otvor	[ano/ne]
A	ano	A	ano	A	ano	A	ano
B	ano	B	ano	B	ano	B	ano
C	ano	C	ano	C	ano	C	ano
D	ano	D	ano	D	ano	D	ano
E	ano	E	ano				
F	ano						

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 13. Přesnost geometrického zobrazení portálu

rozměry obrazu fantomu PortalVision™	X [cm]	Y [cm]
naměřená velikost obrazu fantomu	14,01	13,97
referenční velikost obrazu	14,00	14,00
odchylka [mm]	+0,1	-0,3

tolerance pro odchylku [mm]	1,0	1,0

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 14. Zobrazení stupnice šedi

	kontrast [%]
referenční hodnota	2,33
naměřená hodnota	2,01

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 15. Geometrické zobrazení 2D kV snímků

rozměry obrazu čtverce 10 cm x 10 cm	X [cm]	Y [cm]
naměřená velikost obrazu fantomu	10,02	10,00
referenční velikost obrazu	10,00	10,00
odchylka [mm]	+0,2	0,0
tolerance pro odchylku [mm]	1,5	1,5

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 16. Správnost korekce polohy izocentra na podélný a příčný náklon ozařovacího stolu

	podélný náklon (Pitch)	příčný náklon (Roll)
Odchylka značek fantomu od laserových zaměřovačů ≤1 mm? [ano/ne]	ano	ano

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 17. Detekce odchylky v nastavení 3D kV obrazu

poloha ozařovacího stolu:	svislá [cm]	podélná [cm]	příčná [cm]	podélný náklon [°]	příčný náklon [°]	celková [cm]
odpovídající odchylka:	Δ_{Vert}	Δ_{Long}	Δ_{Lat}	Δ_{Pitch}	Δ_{Roll}	Δ_{3D}
referenční hodnoty	8,74	100,00	0,00	0,0	0,0	0,0
odečtené hodnoty	8,62	99,88	0,04	0,1	0,3	-
odchylky od referenčních hodnot	-0,12	-0,12	+0,04	+0,1	+0,3	0,17
tolerance pro odchylky	0,20	0,20	0,20	0,5	0,5	0,25

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 18. Dynamické plány VMAT a dozimetrické kalibrace

plán:	6 MV CHAIR	6 MV RA	10 MV CHAIR	10 MV RA	15 MV CHAIR	15 MV RA
Área Gamma < 1,0 [%]	99,90	100,00	98,30	100,00	99,70	100,00
referenční hodnota [%]	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
odchylka [%]	0,10	0,00	1,70	0,00	0,30	0,00
tolerance pro odchylku [%]	5,00	5,00	5,00	5,00	5,00	5,00

Výsledek zkoušky: vyhovuje

Tabulka 19. Systém radioterapie řízené dýchacím cyklem

Funguje správně? [ano/ne]	ano

Výsledek zkoušky: vyhovuje

V průběhu měsíční zkoušky byly seřizovány následující parametry:

Podpis a jmenovka technika: .....

Podpis a jmenovka fyzika: .....

Vyjádření klinického radiologického fyzika:
Inicializační měření. Všechny parametry v toleranci.

Podpis a jmenovka klinického radiologického fyzika: .....

Vyjádření vedoucího ORF:

Všechny parametry bezpečně v toleranci.

Podpis a jmenovka vedoucího ORF: .....

Vyjádření přednosty KRO:

Podpis a jmenovka přednosty KRO: .....

Záznam o provedených opatřeních:

Podpis a jmenovka biomedicínského inženýra: .....

Příloha B - Ukázka kódu pro propojení databáze PostgreSQL s Pythonem

B.1 Kód pro propojení a vyvolání dat

```
#Funkce pro propojení databáze a načtení dat ve vybraném rozsahu

def load_data_LU2(selected_table_LU2, selected_period_LU2):
    conn_LU2    =    psycopg2.connect(host="localhost",    dbname="LU2",
user="postgres", password="2257", port=5432)
    cur_LU2 = conn_LU2.cursor()
    query_LU2 = f"SELECT * FROM {selected_table_LU2} WHERE datum_mereni
BETWEEN %s AND %s;"
    cur_LU2.execute(query_LU2, selected_period_LU2)
    data_LU2 = cur_LU2.fetchall()
    column_names_LU2 = [desc[0] for desc in cur_LU2.description]
    cur_LU2.close()
    conn_LU2.close()
    df_LU2 = pd.DataFrame(data_LU2, columns=column_names_LU2)
    return df_LU2
```

B.2 Kód pro vkládání dat

```
#Funkce pro komunikaci s databází, umožňující vkládání dat
def insert_values_to_database_L2m(table_name_L2m, values_L2m):
    conn_L2m    =    psycopg2.connect(host="localhost",    dbname="LU2",
user="postgres", password="2257", port=5432)
    cur_L2m = conn_L2m.cursor()
    placeholders_L2m = ", ".join(["%s"] * len(values_L2m))
    columns_L2m = ", ".join(values_L2m.keys())
    query_L2m = f"INSERT INTO {table_name_L2m} ({columns_L2m}) VALUES
({placeholders_L2m});"
    cur_L2m.execute(query_L2m, list(values_L2m.values()))
    conn_L2m.commit()
    cur_L2m.close()
    conn_L2m.close()

#Funkce pro zobrazení odpovídajích buněk pro zapsání hodnot
def insert_values_form_L2m(table_name_L2m):
    columns_mapped_L2m = COLUMN_MAPPING_GRAPHS_MOUTH[table_name_L2m]
    values_L2m = {}
    for column_L2m, display_name in columns_mapped_L2m.items():
        values_L2m[column_L2m]  =  st.text_input(f"Zadejte  hodnotu  pro
sloupec '{display_name}'")

    if st.button("Vložit do databáze"):
        if all(values_L2m.values()):
            insert_values_to_database_L2m(table_name_L2m, values_L2m)
            st.success("Hodnoty byly úspěšně vloženy do databáze.")
        else:
            st.error("Prosím, vyplňte všechny hodnoty.")

        insert_values_form_L2m(selected_table_LU2m)
```

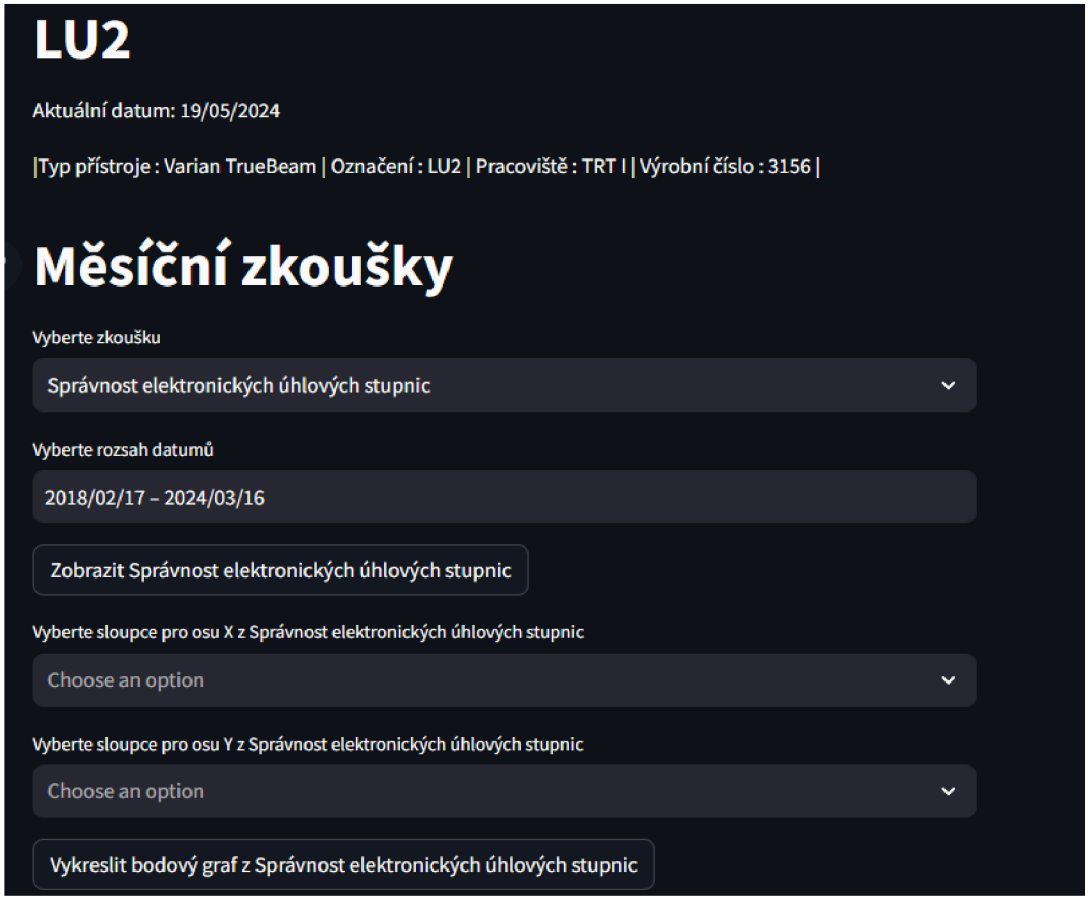
Příloha C - Ukázka prostředí vytvořené aplikace

C.1 Úvodní strana aplikace

Obrázek C.1. Úvodní strana výsledné aplikace

Jedná se o úvodní stranu aplikace, kde je napsáno drobné seznámení s aplikací a jejích možnostech. V levé části je možné vidět lištu pro přepínání jednotlivých urychlovačů a poté společné databáze.

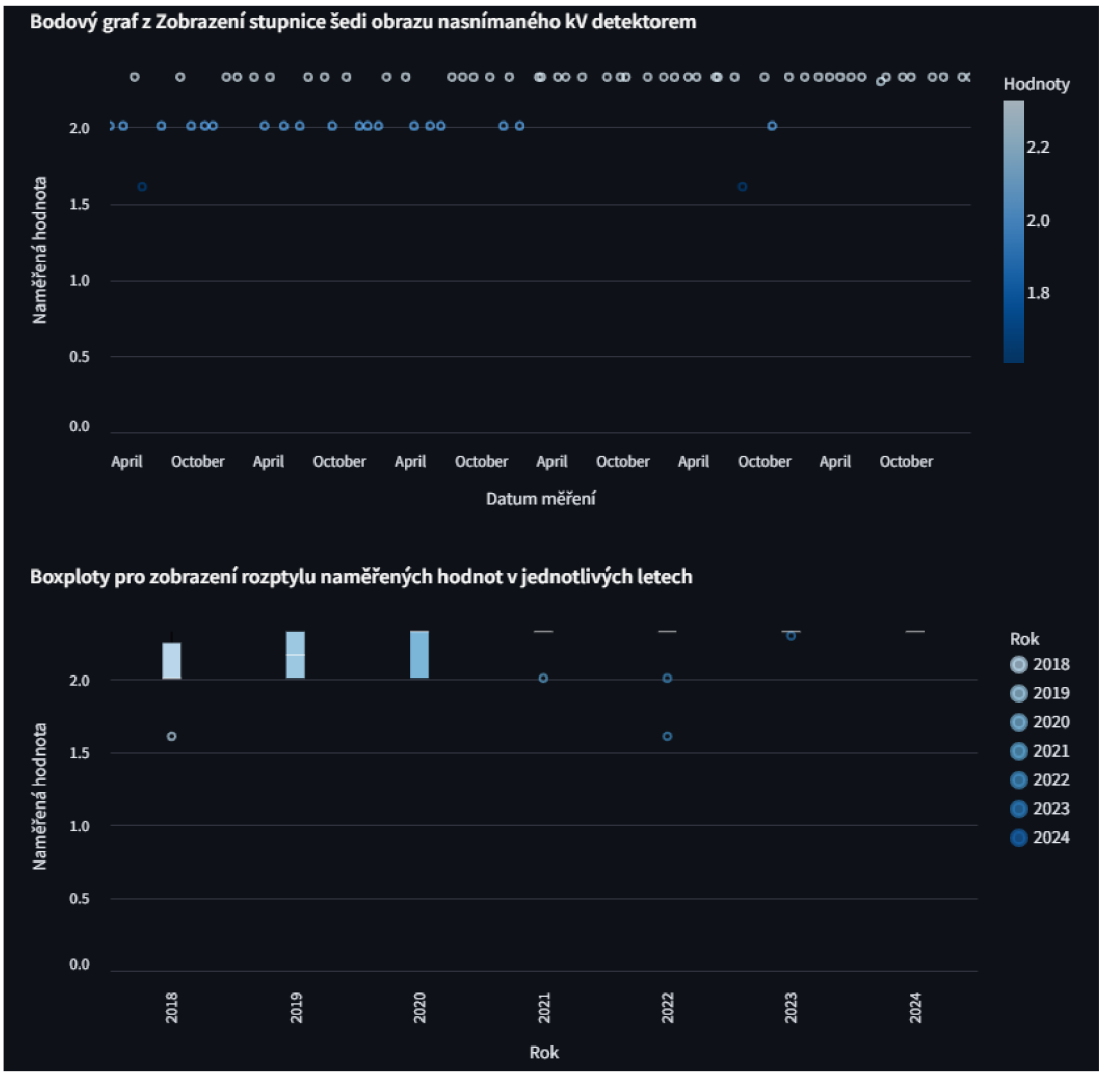
C.2 Rozhraní pro práci s databází



Obrázek C.2. Ukázka prostředí pro práci s databází

Na obrázku C.2. je vidět rozhraní pro práci s databází. Jako první je napsáno číslo lineárního urychlovače, následuje aktuální datum. Poté jsou zapsány základní identifikační údaje o lineárním urychlovači, které se používají na KRO MOÚ. V našem případě se nacházíme v rozhraní pro měsíční zkoušky. Nutno podotknout, že prostředí jsou stejná i pro roční zkoušky. Nejprve dojde k vybrání typu dílčí zkoušky. Poté si uživatel může zvolit časové rozhraní. Defaultně nastaveno na celý rozsah. Po klinutí na tlačítko „Zobrazit (jméno zkoušky)“ se vyobrazí tabulky naměřených parametrů. Pod tabulkou se nachází selectboxy pro výběr parametrů, které uživatel chce zobrazit v bodovém grafu.

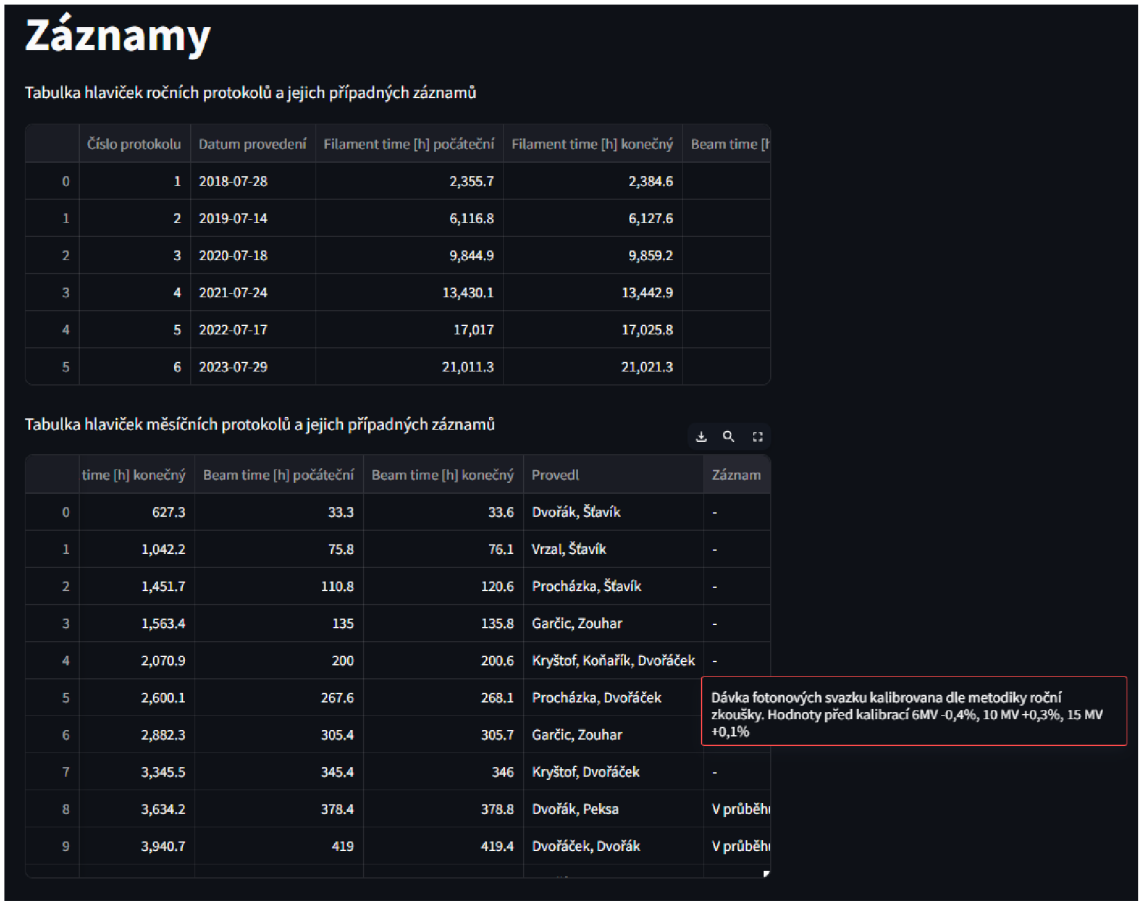
C.3 Vytvořený bodový graf a krabicový graf



Obrázek C.3. Vyobrazení vytvořeného bodového grafu podle uživatele a krabicový graf pro vybraný parametr za všechny roky

Na obrázku C.3. je nejprve znázorněn bodový graf, který může vytvořit uživatel, vybráním parametrů zkoušek. Tyto parametry se liší dle zkoušek. Druhý je krabicový graf, který v tomto případě ukazuje rozptyl naměřených hodnot vybrané zkoušky. V těchto grafech je krabicový graf vytvořen pro každý rok. Jsou vytvořeny pouze pro měsíční zkoušky. V případě ročních zkoušek se jedná o vyobrazení trendů.

C.4 Sekce se záznamy



Záznamy

Tabulka hlaviček ročních protokolů a jejich případných záznamů

	Číslo protokolu	Datum provedení	Filament time [h] počáteční	Filament time [h] konečný	Beam time [h
0	1	2018-07-28	2,355.7	2,384.6	
1	2	2019-07-14	6,116.8	6,127.6	
2	3	2020-07-18	9,844.9	9,859.2	
3	4	2021-07-24	13,430.1	13,442.9	
4	5	2022-07-17	17,017	17,025.8	
5	6	2023-07-29	21,011.3	21,021.3	

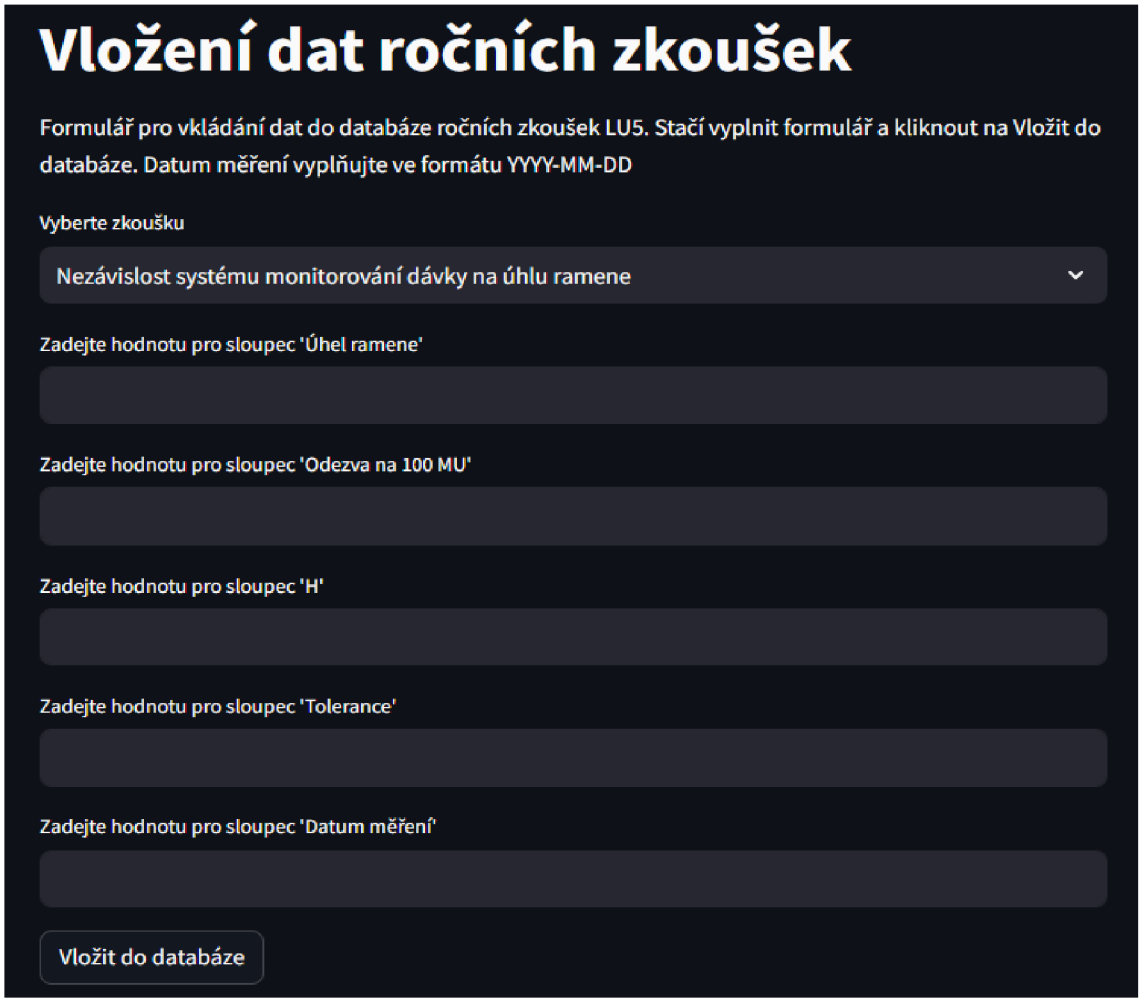
Tabulka hlaviček měsíčních protokolů a jejich případných záznamů

	time [h] konečný	Beam time [h] počáteční	Beam time [h] konečný	Provedl	Záznam
0	627.3	33.3	33.6	Dvořák, Šťavík	-
1	1,042.2	75.8	76.1	Vrzal, Šťavík	-
2	1,451.7	110.8	120.6	Procházka, Šťavík	-
3	1,563.4	135	135.8	Garčic, Zouhar	-
4	2,070.9	200	200.6	Kryštof, Koňařík, Dvořáček	-
5	2,600.1	267.6	268.1	Procházka, Dvořáček	Dávka fotonových svazku kalibrovana dle metodiky roční zkoušky. Hodnoty před kalibrací 6MV -0,4%, 10 MV +0,3%, 15 MV +0,1%
6	2,882.3	305.4	305.7	Garčic, Zouhar	
7	3,345.5	345.4	346	Kryštof, Dvořáček	-
8	3,634.2	378.4	378.8	Dvořák, Peksa	V průběhu
9	3,940.7	419	419.4	Dvořáček, Dvořák	V průběhu

Obrázek C.4. Ukázka sekce záznamů

V této sekci je cílem vytvořit zjednodušený technický deník daného lineárního urychlovače. Jedná se o tabulky s hodnotami pocházejících z ročních (nahoře) a měsíčních (dole) zkoušek. Konkrétně jsou zde zachyceny čísla protokolů, filament a beam time (počáteční a konečny), jména osob, které provedly zkoušky a poté provedený záznam např. o provedení kalibrace, servisu či jiné události. Příklad záznamu je vidět na obrázku C.4 v červeném rámečku. Po kliknutí na záznam v tabulce se vyobrazí jeho celé znění.

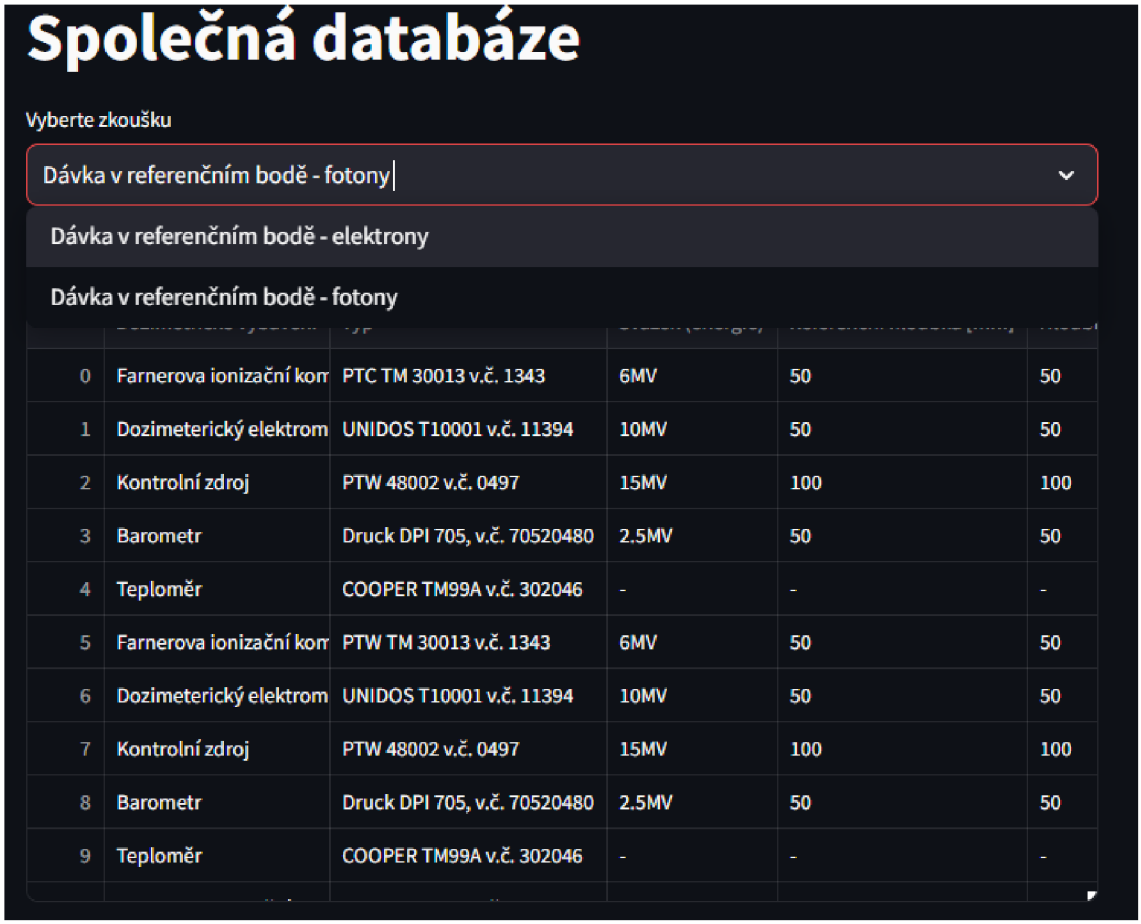
C.5 Formulář pro vkládání dat



Obrázek C.5. Ukázka formuláře pro vkládání dat

Zde je cílem ukázat formulář pro vkládání dat. Uživatel si u vybraného lineárního urychlovače vybere záložku s vložením dat. Následně vybere, kterou zkoušku chce vložit do databáze a poté už jen vyplní políčka, které se mu načtou. Potvrdí tlačítkem „Vložit do databáze“, po úspěšném vložení se vyobrazí hláška o úspěšném nahrání. Takto to funguje pro všechny typy zkoušek, včetně záznamů a společné databáze.

C.6 Společná databáze

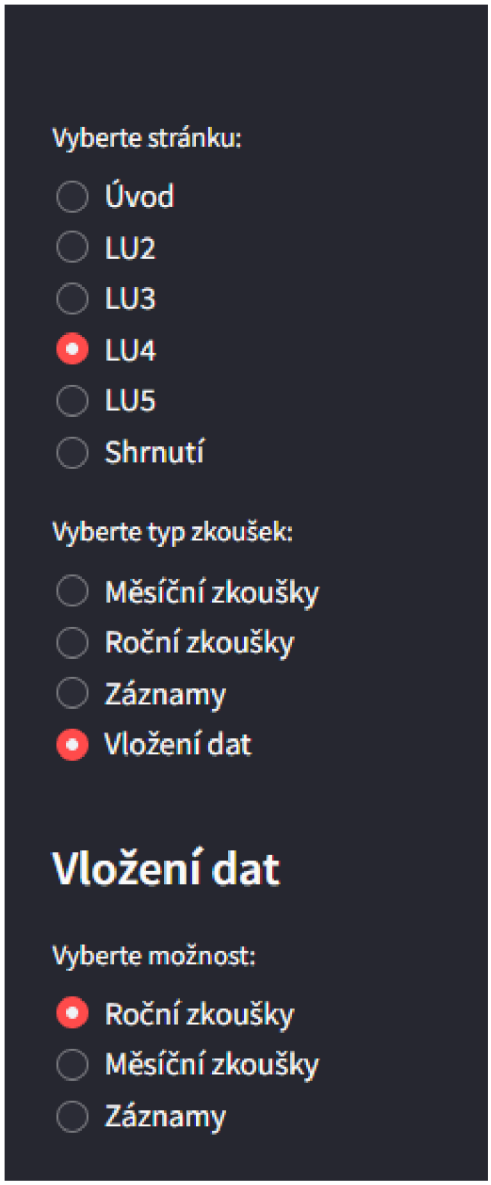


0	Farnerova ionizační kom	PTC TM 30013 v.č. 1343	6MV	50	50
1	Dozimeterický elektrom	UNIDOS T10001 v.č. 11394	10MV	50	50
2	Kontrolní zdroj	PTW 48002 v.č. 0497	15MV	100	100
3	Barometr	Druck DPI 705, v.č. 70520480	2.5MV	50	50
4	Teploměr	COOPER TM99A v.č. 302046	-	-	-
5	Farnerova ionizační kom	PTW TM 30013 v.č. 1343	6MV	50	50
6	Dozimeterický elektrom	UNIDOS T10001 v.č. 11394	10MV	50	50
7	Kontrolní zdroj	PTW 48002 v.č. 0497	15MV	100	100
8	Barometr	Druck DPI 705, v.č. 70520480	2.5MV	50	50
9	Teploměr	COOPER TM99A v.č. 302046	-	-	-

Obrázek C.6. Vyobrazení společné databáze

Na obrázku C.6 je vyobrazena společná databáze. Jedná se o spojení všech záznamů ze všech lineárních urychlovačů (LU2-LU5). Tato databáze obsahuje všechny provedené zkoušky „Dávka v referenčním bodě“. Je rozdělena na zkoušku pro elektrony (LU2 a LU3) a fotony. Možnost výběru je potom vyobrazena na obrázku C.6.

C.7 Detail na výběrovou lištu



Obrázek C.7. Detail na výběrovou lištu

Obrázek C.7 vyobrazuje přehled všech možných výběrů stránek. Slouží jako ilustrace pro lepší představu o orientaci v aplikaci.