



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra biomedicínské techniky**

Návrh metodiky pro hodnocení odchytky polohy izocenter

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský inženýr

Autor diplomové práce: Bc. Daniel Zenker

Vedoucí diplomové práce: Ing. Martin Rožánek, Ph.D.

Kladno, květen 2015

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2014/2015

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Daniel Zenker**
Studijní obor: Biomedicínský inženýr
Téma: **Návrh metodiky pro hodnocení odchylky polohy izocenter**
Téma anglicky: Proposal of the methodics for the evaluation of the variation of the location of isocenters

Zásady pro vypracování:

Analýzujte možnosti testování shody mechanického a radičního izocentra u lineárního urychlovače. V programovém prostředí Matlab zpracujte obrazy získané z lineárního urychlovače na film nebo ve formátu DICOM a vyhodnoťte odchylky pro různé polohy gantry. Navrhněte metodiku hodnocení odchylky izocenter pro FN Motol.

Seznam odborné literatury:

[1] John G. Webster, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358-6

Vedoucí: Ing. Martin Rožánek, Ph.D.
Konzultant: Ing. Zuzana Rožánková

Zadání platné do: 29.09.2016

.....
vedoucí katedry / pracoviště

l.s

.....
děkan

V Kladně dne 16.02.2015

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Návrh metodiky pro hodnocení odchylky polohy izocenter“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V dne

.....
podpis

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu Ing. Martinu Rožánkovi, Ph.D. a konzultantce Ing. Zuzaně Rožánkové za odborné vedení a hodnotné rady při psaní této práce. Také děkuji personálu Onkologické kliniky 2. LF UK, FN Motol a Ing. Ondřeji Knočkovi za vstřícnost a pomoc při realizaci experimentů, bez kterých by se tato práce neobešla. Děkuji také své rodině a přátelům, kteří mne podporovali v průběhu celého studia.

Název diplomové práce:

Návrh metodiky pro hodnocení odchylky polohy izocenter

Abstrakt

Léčba nádorových onemocnění pomocí lineárního urychlovače je v dnešní době stále na vzestupu. Aby ozáření bylo co nejúčinnější a nedocházelo k recidivě, musí být terapeutická dávka co nej přesněji dodaná do cílového objemu dle ozařovacího plánu. Z tohoto důvodu se provádí testy parametrů určující přesnost lineárních urychlovačů. Cílem této diplomové práce je navrhnout vhodný postup pro testování shody polohy radiačního a mechanického izocentra lineárních urychlovačů pro Onkologickou kliniku 2. LF UK a FN Motol. Nyní využívaná manuální metoda je závislá na zkušenostech pracovníka provádějící její vyhodnocení a může tedy docházet k nepřesnému vyhodnocení. Cílem práce je vytvořit takovou metodiku a softwarové zpracování, aby bylo možné její opakované použití v praxi.

Vytvořený algoritmus byl optimalizován pro tzv. starshot testovací obrazce, pořízených na GafChromický film EBT2 u dvou lineárních urychlovačů Varian Clinac 2100 C/D. Pro analýzu naskenovaných filmů byly zvoleny dvě metody. První metoda je založena na znalosti manuálního určení středu radiačního izocentra, a tedy nalezení středu pomocí protnutí os svazků zaznamenaných na filmu. Druhá metoda vhodně využívá vlastnosti pořízených obrazů, a to metodu prahování a nalezení těžiště vzniklého objektu. Tato metoda byla implementována do software ImageJ. Vyhodnocené odchylky u všech testovacích obrazců (15) byly menší než 1 mm a došlo tak ke splnění doporučení SÚJB pro daná zařízení. Byla vytvořena metodika pro pravidelnou kontrolu tohoto parametru za pomoci vytvořeného skriptu.

Klíčová slova:

Radiační izocentrum; mechanické izocentrum, odchylka, automatické hodnocení, lineární urychlovač, ImageJ

Master's Thesis title:

Proposal of the methodics for the evaluation of the variation of the location of isocenters

Abstract

Treatment of cancer using a linear accelerator nowadays is still on the rise. To irradiation was the most effective and without recurrence, the required dose has to be delivered as precisely as possible. For this reason, is set of QA tests of parameters, to determine the accuracy of linear accelerators. The aim of this thesis is to propose a suitable method for testing the coincidence of radiation and mechanical isocenter for Department of Oncology, University Hospital in Motol. Nowadays it is used manual evaluation. This method depends on the experience of the staff conducting the evaluation, and thus evaluation may be inaccurate. The aim of this thesis is to create such a methodology, software processing and automated evaluation to enable its reuse in practice.

Created algorithm has been optimized for the so-called starshot test, captured on dosimetric film (GafChromic EBT2) for two linear accelerators Varian Clinac 2100 C/D. The processing of scanned films were prepared for two methods in Matlab. The first method is based on the knowledge of the manual determination of the radiation isocenter. Finding center by intersecting axes of the starshot exposed on the film. The second method uses the properties of captured images through thresholding. Second method was implement to ImageJ software for everyday use. Assessed deviations at all 15 test patterns were smaller than 1 mm, and has thus to fulfill the safety recommendations of State Office for Nuclear Safety.

Keywords:

Radiation isocenter; mechanical isocenter, deviation, automated evaluation, linear accelerator, ImageJ

Obsah

Význam použitých zkratk a terminologie.....	3
1. Úvod.....	4
2. Současný stav.....	6
2.1 Popis lineárního urychlovače.....	6
2.2 Postup radioterapeutické léčby.....	11
2.3 Popis zaměřovacích laserů.....	13
2.4 Popis kontrolovaných parametrů v ČR.....	14
2.5 Přehled metod pro hodnocení polohy izocenter.....	15
2.6 Popis GafChromického filmu.....	17
2.7 Shrnutí.....	18
3. Použité metody.....	19
3.1 Nastavení parametrů lineárního urychlovače.....	20
3.2 Gafchromický film.....	21
3.3 Starshot testovací obrazec.....	22
3.4 Umístění a upevnění filmu.....	23
3.5 Manuální metoda pro vyhodnocení testovacích obrazců.....	27
3.6 Softwarové zpracování obrazu.....	28
3.6.1 Digitalizace exponovaných filmů.....	28
3.6.2 Předzpracování digitalizovaného filmu.....	30
3.6.3 Detekce radiačního izocentra nalezením os svazků.....	31
3.6.4 Detekce radiačního izocentra prahováním.....	37
3.7 Implementace prahování do software ImageJ - IsoCheckFINAL.....	40
4. Metodika.....	43
4.1 Metodika hodnocení odchylky izocenter při rotaci kolimátoru.....	43
4.2 Metodika hodnocení odchylky izocenter při rotaci gantry.....	47
5. Výsledky.....	50
5.1 Analýza rotace kolimátoru.....	50
5.2 Analýza rotace gantry.....	53
6. Diskuze.....	55
7. Závěr.....	58

Citovaná literatura	59
Seznam příloh.....	61

Význam použitých zkratk a terminologie

EPID – Elektronický portálový zobrazovací systém (Electronic Portal Imaging Device)

IMRP – Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (Intensity Modulated Radiation Therapy)

AAMP – Americká asociace medicínských fyziků (American Association of Physicist in Medicine)

ZPS – Zkouška provozní stálost

ZDS – Zkouška dlouhodobé stability

PZ – přijímací zkouška

SSD – vzdálenost od zdroje záření k povrchu kůže (Source-to-Surface Distance)

1. Úvod

Zvyšující se počet onkologických onemocnění vede k rozvoji a vývoji léčebných postupů a k zefektivnění stávajících procedur. Pro léčbu zhoubných nádorů existuje několik základních metod, které se dělí na metody lokální a systémové. Mezi lokální metody se řadí chirurgie a radioterapie. Zástupci systémových metod jsou chemoterapie, hormonoterapie a biologická léčba.

V dnešní době je v radioterapii velmi rozšířené využití lineárních urychlovačů a počet těchto zařízení stále narůstá. Výrazné zvýšení efektivity léčby je možné dosáhnout co nejpřesnějším dodání dávky záření pacientovi. Ideálním případem je dodaná dávka záření pouze v cílovém objemu (místě nádoru) tak, aby nedošlo k ozáření okolních zdravých tkání. Jedná se o velmi důležitý postřeh vzhledem k tomu, že nádorová tkáň ve stavu bujení je mnohem citlivější na ionizační záření než zdravá tkáň. Aby výsledný ozářený cílový objem měl požadovaný tvar, provádí se ozáření tzv. kolimovaným svazkem z několika směrů tak, aby průsečík těchto svazků kopíroval tumor. Přesná kalibrace těchto zařízení je tak značně důležitá. Z tohoto důvodu je zaváděn systém jakosti pro kontrolu požadovaných parametrů tak, aby nebylo ohroženo zdraví pacienta a léčba dosahovala nejvyšší efektivity. Tato práce je zaměřena na návrh metodiky kontroly jednoho z parametrů u lineárních urychlovačů využívaných pro radioterapii v onkologické klinice FN Motol.

Na zabezpečení jakosti se podílí jak samotný držitel povolení pro provádění činnosti, tak nezávislý kontrolní orgán, kterým je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) [1]. Parametrů pro testování jakosti lineárního urychlovače existuje celá řada. Při zvyšování kvality a bezpečnosti se počet sledovaných parametrů stále rozrůstá. Cílem této práce je vytvořit metodiku pro kontrolu jednoho z těchto parametrů, a to parametr shody mechanického a radiačního izocentra.

Izocentrum je dle SÚJB definováno následovně [2]: „Izocentrum je střed nejmenší koule, kterou prochází osa svazku záření při otáčení ramene kolem osy.“ Pro lokalizaci izocentra můžeme využít světelnou osu lokalizačních laserů nebo mechanický pointer.

Parametr pro kontrolu odchylky izocenter ukazuje na chybu způsobenou otáčením gantry, kolimátoru a patientského stolu. V ideálním případě se mechanické a radiační izocentrum nachází v jednom bodě [3]. Tento bod zaručuje absolutní přesnost ozáření. Z tohoto důvodu je nutné provádět kalibrační testy k zajištění kvality a efektivity jednotlivých procedur.

K dodržení přesnosti a bezpečnosti je vhodné řídit se doporučeními pověřených organizací. V ČR tato doporučení vydává SÚJB (Státní úřad pro jadernou bezpečnost), který se řídí doporučeními mezinárodních agentur International atomic energy agency (IAEA) a International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). ICRU udává přesnost dodání dávky $\pm 5\%$. Tento údaj tak říká, že všechny nepřesnosti, které vznikají v řetězci dílčích úkonů radioterapie, tzn. od plánování léčby a lokalizace až po samotné dodání terapeutické dávky, může dosahovat maximální chyby 5 % [4].

Dnes využívaná manuální metoda hodnocení odchylky je subjektivní a založená na zkušenostech pracovníka vyhodnocujícího testovací obrazce. Při vyhodnocení testu může docházet ke vzniku chyb a stejný testovací obrazec mohou vyhodnotit dva pracovníci rozdílně.

Cílem této diplomové práce je vytvořit algoritmus pro automatické hodnocení odchylky izocenter, tím zautomatizovat celý proces a vyhnout se subjektivnímu hodnocení odchylky při manuální metodě. Pilotní hodnocení vytvořit v prostředí Matlab a získané poznatky přenést do vhodného volně dostupného softwaru pro zavedení do praxe. Další cíl je navrhnout metodiku pro kontrolu odchylky izocenter, ve které bude využit vytvořený algoritmus pro volně dostupný software.

2. Současný stav

Již v počátcích radioterapie bylo využíváno různých typů zařízení pro léčbu onkologických onemocnění. Léčba vnějšími svazky záření se nazývá teleterapie. Existují dvě základní skupiny těchto ozařovacích jednotek, jedná se o ozařovače využívajících radioaktivní izotopy a jednotky, které pomocí elektrického pole urychlují nabitě částice tzv. urychlovače.

Izotopové ozařovače využívají izotopy cesia (Cs-137) a kobaltu (Co-60). Cesiové izotopy se však v dnešní době již skoro nepoužívají a kobaltové ozařovače jsou pomalu na ústupu. Tento stav je zapříčiněn malým průnikem záření tkání a vzniku významných polostínů¹. Dále jsou tato zařízení přísně regulována a jejich provoz často nákladný.

Naopak počet urychlovačů v medicínské praxi je stále na vzestupu. Existují dva základní principy pro urychlení částic. Jeden z nich urychluje částice po přímé dráze (lineární urychlovače) a druhý po kruhové dráze (cyklotrony, synchrotrony a betatrony). Vzhledem k povaze této diplomové práce budu diskutovat pouze lineární urychlovač a jeho princip [4].

2.1 Popis lineárního urychlovače

Medicínské lineární urychlovače byly poprvé představeny ve Velké Británii v 50. letech 20. století a celosvětově se začaly používat v 70. letech. Díky jejich nesporným výhodám téměř okamžitě nahradily všechny ostatní metody ozařování. Třemi největšími výrobci lineárních urychlovačů jsou Varian, Siemens a Elekta.

Aby bylo možné využít výhody pronikavého zařízení, které bude zároveň šetrné ke kůži, je nutné vytvořit nabitě částice o vysokých energiích. Energie urychlených elektronů se pohybuje kolem 4-20 MeV. Takto urychlené elektrony o vysoké energii jsou zacíleny na kovový terčik a při dopadu na tuto plochu ztrácejí elektrony část své energie a dochází tak ke vzniku brzdného záření X a tepla. Z důvodu vzniklého tepla je nutné, aby byl lineární urychlovač vybaven chladícím aparátem. Většina lineárních urychlovačů nemá pouze jeden terčik, ale jsou vybaveny celou sadou těchto terčiků o různých rozměrech a jsou využívány pro různé energie a velikosti svazků. Pro některé varianty léčebných postupů se přímo využívá svazek urychlených elektronů. Terčik se posune mimo dráhu elektronů a pomocí kolimátoru se vytvoří tvar svazku. Takto vytvořený svazek míří přímo k cílovému objemu.

¹ Polostín – absolutně ostré kolimace svazku nelze v praxi dosáhnout, v okrajových částech kolimátoru dochází k prozáření a tak v okolí hran kolimovaného svazku je vytvořen tento jev tzv. polostín

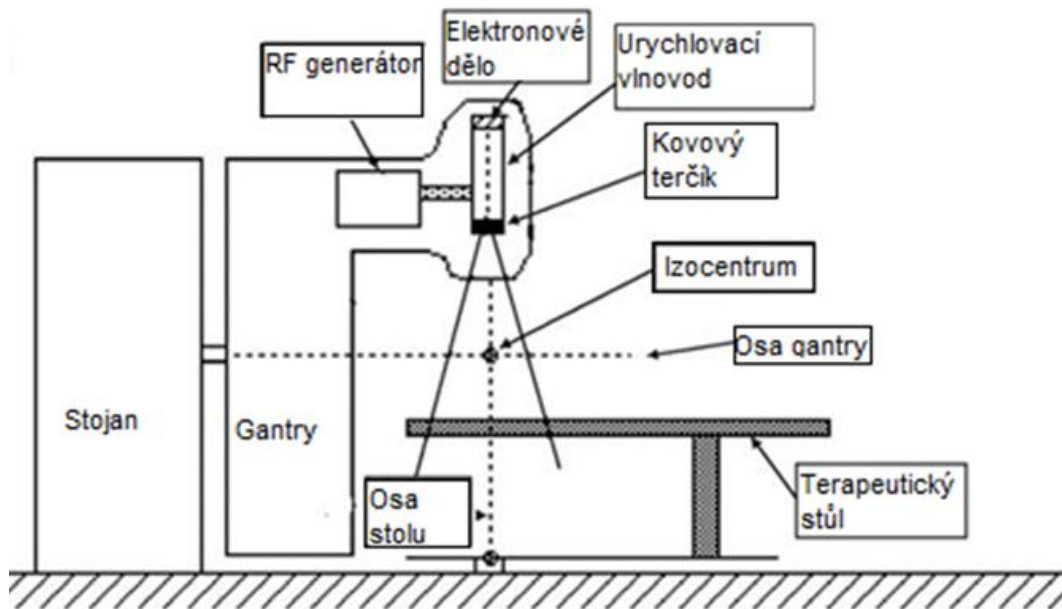
Pro vytvoření tvaru svazku je hojně využíván mnoholistový kolimátor (multileaf collimator), který je tvořen až 160 lamelami nastavitelnými počítačem dle ozařovacího plánu. Díky této části je ozařování mnohem šetrnější ke zdravé tkáni [4], [5], [6].



Obr. 2.1-1 – realizace lineárního urychlovače Varian Clinac 2100 C/D v ozařovně [7]

Hlavními částmi lineárního urychlovače jsou gantry, stojan pro gantry, hlava kolimátoru, ozařovací stůl a ovládací konzole, která se nachází mimo ozařovnu a slouží k ovládní lineárního urychlovače v době ozařování. Gantry, hlavou kolimátoru a ozařovacím stolem je možno pohybovat ve všech směrech, což umožňuje vstup ozařovacích svazků do těla pacienta téměř pod každým úhlem. Osy rotace gantry, kolimátoru a stolu se setkávají ideálně v jednom bodě již zmíněném mechanickém izocentru [4].

Moderní urychlovače umožňují nastavit několik energií částic. U většiny urychlovačů je možné nastavit energii elektronů 6 a 15 MV, nebo 6 a 18 MV. Vyšší energie záření má větší průnik tkání a umožňuje dodání vyšší dávky do cílového objemu, který se nachází ve větší hloubce.

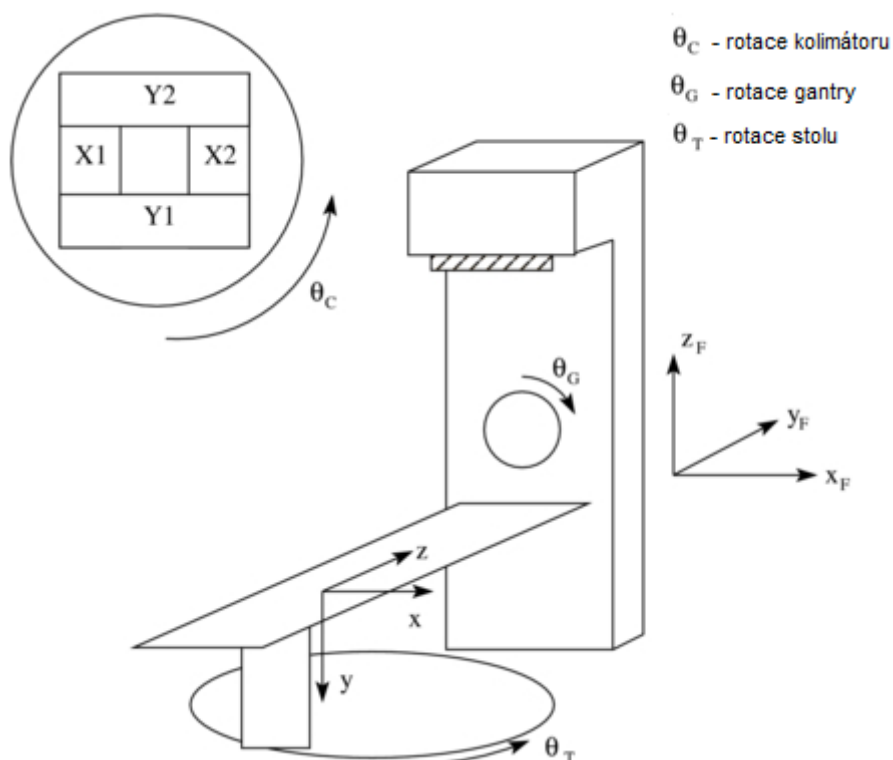


Obr. 2.1-2 – schematické naznačení částí lineárního urychlovače [8] upraveno

Konstrukční řešení lineárního urychlovače musí tedy pojmut: generování elektronů elektronovým dělem, generátor mikrovlnných pulsů pro elektromagnetické pole v urychlovací části, vytvoření toku urychlených elektronů a tvarování terapeutického svazku. Pro detailnější popis jednotlivých částí odkazují na publikaci [5].

Vzhledem k povaze této diplomové práce je nutné si přiblížit pohyby realizované lineárním urychlovačem. Jedná se o rotaci kolimátoru, gantry a terapeutického stolu. V této práci se budu zabývat pouze rotací kolimátoru a gantry. Rotace těchto částí se využívá při ozařování nejčastěji. Při ozařování dochází k ozáření cílové tkáně z několika směrů a různých úhlů, výsledkem pak je dodání dávky o přesném tvaru kopírující postiženou tkáň. Terapeutická dávka je přesně zacílená na požadovaný objem a dochází ke snížení ozáření okolní tkáně.

Při rotaci těchto částí však dochází k mechanickým pohybům. Díky velkým hmotnostem vzniká ohyb a rotace nosných materiálů. Tyto chyby proto způsobují mírné odchylky od požadované oblasti a mohou způsobit podzaření cílového objemu a ozáření zdravé tkáně [3], [5]. Rotace, kterých je možné dosáhnout, jsou pro ilustraci znázorněny na obrázku 2.1-3.



Obr. 2.1-3 – schematické naznačení pohybů všech částí [9]

Onkologická klinika 2. LF UK a FN Motol disponuje třemi lineárními urychlovači. Dvěma Varian Clinac 2100 C/D (Linac 1 a Linac 2) a jedním Varian Clinac 600 C/D (Linac3). Jedná se o urychlovače s fotonovými svazky 6 MV a 18 MV a elektronovými 6-20 MeV. Disponují také vícelamelovým kolimátorem Millenium 120 a portálovým zobrazovacím systémem Si500 [10].

Na obrázku 2.1-4 je zachycen lineární urychlovač tak, jak je sestaven v ozařovacím bunkru. Jedná se o urychlovač vybavený zobrazovacím portálem a přídavným kilovoltážním zobrazovacím systémem OBI [10] .



Obr.2.1-4 – Varian Clinac 2100 C/D (FN Motol) [10]

2.2 Postup radioterapeutické léčby

Radioterapie je složena z několika dílčích kroků. Tyto kroky se mohou lišit dle konkrétní léčby, avšak musejí splňovat definovaný standard. Prvním krokem je vstupní vyšetření pacienta, na základě kterého se zvolí vhodná strategie léčby. Radiační onkolog shromáždí veškeré informace ohledně již provedených vyšetření a dále seznámí pacienta se všemi informacemi k vlastní léčbě a možných komplikací.

Následuje lokalizace cílové oblasti v těle pacienta, kam je potřeba aplikovat záření, tzn. definování cílového objemu. Smysl tohoto procesu je přesné dodání terapeutické dávky do cílového objemu a dosažení minimálního poškození okolní tkáně. Speciálně se jedná o kritické orgány. Lokalizace se provádí pomocí radioterapeutického simulátoru nebo CT simulátoru [6].

Příprava na simulátoru probíhá v takové pozici, v jaké bude pacient při samotné léčbě. Tato pozice by měla být pohodlná, aby nedocházelo k nežádoucímu pohybu pacienta během ozařování. K zamezení pohybu během ozařování se mohou využít fixační pomůcky nebo fixační masky. Masky jsou vytvořeny z termoplastického materiálu a tvarují se dle těla pacienta. Tyto pomůcky udržují tělo pacienta v jedné pozici, přičemž každý nežádoucí pohyb vede k dodání nedostatečné dávky do cílového objemu a zbytečně je tak zatěžovaná zdravá tkáň. Na základě definované pozice může být realizována samotná lokalizace a zaměření cílového objemu. Díky předchozím vyšetřením a získaným CT snímkům je již přibližně známa poloha nádoru a stanoví se referenční izocentrum. Na základě zvolené polohy se na tělo pacienta, případně na fixační masky, označí místa, kam směřují poziční lasery (indexování), které pomáhají umístit pacienta do totožné polohy a je zajištěna její reprodukovatelnost [6].

Dalším krokem je plánování léčby, kdy jsou vytvořeny snímky těla pacienta v definované poloze na plánovacím CT. Pomocí rekonstrukce jednotlivých řezů je vytvořen 3D model těla pacienta, a ten je importován do výpočetního plánovacího systému. Tento model definuje anatomii požadované oblasti a také distribuci CT čísel resp. elektronové hustoty tak, aby bylo možné vypočítat dávkovou distribuci v těle. Při plánování je nutné nalézt parametry ozařovacích polí např. geometrie, počet a energie svazků a tvar jednotlivých polí. Na základě zadaných parametrů, plánovací systém vypočítá potřebný počet monitorovacích jednotek MU pro každý svazek. Výstupem celého procesu je ozařovací plán.

Pomocí CT můžeme zjistit, že vytvořené referenční izocentrum není přesně ve středu cílového objemu. Odchyšky polohy cílového objemu a referenčního izocentra se stanoví ve všech třech rovinách x , y , z . Poloha pacienta je upravena na základě těchto odchylek a vytvořené značky se upraví dle této správné polohy [6].

Takto naplánovaná léčba musí být ověřená a k tomuto slouží simulátor. Simulátor ověří správnost nastavení polohy pacienta vůči izocentru, geometrii svazků a tvaru polí [5].

V návaznosti na úspěšnou verifikaci je pacient připraven na ozařování. Ozařování je rozložena do několika jednotek až desítek frakcí. Dávka jednotlivých frakcí se pohybuje v jednotkách Gy.

Z tohoto popisu je jasné, jak významná je přesnost v radioterapii. Když uvážíme, že zanesení chyby může vzniknout v jakémkoliv kroku při plánování léčby v řádech desetin milimetru, další nepřesnost tak může překročit doporučenou hodnotu SÚJB. Proto je nutné hlídat parametry nejen používaného zařízení, ale také plánovacího softwaru.

2.3 Popis zaměřovacích laserů

Lokalizační lasery jsou nezbytnou součástí ozařovací místnosti. Vyzařované paprsky určují polohu izocentra a umožňují nastavení pacienta do správné polohy pro danou proceduru. Celá soustava se skládá ze tří laserů, které znázorňují tři roviny (axiální, koronální a sagitální). Většina zaměřovacích laserů jsou lasery diodové s výkonem okolo 0,05 mW.

Upevnění laseru je velmi specifické, jejich ukotvení musí být stabilní a v ideálním případě v čase neměnné. Z tohoto důvodu se v praxi používá ukotvení do betonu, případně do ocelové konstrukce ozařovny. Zcela nevhodné je upevnění laseru na sádkartonovou zeď, různé obklady, apod. Také se využívá výklenků ve stěně z důvodu ochrany proti náhodnému posuvu způsobeného vnější silou. Tyto síly mohou vzniknout např. nárazem vozíku, patientským lehátkem, změny teplot, apod. [4].

Aby bylo možné těmito lasery zaměřit izocentrum, využívá se jejich umístění na bočních stěnách a přichycení ke stropu. Boční lasery jsou umístěny na levé a pravé stěně místnosti a vyzařují paprsek směrem ke gantry. Postranní lasery většinou vyzařují v horizontální i vertikální rovině s výraznějším prostředním paprskem, který směřuje přímo k izocentru. Boční lokalizace je určena k nastavení korektní výšky pacienta. K dosažení požadovaného efektu musí být stůl nastavený ve správné vzdálenosti od hlavy kolimátoru a pacient musí ležet fixovaný tak, aby nedocházelo k otáčení kolem vertikální osy. Další lokalizační laser se nazývá sagitální, ten je umístěn přímo naproti gantry a vyzařuje paprsek ve vertikální rovině. Takto je možné zajistit správnou pozici pacienta k podélné ose desky stolu.

Laserové paprsky musí být kontrolovány dle SÚJB týdně, avšak například v USA, dle Americké asociace fyziků v medicíně (AAPM), je tuto kontrolu doporučení provádět denně. Paprsky musí být kolineární s koincencí v izocentru, a to s tolerancí ± 1 mm. Kontrolu správně kalibrovaných bočních laserů je možné provést jednoduchým testem. Stůl je potřeba umístit do izocentra gantry (lineární urychlovač má SSD 100 cm) a boční lasery by měly být viditelné na hraně a povrchu horní strany desky stolu. Další metodou jednoduchého ověření je za pomoci označených míst na stěně ozařovací místnosti. Při první instalaci a kalibraci laserů je možné označit pozici paprsku na protější stěně a tyto značky využívat v budoucnu ke kalibraci [4], [12].

Pro úpravu pozice laseru jsou držáky opatřeny šrouby, kterými je možné upravovat směr ať již vertikálně nebo horizontálně. Také se již objevují systémy s dálkovým ovládním pozice těchto laserů.

2.4 Popis kontrolovaných parametrů v ČR

Státní orgán dohlížející na práci s významnými zářiči je Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Tento orgán vydává nařízení a doporučení pro správné zacházení s těmito zdroji. Další z jeho činností je provádění pravidelných kontrol zajištění jakosti u organizací pracujících se zdroji ionizujícího záření. Doporučení SÚJB jsou vydaná na základě nových poznatků v tomto odvětví a respektují normy mezinárodních organizací jako je Mezinárodní komise radiačních jednotek (ICRU), Světová zdravotnická organizace (WHO). Minimální seznam kontrolovaných parametrů uvedených v této kapitole vychází z doporučení SÚJB z roku 1998, které stále zůstávají v platnosti. V tabulce 2.4 je uveden výčet testů, které je třeba provádět při zkoušce provozní stálosti (ZPS), zkouška dlouhodobé stability (ZDS) a přejímací zkoušce (PZ). Do tabulky jsem vybral jen ty testy, které se vážou k tématu této diplomové práce [1]. Kompletní výpis všech testů je uveden v Příloha B: Seznam doporučení SÚJB.

Tabulka 2.4: Zkoušky pro lineární urychlovač s mnoholistovým kolimátorem a techniku IMRT² [1]

Kontrolovaný parametr	ZPS Frekvence (tolerance (mm))	ZDS Tolerance (mm)	PZ Tolerance (mm)
Souhlas geometrické osy a osy rotace kolimátoru	Měsíčně (2)	2	2
Koincidence bočních zaměřovačů v izocentru	Týdně (1)	1	1
Shoda světelné osy a osy svazku záření	Měsíčně (2)	2	2

Pokud odchylka měřeného parametru překročí požadovanou toleranci je nutné zařízení odstavit z klinického provozu a závadu odstranit. Tato diplomová práce se zabývá kontrolou polohy odchylky zaměřovacích laserů v mechanickém izocentru od radiačního izocentra. Jedná se o parametr testovaný 1x týdně, s tolerancí odchylky 1 mm.

² Intensity Modulated Radiotherapy – Radioterapie s modulovanou intenzitou je ozařovací technika využívající kombinaci více ozařovacích polí. Dochází k modulaci intenzity v různých místech svazku záření. Technika šetrná ke zdravým tkáním [6].

2.5 Přehled metod pro hodnocení polohy izocenter

Neexistuje přesně stanovený postup pro kontrolu polohy izocenter a záleží na pracovišti, která z metod je pro něj nejvhodnější. V dnešní době existuje několik variant, jak ověřit odchylky izocenter, které se používají v různých modifikacích.

Manuální metody: Mechanický ukazatel je konvenční metoda ověření polohy izocenter, kde je na hlavu kolimátoru umístěn mechanický ukazatel a na stůl je upevněn fixní bod. Tato metoda je velmi zdoluhavá a náchylná na chyby. Výsledek závisí na vyhodnocení pozorovatelem a jeho zkušenostech. Nehodí se pro pravidelnou kontrolu [3].

Polo-automatické metody: Winston-Lutzův test – pro tuto metodu se využívá kovového fantomu ve formě koule (ocel, titan nebo wolframu). Winston-Lutzův fantom je umístěn do středu naznačeného pomocí pozičních laserů. Za tento fantom je kolmo k paprsku umístěn dozimetrický film. Umístěný fantom v ozařovně je zachycen na obrázku 2.6-1.

Je vyhodnocován rozdíl mezi středem stínu koule a středem vytvořeného vyzářeným svazkem. Metoda vyžaduje pro každou polohu gantry nebo kolimátoru vždy použít nový film. Jedná se o velmi jednoduchou a oblíbenou metodu, vyhodnocovanou pozorovatelem nebo softwarovou analýzou, avšak díky spotřebě filmů se jedná o velmi nákladnou metodu [3].

Automatické metody: EPID³-based isocenter verification methods – jedná se o digitální a velmi rychlou metodu. Odstranila problém s filmy, využívá také Winston-Lutzův fantom, avšak existuje několik poloh gantry, při kterých tato metoda není schopna správně data vyhodnotit [3].



Obr. 2.5-1 – fotografie znázorňující Winston-Lutz test za využití EPID [14]

Další metody: Většina společností zabývajících se výrobou lineárních urychlovačů vyvinula vlastní fantomy a testovací postupy, které se využívají při přijímací zkoušce a jsou pro interní potřebu těchto společností.

Elekta Synergy linacs (Elekta, Stockholm, Sweden) – 8 mm fantom ve tvaru kuličky, detekovaný obraz je zpracován digitálně [3].

Varian Medical Systems (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) – využívá grafitový válcový fantom. Fantom obsahuje 16 karbidových kuličkových ložisek – detekovaný obraz je opět zpracován digitálně [3].

V této práci se zaměřím na vyhodnocení filmů při testu doporučeném Varianem pro přijímací zkoušku. Jedná se o označení polohy koincidence laserů na dozimetrický film a nazáření tzv. starshot obrazce a následné softwarové automatické vyhodnocení.

³ EPID - Elecotronic portal imaging device

2.6 Popis GafChromického filmu

Důležitým prvkem testování shody izocenter je radiochromický film pod obchodním názvem GafChromický film. Jedná se o nový typ filmu pro radiační dozimetrii. Oproti radiografickému filmu je radiochromický film založen na vlastnostech radiosenzitivního monomeru a ne na halogenidu stříbrném. Výhodou GafChromického filmu je jeho citlivost na všechny druhy radiačního záření o různých energiích. Mezi další výhody tohoto filmu se řadí absorpce záření podobná lidské tkáni, vysoké rozlišení (1200 čar/mm) a odolnost proti dennímu světlu. Široké rozmezí citlivosti na dodanou dávku 40 cGy – 40 Gy.

Film není citlivý na osvětlení v místnosti a je samovyvolávací, což umožňuje po ozáření film ihned vyhodnotit. Nevýhodou může být pokračování chemické reakce a z toho plynoucí tmavnutí i po expozici. Tento proces se ustálí až po několika hodinách, avšak stále pokračuje. Výrobce filmů doporučuje provádět skenování filmu do 24 hodin od expozice [15]. V onkologickém centru FN Motol je pro tyto testy využíván film GafChromic® EBT². Tento film je složen z několika vrstev. Základní částí filmu je jeho aktivní složka, která je zalaminátovaná v polyesterových vrstvách. Absorbance spektra aktivní vrstvy filmu je nejlepší kolem vlnové délky 630 nm. Proto je výhodné provádět vyhodnocení v červené složce získaného obrazu. Rozměry dodávaného filmu jsou 20,32 x 25,4 cm. Doporučená digitalizace pořízených snímků je pomocí skeneru Epson 10000XL.

Při dodržení skladovacích podmínek, při teplotě v rozmezí 20-25 °C, je životnost filmu dva roky [16]. Stav filmu je také indikována kouskem filmu, který je na obalu. Při změně barvy tohoto indikačního okénka, by film již neměl být používán pro vyhodnocení, a to z důvodu ztráty svých vlastností, čímž může docházet ke zkreslujícím výsledkům a nepřesnosti testů.

2.7 Shrnutí

V druhé kapitole je popsán princip lineárního urychlovače, důležitost kontrolovaných parametrů a doporučení SÚJB pro pravidelné kontroly. V této kapitole je popsán řetězec postupů v radioterpii od plánování až po samotnou léčbu. Dále je uveden přehled možných metod používaných při testování odchylek radiačního a mechanického izocentra. Mechanické izocentrum je určeno koincencí zaměřovacích laserů a radiační izocentrum jako oblast, kde dochází k protnutí vyzářených svazků. Závěr kapitoly je věnován popisu gafchromického filmu, který bude využíván pro vytváření testovacích obrazců.

3. Použité metody

Pro hodnocení polohy izocenter jsem zvolil metodu starshot obrazu vytvořeného na gafchromický film. Pro vytvoření těchto obrazců bylo nutné zvolit vhodné uchycení filmů a nastavení lineárního urychlovače tak, aby vznikly co nejlepší podmínky pro automatické vyhodnocení. Vytvořený testovací obrazec bylo nutné digitalizovat a aplikovat na něj v Matlabu vytvořený algoritmus pro vyhodnocení. Takto získané poznatky dále přenést do volně dostupného software ImageJ tak, aby bylo možné tento software použít v praxi při provádění pravidelné kontroly. Celkově bylo vytvořeno 15 testovacích snímků, z toho 6 snímků pro rotaci gantry a 9 snímků pro rotaci hlavy kolimátoru.

Jednotlivé kroky mají svá specifika a podrobně jsou rozebrány v následujících podkapitolách.

Nastavení parametrů lineárního urychlovače: Nastavení parametrů, musí být takové, aby následné zpracování pořízených obrazů bylo co nejefektivnější a vhodně reprezentovalo hodnocení polohy izocenter. Ozařovací program je nutno nastavit zvlášť pro rotaci kolimátoru, tak i pro rotaci gantry. Ke vzniku odchylky může dojít při pohybu obou těchto prvků.

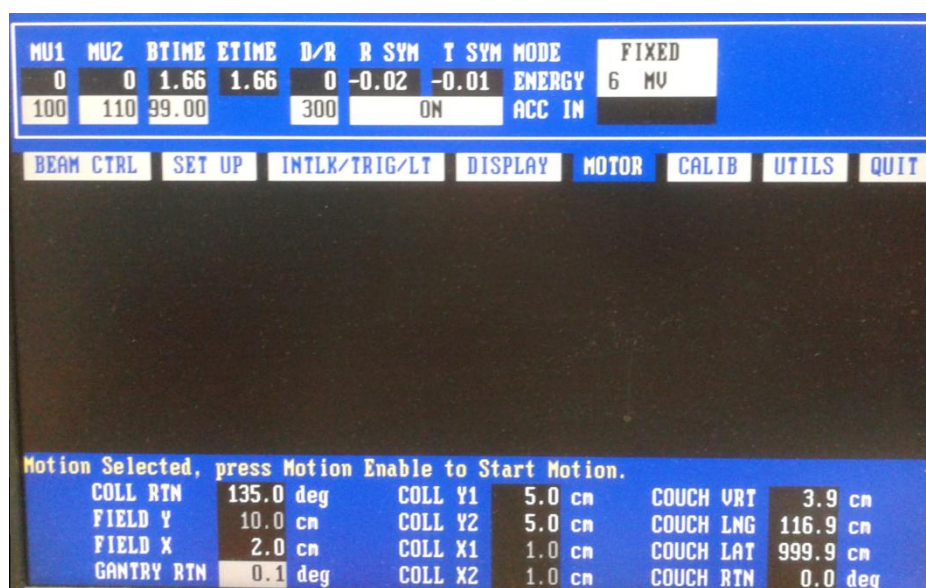
Upevnění a umístění Gafchromického filmu: Film je nutné umístit do správné vzdálenosti od zdroje záření a musí být v průběhu ozařování nehybný, aby nedocházelo k nežádoucím posuvům a zanesení nepřesností. Je potřeba zvolit vhodné prostředky pro uchycení tak, aby bylo možné film umístit správně vzhledem pohybu gantry a hlavy kolimátoru.

Digitalizace exponovaných filmů: Pro automatickou analýzu je potřeba vytvořené obrazce digitalizovat. K tomuto účelu je využíván skener pro vhodné převedení exponovaných filmů do digitální podoby.

Automatické vyhodnocení odchylky: Následuje aplikace vytvořených algoritmů na digitalizované obrazce a samotné vyhodnocení odchylky izocentra a pozičního laseru.

3.1 Nastavení parametrů lineárního urychlovače

Pro vytvoření testovacích obrazů bylo potřeba zvolit vhodné nastavení lineárního urychlovače. V tomto případě se jednalo o nastavení pro Varian Clinac 2100 C/D. V servisním módu Clinacu jsme nastavili šířku 0,5 cm a délku pole 10 cm jedná se o úzké a podélné paprsky, které vytvoří jednotlivá ramena starshot obrazu. Pole jsme nastavili na 100 MU, při zvolené energii fotonů 6 MV. Rotace byla nastavena pro různé úhly hlavy kolimátoru (0°, 45°, 90°, 135°) a také pro různé polohy gantry. Pro takto nastavené parametry se izocentrum nachází v hloubce 5 cm a 100 cm od zdroje záření.



Obr. 3.1-1 – nastavené parametry na řídicím PC Linacu

Nastavení je možné vytvořit dvěma způsoby. Prvním způsob je nastavení přímo v servisním módu Clinacu. Druhou variantou a to vytvořit v plánovacím softwaru testovací program, který se nahraje do ovládacího PC. Na obrázku 3.1-1 je zachyceno nastavení v servisním módu.

3.2 Gafchromický film

V rámci této práce bude využíván gafchromický film používaný onkologickou klinikou FN Motol. Jedná se o Gafchromický film EBT2 společnosti ISP. Film je využíván pro rutinní kontroly stavu a přesnosti lineárního urychlovače. Film je složen z pěti vrstev dle obrázku 3.2-1.

Čistý polyester zbarvený do žluta – 50 mikronů
Adhezivní vrstva – 25 mikronů
Svrchní vrstva – 5 mikronů
Aktivní vrstva obsahující substrát – 30 mikronů
Čistý polyester zbarvený do žluta – 50 mikronů

Obr. 3.2-1 – schéma vrstev gafchromického filmu EBT2 [16]

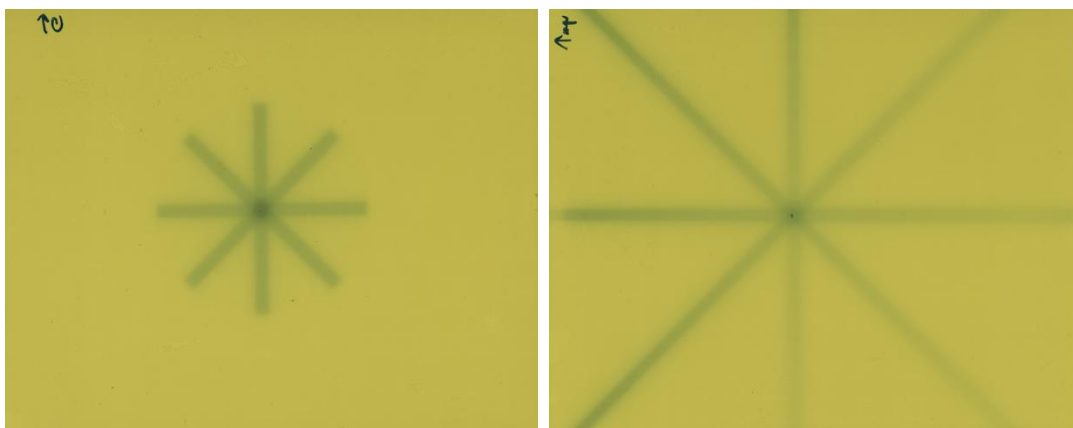
Aktivní vrstva obsahuje chemikálii, která tvoří obraz jako výsledek procesu polymerizace. Pokud tuto vrstvu vystavíme vysokoenergetickým částicím, dojde k reakci s fotomonomerem a díky této chemické reakci dojde ke změně barvy. Změna barvy s kombinací žluté barvy obsažené v horních vrstvách, je již viditelná lidským okem. S takto vytvořeným obrazem je možné dále pracovat a provést vyhodnocení.

Pro digitalizaci těchto filmů je využíván skener společnosti Epson 10000XL, který je doporučen výrobcem gafchromických filmů, pro jejich převedení do digitální formy. Jedná se o profesionální plochý skener pro skenování filmů. Skener disponuje vysokým rozlišením (2400 DPI) a 48 bitovými barvami. Maximální optická hustota (denzita) tohoto zařízení je 3,8 tento parametr ukazuje na vhodné vlastnosti pro skenování filmů a vysokou rozlišitelnost úrovní jasu. Produktový list skeneru je uveden v Příloha E: Katalogový list Epson.

3.3 Starshot testovací obrazec

Jeden z postupů jak testovat polohu izocentra při rotaci gantry, případně kolimátoru, je vytvoření takzvaného starshot obrazce. Starshot můžeme chápat jako hvězdicové uspořádání svazků během ozařování více polí. Obrazec se vytváří na radiosenzitivní film, který je umístěn kolmo k ose otáčení zdroje záření. Film je poté vystaven sekvencí vyzářených obdélníkových svazků z několika úhlů. Protnutí těchto paprsků vytvoří již zmíněný charakteristický tvar.

Při pohledu na vytvořený obrazec je možné zjistit, jestli nedochází k mechanickým chybám při rotaci. Pokud dojde k takovéto chybě, vznikne nesymetrický obrazec [17].



Obr. 3.3-1 – znázornění starshot obrazce pro rotaci kolimátoru a gantry

Střed této hvězdice je tvořen průsečíkem všech svazků a vytváří tak kruhovou, případně elipsovitou, tmavší oblast. Těžiště této oblasti tvoří radiační izocentrum. Tento střed se může tak lišit od mechanického izocentra. Je možné také využít průsečíků os svazků a střed vepsané kružnice tvoří radiační izocentrum. V ideálním případě je průsečík pouze v jednom bodě, avšak v praxi vzniká těchto průsečíků víc, potom je potřeba nalézt střed těchto průsečíků [17], [18].

3.4 Umístění a upevnění filmu

Pro správné vytvoření testovacího obrazce musí být při ozařování filmu dodrženy některé kroky. Vzhledem k testování pro různé polohy kolimátoru a gantry je potřeba filmy umístit dvěma způsoby.

3.4.1. Umístění filmu pro kolimátor

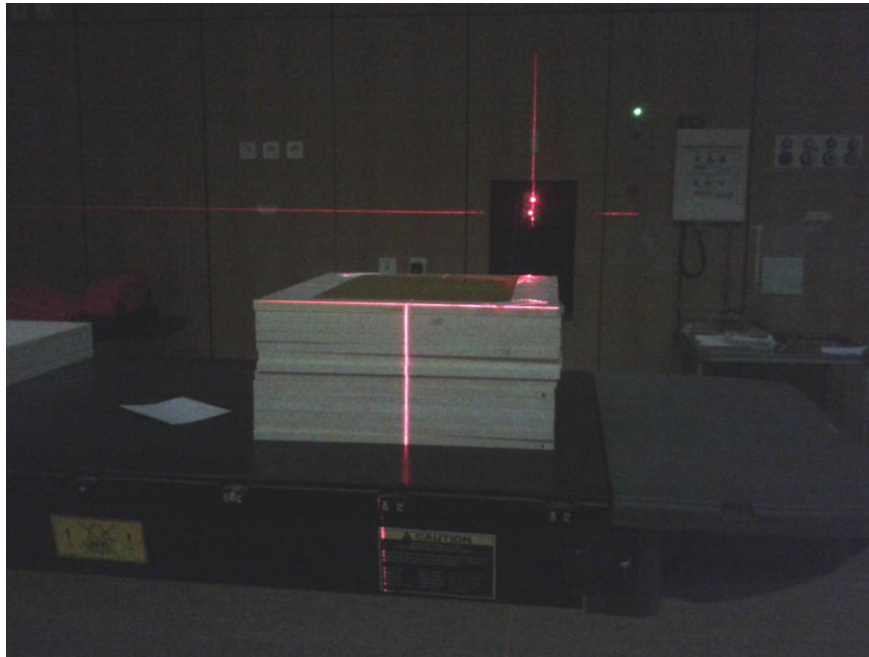
Při testování odchylky kolimátoru, rotuje hlava kolem své osy a gantry je nastaveno ve fixní poloze 0° . Film je potřeba umístit do mechanického izocentra, které je v našem případě ve vzdálenosti 100 cm od zdroje (vzdálenost SSD) a film je orientován kolmo ke zdroji záření.



Obr. 3.4-1 – poloha filmu vůči hlavě při testování různých úhlů kolimátoru

Pro dosažení této vzdálenosti je umístěno deset desek, z vodě-ekvivalentního materiálu, o výšce 1 cm na terapeutický stůl. Pomocí motorového pojezdu stolu je jeho výška nastavená v 90 cm tak, aby horní plocha fantomu ve formě desky byla označena zaměřovacími lasery, které určují právě vzdálenost SSD 100 cm.

Při správné poloze vznikne na horní ploše použitých desek červená plocha a vprostřed je jasně viditelný zaměřovací kříž. Tato situace je zachycena na obrázku 3.4-2.



Obr. 3.4-2 – Nastavení GafChromického filmu v izocentru

Pomocí lepicích pásek, je film upevněn do středu plochy. V místě průtnutí zaměřovacích laserů je jehlou do filmu vytvořená značka. Tímto bodem se definuje poloha izocentra okolo kterého rotuje kolimátor. Závěrečným krokem je označení polohy gantry tzn. kterým směrem je film orientován. Označení se provede fixem do pravého horního rohu. Značka je ve formě šipky ukazující pozici gantry a velkým tiskacím písmenem G.

Na takto upevněný a označený film je opatrně položeno pět desek tak, aby byla simulovaná hloubka 5 cm. Při pokládání desek je nutné dbát na to, aby nedošlo k pohybu spodních desek. Při takovém pohybu, se celý postup musí provést znovu, jinak dojde k nepřesnosti a znehodnocení výsledku.

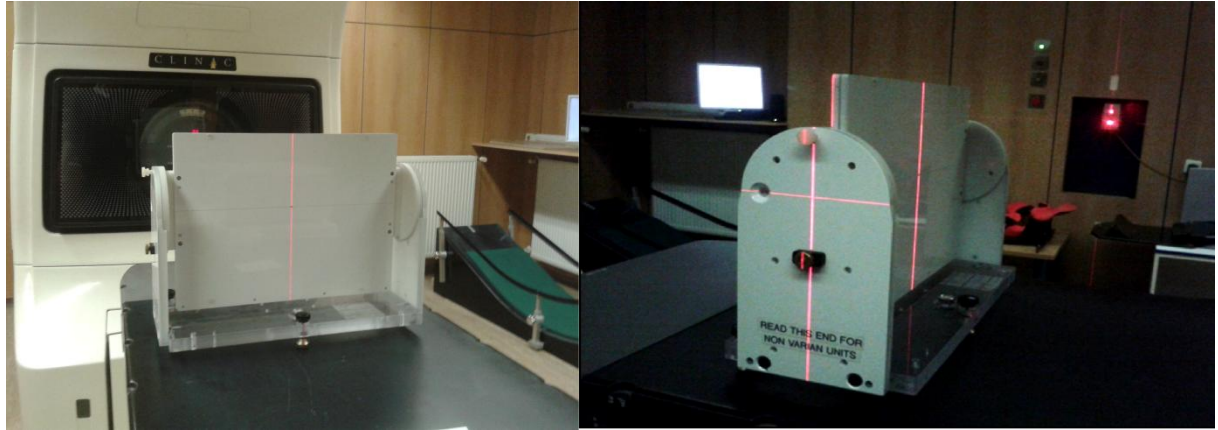
3.4.2. Umístění filmu pro rotaci gantry

Umístění filmu při testování polohy izocenter pro různé polohy gantry je odlišné než v předchozí situaci. Při testování pohybu gantry zůstane hlava kolimátoru ve fixní poloze 0° . Aby bylo možné vytvořit starshot obrazec, je nutné film umístit vertikálně a kolmo k ose rotace gantry. Jednotlivé pak svazky procházejí celým filmem. Pro takovéto umístění v izocentru, které indikují poziční lasery, slouží speciální stojan z vodě-ekvivalentního materiálu. Tento stojan má tři nastavitelné nohy pro vodorovnou polohu a kapsu pro umístění filmu. Na všech plochách tohoto stojanu jsou znázorněny kříže, pomocí kterých je možné tento stojan srovnat se zaměřovacími lasery.



Obr. 3.4-3 – poloha stojanu vůči poloze gantry ($0^\circ, 90^\circ$)

Stojan je umístěn na terapeutický stůl v takové poloze, aby lasery byly zaměřeny v místě, které je naznačeno na stojanu. Stojan je potřeba přesně zarovnat a pomocí nastavitelných nohou vyrovnat tak, aby bublina vodováhy byla ve středu vyznačeného kruhu. Film jsem označil opět v pravém horním rohu tentokrát šipkou označující směr vzhůru a popisem UP.



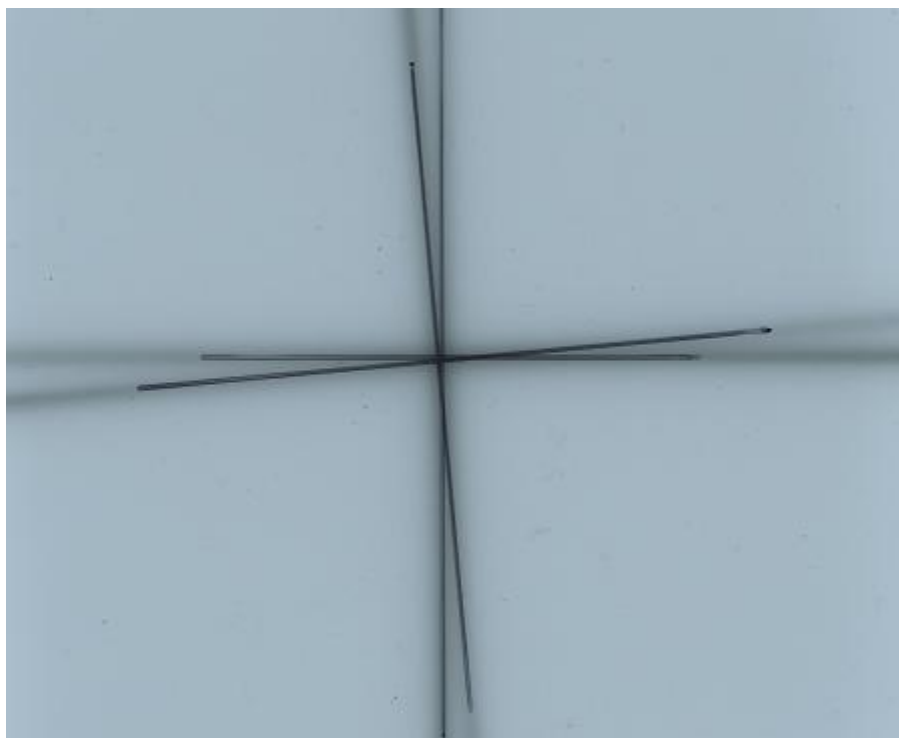
Obr. 3.4-4 – Detail stojanu a jeho zarovnání vzhledem k pozičním laserům

Poloha a zarovnání stojanu dle laserů je znázorněno na obrázku 3.4-4. Následně se film svisle vsune do nastaveného stojanu šipkou nahoru. Otvorem uprostřed stojanu se jehlou vyznačí izocentrum.

Po nastavení filmů a opuštění ozařovny spustíme naprogramovaný proces lineárního urychlovače a provedeme ozáření. Po dokončení tohoto procesu byl film vyndán. Díky již zmíněným vlastnostem můžeme s takto exponovaným filmem rovnou dále pracovat.

3.5 Manuální metoda pro vyhodnocení testovacích obrazců

Vytvořené testovací obrazce je potřeba vyhodnotit. V dnešní době je na pracovišti onkologické kliniky využívána manuální metoda, která se provádí po expozici, přímo na film. Postup této metody spočívá v odměření šířky svazků a označení jejich středů na dvou protilehlých stranách. Spojnice těchto bodů indikuje střed nazářených svazků, jedná se o osu svazků. Průsečíky těchto os značí radiační izocentrum tedy místo kam je dodána požadovaná dávka. Vzdálenost mezi průsečíkem a označeným bodem při realizaci je odchylka mezi radiačním a mechanickým izocentrem. Metoda je zachycena na obrázku 3.5-1. Tato varianta vyhodnocení je subjektivní a její provedení je závislá na zkušenostech pracovníka. Může dojít k situaci, kdy dva pracovníci vyhodnotí stejný testovací obrazec odlišně.



Obr. 3.5-1 – manuální vyhodnocení polohy izocenter

3.6 Softwarové zpracování obrazu

Aby bylo možné vyhnout se úskalím manuální metody je možné testovací obrazce vyhodnotit automaticky pomocí softwarové analýzy. Prvním krokem pro zpracování je digitalizace filmů pomocí skeneru. Následuje předzpracování již digitalizovaného obrazu. Takto zpracovaného obrazu využijeme pro segmentaci a převedení obrazů k příznakům a dále k samotným objektům. Na konci celého procesu je vyhodnocení získaných parametrů a jejich prezentace uživateli.

Jak již bylo zmíněno v úvodu, je pro tuto diplomovou práci realizováno celkem 15 testovacích obrazů. Z tohoto počtu je 9 snímků pro různé polohy kolimátoru a 6 snímků pořízeno pro různé polohy gantry. Snímky byly vytvořeny na LINAC 1 a LINAC 2. V obou případech se jednalo o Varian Clinac 2100 C/D. Všechny vytvořené obrazy byly pořízeny dle popsaného postupu.

3.6.1 Digitalizace exponovaných filmů

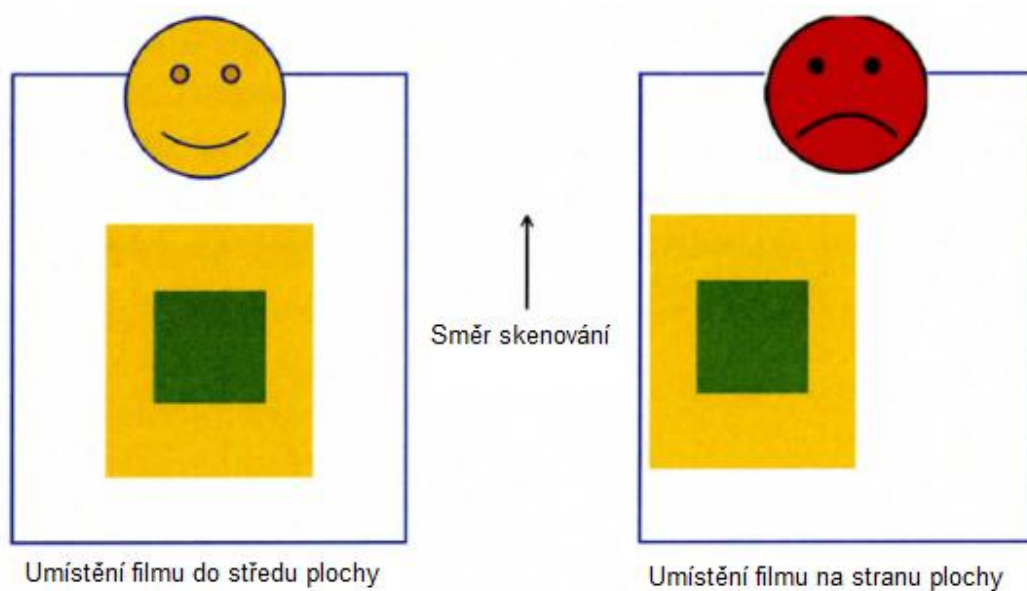
Skenování GafChromických filmů je doporučeno na skeneru Epson 10000XL, který je doporučený výrobcem. Skenování filmů má několik specifik, které je nutné dodržet. Při skladování a manipulaci s filmem by měla být dodržena čistota práce tak, aby nedošlo k jeho zaprášení a zanesení jiných nečistot. Pokud dojde ke vzniku například otisky prstů na tomto filmu, nebo mikroskopické nečistoty mohou na skenovaném obraze vzniknout nežádoucí artefakty. Dále musí být dodrženo umístění filmu na skenovací plochu a při každém skenování zachovat stejnou orientaci filmů vzhledem ke směru skenování. Při různých pozicích filmů dochází ke změně optické hustoty. Toto ovlivňuje výsledný jas v určité oblasti o konkrétní dávce.

Studie Menegotti et al., potvrzuje, že pozice filmu při skenování je důležitá a při nesprávné pozici dochází ke změně intenzit v obraze a vzniku nežádoucích artefaktů. Film tak musí být umístěn do středu skenovací plochy a kolmo ke směru skenování. Touto polohou při skenování je snížen vznik artefaktů [19].

Existují doporučení pro nastavení skenovací aplikace Epson Expression pro OS Windows.

Vhodné nastavení je následující:

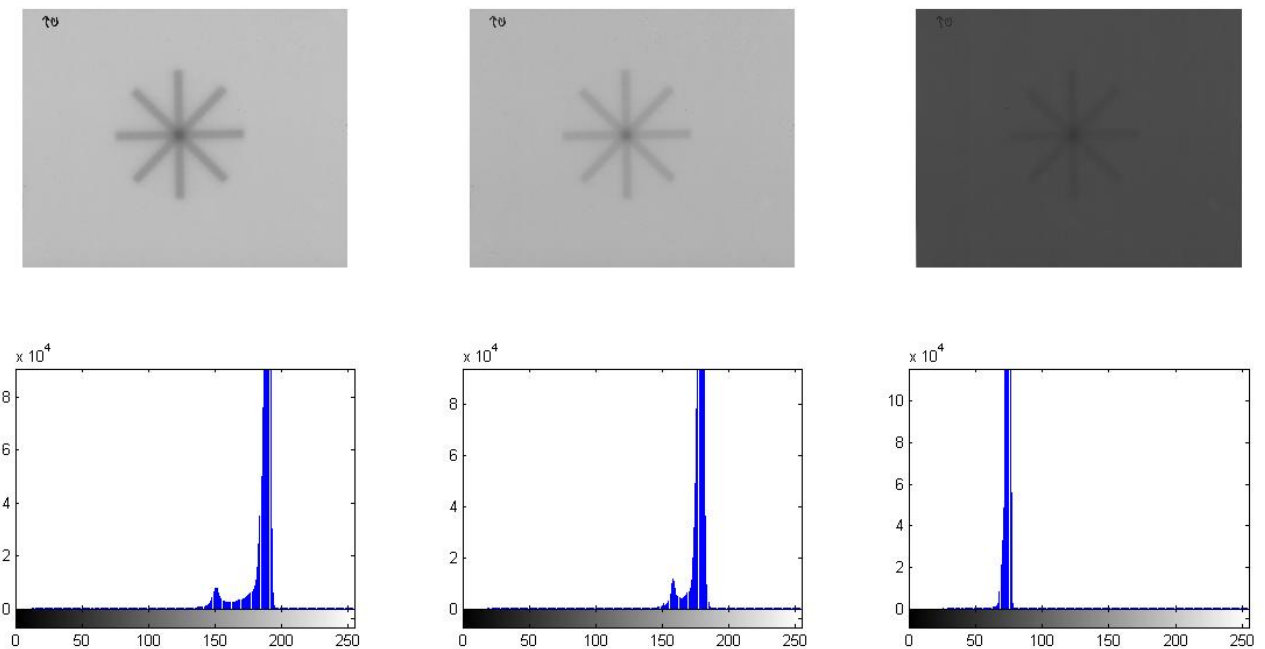
- Mód: Professional mode
- Typ dokumentu: Transparency
- Typ filmu: Positive film
- Typ obrazu: 24-bit Color
- Rozlišení: 150 dpi
- Vypnutí všech automatických úprav skeneru
- Formát: bitmap



Obr. 3.6-1 – naznačení správného umístění filmu při skenování [16]

3.6.2 Předzpracování digitalizovaného filmu

Vzhledem k vlastnostem pořízených snímků, není třeba provádět rozsáhlé úpravy. Výrobce doporučuje zpracovávat naskenované filmy v červené složce obrazu. V navrženém algoritmu je tomuto doporučení přihlédnuto a před samotnou segmentací a určení pozice středu jednotlivých izocenter, pracuji pouze s červenou složkou vytvořených obrazů. Na obrázku 3.6-2 je jasně vidět, že rozdíly mezi jednotlivými složkami jsou znatelné a to s přihlédnutím k jejich histogramům. Můžeme si všimnout, že největší odstup peaků, a tedy nejednoznačnější rozdíl mezi nazářeným starshot a pozadím, je u R kanálu. Tímto jsem potvrdil, že doporučení se zakládá na pravdě.



Obr. 3.6-2 – přehled jednotlivých použitých kanálů a jejich histogramů (R,G,B)

3.6.3 Detekce radiačního izocentra nalezením os svazků

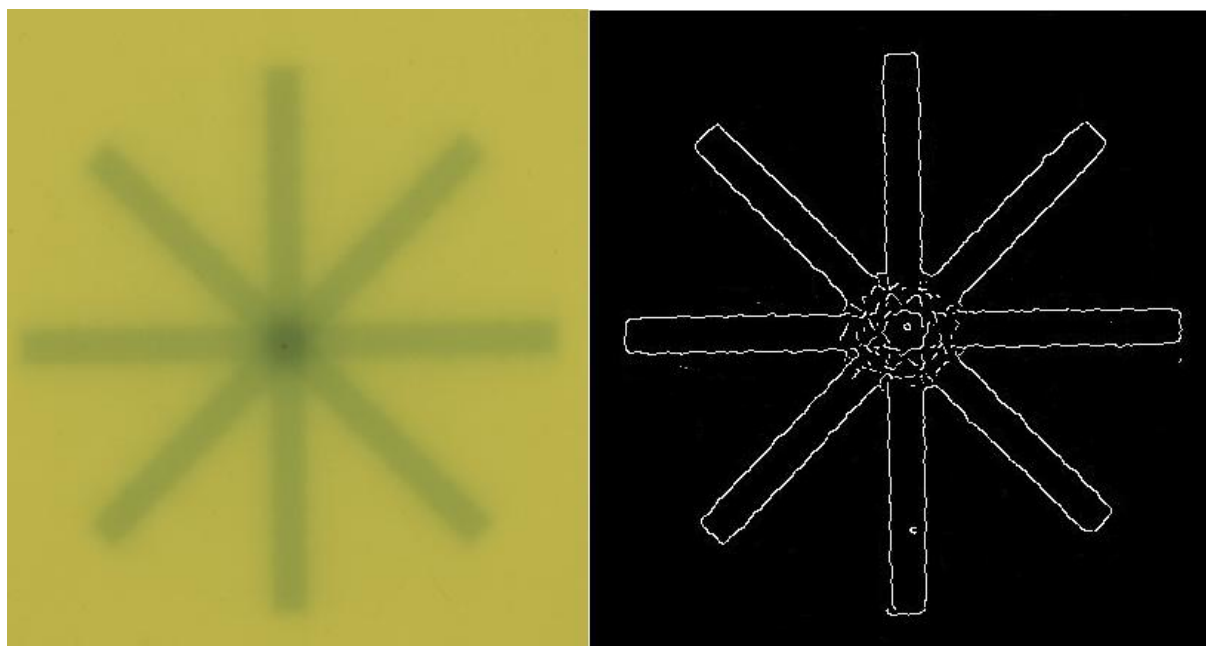
První zvolenou metodu pro lokalizaci středu radiačního izocentra jsem se inspiroval manuálním postupem. Avšak pomocí algoritmu bude metoda objektivní a také opakovatelná. Nebude tedy záležet na zkušenostech a přesnosti pracovníka, tak jako při manuální metodě.

Pro samotné vyhodnocení musíme nalézt průsečík os jednotlivých svazků. K tomuto účelu je zvolena Houghova transformace, metoda je popsána v následující kapitole. Aby bylo možné provést Houghovu transformaci je nutné obraz připravit, odfiltrovat nežádoucí šum a převést vstupní obraz do binárního obrazu. K tomuto účelu jsem zvolil princip Cannyho hranového detektoru. Výstupem tohoto detektoru je binární obraz s detekovaným starshot objektem. Cannyho hranový detektor je založen na představě, že skokovou hranu v 2D obraze je možné hledat filtrem. V našem případě je starshot obraz jasně rozlišitelný od pozadí a tedy můžeme říct, že se jedná právě o skokovou hranu, jednoduše detekovatelnou. Obecně je tento detektor hran založen na konvoluci s 2D Gaussovským jádrem G pro odstranění nežádoucího šumu. Jádro získáme dle následujícího vztahu

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \cdot e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (1)$$

Kde x, y jsou souřadnice pixelů a θ je standardní odchylka. Takto nalezená maska se aplikuje za pomoci konvoluce na celý obraz, výsledkem je obraz v ideálním případě bez šumu. V dalším kroku hledáme gradient jasu v obraze. Protože nemáme přesnou představu o směru, hledá algoritmus derivaci ve vertikálním a horizontálním směru. Dále aplikujeme operaci nazvanou potlačení odezev mimo maxima (Non-maximal suppression). Jedná se o hledání lokálního maxima ve směru kolmém na detekovanou hranu [20].

Vzhledem ke stále existenci nežádoucího šumu vyskytujícího se v obraze, použijeme dvojí prahování (*práh 1* a *práh 2*) a zachováni jen těch hran, které jsou pro nás důležité. Všechny nalezené hrany s vyšším gradientem než *práh 1*, jsou brány jako slabé hrany. Pokud takovéto hrany, mají gradient vyšší než *práh 2*, jedná se již o významnou hranu, která splňuje naše kritéria. Na obrázku 3.6-3 je znázorněn vstupní obraz a výstupní po aplikaci Cannyho filtru.



Obr. 3.6-3 – vstupní obraz a binární výstupní obraz po použití Cannyho filtru

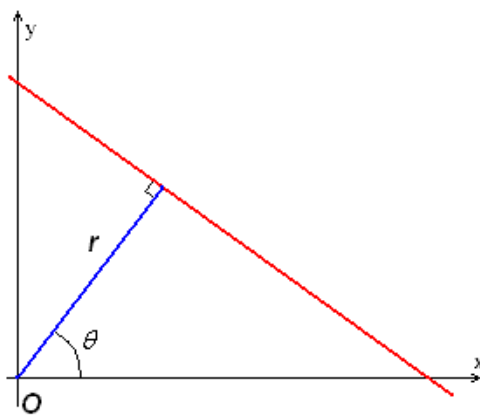
Na takto odfiltrovaný obraz využijeme Houghovu transformaci. Díky této transformaci je možné označit hrany, které nás zajímají a získat jejich parametrický popis. Houghova transformace je metoda pro separaci požadovaných základních geometrických křivek, jako jsou například přímka, kružnice, elipsa atd. Výsledkem je pak tento útvar popsán parametricky. Nespornou výhodou této metody, je relativně vysoká odolnost na šum ve zpracovávaném obraze.

Základem transformace je parametrický popis sady přímek. Jak tato rovnice vypadá je uvedeno v rovnici (2)

$$x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \sin(\theta) = r \quad (2)$$

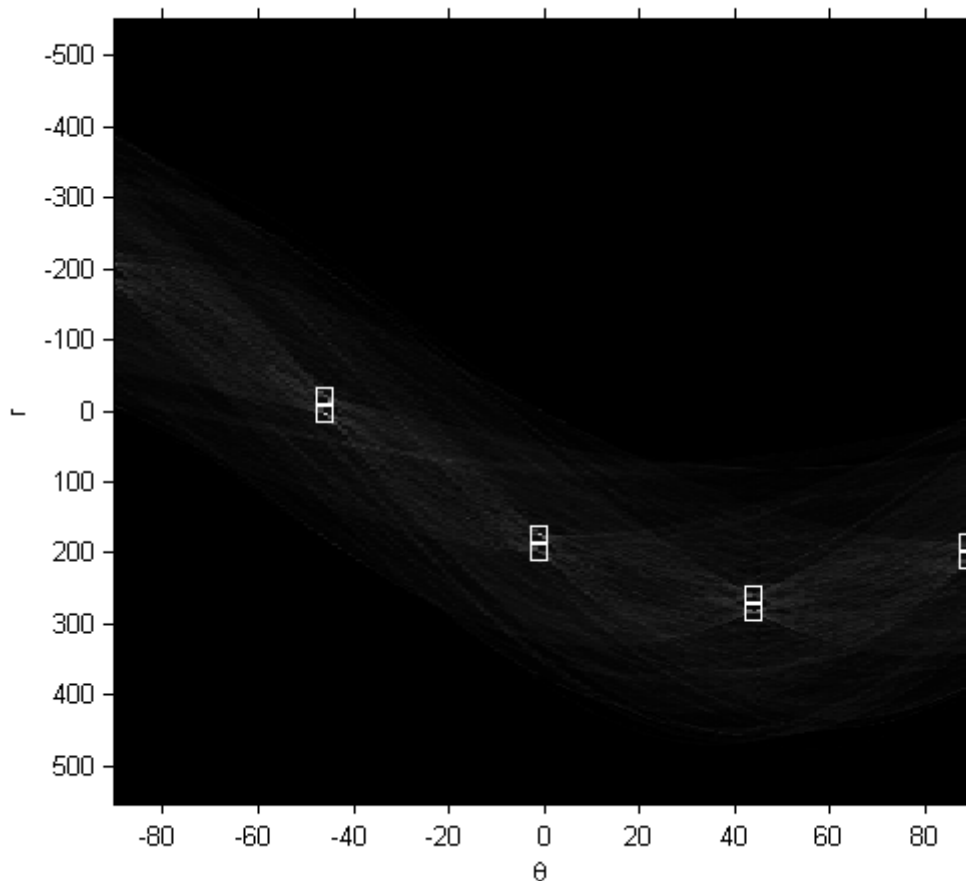
kde r je délka normály od počátku k této přímce a θ je orientace r k ose x . Pro každý bod (x,y) této přímky je r a θ konstantní.

Grafické znázornění parametrického popisu vztahu (2) je uvedeno na obrázku 3.6-4.



Obr. 3.6-4 – znázornění parametrů popisující parametricky rovnici přímky [21]

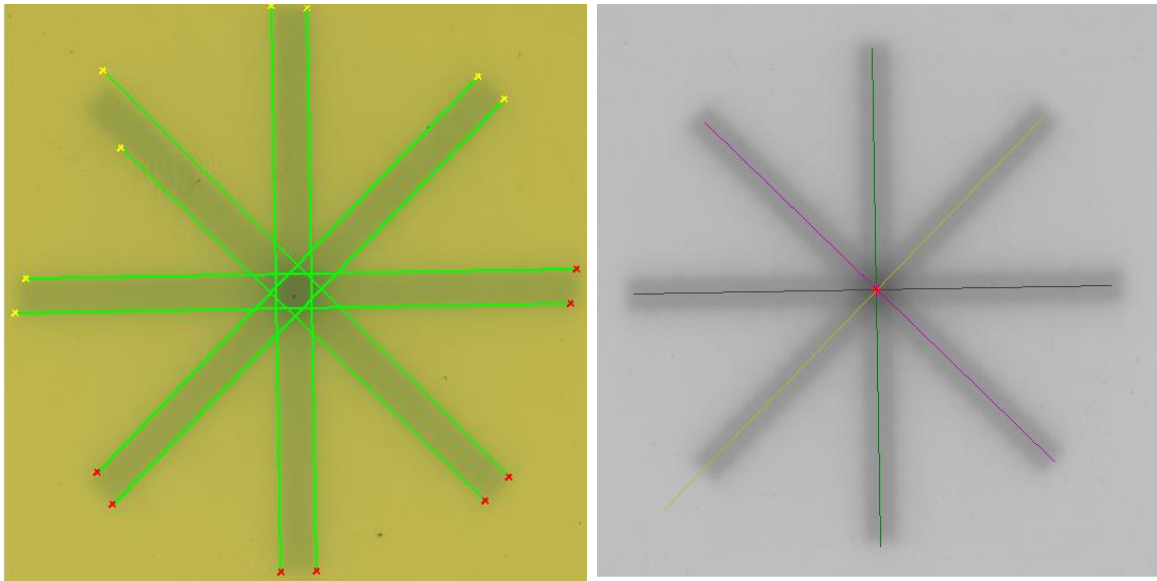
Souřadnice x , y každého bodu obrazu dosazujeme do rovnice (2) a všechna řešení tohoto vztahu tak vedou na spojitou křivku. Tato spojitá křivka je v tzv. Houghově prostoru. Průtnutí křivek jsou místa, kde jsou maxima (θ_{\max} a r_{\max}). Souřadnice těchto maxim tak charakterizuje parametry θ a r přímky. Tyto přímky popisují samotné hrany v obraze. Čím víc křivek se v daném bodě protne, tím je přímka delší. Můžeme říct, čím je θ_{\max} a r_{\max} větší, tím je popsaná hrana delší.



Obr. 3.6-5 – znázornění obrazu transformovaného do Houghova prostoru, bílé čtverce označují parametry osmi nejdelších hran

Vstupní testovací obrazec po transformaci do Houghova prostoru je znázorněn na obrázku 3.6-5. V tomto Houghově prostoru pak již hledáme tato protnutí jednotlivých křivek. Tato transformace nám umožní filtrovat hrany, dle parametru, které nás zajímají například délka, směr, orientace apod.

Takto nalezené hrany v našem obraze definují ohraničení jednotlivých svazků. Tyto ohraničené svazky jsem využil pro nalezení osy jednotlivých rovnoběžných přímek [19], [20], [21].



Obr. 3.6-6 – a) nalezené hrany jednotlivých svazků (b) vykreslené osy svazků a nalezení průsečíku

Nalezené osy, se v ideálním případě protínají v jednom bodě, avšak v reálných podmínkách je maximálně 6 bodů protnutí. Těžiště nalezených průsečíků je definováno jako radiační izocentrum. Vzhledem k vlastnostem bodů protnutí mohou nalézt těžiště pomocí funkce **mean** pro jednotlivé souřadnice průsečíku x a y . Nalezení vzdálenosti mezi těžištěm průsečíků a bodem definovaným pozičními lasery, využijí výpočet euklidovské vzdálenosti D_e podle vztahu (3).

$$D_e \left((P_x, P_y), (I_x, I_y) \right) = \sqrt{(P_x - I_x)^2 + (P_y - I_y)^2} \quad (3)$$

kde (P_x, P_y) jsou souřadnice průsečíku a (I_x, I_y) je radiační izocentrum. Vypočtená vzdálenost těchto bodů je v pixelech, proto je nutné ještě určit koeficient jednoho pixelu na mm.

Pro tento koeficient můžeme vycházet ze znalosti rozměrů filmu. Vzhledem k totožnému rozlišení obrazu jak v horizontálním tak i vertikálním směru, volím pro výpočet koeficientu rozměr šířky filmu. Vztah pro výpočet tohoto koeficientu bude následující

$$k = \frac{w}{p_w} \quad (4)$$

kde w je skutečná šířka filmu v mm a p_w je počet pixelů na šířku obrazu.

Takto získaný koeficient může dále použít v následujícím vztahu pro zjištění skutečné odchylky.

$$d = k \cdot D_e \quad (5)$$

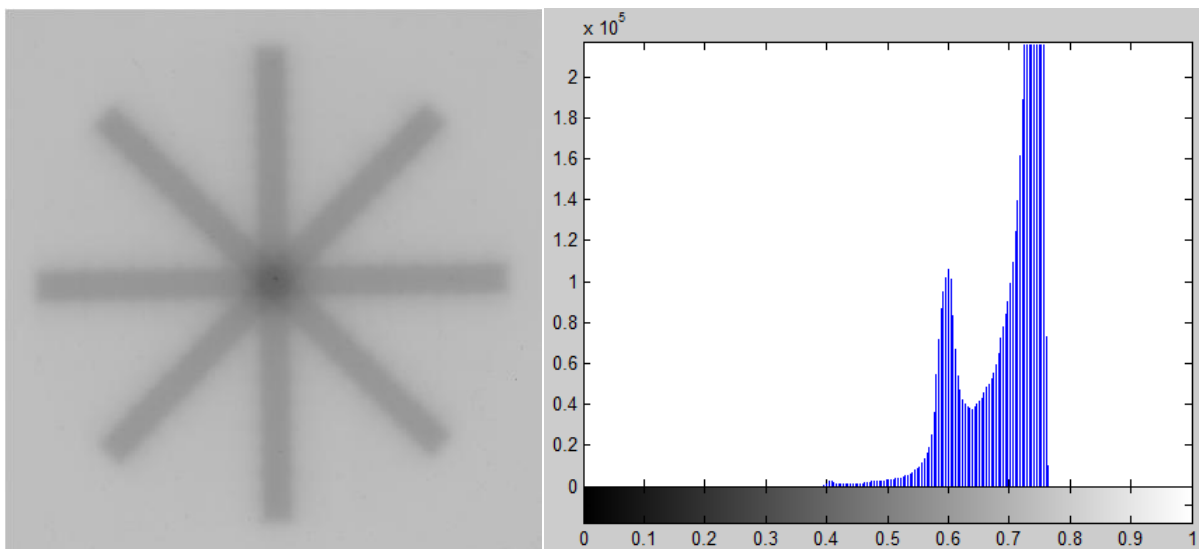
Na základě této operace získáme skutečnou odchylku izocenter d v milimetrech.

3.6.4 Detekce radiačního izocentra prahováním

Pokud se detailně podíváme na starshot testovací obrazce, je možné rozeznat rozdíl mezi objektem a pozadím. Vzhledem k této skutečnosti využijí metodu prahování, která je pro tyto jasně rozlišitelné obrazy vhodná. Prahování je založeno na charakteristických vlastnostech objektu a to odrazivostí nebo pohlcením dopadajícího světla. V našem případě se jedná o charakteristické ztmavnutí filmu při expozici. Princip prahování je založený na následujícím vztahu

$$g(i,j) = \begin{cases} 1, & f(i,j) < T \\ 0, & f(i,j) \geq T \end{cases} \quad (1)$$

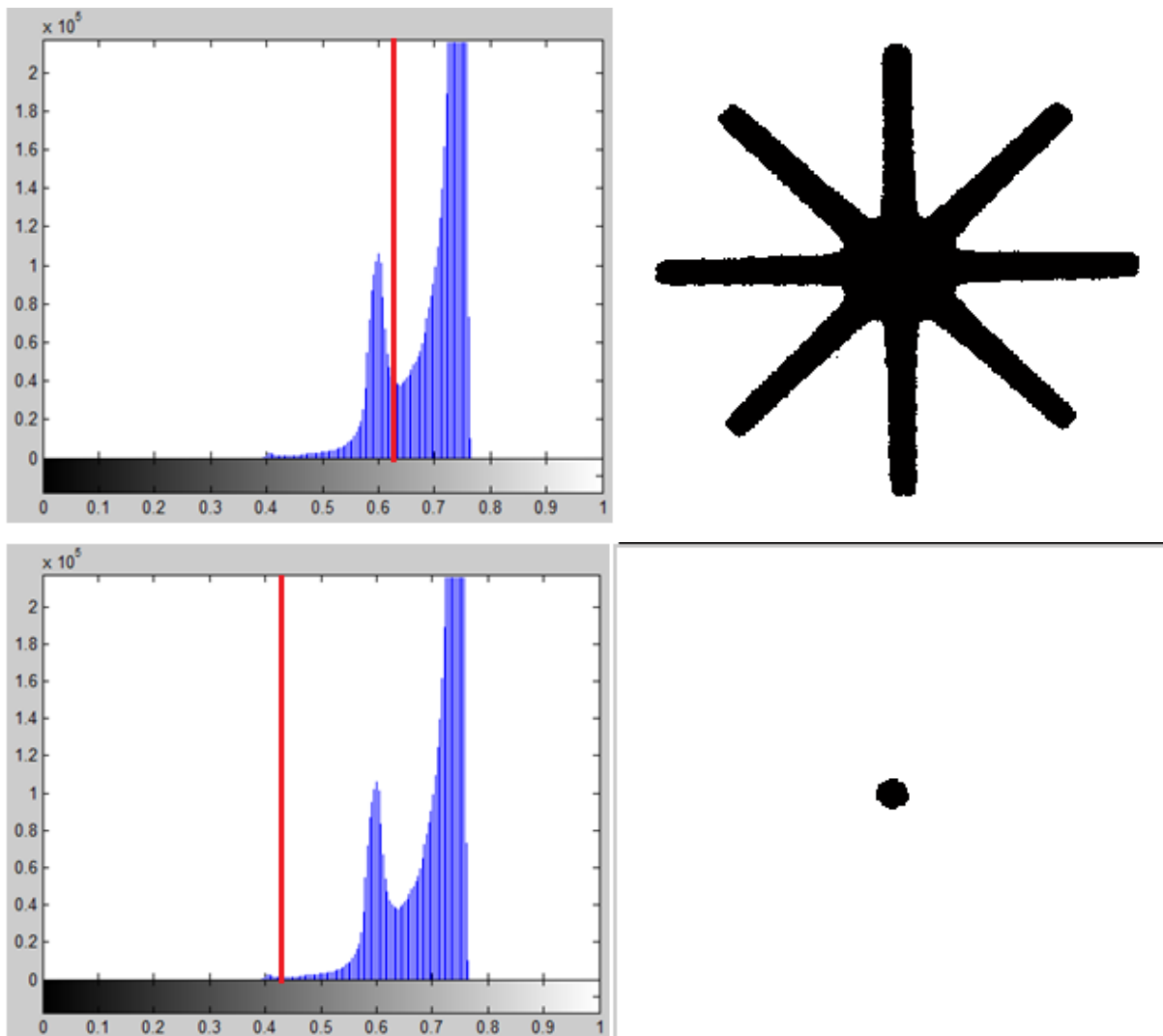
,kde $f(i,j)$ je vstupní šedotónový obraz, $g(i,j)$ výstupní binární obraz a T je hodnota zvoleného prahu. Práh T je parametrem, dle kterého se provádí segmentace. Znamená to, že musím zvolit takový práh, který nejlépe reprezentuje požadovanou oblast. Pro určování prahu je vhodné použít histogram vstupního obrazu. Histogram starshot obrazce je znázorněn na obrázku 3.6-7.



Obr. 3.6-7 – vstupní obraz a jeho histogram

Při analýze histogramu vstupních obrazů, hledám charakteristické peaky a přiřazuji, který peak patří kterému objektu. Pokud nalezneme tyto znaky, jsme schopni určit hodnotu prahu. Jak můžeme vidět na obrázku 3.6-7, vidíme v histogramu tři významná maxima. Největší četnost úrovně jasu má oblast pozadí a samotné celé hvězdy. Třetí maximum, určuje naši

oblast zájmu a tedy místo, kde dochází k protnutí všech svazků. Díky segmentace prahováním jsme schopni při vhodně nastavenému prahu zobrazit pouze konkrétní objekt a dále s ním pracovat.

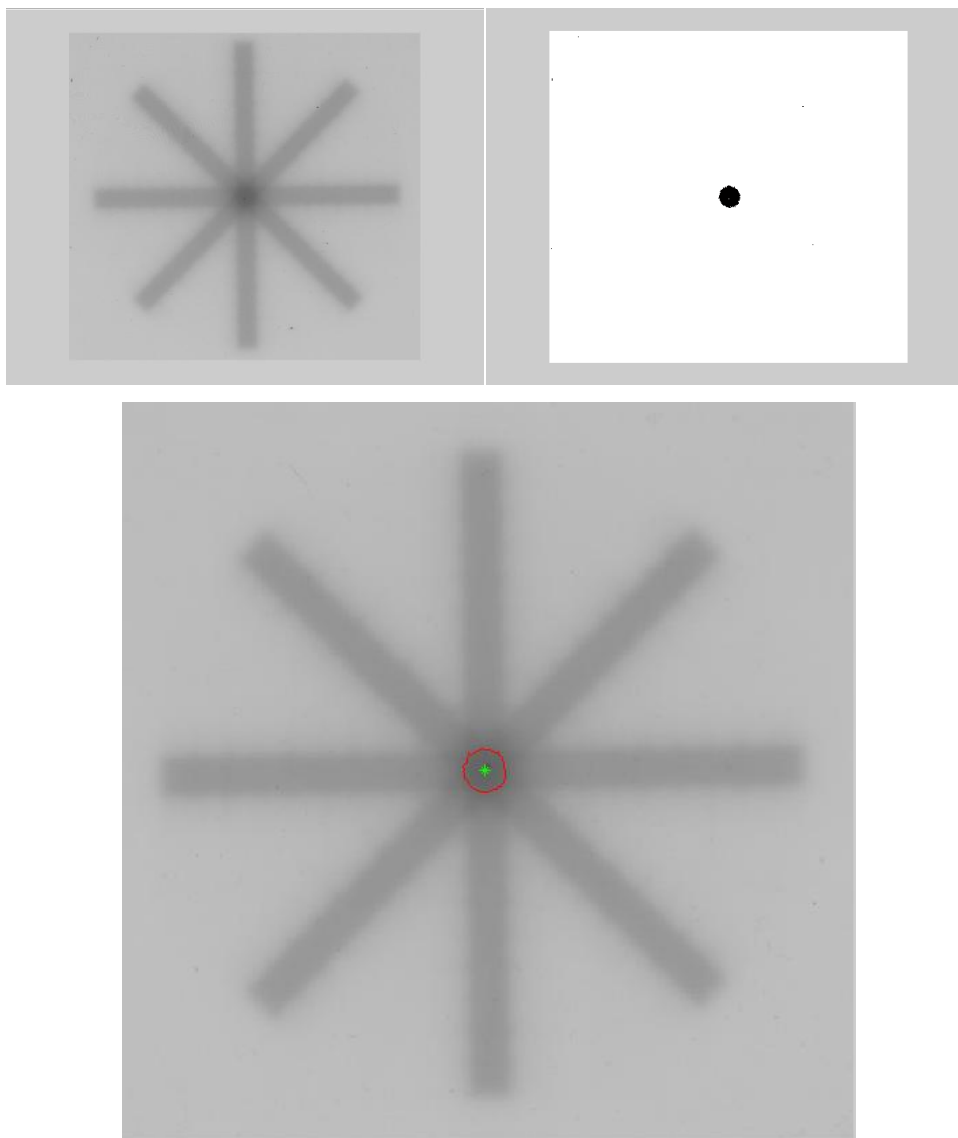


Obr. 3.6-8 – Nastavení různých hodnot prahu pro charakteristické maxima a výsledek po prahování

Jak je znázorněno na obrázku 3.6-8, jsme schopni pomocí prahování získat binární obraz, kde objekty, které nejsou relevantní nabývají hodnoty 0 a objekty, které v naší oblasti zájmu získají hodnotu 1. Takto vytvořený obraz s jasně danými objekty můžeme dále zpracovávat.

Protože potřebujeme zjistit střed radiačního izocentra, musíme být schopni nalézt střed takto vzniklého objektu. V tomto případě se jedná o střed starshot obrazce, místo kde dochází k protnutí svazků a součtu dávek v dané oblasti. Pokud nalezneme těžiště této plochy, budeme

schopni spočítat vzdálenost od tohoto bodu k mechanickému izocentru. K tomuto účelu využijeme funkci `bwboundaries`. Jedná se o funkci detekující vnější i vnitřní hrany objektu. Pomocí této funkce tak získáme hranice radiačního izocentra. `Bwboundaries` vrací počet detekovaných objektů, souřadnice pixelů ohraničující tento objekt a těžiště těchto objektů.



Obr. 3.6-9 – a) vstupní obraz, b) vyprahovaný binární obraz c) ohraničená oblast a nalezené radiační izocentrum

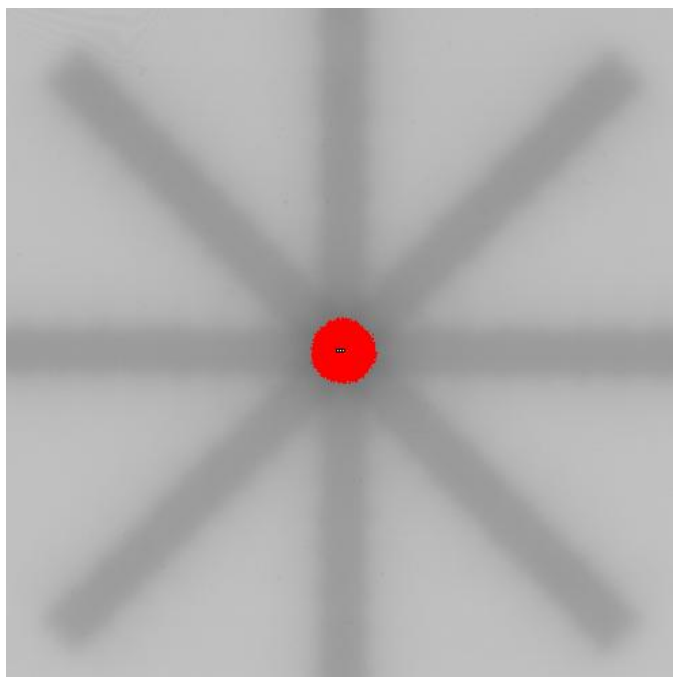
Na obrázku 3.6-9 c) je vidět ohraničená plocha místa kde dochází k protnutí všech svazků a zeleným křížkem označené těžiště této plochy. Pro výpočet vzdálenosti mezi tímto bodem a místem označeným pomocí zaměřovacích laserů je dosažení do vztahu pro euklidovskou vzdálenost (3) a výsledek dosadíme do vztahu (5) s koeficientem pro přepočtení pixelů na milimetry. Vytvořené skripty uvedeny v Příloha C: Matlab skripty pro automatické vyhodnocení.

3.7 Implementace prahování do software ImageJ - IsoCheckFINAL

S ohledem na použití algoritmu pro automatické vyhodnocení v praxi, jsem si vědom, že pracoviště nemusí mít k dispozici licenci pro prostředí Matlab. Bylo nutné se tedy zamyslet nad alternativou, která bude splňovat potřeby daného testování. Pro prozkoumání možností se jeví jako nejlepší varianta využití softwaru ImageJ. Jedná se o bezplatný a volně šiřitelný software s možností vytváření maker a případně tvoření aplikací v programovacím jazyce Java.

Na základě získaných poznatků při vytváření algoritmu pro Matlab, zvolil jsem rychlejší a efektivnější metodu detekce pomocí prahování. Vzhledem ke skutečnosti, že jazyk pro vytváření makra pro ImageJ je odlišný od Matlabu, je potřeba vycházet ze získaných poznatků a převést je do tohoto programovacího prostředí. Vytvořený algoritmus musí být intuitivní pro uživatele a co nejrychlejší.

Opět pracuji s červenou složkou testovacího obrazce. K tomuto účelu slouží funkce *Split channels*. Tato funkce rozdělí RGB obraz na tři složky. Pro zvýšení automatického vyhodnocení odchylek využívám prahování dvěma prahy. Vznikne tak plocha s viditelnou dírou, která značí pozici mechanického izocentra. Celý skript je okomentován na další stránce.



Obr. 3.7-1 – detekce izocentra prahováním pro software ImageJ

Vytvořený skript IsoCheckFINAL pro software ImageJ včetně komentářů

```
macro "ICF"

{
    run("Open...");
        name= getInfo("image.filename");
        sirka= getWidth();

//výpočet koeficientu pro přepocet px-mm
    koef=254/sirka;
    print(" ");
    print(name);
    //print(koef);

setTool("point");

// vstup uživatele pro potvrzení správnosti testovacího obrazce

waitForUser("Okno", "Označte střed a pak klikněte na OK");
    getSelectionCoordinates(x,y);
        x = x[0];
        y = y[0];

        if (x<300 || y<300){
            waitForUser("Upozornění", "Musíte zvolit střed starshot
obrazu");
        }
        makeRectangle(x-250, y-250, 500, 500);

        run("Crop");
run("Save", "save=[C:\\...\\Ostra data\\croplaser.bmp]");
open("C:\\...\\Ostra data\\croplaser.bmp");
    datum=File.dateLastModified("C:\\...\\Ostra data\\croplaser.bmp");
    print(datum);

//rozložení obrazu na složky RGB a vybrání červené složky
run("Split Channels");
    close("croplaser-1.bmp (green)");
    close("croplaser-1.bmp (blue)");
    close("croplaser.bmp");

selectWindow("croplaser-1.bmp (red)");
setThreshold(90, 110);

//oblast zájmu - střed starshot objektu
doWand(250, 250);
    run("Measure");
    run("Find Maxima...", "noise=4 output=[Point Selection] light");
    run("Measure");
        ym1=getResult("YM", 0);
        ym2=getResult("YM", 1);
        xm1=getResult("XM", 0);
        xm2=getResult("XM", 1);

//diference souřadnic těžiště
dy=ym1-ym2;
dx=xm1-xm2;
```

```

//výpočet euklidovské vzdálenosti
dist=sqrt((dx*dx)+(dy*dy));
dist=dist*koef;

//vytisknutí do vstupního souboru .txt
print("Odchylka izocenter d [mm]");
    //print(dy,dx);
    print(dist);
makeline(xm1, ym1, xm2,ym2);
if (isOpen("Results")) {
    selectWindow("Results");
    run("Close");
}

selectWindow("Log");

// kontrola odchylky a splnění tolerance
if (dist<1) {
    print( "Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně");
}

if (dist>1) {
    print( "POZOR - odchylka není v toleranci 1 mm");
    waitForUser("Pozor", "Tolerance překročena je nutné provést kalibraci");
}
}

```


4. Metodika

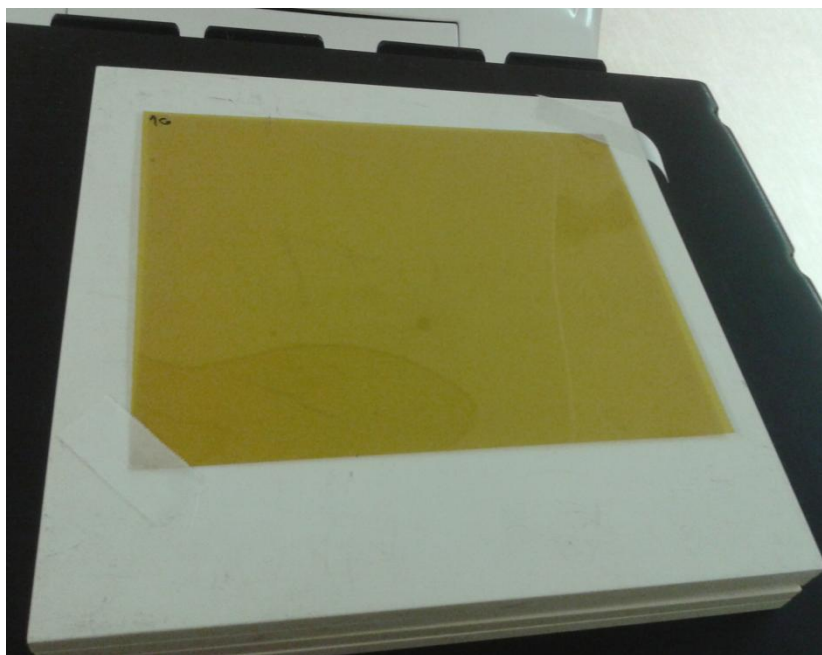
Tato část diplomové práce je věnována návrhu metodiky pro testování parametru odchyšky izocenter. Jedná se o popis úkonů od nastavení pozice filmů, programu lineárního urychlovače, proces skenování a popisu práce s realizovaným softwarem pro analýzu. Postup bude rozdělen do dvou částí, z pohledu hodnocení odchyšky izocentra při rotaci kolimátoru a rotaci gantry. Tento test by se měl dle doporučení SÚJB provádět 1x týdně.

4.1. Metodika hodnocení odchyšky izocenter při rotaci kolimátoru

Prvním krokem je příprava a vytištění protokolu o provádění testu, který obsahuje seznam potřebných pomůcek. Tento protokol se nachází v Příloha A: Protokol zkoušky. Před samotným testem se vyplní hlavička protokolu. Vyplnění názvu testovaného Linacu, jméno pracovníka provádějící kontrolu, datum a připravení všech potřebných pomůcek dle seznamu. S takto vyplněným protokolem můžeme přejít k samotnému nastavení a přípravě GafChromického filmu.

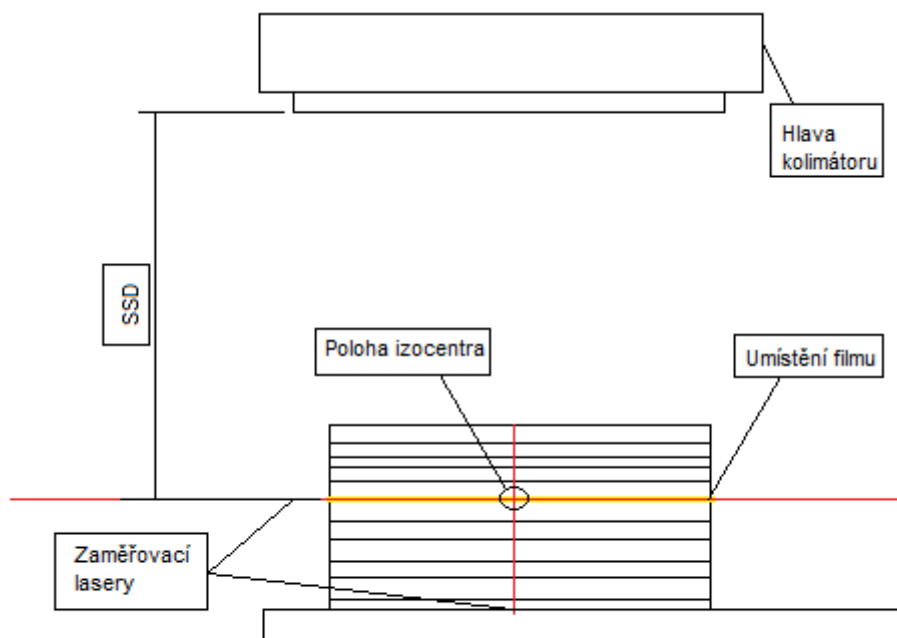
Úhel gantry pro toto testování bude fixní a to v 0° . Na terapeutický stůl připravíme 10 ks 1cm vodě-ekvivalentních desek. A pomocí ovládací konzole nastavíme stůl do vzdálenosti 110 cm od zdroje záření. Zapneme zaměřovací lasery. Lasery by měly ozařovat horní hranu svrchní desky a na horní ploše je jasně viditelný zaměřovací kříž.

Za takto vytvořených podmínek, opatrně umístíme GafChromický film a to širší stranou k čelní straně urychlovače tak, aby zaměřovací kříž byl přibližně ve středu filmu. Pomocí lepicí pásky, upevníme film k horní ploše deskové fantomu. Upevnění se provede v pravém horním rohu a levém dolním rohu. Na levý horní roh černým fixem provedeme šipku směrem k urychlovači a označíme velkým psacím písmenem G.



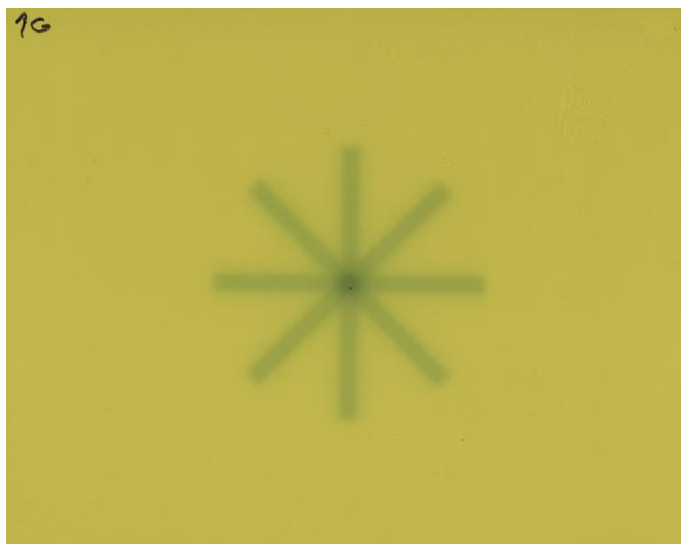
Obr. 4.1-1 – připevněný a označený film

Pomocí jehly provedeme značku v místě, kde dochází ke křížení zaměřovacích laserů. Takto připravený film opatrně přiklopíme pěti 1cm deskami, tak aby nedošlo k pohybu filmu. V případě pohybu spodní desky je potřeba znovu celý postup zopakovat. Obrázek 4.1-2 schematicky znázorňuje finální podobu připraveného filmu pro test.



Obr. 4.1-2 – schematické naznačení umístění filmu před expozicí

Jakmile je film řádně připravený, opustíme ozařovnu a provedeme veškeré úkony pro bezpečné spuštění urychlovače. V servisním módu Clinacu jsou nastaveny následující parametry pro izocentrum v hloubce 5 cm na 100 MU, šířka pole 0,5 cm a délka pole 10 cm. Dále nastavíme pohyb kolimátoru pro čtyři různé úhly (0°, 45°, 90°, 135°). Po takto nastavených parametrech urychlovač spustíme. Po skončení programu pohledem zkontrolujeme zda exponovaný film odpovídá obrázku 4.1-3.

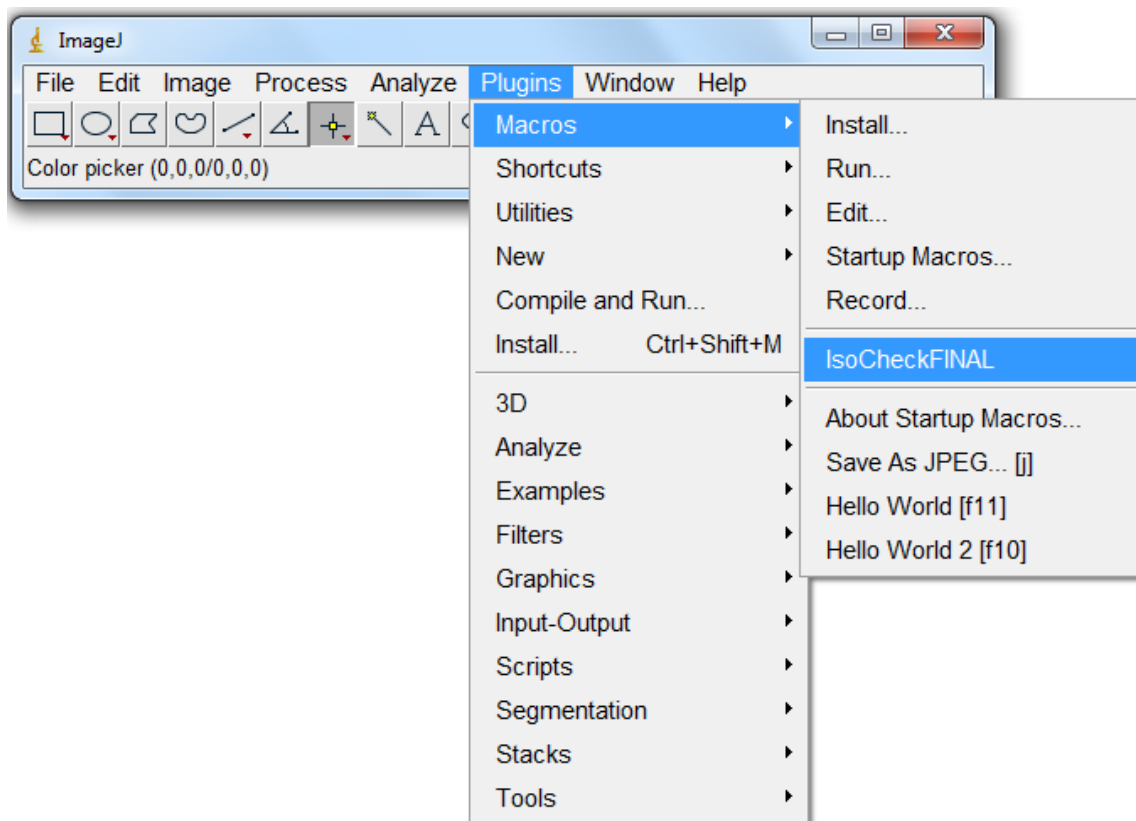


Obr. 4.1-3 – vytvořený starshot testovací obrazec pro rotaci kolimátoru

Takto vytvořený starshot obrazec připravíme ke skenování. Skenování se provede na skeneru určeného ke skenování GafChromických filmů. Film umístíme do středu skenovací plochy a podélně ve směru skenování.

Nastavení skenování, provedeme dle protokolu a pojmenujeme ve formátu LINACx_DATUM(ddmmrok)_G/K(dle testovaného pohybu).bmp. Výsledný název pro testovaný Linac1, dne 4.března 2015, rotace kolimátoru bude vypadat následovně: LINAC1_040315_K.bmp. Takto vytvořený obrazový soubor přeneseme k PC, na kterém je nainstalován ImageJ s vytvořeným skriptem pro analýzu testovacích obrazců s názvem IsoCheckFINAL.

Soubor uložíme do složky ICF a podsložky s datem provádění testu. Spustíme software ImageJ a v nástrojové liště klikneme na Plugins-> Macros -> IsoCheckFINAL.



Obr. 4.1-4 – spuštění skriptu *IsoCheckFINAL* pro analýzu testovacích obrazců

Program vyzve k výběru souboru pro analýzu. Zvolíme požadovaný soubor a program zobrazí vybraný obraz a vyčká na klik uživatele do středu starshot, tím uživatel potvrdí správnost vytvořeného testovacího obrazce. Po kliknutí na OK začne samotná analýza. Výstupem skriptu je zpráva s názvem obrazce, datum analýzy, zjištěná odchylka a informace o splnění nebo nesplnění tolerance. Zprávu dále uložíme klikem na „Save as“, do složky konkrétního testu. Zpráva tak bude vždy dostupná k nahlédnutí. Zjištěnou odchylku zaznamenáme do protokolu a také informaci o splnění tolerance. Protokol podepíšeme a archivujeme.

4.2. Metodika hodnocení odchylky izocenter při rotaci gantry

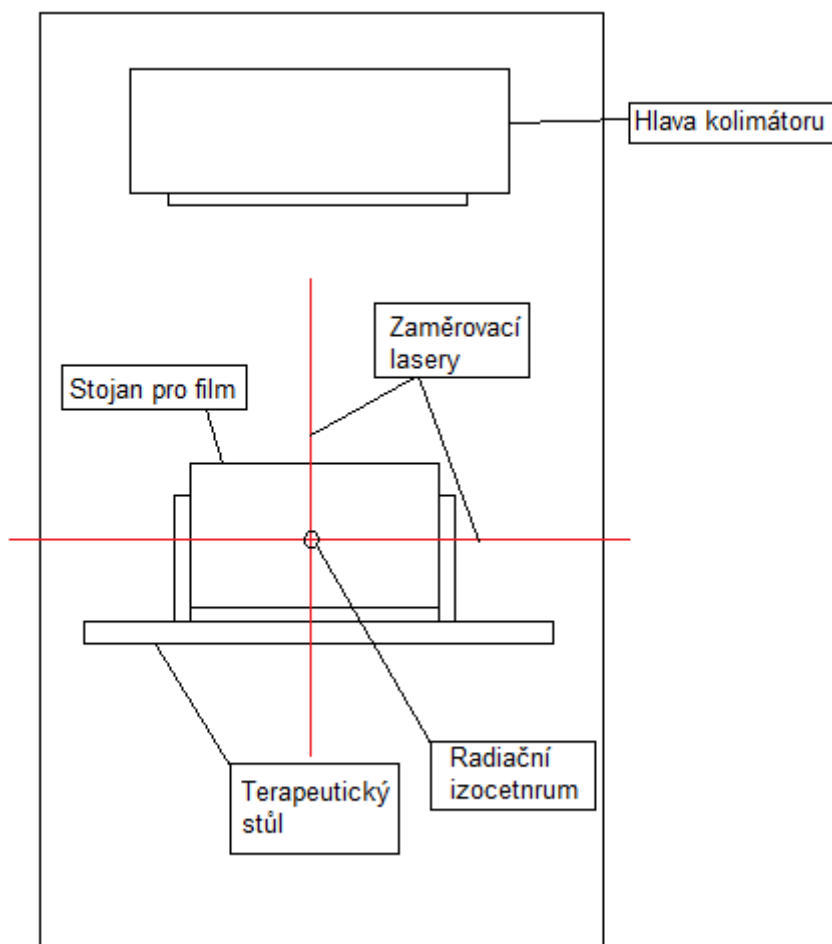
Prvním krokem je vytištění protokolu o provádění testu, který obsahuje seznam potřebných pomůcek. Tento protokol se nachází v příloze A. Provedeme vyplnění hlavičky a zaneseme konkrétní údaje. Po takto vyplněném protokolu můžeme přejít k samotnému nastavení a přípravě GafChromického filmu.

V případě rotace gantry je situace odlišná než v předchozím případě, úhel kolimátoru pro toto testování je fixní a to v 0° a film tak musí být umístěn do svislé polohy. Pro zajištění této pozice využijeme speciální stojan z vodě-ekvivalentního materiálu. Tento stojan je znázorněn na obrázku 4.2-1. Stojan umístíme na terapeutický stůl a zapneme zaměřovací lasery. Pomocí ovládací konzole nastavíme stůl do takové výšky, aby zaměřovací kříž laseru byl zarovnan s kříží naznačených na stojanu.



Obr. 4.2-1 – pozice stojanu vzhledem k pozici zdroje záření

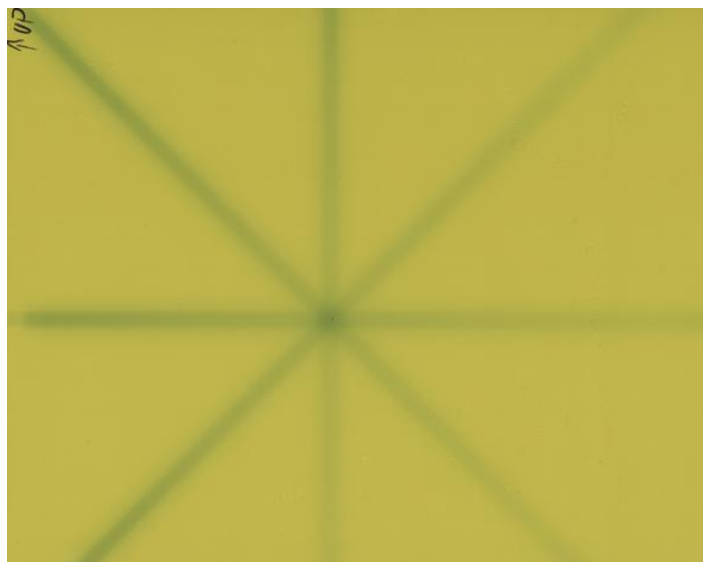
Před umístěním filmu do stojanu, označíme film šipkou a písmeny UP v pravém horním rohu. Film poté vsuneme do stojanu tak aby naznačená šipka směřovala vzhůru. V přední straně stojanu je otvor v místě, kde dochází ke křížení zaměřovacích laserů. Jehlou propíchneme tento otvor a dojte tak k vytvoření bodu ve filmu.



Obr. 4.2-2 – schematické naznačení umístění filmu před expozicí

Celá sestava pro vytvoření obrazu na film je znázorněná na obrázku 4.2-2. Zaměřovací laser je zarovnán ze všech stran na stojan a správně postavený stojan má zaměřovací kříž na otvoru k provedení značky do filmu.

Jakmile je film umístěn, opustíme ozařovnu a provedeme veškeré úkony pro bezpečné spuštění urychlovače. V servisním módu je nastaven pro izocentrum v hloubce 5 cm a následující parametry 100 MU, šířka svazku 0,5 cm a délka 10 cm. Dále nastavíme pohyb gantry pro čtyři různé úhly (0° , 45° , 90° , 135°) nyní je kolimátor nastaven do polohy 0° . Nyní takto nastavené parametry spustíme. Po skončení programu pohledem zkontrolujeme zda exponovaný film odpovídá obrázek 4.2-3.



Obr. 4.2-3 – Vytvořený starshot testovací obrazec pro rotaci gantry

Proces skenování a vyhodnocení je totožný jako v předchozí kapitole.

5. Výsledky

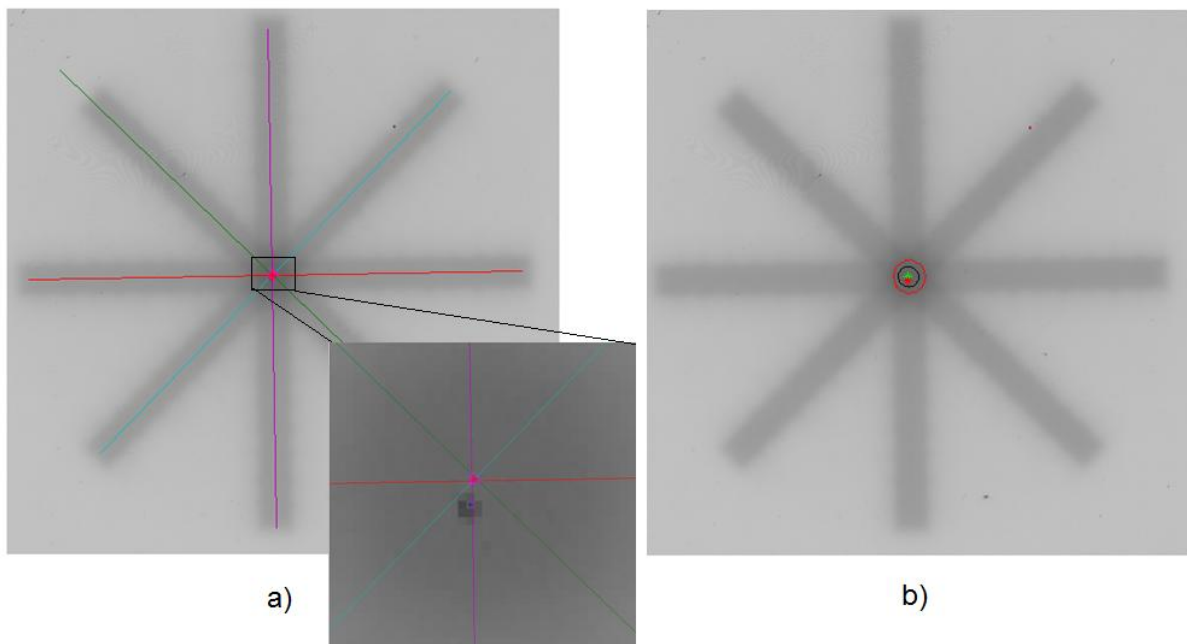
Všechny vytvořené testovací starshot obrazce byly analyzovány manuální metodou, dále výše popsanými algoritmy: metodou nalezení os svazků a metodou prahování. Manuální metoda byla realizována jako oficiálně uznaná metoda a výsledky jsou vztahovány k výsledné odchylce právě této metody. Je vyhodnocována vzdálenost mezi izocentrem určeným pozičními lasery a radičním izocentrem. Vzhledem k nepřesnosti manuální metody, je porovnávána výhradně informace, zda odchylka splňuje toleranci SÚJB 1 mm.

5.1. Analýza rotace kolimátoru

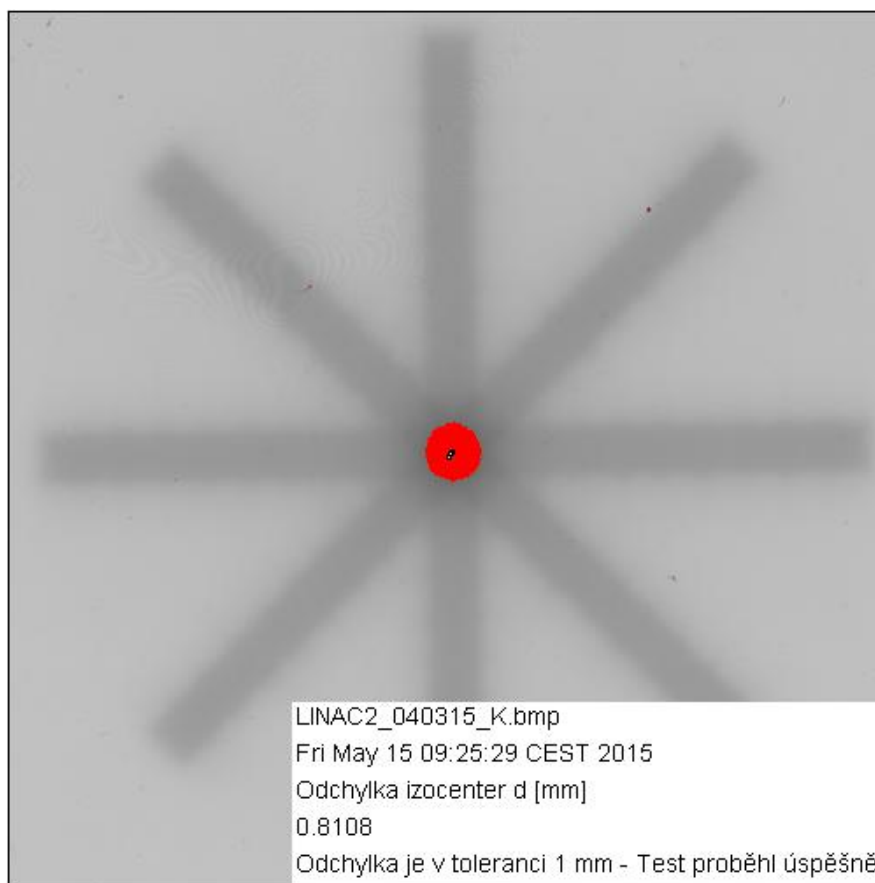
V tabulce 4.1 jsou uvedeny výsledky pro 9 testovacích obrazců pro rotaci kolimátoru v úhlech 0°, 45°, 90°, 135°. Manuální metoda pro všechny obrazce vykázala jednu odchylku, která přesahuje požadovanou toleranci 1 mm. Automatickým vyhodnocením byl z 9 testovaných obrazců nalezen jeden snímek, který přesahuje toleranci.

Tabulka 5.1 – výsledné odchylky polohy izocenter – test rotace kolimátoru

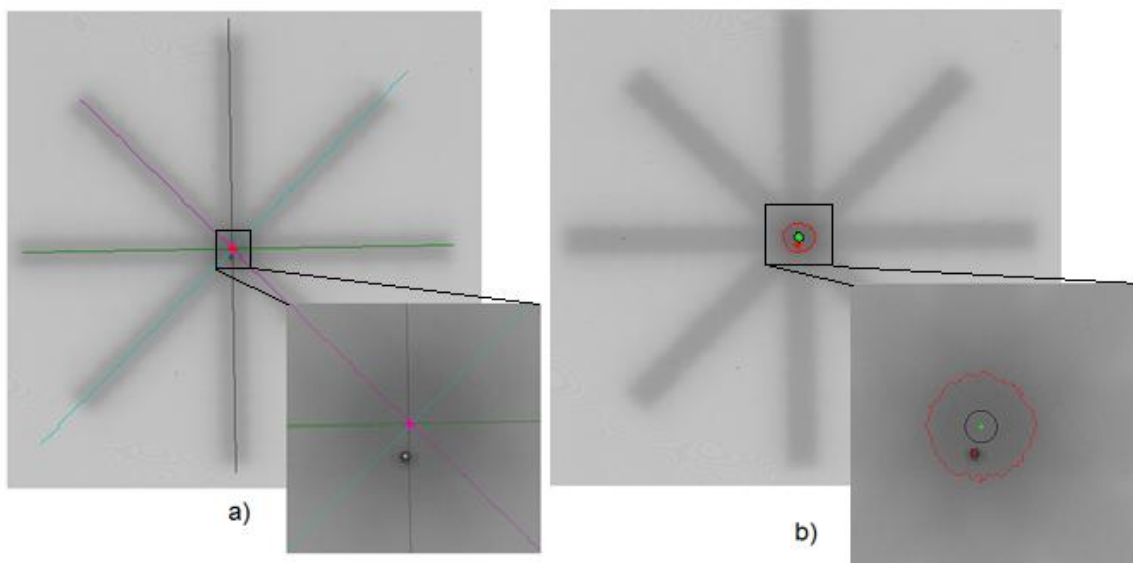
Testovaný obraz	Manuální metoda	Detekce hran Odchylka (mm)	Metoda prahování Odchylka (mm)	Splněná tolerance (ANO/NE)
LINAC2_23042015_K1	< 1 mm	0,81	0,81	ANO
LINAC2_K2	< 1 mm	0,61	0,60	ANO
LINAC2_K3	< 1 mm	0,15	0,19	ANO
LINAC2_K4	< 1 mm	0,80	0,81	ANO
LINAC2_K5	< 1 mm	0,78	0,80	ANO
LINAC1_K6	< 1 mm	0,76	0,73	ANO
LINAC1_K7	< 1 mm	0,79	0,81	ANO
LINAC1_K8	< 1 mm	0,67	0,67	ANO
LINAC1_K9	> 1mm	1,74	1,77	NE



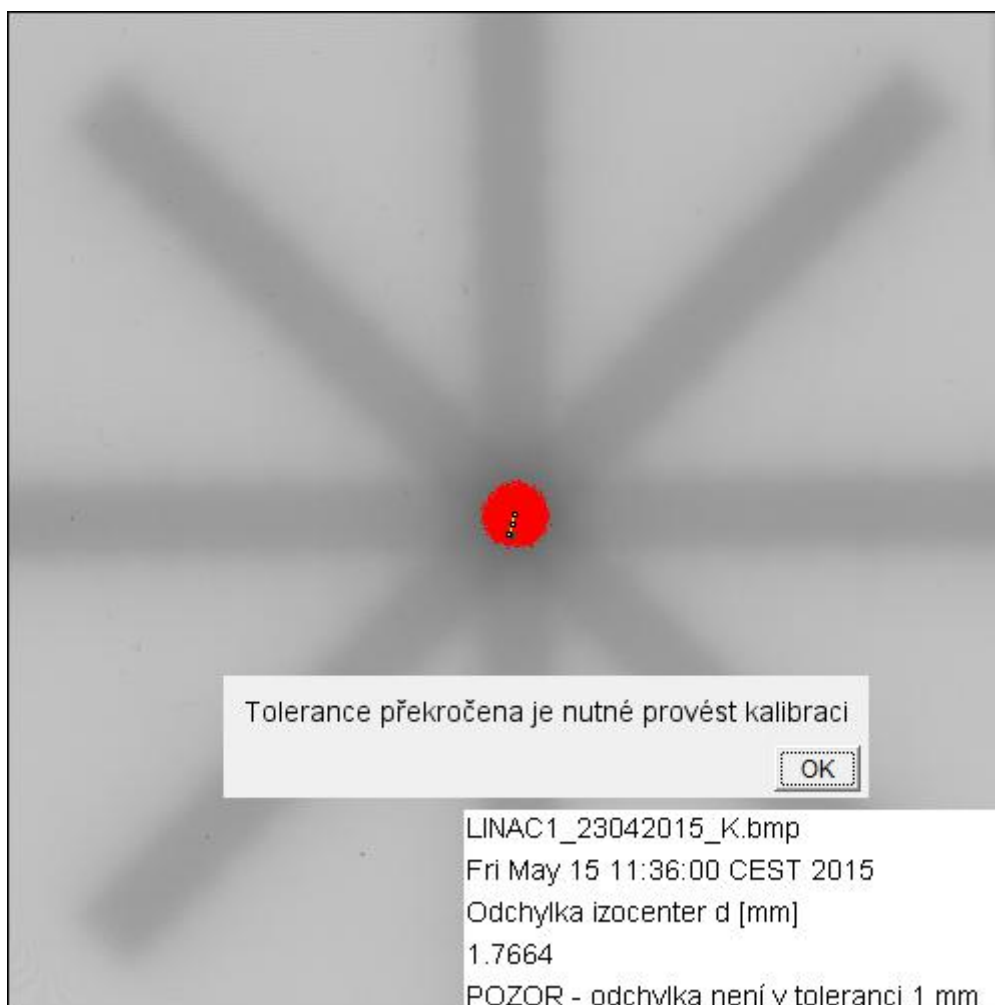
Obr. 5.1-1 – výstupní obraz vytvořených skriptu pro prostředí Matlab
 a) Metoda nalezení průsečíku os svazků b) Metoda prahování izocentra a detekce těžiště



Obr. 5.1-2 – výstupní obraz po analýze vytvořeného macra ISOcheckFINAL software ImageJ



Obr. 5.1-3 – výstupní obraz s odchylkou větší než je tolerance
 a) Metoda nalezení průsečíku os svazků b) Metoda prahování izocentra a detekce těžiště



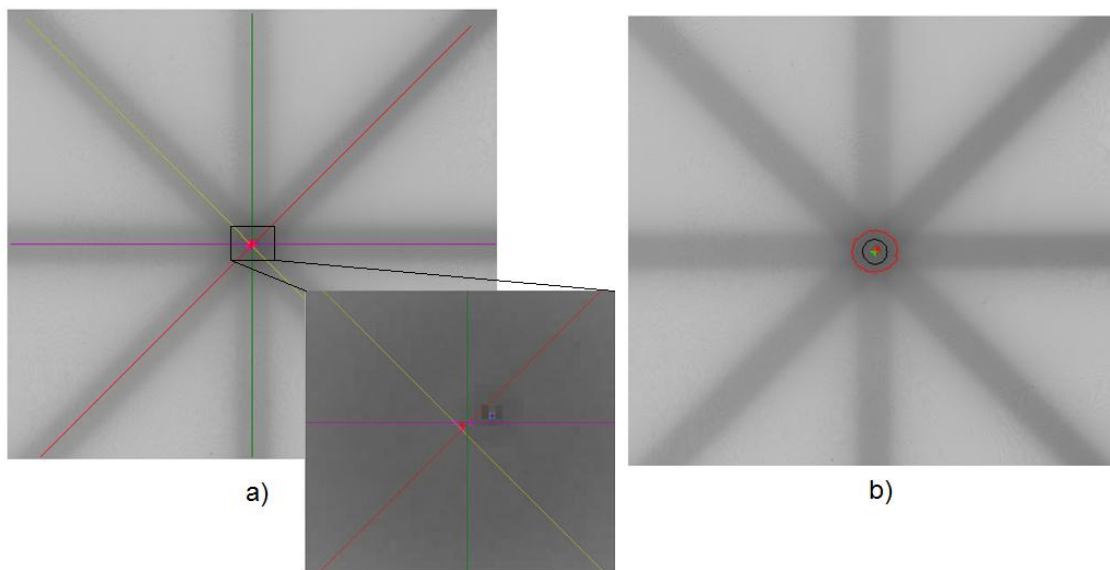
Obr. 5.1-4 – výstupní obraz ISOcheckFINAL u obrazce s detekovanou odchylkou větší než 1 mm

5.2. Analýza rotace gantry

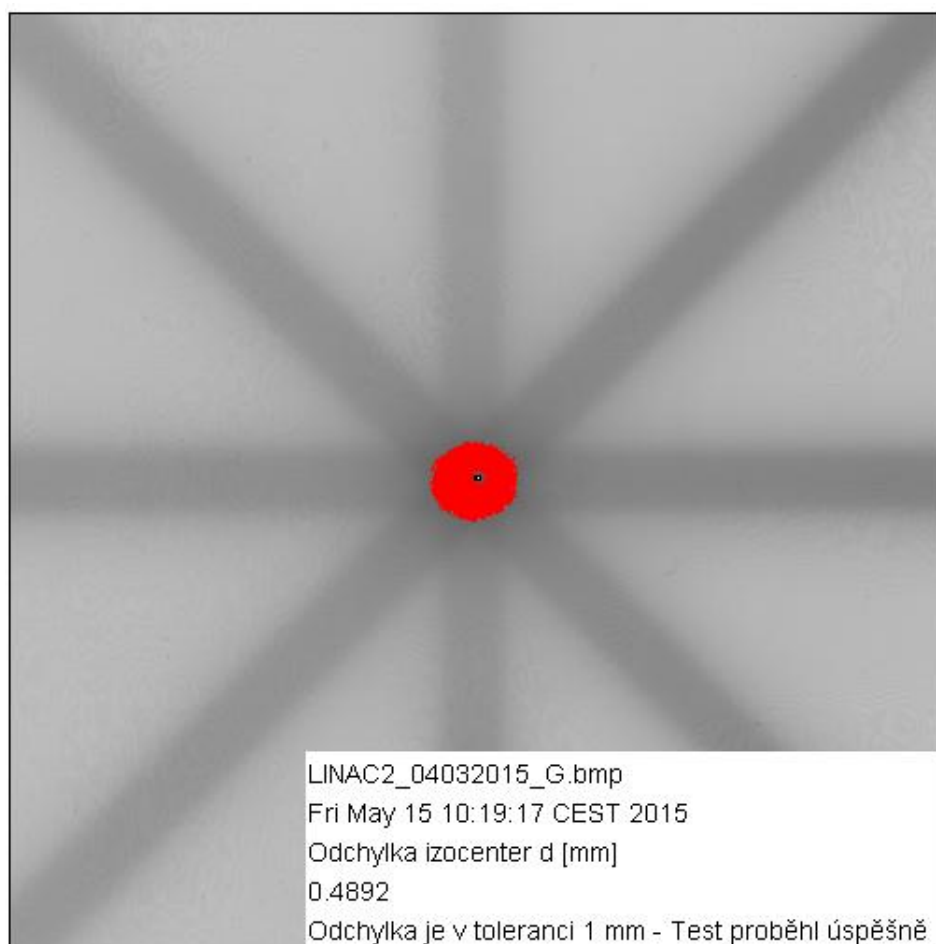
Tabulka 4.2 obsahuje odchylky pro testování rotace gantry. Nastavené polohy gantry byly pro úhly 0°, 45°, 90° a 135°. Vyhodnocení manuální metodou, nevykázala žádnou odchylku větší než je tolerance. Všechny starshot obrazy v tomto případě byly vytvořeny správně a odchylky radiačního a mechanického izocentra splňují toleranci.

Tabulka 5.2 – výsledné odchylky polohy izocenter – test rotace gantry

Starshot obrazec	Manuální metoda	Detekce hran Odchylka (mm)	Metoda prahování Odchylka (mm)	Splněná tolerance (ANO/NE)
LINAC2_04032015_G1	< 1 mm	0,28	0,29	ANO
LINAC2_G2	< 1 mm	0,29	0,29	ANO
LINAC2_G3	< 1 mm	0,89	0,92	ANO
LINAC1_G4	< 1 mm	0,55	0,61	ANO
LINAC1_G5	< 1 mm	0,38	0,39	ANO
LINAC1_G6	< 1 mm	0,71	0,69	ANO



Obr. 5.2-1 – výstupní obraz vytvořených skriptu pro prostředí Matlab
 a) Metoda nalezení průsečíku os svazků b) Metoda prahování izocentra a detekce těžiště



Obr. 5.2-2 – výstupní obraz po analýze vytvořeného macra ISOcheckFINAL software ImageJ

6. Diskuze

Metody pro hodnocení polohy izocenter popsané v této práci se zaměřují na posouzení shody mechanického izocentra (určeného laserovými zaměřovači) a radiačního izocentra. Kontrola tohoto parametru je dle dokumentu SÚJB (Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii 2006), doporučena s frekvencí 1x týdně a s maximální tolerancí 1 mm. Testování daného parametru je důležité vzhledem k principu plánování léčby, při kterém se vychází z nulového bodu, který určen právě lasery. Nepřesnost polohy takto definovaného izocentra vede ke zvýšení dodaného záření do okolní zdravé tkáně, případně k nedostačenému dodání dávky do cílového objemu, což může vést ke zvýšení pravděpodobnosti recidivy.

Navržené metody v této práci vycházejí z principu provádění manuální metody hodnocení polohy izocentra. Zachovávají tedy myšlenku vytváření testovacích obrazců na GafChromický film. Následná manuální analýza je však subjektivní a záleží na zkušenostech pracovníka, který provádí analýzu. Toto však může vést k chybám a opakovatelnost této metody není zaručena. Z tohoto důvodu jsou v této práci navrženy dvě softwarové metody pro analýzu, které jsou vytvořeny v programovacím prostředí Matlab. Vzhledem k tomu, že by tato analýza měla být použitelná i v praxi, bylo žádoucí vytvořit vhodný algoritmus i pro volně šiřitelný software, kterým byl zvolen ImageJ.

Příprava přístrojů a dalších pomůcek před vytvořením testovacího obrazce není nikterak náročná a všechny pomůcky jsou na onkologických pracovištích běžně dostupné. Vytvoření dvou testovacích obrazců (jeden pro rotaci kolimátoru a druhý pro rotaci gantry) je možné realizovat v rozmezí 20-30 minut. V průběhu přípravy sestavy je nutné připomenout, že při přípravování sestavy by se pracovník měl zaměřit na co nejpřesnější srovnání pomůcek se zaměřovacími lasery uvedených v kapitole metody 3.4.

Proces digitalizace exponovaných filmů je dalším krokem před samotnou analýzou. Časová náročnost tohoto kroku pro dva exponované filmy je do 10 minut. Zde je nutné upozornit na striktní dodržení postupu pro skenování. Při nedodržení tohoto postupu může dojít ke zkreslení a znehodnocení analýzy. Při skenování se také objevily nežádoucí artefakty tzv. Newtonovy kroužky. Tento artefakt vzniká vlivem přilnutí filmu na skleněnou skenovací plochu a v kombinaci s vysokou odrazivostí filmu dochází k nežádoucímu lomu světelných paprsků. To má za následek interferenci odražených paprsků při skenování. Pokud se tento artefakt objeví v oblasti nazářeného starshot objektu, dojde k chybnému vyhodnocení.

Vznik tohoto artefaktu se při analýze nepodařilo efektivně odfiltrvat, z tohoto důvodu bylo nutné provést opětovné skenování.

Artefakt může odstranit přímo pracovník při skenování filmu, a to jeho mírným posunutím filmu na ploše skeneru, případně odejmutím a znovu přiložením filmu. Tento problém řeší vyšší řada GafChromických filmů EBT3, která je již vybavena matnou vrstvou, která tento problém eliminuje.

Při vytváření algoritmu v prostředí Matlab, byla prvotní myšlenka inspirována manuální metodou, tedy nalezení os svazků a místo jejich protnutí definuje radiační izocentrum. Při zkoumání histogramů bylo také zjištěno, že se v histogramech nacházejí tři charakteristické peaky a při jejich prahování jsme schopni rozlišit oblast, ve které dochází k významnému nárůstu jasu. Tato oblast vznikla díky protnutí jednotlivých svazků a určuje tak radiační izocentrum. Práh byl volen v rozmezí $\langle 0,1 \rangle$ a stanoven na hodnotu 0,43. Ve všech případech vytvořených obrazců se jednalo o oblast středu starshot objektu. Avšak hodnota prahu je nastavena pro konkrétní nastavené parametry a gafchromický film IBT2. Pro další vývoj v této oblasti vidím možnost implementace speciálně vytvořeného algoritmu pro automatickou detekci vhodného prahu. Tím by se mohl tento algoritmus rozšířit na další typy filmů a jiné nastavení parametrů lineárního urychlovače.

Pro takto vytvořené algoritmy, jsme vytvořili 15 testovacích obrazců realizovaných v průběhu 3 měsíců. Devět obrazců bylo vytvořeno pro testování polohy izocentra při rotování kolimátoru a druhá sada šesti obrazců byla zhotovena při rotaci gantry. Při rotaci kolimátoru u Linac 1, byla zjištěna v jednom případě odchylka větší než 1 mm a manuální metoda tuto odchylku potvrdila. Dle doporučení SÚJB je tato odchylka mimo hodnotu tolerance. Chyba vznikla při vytváření starshot obrazu. Při přípravě filmu došlo k posunu filmu při jeho zaklápění fantomovými deskami. Vytvoření testovacího obrazce muselo být provedeno znovu a vše již bylo v pořádku. Přesto bylo zajímavé použít tento vadný obrazec pro automatické vyhodnocení a zjistit, zda dojde ke správnému vyhodnocení. U Linac 2 byly všechny odchylky detekovány v toleranci. Při rotaci gantry u Linacu 1 a Linacu 2 nedošlo k detekování odchylky větší než 1 mm. Lineární urychlovače tak splňují požadavky a odchylka jejich izocenter je menší než 1 mm.

Implementace metody prahování do software ImageJ byla zvolena díky své výpočetní nenáročnosti, nízké citlivosti na šum a robustnosti. Skript byl vytvořen tak, aby byl intuitivní a jeho použití bylo rychlé a efektivní. Výstupem je zpráva s názvem a datem provádění testu, hodnota odchylky izocenter a informace, zda-li test splňuje toleranci. Prahování pro tento skript bylo pomocí dvou prahů. Díky těmto prahům je možné automaticky detekovat nejen radiační izocentrum, ale také jehlou označené mechanické izocentrum. Následně jsou posuzovány těžiště těchto dvou objektů.

Metodika popsána v této práci může být použita k pravidelné kontrole odchylky polohy izocenter. Výhodou navržené metodiky je její nízká náročnost na vybavení, kterým většina radioterapeutických pracoviště disponují.

Další kroky pro navázání na tuto práci, sledávám v otestování této metodiky na různých typech lineárních urychlovačů a také rozšíření algoritmů na starší obrázky vytvořené na další typy dozimetrických filmů. Je možné taky vhodně upravit vytvořené algoritmy a využít pro analýzu obrázky zachycené na portálový zobrazovací systém. Díky této úpravě by mohla být odstraněna potřeba drahých filmů a problémy se skenováním.

7. Závěr

Tato práce je zaměřena na testování parametru pro pravidelnou kontrolu lineárních urychlovačů. Jedná se o odchylku izocentra indikovaného zaměřovacími lasery a radiačním izocentrem vytvořeným vyzářenými svazky. Na základě průzkumu současného stavu byly navrženy a realizovány dvě metody pro vyhodnocení tohoto parametru. Tyto metody jsou vytvořeny pro analýzu tzv. starshot obrazců, který je realizován na gafchromický film EBT2. Jedna z metod pro automatické vyhodnocení je inspirována manuální metodou vyhodnocení odchylky. Tato metoda udává střed radiačního izocentra jako průsečík os svazků. Druhá metoda je založena na prahování a díky charakteristického peaku v histogramu jednotlivých starshot obrazců je také možné nalézt radiační izocentrum.

Bylo vyhodnoceno celkem 15 testovacích obrazců, z toho devět pro odchylku při rotaci kolimátoru a šest pro rotaci gantry. Obrazce byly vytvořeny pro dva lineární urychlovače Varian Clinac 2100 C/D v FN Motol. Takto vytvořené obrazce byly vyhodnoceny manuální metodou a oběma automatickými metodami. Bylo posuzováno, zda-li je zjištěná odchylka v toleranci 1 mm, která je doporučena Státním úřadem pro jadernou bezpečnost. Z těchto 15 snímků byl pouze jeden snímek vyhodnocen jako nevyhovující. Tato chyba však byla způsobena lidským faktorem při vytváření tohoto obrazu. Po opakování celé procedury byl snímek v toleranci. Oba testované přístroje tak splňovaly požadované podmínky. Vytvořené metody automatického vyhodnocení, vyhodnotily odchylky v souladu s manuální metodou. Navíc však tyto metody odstraňují problém se subjektivitou, kdy u ruční metody může docházet k chybám vlivem lidského faktoru.

Dále byla vytvořena metodika pro pravidelnou kontrolu odchylky izocenter. K tomuto účelu byl navržen skript pro volně dostupný software ImageJ, tak aby bylo možné jej využít při pravidelné kontrole. V této metodice byl popsán postup práce s tímto skriptem. Pro celý proces testování byl vytvořen protokol o zkoušce odchylky izocenter. Tato práce připravila podklady k nahrazení manuální metody a realizaci automatického vyhodnocení v praxi.

Citovaná literatura

- [1] **Pavlíková, Irena a kol.** *Zaedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření.* Praha : SÚJB, 2006. NC7393-3/2003.
- [2] **SÚJB.** *Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterpii.* Praha : SÚJB, 2003.
- [3] **Pejman Rowshanfarzad, Mahsheed Sabet, Daryl J. O'Connor.** Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques. *Journal of applied clinical medical physics.* 4, 2011, Sv. 12.
- [4] **McDermott, N. Patrick a Orton, G. Colin.** *The Physics & Technology of Radiation Therapy.* Madison, WI : Medical Physics Publishing, 2010. 1-930524-32-3.
- [5] **Rozman, Jiří a kolektiv, a.** *Elektronické přístroje v lékařství.* Praha : Academia, 2006. 80-200-1308-3.
- [6] **Binarová, Andrea.** *Radioterapie.* Ostrava : Ostravská univerzita, 2010. 978-80-7368-701-4.
- [7] **Idnes.** idnes.cz. [Online] 20. 03 2007. [Citace: 08. 05 2015.] http://i.idnes.cz/10/053/cl6/JB336875_336324.jpg.
- [8] **Lee, Carl.** Carl Lee. *Radiation physics for medical physicists.* [Online] 24. 07 2010. [Citace: 28. 04 2015.] <http://carllee-2010.blogspot.cz/>.
- [9] **Zhan, Lixin, Jiang, Runqing a K Osei, Ernest.** Beam coordinate transformations from DICOM to DOSXYZnrc. *Phys. Med. Biol.* 2012, Sv. 57, 24 .
- [10] **Motol, FN.** FN Motol. *Technické vybavení.* [Online] FN Motol, 2012. [Citace: 09. 05 2015.] <http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-dospELE/radioterapeuticko-onkologicke-oddeleni/zevni-radioterapie/technicke-vybaveni/>.
- [11] **ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ ZDROJŮ IONIZUJÍCÍCH ZÁŘENÍ, Urychlovače elektronů.** SÚJB. Praha : SÚJB, 1998.
- [12] **Nyflot, Matthew J., a další.** Improved accuracy for noncoplanar radiotherapy: an EPID-based method for submillimeter alignment of linear accelerator table rotation with MV isocenter. *JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS.* 2014, Sv. 15.
- [13] **Jones, Deric P.** *Biomedical Sensors.* New York : Momentum Press, 2009. 978-1-60650-056-9.
- [14] **Products, International Speciality.** Gafchromic EBT2. Wayne, New Jersey : ISP, 2010.
- [15] *Computer-aided analysis of star shot films for high-accuracy radiation therapy treatment units.* **Depuydt, Tom, Penne, Rudi a al., et.** 57, Brusel : IOP PUBLISHING, 2012. 10.1088/0031-9155/57/10/2997.

- [16] **Kraus, Herald.** Institut für Radioonkologie, Sozialmedizinisches Zentrum Süd. *Medical Physics @ Institute of Radiooncology, KFJ Hospital Vienna*. [Online] 02 2005. [Citace: 13. 02 2015.] <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/irohome.htm>.
- [17] **Menegotti, L. a al., et.** Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: A fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Medical Physics*. 2008, Sv. 35, 3078.
- [18] **Hlaváč, Václav a Sedláček, Miloš.** *Zpracování signálů a obrazů*. Praha : ČVUT, 2002. 80-01-02114-9.
- [19] **Fisher, Robert, a další.** Image processing learning resources. *Image processing learning resources*. [Online] 2004. [Citace: 14. 04 2015.] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/hough.htm>.
- [20] **Kalová, Ilona.** Segmentace a detekce geometrických primitiv. *VUT Brno*. [Online] [Citace: 11. 04 2015.] http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/lectures-pdf/09_Segmentace_obrazu.pdf.
- [21] **Open CV, dev. team.** Open CV. *Open CV 2.4.11*. [Online] 2014. [Citace: 24. 04 2015.] http://docs.opencv.org/doc/tutorials/imgproc/imgtrans/hough_lines/hough_lines.html.
- [22] **Chojnowski J, Gajewski R.** An automatic method of the isocentre position verification for micromultileaf. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2010, Sv. 34.
- [23] **Tom Depuydt, Rudi Penne, Dirk Verellen, Jan Hrbacek et al.** Computer-aided analysis of star shot films for high-accuracy radiation therapy treatment units. *PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*. 2012, Sv. 57, stránky 201-207.

Seznam příloh

Příloha A: Protokol zkoušky	62
Příloha B: Seznam doporučení SÚJB	66
Příloha C: Matlab skripty pro automatické vyhodnocení	73
Příloha D: Výstup skriptu ISOCheckFINAL	78
Příloha E: Katalogový list Epson	80

Protokol zkoušky odchylek izocentra

Pravidelná kontrola shody lokalizačních laserů a radiačního izocentra

Datum a čas	Název zařízení	Kontrola: Kolimátor/Gantry	Příjmení a ID pracovníka
-------------	----------------	-------------------------------	--------------------------

Potřebné vybavení:

Věc	Poznámky	Připraveno
GafChromický film	ISP EBT2,EBT3	<input type="checkbox"/>
PTW vodě-ekvivalentní desky	15 ks	<input type="checkbox"/>
Stojan pro uchycení filmu	-	<input type="checkbox"/>
Jehla	-	<input type="checkbox"/>
Lepicí páska	-	<input type="checkbox"/>
Označovací fix	-	<input type="checkbox"/>

Postup práce:

1. Část - pořízení testovacího obrazce

- Umístit film do izocentra
 - Řádné uchycení filmu na desky z vodě ekvivalentního materiálu (test kolimátor)
 - Nastavit stojan do správné polohy dle zaměřovacích laserů (test gantry)
- Fixem označit film dle polohy zdroje vůči filmu
 - ↑G – v případě rotace kolimátoru
 - ↑UP – v případě rotace gantry
- Označení jehlou polohu izocentra určeným zaměřovacími lasery
- V případě testování kolimátoru, přiložit na film 5 desek
- Uklizení nepotřebných pomůcek
- Opuštění ozařovny
- Bezpečné uzavření ozařovny

○ Nastavení parametrů lineárního urychlovače

- V případě testování rotace kolimátoru

Parametr	Hodnota	Nastaveno
MU1	100	<input type="checkbox"/>
Mode	Fixed	<input type="checkbox"/>
Energy	6 MV	<input type="checkbox"/>
Coll Rtn	(0°,45°,90°,135°)	<input type="checkbox"/>
Field Y	10 cm	<input type="checkbox"/>
Field X	2 cm	<input type="checkbox"/>
Gantry Rtn	0°	<input type="checkbox"/>
Coll Y1	5 cm	<input type="checkbox"/>
Coll Y2	5 cm	<input type="checkbox"/>
Coll X1	1 cm	<input type="checkbox"/>
Coll X2	1 cm	<input type="checkbox"/>
Couch ...	Zachovat nastavení při zaměřování polohy filmu	<input type="checkbox"/>

- V případě testování rotace gantry

Parametr	Hodnota	Nastaveno
MU1	100	<input type="checkbox"/>
Mode	Fixed	<input type="checkbox"/>
Energy	6 MV	<input type="checkbox"/>
Coll Rtn	0°	<input type="checkbox"/>
Field Y	10 cm	<input type="checkbox"/>
Field X	2 cm	<input type="checkbox"/>
Gantry Rtn	(0°,45°,90°,135°)	<input type="checkbox"/>
Coll Y1	5 cm	<input type="checkbox"/>
Coll Y2	5 cm	<input type="checkbox"/>
Coll X1	1 cm	<input type="checkbox"/>
Coll X2	1 cm	<input type="checkbox"/>
Couch ...	Zachovat nastavení při zaměřování polohy filmu	<input type="checkbox"/>

- Spuštění procesu ozařování s nastavenými parametry
- Po ukončení ozařování vyjmout film a pohledem zkontrolovat stav filmu
- Vypnutí a přepnutí zařízení do Stand-by režimu

2. Část – Digitalizace testovacího obrazce

- Zapnutí PC a skeneru
- Uložení filmu do středu skenovací plochy a to podélně ve směru skenování
- Označení filmu fixem orientovat do pravého horního rohu
- Zavření víka skeneru
- Zapnutí skenovacího softwaru Epson Expression
- Nastavení následujících parametrů

Parametr	Hodnota	Nastaveno
Mode	Professional mode	<input type="checkbox"/>
Document type	Transparency	<input type="checkbox"/>
Film type	Positive film	<input type="checkbox"/>
Image type	24-bit Color	<input type="checkbox"/>
Resolution	150 dpi	<input type="checkbox"/>
Configuration	No Color Correction	<input type="checkbox"/>

- Naskenování náhledu
- Pomocí nástroje výběru - přesně myší vybrat pouze skenovaný film
- Pojmenovat soubor LINACx_DATUM_G/K.bmp
 - Např. pro testovaný Linac1, dne 4.března 2015, rotace gantry bude vypadat
název následovně LINAC1_040315_G.bmp
- Uložení souboru do složky IsoCheckFINAL/(dd_mm_rok)

3. Vyhodnocení testovacího obrazce pomocí ImageJ

- Spuštění softwaru ImageJ
- Spuštění makra s názvem IsoCheckFINAL
 - Plugins->Macro->IsoCheckFINAL
- Výběr testovací obrazce
- Kliknutí do středu starshot obrazu a poté klik na OK
- Všechny výsledky zaznamenat do tohoto protokolu
- Po ukončení všech testů uložit výstupní soubor

Poznámky:

Datum a čas	Naměřená odchylka [mm]	Test v toleranci: ANO/NE	Příjmení a ID pracovníka
-------------	------------------------	-----------------------------	--------------------------

3.2 Zkoušky pro lineární urychlovač s MLC a techniku IMRT

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS	PZ	Literatura
	Frekvence	Tolerance			
Popis přístroje a ozařovacího stolu					
	Elektronické úhlové stupnice (kolimátor, rameno)	M	0,5°	0,5°	[1] [3 - B.II.1, A.II.3, A.II.4]
	Elektronické úhlové stupnice (izocentr. rotace stolu)	M	0,5°	0,5°	[3 - A.II.5.1]
	Elektronické délkové stupnice	M	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.2]
	Mechanické úhlové stupnice (kolimátor, rameno)	R	0,5°	0,5°	[1] [3 - B.II.3, A.II.3, A.II.4]
	Mechanické úhlové stupnice (izocentr. rotace stolu)	R	0,5°	0,5°	[3 - A.II.5.1]
	Rozsah rotace kolimátoru			F	[3 - A.II.3]
	Rozsah rotace ramene			F	[3 - A.II.4]
	Rozsah pohybu stolu			F	[3 - A.II.5]
	Signalizace stavu přístroje	D	F	F	[1] [3 - B.I.1]
Bezpečnostní, výstražné a indikační systémy	Vstup do ozařovny	D	F	F	[1] [3 - B.I.2]
	Antikolizní systém	D	F	F	[1] [3 - B.I.4]
	Pohyby ozařovače (včetně STOP tlačítek)	D	F	F	[1] [3 - B.I.3]
	Stav ozařovacích pomůcek	D	F	F	[1]
	Volba druhu záření	D	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Volba energie	D	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	Systém sledování pacienta (zvuk, obraz)	D	F	F	[1] [3 - B.I.6]
	Nouzové vypínače	M	F	F	[1] [3 - B.I.3]
	Koncové polohy	M	F	F	[1] [3 - B.I.4]
	Rotace ramene - volba stacionární n. pohybové terapie	M	F	F	[1] [3 - B.I.5]
Kontrola mechanického ovládání stolu	M	F	F	[1]	

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS	PZ	Literatura
	Frekvence	Tolerance			
Bezpečnostní, výstražné a indikační systémy	M	F	F	F	[1] [3 - B.X.]
	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
	M	F	F	F	[1] [3 - B.I.5]
				2°	[1] [3 - B.II.9]
				10 mm	
				1°	
				2 mm	[1] [3 - B.X.]
Mechanické parametry a shoda optických parametrů	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.1]
	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.1]
	T	1 mm	1 mm	1 mm	[1] [3 - B.III.3]
	T	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.III.3]
				SSD 100 cm: 1 mm	
	T (M)	2 mm	2 mm	SSD 70 a 150 cm: 5 mm	[1] [3 - A.II.6, B.III.4]
	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - A.II.2.2, A.II.2.3]
	M	3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.III.2, A.II.1.2]
	M	1 mm	1 mm	2 mm	[3 - A.II.1.1]
	M	1°	1°	1 mm	[1] [3 - B.III.3]
			1°	[1] [3 - B.III.3]	
			1 mm		
			0,5°	[1] [3 - B.III.5]	

Kontrolovaný parametr		ZPS		ZDS	PZ		Literatura
		Frekvence	Tolerance		Tolerance	Tolerance	
Ozařovací stůl	Svislý pohyb ozařovacího stolu	R	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.6]	
	Izocentrická rotace ozařovacího stolu	R	3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.II.7]	
	Tuhost desky ozařovacího stolu						
	- příčný pohyb	R	5 mm	5 mm	5 mm	[1] [3 - B.II.4, B.II.5] [9]	
	- podélný pohyb	R	5 mm	5 mm	5 mm		
	Stálost nastavené výšky stolu	R	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.II.8]	
Systém monitorování dávky	Stabilita systému monitorování dávky	D	2%	2%	2%	[1] [3 - B.V.1, B.VIII.1]	
	Blokovací funkce sek. systému monitorování dávky	M	1.10	1.10	1.10	[1] [3 - B.I.5]	
	Reprodukovatelnost systému monitorování dávky	R	0.5%	0.5%	0.5%	[1] [3 - A.V.1, B.V.2, B.VIII.2]	
	Linearita systému monitorování dávky	R	1%	1%	1%	[1] [3 - A.V.2, B.V.3, B.VIII.3]	
	Závislost systému monitorování dávky na rotaci ramene						
	- pro stacionární terapii	R	3%	3%	3%	[1] [3 - A.V.4, B.V.4, B.VIII.4]	
	- pro rotační terapii	R	2%	2%	2%		
	Závislost na dávkovém příkonu						
	Souhlas světelné osy a osy svazku záření	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[3 - A.V.3, B.V.6, B.VIII.6]	
	Shoda velikosti světelného a radičního pole						
Charakteristiky radičního pole fotonových svazků	- pro pole menší nebo rovno 20x20 cm ²		2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.IV.1]	
	- pro pole větší než 20x20 cm ²	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm		
	Shoda velikosti radičního pole s indikovaným údajem		3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.IV.2]	
	- pro pole menší nebo rovno 20x20cm ²	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm		
	- pro pole větší než 20x20 cm ²	M (R)	3 mm	3 mm	3 mm	[1] [3 - B.IV.3]	
	Homogenita radičního pole	M	6%, 10%*	6%, 10%*	6%, 10%*	[1] [3 - B.IV.4]	
Symetrie radičního pole	M	3%*	3%	3%	[1] [3 - B.IV.4]		

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS	PZ	Literatura	
	Frekvence	Tolerance				
Charakteristiky radičního pole fotonových svazků		2 mm	2 mm	x	[1] [3 - B.IV.4]	
	Radiální polostín					
	Stabilita homogenity radičního pole (pro hl. polohy ozařovače)	3%*	3%	3%	3%	[1] [3 - B.IV.5]
	Stabilita symetrie radičního pole (pro hl. polohy ozařovače)	nebo 3%*	3%	3%	3%	[1] [3 - B.IV.5]
	Záření pronikající kolimačním systémem			2%	2%	[1] [3 - A.I.1, A.X.8.16.1]
	Unikající záření vně maximálního radičního pole					
	maximální dávka:			0.1%	0.1%	[1] [3 - A.I.2, A.X.8.16.3]
	průměrná dávka:					[1] [3 - A.VI.1, B.V.5] [9]
	Ukončení pohybové terapie	M	5%/3° 0.2 MU, 0.15 cm	0.2 MU, 0.5°	0.2 MU, 0.5°	
	Dynamické klíny	D	2%	0.2 MU, 0.15 cm	0.2 MU, 0.15 cm	[3 - A.VI.2]
Dozimetrické charakteristiky fotonových svazků	Motorizované klíny	D	2%	2%	2%	
	Stanovení absorbované dávky v referenčním bodě	M	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.3]
	Energetické parametry svazku záření	R	3%	3%	x	[1] [3 - B.VI.2] [9]
	Faktory velikosti pole	R	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.4]
	Klínové faktory	R	2%	2%	x	[1] [3 - B.VI.5]
	Kontrola polohy klínu	R	1%	1%	1%	[1] [3 - B.VI.5]
	Faktory podložky				x	[1] [3 - B.VI.6]
	Faktory zeslabení stínícím blokem				x	[1] [3 - B.VI.7]
	Souhlas světelné osy a osy svazku záření	M (R)	4 mm	4 mm	4 mm	[1] [3 - B.VII.1]
	Shoda velikosti radičního pole s indikovaným údajem	M (R)	2 mm	2 mm	2 mm	[1] [3 - B.VII.2]

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS Tolerance	PZ Tolerance	Literatura	
	Frekvence	Tolerance				
Charakteristiky radičního pole elektronových svazků	Homogenita radičního pole - podél hlavní osy - podél diagonály Symetrie radičního pole Radiční polostín	10 mm 20 mm	10 mm 20 mm	10 mm 20 mm	[1] [3 - B.VII.3]	
		5%*	5%	5%	[1] [3 - B.VII.3]	
		2 mm	2 mm	x	[1] [3 - B.VII.3]	
		3%*	3%	3%	[1] [3 - B.VII.4]	
	Stabilita homogenity radičního pole (pro hl. polohy ozařovače) Stabilita symetrie radičního pole (pro hl. polohy ozařovače) Zařízení pronikající kolimačním systémem - maximální dávka: průměrná dávka: - dávka 2 cm od povrchu tubusu Unikající záření vně maximálního radičního pole - maximální dávka: - průměrná dávka:	R	5%*	5%	5%	[1] [3 - B.VII.4]
		R	5%*	5%	10% 1%/1.5% 10%	[1] [3 - A.X.8.16.2]
		M	5%/3°	0.2 MU, 0.5°	0.2% 0.1%	[1] [3 - A.X.8.16.3]
		T (pro 3 energie)	2%	2%	F	[1] [3 - B.V.5, B.VIII.5] [9] [3 - A.IV.9]
		R	4%	4%	x	[3 - A.IV.3] [1] [3 - B.IX.4]
		R	2%	2%	x	[1] [3 - B.IX.2] [9] [1] [3 - B.IX.5] [9] [1] [3 - B.IX.6]
Dozimetrické charakteristiky elektronových svazků	Ukončení pohybové terapie Stabilita svazku při rotaci ramene Kontaminace elektronových svazků brzdným zářením Stanovení absorbované dávky v referenčním bodě	M	0.2 MU, 0.5°	0.2 MU, 0.5°	[1] [3 - B.V.5, B.VIII.5] [9] [3 - A.IV.9]	
	Energetické parametry svazku záření Ověření stability energie pro hl. polohy ozařovače	R	3%	x	[1] [3 - B.IX.2] [9]	
	Faktory velikosti pole	R	2%	x	[1] [3 - B.IX.5] [9] [1] [3 - B.IX.6]	
		R	2%	x	[1] [3 - B.IX.6]	

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS	PZ	Literatura
	Frekvence	Tolerance			
MLC statický	Reprodukovatelnost polohy lamel kolimátoru	M (R)	2 mm	1 mm	[3 - A.VII.1.6, B.XI.1.4]
	Souhlas geometrické osy a osy rotace kolimátoru			2 mm	[3 - B.XI.1.1]
	Souhlas osy rotace kolimátoru a světelné osy			2 mm	[3 - B.XI.1.1]
	Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro MLC (10x10 cm ²)	M	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.1.4, B.XI.1.3]
	Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro MLC - nepravidelná pole	T	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.1.4, B.XI.1.3]
	Shoda velikosti radičního pole s indikovaným údajem pro MLC - nepravidelná pole	M	2 mm	2 mm	
	Souhlas světelného a radičního pole (vymezených MLC)			2 mm	
	Transmise MLC	M (R)	2 mm	2 mm	[3 - A.VII.2.3] [3 - A.VII.2.4.2]
	Připravenost MLC			F	[3 - A.VII.3.1]
	Ozářen vozík nebo konec lamely			F	[3 - A.VII.3.2]
Rotace kolimátoru			F	[3 - A.VII.3.3]	
Lamela v poli			F	[3 - A.VII.3.4]	
Instalováno příslušenství			F	[3 - A.VII.3.5]	
MLC dynamický IMRT	Přesnost a reprodukovatelnost polohování lamel MLC	D	1 mm	1 mm	[2]
	Dozimetrická stabilita dodání IMRT pole	D	3%	3%	[2]
	Dynamická tolerance			x	[2]
	Analýza zpětné vazby řídicího systému (Varian)	T	F	F	[2]
	Ověření přesnosti monitorovacího systému urychlovače			2%	[2]

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS		PZ		Literatura
	Frekvence	Tolerance	Tolerance	Tolerance	Tolerance	Tolerance	
MLC dynamický IMRT	M	2%	2%	2%	2%	2%	Kap. 3.1 Přílohy1 tohoto doporučení [2]
	M	2 mm, 5 %	2 mm, 5 %	2 mm, 5 %	2 mm, 5 %	2 mm, 5 %	
	M	3%	3%	3%	3%	3%	
	R	3%	3%	3%	3%	3%	[2]
	R	2 mm, 2%	2 mm, 2%	2 mm, 2%	2 mm, 2%	2 mm, 2%	[2]
	R	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm	0,5 mm	[2]
	R	5%	5%	5%	5%	x	[2]
	R	2%	2%	2%	2%	2%	[2]
	R	dle [1]	dle [1]	dle [1]	dle [1]	dle [1]	[2]
	Rychlost a přesnost pohybu lamel při dynamickém kyvu (Varian)						
Blokování záření při dynamickém kyvu							[3 - A.VIII.1.2]
Kyv s dynamickým MLC v klinickém módu							[3 - A.VIII.1.3]
Metoda step and shoot v servisním módu							[3 - A.VIII.2.1]
Metoda step and shoot v klinickém módu							[3 - A.VIII.2.2]
Metoda sliding window v servisním módu							[3 - A.VIII.3.1]
Metoda sliding window v klinickém módu							[3 - A.VIII.3.2]
Ověření správného výpočtu MU	A						[7] [10]
Ověření konkrétních patientských plánů	A						[7] [10]

* Hodnota tolerance odpovídá doporučení SÚJB [1], způsob vyjádření byl sjednocen s Katalogem metodik pro zkoušky v radioterapii [3]

Druhá část přejímací zkoušky lineárního urychlovače - přejímací zkouška pro klinický provoz (tak, jak je v současné době zavedena v praxi) je obsažena v tabulce plánovací systémy

Příloha C: Matlab skripty pro automatické vyhodnocení

Skript main.m:

```
close all;
clear all;
clc;

% inicializace obrazku
img = imread('LINAC1_K6.bmp');

jmeno = 'K2.bmp';
% koeficient pro prevod px na mm
sirka=size(img(:,:,1));
koef=254/sirka(1,2);

% tolerance SUJB pro odchylku polohy izocenter
sujbTOL=1; %[mm]

[xcrop,ycrop,imgfilt,rect]=imcrop(img); % uzivatelsky vstup pro vyber ROI

Prahovani2
DetekceHranv4

figure;
imshow(img);
hold on

for j = 1:length(lines)
    for k=1:length(lines)
        e=5;
        odchylka=abs(lines(j).theta - lines(k).theta);
        if odchylka<e
            centerline1=(lines(j).point1+lines(k).point1)/2;
            centerline2=(lines(j).point2+lines(k).point2)/2;
            centerxy=[centerline1;centerline2];

plot(rect(1,1)+centerxy(:,1),rect(1,2)+centerxy(:,2),'LineWidth',1,'Color',
'black');
            end
        end
    end

plot(rect(1,1)+xycenter(1,1),rect(1,2)+xycenter(1,2), 'g*')
plot(rect(1,1)+xtol, rect(1,2)+ytol,'black');
plot(rect(1,1)+LaserCent(1,1),rect(1,2)+LaserCent(1,2), 'w*');%pozice
zadana uzivatelem
plot(rect(1,1)+teziste(:,1),rect(1,2)+teziste(:,2),'b*','markersize',8);

% RI urceno prusecikem a odchylka od laseru
difXman=[LaserCentreal;teziste];
dman = pdist(difXman,'euclidean');

d_mm_man=dman*koef
```

```

% RI urceno prahovanim a odchylka od laseru
difX=[LaserCentreal;xycenter];
d = pdist(difX, 'euclidean');

d_mm=d*koef
vysledek=[d_mm_man d_mm];

```

Skript Prahovani2.m:

```

% vyber pouze cervene slozky RGB image( nejcitlivejsi dle EBT2)
Rimg=imgfilt(:, :, 1);
Rimg=im2double(Rimg);

% uzivatelsky vyber laser pozice
figure;
imshow(Rimg);
[x,y] = ginput(1);

figure;
subplot(221);
imhist(Rimg);

subplot(222);
imshow(Rimg);

% prahovani obrazku vyber pouze stredu (radiacni izocentrum) - pro
% automatickou detekci musi byt jeste jeden prah
% level1 = graythresh(Rimg);
ised1 = im2bw(Rimg,0.45);
figure;
imshow(ised1);
figure;
% subplot(223);
imshow(Rimg);

ised1=bwperim(~ised1);
MAX=imregionalmax(ised1);

hold on
[B,L,N,A] = bwboundaries(ised1, 'noholes'); %vrátí pozice hranic
stats = regionprops(L, 'Area', 'Centroid');
rgb = label2rgb(ised1, 'summer', 'k', 'shuffle');

%nalezene vsech nenulovych ploch a detekce izocentra
pomArea=0;
pocet_Area=size(stats);

for k = 1:pocet_Area
    if stats(k,1).Area>pomArea
        pomArea=stats(k,1).Area;
        pozice=k;
    end
end

% vykresleni hranic radiacniho izocentra

```



```

boundaries = bwboundaries(ised1,'noholes');
pocet_elementu = size(boundaries, 1);

for k = 1:pocet_elementu
    boundary = boundaries{k};
    plot(boundary(:,2), boundary(:,1), 'r', 'LineWidth', 1)
end

% označení těžiště nalezené plochy - střed izocentra
xycenter=[stats(pozice,1).Centroid];

plot(xycenter(1,1),xycenter(1,2), 'g*')

hold on
LaserCent=[x,y];
pomAreal=100;
pocet_Areal=size(stats);
tmp=NaN;
% automaticka detekce nalezení středu laseru (zatim nedodelano vyziva se
vstup od uzivatele)
for k = 1:pocet_Areal
    if stats(k,1).Area<pomAreal
        pomAreal=stats(k,1).Area;
        pozicel=k;
    end

    if k==pozice
        tmp(k,:)=100000;
    else
        tmp(k,:) = pdist2(stats(k,1).Centroid,LaserCent,'euclid');%spocitam
nejmensi vzdalenosti od opravdove dirky k definovane pozici uzivatelem
    end
end

tmp=abs(tmp);%absolutni hodnota vzdalenosti
[min ind]=min(tmp);%nejmensi vzdalenost a její index

% LaserCentreal=stats(ind,1).Centroid;
LaserCentreal=[x,y];

% vykresleni polohy středu laseru - mech. izocentrum
plot(LaserCentreal(1,1),LaserCentreal(1,2), 'r*')

% vykreslení oblasti které jsou v toleranci
hold on
xCenter = xycenter(1,1);
yCenter = xycenter(1,2);

uhel = 0 : 0.01 : 2*pi;
radius = sujbtOL/koef;
xtol = radius * cos(uhel) + xCenter;
ytol = radius * sin(uhel) + yCenter;
plot(xtol, ytol,'black');

```

Skript DetekceHranv4.m:

```
[BW, threshOut] = edge(Rimg, 'Canny');

% nalezeni hran a priprava na vykresleni car
[H,T,R] = hough(BW);

figure;
subplot(221);
imshow(BW);

subplot(222);
imshow(H, [], 'XData', T, 'YData', R, 'InitialMagnification', 'fit');
xlabel('\theta'), ylabel('\rho');

axis on, axis normal, hold on;
P = houghpeaks(H, 8, 'threshold', ceil(0.2*max(H(:)))));
x = T(P(:,2)); y = R(P(:,1));
plot(x,y, 's', 'color', 'white');

% nacteni detekovanych hran do promenne line typu struct
lines = houghlines(BW,T,R,P, 'FillGap',200, 'MinLength',40);

% subplot(223);
figure;
imshow(Rimg);
hold on

% vykresleni os svazku nalezeni rovnobeznych hran a po secteni vydeleni
% dvema = osa
% centerTEST=NaN;

for j = 1:length(lines)
    for k=1:length(lines)
        e=5;
        odchylka=abs(lines(j).theta - lines(k).theta);
        if (odchylka<e && j~=k)
            centerlinex=(lines(j).point1+lines(k).point1)/2;
            centerliney=(lines(j).point2+lines(k).point2)/2;
            centerxy=[centerlinex;centerliney];

plot(centerxy(:,1),centerxy(:,2), 'LineWidth',1, 'Color', 'black');
            centerTEST(j,:)=centerlinex centerliney]; % ulozeni
pocatecnich a koncovych bodu jednotlivych os
        end
    end
end

serad=sortrows(centerTEST,1);

c=0;
% prusecik=NaN;

% nalezeni pruseciku jednotlivych os
```

```

for i=1:8
    h=0;
    m1=0;
    m2=0;
    b1=0;
    b2=0;
    xintersect=0;
    yintersect=0;
    for j=1:8

        x=[centerTEST(i,1) centerTEST(i,2); centerTEST(i,3)
centerTEST(i,4)];
        y=[centerTEST(j,1) centerTEST(j,2); centerTEST(j,3)
centerTEST(j,4)];
        c=c+1;
        h = plot(x(:,1),x(:,2));
        hold all
        h(2) = plot(y(:,1),y(:,2));
        set(h, 'linewidth',1)

        slope = @(line) (line(2,2) - line(1,2))/(line(2,1) -
line(1,1));
        m1 = slope(x);
        m2 = slope(y);

        intercept = @(line,m) line(1,2) - m*line(1,1);
        b1 = intercept(x,m1);
        b2 = intercept(y,m2);
        xintersect = (b2-b1)/(m1-m2);
        yintersect = m1*xintersect + b1;

        plot(xintersect,yintersect,'m*', 'markersize',8);
        prusecik(c,:)=[xintersect yintersect];

    end
end

% odstraneni slozek rovnobeznych os pripadne totoznych os
final=prusecik(~all(isnan(prusecik),2),:);
final=final(~all(isinf(final),2),:);

% nalezeni teziste pruseciku os
teziste=[mean(final(:,1)) mean(final(:,2))];

% uhel = 0 : 0.01 : 2*pi;
% difXman=[LaserCentreal;teziste];
%
% [D,I] = pdist2(final,teziste,distance,'Smallest',K)
%
% radius = ;
% xtol = radius * cos(uhel) + xCenter;
% ytol = radius * sin(uhel) + yCenter;
% plot(xtol, ytol,'black');

plot(teziste(:,1),teziste(:,2),'r*', 'markersize',8);

```

Příloha D: Výstup skriptu ISOCheckFINAL

LINAC2_24032015_K1.bmp
Sun May 17 17:56:46 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.8108
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_K2.bmp
Sun May 17 17:57:42 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.6042
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_K3.bmp
Sun May 17 17:58:07 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.1924
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_K4.bmp
Sun May 17 17:58:30 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.8071
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_K5.bmp
Sun May 17 17:59:14 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.8032
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_K6.bmp
Sun May 17 18:00:11 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.7315
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_K7.bmp
Sun May 17 18:00:35 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.8071
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_K8.bmp
Sun May 17 18:01:00 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.6738
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_K9.bmp
Sun May 17 18:01:33 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
1.7664
POZOR - odchylka není v toleranci 1 mm

LINAC2_04032015_G1.bmp
Sun May 17 18:02:58 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.2885
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_G2.bmp
Sun May 17 18:03:31 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.2937
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC2_G3.bmp
Sun May 17 18:03:51 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.9232
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_G4.bmp
Sun May 17 18:05:33 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.6144
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_G5.bmp
Sun May 17 18:06:04 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.3882
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně

LINAC1_G6.bmp
Sun May 17 18:07:14 CEST 2015
Odchylka izocenter d [mm]
0.6883
Odchylka je v toleranci 1 mm - Test proběhl úspěšně



Epson Expression® 10000XL Color Flatbed Scanner

The high performance 2400 dpi, large-format scanner for professional photographers and graphic artists.

With 2400 dpi resolution—higher than any other B-size flatbed scanner available today—plus a 3.8 Dmax and 48-bit color, the Epson Expression 10000XL offers everything professional photographers and graphic artists require for high-quality, large-volume scanning.

A reliable performer that's sure to increase productivity, this hard-working scanner features Epson's exclusive ColorTrue® II Imaging System, which combines superior image processing, a Xenon lamp, and Epson MatrixCCD™ technology for enhanced colors and pinpoint registration. Its 3.8 Dmax delivers a broad dynamic range with excellent shadow detail. And, an AutoFocus optics system, when activated, adjusts the focus and captures clear, precise images every time.

The Epson Expression 10000XL scans virtually anything, including reflective media up to 12.2" x 17.2". And, it's available in two configurations—a Photo model, with a transparency unit for scanning transparencies up to 12.2" x 16.5," and a Graphic Arts model. Each includes both USB and FireWire® (IEEE 1394) connectivity for most Windows® and Macintosh® systems. There's also an optional network card.

Best of all, these durable scanners speed through every task to digitize images quickly and easily. They even offer an optional automatic document feeder for multiple-page scanning. For increased productivity and remarkable results in professional graphic arts and photographic applications, the solution is simple—the Epson Expression 10000XL.

Premium Software Bundle

Epson Expression 10000XL - Graphic Arts Model

Epson Scan
MonacoEZcolor™ with reflective IT8 Target
Adobe® Photoshop® Elements 2.0
ABBYY® FineReader® Sprint OCR

Epson Expression 10000XL - Photo Model

Epson Scan
LaserSoft® Imaging SilverFast® Ai 6
MonacoEZcolor with reflective IT8 Target
Adobe Photoshop Elements 2.0
ABBYY FineReader Sprint OCR

Key Features

Extraordinary image quality with 2400 x 4800 dpi resolution

Works together with Micro Step Drive™ technology to deliver brilliant clarity and detail

Smooth gradations with 48-bit color

Captures over 4 trillion colors and 4,096 shades of gray

Convenient large-format scanning

Accommodates reflective media up to 12.2" x 17.2"

Enhanced color with ColorTrue II Imaging

Combines superior image processing, a long-lasting Xenon lamp, and Epson MatrixCCD technology for bold, vibrant scans

3.8 Dmax for precision reproductions

Accurately scans each image, including film and transparencies, for remarkable precision, even in shadow areas

Quick scans with Hi-Speed USB and FireWire connectivity

Enhanced operation for most Windows or Macintosh systems

Powerful performance with fast scanning speeds

Speeds through an 8.5" x 11" color image at 300 dpi in under 23 seconds

Batch scanning for increased productivity

Scans multiple images at one time and saves files to a PC (scans up to 48 35mm negatives, 30 35mm slides, eight 4" x 5" transparencies or six medium-format transparencies)

Production level reliability

Boasts a 100,000 cycle MCBF (mean cycles between failures) rating

Optional Accessories

Transparency Unit - Scans transparencies up to 12.2" x 16.5" (included on the Photo model)

Automatic Document Feeder - Makes multiple-page scanning a snap

Scanner Network Interface Card - Enables busy creative workgroups to share a single scanner



Epson Expression 10000XL Graphic Arts

Shown here with standard lid.

Photo model shown in top corner with included transparency unit.

Epson Expression 10000XL

Scanner Type	Flatbed color image scanner
Scanning Method	Movement of the carriage
Photoelectric Device	Epson MatrixCCD line sensor
Maximum Read Area	12.2" x 17.2" (310mm x 437mm)
Light Source	Xenon gas cold cathode fluorescent lamp
Optical Resolution	2400 dpi
Hardware Resolution	2400 x 4800 dpi with Micro Step Drive technology
Maximum Resolution	12,800 x 12,800 dpi with interpolation
Effective Pixels	87,840 pixels/line (2400)
Image Data	
Color Depth	16 bits per pixel internal/external
Grayscale Depth	16 bits per pixel internal/external
Line Art	1 bit per pixel
Scaling (zoom)	50% to 200% (1% step)
Optical Density	3.8 Dmax
Brightness	7 levels
Reading Sequence	One-pass scanning
Focus Control	AutoFocus optics system (CCD and lens unit)
Scanning Speed (2400 dpi, draft mode)	
Color	16.0 msec/line (approx.)
Grayscale	5.3 msec/line (approx.)
Line Art	5.3 msec/line (approx.)
Operating Systems Supported	
Macintosh	Macintosh OS 9.1 or later
PC	Windows 98SE, 2000 Me, XP
Windows Minimum System Requirements	
PC with Pentium® II equivalent or higher processor 128MB (512MB recommended)	
USB 1.1	Windows 98SE/2000 Professional/Me/ XP Home Edition/XP Professional (Pre-installed or upgrade of Windows 98SE/2000 Professional/Me pre-installed)
USB 2.0	Windows XP Home Edition/ XP Professional/2000 Professional (Pre-installed or upgrade of Windows 98SE/2000 Professional/Me pre-installed) [USB 2.0 Host Driver by Microsoft® is required]
IEEE1394 (FireWire)	Windows 2000 Professional/Me/XP Home Edition/XP Professional
Macintosh Minimum System Requirements	
G3 (with built-in USB) processor or higher 128MB (512MB recommended)	
USB 1.1	Mac OS 9.1 or later, Mac OS X 10.2, 10.3.x
USB 2.0	Mac OS X 10.2.7, 10.3.x
IEEE1394 (FireWire)	Mac OS 9.1 or later, Mac OS X 10.2, 10.3.x

Interface USB 1.1/2.0, IEEE 1394 (FireWire), optional Ethernet

Configurations	
Graphic Arts Model	Epson Scan MonacoEZcolor with reflective IT8 Target Adobe Photoshop Elements 2.0 ABBYY FineReader Sprint OCR USB cable
Photo Model	Transparency Unit Epson Scan LaserSoft Imaging SilverFast Ai 6 MonacoEZcolor with reflective IT8 Target Adobe Photoshop Elements 2.0 ABBYY FineReader Sprint OCR USB cable

Reliability	
MCBF	100,000 cycles

Environmental Conditions	
Temperature	Operating 41°F to 95°F (5°C to 35°C)
Humidity	Operating 10% to 80% (no condensation) Storage 10% to 85% (no condensation)

Power Requirements	
Voltage	AC 100V-120V, 220V-240V
Frequency	50-60Hz
Power Consumption	45W operating w/o optional unit 55W operating w/optional unit 6W sleep mode w/o optional unit

Physical Dimensions	
Width	25.8" (656mm)
Depth	18.0" (458mm)
Height	6.2" (158mm)
Weight	28.7 lb (13 kg approx.)

Product/Accessory Part Numbers	
Epson Expression 10000XL Graphic Arts	E10000XL-GA
Epson Expression 10000XL Photo	E10000XL-PH
Transparency Unit	B12B813362
Automatic Document Feeder	B813212
Scanner Network Interface Card	B12B808393

Warranty
One-year limited warranty in the U.S. and Canada

Support-The Epson Connection™	
Pre-sales Support U.S. and Canada	800-463-7766
Automated Technical Support	800-922-8911
Internet Website	www.epson.com



EPSON®

Epson America, Inc.
3840 Kilroy Airport Way, Long Beach, CA 90806

Epson Canada, Ltd.
3771 Victoria Park Avenue, Toronto, Ontario M1W 3Z5

Specifications and terms are subject to change without notice. Epson is a registered trademark and Epson MatrixCCD is a trademark of Seiko Epson Corporation. Epson Expression and ColorTrue are registered trademarks. Micro Step Drive is a trademark and Epson Connection is a service mark of Epson America, Inc. All other product and brand names are trademarks and/or registered trademarks of their respective companies. Epson disclaims any and all rights in these marks. © Copyright 2004, Epson America, Inc. CPD-17780-604 PDF

Printed on Recycled Paper ♻️

specifications