

Obsah

160MLC and Moduleaf - A Technical comparison	2
TrueBeam - nová generace lineárních urychlovačů Varian	4
Najnovší vývoj v plánování IMRT VMAT plánovacího systému Oncentra.....	5
Nukleární medicína v onkologii	6
Moderné dozimetrické metódy v rádioterapii	7
Historický prehľad rádioterapeutických prístrojov vo svete	8
Možnosti využitia mega-voltage cone beam CT pre účely ART a RT u pacientov s metalickými objektmi	10
Verifikácia nastavenia pacienta pomocou EPID pri IMRT prostaty na OÚSA	12
Klinická dozimetria „in vivo“ v HDR brachyterapii.....	14
Rutinná verifikácia ožarovacích plánov výpočtom	16
Heuristická analýza dávkových súborov a možnosti využitia v EBM.....	17
Aké zmeny priniesol projekt QUANTEC v predikcii NTCP?	19
Dosimetry Audit Networks for Radiotherapy Questionnaire.....	21
Vplyv dávkovej rýchlosti v HDR brachyterapii.....	22
Audit plánovacích systémov v rádioterapii organizovaný IAEA.....	24
EFOMP 2010 novinky a požiadavky	25
Špecializácia v odbore klinická fyzika – nová katedra	25
Novinky pri fixácii pacientov systemami ORFIT	25

160MLC and Moduleaf - A Technical comparison

Joachim Bogner

The 160 MLC™ combines fast leaf movement of 4 cm per second with the highest possible resolution and the lowest leakage and penumbra. These features make it possible to treat patients with surgeon-like precision, spare healthy surrounding tissue regardless of the tumor shape, and provide more efficient therapy due to shorter length of fractions.

The 160 MLC comes with a unique design concept: it provides 160 leaves – 80 on each side. With a leaf thickness of 5 mm over the full field, the leaves provide incredibly accurate conformity to the actual tumor shape for homogeneous dose coverage. The improved leaf positioning accuracy of 0.5 mm is even comparable to the gold standard of dedicated stereotactic systems. Our 160 MLC also offers exact leaf positioning reproducibility. This is particularly advantageous when treating small targets or volumes close to organs-at-risk where a precise placement of the leaves is especially required.

Moreover, the 160 MLC provides full 40 x 40 cm field coverage with a maximum circular field diameter of 40 cm at the isocenter. This is an important factor when rotating the collimator or during whole-body irradiation. Last but not least: The leaves are made of Tungsten, which also adds to precision thanks to the extraordinary radiopacity of the material.

The MLC shape downloads quickly to the linear accelerator and adjusts all leaves to their prescribed positions, increasing accuracy and improving tumor conformity. Thanks to the small penumbra of the 160 MLC, you and your patients will benefit from maximized dose to the target tissue and minimized dose to the healthy surrounding tissue.

	Measured	Specified (160 MLC data sheet)
Inter-leakage average	0.37%	< 0.75%
Inter-leakage maximum	0.63%	< 1.5%
Inter-leakage leaf tip	13.5%	< 15%
Penumbra (mm)	4.1 ± 0.5 mm*	< 7 – 8.5 (energy dependence)
Tongue-and-groove effect	19%	Not specified
Leaf resolution at isocenter (mm)	5 mm	5 mm
Maximum field size	400 x 400 mm	400 x 400 mm

Evidence of 160 MLC precision proven by Tacke et al.,
Medical Physics, Volume 35 No. 5, May 2008

* Longitudinal penumbra for central field section, ranging

Mechanical specifications

Special care has been used in the development process to provide high overall positioning accuracy independent of leaf, gantry, or carriage position.

160 MLC	
Number of leaves	160
Absolute leaf positioning accuracy at isocenter (mm)	±0.5
Leaf positioning reproducibility at isocenter (mm)	±0.3
Maximum circular field diameter (cm)	40
Leaf resolution at isocenter (mm)	5
Variance of leaf resolution at isocenter (µm)	200
Interdigitation	Yes
Maximum leaf speed (cm / s)	4
Servo-control speed	Yes
Reticule	Built in
Maximum field size (cm)	40 x 40
Minimum field size (cm)	0 x 0
Maximum leaf movement of a single leaf (cm)	20
Overtravel of leaves (cm)	20
Leaf material	Tungsten
Leaf height (mm)	95
Individual leaf guide to ensure reliable leaf distance and friction minimization	Yes
Jaw height (mm)	77
Jaw positioning accuracy Field sizes of 5 cm x 5 cm	Non-overtravel region: ±1 mm or ±1% Overtravel region: ±1.25 mm
Overtravel of jaws (cm)	2
Jaw speed (mm / sec)	20
Jaw end design	Pivoting

Dosimetrical specifications

The improved leaf positioning of 160 MLC provides homogeneous dose coverage, independent of tumor size. When used for IMRT, it helps maximize dose to target tissue while minimizing dose to normal tissue.

Penumbra	
Penumbra for 10 cm x 10 cm field (mm)	6 MV: ≤ 7
According to IEC 60976 and 60977 (Penumbra is the maximum distance along the major axes between the 80% and 20% points of the ABSORBED DOSE at the standard measurement depth; the 80% and 20% points refer to the absorbed dose on the radiation beam axis at 10 cm)	10 MV: ≤ 7.5 18 MV: ≤ 8.5
Transmission (% of unattenuated beam)	
Between leaves – inter-leaf	< 1.5
Through leaves – intra-leaf	< 0.75
Through jaws	< 0.5
Leakage (% of unattenuated beam) as per IEC 60601-2-1	
Average (average of measurements at 24 specific locations in patient plane, outside area M)	< 0.1
Maximum (maximum of measurements at 24 specific locations in patient plane, outside area M)	< 0.2
Transmission along in-plane profile of leaves (% of unattenuated beam)	
Closed leaves at the central beam axis*	< 15

* Can be influenced by treatment planning system

TrueBeam - nová generace lineárních urychlovačů Varian

¹Klaclová T., ²Bočánek J., ³Kunca J.

¹AMEDIS s.r.o., Praha, ²Varian Medical Systems, Zug, ³AMEDIS s.r.o., Piešťany

System TrueBeam je nejnovějším výsledkem práce vývojové laboratoře firmy Varian Medical Systems a nejvyšším stupněm v produktové řadě lineárních urychlovačů firmy Varian. Vývoj TrueBeam byl založen na zcela nové sofistikované architektuře a myšlence vytvořit systém se skutečnou integrací a automatizací procesů zobrazování a ozařování, který by současně poskytl dokonalé řízení pro moderní lineární urychlovač.

Zcela nově konstrukčně řešené prvky tvorby svazků záření (urychlovací struktura, energy switch, bend magnet, karusel pro homogenizační filtry a folie) přináší rozšíření počtu ozařovacích energií a umožňují využít nové vlastnosti jejich dozimetrických charakteristik. Lze aplikovat dávkové příkony o 40-140 % vyšší než ty v současnosti standardně používané, což přispívá k zkrácení doby ozáření.

Geometrická přesnost TrueBeam systému, přesnost zaměření zobrazovacího systému a přesnost dodání dávky do reálného izocentra se pohybuje v hodnotách menších než 1 mm. Nový design ramen pro polohování kV zdroje a detektoru zvýšil jejich rigiditu a tím i přesnost zobrazení.

Nový systém řízení bezproblémově integruje řízení ozařování, 2D/3D verifikačního zobrazování a respiratory gating. Vysoká kvalita obrazů, nové zobrazovací techniky včetně „Life Fluoro“ v průběhu ozařování, automatické ukládání všech typů verifikačních obrazových dat do databáze a jejich okamžitá dostupnost včetně parametrů vyhodnocení korelace s referenčními obrazy přináší další kvalitu.

Přes vysokou technickou pokročilost je TrueBeam unikátní snadným intuitivním způsobem ovládání. Proces ozáření a zobrazování byl automatizován, což zvyšuje výkonnost systému. Vysoce kvalitní workflow s takovými možnostmi jako je „One Buton Image Acquisition“ pro kV i MV verifikaci a korekci polohy pacienta nebo plná automatizace ozáření dokáže zkrátit ozařovací čas až na polovinu a umožňují obsluhu maximálně se věnovat pacientovi.

Velká pozornost byla věnována bezpečnostním mechanismům. TrueBeam je vybaven výkonnými HW a SW bezpečnostními systémy ochrany proti kolizi a funkcí „Dry Run“, která umožňuje rychle ověřit bezpečnost všech plánovaných pohybů lineárního urychlovače a ozařovacího stolu před vlastním ozářením.

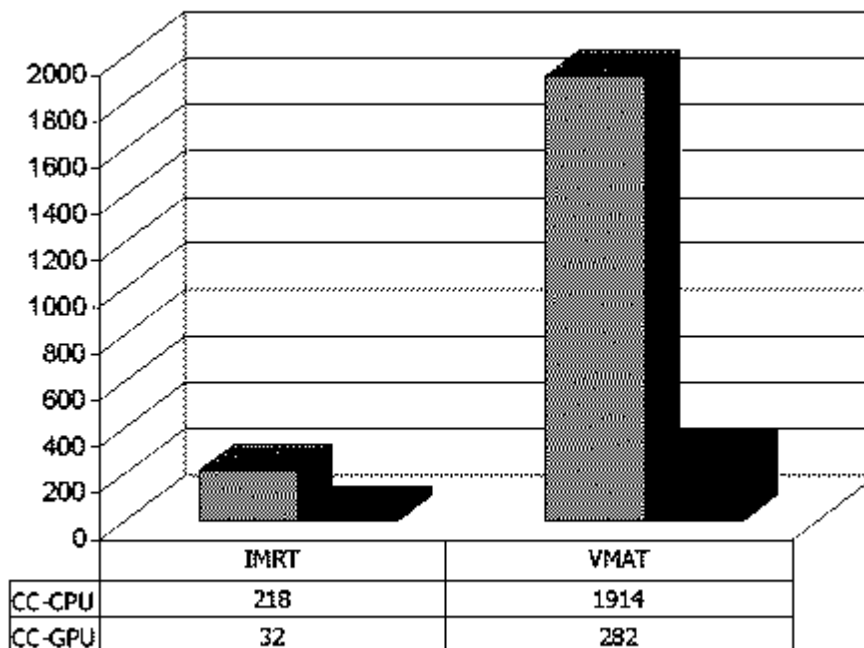
Novinkou je Developer Mode. Je určený pro testování nestandardních ozařovacích a zobrazovacích technik bez pacienta a nabízí technické možnosti vysoce nad rámec současné reálné klinické praxe.

TrueBeam představuje technicky zcela nový přístup v radioterapii.

Najnovší vývoj v plánovaní IMRT VMAT plánovacieho systému Oncentra

Pleško Bohuslav, NUCLECS

Doplnením algoritmov o výpočet na všetkých jadrách a paralelným spracovaním inštrukcií v každom jadre (multicore a multithread processing) ďalej zapojením do výpočtu samostatne grafického procesora (GPU) došlo k mnohonásobnému skráteniu času výpočtu IMRT a VMAT:



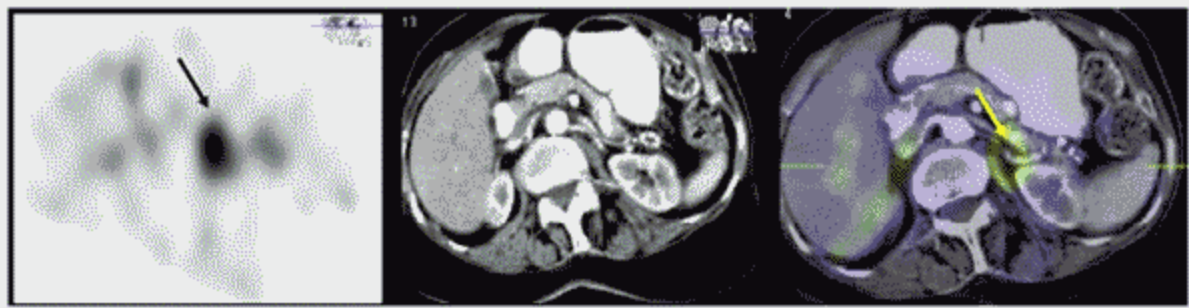
Nukleárna medicína v onkológii

Marinová B., Lepej J., Marin I.

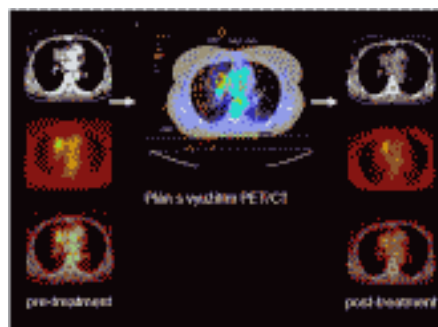
Inštitút nukleárnej a molekulárnej medicíny, Košice

Prednáška predstavuje nukleárnu medicínu ako špecializovaný medicínsky odbor a jej využitie v onkológii. Približuje možnosti použitia rôznych rádiofarmák a diagnostických metód pre detekciu primárnych tumorov, staging a monitorovanie odozvy pacienta na terapiu.

Zaoberá sa postavením metód SPECT, SPECT/CT, PET a PET/CT v manažmente onkologického pacienta. Samostatná kapitola je venovaná možnostiam použitia PET/CT a molekulárneho zobrazovania pre plánovanie rádioterapie.



Obr.1: SPECT/CT neuroendokrinného nádoru (feochromocytóm) pomocou 123I-MIBG.



Obr.2: Plánovanie rádioterapie pomocou PET/CT. Vľavo: PET/CT pacienta s karcinómom pľúc pred terapiou pre stanovenie potrebných objemov. Vpravo: PET/CT zobrazuje odozvu ožiarených štruktúr na rádioterapiu.

Moderné dozimetrické metódy v rádioterapii

Čap Ivo

Canberra Packard, Žilina

Rádioterapia, radiačná terapia, ako každý obor ľudskej činnosti podlieha zákonitému vývoju. Vyvíjajú sa stále softistikovanejšie zariadenia, ktoré umožňujú realizovať základnú úlohu rádioterapie – dodať do presne špecifikovaného objemu konkrétnu dávku ionizujúceho žiarenia so stále väčšou presnosťou. Táto okolnosť dovoľuje túto dávku neustále zvyšovať, nakoľko so zväčšujúcou sa presnosťou dochádza aj k dokonalejšiemu vymedzeniu cieľového objemu, a tým k výraznejšiemu šetreniu okolitých zdravých tkanív. Avšak „princíp rovnováhy“ si žiada svoju daň – oveľa prísnejšie nároky na zabezpečenie kvality (QA), čo vyžaduje vývoj stále presnejších a výkonnejších nástrojov kontroly kvality (QC).

V rádioterapii je možné rozlišovať medzi dvomi základnými dozimetrickými prístupmi – QC orientovanou na ožarovací prístroj a QA orientovaným na pacienta. Spoločnosť PTW-Freiburg poskytuje širokú paletu riešení v oboch oblastiach, či už ide o kontrolu kvality ožarovačov (absolútna dozimetria, relatívna dozimetria, kontrola portálového zobrazovača), alebo zabezpečenie kvality orientovanú na pacienta (verifikácia ožarovacích plánov, in-vivo dozimetria).

Historický prehľad rádioterapeutických prístrojov vo svete

Pupalová Jitka

Onkologická klinika FN sP F.D.Roosevelta, Banská Bystrica

Veľmi skoro (po vojne) sa začalo používať na rádioterapiu RTG žiarenie, ktoré sa vyrábalo v tzv. transformátoroch – usmerňovačoch. Boli veľmi podobné ako diagnostické RTG prístroje a používajú sa dodnes. Tieto terapeutické RTG ožarovače sa rozdeľovali na ortovoltážne (10-100 kV) a kilovoltážne (100-400 kV). Používali sa na povrchovú a hĺbkovú terapiu. Ich nevýhodou je zlá dávková distribúcia (malý dolet) a žiadny kožu -šetriaci efekt.

V polovici 40-tych a v priebehu 50-tych rokov sa začali používať rôzne typy vysoko energetických generátorov. Avšak boli veľmi objemné.

V priebehu 50-tych rokov sa stali populárnymi kobaltové ožarovače a na scéne dominovali počas 60-tych rokov. Umožnil to vývoj nukleárných reaktorov na výrobu umelého RN ^{60}Co , spontánne emitujúceho gama žiarenie. Mali množstvo nevýhod oproti generátorom, avšak ich malá veľkosť dovoľovala izocentrickú konštrukciu prístroja. Ich výhodou oproti RTG ožarovačom bola lepšia dávková distribúcia (väčší dolet) a kožu -šetriaci efekt.

Koncom 60-tych rokov sa začali používať lineárne urýchľovače (ďalej len LU) s kompaktným gantry. Odvtedy až doteraz hrajú lineárne urýchľovače významnú úlohu v radiačnej terapii. Prvé pokusy vyrábať tieto LU sa objavili ešte v priebehu dekády, avšak prijatie nových technológií trvalo ďalších 5 rokov. Mali oproti konkurenčným kobaltom 3 výhody: vyššiu dávkovú rýchlosť (väčší dolet), väčší kožu -šetriaci efekt a menšiu veľkosť zdroja.

Súčasne s vývojom LU prebiehal vývoj betatronu. Betatrón bol prvý a na dlhý čas jediný prístroj, ktorý produkoval elektróny a brzdné žiarenie (X -lúče) s energiou vyššou ako o 10 MeV. Pre medicínske použitie sa začal využívať začiatkom 50-tych rokov. Avšak bol príliš veľký a nie celkom izocentrický. Z tohto dôvodu jeho pozíciu na trhu s RT ožarovačmi prevzali nové vysoko-energetické LU (20-35 MeV).

Ďalším dôležitým zariadením je microtrón. Používa sa na získanie vysoko-energetických elektrónov a X -lúčov nad 20 MeV. Microtron je typickým príkladom, aké dlhé obdobie uplynie od vývoja prístroja do jeho praktického využitia. Microtron bol prvýkrát opísaný v literatúre v r. 1944, avšak pre praktické použitie sa začal vyrábať až začiatkom 80-tych rokov.

Počas 80-tych rokov sa začal vyvíjať cyklotrón, ktorý môže produkovať také exotické žiarenie ako protóny, ťažké jadrá, neutróny π -mezóny. Tieto majú iný biologický účinok ako fotóny a elektróny a môžu mať vhodnejšiu dávkovú distribúciu ako v súčasnosti dostupné fotóny a elektróny. Neutróny môžeme získať z cyklotrónu alebo z omnoho menšieho D-T neutrónového generátora.

Historický prehľad rádioterapeutických prístrojov na Slovensku

Na Slovensku existuje 15 RT pracovísk väčšieho či menšieho významu. Najvýznamnejšie sú OÚSA a NOÚ Bratislava, VOÚ Košice a OK FN sP FDR Banská Bystrica. Vysokoenergetickými ožarovačmi disponujú ešte Trenčín, Nitra, Žilina, Martin, Prešov a Rimavská Sobota.

Do konca 80-tych rokov 20. stor. sa na externú rádioterapiu používali len povrchové a hĺbkové röntgeny, kobaltové a céziové ožarovače a na brachyterapiu sa používali rádiové tuby a ihly. Jediné pracovisko, ktoré malo ožarovač produkujúci vysoko energetické elektróny a fotóny bol vtedajší Ústav klinickej onkológie, teraz Onkologický ústav svätej Alžbety v Bratislave. Bol to Betatrón od fy Siemens.

Prvý LU bol nainštalovaný v r. 1992 na OÚSA v Bratislave. Bol Clinac 2100C od americkej fy Varian. Nahradil starý Betatrón. Tento ústav zároveň disponoval aj prvým afterloadingovým systémom LDR Selectron so zdrojom ^{137}Cs . Neskôr zakúpili HDR microSelectron so zdrojom ^{192}Ir (LDR - low dose rate = nízka dávková rýchlosť, HDR - high dose rate = vysoká dávková rýchlosť).

V 90-tych rokoch 20. stor. nastal boom lineárnych urýchľovačov. V 1994 boli zakúpené LU od fy Varian na pracoviská do Banskej Bystrice, Žiliny, Trenčína, Košíc, a LU od fy Siemens do Martina a Nitry. O niečo neskôr bolo vybudované nové pracovisko NOÚ v Bratislave, ktoré bolo vybavené 2 LU Clinac 2300C (Varian).

Na začiatku prvej dekády 21. stor. sa nakúpili na vybrané pracoviská nové kobaltové ožarovače či už českej alebo kanadskej výroby. Koncom prvej dekády 21. stor. prebieha ďalší hromadný nákup LU, keď boli na niektoré pracoviská dokúpené nové LU, resp. vymenené staré LU. Bratislava NOÚ a Nitra dostala nový LU Elekta, Košice a Prešov LU Siemens a Banská Bystrica a Žilina LU od fy Varian. V súčasnej dobe je na Slovensku nainštalovaných 18 LU, 3 x 6 MeV (malý) a 15x 21-23 MeV (veľký), zastúpenie firiem 12x Varian, 4x Siemens a 2x Elekta.

Historický prehľad rádioterapeutických prístrojov v Banskej Bystrici

Onkologické odd. v BB vzniklo v r. 1951. Rádioterapeutické pracovisko vznikla neskôr, ako prístavba k budove starej nemocnice.

Prístrojové vybavenie:

50-te roky 20. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • povrchový röntgen Philips ($E_{\max} = 40 \text{ kV}$), statický ožarovač; • hĺbkový röntgen TUR ($E_{\max} = 250 \text{ kV}$), statický ožarovač; • oba boli zlikvidované koncom 80-tych rokov
60-te roky 20. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • kobaltový ožarovač Chisobalt B-75 (^{60}Co, $E_{\text{pr}} = 1,25 \text{ MeV}$, $T_{1/2} = 5,26 \text{ roka}$) • izocentrická konštrukcia, SAD = 75 cm (zdroj -izocentrum), • umožňoval prvé naozaj izocentrické ožiarovanie, t.z. rotáciu okolo pacienta o 360°
	<ul style="list-style-type: none"> • céziový ožarovač Cesioterax 3N (^{137}Cs, $E_{\text{pr}} = 0,661 \text{ MeV}$, $T_{1/2} = 30 \text{ rokov}$) • statický prístroj, hlavica sa pohybovala hore-dole, doľava - doprava, dopredu, ale nemohla rotovať okolo osi izocentra
70-te roky 20. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • rádiové ihly a tuby (^{226}Ra, $E = 0,0047\text{-}2,4 \text{ MeV}$, $T_{1/2} = 1622 \text{ rokov}$) brachyterapia • nevýhoda: emanácia radónu, nebezpečenstvo ožiarovania personálu a inhalácie radónu, dlhý polčas rozpadu - výhoda pri aplikácii; nevýhoda pri likvidácii • Prvý fyzik pre plánovanie liečby a dozimetriu nastúpil v r. 1974.
80-te roky 20. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • V r. 1985 bol Cesioterax nahradený kobaltovým ožarovačom Chisostat - statická konštrukcia
90-te roky 20. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • V r. 1993 nahradil rádiové tuby a ihly nový brachyterapeutický HDR afterloadingový ožarovač microSelectron s irídiovým zdrojom (^{192}Ir, $E_{\text{pr}} = 0,350 \text{ MeV}$, $T_{1/2} = 74 \text{ dní}$), fa Nucletron Holandsko.
	<ul style="list-style-type: none"> • V r. 1994 bol zakúpený lineárny urýchľovač od fy Varian Clinac 2100C, nainštalovaný v r.1996 na pracovisku v novej nemocnici. začal sa používať v r.1999. V tom istom roku bol nainštalovaný röntgenový simulátor Ximatron (Varian).
1. dekáda 21. stor.	<ul style="list-style-type: none"> • Po presťahovaní do novej budovy v areáli novej nemocnice v r. 2000 boli staré kobalty zlikvidované. • V r. 2003 bol nainštalovaný nový kobaltový ožarovač Teragam 02 s SAD=100cm (českej výroby tak ako jeho predchodcovia, Cesioterax, Chisostat a Chisobalt). • V r. 2008 bol nainštalovaný nový LU Varian 2100C/D s MLC kolimátorom • Starý simulátor bol nahradený novým Acuity s digitálnym výstupom.

Možnosti využitia mega-voltage cone beam CT pre účely ART a RT u pacientov s metalickými objektmi

Jasenčák Martin

VOU, a.s. Košice

Úvod

Zobrazovací systém mega-voltage cone-beam CT firmy Siemens, umožňujúci obrazom navádzanú rádioterapiu, využíva MV optimalizované zariadenie EPID pre volumetrické zobrazovanie liečebnej polohy pacienta. Použitie MV zväzku fotónového žiarenia pre získanie obrazu má určité špecifiká, ktoré posúvajú potenciál primárne IGRT systému ďalej než je bežné posudzovanie polohovania pacienta a hodnotenie náhodných, či systematických chýb pri nastavení. Rozširujúcimi možnosťami MVCB CT sú monitorovanie anatomických zmien pacienta, prepočet a korekcia ožarovacieho plánu – adaptívna RT (ART), definovanie cieľových objemov a kritických štruktúr v okolí „CT nekompatibilných“ objektov vytvárajúcich množstvo artefaktov na konvenčnom CT.

Materiál a metódy

Pri preverení možnosti ART bol použitý set snímok konvenčného CT a MV CT pacienta s nádorom v oblasti hlavy a krku. Pôvodné konvenčné CT s definovaním ROI bolo registráciou spojené s MVCB CT. Pri fúzii oboch sérii boli prenesené RT štruktúry z CT na MV CT, aby sa zachovala ich čo najpresnejšia lokalizácia. Takto získané MV CT s prenesenými RT štruktúrami, bolo použité v plánovacom systéme Oncentra MasterPlan ako nová primárna séria u tohto pacienta, do ktorej bol importovaný pôvodný RT plán. Bola vykonaná kalkulácia plánu a výsledný plán porovnaný s pôvodným. Vybraný pacient bol bez zmeny anatomických pomerov a vykonaný porovnávací výpočet umožňuje zhodnotiť presnosť takéhoto výpočtu na MV CT snímkoch. Dosiahnutie akceptovateľných výsledkov oprávňuje realizovať následne výpočet priamo na MVCB CT, v prípade zmenených anatomických pomerov pacienta (strata, príp. zväčšenie váhy a pod.), kedy by pokračovanie v liečbe podľa pôvodného ožarovacieho plánu viedlo k väčším dozimetrickým zmenám, než pri využití adaptívnej RT s MVCB CT.

Na príklade pacienta s implantovanými kovovými bedrovými kĺbmi, bolo využité MVCB CT na definovanie cieľových i OaR štruktúr, ktoré nie je možné vizualizovať konvenčným CT. Výsledky porovnávacieho výpočtu medzi CT a MV CT u H&N pacienta oprávňujú i v tomto prípade za určitých podmienok (potlačenie cupping efektu) predpokladať využiteľnosť MVCB CT aj pre výpočet RT plánu, avšak pre malý rozmer FOV (27 cm) je táto možnosť značne limitovaná.

Výsledky

Porovnanie výsledkov výpočtu plánu s konvenčným CT a MVCB CT ukázalo dobrú zhodu oboch verzii plánov, zrealizovaných v prípade bez zmien anatomických pomerov. Porovnanie izodóz, dávkových profilov i gamma analýza oboch plánov vykazujú zhodu do $\pm 3\%$ pri ± 3 mm DTA (distance to agreement). DVH grafy získané z oboch plánov majú veľmi blízke priebehy s rozdielmi okolo $\pm 2\%$.

Pre kontúrovanie v prípade pacientov s implantátmi spôsobujúcimi výrazne artefakty na konvenčnom CT, môže byť MVCB CT vhodným pomocným nástrojom. Vďaka MV energii sú artefakty výrazne menšie, avšak okraje mäkkých štruktúr je aj pri väčšom počte MU v niektorých prípadoch ťažké jednoznačne rozlíšiť. V prípade zakreslenia prostaty, príp. močového mechúra môže pomôcť presnejšie určiť ich laterálne okraje.

Záver

Megavoltage cone beam CT je zariadenie primárne určené pre IGRT. Potenciálna využiteľnosť tohto zariadenia v špecifických prípadoch však ponúka širšie možnosti. Umožňuje odhaliť, ale i korigovať situácie, kedy by mohlo dôjsť k nesprávnemu liečeniu pacienta kvôli dozimetrickej chybe – zmenili sa napr. anatomické pomery natoľko, že pokračovanie podľa pôvodného ožarovacieho predpisu by mohlo viesť k zlyhaniu liečby, či ďalšiemu poškodeniu zdravia pacienta.

Nízky kontrast zhotovených snímok neumožňuje využiť MVCB CT dostatočne uspokojivo pre kontúrovanie, avšak v prípadoch s výraznými artefaktmi môže poslúžiť ako pomocný nástroj.

Verifikácia nastavenia pacienta pomocou EPID pri IMRT prostaty na OÚSA

Lojko D., Filipová M., Poláková K., Švantnerová M.

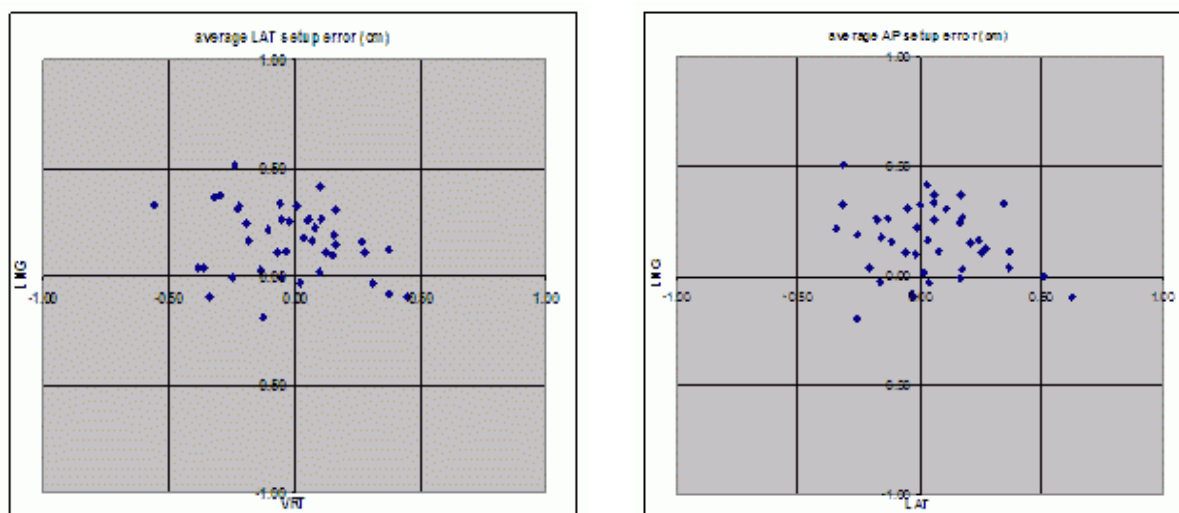
Ciele:

- Vyhodnotiť systematické a náhodné chyby pri nastavení pacientov pomocou MV portálových snímok
- Porovnať denné zmeny v polohe pacienta pri nastavení na vytetované značky s polohou po online matchingu portálu so simulátorovým obrázkom
- Porovnať presnosť online matchingu rad. asistentov s offline matchingom lekárov

Výsledky:

Jednou z podmienok eskalácie dávky pri IMRT je vysoká presnosť a spoľahlivosť v nastavení pacienta, ktorú na OÚSA dosahujeme pomocou MV portálových snímok. Pri IMRT prostaty sa na OÚSA pri každej frakcii zhotovujú 2 ortogonálne portálove snímky (0° , 90°), tie sa potom online prekryjú s referenčným simulátorovým snímkom s už zakresleným kostenným skeletom. Radiologický asistent následne posunie pacienta na konkrétnu polohu stola, ktorú ukáže verifikačný systém ARIA. Neskôr sa tieto snímky ešte offline zhodnotia aj skúseným lekárom.

V tejto práci sme hodnotili súbor 2188 portálových snímok získaných od 42 pacientov s ca prostaty. Z každej snímky sme vypočítali tzv. setup error, čiže rozdiel v polohe pacienta pred a po online matchingu v každom smere (vrt, lng, lat). Taktiež sme určili systematickú a náhodnú chybu pre každého pacienta a systematickú a náhodnú chybu celého skúmaného súboru pacientov (pracoviska).



Obr.1 Systematické chyby jednotlivých pacientov z AP a LAT snímok z online matchingu

Po porovnaní výsledkov online matchingu s offline matchingom sme zistili, že väčšinu snímok rad. asistenti vyhodnotili s odchýlkou do 3 mm voči lekárom. Vyskytli sa však aj ojedinelé prípady väčších odchýlok hlavne pri začiatku využívania online matchingu. Po preskúmaní týchto prípadov sa zistil nesprávny posun pacienta na opačnú stranu spôsobený

nevykonaním online matchingu, len vizuálnym zhodnotením snímky. V neskoršej fáze sme už nepozorovali žiadne väčšie odchýlky a aj preto sa už na OÚSA upustilo od offline matchovania všetkých portálových snímok.

	VRT			LNG			LAT		
odchýlka	< 3mm	3-5 mm	> 5mm	< 3 mm	3-5 mm	> 5 mm	< 3 mm	3-5 mm	> 5mm
pocet portálov	987	86	21	1043	33	18	1059	18	17
%	90.2	7.9	1.9	95.4	3	1.6	96.8	1.6	1.6

Tab.1 Porovnanie rozdielov v online a offline matchingu

Závery:

- Ukázala sa dôležitosť nastavenia pacienta pomocou portálových snímok oproti nastaveniu na vytetované simulátorové značky
- Nezistili sa žiadne signifikantné systematické chyby nastavenia pacientov
- Využívaním online matchingu sa odstránila možnosť ľudských chýb pri vyhodnocovaní portálových snímok

Treba však podotknúť, že naša práca sa zakladala len na hodnotení nastavenia na kostenný skelet.

Klinická dozimetria „in vivo“ v HDR brachyterapii

Zgola M., Matula P., Jasenčák M., Halaburka P.

VOU, a.s. Košice

Úvod

Neoddeliteľnou súčasťou rádioterapeutickej praxe sa v poslednom desaťročí stal program záruky kvality. Pokrýva celý proces liečby žiarením, ktorého významnou zložkou je práve klinická dozimetria.

„In vivo“ dozimetria poskytuje možnosť verifikácie aplikácie predpísanej dávky počas ožarovania. V intrakavitárnej brachyterapii je bežne používaná ku kontrole dávkovej distribúcie v kritických orgánoch (rektum a močový mechúr) a tým umožňuje znížiť možné riziko nepriaznivých dopadov rádioterapie.

Na našom rádioterapeutickom pracovisku VOÚ a.s. v Košiciach sme sa zaoberali implementáciou „in vivo“ dozimetrie použitím polovodičových detektorov počas intrakavitárnych aplikácií HDR brachyterapie.

Cieľ

Naším cieľom bolo zhodnotenie využitia polovodičových detektorov (PTW/Nemecko) v klinickej dozimetrii, výhod „in vivo“ dozimetrie u HDR brachyterapie a určenie závislosti medzi vypočítanou a nameranou dávkou.

Materiál a metódy:

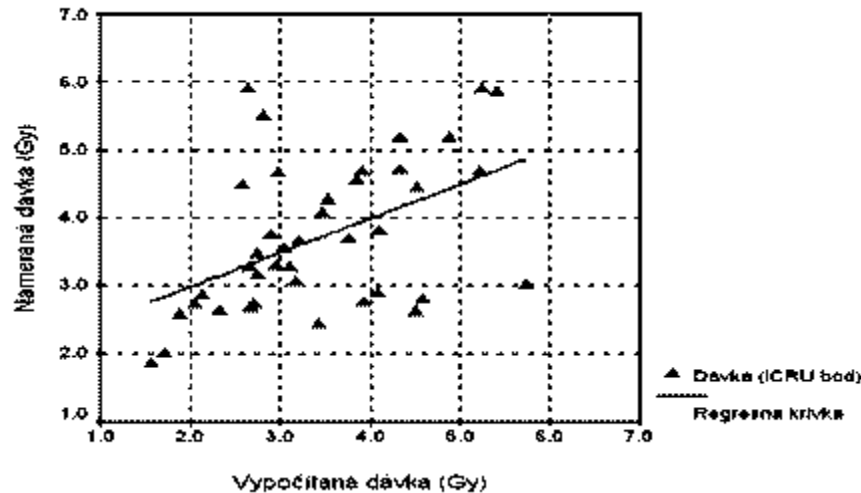
Merania boli uskutočnené jednou sadou polovodičových detektorov. Vyhodnotených bolo 40 aplikácií u pacientiek s karcinómom kľčka maternice. Polovodičové detektory boli kalibrované HDR zdrojom Irídium-192, v známej geometrii v kalibračnom fantóme. Kalibračný faktor pre každú diódu bol vypočítaný použitým počítačovým programom (MultiSoft) meracieho systému. Namerané dávky v kritických orgánoch boli porovnané s vypočítanými dávkami plánovacím systémom TPS Plato Sunrise, vyhodnotené boli dávky v ICRU bodoch.

Výsledky

Kalibrácia a použitie polovodičových detektorov poskytuje výsledky dostatočne presné a reprodukovateľné pre klinické aplikácie. Denná kalibrácia nezvyšuje presnosť a tak sa týždenná kalibrácia sa zdá byť dostatočná pre klinické použitie.

Dávky namerané v ICRU referenčnom bode boli v priemere o 13,45 % vyššie než dávky vypočítané plánovacím systémom. Rozdiel medzi nameranou a vypočítanou dávkou bol v rozsahu - 47,55 do 122,73 %. Pre ICRU bod zo získaných dát je zrejmé že medzi vypočítanými a nameranými hodnotami je podľa Pearsonovho testu a Cohenovej tabuľky stredná korelácia.

$$r = 0,485 \quad y = 0,5028x + 1,9842$$



Obr. 2. Rozptylový diagram pre ICRU bod

Zhrnutie

„In vivo“ dozimetria poskytuje presnejšiu hodnotu dávky, tým podáva informácie pre korektnejšie hodnotenie vplyvov liečby na kritické orgány a pravdepodobnosti ich komplikácií.

K dôslednej analýze dopadov liečby je nevyhnutné poznať parametre DVH z plánovacích systémov na podklade moderných diagnostických zobrazovacích metód ako sú CT a MRI. Prínosom bude pripravované zavedenie 3D plánovania na podklade CT, ktoré nahradí metódu ortogónnej rekonštrukcie polohy aplikátorov z RTG snímok.

Objektívnejšie informácie o očakávanej odpovedi tumorov a zdravých tkanív možno očakávať v blízkej budúcnosti od vyvíjaného systému rádiobiologického modelovania zahŕňajúceho dáta z plánovacieho systému (DVH) a spresnených rádiobiologických parametrov tumorov a normálnych tkanív (BED, TCP, NTCP). Príkladom môže byť projekt sw. BioGray vyvíjaný na našom pracovisku.

Medicínsky význam zavedenej metódy spočíva predovšetkým vo zvýšení pravdepodobnosti úspešnosti liečby, redukcii postradiačných komplikácií a tým prispieva k skvalitneniu života pacienta postihnutého nádorovým ochorením.

Zoznam bibliografických odkazov

1. BALTAS, D. - SAKELLIU, L. - ZAMBOGLOU, N. The physics of modern brachytherapy for oncology. New York: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2007. 635 p. ISBN 0-7503-0708-0.
2. PODGORSK, E. B. Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. Vienna: IAEA, 2005. 657 p. ISBN 92-0-107304-6.
3. SWISS SOCIETY FOR RADIOBIOLOGY AND MEDICAL PHYSICS. Dosimetry and quality assurance in high dose rate brachytherapy with iridium-192. Recommendations No.13., 2005. ISBN 3 908 125 36-7. Dostupné na internete: <<http://www.sgsmp.ch/r13hdr-e.pdf>>
4. WALDHÄUSL, C. - WAMBERSIE, A. - PÖTTER, R. - GEORG, D. In-vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: Physical and clinical considerations. Radiotherapy and Oncology 77, 2005. p. 310 – 317.

Rutinná verifikácia ožarovacích plánov výpočtom

Bednář. V.

Pracovisko radiačnej onkológie Rimavská Sobota

Súčasným trendom v rádioterapii je čoraz presnejšia technika, ktorá nám umožňuje presnejšie ožiarit' cieľový objem, lepšie modelovať dávkovú distribúciu a eskalovať dávku s očakávaním lepšieho liečebného efektu. To samozrejme prináša aj vyššie požiadavky na výpočet ožarovacích plánov, ktorý si už bez počítačov nedokážeme ani len predstaviť. A vlastne nie len pri plánovaní, ale v celom procese liečby sme na počítačoch prakticky závislí.

Možno im však na 100% dôverovať? Nespoliehame sa na ne priveľmi? Veď aj keby boli dokonalé, vždy pracujú len s nedokonalým softvérom, ktorý napísali ľudia, s dátami, ktoré sme doň zadali. A práve plánovací systém je dôležitou časťou liečebného reťazca, na ktorú sa väčšina z nás spolieha viac ako by mala. Aj keď sme ho pred spustením do klinickej prevádzky dôkladne preverili, môžeme si byť istí, že medzičasom niekto niečo nezmenil? Kedy by sme takúto chybu odhalili? Príspevok bude pojednávať o zjednodušenej výpočtovej verifikácii ožarovacích plánov ako o rýchlom a lacnom prostriedku na zamedzenie hrubým chybám v procese plánovania.

	X	Y	SSD	MU	Pole				MLC
					ACC	pľúca	kosť	tuk	
1.	19	16	82	75	---		4	<input checked="" type="checkbox"/>	
2.	18	17	88	59	---		3 7	<input checked="" type="checkbox"/>	
3.	19	17	82	76	---		3 7	<input checked="" type="checkbox"/>	
4.	16	17	89	58	---		1 8	<input checked="" type="checkbox"/>	
5.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	
6.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	
7.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	
8.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	
9.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	
10.					---			<input checked="" type="checkbox"/>	

Vyhodnotenie	
preskripcia	2.0 Gy
vypočet	1.99 Gy
odchyľka	-0.5 %

Vypočítat'

Heuristická analýza dávkových súborov a možnosti využitia v EBM

Končík Ján

VOÚ, a.s. Košice

Úvod

Národný onkologický register vedie štatistiku o onkologickej liečbe. Pretože NIS tieto výstupy neposkytujú (resp. existujúce výkazy sú len obmedzene využiteľné), na pracoviskách sa kvôli tomu vedie samostatná evidencia. Navyiac, NIS sú nielen značne odlišné z hľadiska štruktúr a relácií, ale môžu obsahovať i forenzné (zákonné) obmedzenia v možnostiach prístupu do „živých“ databáz. „Spoločným menovateľom“ (komunikácie s prostredím) všetkých riešení sú tzv. „dávkové súbory“ (odosielané do ZP).

Materiál a metódy

Heuristická analýza dávkových súborov používa tzv. „makrá“. Ide o pomenovanie zoznamu „typických“ skupín výkonov pre každé pracovisko / oddelenie. Program hľadá maximálnu možnú zhodu s vykázanou skupinou výkonov v dávkovom súbore dovedy, kým všetky vykázané výkony nepriradí, alebo neskonštatuje nemožnosť pokračovať. Výstupom je tabuľka „makro-výkonov“, ktoré sú už priradené na konkrétne pracovisko. Program je možné prispôbiť prakticky pre väčšinu RT pracovísk / oddelení úpravou parametrov.

Dizajn riešenia - formuláre

Dávkové súbory vygenerované NIS (pre každý mesiac a pre každú poisťovňu) sú uložené do pracovného katalógu a následne analyzované poloautomatickým spôsobom

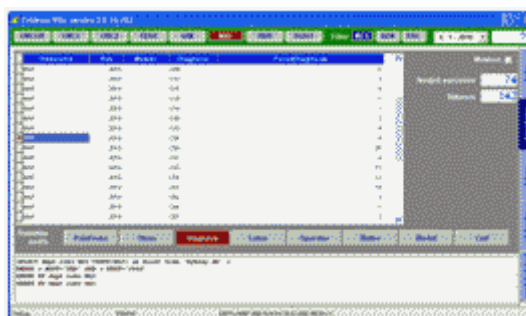
Obr 1. Dávka: Výber dávkového súboru, spracovanie

Manuálne úpravy a štatistika

K vyhľadávaniu pacientov a úpravám záznamov slúži špeciálny formulár.



Obr 2. Oprava záznamov



Obr 3. Štatistika

Po skompletizovaní záznamov sú štatistické prehľady vytvárané pomocou SQL príkazov. K ich vytvoreniu slúži jednoduchý generátor SQL.

Makrá a administrácia

Program má formulár pre úpravu číselníka „makier“. Niektoré položky (napr. MODAL, TARGET) sú implementačne špecifické (vo vývoji), a slúžia na vytvorenie heuristickej hodnoty „z kontextu“.

Obr 4. „Makrá“ - úprava

Obr 5. Administrácia tabuliek

Formulár „Administrácia“ umožňuje vyhľadať a odstrániť nekonzistencie medzi registrom pacientov a záznamami „makro-výkonov“.

Záver

Program Evidence je v zmysle cieľov jednoduchý. Problémom je ale jeho „citlivé nastavenie“ aby sa maximalizovalo množstvo využiteľných informácií.

Aké zmeny priniesol projekt QUANTEC v predikcii NTCP?

Matula P., Končík J., Jasenčák M.

VOÚ, a.s. Košice, SR

Úvod

Tolerančné dávky normálnych tkanív publikované Emami et al. v roku 1991 boli celých 19 rokov považované za „bezpečné“ pri predikcii neskorých účinkov rádioterapie. Týmto hodnotám boli prispôsobené i parametre Lyman-Kutcher-Burmanom (LKB) modelu výpočtu NTCP. Nové technológie 3D výpočtov (zohľadňovanie objemového faktora napr. cez DVH) vytvoril potenciál pre spresnenie týchto údajov. Projekt QUANTEC (**QU**antification of **N**ormal **T**issue **E**ffects in **C**linic) sa zaoberal klinickými výsledkami z obdobia rokov 1992-2009 a v marci 2010 boli v IJROBP, Supplement No. 1 publikované výsledky. Tie poskytujú konzistentný prehľad o tolerančných dávkových limitoch pre 18 normálnych tkanív a orgánov pri aplikáciách 3D CRT, IMRT, SRS a FSRT.

Cieľ príspevku

- prezentovať výstupy QUANTEC v tabuľkovej forme
- poskytnúť „triezvy“ pohľad na základné výstupy uvedeného dokumentu
- popísať QUANTEC pravidlá hodnotenia „akceptovateľného plánu“ (VGy, D_{max} , D_{med}) poukázať na možné úskalía a obmedzenia
- demonštrovať na dvoch príkladoch prínos QUANTEC projektu

Materiál a metódy

Výstupy projektu QUANTEC boli zakomponované do databázy programu BioGray Plus cez rádiobiologické parametre tkanív a vypočítané hodnoty BED, NTD, TCP/NTCP boli následne konfrontované s hodnotami, ktoré poskytovali staré dáta Emami et al. Výstupy boli porovnávané cez dozimetrické miery $VxGy$, D_{max} a D_{med} (EUD) získaných z DVH. Materiál obsahuje i kritické poznámky na ich validitu pri posudzovaní predikcie neskorých účinkov.

Výsledky

Analýza QUANTEC potvrdila pozorované vyššie frekvencie postradiačných neskorých účinkov oproti pôvodne publikovaným dátam Emami et al. v konformnej (3D CRT), v IMRT a FSRS.

Pre novšie modalities liečby – stereorádiokirurgiu (SRS) a frakcionovanú stereotaktickú rádioterapiu (FSRT) boli odhadnuté limity pre mozog $V12Gy < 5cc$; mozgový kmeň $D_{max} < 12,5Gy$; hepar ($D_{med} < 13-20Gy$ pri 3-6 frakciách). V 3D CRT boli stanovené limity pre všeobecne akceptovateľný výskyt neskorých účinkov (endpoint Gr. > 3 resp. 2 RTOG $\leq 5\%$ resp. 10% / 5r).

Využitie nových vs. Emamiho dát sú ukázané na dvoch príkladoch. Predikcie TCP/NTCP (3D CRT hypofrakcionáciu prostaty a extrakraniálnu FSRT nádoru plúc (výstupy z programu BioGrayPlus)

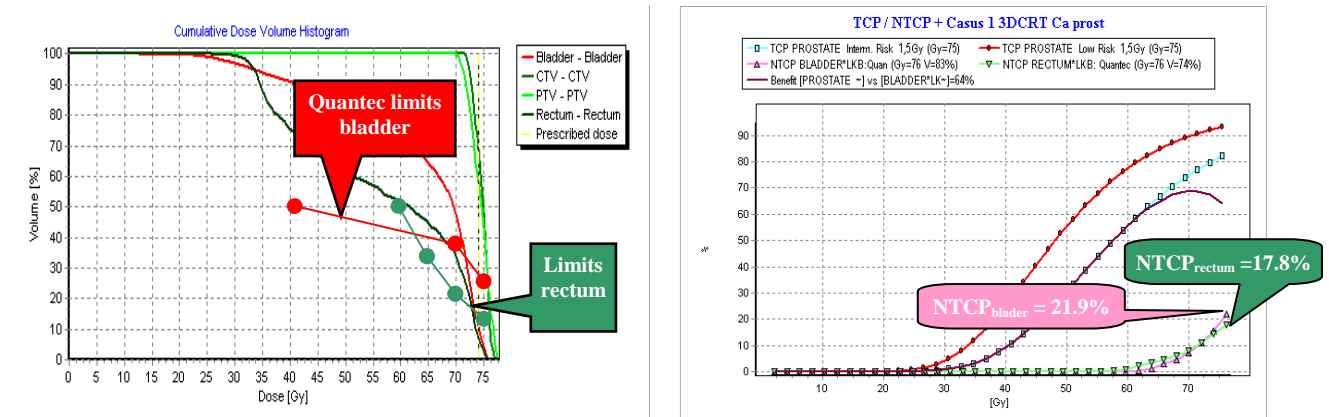
Záver a odporúčania

1. Obligatórne používať v klinickej praxi NTD (=LQED2) namiesto celkovej TD
2. implementovať do procesu plánovania pravidlá QUANTEC; miery VGy, D_{max} , D_{med} (v 3D CRT sú vhodné len pri konvenčnej frakcionácii!)

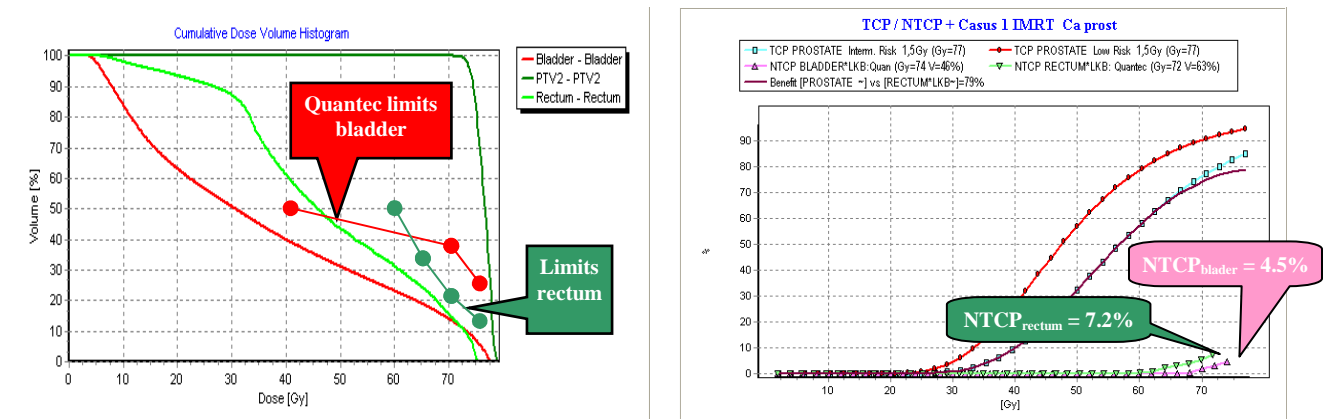
3. Pri hypofrakcionácii je potrebné odvodiť zodpovedajúce limity VGy, D_{max} , D_{med} (napr. pomocou programu BioGray), ktorý zohľadňuje výstupy z QUANTEC i reálny „timing RT“ (frakcionáciu, boostovanie, kombinácie modalít, EBRT + HDR brachyterapiu, retreatment a iné)

Základné zdroje použité v príspevku

5. QUANTEC - Supplement No.1, IJROBP, Marec 2010
 6. Matula P., Končík J.: **Biogray-Plus** pre simultánne modelovanie rádiobiologických účinkov RT



Obr. 1. DVH pre 3D-CRT a zodpovedajúce NTCP



Obr. 2. DVH pre IMRT (37F/2Gy/74Gy) a zodpovedajúce NTCP

Dosimetry Audit Networks for Radiotherapy Questionnaire

Králík G.



International Atomic Energy Agency

Dosimetry Audit Networks for Radiotherapy Questionnaire

A1. Contact information	
A1.1 Name of institution	
A1.2 Address	Street
	P.O. Box
	City
	ZIP
	Country
A1.3 Department	
A1.4 Name of contact person	
A1.5 Position	
A1.6 Telephone	
A1.7 Fax	
A1.8 E-mail	

A2. Framework of dosimetry audit programme		
A2.1 Linked with	A2.2 Used for	A2.3 Participation
Ministry of Health Regulatory body Professional societies Standards laboratory Other, specify	Licensing Credentialing Accreditation Other, specify	Mandatory Voluntary

A3. Coverage of the audit programme		
A3.1 Number of radiotherapy centres participating in audits		
A3.2 Number of beams in those centres audited		
A3.3 Geographical area / region / country covered		
A3.4 Average number of beams monitored per year		
A4 Estimated number of centres not covered		
A5 Are you aware of other dosimetry audit programmes in your country / region?	Yes	No
<i>If yes, provide contact information</i>		

A6. Source of financial support	Government	Your institution
	Regulatory body	Charity
	Professional society	Hospital fee
	Clinical trials	Other, specify

A7. Resources used in the audit programme <i>describe: staffing, equipment, hospital affiliation, etc.</i>

Vplyv dávkovej rýchlosti v HDR brachyterapii

Matula P., Končík J.

VOÚ, a.s. Košice, SR

Úvod

Biologickú účinnosť aplikovanej dávky v HDR brachyterapii okrem iných faktorov výrazne ovplyvňuje reálna dávková rýchlosť zdroja žiarenia. Prechodom z kontinuálnej (LDR) brachyterapie na fracionovanú HDR brachyterapiu bola stanovená ekvivalencia biologickej účinnosti pomocou Liversage formuly a neskôr potvrdená v lineárnom kvadratickom modeli vrátane vplyvu repopulácie tumoru (Dale, Jones.) V tieni pozornosti však zostala otázka vplyvu dávkovej rýchlosti na biologickú efektívnosť (BED), ktorá závisí od rýchlosti reparácie tkaniva charakterizovanej parametrom $\mu = \ln 2 / T_{1/2}$

Cieľ

1. kvantifikovať vplyv veľkosti dávkovej rýchlosti na biologickú účinnosť HDR brachyterapie
2. poskytnúť tabuľky korekcie na dobu ožarovania HDR frakcie pri poklese aktivity ^{192}Ir

Materiál a metódy

K analýze vplyvu reparácie nádorového tkaniva v HDR brachyterapii boli použité algoritmy odvodené Daleom a Jones (1) s využitím programu BioGray, v ktorom sú algoritmy zabudované. Závislosť BED na ožarovacím čase T, dávkovej rýchlosti a reparácie je vyjadrená vzťahom :

$$BED = R.T \left[1 + \frac{2RT}{\mu T (\alpha / \beta)} \left(1 - \frac{1 - e^{-\mu T}}{\mu T} \right) \right] \quad (1)$$

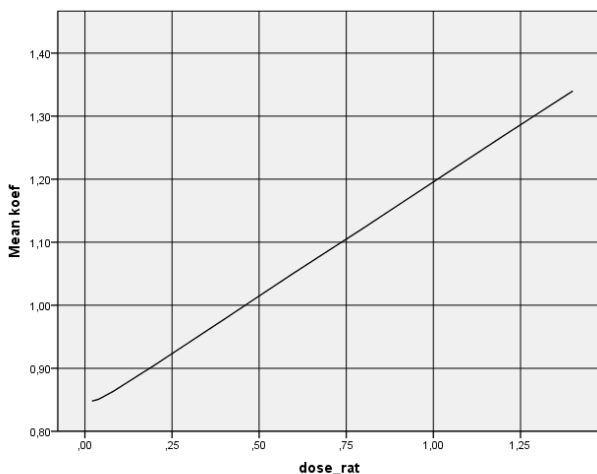
kde R – dávková rýchlosť,
T – doba ožarovania vo frakcii
R.T - dávka na frakciu
 μ – reparačná konštanta v / h⁻¹ /

Reparačná konštanta $\mu = 0,50$ Gy/hod., zodpovedá polčasu reparácie = 1,5 hod.

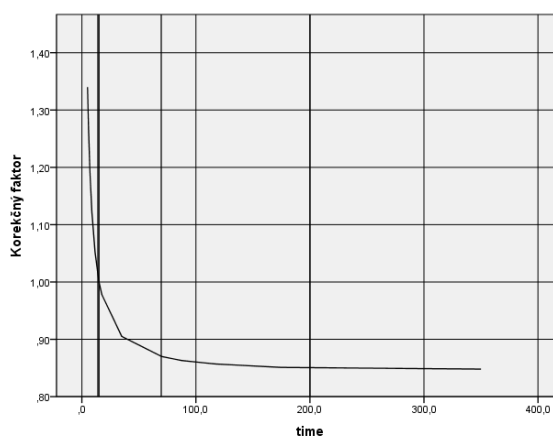
Výsledky

S použitím vzorca (1) sme vypočítali BED a LQED2 a RE pri použití $\alpha/\beta=10$ Gy a odviedli zodpovedajúci koeficient korekcie v závislosti na dávkovej rýchlosti a odpovedajúcom ožarovacím čase.

Obr. 1 a 2 demonštruje túto závislosť pre možné klinické situácie v HDR brachyterapii rpi ktorej sa aplikujú dávky v hodnotách 5-7 Gy/frakciu . Tabuľka 1 udáva hodnoty korekčného faktoru od doby ožarovania HDR frakcie. Grafy i tabuľka sú normalizované na hodnotu referenčného ožarovacieho času 15 min. navrhovaného Daleom a Jonesom (1) (zodpovedajúci dávkovej rýchlosti 0,46 Gy/min. ako štandardu.)



Obr. 1 Korekčný faktor na ožarovací čas HDR frakcie norm. na $dt=0,46$ Gy/min.



Obr. 2 Korekčný faktor na ožarovací čas normovaný na $T=15$ min.

Tabuľka 1: Korekcia času ožarovania pre „HDR frakciu“

Doba ožarovania HDR frakcie [hod]	Korekčný faktor
0,25	1
0,50	1,034
0,75	1,069
1,0	1,108
1,25	1,156
1,5	1,161
1,75	1,167
2,0	1,170
2,25	1,173
2,50	1,176

Poznámka. Pri predĺžení ožarovacieho času voči štandardu (15 min.) na dvojnásobok (30 min.) je potrebné predĺžiť čas ožarovanie 1,034-krát atď.

Diskusia

Dôkazy o znížení lokálnej kontroly (LC) a celkového prežívania (OS) u Ca cervicis uteri pri prolongácii ožarovacieho času nad 50 dní sú v literatúre potvrdené. Vplyv dávkovej rýchlosti je relatívne nový fenomén, ktorý by mal byť zahrnutý do procesu QA v HDR brachyterapii.

Záver a odporúčanie

1. Korekcia na zmenu biologickej účinnosti HDR brachyterapie vo vzťahu k dobe ožarovania aplikovanej frakcie na pracoviskách, kde neprebíha pravidelná výmena zdrojov ^{192}Ir min. 2 ročne je nevyhnutná, pri výmenách min. 3x ročne je odporúčaná.
2. Zavedenie tejto korekcie (súbežne s korekciou na celkovú dobu v dôsledku repopulácie) môže viesť k zlepšeniu výsledkov komplexnej liečby (EBRT + BRT)

Literatúra :

1. Dale R., Jones B. 1. Radiobiological Modelling in Radiation Oncology, London 2007

Audit plánovacích systémov v rádioterapii organizovaný IAEA

Králik G., Grežďo J.



IAEA

الوكالة الدولية للطاقة الذرية

الوكالة الدولية للطاقة الذرية

International Atomic Energy Agency

Agence Internationale de l'Énergie Atomique

Международное агентство по атомной энергии

Organismo Internacional de Energia Atómica

National Liaison Officer

Vienna International Centre, PO Box 100, 1400 Vienna, Austria
Tel: +43 1 2600 • Fax: +43 1 26107
E-mail: info@iaea.org • Internet: <http://www.iaea.org>

Telephone number: RER6013

Uniformity reference: IAEA/TC/11/25/9293

2010-06-29

Subject: National audit of treatment planning in radiotherapy

Dear National Liaison Officer,

This correspondence is to inform you of a new IAEA modality for national dosimetry audit of treatment planning in radiotherapy which is now available to radiotherapy centres in Member States. This activity is included in the workplan of the regional TC project RER/6/013: *Strengthening Regional Capacity in Medical Radiation Physics (Phase II)*.

The objective of the national dosimetry audit of treatment planning in radiotherapy is to ensure the optimal usage of Treatment Planning Systems (TPS) and safe radiotherapy. The TPS audit reviews the dosimetry of the 3D conformal treatment planning and radiotherapy delivery processes in radiotherapy centres. It is addressed to medical physicists involved in radiotherapy treatment planning.

To enable the implementation of the TPS audit at the national level, the IAEA will provide equipment (a dosimetry phantom) and the auditing methodology in accordance with the enclosed document. The national counterparts (called "national auditing organizations") will conduct the TPS audit at local radiotherapy centres. The dosimetry phantom required for the audit will be circulated among Member States participating in this activity; the IAEA will provide it on loan for approximately 6 months per country. After the completion of the audit in one country, the phantom will be returned to the IAEA and then transferred to the next participating country. In addition, expert support will be offered to help national auditing organizations to introduce the TPS audit at the national level. In this respect, as a first step, a national workshop will be organized by the national counterpart that will introduce the TPS audit methodology to the radiotherapy physics community. The IAEA will support this event by providing an expert to conduct the workshop. The IAEA expert may also, if requested, help to analyse data collected from the national TPS audit. The IAEA supported national TPS audit in radiotherapy should be voluntary for the local radiotherapy centres.

You are kindly invited to nominate, by 13 August 2010, a national counterpart (one per country) that will operate the TPS audit activity in your country. The nominees should be senior medical physicists with good knowledge of radiotherapy treatment planning associated with recognized national organizations involved in quality assurance in radiotherapy, such as, for example, the National Cancer Centre. Further technical details are available in the enclosure.

EFOMP 2010 novinky a požiadavky

Králik G.

OÚSA Bratislava

V dňoch 24. –26.9.2010 sa v Udine (Taliano) uskutočnil kongres na tému Magnetická rezonancia s koncilom EFOMP. Ako zástupca Slovenska som sa zúčastnil na tomto koncile (na vlastné náklady), z ktorého závery budú referované na pracovnej schôdzi v Košiciach. Dôraz sa dával hlavne na registráciu všetkých klinických fyzikov a kontrolu a vyhodnotenie ďalšieho vzdelávania.

Špecializácia v odbore klinická fyzika – nová katedra

Králik G., Matula P.

OÚSA Bratislava, VOÚ, a.s. Košice

Po ukončení možnosti špecializačného štúdia na Katedre radiačnej onkológie bolo nutné po súhlase Fakulty zdravotníckych špecializačných štúdií na Slovenskej zdravotníckej univerzite v Bratislave vytvoriť Katedru klinickej fyziky na tejto fakulte. Po jednaniach s prof. MUDr. Šagátom sme získali súhlas o podanie žiadosti na vytvorenie a akreditáciu tejto katedry. Špecializačná príprava klinických fyzikov bude organizovaná touto katedrou. Bližšie informácie budú podané na konferencii.

Novinky pri fixácii pacientov systemami ORFIT

Đurovec Karol

SHAREX –in, Košice