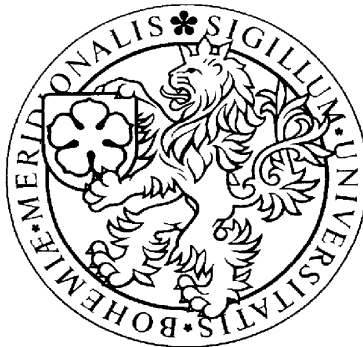


Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta



**Úloha verifikačního systému, a verifikace obecně, v moderní
radioterapii**

Bakalářská práce

autor práce: Hana Táborská, DiS.

vedoucí práce: Ing. Karel Polák

9.5.2008

ABSTRACT

Radiotherapy is a complex process which involves the verification system, often underestimated by the user. The verification system can be used not only for the planning process of the patient's exposure, but also for its setting and even for the setting of the irradiation device itself. Additionally, the verification system can set correctly the dose applied. The consistent verification both from the side of the radiological assistant and from the side of the software used is very important with respect to the patient safety, especially at present day, when new irradiation technologies are introduced and high curative doses are applied. Even a small mistake can cause fatal consequences. For this reason the verification system particularly operates independently without external interventions. It is the database based on the client/server information technology.

In my bachelor thesis I should describe the classification, significance and necessity of the usage of the verification system and the verification procedures in the modern radiotherapy. The part of my bachelor thesis is also the statistical processing of offsets in the patient's positions using the portal imaging and the accuracy of the dose applied using *in-vivo* dosimetry.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Úloha verifikačního systému, a verifikace obecně, v moderní radioterapii vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 9.5.2008

.....
Hana Táborská, DiS.

Poděkování

Děkuji Ing. Karlu Polákovi za podnětné rady a odborné připomínky, které mi v průběhu psaní mé bakalářské práce poskytl.

Rovněž bych ráda poděkovala kolegům z Oddělení radiologické fyziky Masarykova onkologického ústavu za pomoc při zpracovávání dat pro mou bakalářskou práci.

V Českých Budějovicích dne 9.5.2008

.....
Hana Táborská, DiS.

Obsah

Úvod	1
1 Současný stav	2
1.1 Verifikační systém	2
1.2 VARiS/Vision	3
1.2.1 Patient Manger	4
1.2.2 RT Chart	4
1.2.2.1 Prescription	5
1.2.2.2 Parameters	6
1.2.2.3 Reference Point	7
1.2.2.4 Scheduling.....	7
1.2.2.5 History.....	7
1.2.2.6 Editing Log	8
1.2.3 Time Planner	8
1.2.4 4D Integrated Treatment Console	9
1.3 Portálová verifikace	10
1.3.1 Portal Vision.....	10
1.4 In-vivo dozimetrie	11
1.4.1 Termoluminiscenční dozimetrie.....	12
1.4.2 Diody	12
1.4.2.1 SSD (Source Skin Distance)	13
1.4.2.2 Úhel dopadu záření	13
1.4.2.3 Teplota	13
1.4.2.4 Energie záření	13
1.4.3 MOSFET (Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors)	14
1.4.3.1 SSD (Source Skin Distance)	14
1.4.3.2 Úhel dopadu záření	14
1.4.3.3 Teplota	14
1.4.3.4 Energie záření	15
1.5 Subjektivní verifikace	15

2 Hypotéza	18
3 Cíl práce	19
4 Metodika práce	20
5 Výsledky	21
5.1 Portálová verifikace	21
5.1.1 <i>RT Chart – Scheduling</i>	22
5.1.2 <i>Zobrazení a provedení portálového snímku</i>	24
5.1.3 <i>Vyhodnocení portálových snímků</i>	25
5.1.4 <i>Statistické zpracování portálových snímků</i>	26
5.2 In-vivo dozimetrie	41
5.2.1 <i>Měřicí bod a referenční dávka</i>	42
5.2.2 <i>Výběr měřených pacientů a ověřovaných ozařovacích polí</i>	43
5.2.3 <i>Provedení in-vivo měření</i>	45
5.2.4 <i>Statistické vyhodnocení in-vivo dozimetrie</i>	47
5.3 Verifikační postupy	56
5.3.1 <i>Verifikační postupy u pacienta s plánovacím CT</i>	56
5.3.2 <i>Verifikační postupy u pacienta bez plánovacího CT</i>	60
6 Diskuse	64
7 Závěr	66
8 Seznam použité literatury	67
9 Přílohy	69
10 Použité zkratky	75
11 Klíčová slova	76

Úvod

V průběhu posledních desetiletí dochází k dynamickému rozvoji výpočetní techniky. Tento vývoj přímo ovlivňuje i rozvoj kvality radioterapie. V praxi se můžeme stále častěji setkat s použitím modulované intenzity svazku ionizujícího záření (IMRT), s využíváním nejmodernějších fixační pomůcek a trendů, které mají sloužit k co nejpřesnější a nejreprodukovatelnější poloze ozařovaného objemu. Techniky jako IGRT (Image Guided RadioTherapy), RPM (Respiratory Gating), CBCT (Cone Beam CT), PVI (PortalVision) umožňují co nejpřesnější ozáření i velmi nepravidelného cílového objemu a aplikaci vysoké kurativní dávky do nádorového ložiska s prudkým poklesem dávky do hloubky a do okolních zdravých tkání. S touto tendencí je nezbytně nutné, aby součástí procesu uskutečňování radioterapeutické léčby byl i kvalitní verifikační systém a přesně stanovené verifikační postupy sloužící k zabezpečení správnosti celého ozáření. Kvalifikovaný odborník, perfektně zvládající obsluhu verifikačního systému a veškeré funkce s ním související, by měl být samozřejmostí.

Bezpečnost a přesnost v radioterapii je velkou nezbytností a je důležité, aby si tuto skutečnost uvědomoval i radiologický asistent, který přichází denně do kontaktu s pacientem a na jeho přesnosti, zodpovědnosti a důslednosti záleží, jak přesně bude pacient nastaven a poté ozářen. Protože základním pravidlem v medicíně je *Primum non nocere*, především neuškodit.

1 Současný stav

Součástí každého moderního ozařovacího přístroje a s ním souvisejícího softwaru je i verifikační systém a postupy při plánování pacienta, jeho simulaci a konečného nastavení na ozařovací přístroji. Každý verifikační systém se trochu liší podle výrobce nicméně podstata zůstává u všech stejná – dosažení co nejpřesnějšího ozáření.

Ve své bakalářské práci se pokusím vyzvednout důležitost a nezbytnost použití verifikačního systému a verifikace obecně v moderní radioterapii. Dále bude prezentováno praktické využití verifikačního systému VARIIS/Vision od firmy Varian, který je nainstalován na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně. V neposlední řadě bude poukázáno na nutnost pravidelného kontrolování nastavení pacienta na ozařovacím přístroji pomocí portálového zobrazování a kontrolu dávky za použití in-vivo dozimetrie.

1.1 Verifikační systém

Verifikační systém zajišťuje vzájemnou komunikaci a přenos dat mezi jednotlivými prvky procesu plánování radioterapie. Podstatou je softwarová síť spojující plánovací systém, lineární urychlovač, simulátor, plánovací CT přístroj, portálový zobrazovací systém (EPID) a v ideálním případě je do něj integrován i systém pro in-vivo dozimetrii. Samozřejmě součástí nejmodernějších a nově instalovaných radioterapeutických přístrojů je OBI (On Board Imaging) a Respiratory Gating (RPM). Tyto verifikační postupy patří k nejmodernějším a v budoucnu by se měly stát běžnou součástí verifikačních postupů při kontrole polohy pacienta a v případě Respiratory Gating i PTV (Planning Target Volume).

Po příchodu pacienta na léčbu zářením jsou do verifikačního systému zadány jeho identifikační údaje a ozařovací předpis. Následně jsou z plánovacího systému přenesena data týkající se údajů o modifikátorech svazku záření (MLC, bloky, klíny, ...), dávce, monitorovacích jednotkách (MU) a poloze gantry a kolimátoru lineárního urychlovače. Na simulátoru jsou do verifikačního systému ukládány parametry jednotlivých polí, jako je například poloha ozařovacího stolu, zobrazovacího systému EPID (je-li jím přístroj vybaven) a dojde ke vložení referenčních snímků pro zvolená

pole. Ozařovací přístroj je poté schopen automaticky nastavovat jednotlivé parametry na základě údajů získaných z verifikačního systému. Většina parametrů je fixních (např. použití bloků či MLC), pouze u některých lze povolit toleranci při nastavení (např. výška stolu). Verifikační systém zajišťuje kvalitu a bezpečnost provozu. Verifikační systém povolí spustit záření pouze v případě, že všechny parametry jsou shodné nebo jsou v tolerančních mezích. Monitoruje počet frakcí, jednotlivou dávku na frakci i celkovou předepsanou dávku. K ověření správnosti nastavení pacienta slouží snímky získané na ozařovači. Snímky se získávají pomocí elektronického detekčního zařízení (EPID) tzv. portálové snímkování. Tyto obrazy se porovnávají se simulačními snímky nebo s DRR (Digital Reconstructed Radiographs) a to buď pouhým okem nebo za pomoci softwaru, kde se sleduje a vyhodnocuje shoda kostěných struktur, poloha clon, lamel MLC a kolimátoru. Součástí moderní radioterapie by měla být také in-vivo dozimetrie. Ta nám poskytuje spolehlivé informace o dávce dodané pacientovi. K měření se používají termoluminiscenční dozimetry (TLD) nebo polovodičové detektory.

1.2 VARiS/Vision

VARiS/Vision není jen verifikační systém, ale dokonalý celek s provázáním celé radioterapie. Zahrnuje soubor aplikací, které nabízejí kompletní přehled o prováděné radioterapeutické léčbě. Součástí je registrace pacienta a zanesení jeho dat do databáze, léčebný protokol, ozařovací plán se všemi náležitostmi, časový plán léčby a poplatky pro pojišťovnu. VARiS/Vision je jádrem pro všechny radioterapeutické produkty firmy Varian a je běžnou součástí radioterapeutického manažerského systému. Využívá databázový systém Sybase, kde lze ke každému pacientovi ukládat řádově stovky dat. VARiS/Vision je mnoha účelový verifikační systém, protože umí komunikovat s lineárním urychlovačem (pomocí LVI – Linac Verification Interface), vícelamelovým kolimátorem a portálovým zobrazovacím systémem a zvládá komunikovat s plánovacím systémem. Přenos dat mezi VARiS/Vision databází a jinými databázemi zajišťujícími obrazovou dokumentaci pacienta, případně externím nemocničním informačním systémem, je plně podporovaný a dosažený použitím standardních protokolů DICOM RT a HL7. Databáze poskytuje uživatelům rychlý a jednoduchý přístup ke všem

obrazům, léčbě, simulaci, plánování a demografickým údajům o pacientovi.

VARiS/Vision se skládá z několika programových modulů. Balík Patient Manager slouží k zadávání obecných informací o pacientovi jako jsou osobní údaje, diagnózy a platby pojišťoven. V RT Chartu je možné si prohlédnout simulační a portálové snímky, ale i CT scany a také zkontrolovat ozařovací plán včetně počtu frakcí. Program Time Planner je obdobou kalendáře a slouží k načasování léčby pacienta na jednotlivé dny, tak jak bylo rozhodnuto. Součástí verifikačního systému je i ozařovací software 4D Integrated Treatment Console. Tento program slouží k ovládní lineárního urychlovače. Zde jsou na jedné obrazovce přehledně uspořádány data o pacientovi, aplikované dávce, poloze clon a lamel MLC. Stejně tak jsou zde zobrazeny snímky z Portal Vision a simulační snímky.

Uživatelský přístup je strukturovaný, jednotlivým skupinám uživatelů jsou správce systému přidělena příslušná práva. Přístup obsluhy je zabezpečen hesly. VARiS/Vision poskytuje usměrněný průběh práce celého procesu pro minimalizaci výskytu chyb.

1.2.1 Patient Manager

Je lékařský elektronický systém, který dovoluje zadávat do seznamu nové pacienty, diagnózy, stádia onemocnění, vyvolat léčebnou historii. Patient Manager poskytuje jednoduchý přístup do dalších aplikací VARiS/Vision jako je Time Planner a RT Chart.

Patient Manager v jedné aplikaci shromažďuje, zaznamenává a získává veškerá data o pacientovi a poskytuje celkový náhled na kompletní onkologickou léčbu pacienta.

1.2.2 RT Chart

Aplikace RT Chart dává informace o radioterapeutické léčbě nejen té aktuální, ale v případě pacienta vícekrát ozařovaného, i o léčbě provedené v minulosti. Každý ozařovací plán je složený z jednoho nebo více ozařovacích polí navržených pro daný terapeutický záměr. RT Chart dovoluje vytvořit kompletní léčebný plán včetně přiřazení diagnózy, rozvržení jednotlivých frakcí a zaznamenání historie ozáření a různých

korekcí, které byly během léčby provedeny. Může být také využíván pro verifikaci vytvořených plánů v Eclipsu nebo jako poslední část plánování. Dále poskytuje informace o referenčním bodě jeho definici včetně stanovených dávek. Je možné zde zkontrolovat jednotlivé simulační snímky a stanovit snímek referenční s nímž se budou později srovnávat portálové snímky provedené během léčby na ozařovacím přístroji.

RT Chart se skládá z pěti pracovních oblastí tzv. Workspaces – Prescription, Parameters, Reference point, Scheduling, History a jedné informační tzv. Editing Log.

1.2.2.1 Prescription

Před vytvoření radioterapeutické předpisu je nutné vyvolat pacienta z databáze a pokud zde ještě není založen, pak tak učinit. Pak je možné zadat detailní

	Physician's Intent	Treatment
Prescription ID	panev	PANEV BOX
Status	New	Treatment Approved
Volume (Site)	Panev	PTV-luzko
Treatment Type	Box	Box
Energy Mode	18X	18X
Depth	Isocenter	Isocenter
Prescribed %	100.00	100.00
Planned Dose / Fraction [Gy]	2,000	2,000
Planned No. Fractions	23	23
Fractions per Week	5	5
Fractions per Day	1	1
Delivered Dose to Date [Gy]		6.001
Delivered No. Fractions to Date		3
Remaining Dose [Gy]		40.000
Remaining No. Fractions		20
Planned Total Dose [Gy]	= 46.000	46.001
Note		
Entered By		
Entered Date	03.04.2008 16:16:01	03.04.2008 17:13:03
Reviewed By	Signature...	
Reviewed Date		
Create Plan...	Create Plan...	
Treat Approved By		
Treat Approved Date		10.04.2008 09:57:30

radioterapeutický předpis. Zde se zadává léčebný objem, pravděpodobná ozařovací technika, energie, druh ozařovací techniky, plánovaná dávka na frakci, celkový počet frací, jejich počet za týden a za den. Součástí je také definice ozařovacího kurzu a záznam diagnózy. To vše provádí lékař odpovědný za léčbu daného pacienta.

1.2.2.2 Parameters

Zde se zobrazují parametry jednotlivých ozařovacích polí u každého schváleného plánu. Jsou zde veškeré parametry polohy ozařovacího přístroje, stolu, kolimátoru, portálového zobrazovače, clon a jednotlivých lamel, pokud je použito MLC, včetně přídatného zařízení, jako jsou bloky, pevné klíny a aplikátory pro elektronové ozařování, včetně použitých elektronových vložek. Také je uvedeno na kterém ozařovači bude provedena léčba, jakou energií a jejím druhem a dávkový příkon. Součástí jsou i poznámky u každého pole, které se týkají zejména polohy pacienta a použitých fixačních pomůcek a kompenzátorů.

Field Order/Type	1 / Treat	2 / Treat	3 / Treat	4 / Treat
Field ID	PANEV AP	PANEV DX	PANEV PA	PANEV SIN
Field Name	1	2	4	3
Technique	STATIC	STATIC	STATIC	STATIC
Energy / Mode	18K	18K	18K	18K
Dose Rate [MU / min]	300	300	300	300
MU	48	56	48	55
Time [min]	0.19	0.22	0.19	0.22
Tab. Table	JINE X, ISO	JINE X, ISO	JINE X, ISO	JINE X, ISO
SSD [cm]	88.1	81.8	88.3	82.9
Gantry Rtn [Deg]	0.0	270.0	180.0	90.0
Coll Rtn [Deg]	0.0	0.0	0.0	0.0
Field X [cm]	20.1	17.2	18.3	18.8
X1 [cm]	+10.1	+8.3	+9.2	+8.1
X2 [cm]	+10.0	+8.9	+9.1	+8.7
Field Y [cm]	22.5	22.5	22.1	22.3
Y1 [cm]	+11.6	+11.6	+11.6	+11.6
Y2 [cm]	+10.9	+10.9	+10.5	+10.7
MLC	Static	Static	Static	Static
Dynamic Wedge				
Int Mount				
Acc Mount				
Comp Mount				
e - Aperture				
Couch Vrt [cm]	+14.0	+14.0	+14.0	+14.0
Couch Lng [cm]	+145.1	+145.1	+145.1	+145.1
Couch Lat [cm]	+999.3	+999.3	+999.3	+999.3
Couch Rtn [Deg]	0.0	0.0	0.0	0.0
Imager Vt [cm]	+41.1	+46.7		
Imager Lng [cm]	+3.0	+997.0		
Imager Lat [cm]	+999.5	+999.7		
Setup Note	- H1, A 05 - P...	- H1, A 05 - P...	- H1, A 05 - P...	- H1, A 05 - P...

1.2.2.3 Reference Point

Dokumentuje a definuje použitý referenční bod, cílové objemy, včetně těch kritických. V tomto dialogu je možné referenční body přidávat a odstraňovat. A v případě, že jich je více je možné stanovit Primary Reference Point. Je referenční bod plánu, do kterého je stanovena plánovaná dávka. Je zde také přehledně zobrazena frakcionace a jednotlivé dávky na frakci, den a dávka celková.

1.2.2.4 Scheduling

Přehledně zobrazuje časový plán léčby. Je vidět, zda ozařování bude probíhat každý den či je zvolen jiný typ frakcionace. Nebo se bude ozařování provádět v kombinaci s jiným plánem a to buď u stejné či jiné lokality a jaká je zadaná frakcionace ke každému plánu. Tato pracovní oblast rovněž nám umožňuje u zvolených polí zadávat pokyn k provedení portálového snímku, využití OBI či CBCT. Ty se provádí u tzv. setupových polí (jedna expozice) nebo u tzv. „polí Treatmentových“ dvoj expozice.

The screenshot shows a software interface for radiotherapy planning. On the left is a tree view of the patient's treatment plan, including courses C1.1 and C1, and various treatment fields and sessions. On the right, the 'Course' and 'Sessions' panels are visible. The 'Course' panel shows 'Name: C1' and 'Sessions: 23'. Below this is a table with columns 'Plan', 'Fractionation', 'Patient Volume', and 'Dose'. The table shows 'PANEV BOX' with 'PANEV BOX 4p' fractionation and 'PTV-luzko' patient volume. Below this is a detailed table for 'PANEV BOX' with columns 'PANEV AP', 'PANEV DX', 'PANEV SIN', and 'PANEV PA'. The table shows sessions 1 through 6, with some sessions marked as 'Completed' and others as 'Active (Img)'. The 'Active' sessions have 'pred,2exp.,+0cm' in the 'PANEV AP' and 'PANEV DX' columns.

Plan	Fractionation	Patient Volume	Dose
PANEV BOX	PANEV BOX 4p	PTV-luzko	

PANEV BOX				
	PANEV AP	PANEV DX	PANEV SIN	PANEV PA
	Completed			
1	pred,2exp.,+0cm	pred,2exp.,+0cm		
	Completed			
2				
	Active (Img)			
3	pred,2exp.,+0cm	pred,2exp.,+0cm		
	Active (Img)			
4	pred,2exp.,+0cm	pred,2exp.,+0cm		
	Active			
5				
	Active			
6				

1.2.2.5 History

Zobrazuje historii ozáření (TRT), včetně provedených korekcí a zaznamenání uživatele, který ji provedl. U každého pole jsou parametry naplánované a parametry skutečně použité při ozáření. Ty se mohou lišit v závislosti na nastavených tolerančních limitech. Léčbu je možné manuálně přidávat, editovat, prohlížet a mazat. A také manuálně provádět dávkové korekce. Např. pokud během ozařování selže komunikace 4D Integrated Treatment Console se serverem VARIIS/Vision, jsou informace o provedeném ozáření uloženy pouze v 4D Integrated Treatment Console na lokálním harddisku. Odtud je nutné je potom manuálně importovat do seznamu historie o provedeném ozáření. Pak je zde uvedeno kdo a kdy tuto operaci provedl a je zde jasně

zaznamenáno, že se jedná o manuálně importovaný záznam o provedeném ozáření (imp. příznak). Zobrazuje také provedené portálové snímky (PIMG)

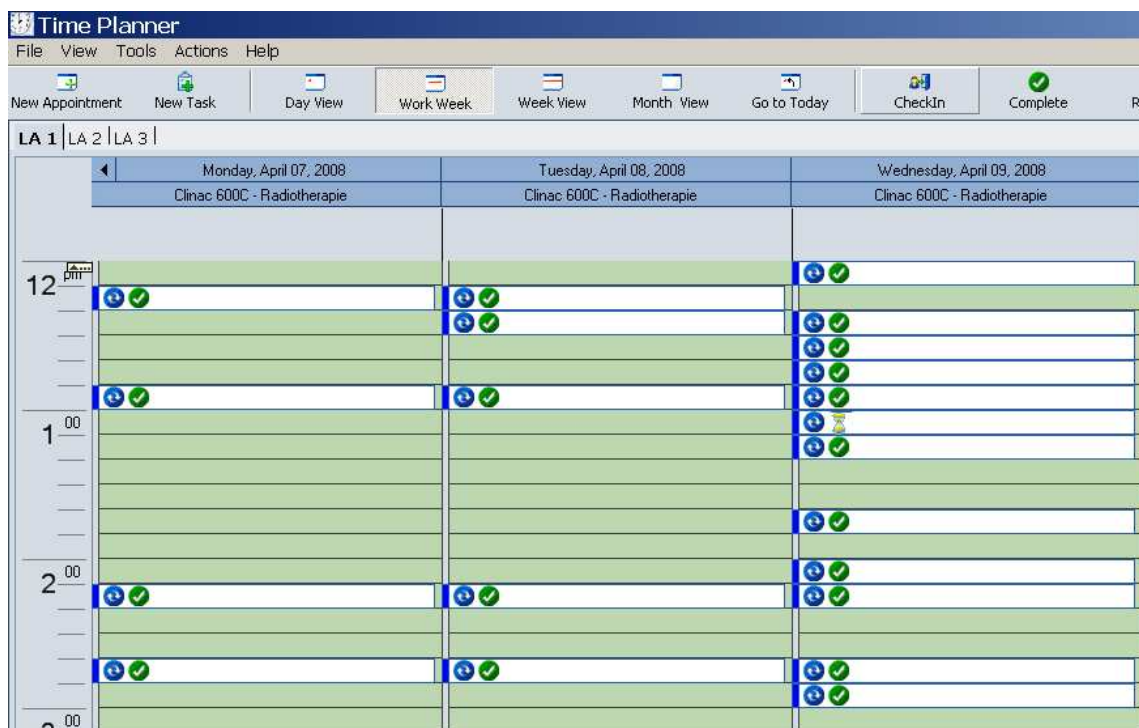
Date	Plan	Fractionation	Frac. No.	Sess. No.	Type	Field ID	Field Name	Override	Elap. Days	MU	Note	PTV-panev
10.04.2008 10:51	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	PIMG	PANEV AP	1		0	3		0.032
10.04.2008 10:52	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	TRT	PANEV AP	1		0	45		0.473
10.04.2008 10:53	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	PIMG	PANEV DX	2		0	3		0.023
10.04.2008 10:54	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	TRT	PANEV DX	2		0	53		0.402
10.04.2008 10:55	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	TRT	PANEV SIN	3		0	55		0.571
10.04.2008 10:56	PANEV BOX	PANEV BOX 4p	1	1	TRT	PANEV PA	4		0	48		0.488
											Total Dose from Course C1 [Gy]	2.000
											Total Dose of all Dosacorection(s) [Gy]	0.000
											Total Dose of other Course(s) [Gy]	0.000
											Total Dose of all Course(s) [Gy]	2.000

1.2.2.6 Editing Log

Slouží k přehledu veškerých změn týkajících se nejdůležitější léčebných dat. Přehledně je zobrazeno jaký statut měla data před změnou a po změně, kdo a kdy tuto změnu provedl.

1.2.3 Time Planner

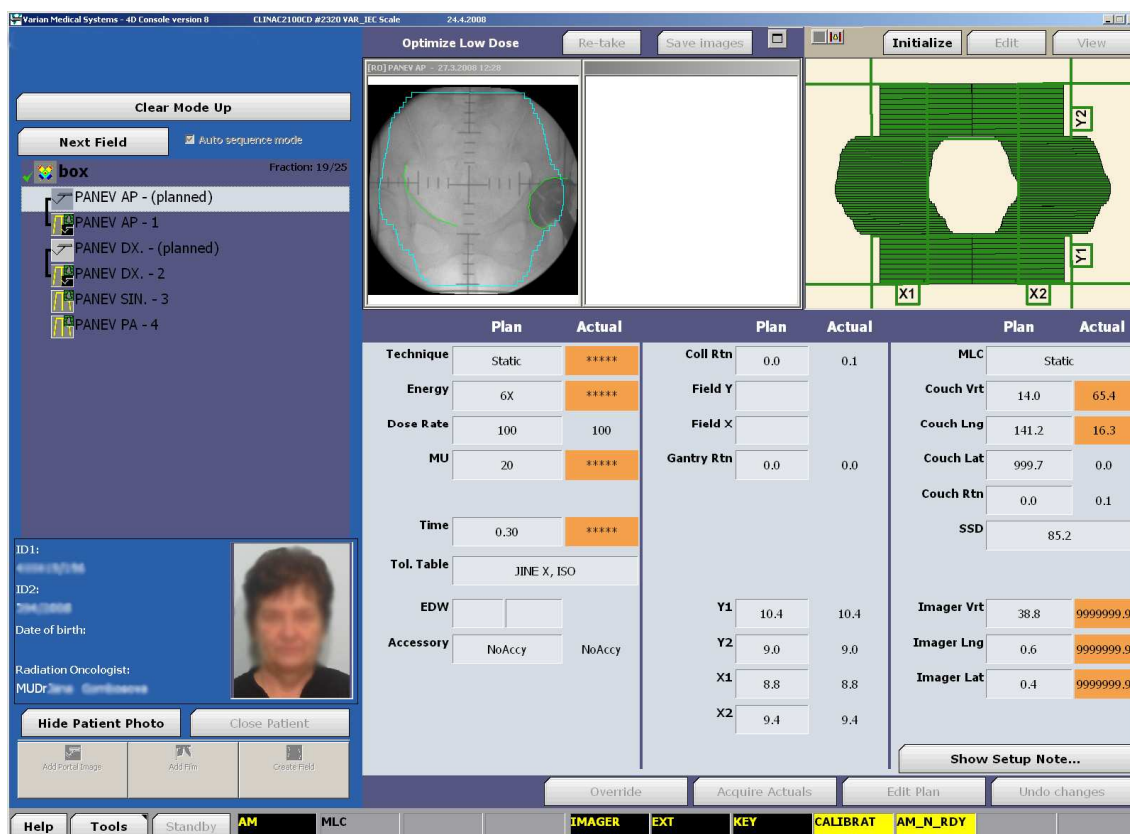
Time Planner je obdobou kalendáře, který dovoluje plánovat jednotlivé dny návštěvy pacienta na jednotlivých přístrojích, jako je simulátor, CT, ozařovací přístroj včetně kontroly u lékaře. Stejně tak lze využít k oznámení servisního zásahu na onkologické klinice. Jakmile je jednou rozhodnuto o radioterapeutické léčbě pacienta, je možné použít Time Planner k naplánování jednotlivých kroků při přípravě radioterapie. Je možné naplánovat, které služby a technické prostředky budou použity a kdy. Umožňuje vytisknout časový plán pro každého léčeného pacienta, lékaře nebo ozařovací přístroj. Kontroluje, kde se pacient právě nachází a v jakém stádiu je jeho léčba. Přidává, odstraňuje a nebo mění jednotlivé aktivity v patientském plánu a jeho léčbě. Odesílá a přijímá zprávy ze svého oddělení. Je tedy možné sledovat, kteří pacienti již byli ozáření, kteří teprve přijdou a který pacient je momentálně ozařován.



1.2.4 4D Integrated Treatment Console

Součástí verifikačního systému VARIs/Vision je Aplikace 4D Integrated Treatment Console, která reguluje léčebný a verifikační proces. Všechny funkce specifické pro léčbu každého pacienta jsou kontrolovány v této aplikaci. Stahuje informace o ozařované frakci ze systému, verifikuje ozařovanou frakci, zobrazuje referenční snímek a aktuálně provedené portálové snímky nebo DRR. Verifikuje správnou polohu ozařovacího přístroje, zda jsou aktuální parametry shodné s parametry uvedenými ve verifikačním systému VARIs/Vision. Zaznamenává informace o provedeném ozáření a ukládá je na lokální harddisk a poté odesílá zpět do databáze verifikačního systému. To provádí u všech druhů ozařovacích plánů (statické ozařování, pohybová terapie, IMRT,...).

Další informace o pacientovi a jeho léčbě, jako je fotografie pacienta, vstupního pole, portálový snímek, jsou staženy z informačního systému a jsou tak lékaři kdykoliv k dispozici pro případnou kontrolu při nejasnostech. V administraci aplikace 4D Integrated Treatment Console je možné nastavit konfiguraci ozařovacího přístroje a uživatelská práva.



1.3 Portálová verifikace

Schopnost verifikovat aktuální polohu pacienta při radioterapeutické léčbě je velmi důležitá v celém verifikačním procesu prováděném v průběhu léčby. Klíčem k této správné verifikaci je portálové zobrazování. Panelem pro portálové zobrazování by měl být vybaven každý moderní a nově instalovaný ozařovací přístroj.

1.3.1 Portal Vision

Je softwarová aplikace a výhodami Portal Vision je integrace celé aplikace do verifikačního systému VARiS/Vision. Všechna data jsou uložena společně

ve verifikačním systému. Portálové snímky jsou velmi kvalitní při jejich pořizování nedochází k přerušení léčby. Velikost panelu pro zobrazování je shodná s velikostí dřívě používaného konvenčního rentgenového filmu. Ale velikost zobrazované oblasti závisí na vzdálenosti FDD (Focus Detektor Distance).

FDD (cm)	Max. Velikost pole (cm ²)		
100	40,0	X	30,0
110	36,4	X	27,3
120	33,3	X	25,0
130	30,8	X	23,1
140	28,6	X	21,4
150	26,7	X	20,0
160	25,0	X	18,8
170	23,5	X	17,6
180	22,2	X	16,7

Tento zobrazovací proces má na rozdíl od filmu lepší kontrast a rozlišovací schopnost a zejména je obrázek přístupný okamžitě po provedené akvizici a tudíž je možné okamžitě podniknout v případě nutnosti kroky pro znovu nastavení pacienta do žádané ozařovací polohy. Součástí je univerzální softwarová aplikace, která má jednoduché a účelné uživatelské rozhraní. Podporuje několik akvizičních režimů jako je jednoduchý snímek, tzv. dvojexpozice a zobrazení cine. Portálové snímky jsou porovnávány s referenčním snímkem, tímto snímkem může být buď DRR nebo snímek simulační či jiný portálový snímek. Detekční jednotkou je plochý panel z amorfního silikonu (a-Si), jehož aktivní plocha je 40×30 cm a pracuje v oblasti energií 4 až 25 MV. Pomocí Portal Vision získáváme čisté a jasné digitální obrazy o skutečné poloze pacienta což nám umožňuje efektivnější a přesnější léčbu. Zobrazování pomocí portálu přináší řadu výhod a překonává tak nevýhody zobrazování pomocí konvenčních rentgenových snímků a otevírá novou cestu a nové možnosti pro zlepšení kvality radioterapeutické léčby.

1.4 In-vivo dozimetrie

In vivo dozimetrie je určena k přímému měření dávky na pacientovi a slouží

ke kontrole zda byla pacientovi dodaná správná dávka odpovídající jeho schválené radioterapeutické léčbě. Dozimetrické ověřování během radioterapeutické léčby je součástí kvalitní moderní radioterapie. Je také důležitým prvkem v procesu verifikace.

V některých evropských zemích je provádění in-vivo dozimetrie povinné, na základě Medical Exposure Directive 97/43/Euratom, kde je doporučeno provádění in-vivo dozimetrie u všech ozařovaných pacientů. Dávka naměřená pomocí in-vivo dozimetrických metod je porovnávána s dávkou naplánovanou lékařem a s dávkou spočítanou pomocí radioterapeutického plánovacího systému. V současné době existují tři metody měření in-vivo dávky na pacientovi: termoluminiscenční dozimetrie, diody a MOSFET.

1.4.1 Termoluminiscenční dozimetrie

Je to první dozimetrická technika, která byla použita v radioterapii pro in-vivo měření. A je používána dodnes. Požívané dozimetry jsou velmi malé asi 1mm x 1mm. Použitým termoluminiscenčním krystalem může být například LiF. Krystal musí být před prvním použitím na pacientovi tzv. vyžíhaný ve speciálním zařízení k tomu určeném a to nejméně 24 hodin před použitím. Každý dozimetr musí být nakalibrován zvlášť, protože jejich kalibrační faktor je velmi široký a to v rozpětí $\pm 15\%$. TLD dozimetr je během záření umístěn na pacientovi a po ozáření se vkládá do speciálního fotonásobiče, který ozářený dozimetr zahřeje na velmi vysokou teplotu (asi 400°C). Termoluminiscenční materiál při této vysoké teplotě emituje světelné záření jehož intenzita proporcionálně odpovídá intenzitě absorbovaného ionizujícího záření v krystalu. Hlavní nevýhodou této metody je velká časová náročnost a pracnost a z toho, při častějším použití, vyplývající také nutnost mít na pracovišti technika, který se zabývá pouze touto problematikou.

1.4.2 Diody

Diody mohou být další metodou využívanou v in-vivo dozimetrii. Jsou to polovodičové součástky, které jsou větší než termoluminiscenční dozimetry. Jejich aktivní plocha je velká 2-3mm². Ty jsou zapouzřeny a koaxiálním kabelem asi o průměru 5mm jsou spojeny s elektrometrem kde dochází k měření. Z důvodů

energetické závislosti materiálu ze, kterého jsou diody vyráběny, je nutné pro pokrytí všech energií využívat několik diod. Každá jednotlivá dioda musí být kalibrována. Využívá principu vzniku nosičů náboje v depletiční vrstvě polovodiče vlivem ionizujícího záření a vzniku proudu těchto nosičů v důsledku napětí na přechodu P-N. Použití diod je jednodušší než využívání TLD dozimetrie. Avšak hlavní nevýhodou diod je jejich velikost, nutnost používání koaxiálních kabelů a fakt že je nutné mít nakalibrované diody pro jednotlivé energie, které se používají při ozařování pacientů. Při používání polovodičových diod je nutné myslet na několik faktorů, které ovlivňují citlivost diody a s nimiž je nutné počítat při kalibraci.

1.4.2.1 SSD (Source Skin Distance)

Je to očekávaná odpověď diody na ionizující záření, kdy SSD je funkcí dávkového příkonu. Vtvoření proudu v diodě je závislé na rychlosti rekombinace v křemíku, která je závislá na dávkovém příkonu.

1.4.2.2 Úhel dopadu záření

Očekávaná odpověď diody se liší v závislosti na úhlu dopadu svazku záření.

1.4.2.3 Teplota

Rozptylový proud v polovodičových diodách je teplotně závislý.

1.4.2.4 Energie záření

Každá dioda je navržena pro jiný druh energie (např. 4MV, 6MV, 18MV, elektronové svazky a záření ^{60}Co ...) a proto použití diody v určité rozsahu vyžaduje korekční faktor. Pro měření elektronových svazků se používají jiné elektrody, protože ty vyžadují jinou ekvivalentní vrstvu obalového materiálu. Stejně tak jako fotonové záření o vysoké energii. Zde je ekvivalent vyšší než u diod používaných pro nízké energie.

1.4.3 MOSFET

Primárně byly tato tranzistory vyvíjeny pro kosmický průmysl. Tranzistor MOSFET je unipolární tranzistor řízený příčným elektrickým polem, kde je vodivost kanálu mezi elektrodami ovládána elektrickým polem vytvářeným ve struktuře kov (M)-oxid (O)-polovodič (S) napětím přiloženým mezi hradlo a elektrodu. Je to nemodernější metoda, která se dá využít pro in-vivo dozimetrii. A v běžné radioterapeutické praxi se snad začne využívat co nejdříve. Dosimetry využívající technologii MOSFET jsou zkonstruovány tak, aby elektronická výměna byla lepší než u TLD a korekční faktory co nejnižší ve srovnání s diodami. Jsou to velmi malé silikonové čipy (1mm x 1mm) a jejich aktivní plocha je přibližně 0,2mm x 0,2mm. Detekce ionizujícího záření je výsledkem permanentní změny prahového napětí, které přesně odpovídá změnám, jež proběhly v uzavřeném oxidu. Tato změna napětí proporcionálně odpovídá absorbované dávce. Ve skutečnosti je MOSFET integrálním dozimetrem. Prahové napětí je tranzistoru je citlivé na ionizující záření a je funkcí dávky záření. Typická citlivost je v rozmezí 1-3mV/cGy. Před použitím těchto dozimetrů je nutné znát tuto citlivost. Některé dozimetry využívají těchto tranzistorů umí převést změřenou změnu elektrického napětí přímo na absorbovanou dávku v cGy. Tranzistory MOSFET překonávají korekční faktory, které jsou potřebné při používání klasických polovodičových diod.

1.4.3.1 SSD (Source Skin Distance)

Náboj díky kterému vzniká malé napětí na vstupu je přímo odstraněn z oxidu a není rekombinován. A proto není MOSFET závislý na dávkovém příkonu.

1.4.3.2 Úhel dopadu záření

Úhel dopadu záření nemá vliv na chování tranzistoru. V tomto případě má MOSFET co se týká odpovědi stejné vlastnosti a to hlavně díky své malé velikosti.

1.4.3.3 Teplota

Není teplotně závislý. Thomson Nielsen navrhl použití dvou stejných tranzistorů jejichž prahová úroveň elektrického napětí na výstupu je odečtena ze změřené dávky.

Jeden tranzistor je sestavený tak, že je k ionizujícímu záření citlivější než ten druhý a výsledkem je produkt, který je teplotně nezávislý.

1.4.3.4 Energie záření

Tranzistory typu MOSFET jsou tak malé, že jejich obalový materiál je velmi tenký (<1mm) a proto jsou nezávislé na energii ionizujícího záření. To znamená, že jeden a tentýž dozimetr využívající této technologie může být používán pro všechny energie a všechny druhy záření (fotonové, elektronové, ...) Na druhou stranu je proto nutné při měření různých energií tento ekvivalent dodat. Aby byl zajištěn built-up efekt, který odpovídá měřené energii. S dobrým efektem jsou pro tato potřeby používány tzv. bolusy.

Navíc velkou výhodou tranzistorů typu MOSFET je jejich univerzálnost. Je možné je využívat nejen v běžné denní praxi, ale také při použití jiných technik. Stále stejná odpověď a jejich malá velikost mluví v jejich účelné využití v in-vivo dozimetrii, nejlépe v brachyradioterapii a při měření dávek in-vivo u IMRT.

1.5 Subjektivní verifikační postupy

Subjektivní verifikace je zajišťována radiologickým asistentem a lékařem. Verifikační systém pouze porovnává data aktuální s daty naplánovanými a to zda parametry nepřekračují povolené toleranční limity. Pokud není vše v pořádku nedovolí systém spustit záření. A právě data zadaná ve verifikačním systému je nutné kontrolovat, protože v průběhu přípravy radioterapeutické léčby může dojít k neúmyslné změně. Pokud je však změna záměrná je nezbytné, aby ji lékař podepsal v ozařovacím protokolu a tím potvrdil, že se nejedná o chybu. K prvním zdrojům chyb může dojít již na simulátoru, když radiologický asistent zadává potřebné informace o pacientovi do databáze verifikačního systému. A právě vzhledem k možnému vzniku chyb a překlepů je nutné neustále v při každém kroku přípravy věnovat velkou pozornost tomu, jestli data verifikačním systému souhlasí s papírovou dokumentací.

Při prvním příchodu pacienta na simulátor je pořízena je fotografie, a ta je pak vložena k dalším údajům o pacientovi. Tato fotografie slouží ke každodenní verifikaci totožnosti pacienta na ozařovacím přístroji.

Po naplánování ozařování fyzikem je takto připravený plán za pomoci simulátoru přenesen na tělo pacienta, tak že se na kůži pacienta pomocí speciální barvy zakreslí průmět izocentra podle parametrů v ozařovacím plánu. Přesná poloha izocentra ozařovače, do které musí být pacient umístěn, aby byl ozářen podle plánu, je simulována pomocí tří laserů umístěných na stěnách simulační místnosti a také v ozařovně. V průběhu simulace by měl být ke každému poli vytvořen simulační snímek. Tento snímek je poté zanesen do databáze k danému pacientovi a slouží jako srovnávací snímek při provádění portálového snímkování, při němž se objektivně kontroluje poloha pacienta. Kromě správné polohy pacienta se na simulátoru kontroluje poloha všech komponent ozařovacího přístroje, zda nikde nedochází ke kolizi s pacientem. A zda je ozáření s takto nastavenými parametry provést.

Po ukončení simulace jsou veškeré parametry polohy stolu, gantry, kolimátoru a portálového zobrazovacího systému uloženy do databáze verifikačního systému. Tyto parametry jsou nezávisle zkontrolovány dvěma odpovědnými osobami. Kontroluje se shoda naplánovaných parametrů v papírové dokumentaci s parametry uvedenými ve verifikačním systému. Tyto kontroly jsou naprosto nezbytné, protože během simulace může dojít k nežádoucí změně některého parametru. Pokud by tato chyba nebyla zachycena může dojít až k nesprávnému ozáření pacienta což se klasifikuje jako radiologická událost. Po provedení těchto úkonů je pacient zařazen do časového plánu ozařovacího přístroje a jeho dokumentace je předána radiologickým asistentům na přístroji.

Při prvním nastavení pacienta na ozařovacím přístroji je přítomen lékař, který ověří zda poloha pacienta je správná a shodná s polohou naplánovanou. Ověří také shodu značek na kůži pacienta a laserů, které určují izocentrum. V ovladovně zkontroluje velikost polí, správnost použité energie a techniky a počet monitorovacích jednotek. Pokud je vše v pořádku dovolí spustit záření. Správnost nastavení potvrdí svým podpisem v ozařovacím protokolu a ve verifikačním systému svým uživatelským jménem a heslem. Tímto změní status ozařovacího plánu z **Planning Approve** na **Treatment Approve**. Toto právo má pouze lékař, protože on je aplikujícím odborníkem podle vyhlášky 307/2002 Sb. v platném znění. A lékař odpovídá

za správnost provedené léčby ionizujícím zářením. Je tedy posledním článkem ve schvalovacím procesu přípravy radioterapeutické léčby.

Poté již následuje každodenní verifikace a ozařování prováděné radiologickým asistentem. Tato verifikace spočívá v ověření totožnosti pacienta již při vstupu do kabinky a poté opětovné ověření totožnosti přímo v ozařovně. Pacient musí nahlas a zřetelně uvést své celé jméno a rok narození. Tyto informace ověří radiologický asistent pohledem na vnitřní monitor, kde je uvedeno jméno pacienta, který bude právě ozařován. Kromě jména pacienta je na monitoru zobrazena aktuální poloha celého ozařovacího systému a poloha, do které musí být přístroj nastaven, aby verifikační systém dovolil spustit záření. Veškeré nad toleranční odchylky v nastavení pacienta jsou výrazně zobrazeny a současně je zabráněno spustit záření. Jsou zde také zobrazeny poznámky k fixaci a uložení pacienta do správné ozařovací polohy.

Verifikace polohy pacienta spočívá v přesném nastavení na laserů na značky, které byly zakresleny na kůži pacienta při simulaci. Toto nastavení závisí na vnímání každého jednotlivého člověka a je nesmírně důležité, aby toto nastavení bylo pokud možno co nejpřesnější. Je možné jej potom zkontrolovat pomocí portálového snímkování případně pomocí OBI či CBCT.

Pro správnou verifikaci a co největší eliminaci chyb je nutné mít jasně specifikované postupy a odpovědnosti při přípravě a provádění radioterapeutické léčby. Pro verifikaci je nutná jednoznačná a srozumitelná komunikace s pacientem i s ostatním obsluhujícím personálem.

2 Hypotéza

Nasazením verifikačního systému, využitím in-vivo dozimetrie a portálového snímkování k verifikaci nastavení pacientů a přístrojové techniky, je možné minimalizovat, případně eliminovat, vznik chyb souvisejících jak s chybami obsluhujícího personálu, tak chyb vyplývajících z nesprávné činnosti používaných přístrojů.

3 Cíl práce

Cílem bakalářské práce je popsat funkci verifikačního systému a jeho začlenění v procesu plánování radioterapie. Nastínit jeho význam a vztah k nastavení pacienta a ozařovacího přístroje, a tím rozšířit znalosti radiologických asistentů pracujících na radioterapeutických pracovištích. A také nutnost používání verifikačního systému a verifikačních postupů v celém procesu plánování radioterapie. Stejně tak, jako potvrdit význam používání in-vivo dozimetrie a portálového snímkování, pomocí statistické zpracování dat získaných na reálném pracovišti, a v budoucnu i IGRT.

4 Metodika práce

Zpracování dat a informací získaných z dostupné odborné literatury a firemních návodů k ozařovacím přístrojům, portálům a dozimetrickým systémům a poznatků z praxe na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu.

Součástí práce bude i zpracování vzorku dat získaných v běžném provozu v za rok 2007. Zhodnoceny budou odchylky portálových snímků od snímků simulačních, které jsou pořízeny před zahájením vlastního ozařování. A pak také odchylky v aplikované dávce, od dávky vypočítané plánovacím systémem, pomocí in-vivo dozimetrie. Data jsou získána za stejné časové období.

5 Výsledky

Úkolem verifikačního systému v moderní radioterapii je zajistit eliminaci chyb v podobě chybného ozáření pacienta. Tato chyba se může týkat ozáření úplně jiného pacienta, špatné ozařovací polohy, chybné dávky na frakci nebo chybné dávky použité pro celou léčbu, nesprávné polohy ozařovacího systému nebo jeho komponentů. Tomuto všemu se za použití verifikačního systému a standardních verifikačních postupů lze vyhnout. Není možné však nikdy zajistit úplnou bezchybnost, protože se jedná jen o techniku, kterou obsluhují omylní lidé. Ale správným a odpovědným přístupem je možné eliminovat na nejnižší možnou míru.

Mezi chyby, které můžeme za pomoci verifikačního systému a verifikačních postupů odhalit, jsou chyby v dokumentaci pacienta, chyby hardware a software, chyby v komunikaci. Proto je nutné přesně specifikovat postupy, kterých nutné se držet v každé situaci a důsledně trvat na provedení všech potřebných kroků při přípravě radioterapeutické léčby.

Postupně se budu věnovat typů verifikace tak jak jsou prováděny na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně, aby se zabránilo pokud možno všem chybám, jež mohou vyplynout jak z nesprávné činnosti používaného vybavení, softwaru tak z nepozornosti radiologického asistenta či lékaře. Pro ověření polohy pacienta slouží portálová verifikace a pro kontrolu správnosti aplikované dávky pacientovi se využívá, na základě doporučení Medical Exposure Directive 97/43/Euratom, in-vivo dozimetrie.

5.1 Portálová verifikace

Verifikace polohy pacienta se provádí u všech pacientů ozařovaných na přístrojích, které jsou vybaveny tímto přídavným zařízením. Intervaly za které jsou jednotlivé kontroly pomocí portálu prováděny jsou uvedeny v Příručce pro ověřování polohy pacienta pomocí portálového snímkování, jež je součástí vnitřních nařízení Kliniky radiační onkologie a dotýká se kontrol kvality radioterapie.

Dříve než je provedena samotná verifikace je nutné zadat požadavky na jednotlivé portálové snímky do verifikačního systému.

5.1.1 RT Chart – Scheduling

Každý pacient má vlastní záznam v databázi VARiS/Vision, do kterého jsou ukládána všechna data, jež souvisí s jeho radioterapeutickou léčbou. Všichni pacienti u kterých se bude provádět portálové snímkování již tento záznam mají. Protože plánování radioterapie a její simulace již proběhla.

Vyhledání záznamu pacienta

Nejdříve se obsluhující pracovník přihlásí svým uživatelským jménem a heslem do aplikace RT Chart. Záznam pacienta vyhledá pomocí tlačítka **Open** pacient na panelu nástrojů nebo v menu **File**. Zobrazí se dialogové okno **Patient Explorer**, které umožňuje vyhledat záznam požadovaného pacienta v databázi VARiS/Vision. Vyhledává pomocí ID (rodné číslo) nebo podle příjmení, skupiny písmen. Hledanou informaci napíše do zeleného pole **Patient ID** nebo **Last name**. Po stisknutí tlačítka **Update list** se v bílém poli zobrazí záznamy všech pacientů, jež odpovídají zadaným informacím. Poté vybere požadovaného pacienta a otevře jeho záznam dvojitým kliknutím nebo stiskem tlačítka **OK**.

Zadání portálů k jednotlivým frakcím

V aplikaci RT Chart na spodní nástrojové liště zvolí záložku **Scheduling**. Pokud ve žlutých polí u plánu, který se bude ozařovat není vyplněno **Active** – klikne pravým tlačítkem myši do libovolného žlutého pole, zobrazí se nabídka z níž vybere položku **File plan** u všech frakcí požadovaného plánu se musí objevit položka **Active**. Provedené změny jsou potvrzeny pomocí stisku kláves Ctrl+S nebo stiskem tlačítka **Save** v panelu nástrojů. Pro vyplnění požadavku portálu u jednotlivých frakcí je nutné mít zaškrtnuto políčko **Show Sequence Image Scheduling**. Po tomto kroku se zobrazí u plánu všechna pole, jak pole **Treatment** tak pole **Setup**.

PortalDosimetry	
pred, stop	
pred,+2cm	
pred,+5cm	
pred,+8cm	
pred,2exp.,+0cm	
pred,2exp.,+2cm	
pred,2exp.,+5cm	
pred,2exp.,+8cm	
pro QA EPID	
Delete Sequence Template <Delete>	
Copy	<Ctrl + C>
Paste	<Ctrl + V>

U každé frakce je u pole kolonka do níž lze vyplnit požadavek na provedení portálového snímku. Při klepnutí pravého tlačítka myši na tuto kolonku se zobrazí nabídka, ze které se vybereme vyhovující typ portálového zobrazení. Vybrána je ta položka, která je nejvhodnější pro dané pole a totéž je provedeno u každého pole, kde je požadováno provedení portálového snímku.

Vše zopakujte u frakcí u nichž je zadán požadavek na provedení portálu podle Příručky pro ověřování polohy pacienta pomocí portálového snímkování. Provedené změny uloží. Typy portálového snímkování se mohou lišit podle zvyklosti pracoviště. Lze je přidávat, odstraňovat a měnit jejich nastavení v Administraci RT-Chartu. Toto mohou provádět pouze uživatelé s patřičnými uživatelskými právy.

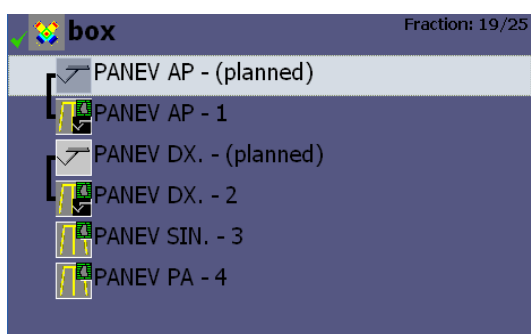
Portal Dosimetry – akviziční sekvence pro ověřování IMRT
pred, stop – 1 snímek před ozářením, clony v původní velikosti
pred, +2cm – 1 snímek před ozářením, clony otevřeny o 2cm navíc
pred, +5cm – 1 snímek před ozářením, clony otevřeny o 5cm navíc
pred, +8cm – 1 snímek před ozářením, clony otevřeny o 8cm navíc
pred, 2exp., +0cm – dvojexpozice: pole otevřené o 0cm a poté ozařovací pole
pred, 2exp., +2cm – dvojexpozice: pole otevřené o 2cm a poté ozařovací pole
pred, 2exp., +5cm – dvojexpozice: pole otevřené o 5cm a poté ozařovací pole
pred, 2exp., +8cm – dvojexpozice: pole otevřené o 8cm a poté ozařovací pole
pro QA EPID – pro kalibraci portálu

Na Klinice radiační onkologie se používá několik typů portálového snímkování, volba závisí na velikosti ověřovaného pole a na vzdálenosti zobrazovací jednotky od zdroje záření.

Nyní je požadavek na portál zadán a při otevření dané frakce, k níž byl přiřazen příkaz o provedení portálového snímku, verifikační systém zobrazí tento požadavek na 4D Integrated Treatment Console.

5.1.2 Zobrazení a provedení portálového snímku

Po příchodu pacienta na ozařovací přístroj a ověření jeho totožnosti, vybere radiologický asistent z časového plánu ozařovače pacientův záznam a stiskne tlačítko OK. Verifikační systém poté zobrazí na 4D Integrated Treatment Console celkový náhled na plán pacienta. Přehledně vidí kolik má plán polí Treatmentových a setupových, číslo ozařované frakce, referenční snímek, polohu lamel MLC a portálového zařízení a aktuální a plánovanou polohu celého ozařovacího systému. Stiskem tlačítka **Mode up** odešle údaje o ozařovaném pacientovi na vnitřní monitor



ozařovny (výstup verifikačního systému). Pole u něhož má být proveden portál je na obrazovce 4D Integrated Treatment Console označen speciální ikonou. Podle níž lze určit o jaký typ portálového zobrazení se jedná. Na monitoru v ozařovně je informace o provedení portálu zobrazena

u daného pole a to označením **pi**:

Radiologický asistent nastaví pacienta do předepsané ozařovací polohy, srovná ho na značky zakreslené na kůži tak aby se shodovaly s lasery. Pak na ručním ovladači, který slouží k řízení portálového systému stiskne tlačítko **Auto Go** a současně druhou rukou drží stisknuta tlačítka **Motion Enable Bars**. Souběžným stiskem těchto tlačítek dá portálovému systému povel k přesunu ze základní polohy do polohy, která byla stanovena na simulátoru. Tato poloha je shodná s polohou zesilovače na simulátoru, když byl pořízen snímek se kterým se bude prováděný portál srovnávat. Po ukončení pohybu se na displeji ovladače objeví souřadnice do kterých portál najel. Nyní je systém nachystán k provedení portálového snímku. V případě prvního portálového snímku daného pole, radiologický asistent zkontroluje zda se detekční jednotka skutečně nachází za požadovanou oblastí snímání. Poté na ovládací konzoli urychlovače navolí počet monitorovacích jednotek – podle tloušťky pacienta volíme 3-7 MU a spustí zařízení. Pokud se jedná o set up pole vrátí se do ozařovny a zkontroluje, zda při přesunu ramene urychlovače do další polohy ozařování nedojde ke kolizi portálu s pacientem. Případně portál vrátí do základní polohy a u další pole opět uvede do požadované

polohy. Když doprovází akvizici u treatmentového pole, tak verifikační systém automaticky odečte počet monitorovacích jednotek použitých při portálování od celkového počtu jednotek na dané pole, není-li však toto chování požadováno, je možné jej zakázat. Po provedení portálového snímku se výsledek zobrazí vedle snímku referenčního daného pole na pracovní ploše 4D Integrated Treatment Console. Po ukončení portálového snímkování se vrátí zpět do ozařovny a uvede celý portálový systém do základního stavu opět stiskem **Motion Enable Bars** a tentokrát tlačítkem **RETR**. Uvolní až po ukončení všech pohybů portálu. Na displeji ručního ovladače se zobrazí **Arm Retracted**.

5.1.3 Vyhodnocení portálových snímků

Vyhodnocení portálových snímků provádí radiologický asistent ve spolupráci s ošetřujícím lékařem. Portálový snímek, který byl proveden při kontrole nastavení u první ozařovací frakce, vyhodnocuje lékař.

Při vyhodnocování zakreslí lékař v aplikaci RT-Chart v Review kostní kontury do simulačního snímku a ty jsou poté přeneseny do právě zhotoveného snímku portálového. Pomocí pohybu myši srovná kontury na portálový snímek, tak aby byla co největší shoda ve všech zakreslených konturách. Po dokončení korekcí vše potvrdí a ve spodní části obrazovky se zobrazí odchylky portálového snímku od snímku simulačního a to v osách **X** (laterální směr, Lat.), **Y** (longitudinální směr, Lng.), **Rtn** (rotace pacienta).

Velikost odchylky může ovlivnit několik faktorů. Pohyb pacienta v průběhu akvizice, jeho uvolnění, subjektivní náhled na jednotlivé snímky a přesnost srovnání.

Každý další snímek ve zbývajících frakcích vyhodnocují speciálně proškolení radiologičtí asistenti, proto existuje pravděpodobnost chyby v subjektivním pohledu na snímek. Po provedení třetího portálového snímku vyhodnocující radiologický asistent vytiskne přehled těchto snímků, kde jsou zobrazeny všechny odchylky u jednotlivých frakcí. Této přehled se tiskne ze speciálního programu k tomu vytvořenému a ten je součástí kontroly kvality radioterapie na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu.

V případě, že tři po sobě jdoucí vyhodnocení portálu vykazují větší než

povolenou odchylku pro danou lokalizaci, tak o této skutečnosti informuje vyhodnocující radiologický asistent určeného radiologického fyzika, který rozhodne zda se nejedná pouze o systematickou chybu v nastavení nebo o chybu v procesu vyhodnocování a zda velikost ověřovaného pole byla správně stanovena. V případě malých odchylek stačí jen přesnější nastavení pacienta do ozařovací polohy. V případě velkých odchylek a má-li pochybnosti o správném nastavení pacienta doporučí ošetřujícímu lékaři opakovanou simulaci a kontrolu značek zakreslených na kůži pacienta.

5.1.4 Statistické zpracování portálových snímků

Z důvodů aplikace vysokých kurativních dávek do ozařovaného objemu je kladen neustále větší důraz na přesnost nastavení polohy pacienta a její reprodukovatelnost v průběhu celého ozařování. Toto lze zajisti pomocí portálového snímkování či využitím nejmodernější techniky pro verifikaci polohy pacienta jako je OBI nebo CBCT.

Na Klinice radiační onkologie je na instalována zatím pouze portálová zobrazovací jednotka. Proto jsou získané poznatky pouze z portálového snímkování.

Data byla získána v období leden až červen 2007 u pacientů s diagnózou C61.9 – karcinom prostaty. Portálové snímky se dělaly podle doporučení lékaře. Za dané období bylo celkem ozařováno 164 pacientů s touto diagnózou. Vybrala jsem průměrný vzorek 47 pacientů. Celkem u nich bylo provedeno 504 portálových snímků vždy jeden z gantry 0° a jeden z gantry 270°.

Na základě vyhodnocení bylo 22 snímků z celkového hodnocení vyřazeno v důsledku nesmyslné odchylky, která byla dána softwarovou chybou v procesu vyhodnocování. Ta může být způsobena nastavením nevhodného typu snímkování, ověřované pole je poté větší než detekční plocha portálové jednotky v dané vzdálenosti od zdroje záření a software si s takovou informací nedokáže poradit a vyhodnotit ji správně, pak vykazuje nesmyslné odchylky v řádech několika centimetrů, které jsou již na první pohled k jakémukoliv zpracování nevhodné. Protože je téměř nemožné, aby byl pacient nastaven s několika centimetrovou chybou z toho důvodu, že by se to muselo projevit již při nastavování pacienta do správné polohy a to neshodující se aktuální

polohou ozařovacího stolu s polohou naplánovanou. V tom případě je nutné ověřit nastavení typu snímkování, zda není pro danou velikost pole nevhodně zvolené. A zkontrolovat polohu pacienta, při jakýchkoli pochybnostech zakreslené značky překontrolovat na simulátoru a teprve po tomto ověření pokračovat v ozařování se souhlasem lékaře.

Celkem tedy bylo zpracováno 482 portálových snímků u 47 pacientů. Tolerance pro portálové snímky u této lokality byla stanovena na 0,5cm podle příručky o portálovém snímkování. Při celkovém vyhodnocování bylo zjištěno, že přibližně 8% všech hodnocených pacientů bylo nastaveno s odchylkou větší než 0,5cm. Zde už poté hrozí, že bude-li se tato chyby opakovat může dojít k nepřesnému ozáření PTV. U těchto pacientů je při dalším nastavení přítomen lékař, který ověří zda je poloha správná a zda je pacient správně uložen. Při pochybnostech provede další portálové snímky, které ještě před ozářením pacienta vyhodnotí a pokud se chyba reprodukuje opět, zkontroluje správnost přenesení ozařovacího plánu na pacienta za pomoci opětovné simulace.

Nicméně vzhledem k tomu, že tato odchylka je v průběhu měsíců téměř shodná, lze usuzovat na systematickou chybu v nepřesnosti vyhodnocování jednotlivých portálových snímků na chybu softwarového původu v důsledku chybně nastavené akvizice velikosti snímaného pole či chybně uložených hodnot pro portálovou zobrazovací jednotku a nezkontrolování její pozice radiologickým asistentem, který provádí akvizici. Tuto chybu by bylo možné odhalit okamžitě, pokud by ozařovací přístroj měl systém OBI. Princip metody spočívá v provedení kilovoltážního zobrazení cílového objemu a kritických struktur těsně před ozářením pacienta. Poté je provedena fúze obrazu pacienta získaného při zaměřovacích procedurách před ozářením s aktuálním obrazem přímo na ozařovně. Podle míry diskrepance obou obrazů se koriguje poloha ozařovacího stolu a tím je zaručena absolutní preciznost ozáření.

V případě, že se odchylka opakuje je provedena kontrola značek na kůži pacienta na simulátoru. Po této kontrole jsou provedeny nové snímky.

Zbytek 92% portálových snímků bylo vyhodnoceno jako správných. Proto lze soudit, že poloha pacientů s karcinomem prostaty je pohodlná a snadno reprodukovatelná a fixace pacientů je v pořádku.

Podobný systém portálového snímkování by měl být zaveden u všech lokalit, které jsou ozařovány. Aby byla zajištěna, co největší kontrola kvality prováděné radioterapeutické léčby a zpětná kontrola přesnosti nastavování ozařovaných pacientů.

Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za leden 2007

Gantry = 0°

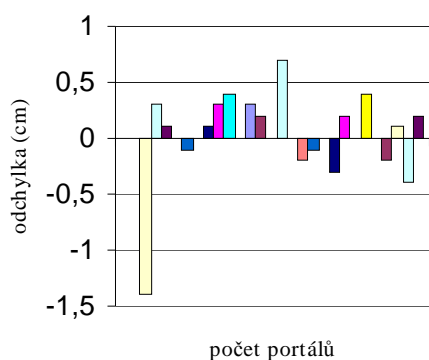
počty

celkový počet portálových snímků	29
počet portálových snímků v toleranci ose X	27
počet portálových snímků v toleranci ose Y	28
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	2
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	1

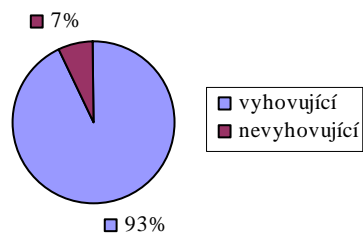
statistika

průměrná odchylka osa X	0,02
průměrná odchylka osa Y	0,08
max. kladná odchylka osa X	0,70
max. záporná odchylka osa X	-1,40
max. kladná odchylka osa Y	0,50
max. záporná odchylka osa Y	-0,30

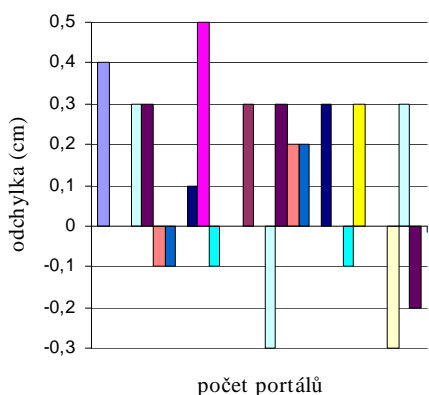
Odchylky G=0° osa X



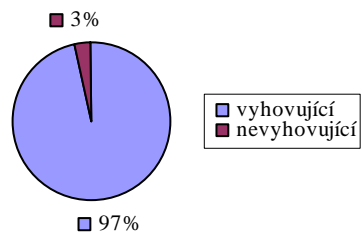
Portály G=0° osa X - leden



Odchylky G=0° osa Y



Portály G=0° osa Y - leden



Vyhodnocení portálových snímků u Dg. C61.9 za leden 2007

Gantry 270°

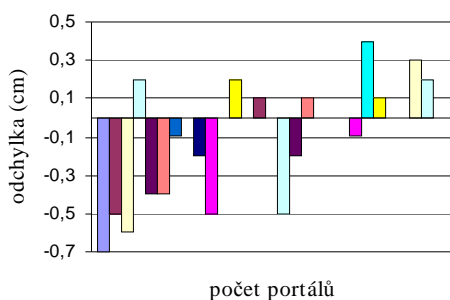
počty

celkový počet portálových snímků	29
počet portálových snímků v toleranci ose X	27
počet portálových snímků v toleranci ose Y	25
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	2
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	4

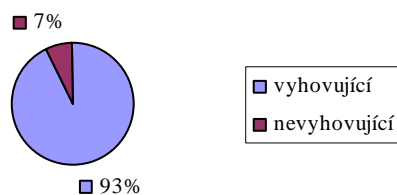
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,09
průměrná odchylka osa Y	0,13
max. kladná odchylka osa X	0,40
max. záporná odchylka osa X	-0,70
max. kladná odchylka osa Y	0,70
max. záporná odchylka osa Y	-0,20

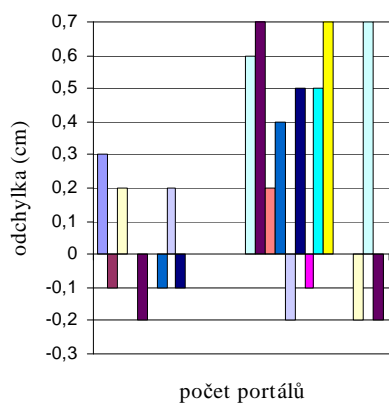
Odchylky G=270° osa X



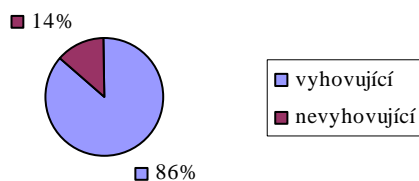
Portály G=270° - leden



Odchylky G=270°osa Y



Portály G=270° - leden



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za únor 2007

Gantry 0°

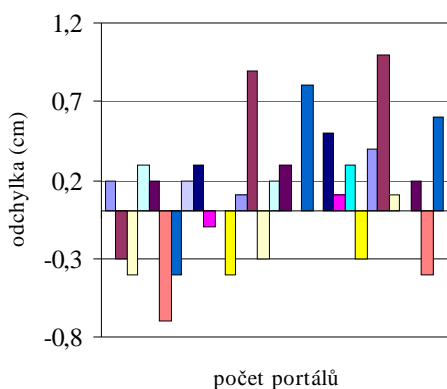
počty

celkový počet portálových snímků	31
počet portálových snímků v toleranci ose X	26
počet portálových snímků v toleranci ose Y	27
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	5
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	4

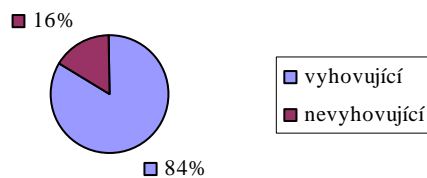
statistika

průměrná odchylka osa X	0,11
průměrná odchylka osa Y	-0,01
max. kladná odchylka osa X	1,00
max. záporná odchylka osa X	-0,70
max. kladná odchylka osa Y	0,60
max. záporná odchylka osa Y	-1,00

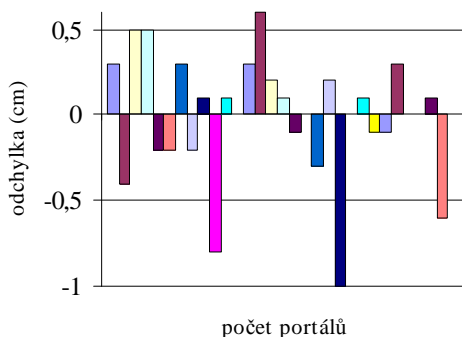
Odchylky G=0° osa X



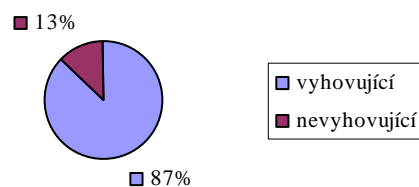
Portály G=0° osa X - únor



Odchylky G=0° osa Y



Portály G=0° osa Y - únor



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za únor 2007

Gantry 270°

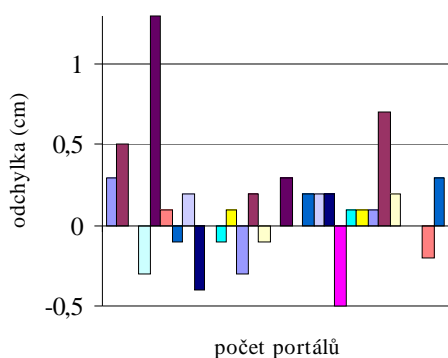
počty

celkový počet portálových snímků	31
počet portálových snímků v toleranci ose X	29
počet portálových snímků v toleranci ose Y	28
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	2
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	3

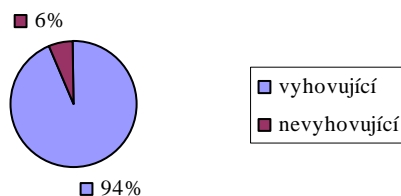
statistika

průměrná odchylka osa X	0,10
průměrná odchylka osa Y	0,11
max. kladná odchylka osa X	1,30
max. záporná odchylka osa X	-0,50
max. kladná odchylka osa Y	0,80
max. záporná odchylka osa Y	-0,70

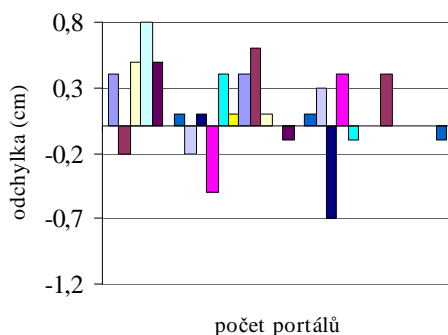
Odchylky G=270° osa X



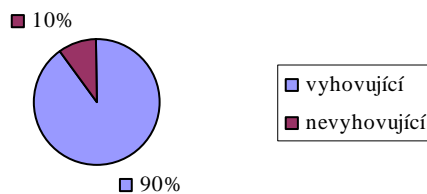
Portály G=270 osa X - únor



Odchylky G=270°osa Y



Portály G=270osa Y - únor



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za březen 2007

Gantry 0°

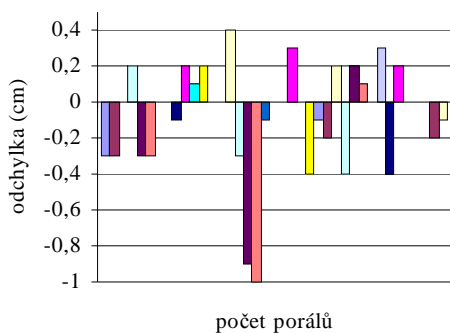
počet

celkový počet portálových snímků	39
počet portálových snímků v toleranci ose X	34
počet portálových snímků v toleranci ose Y	36
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	5
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	3

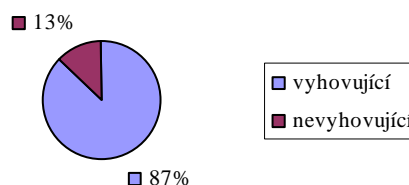
statistika

průměrná odchylka osa X	0,05
průměrná odchylka osa Y	0,09
max. kladná odchylka osa X	1,10
max. záporná odchylka osa X	-1,00
max. kladná odchylka osa Y	0,70
max. záporná odchylka osa Y	-0,70

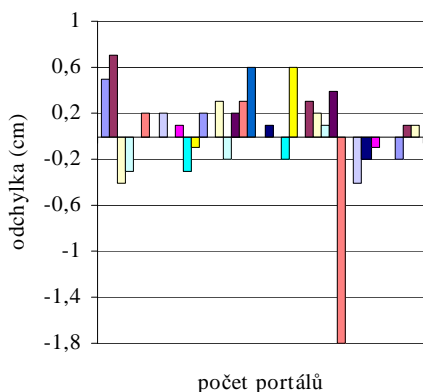
Odchylky G=0° osa X



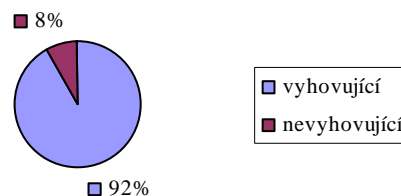
Portály G=0° osa X - březen



Odchylky G=0° osa Y



Portály G=0° osa Y - březen



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za březen 2007

Gantry 270°

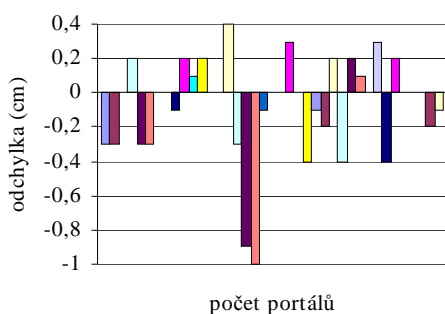
počet

celkový počet portálových snímků	39
počet portálových snímků v toleranci ose X	37
počet portálových snímků v toleranci ose Y	35
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	2
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	4

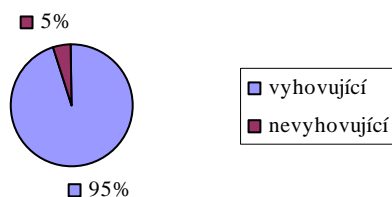
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,08
průměrná odchylka osa Y	-0,06
max. kladná odchylka osa X	0,40
max. záporná odchylka osa X	-1,00
max. kladná odchylka osa Y	0,70
max. záporná odchylka osa Y	-1,80

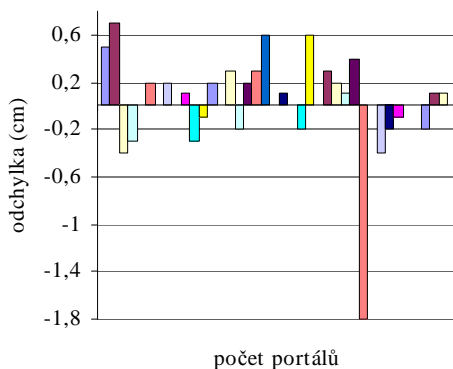
Odchylky G=270° osa X



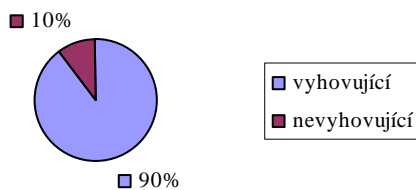
Portály G=270° osa X - březen



Odchylky G=270° osa Y



Portály G=270° osa Y - březen



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za duben 2007

Gantry 0°

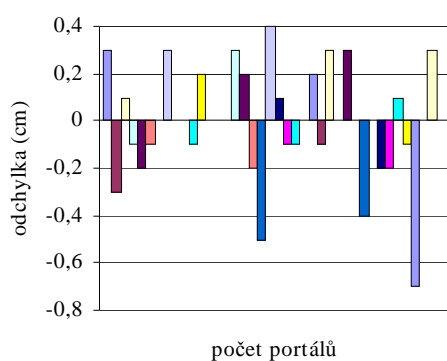
počet

celkový počet portálových snímků	40
počet portálových snímků v toleranci ose X	35
počet portálových snímků v toleranci ose Y	37
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	5
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	3

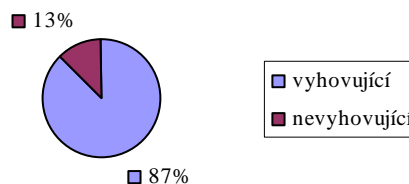
statistika

průměrná odchylka osa X	0,28
průměrná odchylka osa Y	0,17
max. kladná odchylka osa X	1,30
max. záporná odchylka osa X	-1,30
max. kladná odchylka osa Y	0,90
max. záporná odchylka osa Y	-0,30

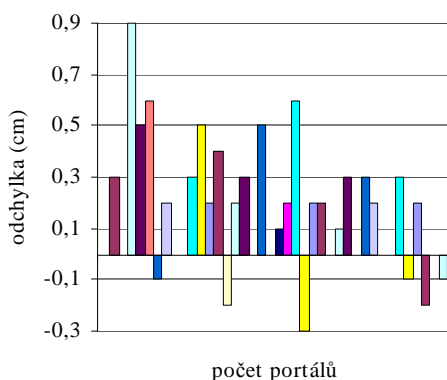
Odchylky G=0° osa X



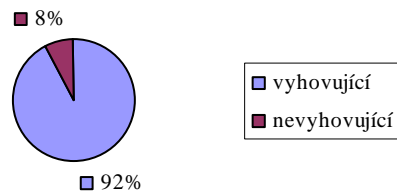
Portály G=0° osa X - duben



Odchylky G=0° osa Y



Portály G=0° osa Y - duben



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za duben 2007

Gantry 270°

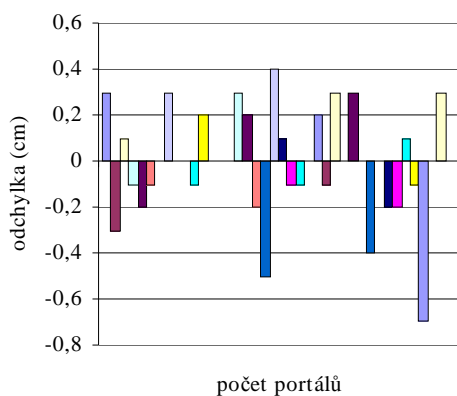
počet

celkový počet portálových snímků	40
počet portálových snímků v toleranci ose X	39
počet portálových snímků v toleranci ose Y	38
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	1
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	2

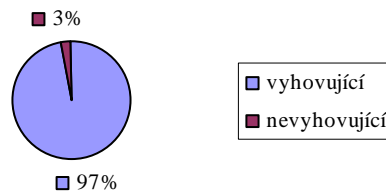
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,01
průměrná odchylka osa Y	0,13
max. kladná odchylka osa X	0,40
max. záporná odchylka osa X	-0,70
max. kladná odchylka osa Y	0,80
max. záporná odchylka osa Y	-0,30

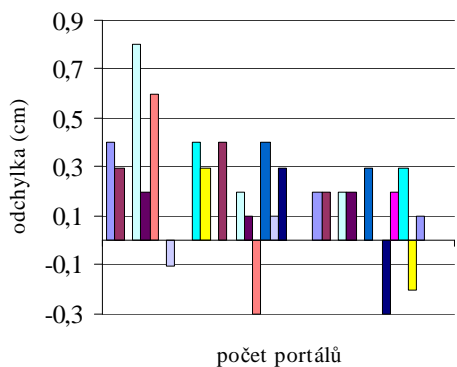
Odchyly G=270° osa X



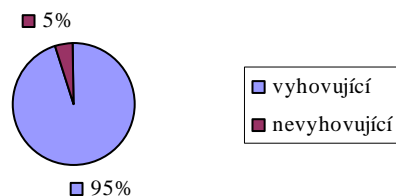
Portály G=270° osa X - duben



Odchyly G=270° osa Y



Portály G=270° osa Y - duben



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za květen 2007

Gantry 0°

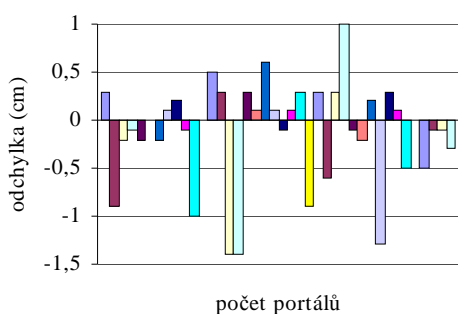
počet

celkový počet portálových snímků	40
počet portálových snímků v toleranci ose X	31
počet portálových snímků v toleranci ose Y	38
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	9
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	2

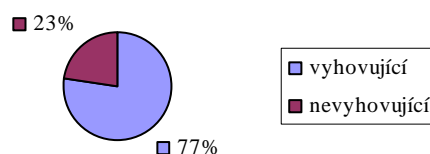
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,13
průměrná odchylka osa Y	0,10
max. kladná odchylka osa X	1,00
max. záporná odchylka osa X	-1,40
max. kladná odchylka osa Y	0,60
max. záporná odchylka osa Y	-0,40

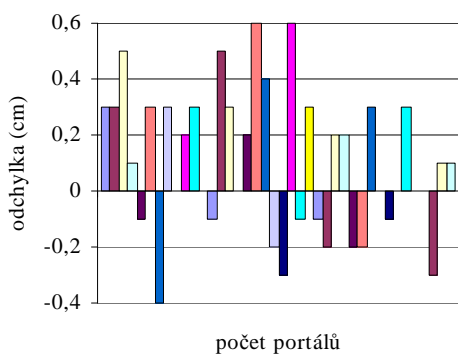
Odchylky G=0° osa X



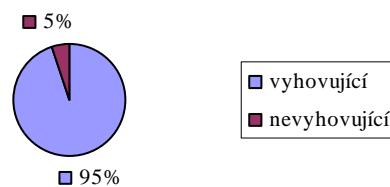
Portály G=0° osa X - květen



Odchylky G=0° osa Y



Portály G=0° osa Y - květen



Vyhodnocení portálových snímků u dg. C61.9 za květen 2007

Gantry 270°

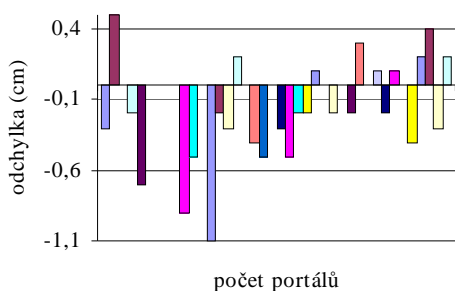
počet

celkový počet portálových snímků	40
počet portálových snímků v toleranci ose X	37
počet portálových snímků v toleranci ose Y	39
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	3
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	1

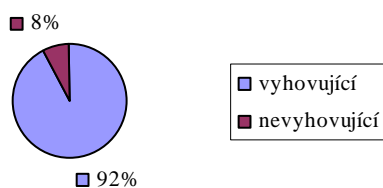
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,14
průměrná odchylka osa Y	0,12
max. kladná odchylka osa X	0,50
max. záporná odchylka osa X	-1,10
max. kladná odchylka osa Y	2,40
max. záporná odchylka osa Y	-0,30

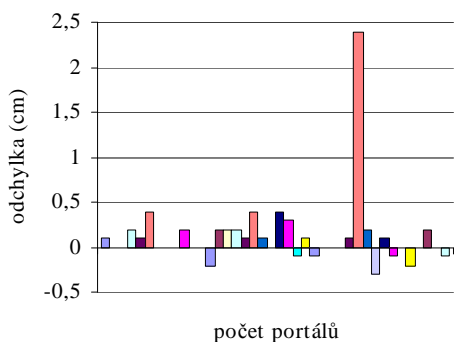
Odchylky G=270° osa X



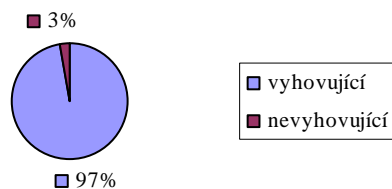
Portály G=270° osa X - květen



Odchylky G=270° osa Y



Portály G=270° osa Y - květen



Vyhodnocení portálových snímků u Dg. C61.9 za červen 2007

Gantry 0°

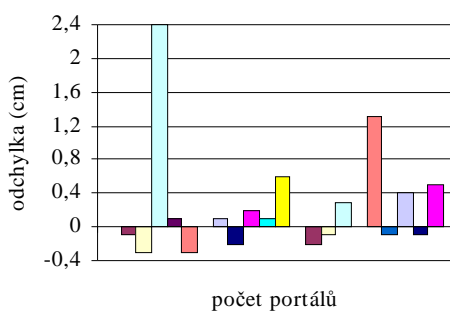
počty

celkový počet portálových snímků	29
počet portálových snímků v toleranci ose X	26
počet portálových snímků v toleranci ose Y	27
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	3
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	2

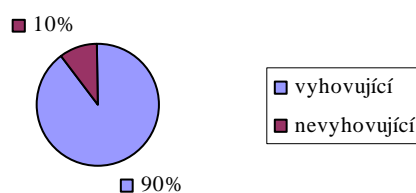
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,06
průměrná odchylka osa Y	0,02
max. kladná odchylka osa X	0,40
max. záporná odchylka osa X	-0,50
max. kladná odchylka osa Y	0,70
max. záporná odchylka osa Y	-0,40

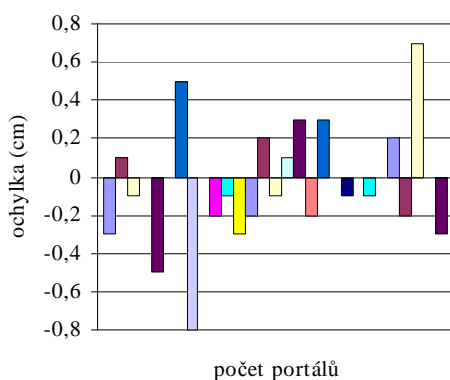
Odchylky G=0° osa X



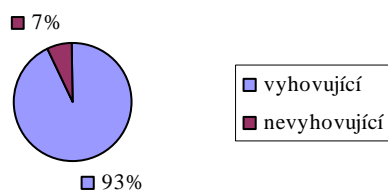
Portály G=0° osa X - červen



Odchylky G=0°osa Y



Portály G=0° osa Y - červen



Vyhodnocení portálových snímků u Dg. C61.9 za červen 2007

Gantry 270°

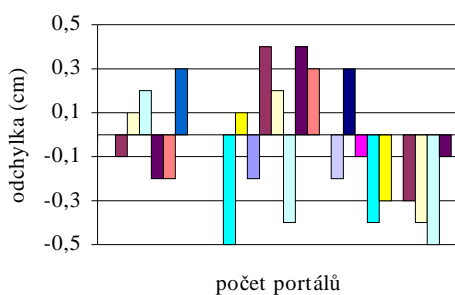
počty

celkový počet portálových snímků	29
počet portálových snímků v toleranci ose X	29
počet portálových snímků v toleranci ose Y	28
počet portálových snímků mimo toleranci v ose X	0
počet portálových snímků mimo toleranci v ose Y	1

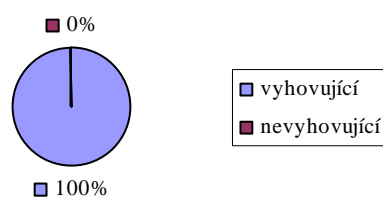
statistika

průměrná odchylka osa X	-0,02
průměrná odchylka osa Y	-0,04
max. kladná odchylka osa X	0,50
max. záporná odchylka osa X	-0,60
max. kladná odchylka osa Y	0,70
max. záporná odchylka osa Y	-0,60

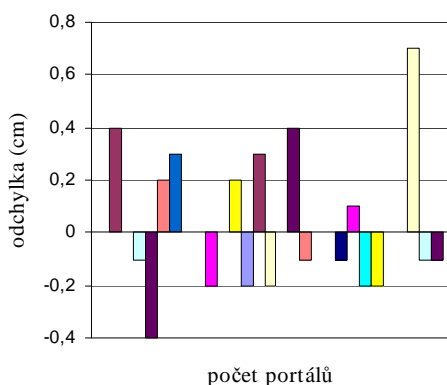
Odchylky G=270° osa X



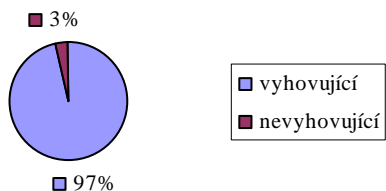
Portály G=270° osa X - červen



Odchylky G=270° osa Y



Portály G=270° osa Y - červen



5.2 In-vivo dozimetrie

In-vivo dozimetrie se na Klinice radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu v Brně provádí u všech pacientů ozařovaných na lineárních urychlovačích.

Účelem in-vivo dozimetrie je nezávislá verifikace aplikované dávky a její porovnání s dávkou plánovanou. Toto ověřování během radioterapeutické léčby je součástí kvalitní moderní radioterapie.

Používaná dozimetrie fotonových svazků se provádí polovodičovými diodami. Měří se vstupní dávka (Entrance Dose) ozařovacího pole a to měřením na povrchu pacientova těla. Vstupní dávka je dávka v hloubce maxima na efektivní ose ozařovacího pole. Touto osou je pro pravidelné symetrické pole centrální paprsek. V případě, kdy se měření na efektivní ose pole je nevyhovující, většinou vzhledem k asymetričnosti pole, je tato osa nahrazena spojnicí mezi měřícím bodem a zdrojem záření. Vstupní dávka je přímo úměrná odezvě měřící dozimetrické diody.

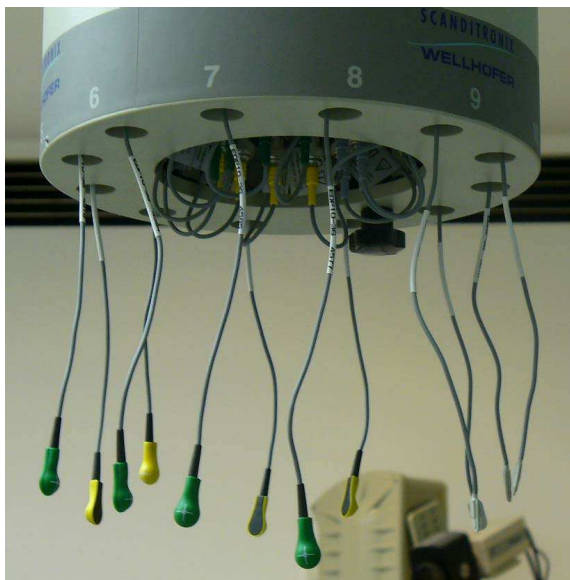
In-vivo dozimetrie slouží pro zjištění chyb při aplikaci ozařovacích plánů. Protože se měřením kontroluje jen jedno ozařovací pole daného plánu a vzhledem k použitým tolerancím je in-vivo dozimetrie různě citlivá k některým chybám. Mezi chyby, které může in-vivo dozimetrie odhalit patří např. jiná aktuální dávka než je dávky plánovaná, mimo toleranční odchylka kalibrace urychlovače a daného svazku, ozařován jiný ozařovací plán proti plánu naplánovanému, zvolena jiná energie svazku proti energii svazku plánované, jiná geometrie ověřovaného pole proti geometrii naplánované, použití jiných dynamických nebo fyzických klínů proti klínům naplánovaným, ozařován nesprávný pacient.

U vyhovujícího měření nevyplývá, že ozáření pacienta bylo zcela správné a přijatelné. Vzhledem k tomu, že se měření in-vivo neprovádí u každé ozařované frakce, je dozimetrie zaměřena spíše na zjištění systematických chyb ozařování než chyb náhodných.

In-vivo dozimetrie je prováděna při léčbě standardními technikami statickými megavoltážními fotonovými svazky. A to jak u techniky izocentrické tak techniky SSD. Ověřuje se jedno pole každého plánu a to i v případě, že se zároveň ozařuje více plánů v jedné sérii. Pro in-vivo dozimetrii se využívá sada detektorů pro fotonové svazky 6MV a 18MV. Tyto detektory jsou umístěné v samonavíjecím stropním mechanismu

v krytém stropním tubusu. Detektory jsou připojeny signálovým kabelem k elektrometru a ten je připojen k řídicímu počítači se softwarem InViDos.

Databáze urychlovačů, používaných energií, elektrometrů, detektorů,



kalibračních údajů je uložena v jedné centrální databázi, která je umístěna na serveru VARiS/Vision, na tomto serveru je rovněž uložena centrální databáze měřených pacientů, plánů a polí.

Pro zajištění kvality měření je nutno měřicí systém pravidelně kalibrovat. Měřicí systém dozimetrie je dlouhodobě stabilní, jediným významnějším faktorem dlouhodobé

nestability je snižování citlivost detektorů vlivem kumulativního ozáření většími dávkami (při měření), tento jev je však v programu InViDos automaticky korigován a tak i tento faktor po korekci je málo významný.

5.2.1 Měřicí bod a referenční dávka

Stanovení polohy měřicího bodu

Měřicí bod je místo na povrchu těla pacienta či na fixační masce na nějž se přikládá dioda. U netangenciálních a symetrických nebo přibližně symetrických polí se použije jako měřicí bod průmět světelného kříže na povrchu pacienta nebo fixace. U polí, která jsou hodně asymetrická se jako měřicí bod volí střed světelného pole.

Avšak u polí tangenciálních, s šikmým dopadem svazku záření, s klíny není možné využít k měření ani střed světelného pole a ani průmět kříže na povrchu pacienta či fixace. U těchto polí je nutno zvolit samostatný měřicí bod tzv. in-vivo bod. Tento bod je nutné na pacientovi označit ještě před plánovacím CT a poté při simulaci zakreslit na pacienta standardní červenou barvou a v průběhu radioterapeutické léčby neustále obnovovat až do ukončení měření in-vivo. Při lokalizaci cílového objemu na simulátoru zakreslí radiologický asistent na pacientovi čáru, která je rovnoběžná

s dlouhou osou pacienta. Měla by procházet v místě, kde je předpokládáno ověřované pole a zároveň měla být v místě kde povrch pacienta je vůči předpokládanému poli co nejkolmější. Při plánovacím CT se na tuto čaru umístí tenký kontrastní drátek a plánující fyzik poté do CT řezu izocentra vytvoří a umístí bod. Poté radiologický asistent na simulátoru do tohoto místa zakreslí in-vivo bod, který je obnovován až do posledního měření. Typickými plány pro takové zakreslení in-vivo bodu je ozařování mammy dvěma tangenciálními poli. Pokud plánující fyzik zjistí, že měřící bod označený na pacientovi a v jeho plánovacím CT je nevyhovující, zvolí jiný měřící bod a posun jím zvoleného měřícího bodu od průniku už na pacientovi zakreslené čáry (v CT kontrastní značky) a transversální roviny izocentra ověřovaného pole zapíše do **Treatment Plan Reportu** a pracovníci na simulátoru na základě tohoto popisu zakreslí na pacientovi měřící bod.

V případě použití měřícího bodu napíše plánující fyzik popis umístění měřícího bodu do **Treatment Plan Reportu**, následně tuto poznámku zapíše k příslušnému ověřovanému poli pracovník zadávající údaje do systému InViDos.

Stanovení hodnoty Referenční dávky

Hodnotou Referenční dávky pro in-vivo měření může být podle typu plánu a ověřovaného pole buď Ref. D, která je při plánování systémem Eclipse automaticky vypočtena a poté vytisknuta na **Treatment plan Reportu**, nebo dávka odečtená z plánovacího systému v bodě in-vivo. Hodnota Ref. D se použije u polí spíše symetrických a netangenciálních. Hodnota in-vivo bodu se používá u všech ostatních plánu u nichž nelze použít hodnotu Ref. D. Při použití dávky in-vivo bodu se tento vkládá do hloubky maxima použité energie u daného ověřovaného pole. In-vivo bod je vložen na spojnici kontrastní značky a ohniska zdroje záření, tato spojnice je rovnoběžná s osou centrálního paprsku. Pak plánující fyzik napíše umístění in-vivo bodu a jeho hodnotu do Treatment Plan reportu a zapíše, kterého pole se informace o speciálním umístění in-vivo bodu týká.

5.2.2. Výběr měřených pacientů a ověřovaných ozařovacích polí

In-vivo dozimetrie se provádí u všech nově naplánovaných pacientů a to jak

u pacientů plánovaných pomocí CT a plánovacího systému Eclipse, tak u pacientů bez CT pouze na simulátoru.

Informace o dozimetrii in-vivo není zanesena ve verifikační systému, ale pouze v ozařovacím protokolu daného pacienta. Frakce u nichž bude měření provedeno jsou označeny v ozařovacím protokolu. K měřené frakci se zaznamená údaj o provedeném měření.

K měření se vybírá pole pokud možno symetrické a s kolmým dopadem svazku záření na pacienta, s jednoduchou geometrií. Ověřované pole však může zvolit již plánující fyzik, kde přesně stanoví, které pole se bude ověřovat a jaká má být očekávaná dávka. Tyto informace zapíše na **Treatment plan Report**.

Zadání dat pacienta do systému InVidos

Zadání se provádí na počítači pro InVidos a použije se předdefinovaná šablona pro daný lineární urychlovač na němž bude pacient ozařován. V případě poruchy lineárního urychlovače není problém změnit v nastavení pro daného pacienta lineární urychlovač, elektrometr a měřící detektor a měření tak provést na jiném urychlovači než na kterém je pacient standardně ozařován. Z provozních důvodů je toto možné provádět pouze v případně delší odstávky daného přístroje, v ostatních případech je měření odsunuto na příští frakci ozařování.

Po přihlášení do aplikace InVidos se v menu **File** vybere položka **New** a **New patient from Template**. Ze zobrazené nabídky se zvolí vhodný Template a potvrdí tlačítkem OK. V zobrazeném dialogovém okně vyplníme ID pacienta (v tomto případě se jedná o rodné číslo), Last name (příjmení), First Name (jméno), ID File (název měřeného pole) tento název je uveden v Treatment plan reportu daného pacienta. Field Size (velikost pole) zadává se v tvaru Rectangular, kdy první položka je velikost v ose X a druhá v ose Y. Gantry Angle (úhel ramene lineárního urychlovače), SSD, Wedge (použitý klín pevný Hard xx° nebo klín dynamický Enhanced xx°), přítomnost podložky bloku v ověřovaném poli potvrdíme zaškrtnutím pole Tray IN. Pokud bude měření probíhat na ozařovací masce zadá se v záložce Detectors SDD o 2mm menší než je zadané SSD ověřovaného pole. Dále se v záložce Dose zadává do pole Expected Dose dávky z Treatment Plan Reportu Tzv. Ref. D daného pole, ale pokud fyzik určil jinou

dávku zadává se do dozimetrického systému tato jím určená dávky pro bod, který byl speciálně vytvořen pro in-vivo dozimetrii.

Ideální stav by byl takový, že by se tato všechna data nemusela zadávat, ale pouze by se do systému InViDos naimportovala z databáze verifikačního systému VARiS/Vision. Tento požadavek by měl být splněn při upgrade nebo při instalaci vyšší verze systému InVidos. Importem těchto dat lze zabránit chybnému zadávání a zbytečnému zdržování při přípravě in-vivo dozimetrie.

5.2.3 Provedení in-vivo měření

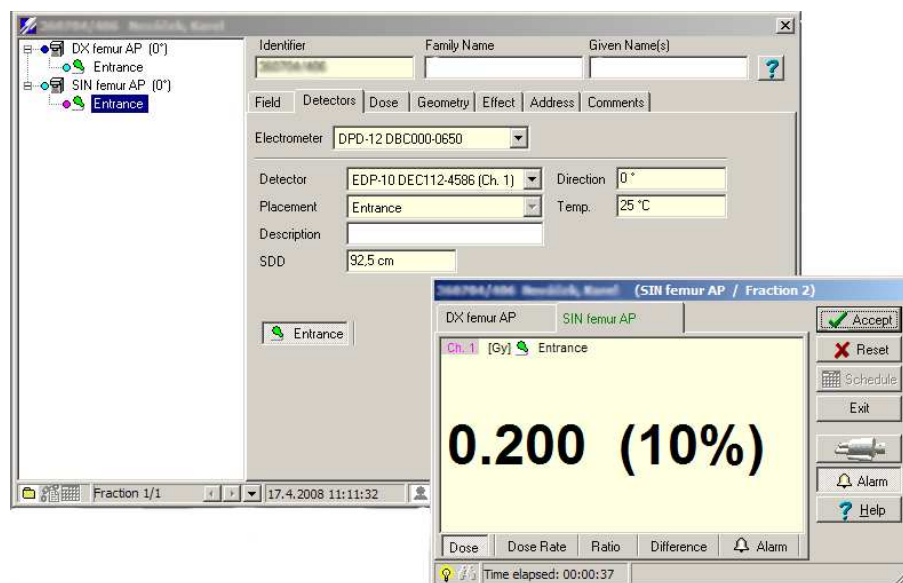
Měření in-vivo se neprovádí u pacientů, kteří mají pouze elektronová pole, plán IMRT, sterotaktické ozařování nebo celotělové ozařování (TBI). U těchto technik je verifikace aplikované dávky zajištěna jiným způsobem verifikace.

Při příchodu pacienta na ozařovací přístroj a ověření jeho totožnosti, radiologický asistent zaznamená informace o ozáření do ozařovacího protokolu pacienta. Pokud u dané frakce je poznámka in-vivo provede in-vivo měření. Vybere v programu InVidos v panelu nástrojů ikonu **Open** nebo v menu **File** položku **Open**. V zobrazeném dialogovém okně Open klikne na tlačítko **Search Patient** a do bílého okna zadá část ID hledaného pacienta. A volbu potvrdí stiskem **Search**. Systém zobrazí všechna pacienty odpovídající zadaným požadavkům. Radiologický asistent vybere požadovaného pacienta a dvojnásobným kliknutím myši nebo potvrzením volby tlačítkem OK otevře záznam pacienta v dozimetrickém systému InVidos. V poli Field Name zkontroluje, které pole se bude ověřovat a až na dané pole přijde řada radiologický asistent připevní měřící diodu na tělo pacienta v daném měřícím bodě pomocí lepící pásky. Detektor se umísťuje tak, že bílý kříž na jeho povrchu souhlasí s křížem světelného pole případně s měřícím bodem, případně s měřícím bodem dle popisu v příslušném záznamu v programu InViDos. Pokud pro měřené pole má být stanovena in-vivo značka a stanovena není nebo je již smazána, měření se neprovádí, protože by nebylo korektní. Než může být měření spuštěno musí být splněna následující kritéria pro všechna ověřovaná pole musí být použit stejný ozařovací přístroj a elektrometr, jeden kanál elektrometru může být použit jen pro jeden konkrétní detektor pro všechna pole, všechny používané detektory musí mít provedenou kalibraci citlivosti. Pokud je

ozařovací přístroj, měřicí systém i ověřované pole nastaveno, spustí radiologický asistent programu InViDos měření a dovolí zahájit ozařování.

Po skončení ozařování se v programu InViDos zobrazí naměřená hodnota a při překročení tolerance směrem k vyšším hodnotám podklad zobrazené hodnoty změní barvu na červenou, mimo toleranční odchylka směrem k nižším hodnotám není automaticky před potvrzením naměřené hodnoty detekována. Naměřenou hodnotu potvrdí stiskem tlačítka **Accept**.

Pokud došlo k překročení tolerance zobrazí se dialogové okno **Recorded dose is outside action level!** a vyžaduje napsání komentáře k právě ukončenému měření. Radiologický asistent sem zaznamená polohu měřicí diody a případné použití nestandardních kompenzátorů svazku záření např. bolus. Poté vytiskne zprávu o mimo tolerančním měření a předá ji fyzikovi, který je odpovědný za in-vivo dozimetrická měření. Ten se pak pokusí analyzovat odchylku a její příčiny a stanovit opravné kroky. Pokud je si však radiologický asistent vědom své chyby, že např. chybně nalepil diodu či se dioda během měření odlepila, měření ukončí stiskem tlačítka **Exit** a naměřenou hodnotu nepotvrzuje a neukládá. Měření je zopakováno v následující frakci. Po ukončení ozařování radiologický asistent sejme z pacienta měřicí diodu a očistí jeho detekční plochu dezinfekčním lihem s glycerolem. Poté velmi opatrně navine kabel měřicí diody zpět do tubusu elektrometru. Tím je měření ukončeno.



5.2.4 Statistické vyhodnocení in-vivo dozimetrie

Výtisky o provedeném měření jsou u každého pacienta vkládány do jeho ozařovacího protokolu. Všechny naměřené dávky při dozimetrii jsou uchovávány v databázi programu InViDos tato databáze je umístěna na serveru VARiS/Vision. Každý měsíc se provádí statistické vyhodnocení in-vivo dozimetrie. Toto vyhodnocení provádí fyzik odpovědný za in-vivo dozimetrii. Dlouhodobé výsledky dozimetrie jsou jedním z ukazatelů kvality.

U každého měření je nutno uvažovat tyto chyby, jejich příčiny a jejich přibližné hodnoty:

chyby systematické (řád chyby / odhad typické hodnoty):

vyplývající z kalibrace detektorů: 0,1 - 1 / 1 %

vyplývající z určení korekčních faktorů detektorů: 0,1 - 1 / 1 %

chyby nahodilé s příčinou v měřícím řetězci (řád chyby / odhad typické hodnoty):

nereprodukovatelnost měřícího řetězce: 0,1-1 / 1%

chyby nahodilé s příčinou v procesu během měření:

nepřesnost nastavení detektoru na těle pacienta

změna teploty detektoru proti podmínkám kalibračním

případně další odchylky měřících podmínek proti podmínkám kalibračním. Tyto chyby

a z nich vyplývající odchylky měření nevyovídají o chybě ozáření pacienta ale o správnosti a přesnosti procesu měření, proto je nutné při vyhodnocování a interpretaci výsledků a chyb měření přihlédnout ke všem uvedených chybám měření (systematickým i nahodilým). S ohledem na chyby měření, ale taky s ohledem na potřebu co nejvyšší citlivosti měření k chybám ozáření, byly stanoveny tyto tolerance dozimetrie:

typ pole (plánu)	tolerance	minimální relativní hodnota	maximální relativní hodnota
pravidelná pole, symetrická, netangenciální	5%	95%	105%
tangenciální pole, pole ozařující plíce	7%	93%	107%

S ohledem na tyto tolerance byla vyhodnocena in-vivo měření za časové období leden 2007 až červen 2007. Pro vyhodnocení výsledků in-vivo dozimetrie je nutné mít přístup k databázi měřených pacientů. Ta je umístěna na serveru VARiS/Vision.

Tato data zkopírujeme na vhodné médium a exportujeme do tabulkového editoru, kde je možné je dále zpracovávat a vyhodnocovat.

Na základě získaných výsledků lze soudit, že in-vivo dozimetrie je nezbytná, protože může dojít k aplikaci vyšší než naplánované dávky. Tato chyba je za pomoci in-vivo dozimetrie včas odhalena a je možné okamžitě zjišťovat příčiny aplikace vyšší dávky a poté podniknout nápravná opatření, aby se toto již neopakovalo. Samozřejmostí je opětovné provedení in-vivo dozimetrie hned u následující frakce, abychom zjistili zda byla chyba správně odhalena. Pokud by se i na dále vyskytlo velké přezáření je možné doporučit ošetřujícímu lékaři přerušeni léčby až do odhalení chyby. A je nutné sledovat zda se podobná odchylka nevyskytla i u jiných pacientů. Přibližně asi 14 měsíců po kalibraci měřících diod může docházet ke ztrátě jejich citlivosti k fotonovému záření a k chybnému měření směrem k záporným odchylkám. Proto je nutné přibližně jednou za rok měřící diody recalibrovat podle Příručky pro in-vivo dozimetrii v externí radioterapii. Kalibrace se také provádí po případné výměně vadného detektoru. Podle ztráty citlivosti detektorů je možné ji provádět i častěji, podle frekvence používání

jednotlivých diod. Pokud se vyskytne velká mimo toleranční hodnota až -100% lze usuzovat, že pravděpodobně byl na pacienta připevněn jiný detektor než naplánovaný či během záření detektor odpadl. Takových měření je však velmi málo (asi 1% za měsíc) a téměř vždy se jedná o lidskou chybu. Pokud je chyba do 15% musí jejím řešením zabývat radiologický fyzik odpovědný za in-vivo dozimetrii ten by měl chybu odhalit a doporučit další postup. Někdy se jedná pouze o nevhodné umístění in-vivo bodu. Počet povedených mimo tolerančních měření se pohybuje průměrně kolem 10% za měsíc. Z následující grafů za jednotlivé měsíce je patrné, že plánovací systém počítá správně a aplikovaná dávka je, v mezích tolerančních hodnot, shodná s dávkou naplánovanou.

Vysvětlivky k vyhodnocujícím grafům u měření in-vivo

* *nepovedené měření: měření s odchylkou přesahující $\pm 15\%$, povedené měření: s odchylkou max. $\pm 15\%$*

** *tolerance je 5% nebo 7% dle typu ověřovaného plánu/pole*

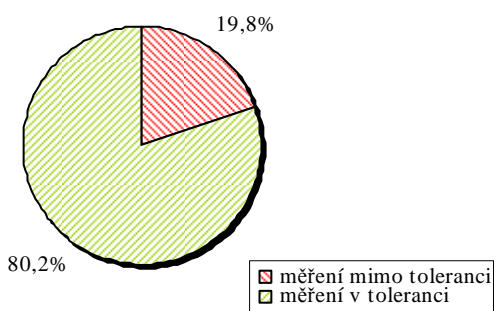
Vyhodnocení in-vivo dozimetrie v externí radioterapii za leden 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkem	425	100,0%
nepovedená měření *	7	1,6%
povedená měření *	418	98,4%
měření mimo toleranci **	84	19,8%
povedených měření mimo toleranci	77	18,1%

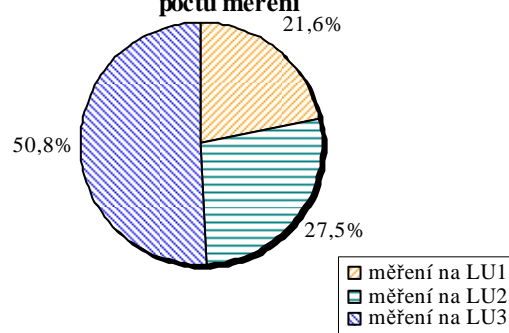
statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	-2,35%	-2,41%
průměr absolutních hodnot odchylek	3,82%	3,54%

maximální kladná odchylka	+41,99%
maximální záporná odchylka	-19,16%

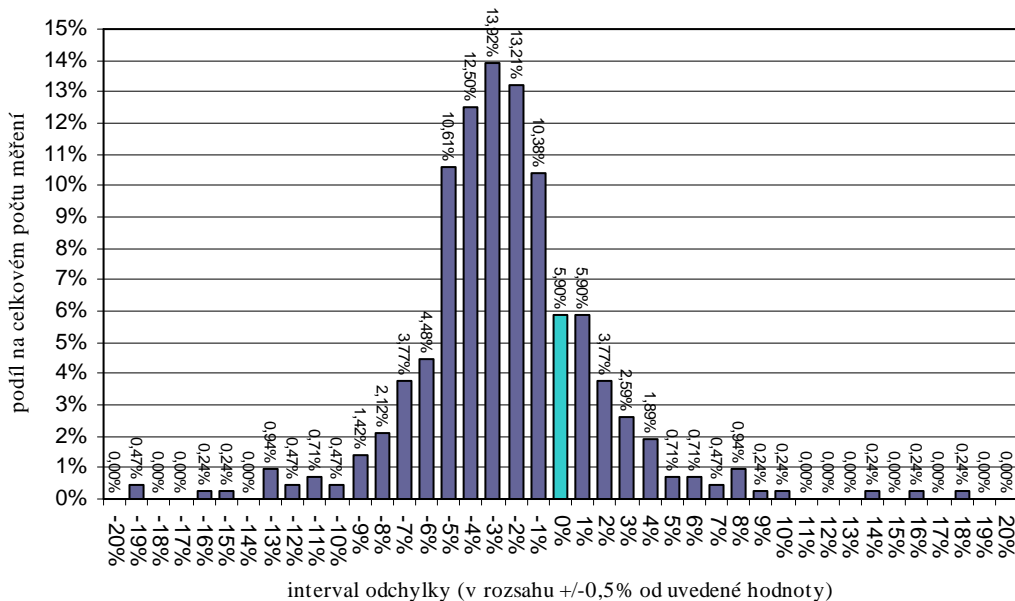
Podíl měření mimo toleranci na celkovém počtu měření



Podíl urychlovačů na celkovém počtu měření



Histogram odchylek



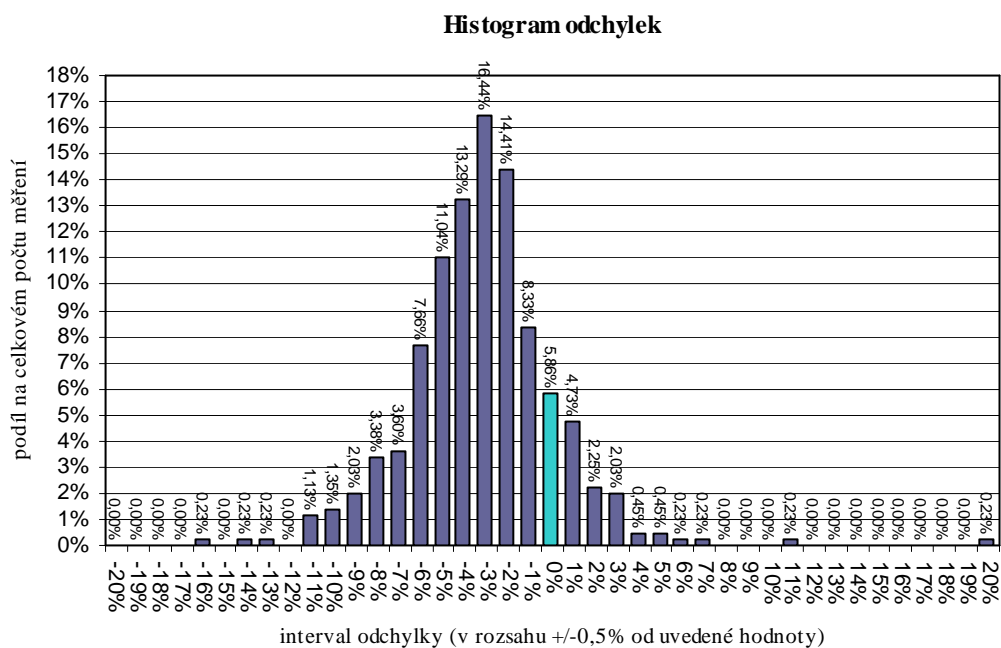
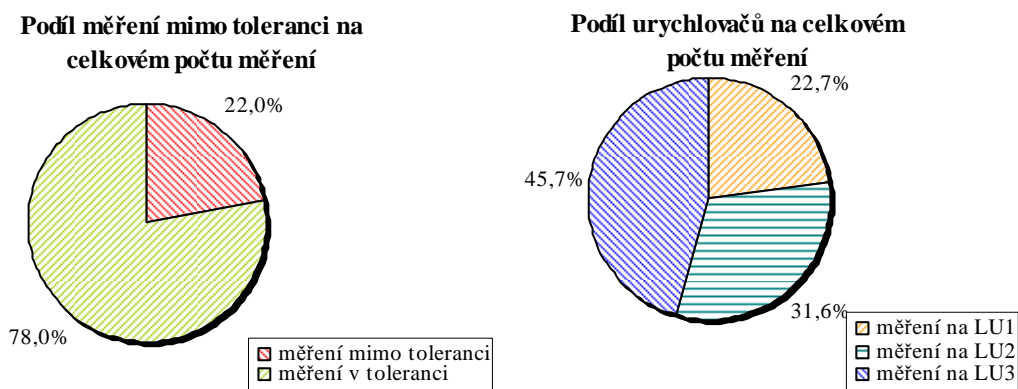
interval odchylky (v rozsahu +/-0,5% od uvedené hodnoty)

Vyhodnocení in vivo dozimetrie v externí radioterapii za únor 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkový počet měření	449	100,0%
nepovedená měření *	7	1,6%
povedená měření *	442	98,4%
měření mimo toleranci **	99	22,0%
povedená měření mimo toleranci	92	20,5%

podrobná statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	-3,57%	-3,17%
průměr absolutních hodnot odchylek	4,30%	3,69%

maximální kladná odchylka	+29,34%
maximální záporná odchylka	-100,07%



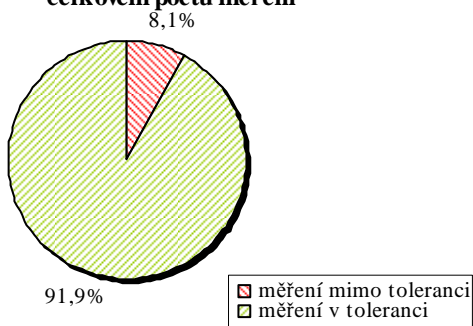
Vyhodnocení in vivo dozimetrie v externí radioterapii za březen 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkový počet měření	432	100,0%
nepovedená měření *	2	0,5%
povedená měření *	430	99,5%
měření mimo toleranci **	35	8,1%
povedená měření mimo toleranci	33	7,6%

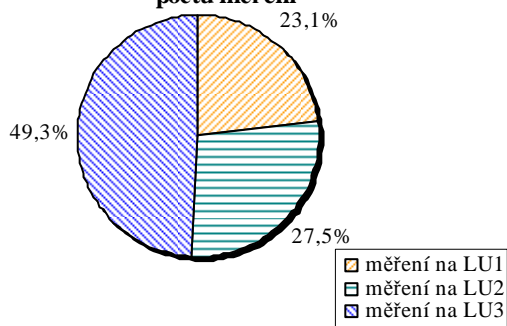
statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	-1,90%	-1,63%
průměr absolutních hodnot odchylek	2,92%	2,66%

maximální kladná odchylka	+12,27%
maximální záporná odchylka	-100,00%

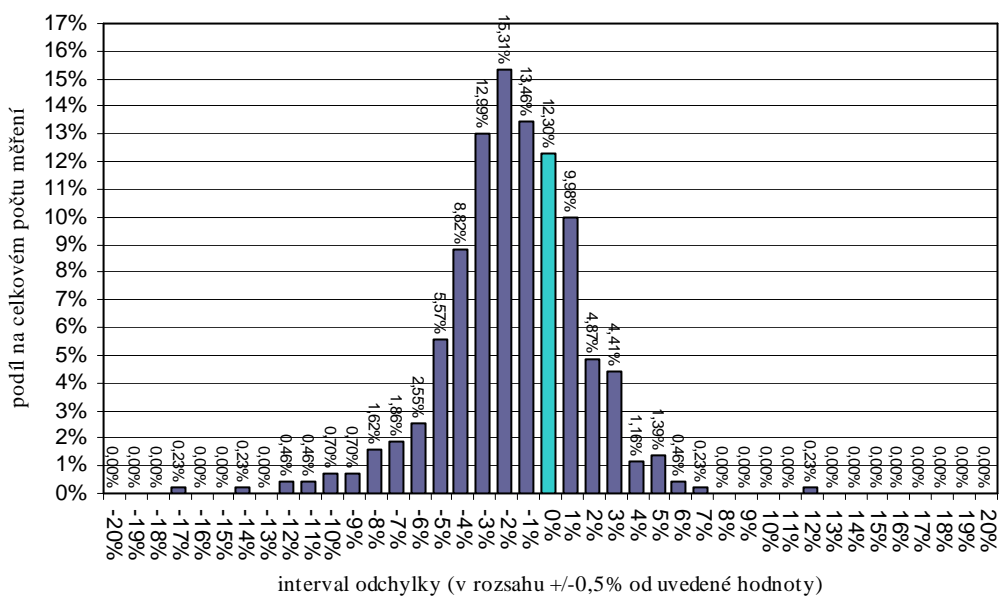
Podíl měření mimo toleranci na celkovém počtu měření



Podíl urychlovačů na celkovém počtu měření



Histogram odchylek



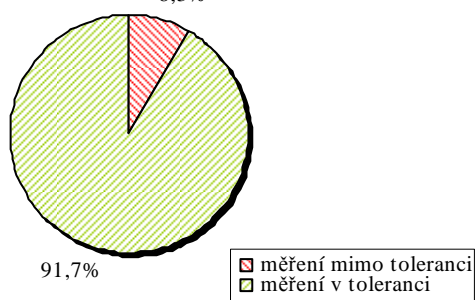
Vyhodnocení in vivo dozimetrie v externí radioterapii za duben 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkový počet měření	398	100,0%
nepovedená měření *	4	1,0%
povedená měření *	394	99,0%
měření mimo toleranci **	33	8,3%
povedená měření mimo toleranci	29	7,3%

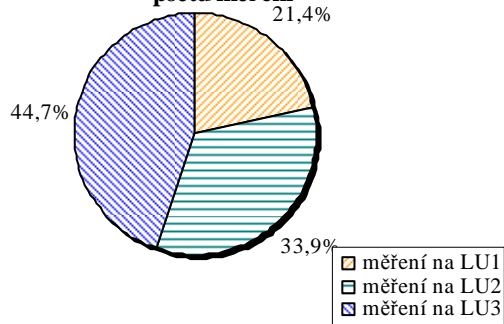
podrobná statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	-0,40%	+0,44%
průměr absolutních hodnot odchylek	3,44%	2,63%

maximální kladná odchylka	+9,96%
maximální záporná odchylka	-100,02%

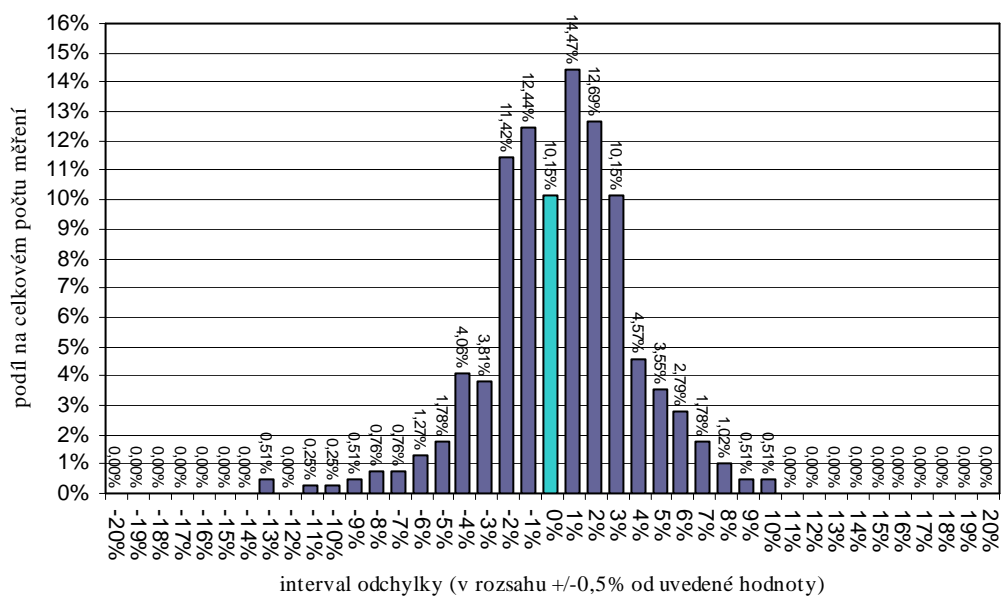
Podíl měření mimo toleranci na celkovém počtu měření
8,3%



Podíl urychlovačů na celkovém počtu měření
21,4%



Histogram odchylek



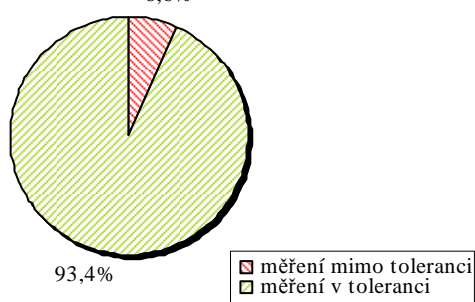
Vyhodnocení in vivo dozimetrie v externí radioterapii za květen 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkový počet měření	380	100,0%
nepovedená měření *	2	0,5%
povedená měření *	378	99,5%
měření mimo toleranci **	25	6,6%
povedená měření mimo toleranci	23	6,1%

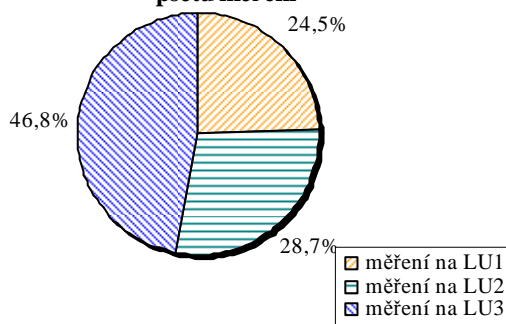
statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	+0,07%	+0,24%
průměr absolutních hodnot odchylek	2,80%	2,54%

maximální kladná odchylka	+19,11%
maximální záporná odchylka	-84,60%

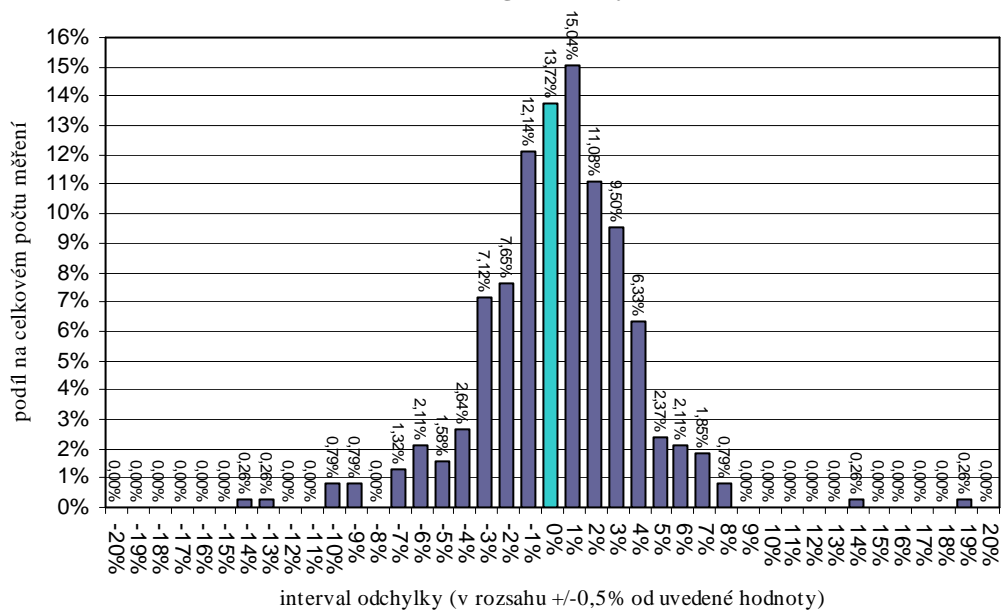
Podíl měření mimo toleranci na celkovém počtu měření



Podíl urychlovačů na celkovém počtu měření



Histogram odchylek



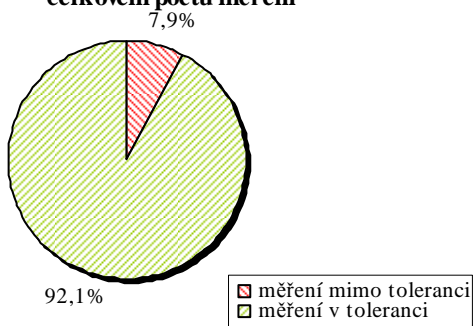
Vyhodnocení in vivo dozimetrie v externí radioterapii za červen 2007

počty	počet	% z celkového počtu měření
celkový počet měření	382	100,0%
nepovedená měření *	7	1,8%
povedená měření *	375	98,2%
měření mimo toleranci **	30	7,9%
povedená měření mimo toleranci	23	6,0%

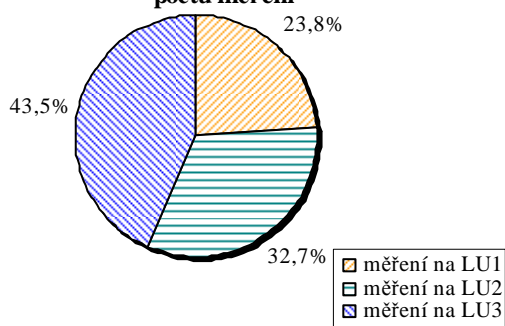
statistika	všechna měření	povedená měření *
průměrná odchylka	-0,89%	+0,29%
průměr absolutních hodnot odchylek	3,60%	2,47%

maximální kladná odchylka +10,34%
 maximální záporná odchylka -100,95%

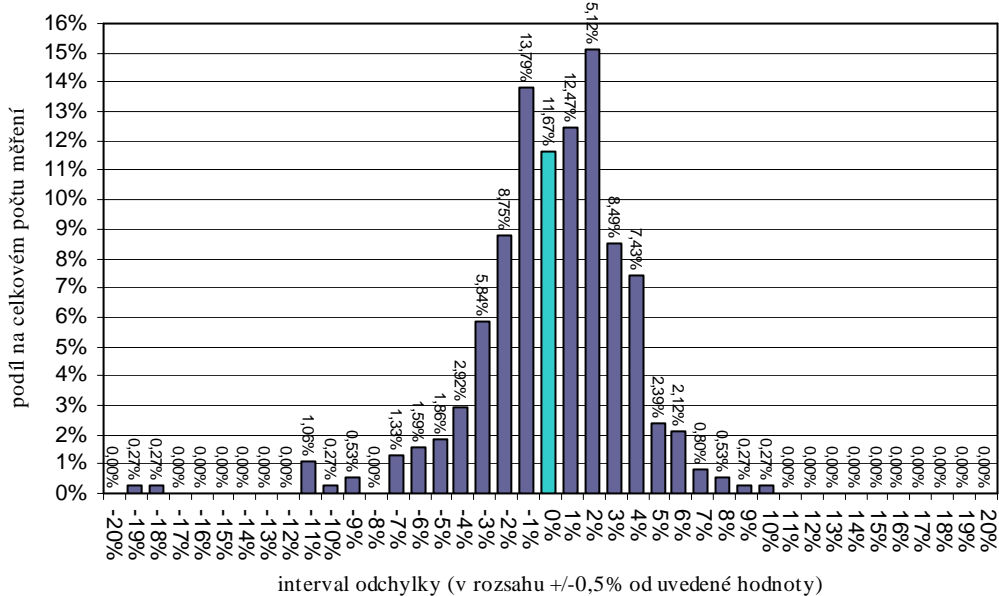
Podíl měření mimo toleranci na celkovém počtu měření



Podíl urychlovačů na celkovém počtu měření



Histogram odchylek



5.3 Verifikační postupy

V následujících tabulkách jsem zjednodušeně popsala verifikační postupy, které by měly být prováděny při přípravě radioterapeutické léčby u pacienta s plánovacím CT a u pacienta bez CT. Tyto postupy by měly zajistit správnost přípravy radioterapeutické léčby a také přesnost nastavení pacienta při samotném ozařování. Jsou zde také uvedeny informace kdo danou činnost provádí a kdo je za její správnost odpovědný. Význam používaných zkratk je následující: RA – radiologický asistent, RO – radiační onkolog, RF – radiologický fyzik, OVS – operátor verifikačního systému, BT – biomedicínský technik.

5.3.1 Verifikační postupy u pacienta s plánovacím CT

Činnost	provádí	odpovídá
Simulátor – lokalizace <ul style="list-style-type: none">- Identifikace pacienta- Zadání identifikačních údajů o pacientovi do databáze VARiS/Vision- Totožnost pacienta je ověřena ústním dotazem a zkontrolována z údaji ve verifikačním systému, pro přesnější verifikaci je doplněna fotografie, která je uložena k údajům o pacientovi, <i>Patient Properties</i>- Uložení pacienta do ozařovací polohy, tak aby umožňovala co nejlepší ozáření, byla pohodlná a snadno reprodukovatelná. Údaje o této poloze jsou zapsány do <i>Ozařovacího protokolu</i>.- Zakreslení longitudinální čáry v oblasti plánovaného ozáření, tato čára je vždy na pravé straně pacienta pouze při plánování ozařování mammy je tato čára blíže k poškozené mammě.	RA	RA, RO

<p>Plánovací CT</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ověření totožnosti pacienta dotazem - Uložení do ozařovací polohy podle instrukcí v <i>Ozařovacím protokolu</i>. - Zakreslí se boční značky podle laserových zaměřovačů, tím je pacient srovnán ve třech rovinách (vertikální, longitudinální, laterální) a jeho poloha je přesně dána. - Umístění RTG kontrastní značky (drátek) na všechny značky a u mammy umístění RTG kontrastní značky do místa pravděpodobného vstupu pole, tato značka bude sloužit pro výpočet dávky pro in-vivo dozimetrii - Kontrola totožnosti pacienta před zahálením vlastního snímání, zda je zadáno správné ID, pod kterým jsou poté CT scany ukládány do PACS a odesílány do TPS 	RA	RA
<p>Plánování</p> <ul style="list-style-type: none"> - Lékař zadá do Databáze VARiS/Vision do RT-Chartu do <i>Physicians Intent</i> dávku na fraci, počet frakcí a počet frakcí za den, ozařovanou oblast, předpokládanou ozařovací techniku. - Plánující fyzik nebo radiologický asistent ověří souhlas ID a jména pacienta ještě před stažením CT scanů do TPS Elipse - Kontrola <i>Physicians Intent</i> a <i>Ozařovacího protokolu</i> - Vytvoření In-vivo bodu na značce v plánovacím CT, jeho přesná poloha je zaznamenána na <i>Treatment Plan Report</i>, který se tiskne současně z izodózním plánem, - Vytvoření polí SET UP z polohy gantry 0 a 270 o rozměrech 15x15 cm pro portálové snímkování 	RO RA, RF	RO RA, RF

<p>Schvalování izodózních plánů</p> <ul style="list-style-type: none"> - Kontrola ID a jména pacienta při schvalování izodózního plánu lékaři za přítomnosti přednosta kliniky nebo primáře teleradioterapie. 	RO	Primář KRO
<p>Odeslání schváleného plánu do verifikačního systému</p> <ul style="list-style-type: none"> - Kontrola ID a jména pacienta při odesílání schváleného plánu do verifikačního systému - Kontrola zda je skutečně odeslán schválený plán - Je vytvořen in-vivo bod - Jsou vytvořena pole SET UP pro portálové snímkování 	RA, RF	RA, RF
<p>Simulátor – zakreslení ozařovacího plánu</p> <ul style="list-style-type: none"> - Totožnost pacienta je ověřena ústním dotazem a porovnáním identifikační fotografie ve verifikačním systému - Zobrazení schváleného plánu - Uložení pacienta do správné ozařovací polohy podle informací uvedených v <i>Ozařovacím protokolu</i> - Najetí stolu do polohy pro simulování a srovnání pacienta tak, aby se lasery promítaly přesně v místě zakreslených značek na kůži pacienta - Podle údajů v ozařovacím plánu jsou provedeny posuny stolu do izocentra v osách X laterální (Lat), Y longitudinální (Lng), Z vertikální (Vrt) - Podle průmětu laserů které v tento okamžik ukazují místa průmětu izocentra zakreslíme na kůži pacienta červené značky, které budou sloužit pro nastavování pacienta na ozařovacím přístroji. - Uložení všech nastavovaných parametrů k simulovanému poli (poloha stolu, portálu, verifikační snímek) 	RA	RO

<p>- Zkreslení in-vivo bodu podle instrukcí plánujícího fyzika na <i>Treatment Plan Report</i></p> <p>- Zadání informací o ozařovací poloze a o použití nestandardních pomůcek při ozařování ke každému poli do <i>Properties</i> pole <i>Setup Notes</i>,</p> <p>Kontrola informací zadaných ve verifikačním systému</p> <p>- Kontrola shody <i>Physicians Intent</i>, ozařovacího protokolu a <i>Teatment Intent</i></p> <p>- Kontrola všech ozařovacích parametrů a ozařovacích podmínek. V případě jakékoli změny zkontrolovat, zda jsou zaneseny ve verifikačním systému a v <i>Ozařovacím protokolu</i> a zda jsou změny podepsány a potvrzeny jmenovkou lékaře.</p> <p>- Kontrola správnosti zadané dávky na frakci, dávky za den, celkové dávky</p> <p>- Zadání portálového snímkování k daným polím a frakcím podle příručky o portálovém snímkování, která je součástí vnitřních předpisů KRO MOÚ o zajištění kvality radioterapie</p> <p>- Doplnění informace o provedení in-vivo dozimetrie u daných frakcí</p> <p>- Stejná kontrola je provedena jiným nezávislým odborníkem</p> <p>- Zadání informací o ověřovaném poli do InViDosu podle instrukcí plánujícího fyzika</p>	<p>RA, OVS,</p>	<p>RA, OVS</p>
<p>Ozařování</p> <p>- Ověření totožnosti pacienta dotazem již při vstupu do kabinky a kontrola shody fotografií, která je zobrazena</p>	<p>RA</p>	<p>RA</p>

<p>u načteného plánu na 4D Integrated Treatment Cosole</p> <ul style="list-style-type: none"> - Opakovaná kontrola totožnosti na ozařovně - Nastavení pacienta do ozařovací polohy a za použití pomůcek, jejichž seznam je zobrazen na vnitřním monitoru verifikačního systému - Nastavení všech parametrů ozařovacího přístroje a jeho příslušenství, tak aby se všechny aktuální parametry shodovaly s parametry naplánovanými nebo byly v tolerančních mezích - Vyjetí s portálovou zobrazovací jednotkou, je-li u dané frakce požadován portálový snímek - Vyhodnocení portálového snímku - Nalepení in-vivo detektoru podle instrukcí uvedených v systému In-ViDos - Vyhodnocení in-vivo dozimetrie 	<p>RA, BT, OVS BT</p>	<p>BT, OVS RF</p>
---	-------------------------------	----------------------------

5.3.2 Verifikační postupy u pacienta bez plánovacího CT

činnost	provádí	odpovídá
<p>Simulátor</p> <ul style="list-style-type: none"> - Vytvoření záznamu o pacientovi, či vyhledání záznamu ve v verifikačním systému, pokud již pacient byl ozařován na daném pracovišti. Zadání ID a všech identifikačních údajů o pacientovi - Ověření totožnosti ústním dotazem - Zhotovení fotografie pro další verifikaci pacienta na ozařovně a její uložení do verifikačního systému - Uložení pacienta do ozařovací polohy za použití potřebných pomůcek, poloha je zaznamenána do <i>Ozařovacího protokolu</i> včetně použitých pomůcek. Tato informace je také zanesena do verifikačního systému 	<p>RA</p>	<p>RO</p>

<p>ke každému Treatmentovému poli (<i>Properties</i> pole v <i>Setup Note</i>)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Podle požadavků lékaře je nasimulovaná daná oblast určená k ozařování. - Vytvoření Treatmentových polí včetně MLC, je-li požadováno a přiřazení parametrů včetně referenčního snímku. Uložena je také poloha stolu a portálu. - Rozměry pole, průměr pacienta, hloubka ozařovaného ložiska, energie, dávka na frakci a počet frakcí je zaznamenán do <i>Ozařovacího protokolu</i> a do RT-Chartu systému VARI_S/Vision. Vše s podpisem a jmenovkou plánujícího lékaře. - Zakreslení průmětu izocentra podle laserů promítajících se na těle pacienta. 		
<p>Výpočet plánu</p> <ul style="list-style-type: none"> - Spočítání MU podle zadaných parametrů za pomoci fantomu uloženého v TPS pro každou požívanou energii. - Kontrola nezávislým fyzikem - Kontrola informací zadaných ve verifikačním systému - Kontrola shody Ozařovacího protokolu, <i>Physiciant Intent</i> a <i>Treatment Intent</i> V RT-Chartu <p>Doplnění <i>Volume (Site)</i>, hodnot <i>Planned Dose/Fraction (Gy)</i>, <i>Planned No. Fractions</i>, <i>Fractions per Day</i>, <i>Fractions per Week</i>. V záložce <i>Parameters</i> doplníme <i>Time</i>, <i>Tol. Table</i> a <i>SSD</i> podle použité techniky a podle ozařovacího protokolu.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Kontrola shody použité energie, rozměrů pole, polohy gantry a použitého příslušenství (elektronový tubus, elektronová vložka včetně jejího kódu, je-li vyžadován 	<p>OVS, RA RF OVS, RA</p>	<p>RF RF OVS</p>

<p>verifikačním systémem)</p> <ul style="list-style-type: none"> - Do záložky <i>Reference point</i> zapsat hodnotu spočítaných MU a dávku na jedno pole (položky <i>MU a Field Dose</i>). Dále <i>Total, Daily a Session Dose Limit</i>. - V poslední záložce <i>Scheduling</i> je doplněn požadavek na portálové snímkování a veškeré změny jsou potvrzeny stiskem kláves Ctrl+S. - Pokud se v průběhu zadávání parametrů objeví jakákoliv nesrovnalost je nutné ji ověřit a nechat potvrdit podpisem a razítkem plánujícího lékaře. - Doplnění požadavku na provedení in-vivo dozimetrie u dané frakce - Tutéž kontrolu provede jiný nezávislý odborník 		
<p>Ozařování</p> <ul style="list-style-type: none"> - Ověření totožnosti pacienta dotazem již při vstupu do svlékací kabinky a kontrola shody fotografií, která je zobrazena u načteného plánu na 4D Integrated Treatment Console - Opakovaná kontrola totožnosti na ozařovně - Nastavení pacienta do ozařovací polohy a za použití pomůcek, jejichž seznam je zobrazen na vnitřním monitoru verifikačního systému - Nastavení všech parametrů ozařovacího přístroje a jeho příslušenství, tak aby se všechny aktuální parametry shodovaly s parametry naplánovanými nebo byly v tolerančních mezích - Vyjetí s portálovou zobrazovací jednotkou, je-li u dané frakce požadován portálový snímek - Vyhodnocení portálového snímku 	<p>OVS, RA</p> <p>RA</p>	<p>OVS</p> <p>RA</p>

- Nalepení in-vivo detektoru podle instrukcí uvedených v systému In-ViDos	RA, BT, OVS	RA, BT
- Vyhodnocení in-vivo dozimetrie	BT	RF

6 Diskuse

V posledních desetiletích jde medicína neustále kupředu a to hlavně díky rozvoji moderní techniky, která je zaváděna do klinické praxe. Tento pokrok umožňuje i kvalitnější radioterapeutickou léčbu. Proto je zřejmé, že se do oblasti plánování radioterapie vnášejí nové metody a postupy. Díky moderní technice a fixačním zařízením pacienta, lze při ozařování používat vysoké kurativní dávky, jenž je možné aplikovat do plánovaného cílového objemu, s co nejmenším poškozením orgánů v ozařované oblasti. S tímto požadavkem souvisí požadavek na kvalitní a perfektně fungující verifikační systém, který zajišťuje kontrolu ozařovacích a plánovaných parametrů léčby. Součástí jsou však také verifikační postupy, které není možné zajistit přístrojovým a softwarovým vybavením pracoviště. Pro tyto postupy při přípravě a kontrole parametrů radioterapeutické léčby by měly existovat přesně stanovené pracovní postupy, které je nutné provést před prvním ozáření pacienta a jsou prováděny odborně vyškoleným personálem. Ale i zde mohou dojít ke vzniku chyby. Proto by měl existovat systém nezávislých kontrol při přípravě radioterapie. Kombinací moderního verifikačního systému a verifikačních postupů lze výskyt chyby při provádění ozáření minimalizovat, ne však zcela odstranit. Spousta chyb, které vznikají v procesu přípravy radioterapie je hlavně z nepozornosti, ukvapenosti a nepřesné komunikaci mezi jednotlivými pracovníky. Proto je nutné dělat pouze v jeden okamžik jednu činnost a nenechat se zlákat ke zbrklosti a nezodpovědnosti.

Při zpracovávání dat z dozimetrického systému jsem si uvědomila, že doporučení Medical Exposure Directive 97/43/Euratom není bez předmětné a že provádění in-vivo dozimetrie má svůj opodstatněný význam. Lze tak zabránit aplikaci nevhodné dávky záření. Požadavkem na kvalitní provedení radioterapie je také přesnost nastavení pacienta na ozařovacím přístroji. Při vyhodnocování portálových snímků jsem došla k závěru, že toto snímkování je nutné provádět u všech ozařovaných pacientů a všech lokalit. Toto portálové snímkování je nutné pečlivě vyhodnocovat a analyzovat proč k odchylkám dochází a tyto chyby při nastavování pacientů pokud možno eliminovat.

Při svém kontaktu s radiologickými asistenty jsem zjistila, že mají malé povědomí o nutnosti používání verifikačního systému a také o nezbytné pečlivosti při

provádění verifikačních postupů. Někteří tuto činnost považují za nutné zlo, které se musí provádět a neuvědomují si rizika, která jsou s chybou při používání ionizujícího záření spojena. Přitom je to velmi nezbytné z důvodů aplikací vysokých dávek, které při nesprávné aplikaci mohou vést k nevratnému poškození zdraví pacienta či až k jeho smrti. Proto je nutné si tuto skutečnost neustále uvědomovat a mít ji na paměti ať už jsme součástí kteréhokoli kroku přípravy a provádění radioterapie. Na prvním místě je pacient a nesmí mu být ublíženo více než mu ublíženo je. *Primum non nocere.*

7 Závěr

Verifikace a verifikační postupy jsou nezbytnou součástí přípravy radioterapeutické léčby. Cílem práce bylo poskytnout obecné informace o nutnosti verifikace jako takové a také o nezbytnosti verifikace ozařovací polohy pacienta při ozařování a ověření aplikované dávky. Byly diskutovány nejdůležitější vlastnosti a možnosti verifikačního systému VARiS/Vision se kterými se radiologický asistent může setkat při každodenním výkonu svého povolání. V neposlední řadě pak na základě dat z reálného pracoviště dokázat, že tato verifikace není zbytečná a že přináší možnosti jak odhalit možné chyby v nastavení pacienta či při jeho ozařování bez ohledu na to, kým či čím jsou tyto chyby způsobeny. Byly prezentovány výsledky přesnosti polohování pacientů s karcinomem prostaty získané pomocí portálového zobrazení a výsledky z vyhodnocení rutinně prováděné in-vivo dozimetrie.

Tato bakalářská práce může posloužit jako obecná informace o verifikaci a je možné ji využít jako podklad pro vytvoření vlastních verifikačních postupů při přípravě radioterapie.

8 Seznam použité literatury

Monografie

DAM, J. V., MARINELLO, G.: *Methods for in vivo Dosimetry in External Radiotherapy*, ESTRO, 1994, 68 str., ISBN 90-804532-5

DOBBS, J., BARRETT, A., ASH, D.: *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992. 302 s. ISBN 80-900235-8-4

KUNA, P., NAVRÁTIL, L.: *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. 222 s. ISBN 80-86571-09-2

SVOBODA, E. A kol.: *Přehled středoškolské fyziky*, Dotisk 3. vydání, Praha: Prometheus, 2005. 500s. ISBN 80-7196-116-7

ŠLAMPA, P. a kol.: *Radiační onkologie v praxi*, 2 vyd., Brno: Masarykův onkologický ústav, 2007. 275 s. ISBN 80-86793-02-8

ZÁMEČNÍK, J.: *Radioterapie*. 1. vyd., Praha: Avicenum, 1983. 496 s. ISBN 08-055-83

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST

BERKOVSKÝ, P. a kol.: *Radiační ochrana, Doporučení zavedení systémů jakosti při využívání zdrojů ionizujícího záření v radioterapii*, Zbraslav: Nuklin, březen 1999. 31s. ISBN 80-7073-075-7

Manuály

Information Management system, Instructions for Use VARiS/Vision, 100015871-01

Information Management systém, Instruction for Use Patient Check In, Patient Manager, Time Planner, RT Chart, Activity Capture, Vision Review, Dynamic Documents, Reports, P/N 100015871-03, Issue May 2005

VARIIS/Vision (tm) Approval, Reference Guide, P/N B401995R01A, Issue 13/8/03

Internetové zdroje

AMEDIS s.r.o.

[on-line] <<http://www.amedis.cz/med/produkty.php? subkat=048>> [cit. 2008-02-27]

VARIAN

[on-line] <http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/aria/>

[cit. 2008-03-09]

VARIAN

[on-line]

<http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/portal_imaging.html>

[cit. 2008-03-22]

IBA DOZIMETRY

[on-line] <<http://www.iba-dosimetry.com/In-Vivo-Dosimetry.430.0.html>>

[cit.2008-03-23]

[on-line]

<<http://www.radtech.it/testi/Diode.TLD.MOSFET.Invivo.PDF>> [cit. 2008-03-23]

<http://lucy.troja.mff.cuni.cz/~tichy/elektross/soucastky/dva_prechody/tranzistor.html>

[cit 2008-03-29]

WIKIPEDIA

<<http://cs.wikipedia.org/wiki/MOSFET>> [cit 2008-03-29]

9 Přílohy

- *Příloha 1* Stručný popis aplikaci verifikačního systému VARiS/Vision
- *Příloha 2* Fantomový obrázek lineárního urychlovače iX s portálovou zobrazovací jednotkou a se systémem OBI od fy Varian
- *Příloha 3* Lineární urychlovač iX od fy Varian
- *Příloha 4* Lineární urychlovač 2100C/D s portálovou zobrazovací jednotkou od fy Varian na pracovišti Kliniky radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu
- *Příloha 5* Mód verifikačního systému VARiS/Vision aplikace Review pro vyhodnocování portálových snímků

Příloha 1

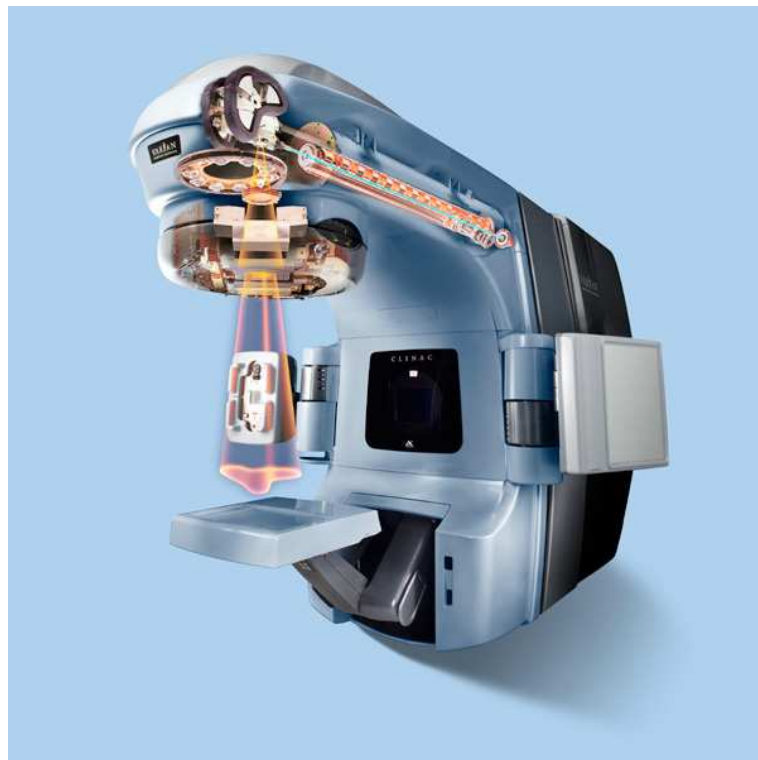
Aplikace	využití
Patient Manager	<ul style="list-style-type: none">- Jednoduché uživatelské rozhraní- Tabulkový formát- Sloučení veškerých dat pacienta a sestavování tabulek- Shrnutí léčby pacienta obsahuje: ID pacienta, léčebnou historii, seznam kdy byla léčba provedena v jednotlivých dnech, platba pojišťovně, poznámky k léčbě- Fotografie pacienta- Snadný import fotografie- Je propojený s dalšími aplikacemi VARiS/Vision a je možné z něj jednoduše přepínat do RT Chartu, Time Planneru/Activity Capture, Document Manageru
Time Planner	<ul style="list-style-type: none">- Každý uživatel má své rozhraní- Souhrn všech léčených pacientů na jedné

	<p>obrazovce</p> <ul style="list-style-type: none"> - Podporuje Wait list a rozesílání zpráv po oddělení - Ke každému statutu patientské léčby lze přiřadit délku trvání - Automatické opakování léčby (denně, týdně, měsíčně, ročně) - dynamické řešení konfliktů při plánování návštěv
RT Chart	<ul style="list-style-type: none"> - Rozšíření funkcí pro definování Treatmentových polí - Poskytuje možnost kompletní kontroly plánu, který bude použit pro léčbu - Tabulkový formát je jednodušší a rychlejší pro orientaci <p>Prescription</p> <ul style="list-style-type: none"> - Physician's Intent – je možné přepisovat lékařský předpis, tak že se změna projeví i u léčebného plánu - Definice kurzu a plánu - Plán ID má max. 13 znaků. Při změně RT Chart vytvoří plán se změnou, který je označený původním názvem a číslem - Jsou zde uloženy předpisy plánů, které se používají standardně - Zobrazuje dávku plánovanou a dávku, která již byla pacientovi dodána - Rozšíření typů podpisů <p>Parameters – kombinuje na jedné obrazovce parametry plánu a obrazy se simulátoru a DRR</p> <ul style="list-style-type: none"> - Zobrazuje polohu lamel MLC

	<ul style="list-style-type: none"> - Dovolí měnit polohu lamel MLC a polohu bloků bez existujícího snímku. Nebo za využít tzv. artificial image - Ukazuje na fantomovém obrázku polohu gantry, stolu a pacienta - Všechna pole jsou přehledně zobrazena se všemi svými parametry a je zde možné měnit jejich pořadí v léčbě <p>Plan Scheduling</p> <ul style="list-style-type: none"> - Zobrazuje všechna plány a jejich frakcionaci <p>Refernce Point</p> <ul style="list-style-type: none"> - Zahrnuje celkový pohled na referenční bod a jeho parametry (dávka na frakci, denní dávka, celková dávka) <p>History</p> <ul style="list-style-type: none"> - Manuální dávková korekce - Rychlý a dostupný přehled o všech parametrech provedených ozáření <p>Editing Log</p> <ul style="list-style-type: none"> - Zaznamenává všechny akce a změny statutu plánu v průběhu jeho plánování - Ve zkratce „kdo, co a kdy“ dělal s daným plánem
4D Intergrated Treatment Cosole	<ul style="list-style-type: none"> - Přehledné zobrazení aktuální polohy celého ozařovacího systému včetně zobrazení plánované polohy - Zobrazení základních údajů o pacientovi - Simulační snímek - Aktuálně provedený portálový snímek - Fotografie pacienta

	<ul style="list-style-type: none"> - Informace o ozařovaném plánu - Číslo ozařované frakce - Možnost přidání či odebrání portálu - Autorizace změn, pouze oprávnění uživatelé - Polohy lamel MLC
Varis Administration	<ul style="list-style-type: none"> - Struktura používaných licencí - Zahrnuje všechny ozařovací přístroje, které spravuje jako verifikační systém. Jsou zde zobrazeny jejich parametry a příslušenství. - Zadávání uživatelů, aktivit, oddělení a jejich aktivace a deaktivace - Administrace svátků
Vision Administration	<ul style="list-style-type: none"> - Změna uživatelského rozhraní - Změna parametrů ozařovače - Správa Plan template - Přístup uživatelů je omezen příslušnosti ke skupině uživatelů. Práva jsou udělována administrátorem

Příloha 2



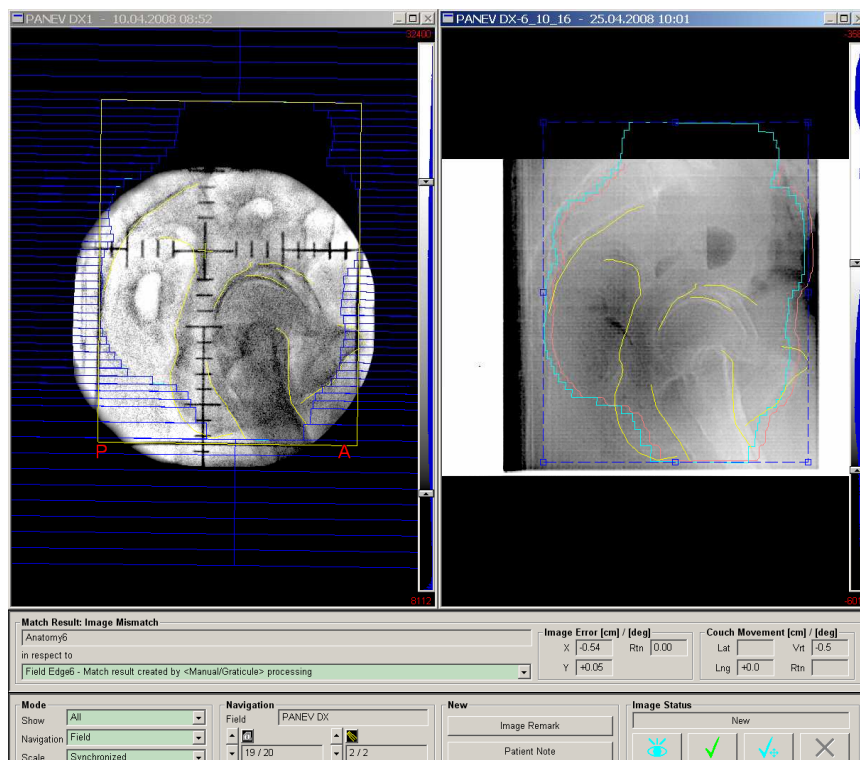
Příloha 3



Příloha 4



Příloha 5



10 Použité zkratky

MOSFET – Metal Oxide Silicon Field Effect Transistors

TLD – termoluminiscenční dozimetrie

OBI – On Board Imaging

PTV – Planning target volume

EPID – Electronic portal imaging device

IMRT – intensity modulated radiotherapy

DRR – Digitally reconstructed radiograph

FDD – Focus Detektor Distance

MU – Monitor Unit

SSD – Source-Skin distance

IGRT – Image Guided RadioTherapy

CBCT – Cone Beam computed tomography

RPM – Real-time Position Management

LVI – Linac Verification Interface

CT – computed tomography

TRT – Treatment

TBI – Total body irradiation

KRO MOÚ – Klinika radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu

RF – Radiologický fyzik

OVS – Operátor verifikačního systému

RA – Radiologický asistent

RO – Radiační onkolog

BT – Biomedicínský technik

MLC – Multileaf collimator

11 Klíčová slova

verifikační systém

portálové zobrazování

in-vivo dozimetrie

Varis/Vision

radioterapie