

Doporučení – zařízení s URZ v brachyterapii

Aktualizace byly provedeny v souladu s doporučením TRS 492 a s aktualizacemi v doporučení SÚJB pro CT simulátory a plánovací CT zařízení. Z doporučení byly odstraněny rentgenové simulátory.

Aktualizace 2026

Obsah

Obsah.....	2
Úvod	6
Zkratky, symboly a terminologie	7
A. Zabezpečování jakosti HDR brachyterapie.....	11
1 Kontrola kvality URZ a systému pro afterloading	12
1.1 Kontrola kvality uzavřeného radionuklidového zdroje	12
1.1.1 Identifikace URZ	12
1.1.2 Dokumentace k URZ	12
1.1.3 Kalibrace URZ	12
1.1.4 Těsnost URZ.....	12
1.2 Bezpečnostní, indikační a výstražné systémy afterloadingového ozařovače	13
1.2.1 Světelná a zvuková signalizace	13
1.2.2 Nezávislý detektor úrovně radiace v ozařovně	13
1.2.3 Systém sledování pacienta a komunikace s pacientem	14
1.2.4 Ovládací prvky	14
1.2.5 Údaje v řídicím systému (datum, čas, kermová vydatnost zdroje)	14
1.2.6 Dokumentace průběhu ozařování.....	14
1.2.7 Blokování a přerušení ozařování	14
1.2.8 Ruční nouzové zatažení zdroje	16
1.2.9 Havarijní trezor a nářadí.....	16
1.2.10 Přesnost polohy zdroje.....	16
1.2.11 Časovač.....	16
1.2.12 Transitní čas.....	17
1.3 Aplikátory a přenosové trubice a jejich připojení.....	17
1.3.1 Aplikátory a přenosové trubice	17
1.3.2 Připojení aplikátorů a přenosových trubic	18
2 Stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu.....	19
2.1 Měření kermové vydatnosti studnovou komorou.....	20
2.2 Nejistota stanovení kermové vydatnosti	22
2.3 Porovnání změřené hodnoty s deklarovanou hodnotou	23
3 Kontrola kvality plánovacího systému a kontrola výpočtu dávkové distribuce.....	24
3.1 Výpočet dávkové distribuce	24
3.1.1 Vstupní fyzikální a technické parametry uzavřeného radionuklidového zdroje.....	24
3.1.2 Ověření správnosti matematického modelu výpočtu dávkové distribuce v okolí uzavřeného radionuklidového zdroje standardním výpočtem	24

3.1.3	Korekce na nehomogenity	26
3.1.4	Volba algoritmu	26
3.1.5	Výpočetní mřížka a okno	26
3.1.6	Absolutní/relativní dávka	27
3.1.7	Předpis dávky a normalizace	27
3.1.8	Stabilita výpočtu dávkové distribuce pro referenční plán	27
3.2	Anatomická reprezentace pacienta	27
3.2.1	Manuální konturování	27
3.2.2	Vstup obrazových dat	27
3.2.3	Nástroje zobrazovacích modalit	28
3.2.4	Databáze pacientů	28
3.2.5	Automatické konturování	28
3.2.6	Editace kontur	28
3.2.7	Vytvoření popisu trojrozměrných objektů	28
3.2.8	Vytvoření nových struktur (z povrchů nebo interpolací)	29
3.2.9	Zvětšení objektu	29
3.2.10	Vytvoření hustot pro manuální konturování	29
3.2.11	Vytvoření hustot na základě CT snímků	29
3.2.12	Editace CT čísel	29
3.2.13	Definice bodů, přímek a značek	30
3.3	Geometrická přesnost v plánovacím systému	30
3.3.1	Dvourozměrné zobrazení snímku	30
3.3.2	Nástroje pro dvourozměrné zobrazení snímku	30
3.3.3	Trojrozměrné zobrazení struktur a příslušné funkce	30
3.3.4	Nástroje pro nakládání s anatomickými daty	30
3.3.5	Nástroje pro měření	31
3.3.6	Prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje	31
3.4	Nástroje pro zhodnocení ozařovacího plánu	31
3.4.1	Typy dávkově-objemových histogramů	31
3.4.2	Normalizace plánu	31
3.4.3	Porovnání relativní a absolutní dávky	32
3.4.4	Relativní a absolutní objem	32
3.4.5	Velikost dávkového binu v DVH	32
3.4.6	Složené struktury	32
3.4.7	Dávková a objemová statistika	33
3.4.8	Výtisk a export ozařovacího plánu	33
4	Kontrola lokalizace v brachyterapii a kvality zobrazovacích systémů používaných v brachyterapii	
	34	

4.1	Fyzikální zobrazení C-rameno	34
4.1.1	Verifikace kolmosti a rovnoběžnosti rovin můstku a polohy křížových markerů	34
4.1.2	Základní verifikační test lokalizačního řetězce pro C-rameno	35
4.1.3	Verifikace kvality lokalizačního RTG přístroje	35
4.1.4	Verifikace stability vzdálenosti ohnisko – detektor (držák filmu) u C-ramene	35
4.1.5	Vizuální kontrola funkčnosti RTG přístroje.....	36
4.2	Fyzikální zobrazení – CT, CT-PET	36
4.2.1	Základní verifikační test lokalizačního řetězce – CT	36
4.2.2	Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na CT skenech .	36
4.2.3	Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z CT skenů.....	37
4.3	Fyzikální zobrazení – MRI.....	37
4.3.1	Kontrola zkreslení obrazu ve třech ortogonálních rovinách na MRI.....	37
4.3.2	Kontrola MRI kompatibility aplikátoru.....	38
4.3.3	Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na MRI skenech	38
4.3.4	Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z MRI skenů	38
5	Kontrola kvality ozařovacího procesu pacienta	39
6	Přehled kontrolovaných parametrů.....	40
7	Literatura a informační zdroje pro část A	44
8	Přílohy	46
8.1.	Příloha 1: Příklady vybraných metodik	47
8.1.1	Přesnost polohy zdroje.....	47
8.1.2	Prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje	48
8.1.3	Ověření parametrů URZ a matematického modelu pro výpočet dávkové distribuce v plánovacím systému.....	50
8.2.	Příloha 2: Vybavení a pomůcky.....	54
8.3.	Příloha 3: Tabulky hodnot dozimetrických parametrů z Monte Carlo simulací	55
8.3.1.	Varian Medical Systems, GammaMed HDR Plus.....	55
8.3.2.	Varian Medical Systems, New VariSource HDR.....	57
8.3.3.	Elekta, Nucletron mHDR.....	59
8.3.4.	Elekta, Flexisource Ir-192	61
B.	Zabezpečování jakosti při intersticiální brachyterapii prostaty	64
1	Kontrola kvality URZ používaných při IBP	65
1.1	Identifikace URZ	65
1.1.1	Aplikace HDR	65
1.1.2	Aplikace radionuklidových zrn LDR	65
1.2	Kontrola kermové vydatnosti URZ	65
1.2.1	Aplikace HDR	65

1.2.2	Aplikace radionuklidových zrn LDR	65
1.3	Kontroly těsnosti URZ	66
1.3.1	Aplikace HDR	66
1.3.2	Aplikace radionuklidových zrn LDR	66
2	Kontroly kvality systémů používaných při IBP	66
2.1	Lokalizační řetězec používaný pro IBP	67
2.1.1	Vlastnosti ultrazvuku	67
2.2	Aplikační mřížka	69
2.2.1	Nastavení mřížky, kalibrace mřížky	69
2.3	Krokovací zařízení	70
2.3.1	Posun krokovacího zařízení	70
2.3.2	Rotace elektronického krokovacího zařízení	70
2.4	Kontrola plánovacího systému a výpočtu dávek	71
2.4.1	Výpočet dávky v bodě	71
2.4.2	Zobrazení izodóz	71
2.4.3	Objemový výpočet dávky	71
2.4.4	Výpočet anizotropní funkce modelu lineárního zdroje	72
2.4.5	Shoda zobrazení ultrazvukem a plánovacím systémem	72
2.5	Příprava a provedení vlastní aplikace IBP	72
2.5.1	Kontrola nastavení ultrazvuku	72
2.5.2	Funkčnost řetězce ultrazvuk – plánovací systém	72
2.5.3	Provedení aplikace IBP	73
3	Přehled kontrol a jejich četností a tolerancí	73
4	Literatura a informační zdroje pro část B	76
5	Přílohy	78
5.1	Příloha 1: Příklady metodik	78
5.1.1	Dozimetrické ověření kermové vydatnosti zrn LDR	78
5.1.2	Ověření vlastností ultrazvuku	79
5.1.3	Nastavení mřížky, Kalibrace mřížky	81
5.1.4	Krokovací zařízení	81
5.1.5	Shoda zobrazení ultrazvukem a plánovacím systémem	83
5.1.6	Ověření nastavení ultrazvuku	83
5.1.7	Ověření funkčnosti přenosu dat	83
5.1.8	Příklad sekvence činností a odpovědnosti při IBP	83
5.2	Příloha 2: Vybavení a pomůcky potřebné pro provádění kontrol	86

Úvod

Toto doporučení se skládá ze dvou samostatných částí: části A a části B.

Část A se týká zabezpečování jakosti HDR brachyterapie realizované ozařovačem pro automatický afterloading a představuje aktualizaci doporučení SÚJB „Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Uzavřené radionuklidové zářiče v brachyterapii, Praha 1998“ a nahrazuje ho. Doplněna byla zejména kapitola týkající se stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu, kapitola týkající se ověření výpočtu dávky plánovacím systémem, včetně praktických příkladů, a kapitola týkající se kontroly kvality zobrazovacích systémů používaných v brachyterapii.

Část B se týká zabezpečování jakosti při intersticiální brachyterapii prostaty, a to jak při aplikaci HDR, tak při aplikaci radionuklidových zrn LDR a představuje včlenění doporučení SÚJB „Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Návrh rozsahu pravidelných zkoušek při intersticiální brachyterapii prostaty, Praha 2015“. Intersticiální brachyterapie prostaty přináší do brachyterapie nové aplikační metody a využití zobrazovacích metod, které se standardně v brachyterapii nepoužívají. Implantační jehly jsou zaváděny přes vodící mřížku spojenou s krokovacím zařízením (stepperem) pod online ultrazvukovou kontrolou. Dávková distribuce je v plánovacím systému zobrazována na 3D cílový objem zrekonstruovaný z transverzálních řezů z ultrazvuku. Výpočty plánů a jejich korekce se dějí v reálném čase v průběhu klinické aplikace, což přináší specifické nároky na přesnost, rychlost a kvalitu přípravy ze strany radiologického fyzika. Všechny tyto skutečnosti je potřeba zohlednit při provádění zkoušek provozní stálosti, které by měly zahrnovat ověření vlastností používaných zdrojů záření, ověření vlastností ultrazvuku, jeho spolupráci s krokovacím zařízením a mřížkou a propojení s plánovacím systémem.

Základní část dokumentu (v části A i B) obsahuje výčet kontrolovaných parametrů, včetně cíle kontroly, způsobu kontroly, tolerance a frekvence jejich provádění, které jsou v souladu s údaji z literatury. Příp. obsahuje i popis kontrolovaného parametru, postup kontroly, dokumentaci nebo odkaz na příklad metodiky. V přílohách jsou uvedeny příklady metodik, vybavení a pomůcky pro provádění kontrol, přehled kontrolovaných parametrů a tabulky hodnot dozimetrických parametrů z Monte Carlo simulací.

Navržené sady kontrolovaných parametrů v části A i v části B by měly sloužit jako podklad pro vypracování systému zkoušek provozní stálosti, příp. zkoušek dlouhodobé stability nebo přejímacích zkoušek, pro daný typ brachyterapie. Postupy v části B vycházejí z praxe na pracovištích v České republice a mohou být vodítkem při zavádění metody intersticiální brachyterapie prostaty na dalších pracovištích.

Zkratky, symboly a terminologie

Zkratky

A ₀	kontrola se provádí před aplikací
A	kontrola se provádí před aplikací a po aplikaci
D	kontrola se provádí denně
T	kontrola se provádí jednou za týden
M	kontrola se provádí jednou za měsíc
R	kontrola se provádí jednou za rok
VZ	kontrola se provádí po výměně zdroje
PZ	kontrola se provádí po instalaci nového zařízení resp. po každém zásahu do systému nebo při podezření na nesprávnou funkci
ZDS	zkouška dlouhodobé stability
ZPS	zkoušky provozní stálosti
Fir	kontrola se provádí podle firemního protokolu
F	toleranci nelze udat kvantitativně (kontrola funkčnosti, vyhovuje x nevyhovuje, provedeno...)
URZ	uzavřený radionuklidový zdroj
IBP	intersticiální brachyterapie prostaty

Terminologie a zkratky

Afterloading (AFL) je manuální nebo dálkově ovládaný přesun jednoho nebo více URZ mezi trezorem a aplikátory umístěnými pro účely brachyterapie. (ČSN IEC 788: rm-42-54)

Afterloadingový ozařovač je přístroj pro provádění afterloadingu.

Aktivita (Activity) je samovolná změna dN počtu N jader ve stavu s konkrétní hodnotou energie ve vzorku radionuklidu vlivem samovolného jaderného přechodu z tohoto stavu během infinitesimálního časového intervalu, dělená jeho dobou trvání dt . [9]

Aplikátor je systém jednoho nebo několika neaktivních prostých nebo stíněných katetrů zaváděných do cílového objemu nebo jeho blízkosti. Aplikátor slouží k vytvoření požadovaného prostorového rozmístění zdrojů či umístění zdroje. Po zavedení aplikátoru a po kontrole jeho umístění vzhledem k léčené tkáni jsou do jednotlivých katetrů pomocí nosičů afterloadingově přemísťovány URZ.

Brachyterapie (dle normy [8] brachyradioterapie) (Brachyradiotherapy) je intrakavitární, intersticiální nebo povrchová radioterapie využívající jeden nebo více URZ. (ČSN IEC 788: rm-42-52)

Brachyterapie s nízkým dávkovým příkonem (Low dose-rate brachytherapy - LDR brachytherapy), t.j. 0,4-2 Gy/hod v místě zájmu [22].

Brachyterapie se středním dávkovým příkonem (Medium dose-rate brachytherapy - MDR brachytherapy), t.j. 2-12 Gy/hod v místě zájmu [22].

Brachyterapie s vysokým dávkovým příkonem (High dose-rate brachytherapy - HDR brachytherapy, t.j. >12 Gy/hod v místě zájmu [22].

Časovač (AFL) je systém zajišťující vymezení času pro jednotlivé fáze ozařovacího procesu při brachyterapeutických aplikacích.

Dálkově ovládaný (automatický) afterloading (Remote afterloading) je afterloading prováděný přístrojem pomocí ocelového lanka nebo pomocí stlačeného vzduchu.

DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine

Dozimetrický řetězec se skládá z ionizační komory a elektrometru.

Efektivní nebo zdánlivá aktivita (Effective or apparent activity) je aktivita nestíněného bodového zdroje stejného nuklidu, který by dal stejný příkon kermy ve vzduchu v referenční vzdálenosti 1 m od zdroje jako reálný zdroj. [23]

Etalonový uzavřený radionuklidový zdroj (Primary standard source) je uzavřený radionuklidový zdroj ověřený nebo kalibrovaný metrologickým orgánem pro danou veličinu.

Havarijní trezor je systém sloužící k uskladnění zdrojů při radiologické události.

Indexer je paralelní řadič u HDR afterloadingů s jediným zdrojem. Indexer zajišťuje nasměrování zdroje do zvoleného katetru.

Intersticiální radioterapie (Interstitial radiotherapy) je radioterapie prováděná pomocí URZ implantovaných do cílového objemu. (ČSN IEC 788: rm-42-53)

Intrakavitární radioterapie (Intracavitary radiotherapy) je radioterapie, při níž se svazek záření nebo jeden či více radioaktivních zdrojů zavádí pomocí aplikátorů nebo bez nich do tělesné dutiny přirozeným nebo uměle vytvořeným otvorem. (ČSN IEC 788: rm-42-04)

Kalibrační můstek je přípravek zajišťující přesnou geometrii polohy zdroje a ionizační komory při kalibraci URZ.

Katetr je trubice s uzavřeným koncem, do níž je zaváděn zdroj při aplikaci. Katetr je součástí aplikátoru.

Kermová vydatnost ve vzduchu, dále v textu Kermová vydatnost, (Air-kerma strength) S_K je součin kermového příkonu ve vzduchu, ve vakuu, stanoveného ve vzdálenosti d a čtverce této vzdálenosti d^2 [2].

Klidový stav přístroje je stav, kdy úroveň záření v libovolném místě v blízkosti hlavní ozařovací jednotky nepřesahuje hodnoty dané požadavky na zajištění radiační ochrany. Zdroj je ve stíněné poloze.

Komparační postup je pro účely tohoto doporučení postup pro stanovení kermové vydatnosti URZ.

Komparační zařízení je pro účely tohoto doporučení zařízení, které se skládá z kalibračního můstku a z ověřeného dozimetrického řetězce.

Konstanta kermové vydatnosti (Kerma rate constant) je podíl kermové vydatnosti bodového zdroje gama určitého radionuklidu a jeho aktivity.

Lineární (délková) aktivita (Linear activity) je podíl aktivity a délky, na níž je aktivita rozložena.

Lokalizace v brachyterapii je postup, který zajišťuje stanovení polohy URZ vzhledem ke kritickým anatomickým strukturám.

Lokalizační můstek je přípravek obsahující pevnou konfiguraci kontrastních značek - markerů, které při RTG zobrazení na pozadí tělních struktur reprezentují vztažnou soustavu pro určení polohy zájmových bodů v těle pacienta.

Maketa zdroje je neaktivní náhrada URZ, která slouží k simulaci a testování některých funkcí URZ.

Manuální afterloading (Manual afterloading) je ručně prováděný afterloading.

Marker je kontrastní značka používaná při RTG lokalizaci k označení bodů zájmu.

Nosič zdroje je přípravek resp. medium, který uvádí URZ do pohybu. U manuálního AFL lze jako nosič zdroje označit zaváděcí přípravek, v němž jsou v požadované konfiguraci uspořádány URZ. V případě automatického afterloadingu se jedná o ocelové lanko, resp. o stlačený vzduch, které uvádějí URZ do pohybu.

Ozařovací jednotka v sobě nese zdroj, který slouží k léčbě, a provádí pohyb zdroje z kontejneru do správné léčebné polohy a zpět dle ozařovacího plánu.

Povinné výměny je systém výrobcem předepsaných termínů a způsobů náhrady vysoce namáhaných dílů afterloadingového ozařovače.

Povrchová brachyterapie (muláž) (Superficial radiotherapy) je radioterapie povrchových tělesných tkání, jejichž hloubka obvykle nepřesahuje 1 cm. (ČSN IEC 788: rm-42-01)

Pracovní stav přístroje je stav, kdy URZ jsou v léčebné poloze.

Přenosové trubice jsou trubice, které zajišťují zavedení URZ s nosičem z ozařovací jednotky do aplikátoru.

Pulsní brachyterapie (Pulsed dose-rate brachytherapy - PDR brachytherapy) je frakcionovaná brachyterapie blíží se radiobiologicky LDR brachyterapii.

Radionuklidový zdroj (Radioactive source) je zdroj ionizujícího záření obsahující radioaktivní látku, u něž součet podílů aktivit radionuklidů a zprošťovacích úrovní aktivit pro tyto radionuklidy je větší než 1 a současně součet podílů hmotnostních aktivit radionuklidů a zprošťovacích úrovní hmotnostních aktivit pro tyto radionuklidy je větší než 1. [25]

Referenční kermový příkon ve vzduchu (Reference air kerma rate – K_R) je příkon kermy ve vzduchu, ve vakuu, v referenční vzdálenosti 1 m od středu radionuklidového zdroje [24].

Řadič je systém, který zajišťuje vytvoření požadované posloupnosti poloh zdrojů zaváděných do aplikátoru. Řadič zajišťuje seřazení poloh zdrojů za sebou v rámci jediného katetru resp. paralelní řazení do různých katetrů.

Řetězec URZ (Radioactive source train) je posloupnost URZ, jež mohou být odděleny neaktivními paletami, která je buď trvale zvolena nebo nově vytvořena před každým ozařováním a použita v afterloadingovém ozařovači. Řetězec URZ se obvykle volí tak, aby bylo dosaženo požadované dávkové distribuce. [7]

Řídicí systém u automatického AFL je systém zajišťující řízení ozařovacího procesu dle zadaného programu, průběžné testování funkcí automatického AFL, provádění kontrol správného a bezpečného provozu a diagnostiku chyb.

Systém blokování je systém zaručující nespustění nebo přerušení léčby při nedodržení některé z kritických podmínek. (neuzavření dveří, nepřipojení aplikátoru atd.)

Testovací deska je pro účely tohoto doporučení deska pro kontrolu rozlišovací schopnosti RTG projekce.

Tolerance (Tolerance) slouží k hodnocení výsledků kontrol při zkouškách provozní stálosti a zkouškách dlouhodobé stability. Jestliže odchylka naměřené hodnoty od referenční hodnoty určitého parametru nebo naměřená hodnota určitého parametru překročí toleranci, je nutné zařízení odstavit z klinického provozu a závadu odstranit. Ve výjimečných případech lze připustit omezený provoz zařízení pro ty úkony, na jejichž kvalitě se nepřípustná hodnota daného parametru neprojeví. Při přejímacích zkouškách by u žádného testovaného parametru neměly být hodnoty tolerancí překročeny.

Transportní trezor je systém, který slouží k přepravě URZ k místu aplikace resp. k přepravě URZ mimo radioterapeutické pracoviště.

Trezor je pro účely tohoto doporučení systém sloužící k uchovávání a transportu zdrojů.

Uzavřený radionuklidový zdroj - URZ (Sealed radioactive source) je radionuklidový zdroj, jehož úprava zapouzdřením nebo ochranným překryvem zajišťuje zkouškami ověřenou těsnost a vylučuje za předvídatelných podmínek použití a opotřebování únik radionuklidu. [25]

Verifikační fantom v brachyterapii je plexisklová krychle obsahující síť kontrastních značek s přesně definovanými souřadnicemi sloužící k ověření přesnosti lokalizace.

Zabezpečování jakosti (zajištění kvality) (Quality assurance - QA) jsou všechny plánované a systematické činnosti nutné pro dosažení přiměřené důvěry, že výrobek nebo služba uspokojí dané požadavky na jakost. [26]

Záložní trezor (Storage container) je systém sloužící k uchovávání zdrojů, které nejsou určeny k aktuální aplikaci.

Záložní zdroj je zdroj elektrické energie, který v případě výpadku sítě nahradí normální napájení a zajistí uvedení afterloadingu do bezpečného stavu.

Zámek (konektor) je pro účely tohoto doporučení přípravek zajišťující vzájemné připojení jednotlivých součástí přenosových cest u afterloadingů, resp. ke spojení katetrů v aplikátor.

Zdroj záření (Radiation source) je radionuklidový zdroj nebo část zařízení schopná emitovat ionizující záření. (ČSN IEC 788)

A. Zabezpečování jakosti HDR brachyterapie

1 Kontrola kvality URZ a systému pro afterloading

1.1 Kontrola kvality uzavřeného radionuklidového zdroje

1.1.1 Identifikace URZ

Cíl kontroly: Ověřit označení uzavřeného radionuklidového zdroje (URZ). URZ používané v brachyterapii musí vyhovovat předpisům platným pro práci s ionizujícím zářením. URZ musí být jednoznačně a jasně označeny rozpoznatelným symbolem a výrobním číslem a musí být provázeny osvědčením. Označení každého zdroje musí souhlasit s osvědčením a musí být čitelné a stálé. Je-li integrální součástí zdroje neaktivní nosič zdroje (např. nosné ocelové lanko u AFL systémů), může být označení provedeno na tomto nosiči.

Způsob kontroly: Vizuální kontrola

Frekvence: PZ, VZ

1.1.2 Dokumentace k URZ

Cíl kontroly: Na pracovištích, kde jsou využívány URZ, musí být vedena dokumentace, zachycující stav URZ v průběhu jejich používání. Výchozí součástí dokumentace je **osvědčení URZ**. Náležitosti osvědčení jsou uvedeny ve vyhlášce o radiační ochraně. Kontroluje se, že v osvědčení URZ jsou uvedeny všechny požadované údaje.

Způsob kontroly: Vizuální kontrola

Frekvence: PZ, VZ

1.1.3 Kalibrace URZ

Cíl kontroly: Ověření kermové vydatnosti zdroje oproti hodnotě na osvědčení URZ.

Způsob kontroly: Měřením ionizační komorou

Tolerance: 3% pro ^{192}Ir

Frekvence: PZ, VZ

Postup stanovení kermové vydatnosti je uveden v kapitole 2.

1.1.4 Těsnost URZ

Cíl kontroly: Ověření neporušenosti obalů URZ a vyloučení jejich povrchové kontaminace s cílem zabránit radiologickým událostem a nepříznivým vlivům na pracovní nebo životní prostředí

Způsob kontroly: Nepřímou zkouškou otěry tzv. "kritických míst", tj. prázdných katetrů, aplikátorů nebo trezorů v místech, kde lze očekávat v případě porušení těsnosti URZ (podle způsobů jeho používání) nejvyšší kontaminaci. V případě, že se zdrojem bylo dodáno i ověření o těsnosti URZ, nemusí se zkouška na místě provádět.

Frekvence: VZ

Tolerance: 200 Bq.

1.2 Bezpečnostní, indikační a výstražné systémy afterloadingového ozařovače

1.2.1 Světelná a zvuková signalizace

Cíl kontroly: Ověřit funkčnost výstražných indikačních zařízení umístěných na ovládacím panelu, na přístroji a u vstupu do ozařovny, a to i v případě výpadku síťového napětí.

Způsob kontroly: Vizuálně a akusticky v klidovém i pracovním stavu přístroje.

Tolerance: Světelná a zvuková signalizace musí být funkční.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

Požadavky:

Automatický AFL musí být vybaven systémem, který rozliší klidový a pracovní stav přístroje. Odezva tohoto systému musí být odvozena mechanicky přímo ze změn polohy zdroje záření bez zprostředkujících vlivů dalších částí přístroje.

Dále se doporučuje vybavit přístroj systémem, který rozliší klidový a pracovní stav přístroje na základě intenzity ionizujícího záření.

Při nesouladu údajů obou uvedených systémů musí být vyslán akustický signál.

Světelná návěstí na ovládacím panelu musí mít v souladu s normou ČSN EN 60601-2-17 [7] barvy uvedené v Tabulce 1.

• akce bezprostředně vyžadující zastavení ozařování	červená
• stav zapnutého záření (pracovní stav, URZ v léčebné poloze) (ON)	žlutá
• stav definitivní připravenosti, jestliže jsou navoleny všechny parametry a připraveny všechny potřebné procedury (Ready state)	zelená
• přípravný stav, ze kterého mohou být voleny potřebné parametry (Preparatory state)	bílá

Tabulka 1: Požadovaná světelná signalizace dle normy ČSN EN 60601-2-17 [7].

Signální světla v ozařovně, ale nikoliv na ovládacím panelu, která značí, že radioaktivní zdroje jsou buď v léčebné poloze nebo se přemísťují, by měla mít červenou barvu (nutnost provést okamžitý zásah).

Pracovní stav musí být zároveň opticky signalizován u vstupu do ozařovny.

Přechod z klidového do pracovního stavu (přesun URZ) musí být indikován opticky na ovládacím panelu a na povrchu přístroje, příp. i akusticky.

Na přístroji musí být trvale umístěn znak radiačního nebezpečí.

1.2.2 Nezávislý detektor úrovně radiace v ozařovně

Cíl kontroly: Ověřit funkčnost nezávislého detektoru úrovně radiace v ozařovně.

Způsob kontroly: Vizuální kontrola světlené signalizace a údaje na displeji, umístěném v ovládací ozařovně, v klidovém i pracovním stavu přístroje.

Tolerance: Nezávislý detektor musí být funkční – světlená signalizace a údaj na displeji musí indikovat klidový stav (nulová hodnota) a pracovní stav (nenulová hodnota).

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.2.3 *Systém sledování pacienta a komunikace s pacientem*

Cíl kontroly: Ověřit, zda je možno pacienta během ozařování nepřetržitě sledovat jak vizuálně po mocí televizního okruhu, tak akusticky. U akustického řetězce musí být umožněna oboustranná komunikace mezi ozařovnou a ovládnou.

Způsob kontroly: Vizually a akusticky

Tolerance: Systém sledování pacienta musí být funkční.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.2.4 *Ovládací prvky*

Cíl kontroly: Ověřit funkčnost ovládacích prvků.

Způsob kontroly: Kontroluje se funkčnost všech tlačítek, displejů a kontrol v řídicím systému, na ovládacím panelu a na ozařovací jednotce v klidovém i pracovním stavu přístroje.

Tolerance: Funkčnost všech ovládacích prvků.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D (vybrané ovládací prvky)

1.2.5 *Údaje v řídicím systému (datum, čas, kermová vydatnost zdroje)*

Cíl kontroly: Ověřit správnost údajů o aktuálním datu, čase a kermové vydatnosti zdroje v řídicím systému.

Způsob kontroly: Zkontroluje se aktuálnost data a času. Správnost údaje o kermové vydatnosti zdroje se ověřuje porovnáním s údajem dodaným výrobcem nebo nezávisle vypočteným. Je třeba kontrolovat všechny údaje doporučené výrobcem či osobou provádějící ZDS s doporučenou četností, např. provádět pravidelně kontrolu počtu výjezdů zdroje a makety zdroje, apod.

Tolerance: Správnost údajů

Frekvence: ZPS – D

1.2.6 *Dokumentace průběhu ozařování*

Cíl kontroly: Ověřit správnost údajů v ozařovacím protokolu. Ozařovací protokol má obsahovat informace o ozařovaném pacientovi, o aktuální kermové vydatnosti zdroje/zdrojů, o zadaném ozařovacím čase – celkovém a v jednotlivých ozařovacích pozicích, o čase zahájení ozařování, o čase ukončení ozařování, o skutečném ozařovacím čase, o přerušení ozařování, chybová hlášení a podpis zodpovědné osoby.

Způsob kontroly: Zkontroluje se správnost všech údajů v protokolu a jejich shoda s údaji v řídicím systému. Kontrolují se zejména tyto údaje: datum, čas, kermová vydatnost zdroje, čas zahájení a ukončení ozařování, souhlas plánovaného a skutečného ozařovacího času, záznamy o přerušení ozařování a chybová hlášení.

Tolerance: Správnost údajů

Frekvence: ZPS – D, po ukončení ozařování pacienta

1.2.7 *Blokování a přerušení ozařování*

Při přerušení některé z funkcí řídicího systému musí dojít k zaznamenání příčin přerušení formou chybových hlášení, která jsou zobrazena na displeji a současně dokumentována v ozařovacím protokolu. Význam chybových hlášení musí být vysvětlen v průvodní dokumentaci přístroje.

Při kontrole systému signalizace a blokování se ověřuje odezva systému včetně chybových hlášení pro následující situace:

- rozpojení dveřních kontaktů (odst. 1.2.7.1)
- přerušení ozařování tlačítkem INTERRUPT (odst. 1.2.7.2)
- přerušení ozařování nouzovým vypínačem EMERGENCY (odst. 1.2.7.3)
- výpadek napájecího napětí (odst. 1.2.7.4)
- neprůchodnost přenosových cest (odst. 1.3.1.3)
- porušení uzavřenosti systému - rozpojení zámků, nepřipojení katetru k přenosové trubici (odst. 1.3.2)

1.2.7.1 Blokování záření při rozpojení dveřních kontaktů

Cíl kontroly: Ověřit, že otevřením dveří do ozařovny během ozařování dojde k přerušení ozařování a je aktivován příslušný interlock (Door interlock); a že při otevřených dveřích do ozařovny nelze spustit záření. Při přerušení ozařování musí být dokumentován odzářený čas a dosavadní průběh ozařování.

Způsob kontroly: Otevřením dveří do ozařovny kontrolovat přerušení, resp. blokování záření.

Tolerance: Záření nesmí být možné spustit při otevřených dveřích do ozařovny a otevřením dveří do ozařovny je zdroj zatažen do stíněné polohy.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.2.7.2 Přerušení ozařování po stisknutí tlačítka pro přerušení ozařování

Cíl kontroly: Ověřit, že při stisknutí tlačítka pro přerušení ozařování (Interrupt) dojde k přerušení ozařování. Při přerušení ozařování musí být dokumentován odzářený čas a dosavadní průběh ozařování.

Způsob kontroly: Aktivací tlačítka pro přerušení ozařování na ovládacím panelu kontrolovat přerušení záření a možnost následného pokračování v ozařování.

Tolerance: Po stlačení tlačítka pro přerušení ozařování na ovládacím panelu musí dojít k přerušení ozařování. Poté musí být možno dokončit naplánované ozařování.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.2.7.3 Přerušení ozařování po stisknutí nouzových vypínačů

Cíl kontroly: Ověřit, že při stisknutí nouzových vypínačů (Emergency) dojde k okamžitému přerušení ozařování. Při přerušení ozařování musí být dokumentován odzářený čas a dosavadní průběh ozařování.

Způsob kontroly: Aktivací jednotlivých nouzových vypínačů kontrolovat přerušení, resp. blokování záření.

Tolerance: Po stlačení nouzového vypínače (Emergency) musí dojít k přerušení ozařování. U vypínačů umístěných v ozařovně se ověřuje, že je možné je zamáčknout a znovu uvolnit. Pokud je vypínač zamáčkнутý, nesmí být možno spustit záření.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

1.2.7.4 Přerušení ozařování při výpadku napájecího napětí

Cíl kontroly: Ověřit, že při výpadku napájecího napětí dojde k automatickému zatažení zdroje s využitím záložní baterie a uchování informace o dosavadním průběhu ozařování a odzářeném času.

Při přerušení ozařování musí být dokumentován odzářený čas a dosavadní průběh ozařování. Pokud je systém vybaven záložním zdrojem energie (UPS), je třeba průběžně jeho stav kontrolovat.

Způsob kontroly: Odpojením od zdroje napájecího napětí. Funkčnost ověřuje servisní technik při výměně zdroje.

Tolerance: Při výpadku napájecího napětí musí dojít k automatickému zatažení zdroje do stíněné polohy. V řídicím systému musí být uchována informace o dosavadním průběhu ozařování a odzářeném času.

Frekvence: PZ, VZ

1.2.8 Ruční nouzové zatažení zdroje

Cíl kontroly: Afterloadingový ozařovač pro HDR brachyterapii musí být pro případ poruchy systému pro motorické uzavření zdroje záření vybaven mechanickým zařízením umožňujícím ruční zatažení zdroje nezávislým na síťovém i záložním napájení. Umístění tohoto zařízení a směr pohybu či rotace ovládacího prvku musí být na přístroji zřetelně vyznačeny. Kontroluje se funkčnost tohoto systému pro ruční zatažení zdroje.

Způsob kontroly: Funkčnost systému pro ruční zatažení zdroje se ověřuje při výměně zdroje za asistence servisního technika. Ověření se provádí s maketou zdroje.

Tolerance: Otáčením kliky pro ruční nouzové zatažení zdroje musí dojít po provedení předepsaného počtu otáček k úplnému zatažení vodičího lanka.

Frekvence: PZ, VZ

1.2.9 Havarijní trezor a nářadí

Cíl kontroly: Ověřit přítomnost havarijního trezoru a havarijního nářadí (dlouhý peán a štípací kleště) v ozařovně v blízkosti ozařovací jednotky.

Způsob kontroly: Vizually.

Tolerance: Havarijní trezor a nářadí jsou přítomny v ozařovně.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.2.10 Přesnost polohy zdroje

Cíl kontroly: Ověřit přesnost umístění zdroje v aplikátoru.

Způsob kontroly: Měřením s filmem

Tolerance: 1 mm

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: Příloha 8.1.1. tohoto dokumentu.

1.2.11 Časovač

Cíl kontroly: Ověření přesnosti systému pro měření času – časovače. Ověření, že nedojde-li po uběhnutí nastavené ozařovací doby k uzavření zdroje záření, musí být vyslán varovný akustický signál zřetelně odlišný od signálu uvedeného při signalizaci stavu přístroje. Při zatažení zdroje záření před uplynutím nastavené ozařovací doby se musí časovač zastavit.

Způsob kontroly: Stopkami ověřit přesnost časovače. Souhlas mezi nastaveným časem a skutečným ozařovacím časem se kontroluje pro zdroj v jedné ozařovací pozici a ve více ozařovacích pozicích.

Tolerance: 0,5%

Frekvence: PZ, ZDS

1.2.12 Transitní čas

Cíl kontroly: Ověřit, že součástí průvodní dokumentace je údaj o době transportu zdroje z kontejneru do ozařovací polohy a zpět a tomu odpovídající dávce.

Způsob kontroly: Kontrolou dokumentace.

Tolerance: V dokumentaci jsou tranzitní čas a odpovídající dávka uvedeny.

Frekvence: PZ

1.3 Aplikátory a přenosové trubice a jejich připojení

V této kapitole se zkratkou PZ rozumí kontrola při přijímací zkoušce, při každém podezření na změnu geometrické konfigurace nebo po zakoupení nového aplikátoru, katetru a přenosové trubice.

1.3.1 Aplikátory a přenosové trubice

1.3.1.1 Zachování geometrické konfigurace aplikátoru

Cíl kontroly: Ověřit zda nedošlo k deformacím aplikátoru, resp. ke změně polohy stínění. U vaginálních typů s ovidy je třeba správnou pozici ovidů testovat skiagraficky. Jsou-li integrální součástí aplikátoru stínící bloky, je třeba ověřovat také reprodukovatelnost jejich umístění.

Způsob kontroly: Vizually či skiagraficky

Tolerance: Geometrické konfigurace aplikátorů odpovídá specifikaci výrobce.

Frekvence: PZ

1.3.1.2 Úplnost a celistvost aplikátorů a přenosových trubic

Cíl kontroly: Ověřit, že aplikátory a přenosové trubice jsou úplné a celistvé. Zvláštní pozornost je třeba věnovat neporušenosti u plastických aplikátorů.

Způsob kontroly: Vizually.

Tolerance: Aplikátory a přenosové trubice jsou úplné a celistvé.

Frekvence: PZ, A

1.3.1.3 Průchodnost katetrů a přenosových trubic

Cíl kontroly: Ověřit, že katetry a přenosové trubice jsou průchodné.

Způsob kontroly: Zavedením neaktivních maket či měřky do kompletní sestavy připojeného aplikátoru, případně zkušebním ozářením.

Tolerance: Katetry a přenosové trubice jsou průchodné.

Frekvence: PZ, A₀

1.3.1.4 Uzavřenost katetrů a přenosových trubic

Cíl kontroly: Ověřit, že katetry a přenosové trubice jsou uzavřené (z důvodu zabránění úniku zdroje a vniknutí tělních tekutin).

Způsob kontroly: Vizually

Tolerance: Katetry a přenosové trubice jsou průchodné.

Frekvence: PZ, A₀

1.3.1.1 Nezaměnitelnost přenosových trubic

Cíl kontroly: Ověřit, že přenosové trubice jsou označeny tak, aby mohly být jednoznačně připojeny k ozařovací jednotce a aplikátoru.

Způsob kontroly: Vizually

Tolerance: Přenosové trubice jsou jednoznačně označeny.

Frekvence: PZ, A₀

1.3.1.2 Celková délka přenosové trubice a aplikátoru

Cíl kontroly: Ověřit, že přenosové cesty mají správnou délku, a že při nesprávné kombinaci katetru a přenosové trubice systém chybné připojení rozpozná ještě před vyjetím zdroje.

Způsob kontroly: Simulací chybného stavu (nesprávnou kombinací katetru a přenosové trubice).

Tolerance: Systém musí rozpoznat nesprávnou kombinaci katetru a přenosové trubice.

Frekvence: PZ, ZPS – R , A₀

1.3.2 Připojení aplikátorů a přenosových trubic

1.3.2.1 Úplnost a celistvost spojovacích zámků

Cíl kontroly: Ověřit, že spojovací zámký aplikátorů a přenosových trubic jsou úplné a celistvé.

Způsob kontroly: Vizually.

Tolerance: Spojovací zámký aplikátorů a přenosových trubic jsou úplné a celistvé.

Frekvence: PZ, A

1.3.2.1 Snadnost uzamykání a pevnost spojení zámků

Cíl kontroly: Ověřit, že spojovací zámký spojující katetry v aplikátor, zámký připojující aplikátor k přenosové trubici a zámek připojující přenosovou trubici k ozařovací jednotce jdou snadno připojit a toto připojení je dostatečně pevné.

Způsob kontroly: Tahem o síle 5 N a sepnutím resp. rozepnutím zámký.

Tolerance: Spojovací zámký jdou snadno sepnout, ale přitom zajišťují dostatečně pevné připojení.

Frekvence: PZ , A₀

1.3.2.2 Odezva systému na špatnou funkci zámků a spojů

Cíl kontroly: Ověřit, že systém rozpozná špatně připojené zámký a spoje. Signalizační resp. blokovací funkce systému při zkušební ozáření musí být funkční.

Způsob kontroly: Postupným odpojováním zámků na přenosové cestě.

Tolerance: Systém rozpoznal nespojené zámký a došlo k blokování záření.

Frekvence: PZ

2 Stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu

Pro dozimetrickou charakteristiku brachyterapeutického zdroje se v České republice využívá veličina kermová vydatnost ve vzduchu S_K (air-kerma strength, AKS). **Kermová vydatnost ve vzduchu** (vzduchová kermová vydatnost) S_K je součin kermového příkonu ve vzduchu, ve vakuu, stanoveného ve vzdálenosti d a čtverce této vzdálenosti d^2 [2]. Kermovou vydatnost ve vzduchu lze stanovit z veličiny příkon kerry ve vzduchu, ve vakuu, ve vzdálenosti 1 m od středu zdroje $\dot{K}_{\delta,R}$, která v anglicky psané literatuře bývá označována jako RAKR (Reference Air Kerma Rate), vynásobením čtvercem vzdálenosti (tj. 1 m^2). Jednotkou SI kermové vydatnosti ve vzduchu je $\text{Gym}^2\text{s}^{-1}$. Jednotkou používanou v brachyterapii je $\text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$. Kermová vydatnost ve vzduchu je nezávislá na vzdálenosti od zdroje.

Hodnota kermové vydatnosti ve vzduchu figuruje ve výpočtech dávkové distribuce v okolí brachyterapeutických zdrojů. Výpočet dávky se provádí dle formalismu popsaného v kapitole 3.1.2 (dle AAPM TG 43 [2]), kde za referenční vzdálenost je považován 1 cm, proto je pro účel výpočtu dávky vhodné vyjádřit kermovou vydatnost v $\text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$. Přechod mezi dávkou ve vodě a kermovou vydatností ve vzduchu se provádí prostřednictvím konstanty dávkového příkonu Λ , která má rozměr druhé mocniny jednotky délky, a je obvykle tabelována v jednotce cm^{-2} ($= \text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$, kde $1 \text{ U} = \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1} = \text{cGycm}^2\text{h}^{-1}$).

S ohledem na uvedené skutečnosti může být při uvádění veličiny kermová vydatnost ve vzduchu matoucí vyjadřování jednotek (s předponami μ , c), vzdáleností (cm, m) a času (hodiny, minuty nebo sekundy). Je proto třeba na uvedené skutečnosti dávat zvýšenou pozornost a v používání jednotek být konzistentní.

Stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu lze provést několika způsoby:

- měřením z definice, tj. přímým měřením kermového příkonu ve vzduchu v referenční vzdálenosti 1 m od zdroje,
- měřením kermového příkonu ve vzduchu pomocí kalibračního můstku ve vzdálenosti jiné než referenční,
- měřením toku fotonů velkoobjemovou ionizační komorou v 4π geometrii (studnovou komorou),
- měřením kermového příkonu ve fantomu.

Dle aktuálního doporučení IAEA **TRS 492 Dosimetry in Brachytherapy – An International Code of Practice for Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals** [15] **se kermová vydatnost ve vzduchu (S_K) nebo referenční příkon kerry ve vzduchu ($\text{RAKR}, \dot{K}_{\delta,R}$) stanovuje pomocí studnové komory** (well-type ionization chamber). Stanovení pomocí kalibračního můstku se již nedoporučuje. Následující text se omezí na stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu (dále jen kermové vydatnosti) pro HDR radionuklidový zdroj ^{192}Ir . Stanovení RAKR je analogické.

V TRS 492 [15] je vedle formalismu pro stanovení kermové vydatnosti ve vzduchu a referenčního příkonu kerry ve vzduchu uveden i postup pro stanovení dávky ve vodě a konstanty dávkového příkonu, pro HDR a LDR brachyterapeutické zdroje používané v současné době v klinické praxi, a to jak pro fotonové tak pro beta zářiče, které mohou být měřeny studnovou komorou. Nezahrnuje dozimetrii pro oční aplikátory, zrna na vlákne, cílenou radionuklidovou terapii a elektronickou brachyterapii.

Doporučené studnové komory referenční třídy jsou:

- Standard Imaging IVB 1000,
- Standard Imaging HDR 1000 Plus,
- PTW 33005 Sourcecheck^{4π},
- PTW 33004 (= Nucletron/Elekta SDS 077.09X).

2.1 Měření kermové vydatnosti studnovou komorou

V této kapitole je popsán postup stanovení kermové vydatnosti S_K pro HDR radionuklidový zdroj ^{192}Ir používaný v afterloadingových ozařovačích pro HDR brachyterapii.

Studnová komora se umísťuje na stůl s nízkým Z (plast, dřevo), aby příspěvek z rozptýleného záření nepřekročil 0,1 %. V blízkosti 1 m od komory nesmí být žádné další předměty, které by významně navýšily rozptyl. Je třeba dát dostatek času na ustavení rovnováhy studnové komory s okolním prostředím (min 30 minut, příp. přes noc). Teploměr se doporučuje nalepit vně studnové komory. Doporučuje se vložit zdroj do kalibračního bodu (sweet spot) alespoň 3x a pokaždé měřit alespoň 5x.

Kermová vydatnost pro HDR radionuklidový zdroj ^{192}Ir používaný v afterloadingových ozařovačích pro HDR brachyterapii se stanovuje z měření studnovou komorou ze vztahu:

$$S_K = N_{S_K, sm_0} \cdot \frac{M_{sm}}{t} \cdot k_{sm, sm_0} \quad [\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}] \quad (1)$$

kde

N_{S_K, sm_0} [$\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{A}^{-1}$] je kalibrační koeficient kermové vydatnosti studnové komory měřený s kalibračním zdrojem – model sm_0 pro standardní podmínky (obvykle $t=20^\circ\text{C}$, $p=101,325$ kPa a 50% relativní vlhkost). Musí být stanoven pro daný radionuklid, zde pro ^{192}Ir , a v kalibračním listu musí být uveden model zdroje, držáku a aplikátoru/jehly použitý při kalibraci, polarita, napětí a použitý poločas rozpadu, pro ^{192}Ir $73,827 \pm 0,013$ dní. Použití jiného typu držáku zdroje a aplikátoru/jehly může zneplatnit kalibrační koeficient uvedený na kalibračním listu. Kalibraci studnové komory se doporučuje provádět každé 2-3 roky.

M_{sm} je odečet dozimetru ozářeného zdrojem – model sm . Měřený náboj sesbíraný za dobu t , korigovaný na standardní podmínky tlaku, teploty a vlhkosti, rekombinaci, polaritu, temný proud, elektrometr, případně nadmořskou výšku a tranzitní čas přesunu zdroje;

k_{sm, sm_0} korekční faktor na model zdroje (source model correction factor), opravuje na rozdíl mezi odezvou ionizační komory ozářené kalibračním zdrojem - model sm_0 a odezvou komory ozářené uživatelským zdrojem - model sm . Kalibrační zdroj i uživatelský zdroj obsahují stejný radionuklid, ale mají různé geometrie. Korekční faktor na model zdroje závisí také na typu studnové komory a na použitém držáku zdroje (source holder) a typu aplikátoru/jehly.

Poznámka: Kalibrační koeficient komory PTW 33004 může záviset na aktivitě zdroje, proto je vhodné, aby kermová vydatnost při kalibraci a kermová vydatnost používaná v brachyterapii byla stejného řádu. Tato studnová komora není vhodná pro nízko-energetické brachyterapeutické zdroje.

Kalibrační bod studnové komory (sweet spot) je bod, do kterého se umístí střed zdroje při kalibraci. Kalibrační bod se určí jako bod, ve kterém je odezva dozimetru největší. Je vhodné hledat tento bod při každém měření ve studnové komoře a zapsat jeho pozici do protokolu z měření.

Opravný faktor na tlak a teplotu $k_{T,p}$ se vypočte dle vztahu:

$$k_{T,p} = \frac{(273,15+T) \cdot p_0}{(273,15+T_0) \cdot p} \quad (2)$$

kde

T je teplota [$^\circ\text{C}$];

T_0 je referenční teplota 20°C ;

p je barometrický tlak [$^\circ\text{kPa}$];

p_0 je referenční barometrický tlak 101,325 kPa.

Pro nízkonoenergetické brachyterapeutické zdroje, např. ^{103}Pd , je ve vysokých nadmořských výškách nutné brát do úvahy také opravný faktor na nadmořskou výšku, k_{alti} , neboť $k_{T,p}$ nekompensuje plně významný pokles okolního tlaku [15].

Opravný faktor na vlhkost se nezavádí, pokud relativní vlhkost leží mezi 20 % a 70 %.

Opravný faktor na rekombinaci iontů k_{sat} se stanovuje stejně jako v externí radioterapii dle TRS 398 [27]. Lze použít dvou napětovou metodu.

Opravný faktor na polaritní jev k_{pol} se nezavádí, je ovšem nutné v uživatelské svazce použít jednu stejnou polaritu a stejné napětí jako v kalibračním listu. To je doporučený postup.

Opravný faktor na temný proud se při měření v uživatelské svazce nezavádí, pokud nepřesáhne 0,1 % měřené hodnoty.

Opravný faktor na elektrometr se zavádí pouze tehdy, pokud byl elektrometr kalibrován zvlášť (nikoliv spolu se studnovou komorou). Opravný faktor na elektrometr k_{elec} převádí hodnotu odečtu na pravou hodnotu náboje/proudu.

Hodnoty korekčních faktorů na model zdroje k_{sm,sm_0} pro různé typy HDR a PDR ^{192}Ir zdrojů pro Standard imaging HDR 1000 Plus well-type chamber s HDR iridium držákem zdroje model 70010 jsou uvedeny v tabulce 2. Pokud máme jinou studnovou komoru nebo jiný model zdroje, než je uvedený v tabulce 2, položíme $k_{sm,sm_0} = 1$ a navýšíme nejistotu stanovení kermové vydatnosti o 2 %.

Tabulka 2: Korekční faktory na model zdroje k_{sm,sm_0} pro různé typy HDR a PDR ^{192}Ir zdrojů pro Standard imaging HDR 1000 Plus well-type chamber s HDR iridium držákem zdroje model 70010 (odpovídá tabulce 8 z TRS 492 [15], spočtené Monte Carlo, se standardní nejistotou 0,2 %)

sm_0 sm	Elekta Flexi- source HDR Ir-192	Elekta micro- Selectron mHDR-vi	Elekta micro- Selectron mHDR-v2	BEBIG HDR Ir-192 GI192 M11	Varian Gamma- Med Plus HDR	Varian VariSource VS2000	Varian Gamma- Med Plus PDR
Elekta Flexisource HDR Ir-192	1,000	0,996	0,996	0,997	0,999	1,013	1,043
Elekta micro- Selectron mHDR-vi	1,004	1,000	1,001	1,001	1,004	1,018	1,047
Elekta micro Selectron mHDR-v2	1,004	0,999	1,000	1,001	1,003	1,017	1,047
BEBIG HDR Ir-192 GI192 M11	1,003	0,999	0,999	1,000	1,002	1,016	1,046
Varian GammaMed Plus HDR	1,001	0,996	0,997	0,998	1,000	1,014	1,043
Varian VariSource VS2000	0,987	0,983	0,983	0,984	0,986	1,000	1,029

Varian GammaMed Plus PDR	0,959	0,955	0,955	0,956	0,958	0,972	1,000
--------------------------------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Pro stanovení RAKR je třeba mít k dispozici $N_{\dot{K}_{\delta,R},sm_0}$, kalibrační koeficient referenčního příkonu kermu ve vzduchu měřený s kalibračním zdrojem – model sm_0 [$\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{A}^{-1}$]. Pro stanovení referenčního dávkového příkonu ve vodě je třeba mít k dispozici dávkový kalibrační koeficient $N_{\dot{D}_w,sm_0}$ a dávkový korekční faktor na model zdroje $k_{\dot{D}_w,sm,sm_0}$.

TRS 492 [15] nedoporučuje užití kalibračního koeficientu kermové vydatnosti (spolu s opravnými faktory) pro jiný radionuklid, než pro ten, pro který byl stanoven.

V primárních kalibračních laboratořích došlo na základě ICRU Report 90 [29] k přehodnocení hodnot standardů kerma ve vzduchu a absorbovaná dávka ve vodě. Pro účely kalibrace ionizačních komor pro stanovení kermové vydatnosti je proto zhruba od roku 2019 potřeba počítat s tím, že se kermový kalibrační koeficient ionizační komory kalibrované v Ir-192 sníží zhruba o 0,88 %.

Příklad 1. stanovení kermové vydatnosti pomocí studnové ionizační komory se zanedbáním korekčního faktoru na model zdroje:

Studnová ionizační komora má kalibrační koeficient kermové vydatnosti v 192-iridii $9,17\cdot 10^7 \text{ cGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{A}^{-1}$. Za 1 minutu byl naměřen průměrný náboj $1,36 \mu\text{C}$. Teplota v ozařovně byla $23,5^\circ\text{C}$ a tlak $96,9 \text{ kPa}$. Jaká je kermová vydatnost stanovená touto studnovou komorou?

Řešení:

Je vhodné převést kalibrační koeficient z cGy na Gy: $9,17\cdot 10^7 \text{ cGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{A}^{-1} = 9,17\cdot 10^5 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{A}^{-1}$. Náboj $1,36 \mu\text{C}$ musíme převést na elektrický proud v ampérech (kvůli jednotkám, ve kterých máme vyjádřen kalibrační koeficient).

$$S_K = N_K \cdot \frac{M_{sm,nekorig}}{t} \cdot k_{T,p} = \frac{9,17\cdot 10^7}{10^2} \cdot \frac{1,36\cdot 10^{-6}}{60} \cdot 1,058 \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}} = 0,022 \frac{\text{Gy}\cdot\text{m}^2}{\text{h}} \quad (3)$$

Kermová vydatnost pak bude $0,022 \text{ Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$. Kermová vydatnost má být uváděna spolu s nejistotou.

Příklad 2. použití korekčního faktoru na model zdroje:

Jestliže kalibrační laboratoř užívá Elekta HDR 192Ir Flexisource (sm_0) ke kalibraci studnové komory Standard Imaging HDR 1000 Plus spolu s držákem HDR 192Ir model 70010, a uživatel použije studnovou komoru pro měření kermové vydatnosti pro jiný model zdroje (sm), např. Varian VariSource model VS2000, pak se kalibrační koeficient uvedený v kalibračním listu musí vynásobit korekčním faktorem na model zdroje 0,987 se standardní nejistotou 0,2 % ($k = 1$).

Příklad 3. použití korekčního faktoru na model zdroje:

Jestliže kalibrační laboratoř užívá Varian VariSource model VS2000 (sm_0) ke kalibraci studnové komory Standard Imaging HDR 1000 Plus spolu s držákem HDR 192Ir model 70010, a uživatel použije studnovou komoru pro měření kermové vydatnosti pro jiný model zdroje (sm), např. Elekta HDR 192Ir Flexisource, pak se kalibrační koeficient uvedený v kalibračním listu musí vynásobit korekčním faktorem na model zdroje 1,013 se standardní nejistotou 0,2 % ($k = 1$).

2.2 Nejistota stanovení kermové vydatnosti

Relativní standardní nejistota stanovení kermové vydatnosti v uživatelské svazce pomocí studnové komory pro HDR ^{192}Ir zdroj je uvedena v tabulce 3 pro 2 scénáře. První scénář předpokládá užití dozimetru referenční třídy a sledování a dodržení všech požadavků na měření uvedených v TRS 492

[15]. Včetně např. toho, že kalibrační koeficient je stanoven pomocí stejného modelu zdroje, jako je uživatelův model zdroje. Druhý scénář popisuje realistickou, ale suboptimální situaci, kde podmínky měření nejsou řízeny nebo monitorovány a některé korekční faktory nejsou implementovány. Např. je nutné použít korekční faktor na model zdroje. Nebo není-li pro dané podmínky znám a položí se roven jedné a nejistota stanovení kermové vydatnosti se navýší o 2 %. Tabulka 3 představuje příklad odhadu nejistoty pro HDR ^{192}Ir zdroj. Koncový uživatel si provede svůj vlastní odhad.

Tabulka 3: Relativní standardní nejistota hodnoty kermové vydatnosti měřené v uživatelské svazce (v nemocnici) pomocí studnové komory pro HDR ^{192}Ir zdroj (odpovídá tabulce 10 z TRS 492 [15]).

Veličina nebo proces	Označení	Relativní standardní nejistota [%]	
		Scénář 1	Scénář 2
Kalibrační koeficient kermové vydatnosti studnové komory	N_{S_K, sm_0}	0,7	1,9
Dlouhodobá stálost studnové komory		0,1	0,2
Měření proudu	$M_{sm, nekorig}$	0,1	0,3
Nastavení a poloha zdroje		0,2	0,3
Oprava na rekombinaci	k_{sat}	0,1	0,2
Oprava na tlak a teplotu	$k_{T,p}$	0,2	0,5
Vliv vlhkosti		0,2	0,3
Korekční faktor na model zdroje	k_{sm, sm_0}	0	2
Relativní standardní nejistota S_K		0,8	2,8
Relativní rozšířená nejistota S_K ($k = 2$)		1,7	5,7

2.3 Porovnání změřené hodnoty s deklarovanou hodnotou

Změřená hodnota kermové vydatnosti S_K se porovnává s hodnotou deklarovanou výrobcem v osvědčení URZ. Hodnotu kermové vydatnosti uvedenou v osvědčení URZ k určitému datu je třeba převést na aktuální hodnotu platnou k datu měření vynásobením přeměnovým faktorem k_f :

$$S_{K, dekl} = S_{K, cert} \cdot k_f \quad (4)$$

kde

$S_{K, dekl}$ je kermová vydatnost zdroje deklarovaná výrobcem v osvědčení URZ přepočtená k datu měření

$S_{K, cert}$ je kermová vydatnost zdroje uvedená v osvědčení URZ;

k_f je přeměnový faktor zdroje.

$$k_f = e^{-\lambda} = e^{\left(-\ln 2 \cdot \frac{dat_{m\ddot{e}r} - dat_{cert}}{T_{1/2}}\right)} \quad (5)$$

kde

$T_{1/2}$ je poločas přeměny zdroje;

λ je přeměnová konstanta zdroje, $\lambda = \ln 2 / T_{1/2}$;

$dat_{m\ddot{e}r}$ je datum, kdy je prováděno měření;

dat_{cert} je datum, k němuž je v osvědčení uvedena hodnota $S_{K, cert}$.

3 Kontrola kvality plánovacího systému a kontrola výpočtu dávkové distribuce

Parametry, funkce a vlastnosti plánovacího systému je třeba zohledňovat především při výběru plánovacího systému. Zkoušky s frekvencí PZ v této kapitole se provádějí po instalaci nového plánovacího systému, po upgrade stávajícího plánovacího systému či po takové změně v plánovacím systému, která by mohla daný parametr ovlivnit.

3.1 Výpočet dávkové distribuce

3.1.1 Vstupní fyzikální a technické parametry uzavřeného radionuklidového zdroje

Cíl kontroly: Ověřit, že v plánovacím systému jsou zadány všechny fyzikální a technické parametry uzavřeného radionuklidového zdroje nezbytné pro správný výpočet dávkové distribuce v okolí uzavřeného radionuklidového zdroje. Vstupní parametry zadávané do plánovacího systému vycházejí z údajů uvedených výrobcem (převodní faktory mezi specifikací vydatnosti zdroje od výrobce zdroje a v plánovacím systému), údajů publikovaných v literatuře (přeměnová konstanta, poločas přeměny, anizotropní funkce, radiální funkce) a údajů obsažených v osvědčení URZ (kermová vydatnost zdroje/referenční kermový příkon ve vzduchu, efektivní aktivita). Kontroluje se správnost jednotek všech zadávaných parametrů. Kontroluje se, že každá změna v parametrech definujících zdroj v plánovacím systému vede ke změně v dávkové distribuci realizované tímto zdrojem.

Způsob kontroly: Porovnáním údajů v plánovacím systému s údaji uvedenými výrobcem, údaji publikovanými v literatuře a údaji uvedenými v osvědčení URZ a kontrolou, že změna v parametrech definujících zdroj v plánovacím systému vede ke změně v dávkové distribuci realizované tímto zdrojem.

Tolerance: V plánovacím systému jsou zadány veškeré nezbytné parametry pro výpočet dávkové distribuce správně a se správnými jednotkami. Každá změna v parametrech definujících zdroj v plánovacím systému vede ke změně v dávkové distribuci realizované tímto zdrojem.

Frekvence: PZ

Poznámka

Důrazně se doporučuje, aby zadání vstupních dat a parametrů URZ do plánovacího systému, při uvádění do provozu, při změně dat a při obměně nebo aktualizaci plánovacího programu zkontrolovala nezávislá osoba. Uživatel má mít přístup k zadání a vymazávání zdrojů v plánovacím systému a úpravě fyzikálních a dozimetrických parametrů URZ.

3.1.2 Ověření správnosti matematického modelu výpočtu dávkové distribuce v okolí uzavřeného radionuklidového zdroje standardním výpočtem

Cíl kontroly: Ověřit, že matematický model výpočtu dávkové distribuce v okolí uzavřeného radionuklidového zdroje v plánovacím systému souhlasí s nezávislým výpočtem provedeným standardním způsobem. Za standardní způsob se považuje využití publikovaných dat dle [2].

Způsob kontroly: Nezávislým výpočtem pro body rovnoměrně rozmístěné v okolí radionuklidového zdroje pro jednu pozici zdroje.

Tolerance: Výpočet dávky plánovacím systémem by měl být v souladu s nezávislým výpočtem založeným na tabelovaných hodnotách uvedených v Příloze 3 do $\pm 2\%$ v celém rozsahu úhlů a vzdáleností. Pokud je tato hodnota překročena, je třeba pečlivě prozkoumat příčinu tohoto nesouladu a odstranit ji.

Frekvence: PZ

Poznámka:

Při předání plánovacího systému dodavatelem uživateli se matematický model porovnává s hodnotami dodanými výrobcem.

Hodnoty fyzikálních konstant a parametry modelů běžně dostupných typů URZ lze nalézt v literatuře (např. [11]) nebo v elektronické formě na internetu (např. <http://www.uv.es/braphyqs/>). Fyzikální konstanty a parametry zdrojů nejčastěji v současnosti používaných v ČR jsou uvedeny v Příloze 3.

Při ověřování přesnosti matematického modelu je třeba vyloučit jiné možné zdroje chyb, např. chyba přesnosti prostorové lokalizace zdroje se eliminuje zadáním souřadnic výpočetních bodů z klávesnice.

Výpočet dávky od brachyterapeutického zdroje vychází z AAPM TG 43 [2].

Dávkový příkon $D_m(z)$ v bodě v prostředí m ve vzdálenosti z od bodového zdroje (resp. od malého sférického zdroje s izotropní emisí) s kermovou vydatností S_K lze vyjádřit pomocí vztahu:

$$D_m(z) = S_K \cdot \Lambda \cdot 10^4 \cdot g(r) \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot F(r, \theta) \quad (12)$$

kde

S_K je kermová vydatnost ve vzduchu;

Λ je konstanta dávkového příkonu, která převádí kermovou vydatnost ve vzduchu na dávkový příkon ve vodě v daném bodě, a její hodnoty pro zdroj ^{192}Ir jsou uvedeny v Příloze 3. Obvykle bývá vyjádřena v cm^{-2} , z tohoto důvodu je výhodné vyjádřit vzduchovou kermovou vydatnost v $\text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$. Je-li kermová vydatnost vyjádřena v $\text{Gy m}^2 \text{s}^{-1}$, je nutné provést převod z m^2 do cm^2 , tzn. násobit kermovou vydatnost 1×10^4 .

$g(r)$ je radiální dávková funkce, která vyjadřuje vliv absorpce a rozptylu ve vodě v radiální ose. Může být polynomem 3. stupně (Meisbergerův polynom), ale pro výpočty se dnes používají hodnoty získané matematickým modelováním metodou Monte Carlo. Hodnoty radiálních funkcí v závislosti na typu zdroje jsou uvedené v Příloze 3. Členy Meisbergerova polynomu mohou být nalezeny v [21].

$G(r, \theta)$ je geometrický faktor, který vyjadřuje prostorové rozložení radioaktivního materiálu. Geometrický faktor pro model bodového zdroje představuje pravidlo inverzního čtverce.

$$G_P(r, \theta) = r^{-2} \quad (13)$$

Geometrický faktor pro model lineárního zdroje se vypočte dle následujícího vztahu:

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \left(\frac{\beta}{L r \sin \theta} \right) & \text{pro } \theta \neq 0^\circ \\ \left(r^2 - \frac{L^2}{4} \right)^{-1} & \text{pro } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (14)$$

kde

r je vzdálenost bodu, kde se stanovuje dávka, od středu zdroje (v cm)

L je délka zdroje (v cm), θ je úhel, pod kterým jsou z bodu zájmu vidět konce lineárního zdroje v radiánech (jeho odvození je provedeno v Příloze 1, v kapitole 8.1.3),

θ je úhel, který svírá radiální osa zdroje se spojnicí středu zdroje a bodu zájmu, ve kterém se stanovuje dávka $D(r, \theta)$.

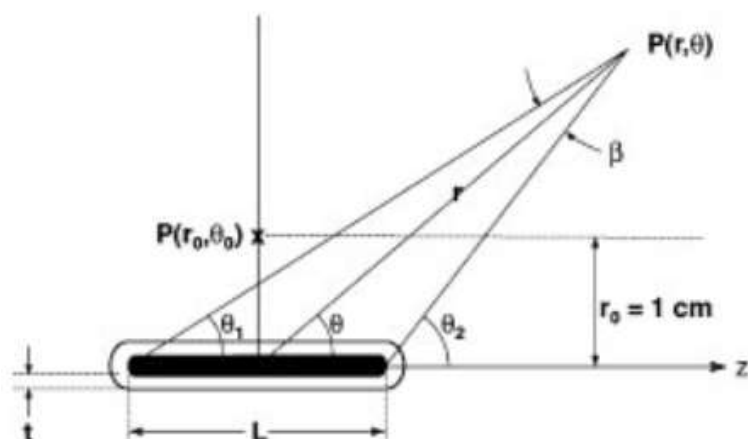
Geometrická funkce v bodě $P(r, \theta)$ se vztahuje k bodu $P_0(r_0, \theta_0)$, přičemž $r_0 = 1$ cm a úhel $\theta_0 = 90^\circ$.

$F(r, \theta)$ je anizotropní funkce, která vyjadřuje samoabsorpci ve zdroji a v pouzdru zdroje.

V prvním přiblížení může být každý zdroj uvažován jako **bodový zdroj**, pokud je vzdálenost mezi bodem výpočtu dávky a středem zdroje nejméně dvakrát větší než je aktivní délka zdroje. Celková dávka v kterémkoliv bodě bude součtem dávek z každého individuálního zdroje. Pro většinu zdrojů ve formě zrn (délka přibližně 3 mm) je toto přiblížení dobré (do 5 %) ve vzdálenostech větších než 5 mm. Pro

lineární zdroje (délka cca 2 cm) by pro výpočet dávky v bodech poblíž zdroji (0,5 – 5 cm) měly být použity předem vypočtené tabulky.

Základní algoritmy pro výpočet dávky používají **model bodového zdroje** a/nebo **lineární model zdroje**. Nedoporučuje se kombinovat faktory ve výpočtu dávky pro bodový a lineární zdroj, ale provádět výpočty s faktory stanovenými buď výhradně pro bodový nebo výhradně pro lineární zdroj [2]. Ve většině případů je výpočet založen na tabulkách dvourozměrných předem spočtených dávek pro standardní délky lineárních zdrojů a součet příspěvků od každého zdroje. Pro zrna je obvyklé používat aproximaci bodových zdrojů.



Obr. 2: Geometrický nákres zdroje pro účely výpočtu dávky v bodě $P(r, \theta)$ od lineárního zdroje délky L .

3.1.3 Korekce na nehomogenity

Cíl kontroly: Ověřit přesnost algoritmů provádějících korekce na nehomogenity. Ověřit schopnost plánovacího systému správně zapínat a vypínat korekci na nehomogenity.

Způsob kontroly: Vytvořením brachyterapeutických plánů pro vhodné fantomy obsahující nehomogenity. Porovnat CT číslo a relativní elektronovou hustotu odečtenou plánovacím systémem v nehomogenitě vůči hodnotě z dokumentace fantomu. Vypínáním a zapínáním volby korekce na nehomogenity a sledovat odpovídající změnu dávkové distribuce po přepočtu brachyterapeutického plánu.

Tolerance: 20 HU. Plánovací systém adekvátně reaguje na volbu korekce na nehomogenity.

Frekvence: PZ

3.1.4 Volba algoritmu

Cíl kontroly: Ověřit, že v případě možnosti použít pro výpočet dávkové distribuce více algoritmů v plánovacím systému bude jednoznačně specifikováno, který algoritmus byl použit.

Způsob kontroly: Vytvořením brachyterapeutického plánu pro každý dostupný algoritmus

Tolerance: Každý algoritmus musí být jednoznačně specifikován.

Frekvence: PZ

3.1.5 Výpočetní mřížka a okno

Cíl kontroly: Ověřit, že funkce plánovacího systému, kde je provedeno nastavení mřížky a parametrů výpočtu plánu, fungují správně.

Způsob kontroly: Výpočtem a změnou velikosti výpočetní mřížky i se změnou středu mřížky.

Tolerance: Funkce nastavení mřížky funguje správně.

Frekvence: PZ

3.1.6 Absolutní/relativní dávka

Cíl kontroly: Ověřit, že dávka je zobrazena v plánovacím systému správně všemi možnými způsoby (relativní/absolutní) a uživatel může interpretovat výsledky jednoznačně a správně. Ověřuje se zejména zobrazení dávkové distribuce s ohledem na normalizaci plánu.

Způsob kontroly: Výpočtem v plánovacím systému

Tolerance: Interpretace dávkové distribuce v plánovacím systému je jednoznačná

Frekvence: PZ

3.1.7 Předpis dávky a normalizace

Cíl kontroly: Ověřit, že je funkční přepis dávky a normalizace plánu s ohledem na správné zobrazení dávky. Ověřit, že každý normalizační mód je funkční a je možné jej interpretovat jen jediným správným způsobem.

Způsob kontroly: Výpočtem v plánovacím systému a zobrazením izodózních map

Tolerance: Zobrazení dávkové distribuce je správné s ohledem na předpis dávky a normalizaci plánu.

Frekvence: PZ

3.1.8 Stabilita výpočtu dávkové distribuce pro referenční plán

Cíl kontroly: Ověřit, že výpočet dávkové distribuce v okolí zdrojů pro referenční plán je v čase stabilní.

Způsob kontroly: Výpočtem v plánovacím systému a zobrazením izodózních map

Tolerance: Dávková distribuce v okolí zdroje pro referenční plán je v čase stabilní.

Frekvence: ZPS - M

3.2 Anatomická reprezentace pacienta

Většina zkoušek uvedených v této kapitole se vztahuje k 3D zobrazení.

3.2.1 Manuální konturování

Cíl kontroly: Dokumentovat metody použité pro získání manuálních kontur. Definovat standardní postup ručního zakreslení více kontur v různých hloubkách v pacientovi. Pro každou konturu musí být jasně dokumentována informace o ID pacienta, poloze kontury, hodnotě souřadnice z kontury relativně vůči definovanému referenčnímu bodu na pacientovi, levo-pravé orientaci, měřítku pro konturu, identifikaci lokalizačních značek, datumu a času, osobě, která vytvořila konturu, směrech AP-PA a laterálních, jiné relevantní informace.

Způsob kontroly: Provedením manuálního konturování

Tolerance: Zobrazení dávkové distribuce je správné s ohledem na předpis dávky a normalizaci plánu.

Frekvence: PZ

3.2.2 Vstup obrazových dat

Cíl kontroly: Zkontrolovat a dokumentovat postup použitý k získání CT nebo jiných obrazových dat. Musí být vyžadováno unikátní identifikační číslo pacienta, volba protokolu pro zobrazování závisí na velikosti zorného pole, tloušťce řezu a/nebo kroku podle potřeby, definice počátku souřadného systému na CT musí být dokumentována a jeho zadání musí být prováděno standardním způsobem.

Způsob kontroly: Provedením přenosu obrazových dat ze zobrazovací modalitty do plánovacího systému.

Tolerance: Všechny požadavky jsou splněny
Frekvence: PZ

3.2.3 *Nástroje zobrazovacích modalit*

Cíl kontroly: Ověřit, že data ze zobrazovací modalit jsou plánovacím systémem správně použity. Pro všechny zobrazovací protokoly se provede zobrazení a zhodnocení přesnosti zobrazených snímků. Ověřit, že koronární, sagitální a šikmé řezy jsou správně rekonstruovány (kontrolují se rozměry, orientace, popis, souřadnice a hladiny šedi). Ověřit, že lze provést 3D vizualizaci násobných řezů. Ověřit, že pokud systém umožňuje provádět korekci na nehomogenity, byla provedena kalibrace CT čísel na relativní elektronové hustoty pro každý CT skener.

Způsob kontroly: Provedením přenosu obrazových ze zobrazovací modalit pro fantom se strukturami známých rozměrů do plánovacího systému. Použít softwarové nástroje pro změření výšky, šířky a dalších rozměrů známých struktur definovaných ve fantomu.

Tolerance: Všechny požadavky jsou splněny. Přesnost na jednotlivých řezech musí být lepší než 2 mm. Správnost relativní polohy (tj. souřadnice z) na řezu musí být do 1 mm.

Frekvence: PZ

3.2.4 *Databáze pacientů*

Cíl kontroly: Identifikace pacienta musí být uchována v databázi TPS a musí být ověřeno, že databáze pacientů splňuje následující požadavky: Jméno pacienta nesmí být zaměněno, je třeba udržovat důvěrnost informací o pacientovi, identifikační číslo pacienta je správné a jednoznačné.

Způsob kontroly: Vytvořením testovacího pacienta.

Tolerance: Všechny požadavky jsou splněny.

Frekvence: PZ

3.2.5 *Automatické konturování*

Cíl kontroly: Ověřit správnost automatického konturování na základě CT dat.

Způsob kontroly: Získáním sady dat fantomu se známými rozměry zobrazovací modalitou, jejich přenosem do plánovacího systému, použitím nástrojů automatického konturování a následnou kontrolou. Pro konturování musí být zvoleno takové nastavení šířky CT snímku a hladiny šedi, aby nemohlo nesprávné zobrazení vést k podhodnocení nebo nadhodnocení konturovaného objemu.

Tolerance: Konturované objemy nejsou nadhodnoceny ani podhodnoceny.

Frekvence: PZ

3.2.6 *Editace kontur*

Cíl kontroly: Ověřit správnost editace kontur.

Způsob kontroly: Provést editace sady různých typů kontur (včetně kontur vnějšího obrysu nebo kontur nehomogenity)

Tolerance: Plánovací systém provede na základě editace kontury očekávané změny.

Frekvence: PZ

3.2.7 *Vytvoření popisu trojrozměrných objektů*

Cíl kontroly: Ověřit správnou tvorbu trojrozměrných objektů

Způsob kontroly: Vytvořením 3D objektů, ze kterých se následně vytvoří sagitální a koronární kontury.

Tolerance: Kontura vytvořeného objektu musí souhlasit s transversálními konturami a 3D tvar každého objektu musí být správný.

Frekvence: PZ

3.2.8 Vytvoření nových struktur (z povrchů nebo interpolací)

Cíl kontroly: Ověřit správnou funkci nástroje (pokud je k dispozici) pro vytvoření kontur z vytvořených 3D struktur.

Způsob kontroly: Vytvořit kontury na řezech umístěných mezi řezy, které již byly konturovány (buď interpolací mezi relevantními konturami nebo vyjmutím z 3D povrchu získaného z definovaných struktur). Pokud je to možné, vyjmout sagitální a koronární kontury z 3D povrchu vytvořeného na základě transversálních kontur.

Tolerance: Nové kontury musí být správné.

Frekvence: PZ

3.2.9 Zvětšení objektu

Cíl kontroly: Ověřit, že rozšíření objektu je v 3D prostoru správné

Způsob kontroly: Zakreslit oválnou konturu na nejméně třech různých řezech (rozdílné tvary na každém z řezů), čímž se vytvoří jednoduchý trojrozměrný objekt. Rozšířit strukturu přidáním 2 cm lemu. Vytvořit konturu zmenšenou o 2 cm z rozšířeného objektu a porovnat výslednou konturu s původní konturou (včetně sagitálních a koronárních kontur, pokud je to možné).

Tolerance: Výsledná kontura s přičtením a odečtením lemu se musí shodovat s výchozí konturou.

Frekvence: PZ

3.2.10 Vytvoření hustot pro manuální konturování

Cíl kontroly: Ověřit tvorbu struktur s různou hustotou definovanou manuálně.

Způsob kontroly: Definovat jednoduchý čtvercový fantom s oblastmi plic a kosti. Použít nástroje plánovacího systému pro zadání hustot těchto oblastí ve fantomu. Provést výpočet dávkové distribuce procházející nehomogenitami pro potvrzení, že je použito rozdílných hustot při výpočtu. Pokud systém nabízí použití překrývajících se struktur, zkontrolovat tuto funkci vytvořením překrývajících se nehomogenit, přiřadit jim hustoty a ověřit, že jsou hustoty s ohledem na definovanou hierarchii struktur a jejich hustot správně přiřazeny.

Tolerance: Manuálně definované hustoty jsou správně zobrazeny.

Frekvence: PZ

3.2.11 Vytvoření hustot na základě CT snímků

Cíl kontroly: Zkontrolovat hustoty na základě CT snímkování. Tímto způsobem se generují referenční data pro periodické kontroly hustot z CT snímků.

Způsob kontroly: Vytvořit CT fantomu se známými materiály (se známými hustotami). Snímkovat fantom za použití standardního protokolu CT pro plánovací systém a okonturovat nehomogenity ve fantomu. Použít nástroje TPS pro měření hustot plánovacím systémem pro každou nehomogenitu. Ověřit, že relativní elektronová hustota, která bude následně použita pro výpočet dávkové distribuce a korekce na nehomogenity, souhlasí s očekávanou hodnotou.

Tolerance: Hustoty jsou správně zobrazeny.

Frekvence: PZ

3.2.12 Editace CT čísel

Cíl kontroly: Zkontrolovat možnost editovat CT čísla

Způsob kontroly: Konturovat různé nehomogenity s využitím snímků s nehomogenitami a nahradit hustotu nehomogenity hustotou vody.

Tolerance: Hodnota CT čísla a hustoty musí být rovny CT číslu a hustotě vody.

Frekvence: PZ

3.2.13 Definice bodů, přímek a značek

Cíl kontroly: Ověřit chování přímek, bodů, značek a dalších pomocných objektů.

Způsob kontroly: Pro každý objekt (včetně značek, přímek, bodů, atp.) definovat body potřebné k vytvoření těchto objektů při zachování geometrie podobné klinické geometrii. Použít další funkce plánovacího systému k ověření, že vytvořený objekt je správně zobrazen, že má správné souřadnice, atd.

Tolerance: Zobrazení všech bodů, přímek a značek musí být správné.

Frekvence: PZ

3.3 Geometrická přesnost v plánovacím systému

3.3.1 Dvourozměrné zobrazení snímku

Cíl kontroly: Ověřit správné zobrazení dvourozměrného snímku.

Způsob kontroly: Použít obvyklý klinický případ. Ověřit vizuálně kvalitativně správné chování při zobrazení dvourozměrného snímku pro všechny možnosti zobrazení tohoto snímku.

Tolerance: Dvourozměrné zobrazení snímku musí být správné.

Frekvence: PZ

3.3.2 Nástroje pro dvourozměrné zobrazení snímku

Cíl kontroly: Zkontrolovat správnou funkčnost zobrazovacích nástrojů (okno a hladina, zoom, posouvání, barvy, atd.).

Způsob kontroly: Vytvořit a provést jednoduché testy za účelem ověření zobrazení, např. pro nastavení kontrastu (window and level display grey scale image). Zkontrolovat různé kombinace window-level při vizualizaci specifických kombinací hladin šedi.

Tolerance: Dvourozměrné zobrazení snímku musí být správné se zohledněním všech použitých nástrojů.

Frekvence: PZ

3.3.3 Trojrozměrné zobrazení struktur a příslušné funkce

Cíl kontroly: Ověřit správnou funkčnost módu 3D zobrazení.

Způsob kontroly: Vytvořit anatomický model v TPS s vhodným popisem (tj. snadno interpretovatelný pro 3D zobrazení). Použít tento model k provedení jednoduchých testů pro ověření funkčnosti zobrazení, např. vytvořit 3D zobrazení pro všechny relevantní struktury (včetně zakreslených cílových objemů). Pro každý mód zobrazení potvrdit, že zobrazení přímo ukazuje správné kombinace 3D perspektivy, snímků, grafiky struktur, atd.

Tolerance: Trojrozměrné zobrazení snímku musí být správné se zohledněním všech použitých nástrojů.

Frekvence: PZ

3.3.4 Nástroje pro nakládání s anatomickými daty

Cíl kontroly: Ověřit možnosti a omezení nástrojů použitých pro nakládání s anatomickými daty. Typické nástroje obsahuje posuny řezů, kopírování, překlopení snímků (levo-pravo, nahoře-dole), diagonální překlopení, atd.

Způsob kontroly: Pro každý dostupný nástroj, který může změnit anatomickou reprezentaci pacienta a/nebo snímků, zdokumentovat možnosti software za současného porozumění omezení dat a snímků, které jsou výsledkem použití těchto nástrojů

Tolerance: Úpravy snímku jsou správné, změna souřadného systému je správně zobrazena.

Frekvence: PZ

3.3.5 Nástroje pro měření

Cíl kontroly: Ověřit možnosti a správnost měřících nástrojů. Obvykle se jedná o měření vzdáleností, kruhový kurzor, atp.

Způsob kontroly: Provést měření na snímcích fantomu se strukturami známých rozměrů. Provést měření v různých směrech, na různých řezech, se zvětšeným zobrazením (zoom) atp.

Tolerance: Měřicí nástroje fungují správně a jsou dostatečně přesné (do 0,5 mm resp. do 0,5°).

Frekvence: PZ

3.3.6 Prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje

Cíl kontroly: Ověřit, že prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje (tj. určení jejich polohy vzhledem k definované soustavě souřadnic) je prováděna s dostatečnou přesností. Provádí se pro všechny klinicky používané způsoby zobrazení, tj. buď 2D rekonstrukci ze dvou rentgenových projekcí (ortogonálních resp. semiortogonálních s využitím rentgenového simulátoru resp. C-ramene a lokalizačního můstku) nebo 3D zobrazení (vytvořené ze sady transversálních CT snímků nebo snímků z ultrazvuku v případě brachyterapie prostaty).

Způsob kontroly: Způsob kontroly je závislý na zobrazovací modalitě použité k ověření. Bližší popis je uveden v kapitole 4.

Tolerance: Tolerance je závislá na zobrazovací modalitě použité k ověření, viz kapitola 4.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – R

Příklad metodiky: Příloha 8.1.2. tohoto dokumentu.

3.4 Nástroje pro zhodnocení ozařovacího plánu

3.4.1 Typy dávkově-objemových histogramů

Cíl kontroly: Zkontrolovat schopnost plánovacího systému vytvořit různé druhy DVH (např. kumulativní, diferenciální). Kontroluje se konzistentnost mezi různými typy DVH.

Způsob kontroly: Vytvořit jednoduchý fantom s jednoduchými testovacími strukturami známého objemu (jak typu cílového objemu, tak typu normálních struktur). Jako příklad může sloužit pacient s jednoduchým centrálním cílovým objemem tvaru krychle. Vytvořit dávkovou distribuci jednoduchého a srozumitelného plánu se zohledněním těchto struktur. Může se jednat o plán s jedním aplikátorem a jednou pozicí zdroje. Vytvořit kumulativní a diferenciální DVH. DVH vytisknout.

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH. DVH na výtisku musí být konzistentní s DVH zobrazeným v plánovacím systému.

Frekvence: PZ

3.4.2 Normalizace plánu

Cíl kontroly: Potvrdit, že DVH souhlasí s dávkovou distribucí po změnách v normalizaci plánu.

Způsob kontroly: vypočítat dávkovou distribuci jednoduchého plánu s jednoduchými testovacími strukturami. Pro každý způsob normalizace vytvořit DVH (kumulativní a diferenciální). Ověřit, že pro všechny typy normalizace je DVH zobrazeno správně. Pokud je možné změnit normalizaci plánu aniž by byl znovu proveden výpočet dávkové distribuce, provést takovou změnu a znovu vypočítat DVH a potvrdit jeho správnost. Vytisknout DVH a potvrdit, že vhodné zobrazení dávky se přeneslo do výtisku.

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH. DVH na výtisku musí být konzistentní s DVH zobrazeným v plánovacím systému.

Frekvence: PZ

3.4.3 Porovnání relativní a absolutní dávky

Cíl kontroly: DVH může být zobrazeno buď v relativní nebo v absolutní dávce (na vodorovné ose), i když může být plán spočten při jiném způsobu normalizace plánu. Potvrdit, že výpočty DVH, založené na metodách využívajících relativní či absolutní dávky, jsou provedené správně.

Způsob kontroly: Měnit zobrazení DVH z relativní dávky na absolutní dávku a obráceně. Vytisknout DVH pro každý způsob zobrazení (relativní/absolutní dávka).

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH. DVH na výtisku musí být konzistentní s DVH zobrazeným v plánovacím systému.

Frekvence: PZ

3.4.4 Relativní a absolutní objem

Cíl kontroly: Objem na svislé ose DVH může být vyjádřen buď relativně (v procentech objemu nebo analyzované struktury) nebo absolutně (vynásobením procentuálního objemu spočteným celkovým objemem dané struktury). Je třeba ověřit správnost konverze mezi oběma módy zobrazení.

Způsob kontroly: Vytvořit různé struktury o známých objemech. Spočítat objem těchto struktur nezávislou metodou. Porovnat absolutní objem v DVH s nezávislým výpočtem. Měnit zobrazení DVH z relativního objemu na absolutní objem a obráceně. Vytisknout DVH pro každý způsob zobrazení (relativní/absolutní objem).

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH. DVH na výtisku musí být konzistentní s DVH zobrazeným v plánovacím systému.

Frekvence: PZ

3.4.5 Velikost dávkového binu v DVH

Cíl kontroly: Ověřit správnost velikosti dávkového binu.

Způsob kontroly: Provést výpočet DVH pro nejméně dvě různé velikosti dávkového binu (jeden je násobkem druhého). Provést porovnání výsledného DVH pro kumulativní a diferenciální DVH. Potvrdit manuálním výpočtem, že kumulativní i diferenciální DVH pro oba výpočty spolu souhlasí.

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH.

Frekvence: PZ

3.4.6 Složené struktury

Cíl kontroly: Ověřit flexibilitu v použití struktur při výpočtu DVH. Ověřit schopnost plánovacího systému definovat složité struktury prostřednictvím booleovských logických operátorů.

Způsob kontroly: Vytvořením zkušebních plánů se strukturami, pro které se provedou booleovské logické operace.

Tolerance: Vizuálně posoudit správnost DVH.

Frekvence: PZ

3.4.7 Dávková a objemová statistika

Cíl kontroly: Ověřit správný výpočet dávkové statistiky (minimální, stření nebo maximální dávka) a objemové statistiky (celkový objem, V05, V60Gy, atp.)

Způsob kontroly: Vytvořením zkušebních plánů se strukturami, pro které je proveden výpočet dávkové statistiky.

Tolerance: Vypočtené ukazatele musí být správné.

Frekvence: PZ

3.4.8 Výtisk a export ozařovacího plánu

Cíl kontroly: Ověřit výtisk a export ozařovacího plánu pro různé typy aplikací – dočasné, permanentní, intrakavitární, intersticiální apod. Ověřuje se správnost údajů na výtisku: demografické údaje pacienta, údaje o uzavřeném radionuklidovém zdroji: typ, aktivita, datum, čas, předepsaná dávka, dávky ve specifikovaných bodech apod.

Způsob kontroly: vytvořením a vytištěním zkušebních brachyterapeutických plánů

Tolerance: Na výtisku musí být uvedeny všechny důležité parametry a data na výtisku musí být správná.

Frekvence: PZ

4 Kontrola lokalizace v brachyterapii a kvality zobrazovacích systémů používaných v brachyterapii

Zobrazovací metody mají v brachyterapii klíčovou roli. Pozice aplikátorů ve vztahu k cílovým objemům a rizikovým orgánům je nejdůležitější bod pro vytvoření správné dávkové distribuce. V brachyterapii je důležité pomocí zobrazovacích metod zobrazit tumor ve vztahu k poloze aplikátorů co nejpřesněji jak je to možné a bez rušivých artefaktů. Role zobrazovacích metod se postupně značně rozšiřuje od počátečního zobrazení aplikátorů v 1D a 2D pomocí C ramena nebo simulátoru až po současné 3D fúze MRI s CT, případně PET CT, které přineslo možnost 3D plánování. S tímto nedošlo pouze k zpřesnění výpočtů dávkové distribuce a záznamu dodané dávky do příslušného cílového objemu, ale také k zpřesnění a lepší kontrole dávky dodané do rizikových orgánů.

V současnosti se zobrazovací metody používají v brachyterapii ve všech částech léčebného procesu. Před samotnou aplikací pomáhají v předběžném plánování, při samotné aplikaci při on-line zavádění aplikátorů, dále pro zakreslování cílových objemů a rizikových orgánů, při vyhodnocování dávkové distribuce pomocí DVH histogramů a po skončení aplikace i léčby ke kontrole léčby, jako je tomu například u postplanningu při permanentních aplikacích prostaty. Proto i QA zobrazovacích metod má svoje významné místo v procesu zajištění kontroly kvality v brachyterapii.

V této kapitole jsou popsány zkoušky C-ramene, MRI a CT-PET. Pro stanovení rozsahu zkoušek pro CT simulátor či CT pro plánování léčby lze využít Doporučení SÚJB [18], v této kapitole jsou pro tyto zobrazovací modalities uvedeny pouze zkoušky specifické z hlediska brachyterapie.

Ultrasonografie se používá v brachyterapii převážně jako zobrazovací metoda při intersticiální brachyterapii prostaty (IPB), proto jsou kontroly ultrazvuku a mřížky zařazeny do části B tohoto dokumentu.

4.1 Fyzikální zobrazení C-rameno

Zastaralou používanou metodou je semiortogonální metoda (C-rameno) s využitím lokalizačního můstku. Pro zkoušky rentgenových přístrojů existují samostatná doporučení SÚJB [16], [17].

Lokalizační můstek je přípravek obsahující pevnou konfiguraci kontrastních značek - markerů, které při RTG zobrazení na pozadí tělních struktur reprezentují vztahnou soustavu pro určení polohy zájmových bodů v těle pacienta.

U lokalizačního můstku pro ortogonální projekci se jako základní definuje dvojice kolmých rovin - rovina předozadní a rovina laterální. S těmito rovinami jsou rovnoběžné roviny markerů přilehlé k filmu a roviny markerů obrácené k rentgence.

Nepřesnosti v nastavení parametrů projekce jsou korigovány na základě zobrazení markerů umístěných na můstku. Přesnost zobrazení je u této metody také určena přesností konstrukce lokalizačního můstku.

4.1.1 Verifikace kolmosti a rovnoběžnosti rovin můstku a polohy křížových markerů

Při verifikaci je třeba ověřovat ty parametry, které jsou zadávány jako proměnné prostorové rekonstrukce pro plánovací systém. Definici těchto parametrů je třeba vyhledat v manuálu plánovacího systému. Obecně je nutno ověřovat následující parametry:

- 1) Vizuální kontrola neporušenosti lokalizačního můstku
- 2) Kolmost rovin snímků ortogonálních projekcí
- 3) Rovnoběžnost rovin křížových X-ray markerů s rovinami snímků

4) Správnost parametrů lokalizačního můstku a údajů o geometrii snímkování zadaných v plánovacím systému, např. vzdálenost ohnisko rentgenky - film, vzdálenost markerů od uvedených rovin, rozměry zaměřovacích křížů, apod.

Všechny kontroly se provádějí při zatíženém snímkovacím stole s vodováhou, olovníci a měřítkem

Cíl kontroly: Ověřit stálost parametrů lokalizačního můstku

Způsob kontroly: Zkontroluje se správnost parametrů lokalizačního můstku

Tolerance: 1mm, resp. 1°

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS-T (vizuální kontrola), ZPS-M(ostatní parametry)

4.1.2 Základní verifikační test lokalizačního řetězce pro C-rameno

Test spočívá v provedení lokalizace RTG kontrastních markerů v prostoru, jejichž skutečná poloha je známa.

Cíl kontroly: Posouzení geometrické přesnosti zobrazovacího procesu včetně matematické rekonstrukce prostorového modelu

Způsob kontroly: Pomocí fantomu s markery

Postup kontroly: Pomocí RTG přístroje provedeme dvě projekce fantomu obsahujícího markery, jejichž skutečná poloha je známa v geometrii používané v klinickém provozu. Provedeme import snímků do plánovacího systému a zde rekonstrukci poloh jednotlivých markerů.

Tolerance: 3 mm

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS-M, vždy při změnách lokalizačního nebo rekonstrukčního procesu a při změně pracovníka plánujícího brachyterapii

Příklad metodiky: Příloha 8.1.2. tohoto dokumentu.

4.1.3 Verifikace kvality lokalizačního RTG přístroje

Kvalita zobrazení neovlivňuje bezprostředně výpočet rozložení dávky. Nekvalitní projekce však mohou vést k chybným interpretacím polohy zobrazených struktur.

Cíl kontroly: Ověření rozlišovací schopnosti projekce RTG přístroje

Způsob kontroly: Pomocí testovací desky

Postup kontroly: Pomocí testovací desky, která obsahuje sadu čar, různé tloušťky, řadu děr různého průměru a skokový měděný klín, skládající se obvykle ze 6 měděných destiček tloušťky 0,1-0,6mm, určit rozlišovací schopnost RTG přístroje. Ověřuje se, kolik čar na 1mm lze na snímku rozlišit. Testovací deska je umístěna v izocentru při nastavených normálních parametrech snímkování. Exponuje se přes vrstvu 45cm plexiskla. Dále se ověřuje jak je systém schopen rozlišit útvary s nehomogenitou jen mírně odlišnou od okolí. Při standardních snímkových podmínkách vložíme testovací desku do izocentra. Exponujeme snímek přes 45cm plexiskla a snažíme se rozlišit díru s co možná nejmenším průměrem. Dále se pomocí testovací desky ověřuje, zda je systém schopen rozlišit všechny plochy skokového měděného klínu. Snímkuje se při standardních podmínkách a exponuje se přes 45cm plexiskla.

Tolerance: 0,8 čáry na 1mm, díry-4mm

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS-R, v případě zhoršení rozlišovacích schopností RTG přístroje

4.1.4 Verifikace stability vzdálenosti ohnisko – detektor (držák filmu) u C-ramene

Pro přesnost zobrazení je důležitý parametr vzdálenost ohniska rentgenky od sběrné vrstvy detektoru, tento parametr se zadává do plánovacího systému a spoluurčuje přesnost rekonstrukce.

Cíl kontroly: Ověření stability vzdálenosti ohnisko-detektor u RTG přístroje C-ramena

Způsob kontroly: Změření vzdálenosti ohnisko – detektor a její porovnání s hodnotou udávanou výrobcem

Tolerance: 1mm
Frekvence: ZPS-R

4.1.5 Vizuální kontrola funkčnosti RTG přístroje

Provádí se vizuální kontrola geometrie RTG přístroje, kontrola ovládacích prvků, připojení datového kabelu a síťového propojení s plánovacím systémem.

Cíl kontroly: Vizuálně zkontrolovat geometrii RTG přístroje, ovládacích prvků a kabelového propojení.

Způsob kontroly: Vizuální kontrola

Tolerance: Stálost geometrie a funkčnost propojení

Frekvence: ZPS-D

4.2 Fyzikální zobrazení – CT, CT-PET

CT je velmi důležitou zobrazovací metodu v zevní radioterapii a stejnou roli přebírá i v moderní brachyterapii. Data jsou uchována v Hounsfieldových jednotkách, které jsou pak po přenosu do plánovacího systému převedeny na elektronové hustoty. CT přináší možnost vytváření 3D plánovacích setů s obrovským navýšením informací oproti klasickému 2D snímkování. Dále přináší do brachyterapie možnost 3D plánování a využití DVH histogramů, a to jak pro cílové objemy tak i pro rizikové orgány. Běžně používaná šířka řezu se pohybuje mezi 3-5mm. CT-PET zobrazovací technologie se v současnosti používá pro zpřesnění polohy cílových objemů. **Pro CT přístroje používané k plánování léčby bylo vydáno doporučení SÚJB (2025), ve kterém je popsán rozsah PZ, ZDS i ZPS. Toto doporučení je v souladu s doporučením SÚJB pro PZ a ZDS CT v radiodiagnostice (2025). Požadavky uvedené v těchto doporučeních se vztahují i na CT přístroje používané k plánování léčby brachyterapií.**

4.2.1 Základní verifikační test lokalizačního řetězce – CT

Test spočívá v provedení CT lokalizace fantomu s RTG kontrastními markery, jejichž skutečná poloha v prostoru je známá. Ověření správného zobrazení tvaru a objemu fantomu a ověření, že nedochází k celkovému pootočení obrazu.

Cíl kontroly: Posouzení geometrické přesnosti zobrazovacího procesu včetně matematické rekonstrukce prostorového modelu

Způsob kontroly: Pomocí CT naskenujeme fantom s RTG kontrastními markery, jejichž skutečná poloha je známa. Provedeme import snímků do plánovacího systému a zde provedeme rekonstrukci poloh jednotlivých markerů. Polohy markerů v prostoru srovnáme s referenčními hodnotami. Učíme celkový objem fantomu a vizuálně ověříme správné zobrazení fantomu. Úhlové pootočení obrazu lze ověřit zobrazením vodorovného stolu pacienta a změřením úhlové odchylky od vodorovného směru na obraze

Tolerance: prostorové odchylky- 1 mm, pootočení- 0,5°, objem: 0,5cm³

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS-M, vždy při změnách lokalizačního nebo rekonstrukčního procesu a při změně pracovníka plánujícího brachyterapii

Příklad metodiky: Příloha 8.1.2. tohoto dokumentu.

4.2.2 Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na CT skenech

Dobrá viditelnost a správné zobrazení aplikátorů má vliv na přesnost jejich rekonstrukce a tím i přímý vliv na správnost určení dávkové distribuce do cílových objemů i rizikových orgánů

Cíl kontroly: Ověřit viditelnost aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na CT skenech a v plánovacím systému

Způsob kontroly: Pomocí CT naskenujeme používané aplikátory, katetry umístěné ve vodním fantomu a provedeme import do plánovacího systému. Zde ověříme vizuálně jejich viditelnost a správné zobrazení.

Tolerance: Viditelnost a vizuální shodnost s originálem

Frekvence: Před uvedením aplikátorů, katetrů do klinického provozu

4.2.3 *Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z CT skenů*

V brachyterapii, kde jsou strmé dávkové gradienty, je přesná rekonstrukce aplikátorů jednou z nejdůležitějších podmínek pro správné určení dávkové distribuce do cílových objemů i rizikových orgánů.

Cíl: Ověřit možnost rekonstrukce aplikátorů a určit nepřesnější metodu rekonstrukce (přímo z CT skenů, rekonstrukce a uložení do knihovny aplikátorů...)

Způsob kontroly: Pomocí CT naskenujeme používané aplikátory umístěné ve vodním fantomu a provedeme import do plánovacího systému. Zde provedeme rekonstrukci aplikátorů a rozhodneme o nejpřesnější metodě rekonstrukce pro klinickou praxi.

Tolerance: Možnost přesné rekonstrukce

Frekvence: Před uvedením aplikátorů do klinického provozu

4.3 Fyzikální zobrazení – MRI

Mezi další moderní zobrazovací metody používané v současné brachyterapii je magnetická rezonance (MRI). U MRI vzniká obraz na základě detekce magnetického momentu jader vodíkových atomů pod vlivem silného magnetického pole, což vylučuje použití klasických feromagnetických aplikátorů. Je potřeba používat aplikátory z materiálů, které jsou kompatibilní s MRI. Velkou výhodou MRI je mnohem vyšší tkáňový kontrast než u CT a tím se stává MRI ideální zobrazovací metodou pro zobrazování onkologických struktur. Naproti tomu nevýhodou MRI je špatná viditelnost aplikátorů a s tím spojená velká nepřesnost při jejich rekonstrukci. Pro použití v brachyterapii je proto optimální kombinovat obě zobrazovací metody CT, MRI a navzájem je fúzovat.

4.3.1 *Kontrola zkreslení obrazu ve třech ortogonálních rovinách na MRI*

Cíl kontroly: Ověření, že rozměry a tvar skenovaného objektu jsou zobrazeny správně, bez distorze.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem jsou známé vzdálenosti na rastru fantomu zobrazeném na MRI skenu, měřené pomocí softwarových nástrojů plánovacího systému po přenosu skenů do něj. Nesprávné geometrické zobrazení v plánovacím systému by mohlo vést k nepřesné fúzi MRI, CT a aplikaci nesprávných dávek do cílového objemu a rizikových orgánů při ozáření nebo k ozáření nesprávné oblasti. Pokud by se rekonstrukce aplikátoru prováděla přes MRI zobrazení, došlo by vlivem distorze obrazu k chybě při rekonstrukci aplikátoru.

Způsob kontroly: Měřením vzdáleností

Postup kontroly: Naskenuje se fantom o známých rozměrech s geometrickým rastrem o známé vzdálenosti značek. Pomocí softwarových nástrojů MRI skeneru se ověří velikost fantomu, vzdálenosti na rastru fantomu ve třech ortogonálních rovinách. Vizuálně se zhodnotí správnost zobrazení tvaru fantomu. Poté je vhodné MRI skeny importovat do plánovacího systému a parametry ověřit rovněž nástroji plánovacího systému.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka zobrazených vzdáleností od skutečných ve všech třech rovinách menší než 2% referenční vzdálenosti na rastru.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS-M

4.3.2 *Kontrola MRI kompatibility aplikátoru*

Cíl kontroly: Ověření MRI kompatibility aplikátoru

Popis kontrolovaného parametru: aplikátor musí být z kompatibilního MRI materiálu. Pokud by tak nebylo, došlo by k poranění pacienta, případně poškození MRI přístroje.

Způsob kontroly: Kontrola MRI kompatibility certifikátu aplikátoru od výrobce. Před klinickým použitím zajištěný aplikátor umístit do blízkosti MRI.

Tolerance: Aplikátor vyhovuje MRI kompatibilitě, kontrolou dokumentace

Frekvence: Před uvedením aplikátoru do klinického provozu

4.3.3 *Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na MRI skenech*

Dobrá viditelnost a správné zobrazení aplikátorů má vliv na přesnost jejich rekonstrukce a tím i přímý vliv na správnost určení dávkové distribuce do cílových objemů i rizikových orgánů.

Cíl kontroly: Ověřit viditelnost aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na MRI skenech a následně v plánovacím systému

Způsob kontroly: Vizually

Postup kontroly: Pomocí MRI naskenujeme používané aplikátory, katetry umístěné ve vodním fantomu a provedeme import do plánovacího systému. Zde ověříme vizuálně jejich viditelnost a správné zobrazení. V současnosti komerčně dostupné aplikátory mají na MRI skenech nedostatečnou viditelnost, a proto se doporučuje fúze MRI s CT.

Tolerance: Viditelnost a vizuální shodnost s originálem

Frekvence: Před uvedením aplikátorů, katetrů do klinického provozu

4.3.4 *Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z MRI skenů*

V brachyterapii, kde jsou strmé dávkové gradienty, je přesná rekonstrukce aplikátorů jednou z nejdůležitějších podmínek pro správné určení dávkové distribuce do cílových objemů i rizikových orgánů.

Cíl kontroly: Ověřit možnost rekonstrukce aplikátorů a určit nepřesnější metodu rekonstrukce (přímo z MRI skenů, rekonstrukce a uložení do knihovny aplikátorů...)

Způsob kontroly: Pomocí rekonstrukce aplikátorů

Postup kontroly: Pomocí MRI naskenujeme používané aplikátory umístěné ve vodním fantomu a provedeme import do plánovacího systému. Zde provedeme rekonstrukci aplikátorů a rozhodneme o nejpresnější metodě rekonstrukce pro klinickou praxi. V současnosti komerčně dostupné aplikátory mají na MRI skenech nedostatečnou viditelnost, a proto se doporučuje import aplikátorů z knihovny aplikátorů, pokud to není možné, pak fúze MRI, CT a rekonstrukce aplikátoru přes CT řezy.

Tolerance: Možnost přesné rekonstrukce

Frekvence: Před uvedením aplikátorů do klinického provozu

5 Kontrola kvality ozařovacího procesu pacienta

Kromě pravidelných testů, popsanych v předchozích kapitolách, se provádějí kontroly před ozařováním pacienta, zahrnující kontrolu ozařovacího plánu před zahájením ozařování, kontrolu přenosu dat z plánovacího systému do řídicího systému, kontrolu správného připojení jednotlivých katetrů ke kanálům ozařovače. Během ozařování pacienta se kontroluje správný průběh ozařování a řádné ukončení ozařování po uplynutí naplánovaného ozařovacího času. Po vytištění ozařovacího protokolu se zkontroluje jeho úplnost. V případě provádění in-vivo dozimetrie se provede vyhodnocení jejích výsledků.

U každého klinického ozařovacího plánu se před zahájením ozařování pacienta kontrolují tyto položky:

- Identifikace pacienta
 - veškerá zdravotnická dokumentace pacienta, filmy a výtisky musí obsahovat jméno a identifikační číslo pacienta a název oddělení / nemocnice
- Dávka a dávková distribuce
 - souhlas naplánované dávky s dávkou předepsanou, souhlas s ostatními údaji v ozařovacím předpisu (anatomická lokalizace, typ aplikace - intrakavitární, intersticiální, HDR, LDR apod.), zhodnocení homogenity dávky a dávkové distribuce, umístění oblastí vysoké dávky (150% a 200% izodóza), počáteční a koncová ozařovací pozice (tj. délka ozařovací dráhy) u každého katetru, počet katetrů
- Datum, čas a délka trvání ozařování
- Dávka na kritické orgány – splnění dávkových kritérií na kritické orgány
- Použitý program pro výpočet dávkové distribuce – typ algoritmu, číslo verze, stínění, příp. korekční faktory
- Identifikace použitého URZ - typ, označení, kermová vydatnost URZ, velikost kroku, vzdálenost k distální ozařovací pozici
- Nezávislé ověření výpočtu dávky – pomocí nezávislého programu nebo ručním výpočtem
- Přenos dat z plánovacího systému do řídicího systému – správný přenos ozařovacích dat: ozařovací pozice, ozařovací časy v jednotlivých pozicích, celkový ozařovací čas, čísla kanálů

Jelikož má fyzik obvykle velmi málo času mezi vytvořením plánu a zahájením ozařování pacienta, musí velmi rychle zhodnotit, zda vytvořený ozařovací plán je „rozumný“, tj. zda odpovídá obvyklým plánům pro daný typ aplikace a aplikátoru. Pro kontrolu, která by odhalila hrubé chyby v plánu, se doporučuje provést rychlé ověření plánu, např. srovnáním s tabulkovými hodnotami předem vypočítaných hodnot dávek v bodech ve stanovené vzdálenosti od aplikátoru pro jednotlivé typy aplikací.

Velmi užitečným parametrem pro rychlé zhodnocení plánu je celková referenční vzduchová kerma - TRAK (Total Reference Air Kerma), která se stanoví jako součin celkového ozařovacího času a referenční kermové vydatnosti.

Pro účel rychlé kontroly plánu lze použít i Total Time Index, který je průměrnou referenční kermou ve vzduchu vztahenou na jednu pozici a jednotkovou dávku. Total Time Index je definován jako:

$$Total\ Time\ Index = \frac{(celkový\ ozařovací\ čas \times referenční\ kermová\ vydatnost)}{(dávka \times počet\ ozařovacích\ pozic)} \quad (15)$$

6 Přehled kontrolovaných parametrů

Kontrolovaný parametr	Četnost	Tolerance	Zdroj	Kapitola v tomto dop.
Kontrola kvality uzavřeného radionuklidového zdroje				
Identifikace URZ	PZ, VZ	F	Dop. BRT	1.1.1
Dokumentace k URZ	PZ, VZ	F	Dop. BRT	1.1.2
Kalibrace URZ	PZ, VZ	3%	Dop. BRT	1.1.3, 2
Těsnost URZ	VZ	200 Bq	Dop. BRT	1.1.4
Bezpečnostní, indikační a výstražné systémy afterloadingového ozařovače				
Světelná a zvuková signalizace	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.1
Nezávislý detektor úrovně radiace v ozařovně	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.2
Systém sledování pacienta a komunikace s ním	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.3
Ovládací prvky	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.4
Údaje v řídicím systému (datum, čas, kermová vydatnost zdroje)	ZPS – D	F	Dop. BRT	1.2.5
Dokumentace průběhu ozařování	ZPS – D	F	Dop. BRT	1.2.6
Blokování záření při rozpojení dveřních kontaktů	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.7.1
Přerušování ozařování po stisknutí tlačítka pro přerušování ozařování	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.7.2
Přerušování ozařování po stisknutí nouzových vypínačů	PZ, ZDS, ZPS - M	F	Dop. BRT	1.2.7.3
Přerušování ozařování při výpadku napájecího napětí	PZ, VZ	F	Dop. BRT	1.2.7.4
Ruční nouzové zatažení zdroje	PZ, VZ	F	Dop. BRT	1.2.8
Havarijní trezor a nářadí	PZ, ZDS, ZPS - D	F	Dop. BRT	1.2.9
Přesnost polohy zdroje	PZ, ZDS, ZPS - M	1 mm	Dop. BRT	1.2.10
Časovač	PZ, ZDS	0,5%	Dop. BRT	1.2.11
Transitní čas	PZ	F	Dop. BRT	1.2.12
Aplikátory a přenosové trubice a jejich připojení				
Zachování geometrické konfigurace aplikátoru	PZ	F	Dop. BRT	1.3.1.1
Úplnost a celistvost aplikátorů a přenosových trubic	PZ, A	F	Dop. BRT	1.3.1.2
Průchodnost katetrů a přenosových trubic	PZ, A ₀	F	Dop. BRT	1.3.1.3
Uzavřenost katetrů a přenosových trubic	PZ, A ₀	F	Dop. BRT	1.3.1.4
Nezaměnitelnost přenosových trubic	PZ, A ₀	F	Dop. BRT	1.3.1.1
Celková délka přenosové trubice a aplikátoru	PZ, ZPS – R, A ₀	F	Dop. BRT	1.3.1.2
Úplnost a celistvost spojovacích zámků	PZ, A	F	Dop. BRT	1.3.2.1

Snadnost uzamykání a pevnost spojení zámků	PZ, A ₀	F	Dop. BRT	1.3.2.1
Odezva systému na špatnou funkci zámků a spojů	PZ	F	Dop. BRT	1.3.2.2
Kontrola kvality plánovacího systému a kontrola výpočtu dávkové distribuce				
Vstupní fyzikální a technické parametry URZ	PZ	F	Comprehensive BRT, tab. 13.3, str. 182 (Source information)	3.1.1
Ověření správnosti matematického modelu výpočtu dávkové distribuce v okolí uzavřeného radionuklidového zdroje standardním výpočtem	PZ	2%	Comprehensive BRT, tab. 13.1, str. 181 (Dose Calculation Algorithm)	3.1.2
Korekce na nehomogenity	PZ	20 HU, F	TRS 430	3.1.3
Volba algoritmu	PZ	F	TRS 430	3.1.4
Výpočetní mřížka a okno	PZ	F	TRS 430	3.1.5
Absolutní/relativní dávka	PZ	F	TRS 430	3.1.6
Předpis dávky a normalizace	PZ	F	TRS 430	3.1.7
Stabilita výpočtu dávkové distribuce pro referenční plán	ZPS - M	F	TRS 430	3.1.8
Manuální konturování	PZ	F	TRS 430	3.2.1
Vstup obrazových dat	PZ	F	TRS 430	3.2.2
Nástroje zobrazovacích modalit	PZ	F	TRS 430	3.2.3
Databáze pacientů	PZ	F	TRS 430	3.2.4
Automatické konturování	PZ	F	TRS 430	3.2.5
Editace kontur	PZ	F	TRS 430	3.2.6
Vytvoření popisu trojrozměrných objektů	PZ	F	TRS 430	3.2.7
Vytvoření nových struktur (z povrchů nebo interpolací)	PZ	F	TRS 430	3.2.8
Zvětšení objektu	PZ	F	TRS 430	3.2.9
Vytvoření hustot pro manuální konturování	PZ	F	TRS 430	3.2.10
Vytvoření hustot na základě CT snímků	PZ	F	TRS 430	3.2.11
Editace CT čísel	PZ	F	TRS 430	3.2.12
Definice bodů, přímek a značek	PZ	F	TRS 430	3.2.13
Dvourozměrné zobrazení snímku	PZ	F	TRS 430	3.3.1
Nástroje pro dvourozměrné zobrazení snímku	PZ	F	TRS 430	3.3.2
Trojrozměrné zobrazení struktur a příslušné funkce	PZ	F	TRS 430	3.3.3
Nástroje pro nakládání s anatomickými daty	PZ	F	TRS 430	3.3.4
Nástroje pro měření	PZ	F	TRS 430	3.3.5

Prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje	PZ	F	Dop. BRT	3.3.6
Typy dávkově-objemových histogramů	PZ	F	TRS 430	3.4.1
Normalizace plánu	PZ	F	TRS 430	3.4.2
Porovnání relativní a absolutní dávky	PZ	F	TRS 430	3.4.3
Relativní a absolutní objem	PZ	F	TRS 430	3.4.4
Velikost dávkového binu v DVH	PZ	F	TRS 430	3.4.5
Složené struktury	PZ	F	TRS 430	3.4.6
Dávková a objemová statistika	PZ	F	TRS 430	3.4.7
Výtisk a export ozařovacího plánu	PZ	F	TRS 430	3.4.8
Kontrola kvality zobrazovacích systémů používaných v brachyterapii				
Verifikace kolmosti a rovnoběžnosti rovin můstku a polohy křížových markerů	PZ, ZDS, ZPS-T,M	1 mm, 1°	Dop. BRT	4.1.1
Základní verifikační test lokalizačního řetězce pro C-rameno	PZ, ZDS, ZPS-M	3 mm	Dop. BRT	4.1.2
Verifikace kvality lokalizačního RTG přístroje	PZ, ZDS, ZPS-R			4.1.3
Verifikace stability vzdálenosti ohnisko-detektor (držák filmu) u C-ramene	ZPS-R	1 mm		4.1.4
Vizuální kontrola funkčnosti RTG přístroje	ZPS-D	F		4.1.5
Základní verifikační test lokalizačního řetězce - CT	PZ, ZDS, ZPS-M	1 mm, 0,5°, 0,5cc		4.2.1
Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na CT skenech	Před uvedením do klinického provozu	F		4.2.2
Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z CT skenů	Před uvedením do klinického provozu	F		4.2.3
Kontrola zkreslení obrazu ve třech ortogonálních rovinách na MRI	PZ, ZDS, ZPS-M	2%		4.3.1
Kontrola MRI kompatibility aplikátoru	Před uvedením do klinického provozu	F		4.3.2
Ověření viditelnosti aplikátorů a katetrů používaných v klinické praxi na MRI skenech	Před uvedením do klinického provozu	F		4.3.3
Ověření možnosti rekonstrukce aplikátorů z MRI skenů	Před uvedením do klinického provozu	F		4.3.4
Klinické ozařovací plány a ozařování pacienta				
Kontrola klinických ozařovacích plánů	A ₀	F	Comprehensive BRT, tab. 13.9, str. 186	5
Přenos dat z plánovací jednotky do ozařovacího protokolu	A ₀ , PZ	F	Dop. BRT	5
Úplnost ozařovacího protokolu	A	F		

Vysvětlivky:

Doporučené četnosti kontrol:

A ₀	kontrola se provádí před aplikací
A	kontrola se provádí před aplikací a po aplikaci
D	kontrola se provádí denně
T	kontrola se provádí jednou za týden
M	kontrola se provádí jednou za měsíc
R	kontrola se provádí jednou za rok
VZ	kontrola se provádí po výměně zdroje
PZ	kontrola se provádí po instalaci nového zařízení resp. po každém zásahu do systému nebo při podezření na nesprávnou funkci
ZDS	zkouška dlouhodobé stability
ZPS	zkoušky provozní stálosti
Fir	kontrola se provádí podle firemního protokolu

Tolerance:

F	toleranci nelze udat kvantitativně (kontrola funkčnosti, vyhovuje x nevyhovuje, provedeno...)
Fir	tolerance je určena firemním protokolem

7 Literatura a informační zdroje pro část A

- [1] **AAPM TG 43**
NATH, R., ANDERSON, L.L., LUXTON, G. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendation of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 22:209-34 (1995). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_51.pdf
- [2] **AAPM TG 43 update**
RIVARD, M.J., COURSEY, B.M., DEWERD, L.A. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 31:633-74 (2004). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_84.pdf
- [3] **AAPM TG 56**
NATH, R., ANDERSON, L.L., MELI, J.A. et al. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys* 24:1557-98 (1997). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_59.pdf
- [4] **AAPM TG 59**
KUBO, H.D., GLASGOW, G.P., PETHEL, T. et al. High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59. *Med Phys* 25:375-40 (1998). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_61.pdf
- [5] **AAPM TG 138**
DEWERD, L.A., IBBOTT, G.S., MEIGOONI, A.S. et al. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. *Med Phys* 38:782-80 (2011). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_138.pdf
- [6] **AAPM a ESTRO**
PÉREZ-CALATAYUD, J., BALLESTER, F., DASS, R.K. et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. *Med Phys* 39(5):2904-29 (2012). Dostupné také z: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_229.pdf nebo http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_229ShortReport.pdf
- [7] **ČSN EN 60601-2-17**
ČSN EN 60601-2-17 ed.2 (364801): Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-17: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost automaticky řízených afterloadingových přístrojů pro brachyterapii. 2016.
- [8] **ČSN IEC 788**
ČSN IEC 788 (84 0003): Lékařská radiologie - terminologie. Český normalizační institut, Praha 1997. Norma není platná – byla zrušena bez náhrady 7/2016.
- [9] **ČSN EN ISO 80000**
ČSN EN ISO 80000-10: Veličiny a jednotky – Část 10: Atomová a jaderná fyzika. 2013.
- [10] **ČSN 40 4302**
ČSN 40 4302: Uzavřené radionuklidové zářiče, Stupně odolnosti a metody zkoušení. Vydavatelství ÚNM, Praha 1985.
- [11] **AAPM and ESTRO Report**
AAPM: *Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO*. August 2012, ISBN: 978-1-936366-17-0.
- [12] **IAEA TECDOC 1274**
International Atomic Energy Agency (IAEA). Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals. IAEA-TECDOC-1274. IAEA, 2002. Dostupné také z: <http://www-pub.iaea.org/books/IAEABooks/6474/Calibration-of-Photon-and-Beta-Ray-Sources-Used-in-Brachytherapy>
- [13] **Dop. BRT**
Doporučení SÚJB Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Uzavřené radionuklidové zářiče v brachyterapii. SÚJB, 1998. Dostupné také z: <http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/6-brachyterapie.pdf>
- [14] **Dop. BRT – oprava a doplnění**
Doporučení SÚJB Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Uzavřené radionuklidové zářiče v brachyterapii – oprava a doplnění. SÚJB, 2003.

- Dostupné také z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/6-brachyterapie_oprava.pdf
- [15] **TRS 492**
IAEA: Dosimetry in Brachytherapy – An International Code of Practice for Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals. IAEA Technical Report Series no 492, 2023.
 - [16] **SÚJB Doporučení RTG**
Doporučení SÚJB Zkoušky provozní stálosti – Skiagrafická filmová pracoviště, skiaskopická pracoviště (rev.2). SÚJB, 2010. Dostupné také z: <http://www.sujb.cz/dokumenty-a-publikace/publikace-sujb/>
 - [17] **SÚJB Doporučení Digitální RTG**
Doporučení SÚJB Zkoušky provozní stálosti – Skiagrafická digitální pracoviště (rev.1). SÚJB, 2010. Dostupné také z: <http://www.sujb.cz/dokumenty-a-publikace/publikace-sujb/>
 - [18] **Dop. CT**
Doporučení SÚJB Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – CT simulátory a CT zařízení určená pro plánování v radioterapii. SÚJB, 2015. Dostupné také z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/doporuceni_CT_RT_web_def.pdf
 - [19] **Comprehensive BRT**
VENSELAAR, J.L.M., BALTAS, D., MEIGOONI, A.S., HOSKIN, P.J. (eds.). *Comprehensive Brachytherapy: physical and clinical aspects*. 1. vydání. CRC Press, 2013. ISBN 978-1-4398-4498-4.
 - [20] <http://www.uv.es/braphyqs/>
 - [21] **ESTRO booklet 8**
VENSELAAR, J.L.M., PÉREZ-CALATAYUD, J. (eds.). *A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy equipment*. 1. vydání. ESTRO booklet No.8. ESTRO, 2004. ISBN 90-804532-8.
 - [22] ICRU: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynaecology. Report 38. ICRU, Bethesda, USA 1985.
 - [23] NCS (Netherlands Commission on Radiation Dosimetry): Recommendations for the Calibration of Iridium-192 High Dose Rate Sources. Report 7. NCS, 1994.
 - [24] BIR/IPSM (The British Institute of Radiology / The Institute of Physical Sciences in Medicine): Recommendations for brachytherapy dosimetry. BIR, 1993.
 - [25] Zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon, 2016.
 - [26] SROBF ČLS: doporučení pro zajištění kvality v radioterapii: Úvod k fyzikálním aspektům. SRÚ, Praha 1995.
 - [27] **TRS 398**
IAEA: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international Code of Practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA Technical Reports Series no 398, 2000.
 - [28] **TRS 430**
IAEA: Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA Technical Report Series no 430, 2004.
 - [29] **ICRU Report 90**
International Commission on Radiation Units and Measurements. Key Data for Ionizing-Radiation Dosimetry: Measurement Standards and Applications. ICRU Report No. 90. *Journal of the ICRU*. 2014 Apr;14(1):1–110. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements; 2016. DOI:10.1093/jicru/ndw029.

8 Přílohy

8.1. Příloha 1: Příklady vybraných metodik

8.1.1 Přesnost polohy zdroje

Tento test slouží k ověření přesnosti polohy zdroje (shody skutečné polohy zdroje s polohou plánovanou) a ověření shody polohy zdroje s maketou (markerem).

K provedení testu se použije radiochromický film, katetry a aplikátory a odpovídající markery.

Na film připevníme (přilepíme) 4 katetry a vložíme do nich markery. Film s přilepenými katetry a na doraz zasunutými markery umístíme na detektor obrazu C ramene (viz

Obr.) a provedeme expozici. Digitální snímek vyexportujeme do plánovacího systému a následně snímek vytiskneme v reálné velikosti (měřítko 1:1).

Z katetrů vyjmeme markery, film položíme na ozařovací stůl a připojíme katetry pomocí příslušných přenosových trubic ke kanálům ozařovací jednotky. Při manipulaci s filmem mezi oběma ozářeními nesmí dojít ke změně vzájemné polohy aplikátorů a filmu.

V řídicím počítači načteme zkušební soubor a provedeme ozáření všech 4 katetrů – autoradiografii zdroje. Je praktické zvolit krok zdroje 2 cm. Počet pozic můžeme modifikovat podle délky použitého katetru. Pro některé katetry zadáme offset 1. ozařovací pozice.

Po skončení ozařování vyznačíme fixou na film konce katetrů a šetrně odlepíme katetry z filmu.

Na vytištěný snímek přiložíme film s ozářenými pozicemi zdroje (viz Obr. 2) a změříme:

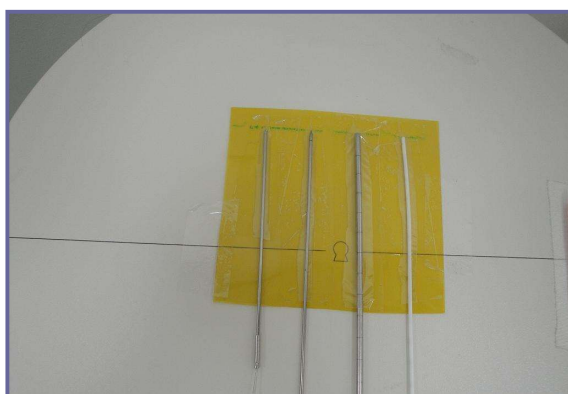
- vzdálenosti jednotlivých ozařovacích pozic. Změřené vzdálenosti porovnáme se zadaným krokem zdroje – 2cm.
- vzdálenost 1. ozařovací pozice od špičky katetru. Změřené vzdálenosti porovnáme se známou (deklarovanou) vzdáleností 1. pozice od špičky katetru.
- délku offsetu. Změřenou délku offsetu porovnáme se zadanou délkou offsetu.
- rozdíl mezi polohou zdroje a polohou makety (střed zrna markeru). Poloha zdroje (resp. středu zdroje) se určí jako střed plochy s maximálním zčernáním v místě kontrované polohy zdroje.

Hodnocení přesnosti polohy zdroje se provádí změřením následujících vzdáleností na exponovaném filmu :

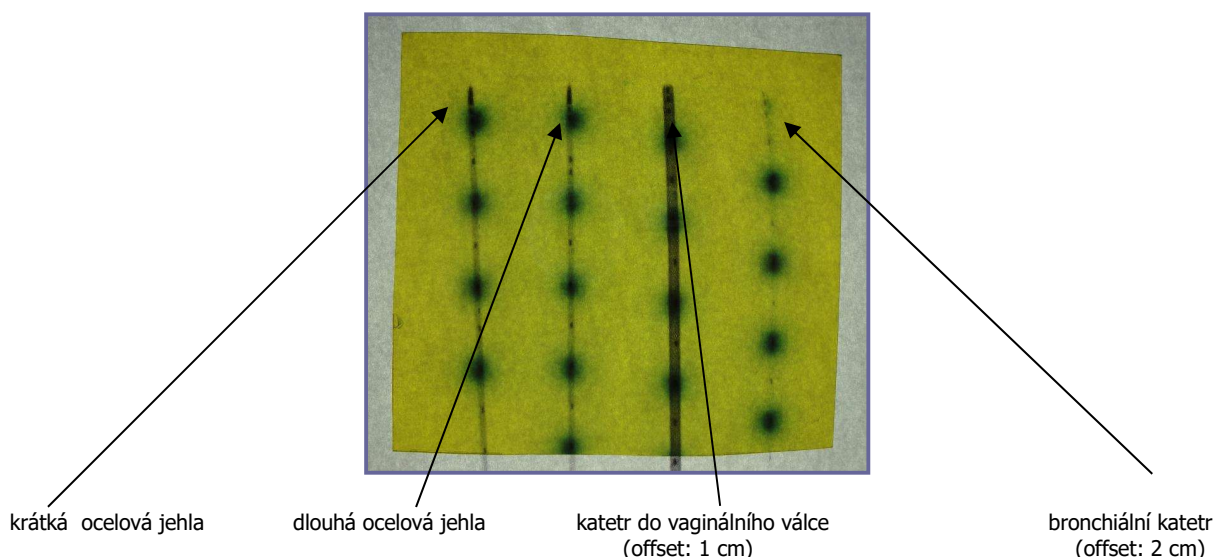
e = maximální změřená vzdálenost skutečné polohy zářiče od deklarované polohy

f = maximální změřená vzdálenost skutečného offsetu 1. pozice zdroje od zadané hodnoty offsetu

g = maximální změřená vzdálenost středu makety a středu zářiče



Obr. 1: Radiochromický film s nalepenými katetry a zasunutými maketami. Film je položen na detektoru obrazu C ramene a připraven k osnímkování.

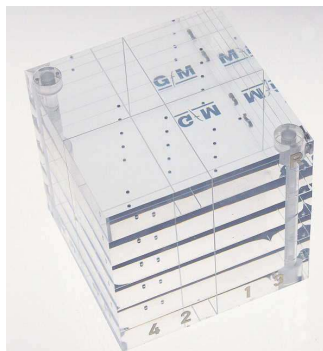


Obr. 2: Ozářený film položený na vytištěném snímku katetrů se zasunutými maketami

8.1.2 Prostorová lokalizace uzavřeného radionuklidového zdroje

Tento test slouží k posouzení geometrické přesnosti celého procesu fyzikálního zobrazení včetně matematické rekonstrukce prostorového modelu.

K provedení testu se použije verifikační plexifantom obsahující síť kontrastních značek (markerů) s přesně definovanými souřadnicemi. Na Obr. 3 a Obr. 4 jsou uvedeny příklady dvou komerčně dostupných fantomů. Fantom lze použít pro 2D lokalizaci pomocí RTG přístroje nebo pro 3D lokalizaci pomocí CT.



Obr. 3: Baltas fantom

(zdroj: <http://www.pi-medical.gr/products/tools/matrix-phantom>)

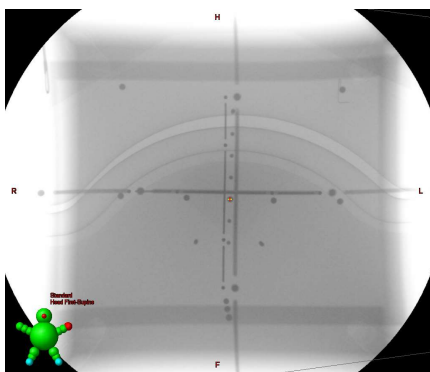


Obr. 4: MiniRad fantom

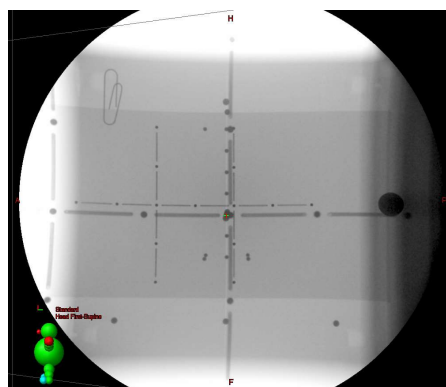
(zdroj: <http://www.minirad.cz/products/5000>)

V případě 2D lokalizace provedeme AP a LL projekci fantomu, v případě 3D lokalizace je proveden CT sken fantomu. V případě semiortogonální rekonstrukce použijeme lokalizační můstek. Při snímkování a rekonstrukci použijeme postup shodný s postupem používaným v klinickém provozu. Provedeme import snímků do plánovacího systému

Na Obr. 5 a Obr. 6 jsou znázorněny předozadní (AP) a boční (LL) rentgenové projekce fantomu zobrazené v plánovacím systému.

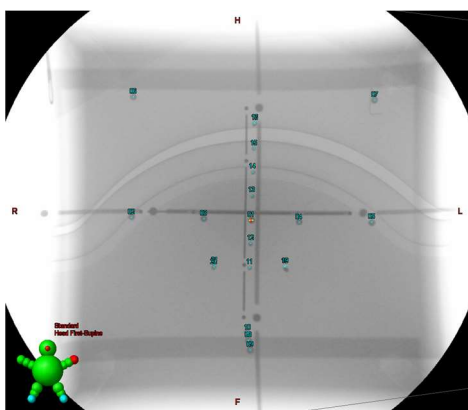


Obr. 5: Rentgenový lokalizační snímek MiniRad fantomu s lokalizačním můstkem – AP projekce

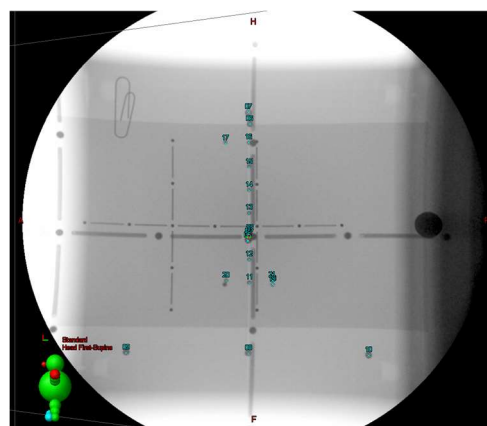


Obr. 6: Rentgenový lokalizační snímek MiniRad fantomu s lokalizačním můstkem – LL projekce

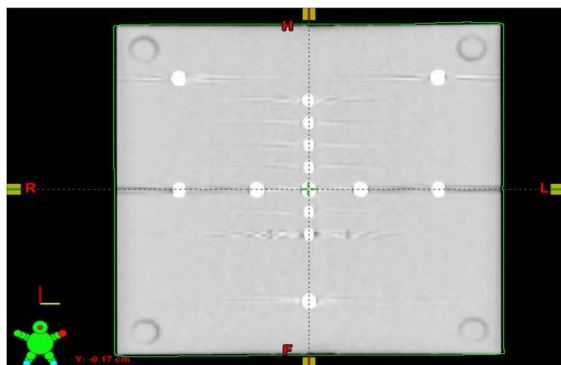
Zadáme referenční body (markery) v AP a LL projekci (viz Obr. 7 a Obr. 8), případně v jednotlivých řezech CT obrazu (viz Obr. 9 a Obr. 10). Počátek souřadné soustavy v plánovacím systému zadáme do markeru 1, umístěného ve středu fantomu, tj. tak, aby souřadnice tohoto markeru byly $[0,0,0]$.



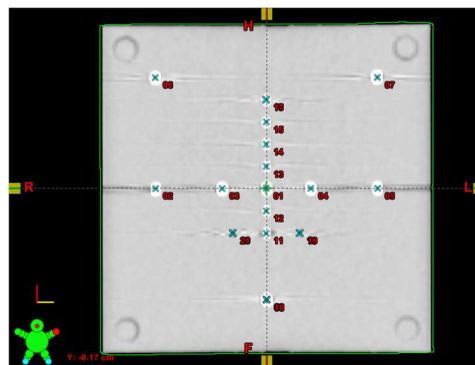
Obr. 7: Snímek fantomu s vyznačenými body – AP projekce



Obr. 8: Snímek fantomu s vyznačenými body – LL projekce



Obr. 9: CT fantomu MiniRad – koronální řez středem fantomu



Obr. 10: CT fantomu MiniRad– koronální řez s vyznačenými body

Hodnocení přesnosti prostorové rekonstrukce zvolené projekční metody je provedeno posouzením odchylek souřadnic referenčních bodů určených plánovacím systémem od skutečné polohy bodů uvedené výrobcem fantomu. Odchytkou se rozumí prostorová vzdálenost mezi určenou polohou markeru a jeho nominální (skutečnou) pozicí.

Prostorová odchylka se stanoví dle vztahu:

$$\Delta_i = \sqrt{[(|x_{i-TPS}| - |x_{i-nom}|)^2 + (|y_{i-TPS}| - |y_{i-nom}|)^2 + (|z_{i-TPS}| - |z_{i-nom}|)^2]} \quad (1)$$

kde

Δ_i je prostorová vzdálenost mezi zrekonstruovanou a nominální polohou bodu (markeru) i ;

x_{i-TPS} , y_{i-TPS} , z_{i-TPS} je zrekonstruovaná (určená plánovacím systémem) souřadnice x , y , z bodu (markeru) i ;

x_{i-nom} , y_{i-nom} , z_{i-nom} je nominální (skutečná) souřadnice x , y , z bodu (markeru) i .

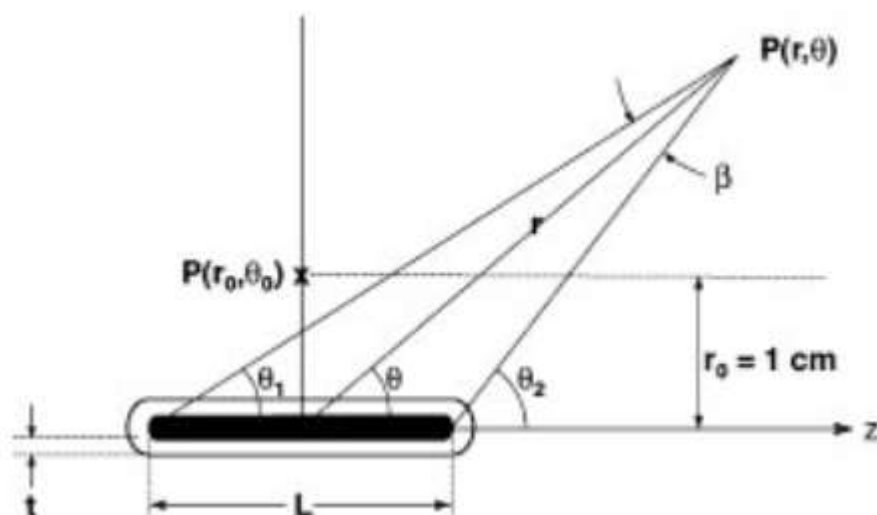
nominální hodnoty souřadnic [mm]																					
marker																					
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21
x	0	-50	-20	20	50	-50	50	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	15	15	-15	-15
y	0	0	0	0	0	0	0	0	-50	50	0	0	0	0	0	0	-10	-10	10	-10	10
z	0	0	0	0	0	50	50	-50	-50	-50	-20	-10	10	20	30	40	40	-20	-20	-20	-20

Tabulka 1. Nominální hodnoty souřadnic MiniRad fantomu.

8.1.3 Ověření parametrů URZ a matematického modelu pro výpočet dávkové distribuce v plánovacím systému

Příklad výpočtu dávky v bodě pro lineární model zdroje:

Pro hodnotu křemové vydatnosti $34,11 \text{ mGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{m}^2$, ověřte dávku ve vodě pro úhel $\theta = 53^\circ$ ve vzdálenosti 2,5 cm od středu zdroje za 1 minutu pro zdroj Gammamed Plus (Varian) spočtenou plánovacím systémem. Konstanta dávkového příkonu pro ^{192}Ir v ozařovači Gammamed Plus je $1,117 \text{ cGy}/(\text{hU})$ (viz Tabulka 3), kde $U = \text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} = \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$. Aktivní délka zdroje je 0,35 cm. Pro ověření využijte data z tabulek v Příloze 3 pro daný typ zdroje.



Obr. 11. Schematické znázornění geometrie okolí zdroje pro účely výpočtu dávky v bodě P. [2]

Výpočet dávky bude proveden dle vztahu:

$$D_m(z) = K_R \cdot \Lambda \cdot g(r) \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot F(r, \theta) \quad (2)$$

Nejprve zkontrolujeme hodnotu konstanty dávkového příkonu (viz Tabulka 3 Přílohy 3). V plánovacím systému by měla být zadána hodnota 1,117 cGy/(hU).

Dále zkontrolujeme shodu hodnot anizotropní funkce v plánovacím systému s Tabulkou 5 hodnot anizotropní funkce příslušného zdroje v Příloze 3.

Poté zkontrolujeme shodu hodnot radiální funkce v plánovacím systému s tabulkou radiální funkce příslušného zdroje spočtenou Monte Carlo výpočtem (viz Tabulka 4 Přílohy 3). Radiální funkce může být v plánovacím systému zadána buď formou konkrétních hodnot v závislosti na vzdálenosti r od středu zdroje, nebo prostřednictvím Meisbergerova polynomu. Pokud jsou v plánovacím systému přímo hodnoty radiální funkce, provedeme srovnání s Tabulkou Přílohy 3. Pro Meisbergerův polynom ověříme hodnoty faktorů a_0, a_1, a_2, a_3 porovnáním s hodnotami v literatuře (viz Obr. 12). V Tabulce 2 je uvedeno porovnání hodnot radiální funkce spočtené pomocí Meisbergerova polynomu s faktory z [21] a hodnot namodelovaných metodou Monte Carlo z [11] pro zdroj Gammamed Plus (Varian). Z porovnání vyplývá, že radiální funkce pro výpočet metodou Monte Carlo a prostřednictvím Meisbergerova polynomu s faktory z literatury [21] je do 0,4% pro klinicky relevantní vzdálenosti (tj. jiné než 0 cm).

Radial dose function of the GammaMed Plus, HDR 0.9 mm external diameter,			
$g(r) = a_0 + a_1 \cdot r + a_2 \cdot r^2 + a_3 \cdot r^3$; for 0.15 cm < r < 15 cm			
Table 8.B.33 Coefficients of the radial dose function, $g(r)$, of the GammaMed Plus, HDR 0.9 mm external diameter. This function was fitted to a 3 rd degree polynomial between 0.15 cm and 15 cm, resulting in the following fitting coefficients:			
a_3	a_2	a_1	a_0
0.99248	9.2990E-03	-1.8107E-03	2.8781E-05

Obr. 12: Hodnoty Meisbergerova polynomu pro ^{192}Ir HDR GammaMed Plus, ESTRO Booklet 8, str. 200 [21]

r (cm)	$g_{L,Mc}(r)$	$g_{L,Meis}(r)$	$g_{L,Mc}(r)/g_{L,Meis}(r)$
0,00	0,9980	0,9925	1,006
0,20	0,9980	0,9943	1,004
0,25	0,9970	0,9947	1,002
0,50	0,9960	0,9967	0,999
0,75	0,9980	0,9984	1,000
1,00	1,0000	1,0000	1,000
1,50	1,0030	1,0025	1,001
2,00	1,0060	1,0041	1,002
3,00	1,0060	1,0049	1,001
4,00	1,0040	1,0025	1,001
5,00	0,9990	0,9973	1,002
6,00	0,9930	0,9893	1,004
8,00	0,9680	0,9657	1,002
10,00	0,9350	0,9332	1,002

Tabulka 2: Porovnání hodnot radiální funkce pro Monte Carlo simulaci a pro výpočet pomocí Meisbergerova polynomu pro zdroj Gammamed Plus (Varian). Shoda hodnot radiální funkce pro oba způsoby stanovení je pro vzdálenosti od 0,2 cm do 0,4%.

Pro ověření výpočtu dávky v plánovacím systému můžeme použít připravenou tabulku dávkových příkonů vztažených na jednotkovou kermovou vydatnost (v $\text{Gy} \cdot 10^{-4}$). Pro Gammamed Plus (Varian) využijeme Tabulku 6 z Přílohy 3. Tabulka je vytvořena pro souřadnice (z, y) bodů, ve kterých chceme spočítat dávku. Tyto souřadnice budou pro úhel 53° a vzdálenost 2,5 cm: $(2,5 \cdot \cos(53^\circ), 2,5 \cdot \sin(53^\circ))$, tj. $(1,5 \text{ cm}; 2,0 \text{ cm})$. Pro tyto souřadnice nalezneme v Tabulce Přílohy 3 hodnotu 0,1776. Touto hodnotou vynásobíme kermovou vydatnost v $\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{m}^2$, vydělíme 60 (protože chceme znát dávku za minutu) a získáme dávku v daném bodě v $\text{Gy} \cdot 10^{-4}$ (kvůli normalizaci hodnot v tabulce k 1 cm pro úhel $\theta=90^\circ$, konstanta dávkového příkonu je již v tabulce zapracována – musíme tedy získaný součin vynásobit 10^4). Výsledkem bude dávka 1,01 Gy.

Výpočet můžeme provést i bez Tabulky 6, a to přímo z rovnice (2).

Hodnota anizotropní funkce pro uvažovaný bod a pro daný zdroj bude 0,978. Získáme ji z Tabulky 5 v Příloze 3 interpolací pro vzdálenost 2,5 cm mezi úhly 50° a 60° . Hodnota radiální funkce pro uvažovaný bod bude 1,006 (z Tabulky 4 Přílohy 3). Úhel 53° je $53\pi/180$ radiánů.

Protože uvažujeme lineární zdroj, potřebujeme vyjádřit úhel β , který je nezbytný pro správné stanovení hodnoty geometrické funkce lineárního zdroje pro uvažovaný bod P. Úhel β se stanoví jako:

$$\theta_2 - \theta_1 = \beta \quad (3)$$

Přičemž z nákresu geometrie lineárního zdroje (viz Obr. 11) lze odvodit, že:

$$\tan \theta_1 = \frac{r \sin \theta}{r \cdot \cos \theta + \frac{L}{2}} \quad (4)$$

$$\tan \theta_2 = \frac{r \sin \theta}{r \cdot \cos \theta - \frac{L}{2}} \quad (5)$$

Všechny úhly je nutné udávat při výpočtech v radiánech a všechny vzdálenosti v cm. Z toho vyplývá, že v našem případě je úhel β dán jako:

$$\beta \left(2,5; \frac{53}{180} \right) = \arctan \frac{2,5 \cdot \sin \left(\frac{53}{180} \right)}{2,5 \cdot \cos \left(\frac{53}{180} \right) + \frac{0,35}{2}} - \arctan \frac{2,5 \cdot \sin \left(\frac{53\pi}{180} \right)}{2,5 \cdot \cos \left(\frac{53\pi}{180} \right) - \frac{0,35}{2}} = 0,112 \text{ rad} \quad (6)$$

Geometrická funkce lineárního zdroje pro uvažovaný bod ve vzdálenosti 2,5 cm pod úhlem 53° od středu zdroje bude dána jako:

$$G_L \left(2,5; \frac{53}{180} \right) = \frac{0,112}{0,35 \cdot 2,5 \cdot \sin \left(\frac{53\pi}{180} \right)} = 0,160 \quad (7)$$

Pro výpočet dávky v bodě P ještě potřebujeme vyjádřit hodnotu funkce G_L pro bod $P_0(1; \pi/2)$:

$$G_L \left(1; \frac{\pi}{2} \right) = \frac{2 \cdot \arctan \frac{L}{2r}}{Lr \cdot \sin \left(\frac{\pi}{2} \right)} = \frac{2 \cdot \arctan \frac{0,35}{2 \cdot 1}}{0,35 \cdot 1 \cdot 1} = 0,990 \quad (8)$$

Alternativně lze geometrickou funkci také stanovit jako:

$$G_L(r, \theta) = \frac{\arccos \left(\frac{r \cos \theta - \frac{L}{2}}{\sqrt{r^2 + \left(\frac{L}{2} \right)^2 - Lr \cos \theta}} \right) - \arccos \left(\frac{r \cos \theta + \frac{L}{2}}{\sqrt{r^2 + \left(\frac{L}{2} \right)^2 + Lr \cos \theta}} \right)}{Lr \sin \theta} \quad (9)$$

Vyhne se v takovém případě nutnosti stanovovat úhel β . Praktický důvod použití alternativního vztahu je ten, že výsledkem záporného argumentu funkce $\arctan$ je záporný úhel namísto úhlu v intervalu 90° a 180° , který požaduje zde popsáný formalismus polárního souřadného systému.

Výpočet dávky za 1 minutu v bodě $P(2,5 \text{ cm}; 53^\circ)$ pro lineární zdroj potom provedeme následovně:

$$D(P_{2,5 \text{ cm}, 53^\circ}) = \left(\frac{34,11 \cdot 10^{-3}}{60} \cdot 1,117 \cdot 1,006 \cdot \frac{0,160}{0,990} \cdot 10^4 \cdot 0,978 \right) \text{ Gy} = 1,01 \text{ Gy} \quad (10)$$

Oba způsoby výpočtu dávky vedly ke stejnému výsledku.

S touto dávkou porovnáme hodnotu spočtenou v daném bodě plánovacím systémem pro čas setrvání zdroje v dané pozici 60 s. Obdobně budeme pokračovat i pro další body v různých pozicích od středu zdroje. Maximální tolerovatelný rozdíl mezi výpočtem plánovacím systémem a ověřením nezávislým výpočtem je 2% v plném rozsahu úhlů a vzdáleností uvedených v tabulkách Přílohy 3.

Data pro běžně užívané radionuklidové zdroje lze nalézt v Příloze 3.

8.2. Příloha 2: Vybavení a pomůcky

Základní přístrojové vybavení a příslušenství:

HDR přístroj, implantační jehly, přenosové trubice, CT a MRI kompatibilní aplikátory
Lokalizační můstek
RTG C-rameno
CT simulátor nebo CT pro plánování léčby
MRI zařízení

Zkušební vybavení a pomůcky:

Dozimetrické vybavení:

Ověřený elektrometr (dozimetr)
Ověřená ionizační komora
Kontrolní zdroj (^{90}Sr)
Přístroj pro měření úrovně radiace

Další zkušební vybavení a pomůcky:

Kalibrační můstek pro měření kermové vydatnosti
Teploměr
Tlakoměr
Stopky
Přesné délkové měřidlo
Posuvné měřítko
Úhloměr
Vodováha
Verifikační filmy
Verifikační fantom s RTG kontrastními markery se známou prostorovou geometrií
Testovací deska pro RTG obraz
Stojany a držáky
Osobní počítač
Specifikace v klinické praxi používaného typu zdroje od výrobce
Osvědčení URZ
Data použitých zdrojů v literatuře
Referenční hodnoty pro ověření správnosti výpočtů
Olovnice
Kalibrační křivky po CT skener
Voděkvivalentní fantom
Fantom s čárovými objekty
MRI kompatibilní fantom

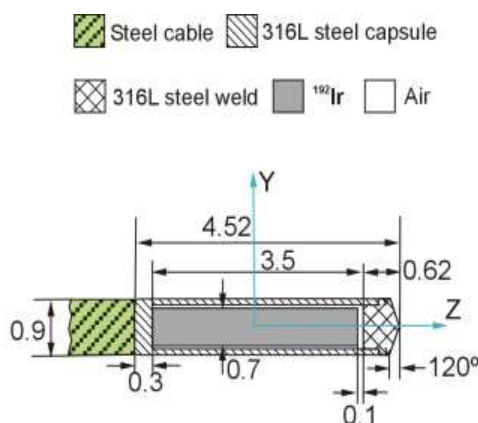
8.3.Příloha 3: Tabulky hodnot dozimetrických parametrů z Monte Carlo simulací

Data v této kapitole pocházejí z [20].

Typ zdroje (výrobce)	Λ [cm ⁻²]	Nejistota (k = 1)
Gammamed HDR Plus (Varian)	1,117	0,40%
HDR Varisource (Varian)	1,100	0,60%
mHDR-v1 (Nucletron)	1,116	0,90%
Flexisource (Isodose Control)	1,113	1,00%

Tabulka 3: Dozimetrická data pro zdroj ¹⁹²Ir HDR: hodnoty konstanty dávkového příkonu Λ [11].

8.3.1. Varian Medical Systems, GammaMed HDR Plus



GammaMed HDR ¹⁹²Ir model Plus source

Obr. 13: Schematický náčrt zdroje GammaMed Plus (Varian).

r (cm)	$g_L(r)$ L = 0,35 cm
0,00	0,998
0,20	0,998
0,25	0,997
0,50	0,996
0,75	0,998
1,00	1,000
1,50	1,003
2,00	1,006
3,00	1,006
4,00	1,004
5,00	0,999
6,00	0,993
8,00	0,968
10,00	0,935

Tabulka 4: Radiální funkce zdroje Gammamed Plus (Varian).

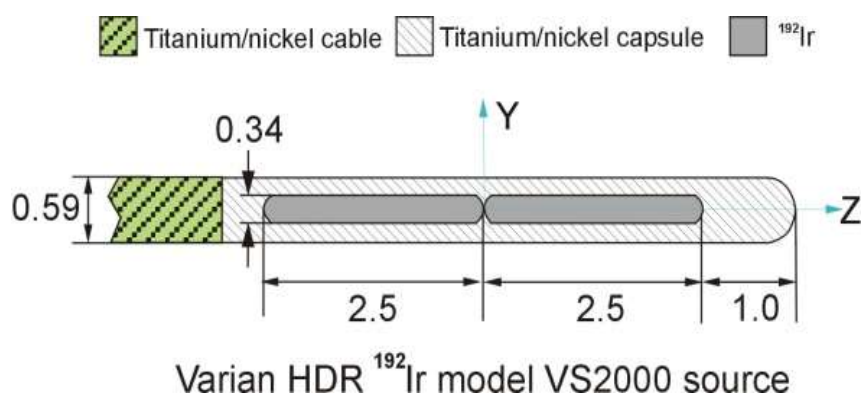
Vzdálenost od středu zdroje r (cm)																		
θ (°)	0	0,20	0,40	0,60	0,80	1,00	1,25	1,50	1,75	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00	5,00	6,00	8,00	10,00
0	0.695	0.695	0.666	0.636	0.630	0.608	0.615	0.634	0.625	0.629	0.648	0.654	0.660	0.683	0.702	0.716	0.758	0.789
1	0.711	0.711	0.677	0.643	0.632	0.609	0.614	0.632	0.626	0.633	0.656	0.667	0.676	0.698	0.716	0.727	0.762	0.786
2	0.715	0.715	0.684	0.653	0.640	0.620	0.624	0.638	0.634	0.641	0.661	0.671	0.679	0.697	0.717	0.730	0.764	0.794
3	0.708	0.708	0.684	0.660	0.650	0.634	0.637	0.647	0.646	0.653	0.671	0.682	0.691	0.705	0.726	0.739	0.771	0.798
4	0.736	0.736	0.701	0.666	0.654	0.645	0.652	0.662	0.663	0.668	0.680	0.690	0.697	0.711	0.736	0.750	0.779	0.805
5	0.728	0.728	0.706	0.684	0.673	0.664	0.668	0.674	0.676	0.682	0.693	0.704	0.712	0.724	0.748	0.762	0.788	0.811
6	0.722	0.722	0.709	0.696	0.688	0.681	0.683	0.686	0.691	0.697	0.707	0.718	0.725	0.734	0.757	0.770	0.795	0.817
7	0.736	0.736	0.720	0.705	0.697	0.692	0.697	0.700	0.707	0.712	0.719	0.729	0.736	0.745	0.769	0.780	0.802	0.823
8	0.732	0.732	0.726	0.720	0.715	0.712	0.713	0.713	0.719	0.724	0.731	0.743	0.751	0.758	0.779	0.789	0.810	0.830
9	0.744	0.744	0.738	0.733	0.729	0.726	0.728	0.727	0.734	0.738	0.743	0.754	0.762	0.769	0.790	0.799	0.818	0.837
10	0.762	0.762	0.753	0.743	0.738	0.738	0.741	0.740	0.748	0.752	0.755	0.765	0.772	0.778	0.799	0.808	0.826	0.844
15	0.837	0.837	0.820	0.803	0.801	0.802	0.804	0.802	0.809	0.811	0.813	0.821	0.828	0.829	0.844	0.848	0.863	0.873
20	0.962	0.962	0.866	0.855	0.854	0.852	0.853	0.852	0.858	0.858	0.862	0.865	0.870	0.869	0.878	0.880	0.893	0.900
30	0.968	0.968	0.923	0.917	0.916	0.912	0.913	0.912	0.918	0.918	0.918	0.921	0.923	0.923	0.927	0.930	0.933	0.939
40	0.979	0.979	0.956	0.951	0.952	0.948	0.949	0.946	0.950	0.951	0.950	0.953	0.955	0.954	0.958	0.958	0.959	0.963
50	0.987	0.987	0.977	0.973	0.973	0.971	0.972	0.971	0.972	0.973	0.973	0.974	0.975	0.974	0.977	0.976	0.978	0.978
60	0.993	0.993	0.987	0.984	0.985	0.985	0.987	0.985	0.987	0.988	0.989	0.989	0.988	0.988	0.989	0.988	0.988	0.988
70	0.994	0.994	0.995	0.994	0.994	0.995	0.996	0.993	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995	0.996
80	0.998	0.998	0.999	0.999	0.998	0.999	1.000	0.998	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999
90	1.000	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
100	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999	0.998	0.998	0.998	0.998	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	1.000	0.9989
110	0.998	0.998	0.996	0.994	0.995	0.995	0.995	0.993	0.995	0.994	0.995	0.995	0.995	0.995	0.995	0.994	0.995	0.9949
120	0.998	0.998	0.990	0.985	0.984	0.985	0.986	0.984	0.987	0.987	0.987	0.987	0.988	0.989	0.988	0.987	0.989	0.9890
130	0.994	0.994	0.976	0.973	0.971	0.972	0.972	0.970	0.972	0.973	0.974	0.974	0.974	0.975	0.976	0.977	0.977	0.9790
140	0.991	0.991	0.958	0.950	0.947	0.948	0.947	0.947	0.949	0.950	0.952	0.953	0.954	0.953	0.956	0.958	0.959	0.9624
150	0.973	0.973	0.923	0.914	0.914	0.914	0.914	0.912	0.915	0.916	0.917	0.919	0.921	0.920	0.925	0.927	0.931	0.9347
160	0.966	0.966	0.873	0.851	0.850	0.847	0.850	0.848	0.853	0.856	0.857	0.863	0.867	0.870	0.876	0.878	0.889	0.8954
165	0.828	0.828	0.814	0.801	0.798	0.796	0.798	0.801	0.802	0.806	0.809	0.818	0.822	0.829	0.838	0.843	0.860	0.8700
170	0.789	0.789	0.756	0.723	0.720	0.725	0.725	0.729	0.730	0.734	0.743	0.754	0.761	0.771	0.784	0.795	0.819	0.8311
171	0.730	0.730	0.715	0.700	0.699	0.706	0.706	0.710	0.712	0.716	0.725	0.735	0.744	0.755	0.768	0.782	0.809	0.8221
172	0.722	0.722	0.699	0.676	0.679	0.686	0.686	0.689	0.692	0.696	0.705	0.716	0.725	0.738	0.752	0.768	0.798	0.8114
173	0.627	0.627	0.635	0.642	0.649	0.664	0.663	0.666	0.671	0.675	0.684	0.695	0.705	0.719	0.735	0.752	0.785	0.799
174	0.574	0.574	0.596	0.618	0.640	0.643	0.641	0.643	0.650	0.653	0.662	0.672	0.684	0.698	0.715	0.733	0.769	0.784
175	0.627	0.627	0.623	0.619	0.615	0.611	0.615	0.616	0.625	0.627	0.636	0.646	0.659	0.674	0.692	0.713	0.752	0.769
176	0.710	0.710	0.674	0.638	0.602	0.566	0.568	0.585	0.597	0.598	0.608	0.618	0.632	0.645	0.666	0.688	0.731	0.750
177	0.687	0.687	0.658	0.630	0.601	0.572	0.536	0.500	0.565	0.564	0.575	0.584	0.600	0.610	0.634	0.659	0.706	0.729
178	0.450	0.450	0.459	0.467	0.476	0.485	0.496	0.507	0.518	0.529	0.521	0.533	0.553	0.560	0.591	0.620	0.672	0.702
179	0.329	0.329	0.340	0.350	0.361	0.371	0.384	0.397	0.410	0.423	0.449	0.475	0.501	0.527	0.548	0.572	0.621	0.659
180	0.417	0.417	0.421	0.426	0.430	0.434	0.440	0.445	0.451	0.456	0.467	0.478	0.489	0.501	0.523	0.545	0.589	0.633

Tabulka 5: Anizotropní funkce zdroje Gammamed Plus (Varian). Interpolované/extrapolované hodnoty příslušející souřadnici uvnitř zdroje jsou podtržené a kurzívou. Úhel 180° odpovídá směru, ve kterém je připevněno ke zdroji vodičí lanko.

	y / cm											
z / cm	0	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	3	4	5	6	7
7	0,01664	0,01685	0,01719	0,01749	0,01771	0,01798	0,01795	0,01711	0,0156	0,01386	0,01211	0,01047
6	0,0223	0,0228	0,0235	0,0239	0,0243	0,0246	0,0243	0,0226	0,0200	0,01720	0,01458	0,01229
5	0,0317	0,0326	0,0337	0,0347	0,0352	0,0354	0,0344	0,0307	0,0259	0,0214	0,01755	0,01435
4	0,0484	0,0501	0,0521	0,0538	0,0548	0,0543	0,0513	0,0428	0,0339	0,0266	0,0209	0,01659
3	0,0827	0,0880	0,0935	0,0965	0,0970	0,0913	0,0816	0,0607	0,0442	0,0325	0,0244	0,01878
2	0,1798	0,201	0,215	0,216	0,205	0,1711	0,1367	0,0857	0,0560	0,0385	0,0277	0,0207
1,5	0,323	0,364	0,384	0,364	0,326	0,243	0,1776	0,0998	0,0617	0,0412	0,0291	0,0215
1	0,707	0,861	0,820	0,685	0,545	0,343	0,225	0,1130	0,0664	0,0432	0,0302	0,0221
0,5	3,34	3,47	2,21	1,363	0,892	0,449	0,266	0,1225	0,0696	0,0446	0,0309	0,0224
0	4.02E+08	15,70	4,32	1,966	1,117	0,501	0,283	0,1259	0,0707	0,0451	0,0311	0,0226
-0,5	2,17	3,46	2,20	1,362	0,891	0,449	0,265	0,1224	0,0696	0,0446	0,0308	0,0224
-1	0,505	0,853	0,820	0,684	0,545	0,343	0,224	0,1128	0,0664	0,0433	0,0302	0,0221
-1,5	0,227	0,356	0,382	0,363	0,326	0,243	0,1776	0,0997	0,0616	0,0411	0,0291	0,0215
-2	0,1304	0,1907	0,213	0,215	0,204	0,1713	0,1368	0,0857	0,0560	0,0385	0,0277	0,0207
-3	0,0605	0,0804	0,0916	0,0959	0,0967	0,0910	0,0814	0,0607	0,0442	0,0325	0,0244	0,01877
-4	0,0355	0,0445	0,0504	0,0533	0,0546	0,0542	0,0512	0,0427	0,0339	0,0266	0,0209	0,01659
-5	0,0236	0,0283	0,0317	0,0336	0,0346	0,0352	0,0343	0,0307	0,0259	0,0214	0,01754	0,01435
-6	0,01695	0,01974	0,0219	0,0231	0,0239	0,0244	0,0242	0,0225	0,0199	0,01720	0,01457	0,01229
-7	0,01279	0,01461	0,01599	0,01681	0,01737	0,01782	0,01788	0,01705	0,0156	0,01384	0,01210	0,01046

Tabulka 6: Dávková distribuce v okolí 192-Ir na jednotkovou kermovou vydatnost v $\text{Gy} \cdot 10^{-4}$ pro zdroj Gammamed Plus (Varian). Osa z představuje podélnou osu zdroje. Záporné hodnoty z představují směr od středu zdroje k vodičímu lanku zdroje.

8.3.2. Varian Medical Systems, New VariSource HDR



Obr. 14: Schematický náčrt zdroje VariSource (Varian)

r (cm)	$g_L(r)$ $L = 0,35$ cm
0	<u>0,986</u>
0,20	0,986
0,25	0,991
0,50	0,997
0,75	0,999
1,00	1,000
1,50	1,005
2,00	1,010
3,00	1,012
4,00	1,013
5,00	1,011
6,00	1,003
8,00	0,982
10,00	0,949

Tabulka 7. Radiální funkce zdroje VariSource (Varian).

Vzdálenost od středu zdroje (cm).

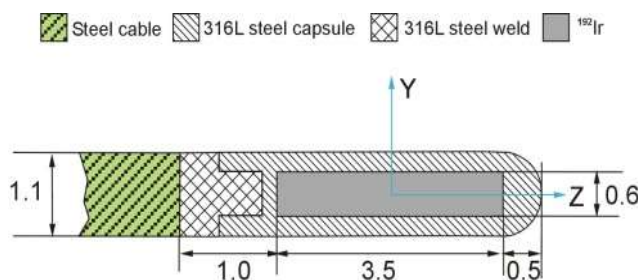
θ (°)	0	0,25	0,50	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	7,50	10,00
0	0,598	0,598	0,573	0,524	0,536	0,568	0,599	0,627	0,688	0,734
1	0,508	0,508	0,514	0,527	0,551	0,580	0,612	0,638	0,698	0,743
2	0,526	0,526	0,533	0,546	0,573	0,606	0,635	0,661	0,715	0,757
3	0,556	0,556	0,563	0,576	0,601	0,631	0,658	0,684	0,733	0,771
5	0,626	0,626	0,631	0,642	0,663	0,690	0,712	0,732	0,772	0,804
7	0,691	0,691	0,695	0,703	0,718	0,739	0,756	0,771	0,804	0,829
10	0,770	0,770	0,772	0,775	0,781	0,797	0,811	0,821	0,844	0,864
12	0,801	0,801	0,803	0,806	0,812	0,825	0,835	0,843	0,863	0,878
15	0,842	0,842	0,843	0,845	0,848	0,858	0,865	0,871	0,886	0,898
20	0,889	0,889	0,889	0,890	0,892	0,898	0,902	0,904	0,915	0,924
25	0,929	0,929	0,926	0,920	0,918	0,922	0,925	0,926	0,934	0,938
30	0,945	0,945	0,943	0,940	0,938	0,942	0,944	0,946	0,949	0,953
35	0,959	0,959	0,958	0,957	0,952	0,955	0,956	0,959	0,961	0,965
40	0,969	0,969	0,968	0,966	0,963	0,967	0,968	0,969	0,970	0,971
45	0,976	0,976	0,975	0,974	0,973	0,975	0,975	0,976	0,977	0,978
50	0,993	0,993	0,983	0,982	0,979	0,981	0,981	0,980	0,983	0,984
55	0,996	0,996	0,987	0,986	0,986	0,987	0,985	0,985	0,985	0,986
60	0,997	0,997	0,991	0,991	0,988	0,992	0,991	0,990	0,991	0,991
65	0,997	0,997	0,994	0,997	0,993	0,994	0,994	0,996	0,995	0,995
70	0,998	0,998	0,997	0,997	0,995	0,995	0,996	0,997	0,996	0,996
75	0,998	0,998	0,998	1,000	0,997	0,998	0,998	0,998	0,997	0,999
80	0,999	0,999	0,998	1,002	0,998	0,998	0,997	0,997	0,999	0,998
85	0,999	0,999	1,000	1,001	0,998	0,999	0,999	1,000	0,999	1,000
90	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
95	0,999	0,999	1,001	1,000	0,998	0,999	0,998	1,000	0,999	0,999
100	0,999	0,999	0,998	1,005	0,997	0,999	0,999	0,998	0,999	1,000
105	0,999	0,999	0,998	1,000	0,997	1,000	0,998	0,998	0,996	0,997
110	0,999	0,999	0,997	0,999	0,995	0,995	0,995	0,995	0,997	0,997
115	0,998	0,998	0,994	0,995	0,992	0,994	0,995	0,994	0,994	0,993
120	0,997	0,997	0,991	0,996	0,990	0,990	0,990	0,990	0,991	0,993
125	0,995	0,995	0,987	0,988	0,984	0,987	0,985	0,985	0,984	0,988
130	0,993	0,993	0,981	0,979	0,978	0,981	0,981	0,980	0,981	0,983
135	0,976	0,976	0,976	0,977	0,974	0,975	0,976	0,975	0,976	0,977
140	0,971	0,971	0,969	0,967	0,964	0,967	0,968	0,969	0,970	0,971
145	0,960	0,960	0,958	0,955	0,953	0,956	0,958	0,958	0,961	0,963
150	0,947	0,947	0,945	0,941	0,940	0,944	0,944	0,945	0,951	0,954
155	0,931	0,931	0,927	0,918	0,919	0,923	0,927	0,931	0,935	0,942
160	0,892	0,892	0,892	0,892	0,891	0,896	0,899	0,904	0,914	0,921
165	0,845	0,845	0,845	0,846	0,848	0,858	0,865	0,872	0,886	0,899
168	0,799	0,799	0,801	0,804	0,812	0,825	0,834	0,845	0,863	0,878
170	0,755	0,755	0,758	0,765	0,779	0,794	0,806	0,820	0,843	0,861
173	0,676	0,676	0,681	0,691	0,712	0,732	0,750	0,767	0,799	0,826
175	0,608	0,608	0,613	0,625	0,648	0,671	0,695	0,717	0,760	0,793
177	0,511	0,511	0,518	0,533	0,561	0,590	0,619	0,648	0,704	0,749
178	0,514	0,514	0,519	0,529	0,550	0,570	0,591	0,611	0,662	0,714
179	0,402	0,402	0,409	0,422	0,449	0,475	0,501	0,528	0,594	0,660
180	0,291	0,291	0,299	0,315	0,348	0,380	0,412	0,444	0,525	0,606

Tabulka 8. Anizotropní funkce zdroje VariSource (Varian). Interpolované/extrapolované hodnoty příslušející souřadnici uvnitř zdroje jsou podtržené a kurzívou.

z / cm	0	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	3	4	5	6	7
7	0,01537	0,01603	0,01688	0,01762	0,01815	0,01871	0,01867	0,01772	0,01610	0,01422	0,01235	0,01066
6	0,0204	0,0216	0,0231	0,0243	0,0251	0,0256	0,0253	0,0233	0,0205	0,01757	0,01485	0,01249
5	0,0285	0,0309	0,0336	0,0354	0,0365	0,0368	0,0357	0,0315	0,0265	0,0218	0,01781	0,01453
4	0,0428	0,0479	0,0533	0,0564	0,0574	0,0565	0,0530	0,0437	0,0345	0,0269	0,0211	0,01679
3	0,0722	0,0863	0,0973	0,1014	0,1013	0,0943	0,0835	0,0616	0,0446	0,0328	0,0247	0,01899
2	0,1543	0,204	0,226	0,225	0,212	0,1749	0,1388	0,0864	0,0564	0,0388	0,0279	0,0209
1,5	0,273	0,384	0,405	0,378	0,334	0,247	0,1790	0,1003	0,0620	0,0414	0,0293	0,0217
1	0,627	0,930	0,864	0,705	0,555	0,344	0,225	0,1131	0,0667	0,0435	0,0303	0,0222
0,5	3,42	3,87	2,27	1,370	0,891	0,448	0,265	0,1224	0,0698	0,0449	0,0310	0,0226
0	2,38E+08	13,98	4,15	1,924	1,100	0,497	0,282	0,1260	0,0710	0,0453	0,0313	0,0227
-0,5	1,79	3,87	2,27	1,373	0,891	0,448	0,265	0,1225	0,0698	0,0448	0,0310	0,0226
-1	0,378	0,930	0,863	0,705	0,556	0,344	0,225	0,1131	0,0667	0,0435	0,0303	0,0222
-1,5	0,171	0,381	0,405	0,378	0,334	0,247	0,1788	0,1003	0,0619	0,0414	0,0293	0,0216
-2	0,1001	0,203	0,226	0,225	0,212	0,1750	0,1388	0,0863	0,0564	0,0388	0,0279	0,0209
-3	0,0483	0,0836	0,0968	0,1013	0,1011	0,0944	0,0837	0,0617	0,0446	0,0328	0,0247	0,01898
-4	0,0294	0,0455	0,0529	0,0562	0,0574	0,0564	0,0531	0,0437	0,0344	0,0268	0,0211	0,01680
-5	0,0202	0,0292	0,0331	0,0353	0,0366	0,0368	0,0357	0,0315	0,0265	0,0217	0,01777	0,01453
-6	0,01493	0,0202	0,0226	0,0241	0,0250	0,0256	0,0253	0,0233	0,0205	0,01757	0,01484	0,01247
-7	0,01158	0,01487	0,01642	0,01743	0,01807	0,01871	0,01868	0,01772	0,01612	0,01421	0,01234	0,01064

Tabulka 9. Dávková distribuce v okolí ^{192}Ir na jednotkovou kermovou vydatnost v $\text{Gy}\cdot 10^{-4}$ pro zdroj VariSource (Varian). Osa z představuje podélnou osu zdroje. Záporné hodnoty z představují směr od středu zdroje k vodícímu lanku zdroje.

8.3.3. Elekta, Nucletron mHDR



Nucletron HDR ^{192}Ir model mHDR-v1 source

Obr. 15: Schematický náčrtek zdroje Nucletron (Elekta)

r (cm)	$g_L(r)$ L = 0,35 cm
0	0,991
0,20	0,991
0,25	0,992
0,50	0,997
0,75	0,999
1,00	1,000
1,50	1,002
2,00	1,004
3,00	1,006
4,00	1,006
5,00	1,001
6,00	0,993
8,00	0,970
10,00	0,934

Tabulka 10. Radiální funkce zdroje Nucletron (Elekta).

Vzdálenost od středu zdroje (cm).

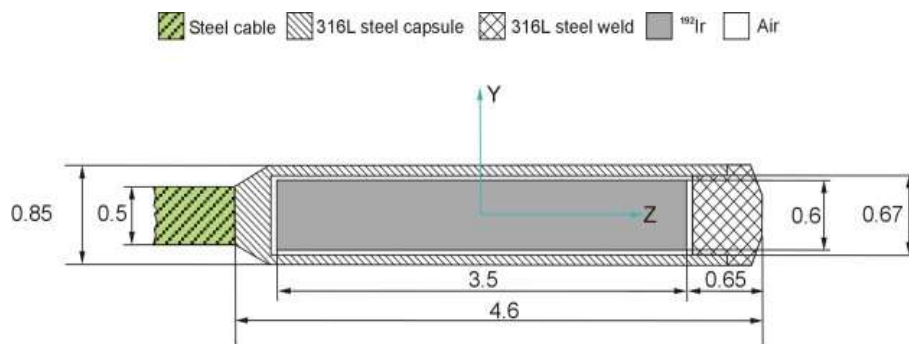
θ (°)	0,00	0,25	0,50	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	7,50	10,00
0	0,683	0,683	0,664	0,626	0,634	0,655	0,677	0,697	0,743	0,776
1	0,683	0,683	0,664	0,624	0,638	0,661	0,683	0,704	0,746	0,779
2	0,682	0,682	0,663	0,625	0,646	0,669	0,691	0,713	0,754	0,784
3	0,677	0,677	0,664	0,637	0,656	0,681	0,701	0,722	0,762	0,791
5	0,683	0,683	0,675	0,658	0,679	0,701	0,719	0,738	0,775	0,799
7	0,704	0,704	0,697	0,684	0,702	0,724	0,740	0,760	0,790	0,814
10	0,738	0,738	0,733	0,722	0,739	0,759	0,773	0,789	0,816	0,835
12	0,762	0,762	0,758	0,748	0,764	0,780	0,792	0,807	0,830	0,849
15	0,798	0,798	0,793	0,783	0,796	0,811	0,821	0,833	0,851	0,865
20	0,845	0,845	0,842	0,836	0,844	0,855	0,862	0,871	0,884	0,894
25	0,885	0,885	0,880	0,871	0,880	0,888	0,891	0,897	0,908	0,915
30	0,910	0,910	0,906	0,898	0,906	0,912	0,915	0,918	0,928	0,930
35	0,931	0,931	0,928	0,921	0,927	0,932	0,936	0,941	0,945	0,948
40	0,952	0,952	0,947	0,936	0,943	0,948	0,948	0,953	0,955	0,956
45	0,962	0,962	0,959	0,953	0,958	0,962	0,962	0,966	0,968	0,968
50	0,971	0,971	0,969	0,965	0,968	0,971	0,972	0,975	0,977	0,975
55	0,984	0,984	0,976	0,971	0,977	0,980	0,979	0,980	0,982	0,983
60	0,989	0,989	0,983	0,978	0,984	0,988	0,988	0,989	0,989	0,990
65	0,992	0,992	0,988	0,986	0,989	0,991	0,989	0,993	0,996	0,993
70	0,995	0,995	0,994	0,991	0,993	0,996	0,994	0,995	0,997	0,995
75	0,997	0,997	0,995	0,993	0,996	0,997	0,996	0,997	0,999	0,996
80	0,998	0,998	1,000	0,995	0,999	1,000	0,999	1,003	1,000	0,999
85	0,999	0,999	1,000	0,995	0,998	0,999	1,001	1,003	1,002	1,000
90	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
95	0,999	0,999	1,000	0,994	0,999	1,003	1,001	1,002	1,001	1,001
100	0,999	0,999	0,998	0,993	0,998	1,001	1,001	1,002	0,999	0,999
105	0,998	0,998	0,996	0,991	0,996	0,999	0,999	1,001	1,000	0,999
110	0,995	0,995	0,993	0,990	0,993	0,994	0,993	0,993	0,994	0,993
115	0,993	0,993	0,990	0,985	0,988	0,991	0,992	0,993	0,992	0,991
120	0,989	0,989	0,986	0,979	0,983	0,983	0,984	0,988	0,988	0,986
125	0,984	0,984	0,978	0,973	0,978	0,981	0,981	0,983	0,983	0,984
130	0,970	0,970	0,969	0,967	0,969	0,973	0,971	0,975	0,975	0,975
135	0,962	0,962	0,959	0,954	0,958	0,963	0,962	0,964	0,965	0,965
140	0,950	0,950	0,946	0,939	0,945	0,949	0,950	0,954	0,956	0,958
145	0,934	0,934	0,930	0,922	0,927	0,932	0,934	0,937	0,942	0,946
150	0,913	0,913	0,908	0,898	0,905	0,911	0,914	0,920	0,926	0,931
155	0,884	0,884	0,878	0,867	0,875	0,883	0,887	0,894	0,902	0,908
160	0,820	0,820	0,822	0,827	0,836	0,846	0,853	0,863	0,876	0,886
165	0,758	0,758	0,761	0,767	0,780	0,795	0,806	0,816	0,839	0,854
168	0,708	0,708	0,712	0,720	0,736	0,755	0,769	0,785	0,811	0,832
170	0,661	0,661	0,666	0,678	0,701	0,723	0,740	0,757	0,789	0,810
173	0,592	0,592	0,599	0,614	0,643	0,670	0,690	0,712	0,753	0,782
175	0,556	0,556	0,563	0,578	0,609	0,638	0,660	0,685	0,731	0,762
177	0,538	0,538	0,545	0,558	0,586	0,616	0,642	0,666	0,714	0,750
178	0,531	0,531	0,538	0,551	0,576	0,606	0,632	0,659	0,707	0,744
179	0,536	0,536	0,541	0,550	0,570	0,597	0,624	0,649	0,700	0,739
180	0,534	0,534	0,539	0,548	0,567	0,595	0,621	0,647	0,700	0,738

Tabulka 11. Anizotropní funkce zdroje Nucletron (Elekta). Interpolované/extrapolované hodnoty příslušející souřadnici uvnitř zdroje jsou podtržené a kurzívou.

z (cm)	0,00	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00
7,00	0,01662	0,01687	0,01716	0,01740	0,01762	0,01787	0,01784	0,01706	0,01558	0,01384	0,01204	0,01041
6,00	0,0223	0,0228	0,0232	0,0237	0,0241	0,0244	0,0242	0,0225	0,0200	0,01717	0,01457	0,01225
5,00	0,0315	0,0325	0,0334	0,0343	0,0348	0,0350	0,0343	0,0305	0,0259	0,0214	0,01755	0,01434
4,00	0,0481	0,0500	0,0519	0,0535	0,0543	0,0539	0,0510	0,0427	0,0339	0,0266	0,0209	0,01662
3,00	0,0829	0,0877	0,0926	0,0954	0,0958	0,0906	0,0811	0,0606	0,0442	0,0326	0,0245	0,01888
2,00	0,1809	0,1977	0,211	0,212	0,202	0,1699	0,1364	0,0856	0,0560	0,0386	0,0278	0,0208
1,50	0,321	0,358	0,377	0,359	0,322	0,242	0,1768	0,0997	0,0616	0,0412	0,0292	0,0216
1,00	0,728	0,841	0,809	0,677	0,542	0,340	0,224	0,1129	0,0664	0,0434	0,0303	0,0222
0,50	3,40	3,43	2,19	1,353	0,886	0,448	0,265	0,1225	0,0697	0,0448	0,0309	0,0225
0,00	3,92E+08	15,61	4,33	1,966	1,116	0,500	0,282	0,1259	0,0708	0,0451	0,0311	0,0226
-0,50	2,76	3,43	2,20	1,356	0,886	0,447	0,265	0,1226	0,0698	0,0447	0,0309	0,0225
-1,00	0,637	0,820	0,806	0,678	0,542	0,341	0,223	0,1128	0,0666	0,0434	0,0303	0,0222
-1,50	0,284	0,336	0,372	0,357	0,322	0,242	0,1770	0,0996	0,0616	0,0413	0,0292	0,0216
-2,00	0,1617	0,1812	0,206	0,210	0,201	0,1699	0,1365	0,0856	0,0560	0,0385	0,0278	0,0208
-3,00	0,0753	0,0798	0,0878	0,0932	0,0945	0,0902	0,0810	0,0606	0,0442	0,0325	0,0245	0,01881
-4,00	0,0441	0,0458	0,0484	0,0514	0,0531	0,0534	0,0509	0,0426	0,0338	0,0266	0,0209	0,01659
-5,00	0,0292	0,0300	0,0311	0,0325	0,0337	0,0345	0,0340	0,0305	0,0259	0,0214	0,01753	0,01435
-6,00	0,0208	0,0212	0,0217	0,0224	0,0231	0,0239	0,0239	0,0224	0,01994	0,01718	0,01453	0,01225
-7,00	0,01561	0,01579	0,01608	0,01645	0,01685	0,01746	0,01760	0,01693	0,01556	0,01381	0,01205	0,01038

Tabulka 12. Dávková distribuce v okolí ^{192}Ir na jednotkovou kermovou vydatnost v $\text{Gy}\cdot 10^{-4}$ pro zdroj Nucletron (Elekta). Osa z představuje podélnou osu zdroje. Záporné hodnoty z představují směr od středu zdroje k vodícímu lanku zdroje.

8.3.4. Elekta, Flexisource Ir-192



Isodose Control HDR ^{192}Ir model 'Flexisource'

Obr. 16: Schematický náčrt zdroje Flexisource (Elekta).

r (cm)	$g_L(r)$ L = 0,35 cm
0	0,991
0,25	0,991
0,50	0,997
0,75	0,998
1,00	1,000
1,50	1,002
2,00	1,004
3,00	1,005
4,00	1,003
5,00	0,999
6,00	0,991
8,00	0,968
10,00	0,935

Tabulka 13. Radiální funkce zdroje Flexisource (Elekta).

Vzdálenost od středu zdroje (cm).

θ (°)	0	0,25	0,50	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	7,50	10,00
0	<u>0.672</u>	<u>0.672</u>	0,654	0,617	0,626	0,647	0,672	0,695	0,738	0,774
1	<u>0.671</u>	<u>0.671</u>	0,652	0,615	0,629	0,652	0,678	0,699	0,744	0,777
2	<u>0.669</u>	<u>0.669</u>	0,651	0,615	0,638	0,664	0,688	0,711	0,751	0,783
3	<u>0.663</u>	<u>0.663</u>	0,652	0,629	0,650	0,677	0,699	0,719	0,759	0,789
5	<u>0.671</u>	<u>0.671</u>	0,665	0,653	0,676	0,698	0,719	0,737	0,775	0,802
7	<u>0.694</u>	<u>0.694</u>	0,690	0,682	0,703	0,725	0,743	0,760	0,792	0,816
10	<u>0.735</u>	<u>0.735</u>	0,731	0,725	0,744	0,763	0,780	0,794	0,821	0,841
12	<u>0.762</u>	<u>0.762</u>	0,760	0,756	0,770	0,785	0,799	0,812	0,835	0,854
15	<u>0.803</u>	<u>0.803</u>	0,799	0,791	0,804	0,817	0,829	0,839	0,857	0,873
20	<u>0.852</u>	<u>0.852</u>	0,850	0,845	0,851	0,861	0,870	0,878	0,889	0,898
25	<u>0.892</u>	<u>0.892</u>	0,887	0,878	0,886	0,893	0,899	0,904	0,912	0,920
30	<u>0.917</u>	<u>0.917</u>	0,913	0,904	0,911	0,917	0,921	0,922	0,932	0,936
35	<u>0.936</u>	<u>0.936</u>	0,933	0,928	0,932	0,936	0,941	0,943	0,949	0,953
40	<u>0.955</u>	<u>0.955</u>	0,951	0,944	0,948	0,951	0,953	0,955	0,958	0,961
45	<u>0.964</u>	<u>0.964</u>	0,962	0,957	0,960	0,964	0,967	0,968	0,967	0,970
50	<u>0.973</u>	<u>0.973</u>	0,972	0,969	0,971	0,973	0,975	0,978	0,978	0,980
55	<u>0.986</u>	0,986	0,979	0,975	0,979	0,981	0,983	0,983	0,983	0,986
60	<u>0.990</u>	0,990	0,984	0,982	0,985	0,987	0,990	0,990	0,989	0,989
65	<u>0.993</u>	0,993	0,989	0,988	0,990	0,993	0,994	0,994	0,995	0,993
70	<u>0.996</u>	0,996	0,993	0,993	0,994	0,996	0,997	0,998	0,995	0,996
75	<u>0.997</u>	0,997	0,995	0,997	0,996	0,998	0,999	0,999	0,999	0,999
80	<u>0.999</u>	0,999	1,000	0,995	1,000	1,000	1,000	1,001	1,002	1,001
85	<u>1.000</u>	1,000	1,000	0,998	0,999	0,999	1,001	1,001	1,001	1,001
90	<u>1.000</u>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
95	<u>1.000</u>	1,000	0,999	0,995	0,999	1,001	1,003	1,003	1,000	1,002
100	<u>0.999</u>	0,999	0,998	0,995	0,998	1,000	1,004	1,002	0,999	0,999
105	<u>0.998</u>	0,998	0,996	0,993	0,996	0,997	0,999	1,001	1,000	1,002
110	<u>0.996</u>	0,996	0,993	0,992	0,993	0,993	0,994	0,996	0,995	0,994
115	<u>0.994</u>	0,994	0,991	0,986	0,989	0,991	0,995	0,995	0,992	0,994
120	<u>0.990</u>	0,990	0,986	0,985	0,984	0,985	0,988	0,990	0,987	0,988
125	<u>0.985</u>	0,985	0,979	0,977	0,979	0,982	0,984	0,983	0,983	0,985
130	<u>0.972</u>	<u>0.972</u>	0,971	0,968	0,971	0,974	0,976	0,977	0,978	0,979
135	<u>0.963</u>	<u>0.963</u>	0,962	0,959	0,961	0,965	0,967	0,967	0,966	0,970
140	<u>0.952</u>	<u>0.952</u>	0,950	0,945	0,949	0,952	0,955	0,959	0,961	0,963
145	<u>0.937</u>	<u>0.937</u>	0,935	0,932	0,933	0,938	0,942	0,943	0,946	0,951
150	<u>0.918</u>	<u>0.918</u>	0,915	0,908	0,914	0,919	0,922	0,925	0,932	0,937
155	<u>0.891</u>	<u>0.891</u>	0,888	0,881	0,887	0,895	0,900	0,905	0,913	0,919
160	<u>0.839</u>	<u>0.839</u>	<u>0.841</u>	0,845	0,853	0,861	0,871	0,878	0,890	0,898
165	<u>0.783</u>	<u>0.783</u>	<u>0.787</u>	0,793	0,806	0,819	0,831	0,840	0,857	0,874
168	<u>0.748</u>	<u>0.748</u>	<u>0.751</u>	0,758	0,770	0,786	0,802	0,812	0,834	0,855
170	<u>0.711</u>	<u>0.711</u>	<u>0.715</u>	0,724	0,741	0,760	0,776	0,791	0,818	0,838
173	<u>0.659</u>	<u>0.659</u>	<u>0.663</u>	0,673	0,693	0,715	0,733	0,750	0,785	0,809
175	<u>0.614</u>	<u>0.614</u>	<u>0.620</u>	0,631	0,652	0,678	0,701	0,720	0,760	0,791
177	<u>0.542</u>	<u>0.542</u>	<u>0.550</u>	0,566	0,599	0,631	0,660	0,684	0,729	0,766
178	<u>0.474</u>	<u>0.474</u>	<u>0.487</u>	0,512	0,564	0,599	0,632	0,659	0,712	0,751
179	<u>0.440</u>	<u>0.440</u>	<u>0.453</u>	0,480	0,534	0,571	0,606	0,635	0,693	0,734
180	<u>0.442</u>	<u>0.442</u>	<u>0.452</u>	0,473	0,514	0,555	0,591	0,625	0,680	0,722

Tabulka 14. Anizotropní funkce zdroje Flexisource (Elekta). Interpolované/extrapolované hodnoty příslušející souřadnici uvnitř zdroje jsou podtržené a kurzívou.

z / cm	0	0,25	0,5	0,75	1	1,5	2	3	4	5	6	7
7	0,01642	0,01672	0,01701	0,01730	0,01758	0,01788	0,01786	0,01705	0,01559	0,0138	0,01204	0,01042
6	0,0221	0,0226	0,0231	0,0236	0,0241	0,0244	0,0242	0,0225	0,0200	0,01713	0,01451	0,01226
5	0,0312	0,0322	0,0332	0,0342	0,0348	0,0351	0,0343	0,0305	0,0258	0,0213	0,01750	0,01432
4	0,0474	0,0496	0,0518	0,0537	0,0545	0,0541	0,0511	0,0426	0,0338	0,0265	0,0208	0,01654
3	0,0815	0,0870	0,0927	0,0957	0,0961	0,0907	0,0812	0,0605	0,0441	0,0324	0,0244	0,01875
2	0,1778	0,197	0,212	0,213	0,203	0,1702	0,1361	0,0854	0,0558	0,0384	0,0277	0,0207
1,5	0,315	0,359	0,379	0,360	0,323	0,241	0,1765	0,0995	0,0615	0,0410	0,0290	0,0215
1	0,715	0,848	0,812	0,680	0,542	0,340	0,223	0,1125	0,0662	0,0431	0,0301	0,0221
0,5	3,34	3,45	2,20	1,354	0,886	0,447	0,264	0,1219	0,0694	0,0445	0,0307	0,0224
0	3,85E+08	15,55	4,31	1,959	1,113	0,498	0,281	0,1254	0,0704	0,0449	0,0309	0,0225
-0,5	2,31	3,45	2,20	1,357	0,885	0,446	0,264	0,1220	0,0696	0,0445	0,0308	0,0224
-1	0,548	0,850	0,815	0,682	0,543	0,340	0,223	0,1123	0,0663	0,0432	0,0301	0,0220
-1,5	0,250	0,357	0,380	0,361	0,323	0,242	0,1766	0,0994	0,0613	0,0411	0,0291	0,0214
-2	0,1460	0,194	0,212	0,213	0,203	0,1704	0,1363	0,0854	0,0559	0,0384	0,0277	0,0207
-3	0,0699	0,0842	0,0921	0,0959	0,0962	0,0909	0,0813	0,0605	0,0440	0,0324	0,0244	0,01872
-4	0,0418	0,0473	0,0511	0,0535	0,0546	0,0541	0,0512	0,0426	0,0337	0,0265	0,0208	0,01651
-5	0,0281	0,0305	0,0325	0,0339	0,0348	0,0352	0,0343	0,0305	0,0259	0,0213	0,01748	0,01431
-6	0,0200	0,0213	0,0225	0,0233	0,0240	0,0244	0,0242	0,0225	0,0199	0,01717	0,01450	0,01225
-7	0,01506	0,01578	0,01651	0,01706	0,01745	0,01786	0,01787	0,01707	0,01559	0,01382	0,01207	0,01041

Tabulka 15: Dávková distribuce v okolí 192-Ir na jednotkovou kermovou vydatnost v $\text{Gy} \cdot 10^{-4}$ pro zdroj Flexisource (Elekta). Osa z představuje podélnou osu zdroje. Záporné hodnoty z představují směr od středu zdroje k vodícímu lanku zdroje.

B. Zabezpečování jakosti při intersticiální brachyterapii prostaty

1 Kontrola kvality URZ používaných při IBP

1.1 Identifikace URZ

Cíl kontroly: Ověření identifikace a vlastností URZ, které budou použity pro IBP.

1.1.1 Aplikace HDR

Způsob kontroly:

- 1) Porovnáním výrobního čísla URZ na neaktivním konci nosného drátu proti průvodní dokumentaci ke zdroji (certifikát URZ výrobce, Osvědčení URZ, štítek na AFL).
- 2) Ověřením správnosti zadání výrobního čísla/aktivity URZ k danému datu do plánovacího systému proti Osvědčení URZ.

Frekvence:

ad 1) Při každé výměně zdroje.

ad 2) Před každou aplikací IBP kontrolou výpisu ozařovacího plánu.

Tolerance: Shoda všech parametrů.

Dokumentace:

ad 1) Podpisem protokolu o předání/převzetí nového URZ od dodavatele.

ad 2) Podpisem ozařovacího plánu.

1.1.2 Aplikace radionuklidových zrn LDR

Způsob kontroly:

- 1) Porovnáním dat URZ vložených do plánovacího systému (TPS) s daty v literatuře. Porovnávají se konstrukce, typ, kermová vydatnost, konverzní faktory, poločas přeměny, radiální dávkové funkce, anizotropické funkce a anizotropní faktory.
- 2) Porovnáním dat URZ vložených do TPS s daty aktuálně dodaných URZ určených pro klinickou aplikaci. Porovnávají se min. konstrukce, typ, kermová vydatnost.

Frekvence:

ad 1) Při akceptaci plánovacího systému, před každou aplikací.

ad 2) Před každou aplikací IBP kontrolou výpisu ozařovacího plánu.

Tolerance: Shoda všech parametrů.

Dokumentace:

ad 1) Podpisem záznamu o ověření shody databáze dat v TPS s tabelovanými daty.

ad 2) Podpisem protokolu o aplikaci IBP.

1.2 Kontrola kermové vydatnosti URZ

Cíl kontroly: Ověření kermové vydatnosti URZ, které budou použity pro IBP.

1.2.1 Aplikace HDR

Způsob kontroly: Stanovením kermové vydatnosti URZ a porovnáním s hodnotou uvedenou v certifikátu URZ výrobce. [5]

Frekvence: Při každé výměně zdroje HDR.

Tolerance: 3%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

1.2.2 Aplikace radionuklidových zrn LDR

Způsob kontroly: Stanovením kermové vydatnosti reprezentativního vzorku dodaných URZ a porovnáním s hodnotou uvedenou v certifikátu URZ výrobce. [2]

Frekvence: Před každou aplikací IBP.

Tolerance: 5%. Je-li odchylka > 5%, je třeba stanovit příčinu odchylky. Pokud je odchylka > 7%, je třeba pro stanovení příčiny kontaktovat výrobce.

Pozn: Každá instituce provádějící IBP musí mít systém pro měření kermové vydatnosti zdrojů se sekundární sledovatelností pro všechny typy zdrojů používaných v její praxi. Před použitím nových zdrojů pro léčbu musí být kalibrace dodávané výrobcem ověřeny v souladu s doporučením TG40, TG43, TG43-U1.

Radioaktivní zrna mohou být dodávána jako volná, uložená v kazetě nebo ve formě zřetězených zrn (strandů). Pro každou z těchto forem musí výrobce dodat certifikát s kermovou vydatností udanou k předpokládanému datu aplikace zrn. Uživatel by měl zkontrolovat náhodně vybraný vzorek alespoň 10% zrn v zásilce [2, 3, 18].

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.1 tohoto dokumentu nebo [2,3,18].

1.3 Kontroly těsnosti URZ

Cíl kontroly: Ověření neporušenosti obalu URZ, které budou použity pro IBP a vyloučení jejich povrchové kontaminace s cílem zabránit radiologickým událostem a nepříznivým vlivům na pracovní nebo životní prostředí.

1.3.1 Aplikace HDR

Způsob kontroly: Nepřímou zkouškou otěry tzv. "kritických míst", tj. prázdných katetrů, aplikátorů nebo trezorů v místech, kde lze očekávat v případě porušení těsnosti URZ (podle způsobů jeho používání) nejvyšší kontaminaci. [5]

Frekvence: Při každé výměně zdroje HDR.

Tolerance: 200 Bq.

Dokumentace: Dokumentace k výměně zdroje.

1.3.2 Aplikace radionuklidových zrn LDR

Způsob kontroly: Dozimetrickou kontrolou prostředí, ve kterém se manipuluje s URZ za účelem důsledného sledování uložení, pohybu a využívání URZ a inventarizace, aby nedošlo ke ztrátě žádného zrna nebo k zamoření prostoru, kde se se zrny pracuje a dále ověřením počtu zrn součtem aplikovaných a zbylých zrn. [5].

Frekvence: Před a po každé aplikaci IBP.

Tolerance: Hodnota nejnižší aktivity 1 zrna dodaného pro konkrétní aplikaci.

Dokumentace: Protokol ZPS.

2 Kontroly kvality systémů používaných při IBP

Intersticiální brachyterapie prostaty přináší do brachyterapie nové postupy a propojení se zobrazovacími a aplikačními technikami dosud v brachyterapii nepoužívanými. Zejména je to propojení ultrazvuku, krokovacího zařízení (stepper) a plánovacího systému. Implantační jehly jsou zaváděny přes vodící mřížku.

Pro přesné provádění IBP je třeba všechna tato zařízení periodicky ověřovat v rámci zkoušek provozní stálosti. Je třeba ověřovat jednotlivé parametry lokalizačních a aplikačních systémů, které mohou ovlivnit kvalitu provedení IBP, a současně je třeba ověřit lokalizační a aplikační systém jako celek (řetězec: ultrazvuk - krokovací zařízení - propojení s plánovacím systémem - vztah zobrazení mřížky na ultrazvuku a vodící mřížky jehel).

Tento dokument obsahuje návrh způsobu ověření jednotlivých parametrů zařízení a současně předkládá možnou sekvenci činností radiologického fyzika při IBP, kterou lze zajistit minimalizaci vzniku chyby v průběhu procesu přípravy a aplikace IBP.

2.1 Lokalizační řetězec používaný pro IBP

2.1.1 Vlastnosti ultrazvuku

Pro všechny následující kontroly je doporučeno, aby obrázky z UZ byly vytištěny a uloženy pro pozdější srovnání. Měl by být použit vodivý gel k zajištění bezartefaktového kontaktu mezi sonografickou sondou a skenovaným povrchem.

Kontroly popsané v této kapitole nezávisí na způsobu provádění IBP (aplikace HDR nebo radionuklidových zrn).

2.1.1.1 Škály šedi a jejich viditelnost

Úspěšnost IBP závisí na kvalitě on line zobrazení objemů ultrazukovým systémem. Proto je důležité, aby ultrazukový monitor, který je nastaven při instalaci ultrazvuku, zůstal stabilní po celou dobu používání.

Cíl kontroly: Ověření stability monitoru ultrazvuku.

Způsob kontroly: Verifikací pomocí obrazce obsahujícího škálu šedi a stanovením počtu rozlišitelných úrovní šedi nebo délky oblasti se škálou šedi na takovémto obrazci. Takovýto obrazec je součástí zobrazovacího řetězce většiny UZ zařízení.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než ± 2 stupně šedi nebo $\pm 10\%$ délky verifikačního obrazce.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.1 tohoto dokumentu.

2.1.1.2 Hloubka pronikání signálu

Citlivost sonografického systému určuje hloubku pronikání, tedy jak hluboko v pacientovi je možné pozorovat slabě kontrastní objekt. Jakékoliv změny v kvalitě signálu ultrazvuku (poměr signál/šum - SNR) mají vliv na měření hloubky pronikání. Změny SNR mohou být zapříčiněny buď změnou v elektronice nebo šumem nebo distorzí ultrazukového nebo měřeného signálu. Klinicky se snížením SNR klesne i maximum pronikání, které bude mít za příčinu špatné anteriorní zobrazení prostaty.

Maximální hloubka pronikání závisí nepřímo úměrně na frekvenci ultrazvuku. Pokud se hloubka pronikání zmenšuje, lze při aplikaci, pokud to ultrazvuk umožňuje, zvolit nižší frekvenci.

Cíl kontroly: Ověření citlivosti a hloubky pronikání signálu ultrazvuku.

Způsob kontroly: Stanovením citlivosti a hloubky pronikání signálu ultrazvuku pomocí vhodného fantomu s uvnitř zabudovaným objektem, dobře viditelným na UZ. Je vhodné měření provést ve dvou navzájem kolmých rovinách, volitelně pro různé frekvence UZ. Měří se hloubka, v níž lze jasně odlišit obraz objektu od šumu UZ signálu.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než -1 cm.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.2 tohoto dokumentu.

2.1.1.3 Axiální a laterální rozlišení

Špatné rozlišení může způsobit problémy s identifikací a lokalizací zrn nebo může způsobit deformaci zobrazení polohy jehel a tím zhoršit přesnost jejich rekonstrukce. Prostorové rozlišení může být negativně ovlivněno špatnými vlastnostmi sondy nebo špatným příjmem pulzů elektronikou. Tento test je doporučeno provádět ve fantomu ve vzdálenosti 1- 2 cm od sondy a v hloubce cca 5 – 6 cm.

Cíl kontroly: Ověření axiálního a laterálního rozlišení ultrazvuku.

Způsob kontroly: Stanovením vzdálenosti ještě rozlišitelných diskrétních vhodně uspořádaných markerů ve fantomu nebo alternativně stanovením velikosti mezer mezi markery, uspořádanými do obrazce se zkracující se vzájemnou vzdáleností. Stanoví se odchylka vzdálenosti markerů nebo velikosti mezer mezi markery od referenční hodnoty.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než ± 1 mm.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.3 tohoto dokumentu.

2.1.1.4 Přesnost měření axiální a laterální vzdálenosti

Klinicky je měření vzdálenosti důležité z několika důvodů. Za prvé, pokud je měření vzdálenosti chybné, systém nesprávně lokalizuje předměty v rámci obrazu. Proto, například, nebude umístění jehel zobrazeno přesně vzhledem k prostatě. Za druhé, často je důležité provádět přesné měření v průběhu aplikace např. pro určení vzdálenosti jedné jehly od druhé nebo vzdálenosti jehly od rektální stěny. A konečně, měření plochy a objemu, důležité pro intraoperativní plánování, jsou založena na těchto dvou základních měřeních vzdálenosti.

Pro kontrolu měření vzdálenosti je optimální fantom, který obsahuje vysoce kontrastní vlákna (např. fantom CIRS 045). Fantom by měl obsahovat nejméně jeden sloupec a jednu řadu tvořenou kontrastními vlákny s kontrastními markery o známé vzájemné vzdálenosti. Případně lze použít fantom obsahující objekt se známými rozměry, jako jsou válce nebo koule.

Přesný popis principu výpočtu délky stanovené pomocí UZ naleznete v [2].

Cíl kontroly: Ověření přesnosti měření axiální a laterální vzdálenosti na obrazu z ultrazvuku.

Způsob kontroly: Stanovením vzájemné vzdálenosti obrazů markerů o známé nominální vzdálenosti nebo rozměru objektu ve fantomu. Zmíněné objekty se ve fantomu zobrazí pomocí UZ standardním způsobem, stanoví se jejich vzájemné vzdálenost (rozměr) a stanoví se odchylka od referenční hodnoty.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než ± 2 mm nebo 2% měřené délky pro axiální a ± 3 mm nebo 3% měřené délky pro laterální směr.

Pozn: Akční limit pro přesnost měření laterální vzdálenosti je větší než pro přesnost měření axiální vzdálenosti díky většímu počtu faktorů ovlivňujících měření. Konkrétně snížení prostorového rozlišení v příčném směru vede ke zvýšení nejistoty určení polohy vlákna.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.4 tohoto dokumentu.

2.1.1.5 Přesnost měření plochy

Správné provedení výpočtu objemu tělesa závisí na přesnosti určení plochy tělesa ve snímané rovině. Proto musí být verifikována přesnost měření plochy. K měření je vhodné použít fantom s objektem, který má kruhový průřez o známé velikosti.

Cíl kontroly: Ověření přesnosti měření plochy na obrazu z ultrazvuku.

Způsob kontroly: Stanovením velikosti plochy průřezu objektem o známých rozměrech na obrazu z ultrazvuku. Stanoví se odchylka od referenční hodnoty.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 5%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.5 tohoto dokumentu.

2.1.1.6 Přesnost měření objemu

Pro potřeby dozimetrie v reálném čase je velmi důležité přesné stanovení objemu prostaty. Tento test vyžaduje jak fantom s třidimenzionálním tělesem o známém objemu tak i krokovací zařízení používané v klinické praxi.

Cíl kontroly: Ověření přesnosti určení objemu objektu z dat ultrazvuku.

Způsob kontroly: Stanovením objemu objektu o známých prostorových parametrech z dat ultrazvuku. Stanoví se odchylka od referenční hodnoty.

Frekvence: Alespoň 1 týden před každým provedením IBP (při zjištění zhoršení kvality parametru musí být proveden odpovídající servisní zásah).

Tolerance: Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 5%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.2.6 tohoto dokumentu.

2.2 Aplikační mřížka

2.2.1 Nastavení mřížky, kalibrace mřížky

Mřížka (template) je šablona, pomocí které se při IBP implantují jehly. Elektronická mřížka je generována ultrazvukovým systémem a je pomůckou při zavádění a lokalizaci jehel dle ozařovacího plánu. Je velmi důležité verifikovat, že značky elektronické mřížky přesně odpovídají lokalizaci otvorů na fyzické mřížce. Pokud se mřížky vzájemně neshodují, jehly není možné umístit v souladu s plánem. Je však třeba poznamenat, že i v případě dokonalé shody obou mřížek lze někdy v praxi pozorovat určitou diskrepanci. I když je mřížka nastavená a kalibrována správně, zkosený hrot jehly se může po vpichu do tkáně odchýlit od směru daného otvorem ve fyzické mřížce v důsledku nehomogenity tkáně v prostatě a pružnosti jehly a to vede k odchylce od ideální pozice.

Kalibrace mřížky vyžaduje umístění mřížky s jehlami a krokovacího zařízení do vody a zajištění rovnoběžnosti jehel. Fantom k těmto účelům by měl poskytnout výrobce krokovacího zařízení. Pokud takový fantom není k dispozici, je třeba najít náhradní metody kalibrace mřížky.

Cíl kontroly: Ověření přesnosti shody otvoru fyzické mřížky se značkami elektronické mřížky.

Způsob kontroly: Zobrazením alespoň tří jehel umístěných do fyzické mřížky, porovnáním skutečné polohy jehel vůči elektronické mřížce a stanovením odchylky. Pokud je stanovená odchylka větší než povolená tolerance, je třeba provést nastavení fyzické mřížky adjustací v držáku sondy ultrazvuku nebo nastavením elektronické mřížky v menu ultrazvuku.

Frekvence: Před prvním použitím mřížky a poté vždy před provedením IBP.

Tolerance: Odchylka polohy otvorů fyzické mřížky oproti značkám elektronické mřížky by měla být menší nebo rovna 1 mm.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.3 tohoto dokumentu.

2.3 Krokovací zařízení

2.3.1 Posun krokovacího zařízení

Krokovací zařízení (stepper) může být mechanické nebo elektronické. Posouvá sondu UZ v kranio-kaudálním směru. Sonda ve zvolených ekvidistantních krocích krokovacího zařízení snímá jednotlivé transversální řezy. Přesná délka zvoleného kroku krokovacího zařízení je důležitá pro správné geometrické zobrazení prostaty.

Cíl kontroly: Ověření přesnosti posunu krokovacího zařízení.

Způsob kontroly: Měřením vzdáleností

Postup kontroly: Porovnáním velikosti posunu provedeného krokovacím zařízením s nezávislým měřidlem délky nebo údajem na displeji elektronického zařízení. Pro mechanické krokovací zařízení se kontroluje skutečná délka posunu sondy proti nezávislému měřidlu délky, pro elektronické krokovací zařízení se kontroluje skutečná délka posunu sondy proti údaji na displeji a počet nasnímaných řezů v plánovacím systému. Pro nasnímaný počet řezů musí platit:

$$n = \left(\frac{D}{d}\right) + 1 \quad (1)$$

kde: D je celková délka posunu [mm]

d je délka kroku [mm]

Pokud je stanovená odchylka větší než povolená tolerance, je třeba provést kalibraci krokovacího zařízení odborným servisem.

Frekvence: Před prvním použitím krokovacího zařízení a poté vždy před provedením IBP.

Tolerance: Odchylka délky posunu provedeného krokovacím zařízením od délky posunu stanoveného na nezávislém měřidle vzdálenosti/zobrazeného na displeji by měla být menší nebo rovna 1mm. Počet nasnímaných řezů musí odpovídat specifikaci dle vztahu (1).

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.4.1 a 5.1.4.2 tohoto dokumentu.

2.3.2 Rotace elektronického krokovacího zařízení

Pokud je třeba při IPB zobrazit v celé délce jehlu, která leží mimo střední rovinu mřížky, je nutné natočit sondu UZ společně s krokovacím zařízením (střední rovina obrazu UZ odpovídá střednímu sloupci děr v aplikační mřížce). Pro zajištění správnosti zobrazení v těchto případech je třeba kontrolovat přesnost zobrazení při rotaci krokovacího zařízení.

Cíl kontroly: Ověření přesnosti zobrazení při úhlovém natočení sondy UZ s krokovacím zařízením.

Způsob kontroly: Zobrazením alespoň dvou jehel umístěných mimo střední rovinu zobrazení UZ, porovnáním skutečného úhlu rotace sondy s úhlem určeným pomocí plánovacího systému. Pokud je stanovená odchylka větší než povolená tolerance, je třeba provést kalibraci rotace krokovacího zařízení.

Frekvence: Před prvním použitím mřížky a poté vždy před provedením IBP.

Tolerance: Odchylka úhlu zobrazeného v plánovacím systému a úhlu určeného výpočtem by neměla být větší než 1°.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.4.3 tohoto dokumentu.

2.4 Kontrola plánovacího systému a výpočtu dávek

Pro přesnou aplikaci IBP je nutné ověřit správnou funkci plánovacího systému. Verifikaci plánovacího systému v případě použití HDR je věnována kap. 5 [5] včetně vybraných příloh. Pro verifikaci plánovacího systému v případě použití radionuklidových zrn u IBP jsou navrženy testy obsažené dále v této kapitole.

Je třeba mít na paměti, že konkrétní provedení těchto testů se může lišit pro různé výrobce plánovacích systémů. Je nutné, aby se odpovědná osoba detailně seznámila s principy konkrétního systému a ověřila všechny parametry, které by mohly mít vliv na kvalitu výpočtů a tedy i celé aplikace.

Základní kontroly správnosti výpočtu plánovacím systémem bývají součástí akceptační procedury výrobce. Tyto uživatelské zkoušky jsou založeny na zveřejněných zdrojových specifikačních údajích typických pro zdroje určitého výrobce. Pokud by se takovéto údaje použily pro zdroj jiného výrobce, mohou se výsledky podstatně lišit.

Pozn. 1: Vždy před uvedením plánovacího systému do klinického provozu vyžádejte od dodavatele návrh konkrétních postupů pro provádění uživatelských testů systému včetně referenčních hodnot pro ověření správnosti výpočtů. Referenční hodnoty jsou zpravidla výsledkem nezávislých ručních výpočtů pro dávky ve struktuře.

Pozn. 2: Před provedením každé kontroly a každé aplikace IBP se ujistěte, že typ zdroje, který se bude používat v plánovacím systému, je identický se zdrojem, jenž chcete použít v kontrole případně aplikaci.

Pozn. 3: Základní kontrola identifikace a dat radionuklidových zrn vložených do plánovacího systému je popsána v kap. 3.

2.4.1 Výpočet dávky v bodě

Cíl kontroly: Ověření přesnosti shody výpočtu dávky plánovacím systémem a nezávislým výpočtem.

Způsob kontroly: Kontrolou výpočtu dávky v bodě pomocí plánovacího systému a porovnáním výsledku výpočtu s hodnotami dodanými výrobcem nebo hodnotami vypočtenými ručně. Ověřuje se hodnota dávky v bodě ve vzdálenosti max. 5 cm pro jedno a dvě zrna a ověřuje se dávka v bodě od 1. zrna, od 2. zrna a součtová dávka v bodě od obou zrn.

Frekvence: Před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí.

Tolerance: 1%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

2.4.2 Zobrazení izodóz

Cíl kontroly: Ověření správného zobrazení izodózních křivek plánovacím systémem.

Způsob kontroly: Kontrolou zobrazení izodózních křivek pomocí plánovacího systému a jejich porovnáním s hodnotami dodanými výrobcem. Ověřuje se vzdálenost jednotlivých úrovní izodóz od středu 1 zrna v transverzálním i longitudinálním směru a viditelnost izodóz na jednotlivých vrstvách UZ obrazů. Při následném provádění zkoušky by měla být použita stejná mřížka, stejná vzdálenost mezi UZ obrazy a stejný počet obrazů.

Frekvence: Před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí.

Tolerance: 2 mm.

Dokumentace: Protokol ZPS.

2.4.3 Objemový výpočet dávky

Cíl kontroly: Ověření správného objemového výpočtu dávky plánovacím systémem.

Způsob kontroly: Využitím hodnot DVH. Provede se objemový výpočet dávky od jednoho zrna umístěného ve struktuře o známém objemu. Je-li to možné, porovnávají se hodnoty kumulativního a diferenciálního DVH s referenčními hodnotami pro definovanou max. a min. dávku v daném objemu.

Frekvence: Před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí.

Tolerance: 5 % nebo 0,5 cm³ (cokoli je větší).

Dokumentace: Protokol ZPS.

2.4.4 Výpočet anizotropní funkce modelu lineárního zdroje

Cíl kontroly: Ověření správného výpočtu anizotropní funkce lineárního zdroje.

Způsob kontroly: Ověřením výpočtu plánovacího systému v aproximaci lineárního zdroje za použití dat anizotropní funkce.

Frekvence: Před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí.

Tolerance: 1%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

2.4.5 Shoda zobrazení ultrazvukem a plánovacím systémem

Cíl kontroly: Ověření, že geometrie vytvořená plánovacím systémem odpovídá geometrii zobrazené ultrazvukem.

Způsob kontroly: Porovnáním velikosti cílových objemů získaných na ultrazvuku a v plánovacím systému.

Frekvence: Před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí.

Tolerance: 5%.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.5 tohoto dokumentu.

2.5 Příprava a provedení vlastní aplikace IBP

2.5.1 Kontrola nastavení ultrazvuku

Cíl kontroly: Ověření správného nastavení ultrazvuku před aplikací IBP.

Způsob kontroly: Kontrolou zobrazení mřížky, výškového a stranového zobrazení, měřítka zobrazení - použité frekvence a vhodného módu škály šedi.

Frekvence: Před každou aplikací IBP.

Tolerance: Funkčnost.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.6 tohoto dokumentu.

2.5.2 Funkčnost řetězce ultrazvuk – plánovací systém

Při IBP se používá on line propojení ultrazvuku a plánovacího systému, případně propojení ultrazvuku se systémem pro zpracování řezů z ultrazvuku a umožňujícím zakreslení cílového objemu a rizikových orgánů a jejich přenos do plánovacího systému. V plánovacím systému potom dochází k výpočtu dávkové distribuce. Pro úspěšné provedení IBP je proto nutné zkontrolovat síťové propojení jednotlivých zařízení a funkčnost celého řetězce.

Cíl kontroly: Ověření funkčnosti všech komponent podílejících se na přenosu obrazových dat z ultrazvuku do plánovacího systému.

Způsob kontroly: Verifikací funkčnosti jednotlivých prvků řetězce i funkčnosti jejich vzájemného propojení.

Frekvence: Před každou aplikací IBP.

Tolerance: Funkčnost.

Dokumentace: Protokol ZPS.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.7 tohoto dokumentu.

2.5.3 Provedení aplikace IBP

2.5.3.1 IBP s využitím HDR

Cíl kontroly: Ověření řetězce postupů a činností při přípravě aplikace IBP a kontrola správnosti parametrů ozařovacího plánu a parametrů mechanických prvků pro transport zdroje záření do těla pacienta.

Způsob kontroly:

1. Verifikací délky propojení přenosová trubice – jehla, verifikací průchodnosti propojených jehel s přenosovými trubicemi a jednoznačnou identifikací přenosových trubic (číselné označení) pro všechny jehly a přenosové trubice, které jsou připraveny k aplikaci (tuto kontrolu se doporučuje provést před zahájením přípravy pacienta k aplikaci pro urychlení průběhu aplikace a omezení nežádoucích komplikací po zavedení jehel do těla pacienta).[5]
2. Verifikací shody dat z ozařovacího plánu a dat načtených do automatického afterloadingu pro parametry: Jméno a ID pacienta, datum ozáření, referenční dávka, počet jehel, ozařovací časy v jednotlivých pozicích, celková kermová vydatnost. [5]

Frekvence: Při každé aplikaci IBP.

Tolerance: Funkčnost, shoda verifikovaných dat a tolerance uvedené v kap. 3.

Dokumentace: Protokol ZPS a parciální protokoly pro dokladování provedené aplikace.

Příklad metodiky: Příloha č. 5.1.8.1 tohoto dokumentu.

2.5.3.2 IBP s využitím radionuklidových zrn LDR

Cíl kontroly: Ověření řetězce postupů a činností při přípravě aplikace radionuklidových zrn pro IBP.

Způsob kontroly: Ověřením správnosti a bezpečnosti provedení činností nutných pro přípravu IBP pomocí radionuklidových zrn. Kontroluje se hlavně kermová vydatnost dodaných zrn (viz. kap. 3), ověření počtu zrn připravených k aplikaci, zavedení zrn (strandů) do jehel pro aplikaci, identifikace jehel s různými počty zrn, provedení dozimetrické kontroly přípravy zrn, kontrola počtu zrn zavedených do pacienta.

Frekvence: Při každé aplikaci IBP.

Tolerance: Funkčnost, shoda verifikovaných dat a tolerance uvedené v kap. 3.

Dokumentace: Protokol ZPS a parciální protokoly pro dokladování provedené aplikace.

Příklad: Příloha č. 5.1.8.3 tohoto dokumentu.

3 Přehled kontrol a jejich četností a tolerancí.

Vymezení kontroly	Četnost	Tolerance	Kapitola
-------------------	---------	-----------	----------

Identifikace URZ			
Identifikace URZ HDR aplikace	A ₀ , VZ	F	1.1.1.
Identifikace URZ aplikace radionuklidových zrn	A ₀ , P	F	1.1.2
Kontrola kermové vydatnosti			
Aplikace HDR	VZ	3%	1.2.1.
Aplikace radionuklidových zrn	A ₀	5%, 5%-7% stanovit příčinu, <7% kontaktovat výrobce	1.2.2.
Těsnost URZ			
Aplikace HDR	VZ	200Bq	1.3.1.
Aplikace radionuklidových zrn	A	Hodnota aktivity jednoho zrna	1.3.2.
Vlastnosti ultrazvuku			
Škály šedi a jejich viditelnost	A ₀ T	±2stupně šedi nebo ±10% délky verifikačního obrazce	2.1.1.1. 5.1.2.1
Hloubka pronikání signálu	A ₀ T	Odchylka od referenční hodnoty ≤1cm	2.1.1.2. 5.1.2.2.
Axiální a laterální rozlišení	A ₀ T	Odchylka od referenční hodnoty ≤±1mm	2.1.1.3. 5.1.2.3
Přesnost měření axiální a laterální vzdálenosti	A ₀ T	Odchylka od referenční hodnoty: Axiální směr <±2mm nebo 2% Laterální směr <±3mm nebo 3%	2.1.1.4. 5.1.2.4
Přesnost měření plochy	A ₀ T	Odchylka od referenční hodnoty ≤5%	2.1.1.5. 5.1.2.5
Přesnost měření objemu	A ₀ T	Odchylka od referenční hodnoty ≤5%	2.1.1.6. 5.1.2.6
Aplikační mřížka			
Nastavení mřížky, Kalibrace mřížky	A ₀	≤1mm	2.2.1. 5.1.3
Krokovací zařízení			
Posun krokovacího zařízení	A ₀	≤1mm	2.3.1. 5.1.4.1 5.1.4.2
Rotace elektronického krokovacího zařízení	A ₀	≤1°	2.3.2. 5.1.4.3
Kontrola plánovacího systému a výpočtu dávek			
Výpočet dávky v bodě	P	1%	2.4.1.
Zobrazení izodóz	P	2mm	2.4.2.
Objemový výpočet dávky	P	5% nebo 0,5cm ³ (cokoli je větší)	2.4.3.
Výpočet anizotropní funkce modelu lineárního zdroje	P	1%	2.4.4.
Shoda zobrazení ultrazvukem a plánovacím systémem	P	5%	2.4.5. 5.1.5
Příprava a provedení vlastní aplikace IBP			
Kontrola nastavení ultrazvuku	A ₀	F	2.5.1. 5.1.6
Funkčnost řetězce ultrazvuk-plánovací systém	A ₀	F	2.5.2. 5.1.7
IPB s využitím HDR	AP	F a tolerance viz. kap. 3	2.5.3.1.

			5.1.8.1
IPB s využitím radionuklidových zrn LDR	AP	F a tolerance viz.kap.3	2.5.3.2. 5.1.8.3

Legenda:

- A - kontrola se provádí před a po aplikaci
- A₀ - kontrola se provádí před aplikací
- A₀T - kontrola se provádí týden před aplikací
- AP - kontrola se provádí při aplikaci
- P - kontrola se provádí před uvedením plánovacího systému do provozu, po aktualizacích plánovacího systému, po přeinstalování aplikace a po jakýchkoli změnách licencí
- VZ - kontrola se provádí po výměně radionuklidového zdroje

4 Literatura a informační zdroje pro část B

- [1] Report of American Association of Physicists in Medicine, Radiation Therapy Committee Group 43, Medical Physics, 22(2), 209-235, Feb 1995;
- [2] Third-party brachytherapy source calibrations and physicist responsibilities: Report of the AAPM Low Energy Brachytherapy Source Calibration Working Group. Med. Phys. 35(9):3860-5, Sept. 2008;
- [3] Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, Medical Physics, 31(3), 633-674, Mar 2004;
- [4] AAPM Task Group 128: Quality assurance tests for prostate brachytherapy ultrasound systems, Medical Physics, 35(12), 5471-5489, December 2008;
- [5] SÚJB: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Uzavřené radionuklidové zářiče v brachyterapii, Praha 1998;
- [6] Nag S, Beyer D, Friedland J, Grimm P and Nath R: American Brachytherapy Society (ABS) Recommendations for transperineal permanent brachytherapy of prostate cancer;
- [7] Ash D, Flynn A, Battermann J, De Reijke T, Lavagninu P, Blank L: ESTRO/EAU/EORTS Recommendations on permanent seed implantation for localised prostate cancer;
- [8] Stock R, Stone N, Wesson MF et al.: A modified technique allowing interactive ultrasound guide three dimensional transperineal prostate implantation, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1995; 32:219-225;
- [9] Stone N, Stock R, DeWyngaert JK et al.: Prostate brachytherapy: Improvements in prostate volume measurements and dose distribution using interactive ultrasound guided implantation and three dimensional dosimetry. Radiat. Oncol. Invest. 1995; 3:185-195;
- [10] Nath R, Anderson LL, Luxton G et al.: Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group No.43. Med. Phys. 1995; 22:209-233;
- [11] Blasko JC, Ragde H, Schumacher D.: Transperineal percutaneous iodine-125 implantation for prostatic carcinoma using transrectal ultrasound and template. Guyance Endocuriether / Hypertherm. Oncol. 1987; 3:131-139;
- [12] Priestly JB, Beyer DC.: Guided brachytherapy for treatment of confined prostate cancer. Urology 1992; 40:27-32;
- [13] Nag S, Baird M, Blasko J et al.: American Brachytherapy Society(ABS) survey of current clinical practice for permanent brachytherapy of prostate cancer. J. Brachyther. Int. 1997; 13:243-251;
- [14] Grimm PD, Blasko J, Ragde H.: Ultrasound guided transperineal implantation of iodine-125 and palladium-103 for the treatment of early stage prostate cancer-technical concepts in planning, operative technique and evaluation. Atlas Urol. Clin. N. Am. 1994; 2:113-125;
- [15] Nag S, Pak V, Blasko J et al.: Prostate brachytherapy. In: Nag S, Editor. Principles and practice of brachytherapy. Armonk, NY: Futura Publishing Co.; 1997,p 421-440;
- [16] Nath R, Anderson L, Meli J et al.: Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee, Task Group No. 56;
- [17] Kovacs G, Pötter R, Loch T, et al.: GEC-ESTRO/EAU recommendations on temporary brachytherapy using stepping sources for localized prostate cancer. Rad. Oncol. 2005; 74:137-148;
- [18] Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy with Sealed Sources (ICRU Report 72, 2004);
- [19] Williamson J, Coursey B, DeWerd L et al.: Guidance to use of Nycomed Amersham and North American Scientific, Inc., I-125 Interstitial Sources: Dosimetry and calibration changes: Recommendations of American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee, Ad Hoc Subcommittee on Low-Energy Sees Dosimetry. Med. Phys. 1999; 26:570;

- [20] Williamson J, Coursey B, DeWerd L et al.: Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine on 103-Pd interstitial source calibration and dosimetry: Implications for dose specification and prescription, 2000;
- [21] Bice W, Preslidge B, Prete J, Dubois D.: Clinical impact of implementing AAPM Task Group 43 on permanent prostate brachytherapy using I-125. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1998; 40,1237-1241;
- [22] Mainegra E, Capote R, Lopez E.: Dose rate constants for I-125, Pd-105, Ir-192 and Y-169 brachytherapy sources: An EGS4 Monte Carlo study *Phys. Med. Biol.* 1998; 43,1557-1566;
- [23] Mainegra E, Capote R, Lopez E.: Radial dose function for I-125, Pd-105, Ir-192 and Y-169 brachytherapy sources: An EGS4 Monte Carlo study *Phys. Med. Biol.* 2000; 45,703-711;
- [24] Nag S, Bice W, DeWyngaert K, Prestidge B, Stock R, Yu Y: The American Brachytherapy Society recommendations for permanent prostate brachytherapy postimplant dosimetric analysis. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2000; 46,221-230;
- [25] Nath R, Rivard M, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Huq M, Ibbot G, Williamson J: Status of the American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee's, Subcommittee on Low-Energy Interstitial Brachytherapy Source Dosimetry: Procedure for the Development of Consensus Single-Source Dose-Distributions. *Med. Phys.* 2002; 29,1349;
- [26] Seltzer M, Lamperti P, Soares C, Weaver J: New NIST air-kerma strength standards for I-125 and Pd-105 brachytherapy seeds. *Med. Phys.* 1998; 25, A170;
- [27] Williamson J: Comparison of measured and calculated dose rates in water I-125 and Ir-192 seeds. *Med. Phys.* 1991; 18, 776-786;
- [28] Hoskin P, Colombo A, Henry A, Niehoff P, Paulsen Hellebust T, Siebert A, Kovacs G: GEC/ESTRO recommendations on high dose rate afterloading brachytherapy for localised prostate cancer: An update. *Rad. Oncol.* 2013; 107,325-332.
- [29] Davies BJ, Horwtiz EM, Lee WR, et al.: American Brachytherapy Society consensus guidelines for transrectal ultrasound-guided permanent prostate brachytherapy. *Brachytherapy.* 2012; 11:6–19.
- [30] Yamada Y, Rogers L, Demanes DJ, et al.: American Brachytherapy Society consensus guidelines for high-dose-rate prostate brachytherapy. *Brachytherapy* 2012; 11:20–32.

5 Přílohy

5.1 Příloha 1: Příklady metodik

5.1.1 Dozimetrické ověření kermové vydatnosti zrn LDR.

Radionuklidová zrna jsou pro danou aplikaci objednávána u výrobce s požadovanou aktivitou respektive kermovou vydatností určenou ke dni aplikace. Kermovou vydatnost zrn je třeba dozimetricky ověřit. S ohledem na vlastnosti zrn LDR se při stanovení hodnoty kermové vydatnosti postupuje podle kapitoly III.3. v Příloze III základního doporučení SÚJB [5]. Komparační postup, který zajišťuje návaznost na vyšší etalony, se volí podle konstrukce zrn, doporučení jejich výrobce a použitého komparačního zařízení (ionizační komory) [3,5,18].

Následující postup je jednou z možných variant, která vychází z podmínek daných pro zrna I-125, typ I25.S06 (strand) a elektrometr s 4π deskovou ionizační komorou (výrobce PTW).

Postup:

1. Použijte pouze sterilizované jehly s příslušenstvím (rozptylový adapter).
2. Propojte elektrometr s vhodnou ionizační komorou (např. SourceCheck Type 34051, výrobce PTW).
3. Zapněte elektrometr a nechte stabilizovat dle pokynů výrobce.
4. Provedte opravu na pozadí.
5. Změřte teplotu a tlak vzduchu.
6. Připravte řetězec o 3 zrnech a vložte na sterilní rozptylový nástavec a vystředte na střed komory.
7. Dle kermové vydatnosti zrn udané výrobcem určete přibližně interval, za který naměříte náboj 100pC. Tento časový údaj nastavte jako měřicí čas elektrometru.
8. Zahajte měření elektrometrem v režimu měření náboje.
9. Po ukončení časového intervalu zaznamenejte údaje o velikosti časového intervalu a změřeného náboje.
10. Měření 3x zopakujte.
11. Pomocí pinzety přeneste zrna do připraveného kontejneru.
12. Vypočtete kermovou vydatnost a zkontrolujte, zda odpovídá kermové vydatnosti udané výrobcem.

$$S_K = \frac{p_0}{p} \cdot \frac{T_0 + T}{T_0 + 20} \cdot \frac{M_{NCOR}}{t} \cdot n^{-1} \cdot N_{KA} \quad (2)$$

kde:

S_K je stanovená kermová vydatnost ve vzduchu pro jedno zrno [$\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$]

$\frac{p_0}{p} \cdot \frac{T_0 + T}{T_0 + 20}$ je korekce odečtu na tlak a teplotu (Pozn.: v závislosti na způsobu měření mohou být použity další korekční faktory)

$\frac{M_{NCOR}}{t}$ je nekorigovaný odečet náboje/časový interval [$\text{pC} \cdot \text{s}^{-1}$]

n je počet měřených zrn (např. 3 zrna)

N_{KA} je kalibrační koeficient komory pro používaný typ zrn případně strandu [$\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{A}^{-1}$]

Tolerance: 5% od hodnoty uvedené v certifikátu výrobce.

5.1.2 *Ověření vlastností ultrazvuku*

5.1.2.1 *Škály šedi a jejich viditelnost*

Postup:

1. Zobrazte proužek škály šedi na monitoru ultrazvuku. Tento proužek může mít dvě varianty:
A - proužek je složen z diskretních úseků škály šedi od bílé až po černou.
B - proužek je složen ze spojitého přechodu od bílé až po černou s nízkým gradientem šedi.
2. Pro proužek typu A: Spočítejte počet diskretních úseků šedi a zaznamenejte.
Pro proužek typu B: Použijte digitální měřtko a změřte délku proužku, kde je gradient šedi viditelný. Zaznamenejte tuto délku.

Tolerance:

Pro proužek typu A: Počet diskretních úseků by se neměl lišit o více než dva od hodnoty stanovené při instalaci UZ.

Pro proužek typu B: Délka linie by se neměla lišit o více než 10% od délky stanovené při instalaci UZ.

5.1.2.2 *Hloubka pronikání signálu ultrazvuku*

Postup:

1. Umístěte sondu UZ na skenovaný povrch fantomu, u sondy použijte UZ gel.
2. Najděte ve fantomu oblast s relativně dobře viditelnými vysoce reflexními objekty.
3. Použijte frekvenci běžně používanou při aplikacích a nastavte sílu signálu na maximum. Změřte hloubku, kde lze statický skvrnitý ultrazvukový obraz objektu z fantomu jasně odlišit od dynamického elektronického šumu. Pokud se používá fantom s málo kontrastními objekty v hloubce, mohou tyto cíle pomoci rozlišit maximální hloubku průniku, neboť zmizí, když je dosaženo limitu. Pokud je fantom vidět celý, použijte bud větší fantom nebo vezměte zobrazení celého fantomu jako referenční.
4. Zmrazte obraz a změřte hloubku pronikání.
5. Přepněte sondu do ortogonální roviny a měření zopakujte.
6. Volitelně je možné provést měření i pro jiné frekvence.

Tolerance:

Maximální hloubka pronikání by se neměla lišit o víc než 1 cm od hodnoty stanovené při instalaci UZ.

5.1.2.3 *Axiální a laterální rozlišení ultrazvuku*

Postup:

1. Nalezněte ve fantomu oblast, která má jednu řadu kontrastních vláken v různých hloubkách nebo oblast, kde jsou kontrastní vlákna umístěna v postupně se zkracujících vzdálenostech v axiálním a laterálním směru.
2. Jestliže má ultrazvuk měnitelnou ohniskovou hloubku, umístěte ohnisko do hloubky, kde jsou značky, které použijete k měření. Nastavte zobrazení ultrazvuku pro optimální viditelnosti značek a zmrazte obraz. Vytiskněte sken.
3. Pokud použijete diskretní kontrastní vlákna v různých hloubkách, změřte vzdálenosti obrazů vláken v axiálním i laterálním směru. Tyto vzdálenosti jsou platné limity rozlišení v axiálním a laterálním směru. Jestliže použijete kontrastní značky umístěné v postupně se zkracujících vzdálenostech, určete velikosti mezer v axiálním i laterálním směru, ve kterých již nelze jednotlivá vlákna rozlišit.
4. Přepněte sondu do ortogonálního směru a opakujte kroky 1-3.

Tolerance:

Měřené axiální a laterální rozlišení by se nemělo lišit o víc než 1 mm od hodnoty stanovené při instalaci UZ.

5.1.2.4 Měření axiální a laterální vzdálenosti

Měření axiální vzdálenosti.

Postup (pro případ fantomu s objekty o známé vzdálenosti):

1. Ultrazvuk přepněte do axiálního zobrazení.
2. Nastavte parametry skenu, které používáte při klinické praxi.
3. Nastavte střed zobrazení ultrazvuku na vlákno s markery ve fantomu a zajistěte, aby osa ultrazvukového svazku byla kolmá na toto vlákno. Zobrazte vlákno s markery a zmrazte sken. Údaje zaznamenejte.
4. Užitím elektronického měřítka změřte vzdálenost krajních markerů (nejvíce proximální a nejvíce distální).
5. Spočítejte absolutní a relativní odchylku od známé hodnoty vzdálenosti markerů.

Tolerance:

Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 2 mm nebo 2%.

Měření laterální vzdálenosti.

Postup (pro případ fantomu s objekty o známé vzdálenosti):

1. Ultrazvuk přepněte do laterálního zobrazení.
2. Nastavte parametry skenu, které používáte při klinické praxi.
3. Zajistěte, aby osa ultrazvukového svazku byla kolmá na vlákno s markery. Zobrazte řadu značek a obraz zmrazte. Údaje zaznamenejte.
4. Užitím elektronického měřítka změřte vzdálenost krajních značek (značky nejvíce vlevo a značky nejvíce vpravo).
5. Pokud je více řad, proveďte měření pro řady nejvíce proximální a nejvíce distální.
6. Spočítejte absolutní a relativní odchylku od známé hodnoty vzdálenosti markerů.

Tolerance:

Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 3 mm nebo 3%.

Měření s použitím náhradního objektu.

Pokud nejsou ve fantomu vlákna s markery s vysokým kontrastem, použijte následující postup s využitím kulového nebo jiného objektu se známými rozměry.

Postup:

1. Nastavte parametry skenu, které používáte při klinické praxi.
2. Skenujte objekt tak, že ultrazvukový paprsek skenuje objekt přes známý rozměr. U válcových těles se ujistěte, že paprsek je kolmý k ose válce. Zobrazte objekt a obraz zmrazte. Údaje zaznamenejte.
3. Užitím elektronického měřítka změřte velikost obrazu objektu (umístěte klipy měřítka na horní a dolní a levou a pravou stranu zobrazeného objektu).
4. Vypočítejte rozdíl ve vzdálenosti a procentuální chybu mezi známou a naměřenou hodnotou v každém směru.

Tolerance:

Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 2 mm nebo 2% měřené délky pro axiální a o ± 3 mm nebo 3% měřené délky pro laterální směr.

5.1.2.5 Měření plochy

Postup:

1. Nastavte parametry skenu, které používáte při klinické praxi.
2. Zobraďte objekt tak, že ultrazvukový svazek protíná objekt se známým rozměrem. U válcových těles se ujistěte, že paprsek je kolmý k ose válce. Zobraďte objekt a obraz zmrazte. Údaje zaznamenejte.
3. Užitím příslušného nástroje ultrazvukového systému pečlivě zakreslete hranici objektu.
4. Ultrazvuk vypočte plochu vámi zakresleného objektu.
5. Vypočítejte procentuální odchylku mezi známou a vámi určenou hodnotou plochy.

Tolerance:

Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 5%.

5.1.2.6 Měření objemu

Postup:

1. Nastavte fantom tak, aby sonda upnutá v krokovacím zařízení (stepperu) měla dobrý kontakt s povrchem fantomu a mohla se pohybovat v celé délce fantomu. Aplikujte gel na sondu a skenovaný povrch.
2. Použijte stejnou proceduru jako v klinické praxi a posunujte sondou přes cílový objem a snímejte jednotlivé řezy.
3. Zakreslete kontury cílového objemu v jednotlivých řezech.
4. Ultrazvuk vypočte objem vámi zakresleného objektu.
5. Vypočítejte procentuální odchylku mezi známou a vámi určenou hodnotou objemu.

Tolerance:

Stanovená hodnota by se neměla lišit od hodnoty stanovené při instalaci UZ o více než 5%.

5.1.3 Nastavení mřížky, Kalibrace mřížky

Postup:

1. Vhodnou nádobu naplňte vodou tak, aby se do ní dala ponořit UZ sonda s mřížkou upevněnou na krokovacím zařízení. Ujistěte se, že voda má teplotu okolního prostředí a neobsahuje bubliny.
2. Připevněte aplikační mřížku do krokovacího zařízení (je vhodné použít přídatný držák a další mřížku pro zajištění rovnoběžnosti jehel).
3. Spojte krokovací zařízení s mřížkou (nebo držák s aplikační i pomocnou mřížkou) a sondou UZ.
4. Ponořte sestavu do nádoby s vodou.
5. Do aplikační mřížky umístěte 3 jehly nejlépe do 1 nebo 2 řad poblíž středu mřížky.
6. Zkontrolujte, zda je poloha jehel na mřížce shodná s obrazem jehel na elektronické mřížce UZ.
7. Pokud ne, nastavte polohu aplikační mřížky s jehlami pomocí mechanického adjustačního posunu v ose x a y nebo proveďte posun polohy elektronické mřížky v menu ultrazvuku.

Tolerance:

Odchylka polohy otvorů fyzické mřížky oproti značkám elektronické mřížky by měla být menší nebo rovna 1 mm.

5.1.4 Krokovací zařízení

5.1.4.1 *Mechanické krokovací zařízení*

Postup:

1. Zapojte ultrazvuk a krokovací zařízení se sondou jako při klinickém použití.
2. Na část držáku krokovacího zařízení pevně spojenou se statickou částí tohoto zařízení pevně připevněte (přilepte) část milimetrového měřítka zvolené délky (např. 3 cm).
3. Nastavte krokovací zařízení naproti nulové poloze připevněného měřítka.
4. Provedte jeden krok krokovacím zařízením dle připevněného měřítka a zkontrolujte jeho délku nezávislým měřidlem délky.
5. Provedte 5 kontinuálních kroků krokovacím zařízením a proveďte kontrolu délky posunu stejně jako v bodě 4.

Tolerance:

Odchyłka délky posunu provedeného krokovacím zařízením od délky posunu stanoveného na nezávislém měřidle vzdálenosti by měla být menší nebo rovna 1mm.

5.1.4.2 *Elektronické krokovací zařízení*

Postup:

1. Zapojte ultrazvuk, krokovací zařízení a plánovací systém používaný k objemové rekonstrukci obrazových dat jako při klinickém použití.
2. Na část držáku krokovacího zařízení pevně spojenou se statickou částí tohoto zařízení pevně připevněte (přilepte) část milimetrového měřítka zvolené délky (např. 3 cm).
3. Nastavte krokovací zařízení naproti nulové poloze připevněného měřítka.
4. Zvolte na elektronickém krokovacím zařízení délku kroku používanou v klinické praxi.
5. Posuňte krokovací zařízení vůči připevněnému měřítku o zvolenou délku.
6. Zkontrolujte na elektronickém krokovacím zařízení zobrazenou délku.
7. Zkontrolujte v plánovacím systému počet vytvořených řezů.

Tolerance:

Odchyłka délky posunu provedeného krokovacím zařízením od délky posunu stanoveného na nezávislém měřidle vzdálenosti/zobrazeného na displeji by měla být menší než 1mm. Počet nasnímaných řezů musí odpovídat specifikaci dle vztahu (1)

5.1.4.3 *Rotace elektronického krokovacího zařízení*

Postup:

1. Zapojte ultrazvuk, krokovací zařízení a plánovací systém používaný k objemové rekonstrukci obrazových dat jako při klinickém použití.
2. Zaveďte pomocí aplikační mřížky dvě jehly tak, kdy každá byla na opačné straně od střední roviny ultrazvuku.
3. Na transversálním zobrazení ultrazvukového obrazu změřte pomocí elektronického měřítka vzdálenost řady, ve které je jehla zavedená, k senzoru ultrazvukové sondy.
4. Na transversálním zobrazení ultrazvukového obrazu změřte pomocí elektronického měřítka kolmou vzdálenost jehly od střední roviny (lze použít i elektronickou zobrazovací mřížku).
5. Z pravoúhlého trojúhelníka vypočtete úhel, který přímky získané v bodech 3) a 4) spolu svírají.
6. Otočte krokovacím zařízením tak, aby svislá rovina proložená podélnou osou detektoru směřovala k jehle.
7. Na obrazovce plánovacího systému odečtete úhel otočení.
8. Oba úhly porovnejte.
9. Zopakujte postup i pro druhou jehlu.

Tolerance: Odchyłka úhlu zobrazeného na krokovacím zařízení a úhlu určeného výpočtem by neměla být větší než 1°.

5.1.5 Shoda zobrazení ultrazvukem a plánovacím systémem

Postup:

1. Provedte objemovou studii třírozměrného tělesa ve vhodném ultrazvukovém fantomu, v každém řezu zakreslete konturu tělesa a určete velikost celkového objemu tělesa.
2. Provedte import ultrazvukových řezů do plánovacího systému pro vytvoření objemové studie plánovacím systémem.
3. V každém řezu zakreslete konturu tělesa a určete velikost celkového objemu tělesa pomocí plánovacího systému.
4. Stanovte odchylku velikosti obou objemů.

Tolerance: 5%.

5.1.6 Ověření nastavení ultrazvuku

Postup:

1. Zapněte ultrazvuk.
2. Zkontrolujte typ zobrazené elektronické mřížky.
3. Zkontrolujte výškové nastavení obrazu - směr anterior - posterior.
4. Zkontrolujte stranové zobrazení obrazu - směr latero – laterální.
5. Zkontrolujte měřítko velikosti zobrazení - použitou frekvenci ultrazvuku.
6. Zkontrolujte použitý mód šedi.

Tolerance: Všechny parametry by měly být shodné s běžně používanými parametry při intersticiální aplikaci prostaty.

5.1.7 Ověření funkčnosti přenosu dat

Postup:

1. Zapojte všechna zařízení řetězce tak, jak se používají v klinické praxi.
2. Vytvořte pomocí ultrazvuku, sondy a krokovacího zařízení sadu skenů a exportujte je do dalšího zařízení v řetězci.
3. Pokud se v řetězci používá zařízení na zpracování řezů, zpracujte 3D obraz, zakreslete testovací cílovou strukturu, testovací rizikový orgán. Takto zpracovaná data exportujte do plánovacího systému.
4. V plánovacím systému zadejte pozice jehel a v nich obsazené pozice HDR nebo zrny.
5. Vypočítejte dávkovou distribuci.

Tolerance: Funkčnost všech zařízení tvořících řetězec.

5.1.8 Příklad sekvence činností a odpovědnosti při IBP

5.1.8.1 IBP s využitím HDR

Postup:

1. Vyrovnání jehel (fyzik).
2. Kalibrace mřížky (fyzik).
3. Kontrola délky propojovací trubice – jehla (fyzik).
4. Kontrola správného nastavení ultrazvuku (fyzik).
5. Kontrola propojení - ultrazvuk, krokovací zařízení, plánovací systém (fyzik).
6. Kontrola posunu krokovacího zařízení (fyzik).
7. Kontrola systému pro přenos dat do plánovacího systému (fyzik).
8. Upravení polohy pacienta - ultrazvuk, C-rameno (lékař).
9. Nasnímání skenů UZ posunem sondy v krokovacím zařízení (lékař).

10. Zakreslení kontur - PTV + OAR (lékař).
11. Umístění mřížky do krokovacího zařízení (lékař).
12. Navržení ideálního plánu - ideální rozmístění jehel (fyzik).
13. Umísťování jehel dle ideálního plánu (lékař).
14. Zápis odchylek od ideálního plánu (fyzik).
15. Korekce na reálnou pozici jehel v plánovacím systému (fyzik).
16. Propojení jehel s AFL HDR (lékař ve spolupráci se sálovou sestrou).
17. Kontrola propojení jehla AFL HDR (fyzik).
18. Výpočet dávkové distribuce (fyzik).
19. Kontrola pozice jehel (fyzik ve spolupráci s lékařem).
20. Ozáření pacienta (fyzik/radiologický asistent).
21. In vivo dozimetrie (fyzik/radiologický asistent).
22. Zápis dat do databáze (fyzik).

5.1.8.2 Ověření propojení „přenosová trubice – jehla“

Postup:

1. Propojte přenosové trubice s jehlami, stejně jako při aplikaci.
2. Změřte délku této sestavy pomocí měřky dodávané výrobcem.
3. Je-li to třeba, upravte délku přenosové trubice.
4. Provedte pro všechny přenosové trubice a jehly, které se používají při aplikaci.
5. Správné hodnoty délek sestav zadejte pro jednotlivé kanály do plánovacího systému.

Tolerance: 1 mm.

5.1.8.3 Příklad sekvence činností a odpovědnosti při IBP s využitím zrn LDR

Postup:

Měsíc před aplikací:

1. Kontrola databází v plánovacím systému (fyzik).
2. Příprava aplikačního stolu (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
3. Kontrola správného nastavení ultrazvuku (fyzik).
4. Propojení ultrazvuk, krokovací zařízení, plánovací systém, tiskárna (fyzik).
5. Kontrola posunu a rotace krokovacího zařízení (fyzik).
6. Kontrola funkčnosti propojení systému (fyzik).
7. Testovací nabrání skenů, konturace, výpočet více plánů s různými aktivitami zrn (preplan) (fyzik, lékař).
8. Výběr aktivity zrn pro aplikaci (fyzik).
9. Výpočet počtu zrn potřebných pro aplikaci (fyzik).
10. Vystavení objednávky na zrna (fyzik).
11. Zaslání ohlášení na SÚJB (fyzik).

2 dny před aplikací:

12. Příprava stříhacího zařízení pro strandy a rozptylových destiček pro sterilizaci (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
13. Zapnutí elektrometru a propojení s komorou (fyzik).

Den před aplikací:

14. Převzetí zrn (fyzik).
15. Kalibrace mřížky (fyzik).
16. Kontrola stříhacího zařízení (fyzik).
17. Kontrola přenosného dozimetru (fyzik).
18. Příprava aplikačního stolu (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
19. Propojení ultrazvuk, krokovací zařízení, plánovací systém, tiskárna (fyzik).

20. Kontrola funkčnosti propojení systému, nabraní skenů, registrace mřížky, konturování, testovací výpočet počtu jehel, zdrojů a jejich umístění, funkčnost tiskárny (fyzik).
21. Měření aktivity zrn (fyzik ve spolupráci s radiologickým asistentem).
22. Dozimetrická kontrola prostoru pro manipulaci se zrny/strandy (fyzik).
23. Kontrola dodaných jehel a příslušenství k aplikaci (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
24. Stříhací zařízení a rozptylové destičky do sterilizace (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).

Den aplikace

25. Příprava aplikačního stolu (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
26. Kontrola správného nastavení ultrazvuku (fyzik).
27. Propojení ultrazvuk, krokovací zařízení, plánovací systém, tiskárna (fyzik).
28. Kontrola posunu a rotace krokovacího zařízení (fyzik).
29. Kontrola funkčnosti propojení systému (fyzik).
30. Kontrola jehel a zrn (stříhacího zařízení pro stříhání strandů) (fyzik).
31. Zadání pacienta a aktivity zrn do plánovacího systému (fyzik).
32. Upravení polohy pacienta - ultrazvuk, C-rameno (lékař).
33. Nastavení nulové roviny (fyzik, lékař).
34. Nasnímání skenů UZ posunem sondy v krokovacím zařízení (fyzik, lékař).
35. Registrace mřížky (fyzik).
36. Zakreslení kontur - PTV + OAR (lékař).
37. Výpočet plánu (fyzik).
38. Schválení plánu (lékař).
39. Výtisk rozmístění, počtu jehel a množství a typů zrn (strandů) (fyzik).
40. Příprava zrn/stříhání strandů (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
41. Zápis o počtech odebraných zrn (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
42. Ověření počtu zrn v jednotlivých jehlách (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
43. Přenos zrn (nastříhaných strandů) na sálek (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
44. Dozimetrická kontrola prostor pro manipulaci se zrny/strandy (fyzik).
45. Aplikace jehel pacientovi a korekce jejich polohy v souladu s ideálním plánem (fyzik, lékař).
46. V průběhu aplikace kontrola správné polohy prostaty vůči mřížce oproti nasnímaným skenům (fyzik, lékař).
47. Po umístění všech zrn vytištění plánu (fyzik).
48. Dozimetrická kontrola sálku (fyzik).
49. Snímky AP pacienta na C-ramenu (fyzik ve spolupráci s radiologickým asistentem).
50. Kontrola počtu zrn na snímcích a porovnání s počtem umístěných zrn (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
51. Úklid prostoru po manipulaci se zrny (fyzik ve spolupráci se sálovou sestrou).
52. Odeslání zbylých zrn výrobci (fyzik).

Měsíc po aplikaci:

53. Snímky AP na C-ramenu, kontrola počtu zrn a porovnání počtu zrn s počtem zrn umístěných při aplikaci (fyzik ve spolupráci s radiologickým asistentem).
54. Provedení CT pacienta a naskenování oblasti prostaty (fyzik, lékař).
55. Převod CT řezů do plánovacího systému, zakreslení PTV a OAR, označení zrn a porovnání jejich počtu s počtem umístěných zrn při aplikaci, výpočet plánu a jeho porovnání s plánem z aplikace (postplanning) (fyzik, lékař).
56. Zapsání sledovaných údajů do databáze (fyzik).

5.2 Příloha 2: Vybavení a pomůcky potřebné pro provádění kontrol

1. Ultrazvuk s příslušenstvím (návod na použití v českém jazyce, tiskárna, vodivý gel).
2. Transverzální ultrazvuková sonda.
3. Krokovací zařízení (stepper).
4. Nezávislé měřidlo délky.
5. Vodící mřížka 2x.
6. Fantom na měření velikosti plochy a objemu.
7. Fantom pro kalibraci mřížky.
8. Implantační jehly.
9. Přenosové trubice.
10. Sterilizované jehly pro přípravu zrn (strandů).
11. Brachyterapeutický fantom (např. CIRS Model 45).
12. Ověřený elektrometr.
13. Vhodná ověřená ionizační komora (např. 4 π desková komora výrobce PTW).
14. Přístroj pro měření aktivity (stěry).
15. Přístroj na měření úrovně radiace.
16. Rozptylový adapter.
17. Fantom zpětného rozptylu.
18. Teploměr.
19. Tlakoměr.
20. Stříhací zařízení na přípravu strandů.
21. Pinzeta.
22. Šroubovák.
23. Milimetrové měřítko.
24. Nůžky pro možnost odstřížení zrn.
25. Bezpečnostní kontejnery.
26. Kalkulačka.
27. Nádobka s vodou pro kalibraci mřížky.
28. Přídavný držák pro zajištění rovnoběžnosti jehel při kalibraci mřížky.
29. Počítač s plánovacím systémem.
30. Specifikace v klinické praxi používaného typu zdroje od výrobce.
31. Síťové propojovací kabely.
32. Osvědčení URZ.
33. Data použitých zdrojů v literatuře.
34. Referenční hodnoty pro ověření správnosti výpočtů.
35. Osobní počítač.
36. Tiskárna.

Autoři

Tuto publikaci vypracovali:

Ing. Irena Koniarová, Ph.D.,

Ing. Anna Kindlová

Ing. Ivana Horáková, CSc.,

Mgr. Luboš Homola

ve spolupráci s členy Pracovní skupiny SÚRO pro radioterapii.