

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

**HODNOCENÍ DÁVEK ZÁŘENÍ NA KŮŽI, U PACIENTEK PO ABLACI PRSU
PRO KARCINOM, TERMOLUMINISCENČNÍMI DOZIMETRY A
V PLÁNOVACÍ KONZOLI POD BOLUSEM A BEZ BOLUSU.**

Bakalářská práce

Autor: Dominika Galeková

Vedoucí práce: MUDr. Miluše Dolečková, Ph.D.

V Českých Budějovicích dne 4. května 2009

Abstrakt:

My Bachelor thesis deals with the evaluation of doses of radiation on skin, in patients after a breast ablation for a carcinoma, with thermoluminescence dosimeters and planning consoles under bolus and without bolus. The thesis comprises two parts, a theoretical and practical part.

The theoretical part is focused on the occurrence of breast tumour diseases, classification of tumour types and prevention of breast tumour diseases, as well as on the disease diagnostics and treatment.

The practical part provides evaluation of a measurement related to a dose on the surface of patient's skin and on the surface of Rando Phantom. Measurement results are presented in tables and graphs. In the practical part, we used the Rando Phantom for measurement of thermoluminescence dosimeters, an evaluation device for the evaluation of thermoluminescence dosimeters, bolus (tissue equivalent material) which increases the dose on body surface, homogeneous. The practical part and the entire Bachelor thesis compares radiation doses on the skin of patients after total mastectomy using bolus with doses measured on the surface of a phantom. Both the phantom and the patients were irradiated under the same radiation conditions. Results of measurements conducted at ONO in the České Budějovice Hospital show that an average dose obtained from individual thermoluminescence dosimeters is 1,88 Gy in a phantom with the use of bolus, 1,5 Gy in a phantom without the use of bolus, 2,14 Gy in patients after total mastectomy using bolus and 1,76 Gy in patients after total mastectomy without using bolus. When irradiating patients without the use of bolus, the dose permeates deep into the body and is lower, while with the use of bolus, the dose keeps on the body surface and corresponds to a dose defined in the treatment plan.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma: Hodnocení dávek záření na kůži, u pacientek po ablaci prsu pro karcinom, termoluminiscenčními dozimetry a v plánovací konzoli pod bolusem a bez bolusu vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích dne 4. května 2009

.....

Dominika Galeková

Poděkování:

Touto cestou bych velice ráda poděkovala paní MUDr. Miluši Dolečkové, Ph.D. a paní ing. Aleně Studýnkové za jejich odborné vedení, vstřícnost, praktickou pomoc, cenné připomínky a rady při zpracování mé bakalářské práce.

Dominika Galeková

OBSAH:	strana
ÚVOD	7
1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIK	8
1.1 Morfologie nádoru	8
1.2 Léčba nádoru prsu	10
1.2.1 Chirurgická léčba	10
1.2.2 Radiační léčba	11
<i>1.2.2.1 Příprava před radioterapií</i>	12
1.2.2.1.1 Ozařovací techniky u karcinomu prsu	12
1.2.2.1.2 Frakcionační schéma v léčbě karcinomu prsu	12
<i>1.2.2.2 Algoritmus plánování radioterapie</i>	13
1.2.2.2.1 Simulátor	13
1.2.2.2.2 CT přístroj	14
1.2.2.2.3 Plánovací systém	15
1.2.2.2.4 Plánovací konzol	15
<i>1.2.2.3 Teleterapie v léčbě karcinomu prsu</i>	16
1.2.2.3.1 Lineární urychlovač	16
<i>1.2.2.4 Brachyradioterapie v léčbě karcinomu prsu</i>	17
1.2.2.4.1 Automatické afterloadingové přístroje	18
1.2.2.4.2 Intersticiální aplikace	18
1.2.2.4.3 Indikace	18
1.2.2.4.4 Provedení aplikace	19
1.2.2.4.5 Výhody a nevýhody brachyterapie	20
<i>1.2.2.5 Kritické orgány</i>	20
<i>1.2.2.6 Charakteristika fotonového záření</i>	21
<i>1.2.2.7 Termoluminiscenční dozimetrie</i>	21
1.2.2.7.1 Materiály pro TLD	23
1.2.2.7.2 Příprava TLD pro kalibraci	26
1.2.2.7.3 Vyhodnocovací aparatura	26
1.2.3 Chemická léčba	29

1.2.4 Hormonální léčba	30
1.2.5 Biologická léčba	31
2. CÍL A HYPOTÉZY PRÁCE	33
3. METODIKA PRÁCE	34
3.1 Charakteristika souboru	34
3.2 Termoluminiscenční dozimetry na ONO České Budějovice	36
3.2.1 Použití pícky	37
3.2.2 Vyhodnocení	37
3.3 Ozařování fantomu	38
3.4 Ozařování pacientek po totální mastektomii	41
4. VÝSLEDKY	43
5. DISKUSE	59
6. ZÁVĚR	61
7. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	62
8. KLÍČOVÁ SLOVA	64
9. PŘÍLOHY	65

ÚVOD

Bakalářskou práci na téma „Hodnocení dávek záření na kůži, u pacientek po ablaci prsu pro karcinom, termoluminiscenčními dozimetry a v plánovací konzoli pod bolusem a bez bolusu“ jsem si vybrala proto, neboť mě zajímá zda dávka záření na povrchu kůže bude ovlivněna bolusem (tkáňový ekvivalentní materiál).

Tato otázka je důležitá především z hlediska ovlivnění dávky na kůži, zejména jizvy a okolí, měkkých tkání hrudní stěny, při poddávkování je pravděpodobný vznik recidivy onemocnění. Další hledisko je možnost ovlivnění postradiačních změn v kritických orgánech (srdce, plíce) po ozáření hrudní stěny u pacientek po totální mastektomii. Vyšší dávky v těchto kritických orgánech pomohou zapříčinit závažné vedlejší komplikace spojené s léčbou karcinomu prsu a tím zkomplikovat průběh léčby.

1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY

Nádory prsu patří k nejčastějším nádorovým onemocněním u žen. Rakovinu prsu znali již staří Egypťané. Léčili ji vypalováním zasažených tkání rozžhaveným železem. V pozdějším období se rakovinou prsu a její léčbou zabýval Galén. Hlavní příčinu onemocnění viděl v nadbytku melancholie. V léčbě doporučoval speciální diety a zaříkávání. Základy chirurgického odstranění nemocného prsu (mastektomie) vyvinul až o několik století později Andreas Vesalius. Zmínky o úspěšné provedené mastektomii pocházejí ze samotného počátku 18. století. Dochoval se popis případu řádové sestry z kanadského Quebecu, která se díky zákroku v roce 1700 zbavila rakoviny prsu a prožila 30. let spokojeného života.

Karcinom prsu je u žen nejčastějším zhoubným nádorem a jeho incidence se v rozvinutých zemích každoročně zvyšuje o 1 – 2 %. Výskyt karcinomu prsu stoupá s věkem. V roce 2005 v České republice bylo nově diagnostikováno 6000 žen s rakovinou prsu, a na toto onemocnění zemřelo v témž roce 2000 žen.⁽¹⁰⁾

Rakovina prsu patří mezi medicínsky a společensky závažné onemocnění ve většině zemí. Primární prevence se snaží snížit riziko vzniku rakoviny prsu v celé populaci žen především osvětou. Sekundární prevence je významná pro vyhledávání časných stádií rakoviny prsu a dobrými léčebnými výsledky. Patří sem samovyšetření prsů, klinické vyšetření prsů, mamografie (po roce) a screeningová mamografie (po 2 letech).⁽¹⁰⁾

1.1 Morfologie nádorů prsu⁽¹⁾

Diagnóza karcinomu prsu je definitivně stanovena patologem. Vyšetřující triplet (klinické vyšetření, zobrazovací metody, morfologie) je základní ve stanovení diagnózy.

Morfologická verifikace je základní podmínkou zahájení léčby. Nejčastějšími nádory prsu jsou epitelové nádory – karcinomy. Vzácně se vyskytují sarkomy a lymfomy. Zvláštní formou rychle rostoucího, leč prakticky nemetastazujícího nádoru je fyloidní forma, též označována jako cystosarcoma phylloides, která má zřídka maligní formu. Karcinomy jsou převážně infiltrativně rostoucí adenokarcinomy s různým stupněm anaplazie. Zvláštními jednotkami jsou lobulární karcinom in situ

(LCIS), který bývá multifokální a často také oboustranný, k přechodu do invazivní formy dochází zhruba ve 35%. Duktální karcinom in situ (DCIS), který přechází do invazivní formy mnohem častěji (70%). Ten rovněž může být multicentrický, avšak méně často než LCIS. Zvláštní, relativně benigní formou je Pagetův karcinom bradavky, což je pouze intraepidermálně rostoucí karcinom bez známek infiltrativního růstu. Avšak i tento nádor se může dále transformovat na invazivně rostoucí karcinom. Nejmalignější formou karcinomu prsu je tzv. erysipeloidní karcinom, který je charakterizován šířením nádorových buněk v lymfatických kapilárách kůže prsu. Tento typ nádoru má charakteristický klinický vzhled tzn., že kůže je zarudlá a změněna do obrazu pomerančové kůry.

Neméně důležité než morfologie je stanovení rozsahu onemocnění. Užívá se klasifikace navržená mezinárodní unií proti rakovině UICC (International Union Against Cancer) a zařazení nemocné podle kategorií T (tumor), N (noduli-uzliny), M (metastázy) je jedním ze základních východisek pro plánování léčby. Kromě klinické klasifikace TNM je důležité posouzení pooperačního nálezu pTNM verifikovaného patologem. Kromě znalostí anatomie vlastní mléčné žlázy je nutné dobře znát zejména lymfatické zásobení.

Pro další osud nemocného je nezbytné posoudit veškeré faktory, které mohou pomoci v odhadu prognózy a v predikci léčebné odpovědi. Na základě znalostí těchto faktorů a na základě výsledků řady kontrolovaných studií je pak možné vybrat optimální léčebné schéma.

Rámcově lze říci, že nejvýznamnější pro posouzení klinikem je:

- rozsah nádoru;
- biologický charakter nádoru dokresluje informace patologa udávající:
 - typ nádoru (typing);
 - stupeň jeho malignity (grading);
 - posouzení okrajů preparátu (nádor je mimo okraje řezu nebo je naopak přesahuje);
 - velikost intraduktální komponenty;
 - šíření do lymfatických a krevních cév;

- věk pacientky a její vztah k menopauze;
- přítomnost či chybění hormonálních receptorů.

1.2 Léčba nádorů prsu

Před léčbou prokázaného nádoru prsu je třeba provést ještě další vyšetření k ozřejmění rozsahu onemocnění tj. ke zjištění přítomnosti eventuálních dalších dceřiných nádorových ložisek v organismu. V této době je již pacientka v rukou specialisty onkologa. Patří sem především snímek plic. Dále je to ultrazvukové vyšetření břicha, kterým se zobrazí játra a prostorové poměry v dutině břišní. Z izotopového vyšetření kostí (scintigrafie) si lékař učiní obraz o poměrech ve skeletu (kostře). Veškerý obraz o rozsahu choroby doplňují speciální biochemické testy, které odhalují možnou přítomnost látek produkovaných nádorem v krevním séru.⁽¹³⁾

Lokoregionální léčba rakoviny prsu se vztahuje na výkony zaměřené na prs a regionální lymfatické uzliny – jedná se tedy o chirurgické operace a radioterapii.⁽¹⁰⁾

Systémová léčba vychází naopak ze skutečnosti, že se účinná látka přenáší krví, a působí tedy v celém organismu. Jejím příkladem je chemoterapie, hormonální a biologická léčba.⁽¹⁰⁾

1.2.1. Chirurgická léčba⁽¹³⁾

Nejobvyklejším prvotním léčebným zásahem je operační výkon. Může jím být amputace prsu nebo částečný výkon, kdy prs zůstane zachován. Rozsah výkonu záleží na více okolnostech zejména na velikosti a umístění nádoru. Součástí výkonu je i odstranění axilárních uzlin. Mikroskopickým vyšetřením odebrané tkáně se zjišťuje typ nádorového bujení a jeho vztah k okolní zdravé tkáni:

Typy chirurgických operací prováděných v České republice:

- amputace (ablace) prsu – odstranění celého prsu, kdy se společně s ablací prsu provádí odstranění axilárních uzlin;
- parciální resekce – společně s nádorem se odstraňuje část tkáně prsu.

1.2.2. Radiační léčba ⁽¹⁰⁾

Radioterapie patří stejně jako léčba chirurgická k logoregionálním léčebným způsobům. Snahou radiační léčby je vpravit do cílového objemu letální nádorovou dávku (Letal Tumour Dose – LTD) během určité doby. Radioterapie počítá s rozdílem radiosenzitivity mezi tkání normální a tkání nádorovou. Jejich poměr je vyjádřen terapeutickým indexem a ten udává snadnost, s jakou je možno do nádorového ložiska aplikovat LTD bez poškození okolní zdravé tkáně. Je-li do ložiska skutečně vpravena LTD, jde o léčbu radikální a výsledek může být kurativní.

Radioterapie je zařazována v komplexní léčbě jako pooperační, předoperační a samostatná – bez operace (např. u inoperabilních nádorů nebo inoperabilních z interních důvodů). Kurativní radioterapie má za cíl vyléčit, oproti tomu paliativní radioterapie má za úkol odstranit symptomy nemoci (ozáření metastáz, např. do kostí, centrálního nervového systému, při léčbě rozsáhlých recidiv).

Ozařování po konzervativním chirurgickém výkonu je považováno za standardní léčebnou metodu. Je vždy nutno zhodnotit všechny faktory – věk pacientky, velikost tumoru, histologii včetně přesného zhodnocení šířky lemu zdravé tkáně v okolí tumoru. Ozařování po totální mastektomii se indikuje nejčastěji u pacientek s nádory velikosti T3 a při pozitivním uzlinovém nálezu, kde efekt snížení lokoregionálních recidiv je jednoznačný. Při nezvládnutí lokálního nálezu je větší pravděpodobnost celkové generalizace onemocnění. Prakticky vždy se ozařují pacientky po parciální mastektomii.

V radioterapii mléčné žlázy se využívá vysokoenergetické záření, jehož zdrojem jsou lineární urychlovače nebo izotopové ozařovače. Nejobvyklejší je ozáření zevní (z velké vzdálenosti), tzv. teleterapie. Akcelerátory jsou zdrojem X záření, ale mohou být i zdrojem rychlých elektronů. Brachyradioterapie (ozařování z krátké vzdálenosti) u karcinomu prsu nejčastěji využívá intersticiální aplikaci iridiových drátků a to zejména pro dosažení „boost“ efektu tj. k dosycení dávky ve vlastním lůžku tumoru. Stejně efektivního ozáření vlastního ložiska lze dosáhnout i rychlými elektrony.

1.2.2.1 Příprava před radioterapií⁽²⁾

Ozařování je proces extrémně náročný na přesnost, proto je nezbytná pečlivá příprava celé procedury. Nejprve je třeba vyzkoušet správnou polohu pacientky během ozařování. Tato poloha musí být pohodlná pro pacientku a zároveň dobře reprodukovatelná (opakovatelná) a při každém ozáření stejná. K tomuto účelu se nejčastěji využívají různé pomůcky, které fixují horní končetinu (nebo obě horní končetiny) nad hlavou.

1.2.2.1.1 Ozařovací techniky u karcinomu prsu⁽¹⁰⁾

Při ozařování pacientek s karcinomem prsu se používá technika dvou tangenciálních polí k ozáření hrudní stěny s jizvou po ablaci, většinou X záření en. 6 MV, jen u velmi silných pacientek se používá kombinace X záření 6+18 MV (technika pole v poli).

Technika 1 velkého asymetrického pole se používá při ozařování 2 objemů – hrudní stěny a regionálních uzlin. Rovina isocentra tvoří rozhraní obou objemů, kranialně výšku cílového objemu regionálních uzlin (homolaterálních axillárních a nadklíčkových) určuje osa Y2, kaudálně výšku cílového objemu pro hrudní stěnu určuje osa Y1. Tedy divergující svazek záření v kranio-kaudální ose je směrem obou os Y2 a Y1, v rovině isocentra je centrální paprsek. V rovině isocentra dopadá CP kolmo k podložce stolu, tedy bez divergence. Díky tomu je možné docílit homogenního prozáření cílových objemů v této rovině.

1.2.2.1.2. Frakcionační schéma u karcinomu prsu a dávka záření⁽¹⁰⁾

V kurativní radioterapii se u karcinomu prsu používá klasický frakcionační režim: pro oblast regionálních uzlin je denní ložisková dávka 1,8 Gy do celkové dávky 45 Gy, pro oblast hrudní stěny s jizvou je denní ložisková dávka 2 Gy a celková dávka 50 Gy, tedy jde o 25 frakcí.

1.2.2.2 Algoritmus plánování radioterapie ⁽⁶⁾

Příprava ozařovacího plánu je složitý proces, jehož výsledkem musí být vypracování optimálního léčebného postupu. Ozařovací plán musí být připraven tak, aby byl naplněn cíl radioterapie. Cílem radioterapie je dodání požadované dávky do cílového objemu během určité doby za maximálního šetření okolní zdravé tkáně a především kritických orgánů.

Rozhodnutí o použití radioterapie jako způsobu léčby musí být založeno na potřebných diagnostických údajích.

V procesu přípravy musí být postupně určeny tyto kroky:

- rozhodnutí o způsobu léčby;
- získání kompletních klinických informací o nádoru a pacientovi;
- lokalizace cílového objemu, získání dalších informací o anatomických poměrech potřebných pro přípravu ozařovacího plánu;
- provedení CT řezů pro plánování léčby;
- určení cílových objemu a kritických orgánů;
- volba vhodného uspořádání polí a výpočet izodozního plánu;
- simulace, verifikace – ozařovacích podmínek podle schváleného ozařovacího plánu;
- vlastní léčba.

1.2.2.2.1. Simulátor ⁽⁶⁾

Simulátor - přístroj, který napodobuje celý proces ozařování a umožňuje jeho optimalizaci. (příloha č. 5). Simulátor je diagnostický rentgenový přístroj se zesilovačem obrazu, jehož rentgenka je upevněna na otočném izocentrickém rameni a je vybavena systémem nastavitelných clon, umožňujících napodobení svazku záření takového, jaký se pak bude používat na vlastním terapeutickém ozařovači. Simulátor umožňuje lokalizaci cílového objemu a topometrii nádorových ložisek, zaměřování svazku paprsků a modelování geometrie polí a ozařovacích parametrů, zakreslení orientačních a referenčních bodů na těle pacienta. K nastavení izocentra slouží systém laserových zaměřovačů. Gantry přístroje může rotovat v rozsahu 360° a stůl je identický se stolem v ozařovně. Obraz je ze zesilovače přenášen na obrazovku

(skiaskopie) a dále je možné zhotovovat rentgenové snímky event výtisk lokalizačního či simulačního snímku. Lokalizační snímky slouží především jako pomůcka při zakreslování cílových objemů a jednak k zakreslení tvarovaných polí. Verifikační snímky při simulaci jsou dokladem o správném postavení ozařovacích polí. Moderní síťové systémy umožňují digitalizaci obrazu ze simulátoru, jeho transfer do počítače verifikační jednotky a archivaci. Výhodou je potom snadná editace obrazu a jeho porovnání s obrazem pole z urychlovače s možností vyhodnocení odchylky nastavení.

Pro pokročilé ozařovací technologie (IMRT, IGRT) se nyní často používá tzv. virtuální simulátor - rtg zobrazovací přístroj CT vybavený speciálním softwarem pro dávkové plánování.

1.2.2.2.2 CT přístroje⁽³⁾

CT vyšetření má nezastupitelné místo v plánování léčby zářením, neboť nám zajišťuje lokalizaci nádoru, optimalizaci dávek, simulaci (ověřování) léčby. CT přístroj ve většině případů se nachází na radiodiagnostickém oddělení, na některých specializovaných radioterapeutických pracovištích je k dispozici vlastní CT přístroj.

K tvorbě CT snímků pro potřeby plánování léčby je důležitým požadavkem, aby pacientka ležela ve stejné ozařovací poloze s použitím fixačních pomůcek jako na simulátoru a následně při vlastním ozařování. Je zajištěno, že budou zachovány veškeré ozařovací podmínky. Správné nastavení pacientky do ozařovací polohy je dosaženo pomocí světelných zaměřovačů, které se musí promítnout na značky na kůži pacientky. Výhodné je si polohu těchto značek označit kontrastním materiálem (např. drátkem), neboť při vlastním procesu zhotovení ozařovacího plánu byla poloha značek na CT obrazech viditelná. Tyto CT obrazy jsou pak využívány pro 2D (dvojrozměrné), tak i standardní, modernější 3D (trojrozměrné) plánování.

K lokalizaci, simulaci i tvorbě CT obrazů je možné využít jediný přístroj – CT simulátor. Je to speciálně upravený CT diagnostický přístroj s možností přímého plánování radioterapie. Výhodou tohoto přístroje je možnost provedení CT řezů po nastavení a odpadá tak nutnost přesunu pacientky z radioterapeutického oddělení

na CT. Snižuje se riziko možnosti chyb při ukládání pacientky do ozařovací polohy na CT a v neposlední řadě se i zkracuje čas potřebný pro přípravu ozařovacího plánu.

1.2.2.2.3 Plánovací systém ⁽¹⁰⁾

Plánovací systém je označován software, který na CT obrazech umožňuje provést naplánování léčby zářením. 2D plánovací systémy prováděly plánování na jednom transversálním řezu. V dnešní době se používají především 3D systémy, které využívají série CT obrazů (obvykle v rozestupu 3 – 10 mm) a plánují v prostoru. Plánovací systém je schopen konvertovat pracovní jednotky CT (Hounsfieldovy jednotky) na elektronovou denzitu. Pro objemovou kalkulaci dávky existují různé algoritmy, které zohledňují nehomogenitu tkání (různou elektronovou denzitu měkkých tkání, vzduchu, kostí). Plánovací systém umožňuje konturování oblastí zájmu (cílový objem, rizikové orgány) na CT řezech, výběr ozařovače a druhu záření s příslušnou energií, volbu vhodné ozařovací techniky a modifikaci svazku záření (tvarování polí, klínové filtry, kompenzátory, bolusy). Pole lze tvarovat jednak přenosem dat ze simulačního snímku, jednak přímo na obrazovce. Plánovací systém zobrazuje vyznačené struktury z pohledu svazku záření (beam's eye view BEV), důležité pro tvorbu tvarovaného pole a je schopen vytvořit digitálně rekonstruovaný rentgenogram (digitally reconstructed radiograph DRR). Optimalizace plánu se provádí po vyhodnocení objemových histogramů (dose – volume histogram DVH), které znázorňují expozici cílového objemu a kritických orgánů. Dále moderní systémy dokáží fúzovat CT a MR obraz. Tím se významně zpřesní určení cílových objemů.

1.2.2.2.4 Plánovací konzole ⁽⁹⁾

Plánovací konzole se používá pro vypracování ozařovacího plánu, využívá se transverzálních CT skenů do kterých se zakresluje obrys pacienta, cílové objemy a kritické orgány. Funkcí plánovací konzole je zhotovení izodózního plánu s volbou ozařovacích podmínek a ozařovací techniky, druhu záření a energie záření. Dále se provádí optimalizace ozařovacího plánu pomocí stínících bloků, klínových filtrů, kompenzátorů, vážení polí, bolusu. Následuje správný výběr optimálního ozařovacího

plánu a definitivního frakcionačního režimu se zhodnocením homogenity a dávky v cílovém objemu (minimální, maximální, v bodě ICRU – ICRU doporučení č. 62,1999) a dávky v kritických orgánech pomocí DVH – dose volume histogram (dávka v objemových %, maximální dávka). Plánovací konzole se používá pro tvorbu 3D obrazů pro konformní radioterapii

1.2.2.3 Teleterapie v léčbě karcinomu prsu

1.2.2.3.1 Lineární urychlovač ⁽⁸⁾

LA je tvořen zdrojem vysokého napětí a urychlovací trubící. Je to vakuová trubice, na katodovém konci se žhavenou spirálou a na anodovém s terčíkem z wolframu nebo ze zlata kam dopadají urychlené elektrony. Terčík se stává zdrojem záření X. Mezi katodou a anodou je trubicový systém urychlovacích elektrod.

Lineární urychlovač (linear accelerator LA) pracuje na principu urychlení částic (v praxi elektrony) vysokofrekvenčními elektromagnetickými vlnami s vysokou energií v lineární trubici. Vysokoenergetické elektrony mohou být použity přímo k léčbě nebo jsou směřovány k brzděmu terčíku.

Urychlené elektrony, které po odchýlení elektromagnetem dopadnou na wolframový terčík za vzniku fotonového záření. Svazek fotonového záření vystupující z hlavičky LA je ohraničen a tvarován clonami kolimátoru. Pro léčbu je významnější lineární urychlovač s duální energií brzděného svazku záření 6 MV a 18 MV. Určité LA jsou schopny, mimo fotonového svazku získávat a využívat urychlené elektrony s různými energiemi – např. škála 6, 9, 12, 16, 20 MV.

Lineární urychlovače jsou vyrobeny takovým způsobem, že centrální osa svazku záření míří při jakékoliv poloze gantry do jednoho bodu, který se nazývá izocentrum. Izocentrum je obvykle od zdroje záření ve vzdálenosti 100 cm, a při plánování radioterapie se lokalizuje přibližně do středu ozařovaného objemu.

Izocentrická technika má výhodu, a to že pacientka může být ozařována několika poli, aniž by se musela měnit ozařovací poloha. Po nastavení pacientky

do izocentra přechází LA od jednoho pole k druhému automaticky podle předem nastavených ozařovacích parametrů.

Současné lineární urychlovače jsou vybavené systémem tvarujícím ozařovací pole – vícemelovým kolimátorem (multileaf colimator – MLC), tak že není nutná výroba individuálních vykrývacích bloků. Dále jsou LA vybaveny verifikačním zařízením – portálním snímkováním (portal vision), které umožňuje přesnou kontrolu ozařovaného objemu z každého pole při zahájení záření (možnost zastavení záření při špatném nastavení). Verifikační snímky se provádějí i v průběhu léčby zářením a umožňují kontrolu ozařování správného objemu. Všechny verifikační snímky jsou uloženy a jsou přístupné kdykoliv k nahlédnutí. U lineárních urychlovačů, které nejsou vybaveny portal vision, se provádí verifikace snímkováním na ozařovacím lůžku.

Důležitou součástí LA je dálkově ovládaný ozařovací stůl s plovoucí deskou. Zaměřovací lasery na stěnách ozařovny slouží ke správnému nastavení pacientky. Paprsky jsou emitovány ve třech rovinách, jejichž průsečík určuje izocentrum. Ozařovny jsou vybavené různými typy fixačních pomůcek, které zajišťují přesnou a reprodukovatelnou ozařovací polohu pacientek.

Lineární urychlovač je přístroj, který slouží k ozařování rakovinových nádorů. I když se tento systém pro léčbu onkologických pacientů využívá už dlouho právě v českobudějovické akciové nemocnici mají dva lineární urychlovače, které mají vlastní označení CLINAC 2100C/D _1 a CLINAC 2100C/D _2.

1.2.2.4 Brachyradioterapie v léčbě karcinomu prsu ⁽³⁾

Brachyradioterapie je dalším úsekem radioterapie. Liší se od teleterapie, že je zdroj umístěn přímo do nádoru či do jeho blízkosti. Tato forma léčby může být použita jako primární radikální léčba, boost k teleterapii, paliativní léčba a léčba v dříve ozařovaném terénu.

1.2.2.4.1 Automatické afterloadingové přístroje

Automatické afterloadingové přístroje používané v brachyradioterapii jsou dvojího typu. LDR (Low Dose Rate) přístroj se vyznačuje nízkým dávkovým příkonem (0,4 – 2,0 Gy/h), zatímco HDR (High Dose Rate) přístroje poskytují vysoký dávkový příkon (>12 Gy/h). Konstrukčně se oba systémy zásadně neliší. Zdroje záření jsou umístěny ve stíněném trezoru, odkud jsou pneumaticky nebo motoricky transportovány do předem zavedených aplikátorů. Přístroj nejprve zkontroluje správné propojení mezi jednotlivými aplikátory a výstupními kanály hlavičky. Potom je simulováno ozáření – neaktivní zdroj zajíždí do jednotlivých aplikátorů, kontroluje délku spojovacích hadiček a detekuje případné překážky na trase. Transport aktivních zdrojů je zahájen pouze v případě, že uvedené kontrolní procedury proběhnou bez závad. Zařízení je ovládáno dálkově a problém expozice personálu prakticky odpadá. Aplikátory jsou s přístrojem propojeny pomocí plastových hadiček.

1.2.2.4.2 Intersticiální aplikace

Intersticiální brachyradioterapie (příloha č. 2) je jednou z léčebných možností doplnění dávky záření (boost) na oblast lůžka tumoru u pacientek po parciálním výkonu na prsu pro karcinom po předchozí nebo před zevní radioterapií. Předpokladem úspěchu je však její správná indikace a vlastní provedení.

Intersticiální brachyradioterapie je uznávanou a plnohodnotnou léčebnou metodou k doplnění dávky záření na lůžko tumoru u pacientek po parciální mastektomii. Předpokladem dosažení dobrého léčebného a kosmetického efektu při užití brachyradioterapie je její správná indikace a kvalitní provedení za využití současné dostupné moderní zaměřovací, plánovací a ozařovací techniky.

1.2.2.4.3 Indikace

Správná indikace je nejdůležitějším momentem celého procesu. K výkonu jsou vhodné pacientky po parciální resekci prsu. Indikací k brachyradioterapii je malý tumor (T1, T2) v dostatečně velkém prsu uložený více jak 2 cm pod kůží, nenaléhající těsně na stěnu hrudní. Mikroskopicky pozitivní resekční okraje a neznámé okraje jsou

jednoznačnou indikací. Naopak nevhodný k brachyradioterapii je multicentrický výskyt nádoru, velký nádor v malém prsu, submammárně uložené léze, tumor v dolním vnitřním kvadrantu, nespolutrácení pacientky a její vysoký věk. Významným problémem je nepřítomnost kontrastních klipů v lůžku tumoru, neboť cílené zaměření na tuto oblast je pak hrubě orientační.

1.2.2.4.4 Provedení aplikace

Před aplikací musí mít pacientka předoperační vyšetření (biochemie krve a moči, krevní obraz, EKG, Quick test, interní vyšetření). Od půlnoci před výkonem nesmí pacientka pít, jíst, kouřit, pouze nutné léky může zapít douškem vody. Nejprve je zvolena odpovídající distribuce zdrojů záření tak, aby byl pokryt celý cílový objem. Snímky z RTG přístroje – C ramene jsou důležité pro následné plánování. Radiologický asistent vytvoří ozařovací plán. Po schválení plánu lékařem může být pacientka ozářena. Aplikace se provádí pod skiaskopickou kontrolou. Nejprve se připraví vhodné šablony tzv. templates. Šablony slouží k upevnění a zachování přesné geometrie jehel. V celkové anestezii lékař zavede do prsu pevné jehly, které se na obou koncích připevní k šablonám. Poté lékař zavede iridiové dráty potřebné délky do vodících jehel tak, že aktivní konec drátu, po upevnění v duté jehle leží 5 – 10 mm pod kůží. Tím se dosáhne toho, že vysoká dávková rychlost v okolí drátu nezpůsobí teleangiektázii nebo nekrózu kůže.

Vlastní ozáření se provádí nejčastěji za dva týdny po ukončení zevní radioterapie, po odeznění kožní reakce. Pokud je reakce minimální je možné brachyradioterapii aplikovat dříve. Aplikaci je možné provést i před zahájením zevního ozáření. Dávka se volí s ohledem na dávkový příkon. Vyšší dávka záření se aplikuje v případě pozitivních okrajů. Obecně se udává, že 16 Gy je dávka limitující kosmetický efekt (pozn. předpokládáme dávku zevní z radioterapie na oblast celého prsu v rozmezí 45 – 50 Gy). Na ONO Nemocnice České Budějovice se aplikuje jednorázová dávka 10 Gy aplikací iridiových zrn formou after loadingu.. Nejčastější počet aplikovaných rovin je 2 – 3. Pro periferně uložené nádory nebo recidivu ve stěně hrudní lze použít implantaci jediné přímé jehly. Pacientka podstoupí tento zákrok pouze jedenkrát s vyšší

dávku záření. Po ukončení ozáření ošetří sestra povrch kůže desinfekčním prostředkem a to ještě před vyjmutím jehel. Jehly odstraňuje sestra bez anestezie. Po vyjmutí jehel místo zakryje sterilním čtvercem a prubanem. Pacientka (i ambulantní) je pak přemístěna na lůžkovou část oddělení. Odpoledne pacientku zkontroluje lékař a je-li vše v pořádku může být pacientka propuštěna domů.

1.2.2.4.5 Výhody a nevýhody brachyradiochyterapie ⁽¹⁰⁾

Umožňuje aplikovat vysokou dávku záření přímo do lůžka tumoru. Vzhledem k rychlosti spádu dávky záření směrem od zdroje šetří okolní tkáň (plíce, kůži). Požadovanou dávku je možné aplikovat v jedné frakci.

Intersticiální aplikace představuje malý chirurgický výkon a její provedení je oproti zevnímu ozáření pracnější. Zavedení jehel nebo plastových hadiček je výhodnější v celkové anestezii, což přináší nutnost alespoň krátkodobé hospitalizace. Zavedení v lokální anestezii je možné, ale je spojeno s určitými nevýhodami. Po aplikaci lokálního anestetika dochází např. ke změně tvaru a objemu prsu, což může mít za následek zhoršenou orientaci při zavádění jehel nebo hadiček. Brachyradioterapie je ekonomicky náročnější oproti zevní radioterapii.

Komplikace brachyradioterapie dělíme na časné, z nichž bývá nejčastější hematom, edém a erytém. Jsou většinou nevýznamné a velmi brzy odezní. Z pozdních se vyskytuje ložisková fibróza, která může být problémem při dalším mamografickém sledování. Teleangiektázie jsou kosmetickou vadou, která vzniká v případě, že referenční izodoza dosahovala příliš k povrchu, tj. ke kůži. Nejzávažnější komplikací je ulkus, vznikající v důsledku buď špatné kalkulace dávky nebo změněné schopnosti hojení u pacientky. Nutné je dlouhodobé sledování pacientek.

1.2.2.5 Kritické orgány ⁽¹⁰⁾

Kritické orgány jsou zdravé tkáň, jejichž radiosenzitivita může mít důležitý vliv na plánování léčby anebo na aplikovanou dávku vzhledem k riziku vzniku chronických změn těchto orgánů po ozáření. Mezi kritické orgány patří mícha, plíce, srdce, druhý prs.

Při plánování léčby zářením by měla být speciální pozornost věnována minimalizaci ozařovaného objemu kritických orgánů, především plic a srdce u radiační léčby nádorů prsu.

1.2.2.6 Charakteristika fotonového záření⁽¹²⁾

Fotonové záření je elektromagnetické záření o krátkých vlnových délkách. U fotonového záření je radiační dávka způsobena sekundárními elektrony, vznikajícími fotoefektem, Comptonovým rozptylem a při vyšších energiích i tvorbou elektron-pozitronových párů. Při použití vysokoenergetického záření γ mají sekundární elektrony převážně směr primárního svazku a též vysokou energii; způsobující další a další ionizaci. Jak tedy vysokoenergetické záření prochází tkání, přibývá počet sekundárních elektronů a narůstá ionizace. Pro tvrdé fotonové záření proto maximální radiační dávka není již na povrchu (jak je tomu u měkkého záření), ale posunuje se poněkud do hloubky (tzv. *build-up* efekt - náběh dávky s hloubkou), v závislosti na energii záření. Hloubky maximální dávky v tkáni pro různé energie fotonového záření jsou přibližně: 1MeV...4mm; 5MeV...1cm; 10MeV...2,5cm; 25MeV...5cm. Tohoto efektu samotného lze využít pro hloubkové ozařování z jednoho pole, ale i při ozařování z více polí (při izocentrické ozařovací technice) má významný vliv na šetření kůže a povrchových tkání (skin-sparing efekt).

1.2.2.7 Termoluminiscenční dozimetrie⁽⁷⁾

Určité materiály mají tu vlastnost, že jsou-li vystaveny ionizujícímu záření a posléze zahřáty, tak emitují světlo. Tato vlastnost se nazývá termoluminiscence. Samotný jev termoluminiscence lze vysvětlit na základě struktury energetických hladin elektronů v reálném materiálu. Elektronový obal volného atomu je složen z řady diskretních energetických hladin, které mohou být obsazeny pouze určitým počtem elektronů daným Pauliho vylučovacím principem. V ideálním krystalu, tj. složeném pouze z atomů daného prvku a bez poruch krystalové mřížky, se díky vzájemnému působení atomů diskretní hladiny rozšiřují v energetické pásy; dovolené, v nichž mohou být elektrony a zakázané, kde elektrony být nemohou. V reálném materiálu je

ale pravidelnost krystalové mřížky narušována atomy příměsí, jenž mají jinou elektronovou strukturu, a lokálními poruchami jako jsou vakance a dislokace. Tyto nepravidelnosti vytvářejí v zakázaných pásech lokální energetické hladiny, tvořící při různých procesech zachytná centra pro elektrony. Tato centra jsou několika různých typů, např. zhasací centra, centra lokalizovaných metastabilních s nebo luminiscenční centra.

Ionizující záření předává svou energii látce prostřednictvím ionizace a excitace za vzniku excitonu nebo páru elektron-díra. Vzniklé volné elektrony a díry se pohybují volně vodivostním a valenčním pásem nezávisle na sobě, exciton se také může pohybovat mřížkou, ale nepřispívá k elektrické vodivosti, jelikož v tomto případě zůstává elektron slabě vázán s dírou. Při deexcitaci může elektron resp. díra přejít přímo do svého základního stavu za emise fotonu, je-li vlnová délka tohoto fotonu ve viditelné oblasti, označuje se tento efekt jako luminiscence, nebo může být zachycen v některém z výše zmíněných center, zvaných též elektronové pasti resp. děrové pasti. Z tohoto centra se může opět přímou deexcitací ve velmi krátkém čase řádově mikrosekund vrátit do svého základního stavu za emise fotonu ve viditelné oblasti. Tento způsob deexcitace se nazývá fluorescence. Je-li nosič náboje zachycen centrem, z něhož přímý přechod do základního stavu není dovolen (centra lokalizovaných metastabilních stavů) musí přejít do nějakého vyššího excitovaného stavu, např. do vodivostního pásu, ze kterého teprve přechází do základního stavu za emise luminiscenčního fotonu. Tomuto jevu se říká fosforescence. Je-li rozdíl mezi energetickou hladinou metastabilního stavu a vyššího excitovaného stavu, do kterého může elektron, díra nebo exciton přejít, dostatečně velký, tzn. větší než 1 eV, zůstává v tomto stavu po dlouhou dobu, jelikož energie tepelného pohybu k jeho uvolnění nestačí. Uvolnění nastává teprve až po dodání dostatečného množství energie zvenčí, je-li dodána prostřednictvím tepelného ohřevu látky, je následná fosforescence označována jako termoluminiscence.

Jelikož množství vzniklých párů elektron-díra a excitonů, tedy i množství zachycených nábojů v popsáných centrech, je úměrné energii předané látce ionizujícím zářením a zároveň pravděpodobnost jejich uvolnění z těchto center je úměrná množství

dodané tepelné energie, lze celý proces použít v dozimetrii ionizujícího záření. Měřitelným signálem, který je ve vztahu s absorbovanou energií ionizujícího záření, je tedy množství emitovaného světla. Závislost tohoto světelného toku na teplotě termoluminiscenčního materiálu se nazývá vyhřívací křivka. V ideálním případě jednoho typu pastí v materiálu nejprve graf této vyhřívací křivky exponenciálně roste a po dosažení maxima opět klesá k nule. V reálném materiálu díky různorodosti defektů v mřížce je vyhřívací křivka složitou superposicí dílčích průběhů pro jednotlivé defekty. Proto různé termoluminiscenční materiály mají své vlastní vyhřívací křivky, které se od sebe liší jak teplotami maxim, tak počtem maxim. Každý materiál má ve své vyhřívací křivce jedno hlavní maximum zvané dozimetrický pík, z jehož výšky případně plochy se určuje přes příslušný kalibrační faktor hodnota požadované dozimetrické veličiny. Tato vyhřívací křivka se získá vyhodnocením ozářeného materiálu v zařízení zvaném TLD reader.

1.2.2.7.1 Materiály pro TLD⁽⁷⁾

Materiálů vykazujících termoluminiscenci je značné množství. Pro účely dozimetrie se jich používá pouze kolem deseti. Je to dané tím, že ne všechny termoluminiscenční (TL) materiály mají vhodné vlastnosti pro takové použití. Základní požadavek na TL látku je, aby její odezva byla úměrná dávce a aby tato závislost byla lineární v dostatečně velkém rozsahu. U používaných TL materiálů je toto skutečně splněno. Tato lineární závislost je narušena u vyšších dávek, pro každý materiál existuje jistá prahová dávka, při jejímž překročení se objevuje superlinearita, tj. odezva je v této oblasti dávek větší, než předpokládá lineární závislost, nebo sublinearita, tj. odezva je menší. Další důležitou vlastností TL materiálu je jeho energetická závislost. Pro fotonové záření se může definovat jako poměr energie absorbované v materiálu dozimetru a referenčním materiálu, při stejném ozáření obou materiálů. Jako referenční se zpravidla bere vzduch nebo tkáň. Na základě této definice lze energetickou závislost jednoduše spočítat jako poměr odpovídajících hmotnostních součinitelů absorpce energie. Energetická závislost dozimetru se také stanovuje relativně k určité referenční energii, jako poměr odezvy dozimetru na měřené a referenční záření. Jako referenční se

zpravidla bere záření gama ^{60}Co nebo ^{137}Cs . Pro konkrétní dozimetry je třeba křivku energetické závislosti stanovit experimentálně, obecně je pro nižší energie, při nichž se výrazně uplatňuje fotoefekt ($\gg Z^5$), odezva dozimetru větší, jelikož efektivní protonové číslo je u většiny dozimetrů vyšší než vzduchu. Pro účely dozimetrie je třeba, aby dozimetry byly co nejméně energeticky závislé, jelikož obecně není známo, jaké záření na ně působilo. Toho lze dosáhnout použitím vhodné kombinace kompenzačních filtrů z různých materiálů a o různých tloušťkách, vložené před dozimetr. Při ohodnocení odezvy je třeba vzít v úvahu závislost citlivosti dozimetru na lineárním přenosu energie detekovaných částic. Citlivost detektoru je značně menší pro částice s vysokým LET. Je to dáno tím, že částice s vysokým LET deponují veškerou energii v malém prostoru kolem své dráhy, kde dojde díky husté ionizaci příliš brzy k naplnění všech pastí a tím se celková citlivost celého dozimetru sníží. Při volbě dozimetru je dále nutno brát v úvahu, jak je jeho signál stabilní v čase - jaký je jeho fading. Rozlišujeme fading tepelný a optický. Redistribuce elektronů v pastech může být způsobena i jinými vlivy, např. chemickými nebo mechanickými. Pro každý typ pastí v materiálu je charakteristický určitý průběh fadingu s vlastním poločasem uvolňování nosičů náboje, výsledný fading je dán superposicí těchto průběhů pro jednotlivá centra. Největším fadingem jsou poznamenány materiály obsahující mělké pasti. Ty se významně vyprazdňují již při pokojové teplotě. Ideální teplota hlavního maxima vyhřívací křivky je kolem 200 – 250 °C, ta zajišťuje dostatečnou hloubku pastí aby nedocházelo k vyprazdňování pastí před odečtem. Chybě při měření způsobené tepelným fadingem lze předejít již zmíněným předehřevem dozimetru v readeru, kdy se vyprázdní mělké pasti poznamenané vysokým fadingem a kdy se emitované světlo nezaznamenává. Osvětlení TL dozimetru může způsobit jak ztrátu signálu, tak vznik rušivého signálu díky zachycení elektronů v dozimetricky využívaných centrech. Tomu se dá jednoduše předejít světlotěsným uzavřením dozimetru. Stabilita vlastností dozimetru při opakovaném používání dozimetru je další důležité kritérium vhodnosti dozimetru. K tomu, aby dozimetr vykazoval reprodukovatelné odezvy v průběhu používání, je třeba provádět annealing, vyhřátí dozimetru na teplotu, při které se vyprázdní všechny pasti a obnoví se původní vnitřní

struktura TL materiálu. Každý TL materiál vyžaduje vlastní průběh annealingu, mnohdy víceetapový. Základní požadavek je naprosto stejný průběh annealingu co se týče teplot, dob vyhřívání při určité teplotě, rychlosti ohřevu i chladnutí, aby se materiál vrátil vždy do svého původního stavu. K tomuto účelu jsou součástí přístrojového vybavení pro TL dozimetrii také programovatelné vyhřívací píčky, které umožní provést annealing dozimetrů reprodukovatelným způsobem.

LiF je nejrozšířenějším materiálem v termoluminiscenční dozimetrii vůbec. Jeho základními kladnými vlastnostmi je jeho relativně malý fading a nízká energetická závislost daná tkání blízkým efektivním protonovým číslem. Hovoří se o něm jako o tkání ekvivalentním. LiF je také vysoce chemicky stabilní. Další jeho vlastnosti už tak příznivé nejsou. LiF má složitou strukturu záchytných center, což vede ke komplikovanému průběhu vyhřívací křivky. Počet rozlišitelných píků se uvádí až 11 °C nad pokojovou teplotou, konkrétní průběh závisí na tepelném zpracování. Díky této složité vyhřívací křivce vyžaduje dozimetr náročný annealing. Uvádějí se různé postupy při annealingu: zahřátí dozimetru na 400 °C po dobu jedné hodiny následované ochlazením konstantní rychlostí na teplotu 100 °C při níž je dozimetr držen dvě hodiny; zahřátí dozimetru na 300 °C po dobu dvou hodin následované prudkým ochlazením na teplotu 80 °C při níž je dozimetr držen 24 hodin nebo zahřátí dozimetru na 400 °C po dobu jedné hodiny následované ochlazením na teplotu 80 °C při níž je dozimetr držen 20 nebo 24 hodin. Závislost odezvy na dávce je lineární do jednotek Gy, poté přechází v superlineární. Superlinearita závisí na LET částic, při vyšším LET roste také supralinearita. Při ozáření dávkou větší než 104 Gy, se citlivost dozimetru trvale mění a již nelze annealingem obnovit původní vlastnosti. Dolní hranice měřitelných dávek je $5 \cdot 10^{-5}$ Gy. Teplota hlavního maxima je kolem 200°C, vlnová délka emitovaných fotonů leží v modré oblasti kolem 400 nm, čemuž je dobře přizpůsobena většina fotonásobičů. Fading činí 5-10 % během prvních třech měsíců po ozáření. Energetická závislost je díky nízkému Zef (=8,2) malá, maximálně 30 %, tj. poměr odezvy na záření 30 keV, při němž je detektor nejvíce citlivý, a na záření ^{60}Co je 1,3. Dnes existuje mnoho variant tohoto nejrozšířenějšího termoluminiscenčního dozimetru, lišících se od sebe jak volbou příměsí tak izotopickým zastoupením Li. Různé

izotopické složení Li se volí v závislosti na účelu použití. Standardní LiF dozimetr obsahuje přírodní zastoupení nuklidů ${}^6\text{Li}$ a ${}^7\text{Li}$, tedy 7,5 % ${}^6\text{Li}$ a 92,5 % ${}^7\text{Li}$, tento dozimetr je označován jako TLD-100. Obohacení izotopem ${}^6\text{Li}$ na 95,6 % (označení dozimetru je TLD-600) vede k podstatnému zvětšení odezvy na pomalé neutrony. Naopak dozimetr s 99,99 % ${}^7\text{Li}$ (označení dozimetru je TLD-700) je vůči pomalým neutronům téměř necitlivý. Standardní příměsi dozimetru jsou hořčík (Mg) a titan (Ti). Je-li další příměsí sodík (Na), zjednodušuje se podstatně celá procedura annealingu, buď není vůbec třeba, nebo se provádí pouze půl hodiny při 500 °C, naproti tomu má pouze poloviční citlivost. Použijí-li se příměsi hořčíku (Mg), mědi (Cu) a fosforu (P) získáváme extrémně citlivý dozimetr s detekčním prahem 50 nGy, 30krát citlivější na fotonové záření než standardní LiF (Mg,Ti), annealing je také jednodušší – 250 °C po dobu 10 minut. Hlavní fyzikální formy dozimetrů jsou sintrované tabletky a prášek.

1.2.2.7.2 Příprava TLD dozimetrie pro kalibraci⁽⁷⁾

Termoluminiscenční dozimetrie je relativní metoda a k převodu naměřených hodnot na dávku je nezbytná přesná kalibrace TLD systému. Pro odvození kalibračního faktoru TLD systému je skupina TL dozimetrů ozářena dávkou 2 Gy pomocí referenčního zdroje lineárním urychlovačem. Při ozáření jsou dozimetry vloženy ve vodním fantomu v přesně definované poloze pomocí standardního stojánku IAEA (Mezinárodní agentura pro atomovou energii). Dozimetr je přitom uložen v hloubce 5 cm ve vzdálenosti 100 cm od zdroje při nastavení ozařovacího pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Dávka je určena na základě předchozího ionizačního měření komůrkou PTW 30002 a elektrometrem PTW Unidos 10002, které jsou každé 2 roky ověřovány v Českém metrologickém institutu nebo v autorizovaném metrologickém středisku. Stanovení dávky je přitom v souladu s protokolem IAEA

1.2.2.7.3 Vyhodnovací aparatura⁽⁷⁾

Z uvedeného popisu termoluminiscence je zřejmé, že podstata aparatury k vyhodnocení TL dozimetrů je velmi jednoduchá. Ozářený dozimetr je nutno zahřát a emitované světlo kvantitativně zachytit. Realizace tohoto procesu nicméně vede

ke značně složitým zařízením, složeným z několika funkčních prvků, na něž jsou kladeny další náročné požadavky. Tyto požadavky na jednotlivé části aparatury jsou navíc silně závislé na účelu jejího použití.

TLD reader se skládá ze dvou hlavních částí - z části vyhřívací a z části na měření emitovaného světla. Části umožňující výstup dat nebo automatický vstup dozimetru do readeru lze označit jako doplňková. Vyhřívací část zařízení může pracovat na několika různých principech, kdežto jako zařízení pro měření luminiscenčního světla se výhradně používá fotonásobiče.

Průběh ohřevu závisí na zamýšleném účelu použití aparatury. Rychlý nelineární ohřev se používá v zařízeních pro rutinní vyhodnocování velkého počtu dozimetrů, lineární ohřev používaný na začátku rozvoje TL dozimetrie se hodí pro rutinní i výzkumné účely, umožňuje analýzu celé vyhřívací křivky včetně rozboru píků. Rychlost ohřevu bývá u takových výzkumných zařízení volitelná. Nejsložitější průběh ohřevu se skládá ze tří částí: předohřevu, vlastního ohřevu a annealingu. Předohřev slouží k vyprázdnění mělkých pastí, které se na vyhřívací křivce projeví výskytem nízkoteplotních maxim náchylných k vysokému fadingu i při pokojové teplotě. Během předohřevu se proto nezaznamenává emitované světlo. Následuje ohřev materiálu s odečtem světelného signálu. Během vlastního ohřevu se obvykle nevyprázdní všechny pasti a proto je k odstranění zbytkového signálu třeba provést annealing, kdy je dozimetr vyhřát na teplotu převyšující maximální teplotu odečtu.

Důležitou součástí vyhřívacího systému jsou regulační, ovládací a kontrolní prvky, které mají zajistit naprostou reprodukovatelnost vyhřívacího cyklu, umožnit volbu jeho průběhu a sledovat důležité parametry mající vliv na stabilitu a reprodukovatelnost měření. Nebude-li toto zajištěno, tak díky závislosti vlastností dozimetrů na způsobu předchozího vyhodnocování získáme postupně dozimetry s neporovnatelnou odezvou. Nárůst teploty u odporového způsobu ohřevu je řízen změnami napětí, teplota je snímána termočlánkem nebo detektorem infračerveného záření, jehož výstupní údaj slouží pro regulaci ohřevu. Reprodukovatelným způsobem musí proběhnout nejenom ohřev, ale i ochlazení dozimetru, jelikož rychlost chladnutí má také vliv na jeho citlivost.

Optický signál z dozimetru musí být kvantitativně vyhodnocen. Jelikož světelný tok píku z dozimetru ozářeného dávkou řádově mGy činí 10^{-12} - 10^{-10} lm, je jako detektor světla používán fotonásobič, neboť ostatní detektory světla jsou nedostatečně citlivé. Před fotonásobič je třeba předradit optický systém, jehož úkolem je potlačit nežádoucí signál zvyšující pozadí a zároveň koncentrovat veškeré luminiscenční světlo na katodu fotonásobiče. Takový optický systém se obecně skládá ze tří částí: komory, ve které je zahřátím detektoru produkován TL signál, optického filtru a světlovodu.

Ideální vyhřívací komorou je parabolické zrcadlo s TL dozimetrem v ohnisku, které z izotropně emitovaného světla vytvoří paralelní svazek. Divergentní je jen ta část, která opouští prostor komory přímo bez odrazu na zrcadle. Takový tvar komory je možný pouze u zařízení používajících k ohřevu horký plyn. Použití takové komory přináší zároveň dvě nevýhody. Při vyhřívání se z dozimetru uvolňuje určité množství nečistot, které poté změní schopnost zrcadla odrážet světlo, druhý problém nastává při malé nepřesnosti v umístění dozimetru před zrcadlo. Taková malá změna v pozici poté může způsobit velkou změnu v množství zachyceného světla. Proto při vyhodnocování dozimetrů s dostatečnou odezvou je lepší používat neodrazivé stěny.

Z hlediska sběru luminiscenčního světla by bylo nejúčinnější, aby byl TL materiál umístěn co nejblíže fotonásobiči. Díky teplotní závislosti fotokatody však toto není možné, jelikož v takovém uspořádání by docházelo k přílišnému zahřívání fotonásobiče. Proto se mezi TL dozimetr vkládá kromě již zmíněných filtrů také světlovod. Úkolem světlovodu je kromě oddálení obou částí dopravit co nejvíce světla na fotokatodu fotonásobiče a zároveň nebýt dalším zdrojem šumu. Přírodní záření je totiž příčinou scintilací, fosforescence a Čerenkovova záření ve světlovodu, zejména je-li vyroben ze skla a vše toto způsobuje významné rušivé impulsy. V takovém případě se vkládá optický filtr až mezi světlovod a fotokatodu. Jinou možností je použití duté trubičky s odrazivým vnitřním povrchem. Jako světlovod lze použít také čočku, toto je zvláště vhodné, je-li průměr fotokatody menší než průřez vyhřívací komory. Je-li tato komora parabolická získáváme nejideálnější uspořádání.

Základním požadavkem na samotný fotonásobič je, aby spektrální citlivost fotokatody byla přizpůsobena spektru dozimetrem emitovaného světla. V praxi používané dozimetry emitují světlo s vlnovou délkou v rozsahu 270-700 nm. Nejpoužívanějším detektorem je LiF, který emituje světlo v modré oblasti kolem 400 nm, to je také oblast maximální spektrální citlivosti většiny fotonásobičů, proto je většina přístrojů vybavena právě takovým fotonásobičem. Díky skutečnosti, že sběr a přenos světla k fotonásobiči a jeho citlivost ovlivňuje příliš mnoho faktorů, je třeba k zajištění reprodukovatelných měření kontrolovat celý proces pomocí referenčních světelných zdrojů. Tyto mohou být jak vnitřní, zabudované přímo v readeru, nebo vnější. Jsou součástí kontrolních obvodů readeru a mohou tak regulovat citlivost celého systému. Světlo emitované z těchto referenčních zdrojů se také mění v závislosti na určitých parametrech, které je třeba pečlivě kontrolovat, aby nedošlo k nesprávné korekci citlivosti readeru na základě odchylky v emisi světla z tohoto zdroje.

Referenční zdroj se často skládá ze scintilátoru a radioaktivního zářiče. Jako scintilátory se používá NaI(Tl) a plastické scintilátory. Zdroje se používají nízkonoenergetické beta zářiče, hlavně ^{14}C a ^3H , jelikož nezpůsobují takové radiační poškození scintilátoru jako zářiče alfa a díky jejich dlouhému poločasu přeměny odpadá nutnost korekce na radioaktivní přeměnu. Vysokoenergetické beta zářiče, např. ^{90}Y - ^{90}Sr a gama zářiče nejsou vhodné kvůli možnosti indukování luminiscence ve skleněných částech readeru. Lze jich použít, chceme-li budít Čerenkovovo záření jako referenční. Jediná výhoda Čerenkovova typu zdroje je, že emise není teplotně závislá. U scintilátorů činí tato teplotní závislost emise až $11\text{ }^{\circ}\text{C}$. Při skladování plastického scintilátoru v dusíku se zvýší jeho emise o 3 % za 12 hodin, proto při jeho používání musí být zapouzdřen, aby nedocházelo k ovlivnění jeho vlastností okolím.

1.2.3. Chemická léčba (chemoterapie) ⁽¹³⁾

Zatímco chirurgická a radiační léčba zasahuje pouze místně, chemická léčba je metodou léčby systémové (celkové). Při chemoterapii se používají léky (cytostatika) s prokázaným proti nádorovým účinkem. U karcinomu prsu jde zpravidla o kombinaci několika léků. Cytostatika se užívají buď jako tablety či dražé (zřídka) nebo nejčastěji

ve formě nitrožilní injekce či infuze. Někdy lze použít aplikace nitrosvalové nebo aplikace do tělesných dutin. Cytostatika se prostřednictvím krevního oběhu dostávají do celého těla a tak mohou zasáhnout i buňky vycestované z původního nádoru na jiná místa organismu.

Chemoterapie se podává v určitých cyklech tj. určitý počet dní s následnou vícedenní přestávkou. Chemoterapie se vhodně kombinuje s ostatními léčebnými metodami. Její časové postavení v léčebném schématu závisí na rozsahu a typu zhoubného nádorového onemocnění. Používá se chemoterapie předoperační tam, kde chceme zmenšit obtížně operovatelný nádor v prsu a současně zasáhnout i možné vycestované buňky. Pooperační chemoterapie u místně úspěšně léčeného nádoru je zajišťovací a ničí eventuální uniklé nádorové buňky. Zničení již prokázaných dceřiných nádorových buněk si klade za cíl chemoterapie léčebná.

Chemickou léčbu lze většinou aplikovat ambulantně. O možnosti hospitalizace rozhoduje lékař podle typu použitých cytostatik a podle snášenlivosti léčby.

1.2.4. Hormonální terapie ⁽¹³⁾

Hormonální léčba je stejně jako chemoterapie léčbou systémovou. Je poněkud rozdílná u žen před a po menopauze (přechodu). Závisí též na predispozici nádorové tkáně odpovídat na hormonální podněty, která se zjišťuje laboratorně v původně odebrané nádorové tkáni (tzv. hormonální receptory) a na pokročilosti choroby.

U žen před přechodem se v některých případech provádí blokáda vaječnickové funkce a to buď odstraněním vaječníků (tzv. ovairektomie či chirurgická kastrace) nebo jejich ozáření (tj. radiační kastrace). V současné době lze stejného efektu dosáhnout aplikací určitých léků (nekrvavá medikamentosní kastrace). V případě indikované hormonální léčby podávají se adekvátní hormonální léky. U žen po přechodu se zcela běžně aplikují tablety preparátu tzv. tamoxifen, jehož užívání je dlouhodobé, jednoduché, efektivní a bez vedlejších účinků. V použití jsou i další hormonální preparáty, které se ordinují po selhání tamoxifenu. Jsou rovněž takřka bez vedlejších účinků. Řada slibných hormonálních preparátů je ve vývoji.

Nebyl dosud bohužel nalezen žádný léčebný způsob ani žádný lék, který by působil pouze a jenom na nádorovou tkáň. Každá léčebná metoda v různé míře zasahuje i normální zdravé tkáň. Proto hranice našich léčebných možností je dána snášenlivostí terapie právě těmito zdravými tkáněmi. Každá léčebná metoda v onkologii je tedy doprovázena většími či menšími vedlejšími účinky, které je třeba znát a zvládat.

1.2.5 Biologická léčba ⁽²⁾

Biologická léčba znamená podávání látek, které ovlivňují řetězce dějů určitých receptorů nezbytných pro přežívání, množení a růst buněk. V současnosti jsou u nás pro léčbu karcinomu prsu registrovány léky trastuzumab (Herceptin), bevacizumab (Avastin) a lapatinib (Tyverb). Biologické léky existují ve dvou hlavních formách. Jsou to jednak protilátky proti receptorům na povrchu buněk (trastuzumab, bevacizumab) a jednak tzv. malé molekuly zaměřené proti nitrobuněčným komponentům řetězce nezbytných dějových drah. Protilátky se podávají nitrožilně, malé molekuly jsou ve formě tablet.

Trastuzumab (Herceptin) je protilátka proti receptoru Her-2, která po navázání na uvedený receptor blokuje veškeré děje zprostředkované receptorem Her-2, konečným výsledkem je smrt buňky. Tato látka je účinná jen tehdy, jestliže je prokázán zvýšený obsah Her-2 na buňkách. V opačném případě je lék neúčinný.

Bevacizumab (Avastin) je protilátka proti cévnímu růstovému faktoru. Tento lék zabráňuje novotvorbě cév vyživujících nádor. Tím dochází ke zničení nádoru. Účinkuje zejména v kombinaci s cytostatiky a u pokročilého karcinomu.

Lapatinib (Tyverb) se navazuje na nitrobuněčné části receptoru Her-2 a dalších. Způsobuje zastavení růstu nádoru a jeho řízenou smrt.

Biologické léky se podávají dlouhodobě (až rok i déle), a to v určitých intervalech a v kombinacích s cytostatiky či hormony, event. i samostatně. Ve výzkumu jsou také vzájemné kombinace různých biologických látek.

Léčba biologickými látkami je neobyčejně nákladná, ale u přesně vymezené skupiny nemocných (např. nositelé znaku Her-2) je plně hrazena pojišťovami.

Tato léčba je hrazena pouze při léčbě ve speciálních komplexních onkologických centrech, jejichž statut je dán Věstníkem Ministerstva zdravotnictví ČR. Každá žena -nositelka znaku Her-2 má právo v případě, že je vhodná k léčbě Herceptinem, být odeslána k terapii do příslušného výše uvedeného centra.

2. CÍL A HYPOTÉZY PRÁCE

Cílem bakalářské práce je vypracování metodiky měření dávek záření na hrudní stěně pacientek po ablaci pro karcinom prsu pomocí termoluminiscenční dozimetrie a vyhodnocení distribuce dávky na povrchu kůže ozařovaného objemu, s bolusem a bez bolusu při využití termoluminiscenční dozimetrie a distribuce určené plánovacím systémem.

Předpokládanou hypotézou bakalářské práce je, že průměrná dávka v ozařovaném objemu na kůži u pacientek s karcinomem prsu po ablaci bez použití bolusu je nižší než doporučená dávka záření.

3. METODIKA PRÁCE

Měření dávek záření z lineárního urychlovače na kůži hrudní stěny u pacientek po ablaci prsu pro karcinom bylo provedeno pomocí termoluminiscenčních dozimetrů (TLD). V první fázi bylo provedeno měření na Rando fantomu. Technikou tangenciálních polí s využitím X záření en. 6 MV byla ozářena pravá a levá polovina Rando fantomu s použitím bolusu i bez bolusu. Následně při léčbě pacientek po totální mastektomii byly měřeny dávky na kůži v oblasti tangenciálních polí s použitím bolusu. Hodnoty dávek pacientek ozářených bez použití bolusu byly odvozeny a vypočteny z naměřených hodnot předcházejících měřeních.

3.1 Charakteristika souboru:

Fantom i pacientky byly ozářeny za stejných ozařovacích podmínek (ozařovací poloha, SSD vzdálenost, velikost polí, druh a energie záření, minimální a maximální ložisková dávka, úhel gantry a úhel kolimátoru).

Pacientky, u kterých bylo provedeno měření, byly po totální mastektomii, měly stejný rozsah onemocnění - TNM klasifikace (T3 N1 M0), průměrný věk pacientek byl 45 let. Pacientkám byla ozařována hrudní stěna i s regionálními uzlinami.

Pacientka A:

TNM klasifikace T3 N1 M0

histologie: tubulární adenokarcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Pacientka B:

TNM klasifikace T3 N1 M0

histologie: infiltrující duktální karcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Pacientka C:

TNM klasifikace T3 N1 M0

histologie: infiltrující duktální karcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Pacientka D:

TNM klasifikace T3 N1 M0

histologie: málo diferencovaný karcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Pacientka E:

TNM klasifikace pT3 N1 M0

histologie: medulární karcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Pacientka F:

TNM klasifikace T3 N1 M0

histologie: tubulární adenokarcinom

ozařovací technika: 1 přední pole na axilární uzliny, denní ložisková dávka 1,8Gy do 45 Gy, 2 tangenciální pole na hrudní stěnu denní ložisková dávka 2 Gy do celkové dávky 50 Gy.

Při ozařování pacientek s karcinomem prsu na pracovišti ONO Nemocnici České Budějovice používají techniku tangenciálních polí k ozáření hrudní stěny s jizvou po ablaci, většinou X záření en. 6 MV, jen u velmi silných pacientek se používá kombinace X záření 6+18 MV (technika pole v poli).

V kurativní radioterapii se na stejném pracovišti u karcinomu prsu používá klasický frakcionační režim: pro oblast regionálních uzlin je denní ložisková dávka 1,8 Gy do celkové dávky 45 Gy, pro oblast hrudní stěny s jizvou je denní ložisková dávka 2 Gy a celková dávka 50 Gy, tedy jde o 25 frakcí. Bolus na oblast hrudní stěny (oblast zaujímající tangenciální pole) je aplikován pacientkám do dávky 30 Gy a následně pouze na oblast jizvy s okolím 2-5 cm do dávky 50 Gy.

3.2 Termoluminiscenční dozimetry na ONO České Budějovice

Na ONO Nemocnici České Budějovice se používají dozimetry značené TLD -TLD dozimetry se manipuluje pinzetou (nejlépe vakuovanou), aby nedošlo ke znečištění (mohla by se změnit jejich citlivost). Nejprve je celá sada 50 LiF TL dozimetrů předzářena elektrony s energií 6 MV dávkou 5 Gy ve voděkvivalentním fantomu (bílý deskový fantom).

Dozimetry jsou umístěny na šablonu (deska fantomu 1 cm silná s nakresleným rozmístěním TLD) a překryta 1,4 cm silnou vrstvou voděkvivalentního materiálu (jedna deska o tloušťce 1 cm a dvě desky 0,2 mm). Pod šablonu je vložen další minimálně 4 cm voděkvivalentní materiál (kvůli zpětnému odrazu). Střed šablony je umístěn na střed osového kříže a na povrch je nastavena SSD 100 cm. Po prvním ozáření je proveden bez vyhodnocení anealing v režimu PGM1 program 4.

3.2.1 Použití pícky

Po zapnutí pícky je zvolen režim vyhřívání (např. pro režim PGM1 program 4 se stiskne tlačítko PGM1 čtyřikrát – dokud se na displeji neobjeví 4), vyčká se, dokud se na displeji neobjeví teplota a je spuštěn start. Program PGM 4 má hodnotu teploty za 1 hodinu 400 °C a za dvě hodiny teplotu 100 °C. Po doběhnutí kteréhokoliv programu se musí počkat až se obsah pícky ochladí na 45 °C.

3.2.2 Vyhodnocení

K vyhodnocení termoluminiscenčních dozimetrů v Nemocnici České Budějovice je používán přístroj HARSHAW 4000 (příloha č. 4).

Parametry, které musí být nastaveny:

- objemový typ: Chip;
- teplotu: preheat, rate, max, anneal;
- parametry: Set 1;
- čas: preheat, acquire, anneal.

Hodnocena je citlivost dozimetrů, kde celá sada termoluminiscenčních dozimetrů je ozářena 2 Gy a z naměřených hodnot odezvy dozimetrů je vypočtena citlivost jednotlivých dozimetrů podle vzorce: $c = P / O$;

kde c je citlivost dozimetru, P je průměrná hodnota odezvy pro celou sadu dozimetrů a O je odezva jednotlivého dozimetru. Tento postup je prováděn minimálně 3x, vypočítá se průměrnou hodnotu citlivosti pro každý dozimetr a standardní deviační odchylka – by neměla přesahovat 2,5 %.

Dále u termoluminiscenčních dozimetrů je prováděna kalibrace. Sada 50 dozimetrů je rozdělena do šesti skupin, které jsou ozářeny různou dávkou od 0,5 Gy do 3 Gy. Po vyhodnocení je určena průměrná hodnota odezvy pro jednotlivé skupiny. Pak pomocí lineární regrese se určí regresní koeficienty A a B s jejichž pomocí se přepočítává změřená odezva dozimetru na dávku.

A posledním krokem je výpočet dávky, kde se naměřená odezva musí korigovat na citlivost daného dozimetru podle vzorce $O_k = c \times O$

kde c je citlivost a O je naměřená odezva dozimetru. Dávku pak je potom vypočítána pomocí regresních koeficientů A a B . $D = A \times O_k + B$

3.3 Ozařování fantomu

Je velice složité změřit dávkové rozložení přímo v nemocném, který je léčen zářením. Data o dávkovém rozložení jsou často zjišťována z měření prováděných na fantomech, to je na materiálech, jejichž absorpce záření odpovídá. Takto získaná data jsou použita u konkrétního nemocného.

Základním fantomovým materiálem je voda. Voda je univerzální fantomovým materiálem lehce dosažitelným, se stejnými vlastnostmi, se snadno měnitelnými místy měření přesně určenými. Měřicí pomůcky jsou taktéž vyrobeny z materiálu vodě

podobnému. Mimo vodu se v praxi používají i další materiály pro výrobu fantomů, jako jsou například polystyren, plexisklo, parafín atp. Při použití těchto materiálů se musí přihlížet k efektnímu atomovému číslu. Kromě těchto homogenních fantomů (t.j. fantomů stejného materiálu) široce používaných v klinické dozimetrii je jeden systém používající různé materiály, tzv. Anderson Rando fantom. (příloha č. 3).

Rando fantom obsahuje materiály napodobující různé tělesné tkáně – svaly, kosti, plíce a vzduchové dutiny. Fantom má tvar lidského těla a je příčně rozřezán na řezy umožňující dozimetrická měření.

Fantomy jsou k dostání v mužském a ženském tvaru. Mužský fantom je vysoký 175 cm a váží 73,5kg a ženský fantom je vysoký 150 cm a váží 50kg.

Pro naše měření byl použit ženský fantom, který se anatomickými rysy shoduje s ženskou anatomii.

Měření s fantomem probíhá jako posloupnost několika kroků, které mají simulovat přípravu a realizaci léčby pacienta. Fantom je nejprve sestaven do požadovaného tvaru, v našem případě se jedná o ženský fantom. Poté se provádí snímkování fantomu pomocí CT tak, aby získaný snímek vedl centrální transverzální rovinou v souladu se značením na fantomu. Získaný snímek je poté přenesen do počítače pro plánování léčby, kde je možné simulovat určité ozařovací geometrie. Do počítače bude nastaven část fantomu, který bude ozařován, v našem případě se jedná o hrudní stěnu, bude zde zakreslen cílový objem, dále jsou zakresleny kritické orgány (plíce, srdce), a použity vykrývací bloky, aby zde byla dosažena nejjemnější dávka a nedošlo k poškození kritických orgánů.

Dále jsou nastaveny:

- ozařovací poloha;
- SSD vzdálenost;
- velikost polí;
- druh a energie záření;
- minimální a maximální ložiskovou dávku;
- úhel gantry;

- úhel kolimátoru.

Tyto údaje jsou odeslány na přístroj, kterým bude fantom ozařován.

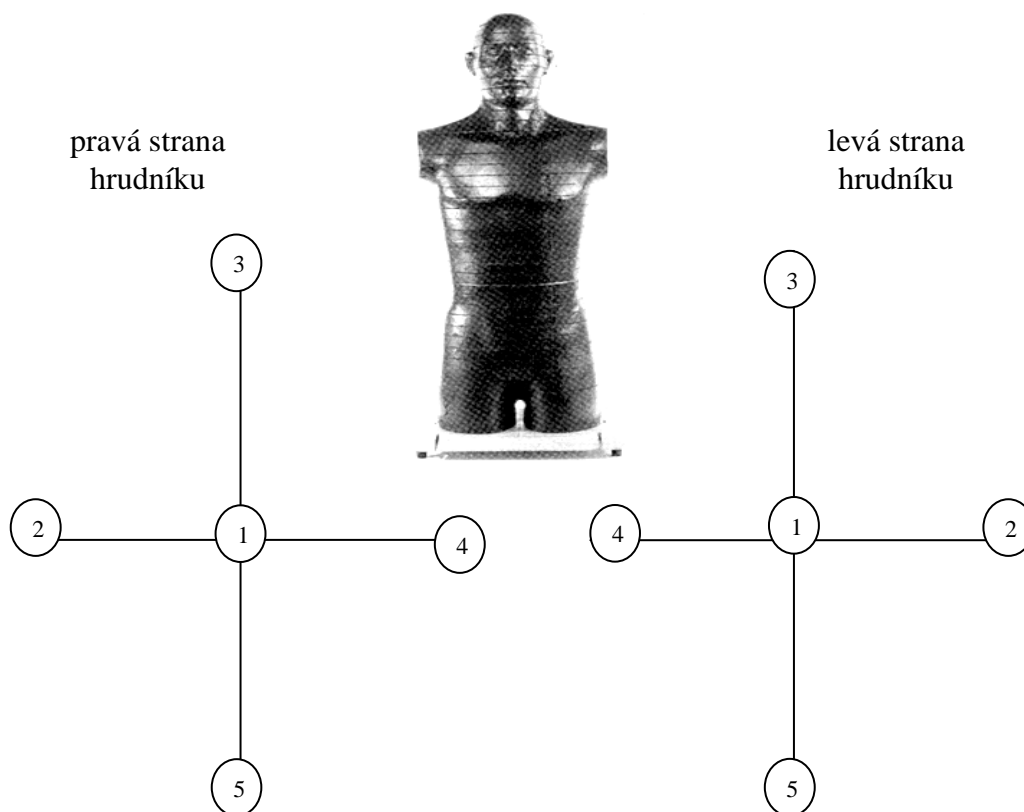
Na lineárním urychlovači CLINAC 2100C/D _2 (příloha č. 6), který je používán na ONO Nemocnice České Budějovice byla otevřena složka fantomu. Dle verifikačního plánu se nastaví velikost polí, ozařovací technika (příloha č.1), úhel gantry a úhel kolimátoru, druh záření 6 MV a ozařovací dávka 2 Gy. Fantom je uložen na ozařovací stůl do ozařovací polohy, a mezitím jsou nastaveny ozařovací parametry. Na fantom je nakreslen osový kříž, který je již zakreslen z CT, na který jsou nalepeny termoluminiscenční dozimetry (obr.č.1). dále se dorovná úhel kolimátoru a úhel gantry, a fantom bude ozářen. Po ozáření Radno fantomu budou sundány termoluminiscenční dozimetry, které budou odneseny do vyvolávací místnosti, kde je připravena pícka. Jedna sada termoluminiscenčních dozimetrů se ozařuje pro referenci známou dávkou v referenčních podmínkách, září se 2 Gy za SSD vzdálenosti 95 cm (5 cm podložek daných na TLD). Vyhřívací cyklus zahrnuje přehřev na teplotu 99 °C po dobu 8 s, následovaný lineárním vzestupem teploty rychlostí 10 °C.s⁻¹ na maximum 290 °C, kdy dochází ke čtení signálu po dobu 20 s. Po doběhnutí kteréhokoliv programu se musí počkat až obsah pece se ochladí na 45 °C. Z ochlazené pece je vyndána sada ozářených termoluminiscenčních dozimetrů a přechází se k dalšímu kroku vyhodnocování. K vyhodnocování se používá přístroj HARSHAW 4000, který je připojen na počítač. Na přístroji se zobrazuje amplituda, která zobrazuje, jak velkou dávku obdržel fantom.

Vlastní měření Rando fantomu probíhalo tak, že dva dny byly termoluminiscenční dozimetry ozařovány bez bolusu. Rando fantom byl ozařován jak z pravé strany, tak z levé strany. Další dva dny byl Rando fantom ozařován, za pomoci bolusu (tj. tkáňově ekvivalentní materiál), pod nímž byly nalepeny termoluminiscenční dozimetry.

Jako bolus používají na ONO Nemocnice České Budějovice, a.s. listy termoplastického materiálu Ceradent 155x75x1,2-1,4 mm.

Rozložení termoluminiscenčních dozimetrů na Rando fantomu i na pacientce mělo stejná pravidla – tedy TLD byly rozloženy ve stejné vzdálenosti od sebe a ve stejné oblasti ozařované hrudní stěny .

Rozložení termoluminiscenčních dozimetrů na pravé a levé straně Rando fantomu:



Obr. č. 1

popis schématu nalepení TLD:

1. centrální paprsek, TLD č.2
2. 4 cm vpravo od centrálního paprsku
3. 4 cm nahoru od centrálního paprsku
4. 4 cm vlevo od centrálního paprsku
5. 4 cm dolů od centrálního paprsku

popis schématu nalepení TLD:

- centrální paprsek, TLD č.2
- 4 cm vlevo od centrálního paprsku, TLD č.3
- 4 cm nahoru od centrálního paprsku, TLD č.4
- 4 cm vpravo od centrálního paprsku, TLD č.5
- 4 cm dolů od centrálního paprsku, TLD č.6

3.4 Ozařování pacientek po totální mastektomii

Pacientkám po totální mastektomii při léčbě zářením, byly v průběhu jejich léčby na hrudní stěnu a jizvu rozloženy termoluminiscenční dozimetry. V našem případě bylo použito 6 termoluminiscenčních dozimetrů u 6 pacientek, které jsou označovány A, B, C, D, E, F.

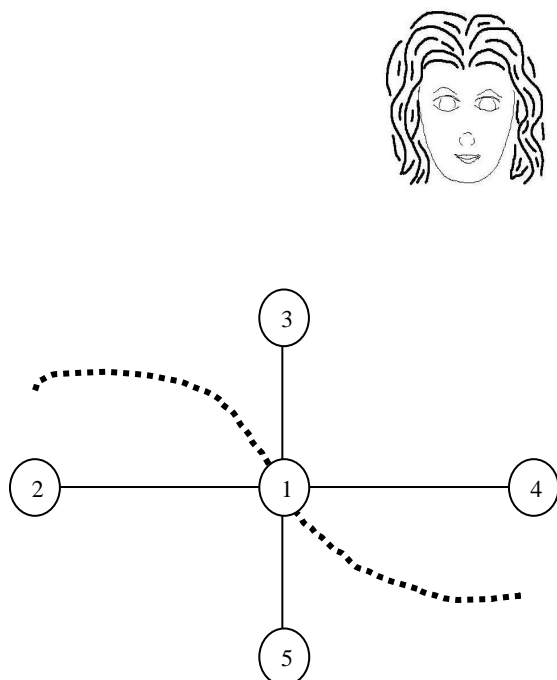
U pacientek, kde se ozařovala jen hrudní stěna bez regionálních uzlin, střed stanoveného kříže (umístění TLD 1) ležel na kůži v místě projekce průsečíku horního laseru s bočnými, tedy v rovině isocentra promítající se na kůži (v rovině kraniokaudální se jedná o polovinu velikosti tangenciálních polí v ose Y). Od tohoto bodu 4 cm kraniálně, 4 cm kaudálně, 4 cm laterálně a 4 cm mediálně byly stanoveny další body pro umístění TLD a hodnocení dávek.

Pacientkám, kde se ozařovala hrudní stěna i s regionálními uzlinami (axilárními a nadklíčkovými) střed stanoveného kříže (umístění TLD) ležel na kůži v prodloužení roviny isocentra kaudálně, v polovině osy Y1. Od tohoto bodu 4 cm kraniálně, 4 cm kaudálně, 4 cm laterálně a 4 cm mediálně byly stanoveny další body pro umístění TLD a hodnocení dávek. Rovina isocentra je u pacientek, kde se ozařuje hrudní stěna i regionální uzliny umístěna v rovině rozhraní asymetrických polí - tedy 1 předního pole pro regionální uzliny a 2 tangenciálních polí pro ozařování hrudní stěny.

Na lineárním urychlovači CLINAC 2100C/D_2, který je používán na ONO Nemocnice České Budějovice byla otevřena složka ozařované pacientky. Dle verifikačního plánu se nastaví velikost polí, ozařovací technika, úhel gantry a úhel kolimátoru, druh záření 6 MV a ozařovací dávka 2 Gy, která byla vytvořena při plánování léčby. Pacientka byla uložena na ozařovací stůl do ozařovací polohy. Na pacientce byl nakreslen osový kříž, na který se nalepily termoluminiscenční dozimetry (obr. č.2). Na tyto dozimetry byl položen bolus, dále byl dorovnan úhel kolimátoru a úhel gantry a pacientka byla ozářena. Po ozáření pacientky byly sundány termoluminiscenční dozimetry, které byly odneseny do vyvolávací místnosti, kde byla připravena pícka. Vyhřívací cyklus zahrnuje přehřev na teplotu 99 °C po dobu 8 s, následovaný lineárním vzestupem teploty rychlostí 10 °C.s⁻¹ na maximum 290 °C, kdy

dochází ke čtení signálu po dobu 20 s. Po doběhnutí kteréhokoliv programu se musí počkat až obsah pece se ochladí na 45°C. Z ochlazené pece je vyndána sada ozářených termoluminiscenčních dozimetrů a přechází se k dalšímu kroku vyhodnocování. K vyhodnocování se používá přístroj HARSHAW 4000, který je připojen na počítač. Na přístroji se zobrazuje amplituda, která zobrazuje, jak velkou dávku obdržela pacientka.

Rozložení termoluminiscenčních dozimetrů na pravé straně hrudníku pacientky:



Obr. č. 2

Popis schématu nalepení TLD:

1. centrální paprsek, TLD č.2
2. 4 cm vpravo od centrálního paprsku, TLD č.3
3. 4 cm nahoru od centrálního paprsku, TLD č.4
4. 4 cm vlevo od centrálního paprsku, TLD č.5
5. 4 cm dolů od centrálního paprsku, TLD č.6

4. VÝSLEDKY

Tab. č. 1 Výsledky měření fantomu bez použití bolusu, pravá strana 1. den

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	3762	3570 4,7%	2,12 Gy	2,02 Gy 4,7%
2		3491		1,97 Gy	
3		3457		1,95 Gy	
4	2	2728	2729 1,4%	1,54 Gy	1,54 Gy 1,4%
5		2693		1,52 Gy	
6		2768		1,56 Gy	
7	3	2578	2476 3,6%	1,45 Gy	1,40 Gy 3,6%
8		2437		1,37 Gy	
9		2413		1,36 Gy	
10	4	2588	2605 4,4%	1,46 Gy	1,47 Gy 4,4%
11		2766		1,54 Gy	
12		2501		1,41 Gy	
13	5	2631	2396 13,9%	1,48 Gy	1,35 Gy 13,9%
14		2161		1,22 Gy	
15	6	2821	2876 2,1%	1,59 Gy	1,62 Gy 2,1%
16		2859		1,61 Gy	
17		2938		1,66 Gy	

Tab. č. 2 Výsledky měření fantomu s použitím bolusu, pravá strana 2. den

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	3876	3743 4,9%	2,19 Gy	2,11 Gy 4,9%
2		3819		2,16 Gy	
3		3536		2,00 Gy	
4	2	3371	3338 2,1%	1,90 Gy	1,88 Gy 2,1%
5		3258		1,84 Gy	
6		3385		1,91 Gy	
7	3	3215	3144 3,2%	1,81 Gy	1,77 Gy 3,2%
8		3028		1,71 Gy	
9		3188		1,80 Gy	
10	4	3269	3247 3,9%	1,84 Gy	1,83 Gy 4,0%
11		3363		1,90 Gy	
12		3110		1,75 Gy	
13	5	3355	3098 11,7%	1,89 Gy	1,75 Gy 11,8%
14		2841		1,60 Gy	
15	6	3470	3407 2,2%	1,96 Gy	1,92 Gy 2,2%
16		3323		1,88 Gy	
17		3428		1,94 Gy	

Tab. č.3 Výsledky měření fantomu bez použití bolusu, levá strana 3. den

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	3574	3515 2,7%	2,02 Gy	1,98 Gy 2,8%
2		3567		2,01 Gy	
3		3404		1,92 Gy	
4	2	2711	2821 3,6%	1,53 Gy	1,59 Gy 3,6%
5		2844		1,60 Gy	
6		2908		1,64 Gy	
7	3	2492	2459 1,2%	1,40 Gy	1,38 Gy 1,2%
8		2452		1,38 Gy	
9		2434		1,37 Gy	
10	4	2476	2582 6,6%	1,40 Gy	1,46 Gy 6,6%
11		2778		1,57 Gy	
12		2493		1,41 Gy	
13	5	3019	2813 10,4%	1,70 Gy	1,59 Gy 10,4%
14		2607		1,47 Gy	
15	6	2846	2799 2,0%	1,61 Gy	1,58 Gy 2,0%
16		2736		1,54 Gy	
17		2814		1,59 Gy	

Tab. č. 4 Výsledky měření fantomu s použitím bolusu, levá strana 4. den

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4533	4605 1,4%	1,92	1,95 Gy 1,4%
2		4659		1,98	
3		4623		1,96	
4	2	4683	4680 1,4%	1,99	1,95 Gy 1,4%
5		4571		1,94	
6		4570		1,94	
7	3	4342	4163 3,8%	1,84	1,77 Gy 3,7%
8		4099		1,74	
9		4048		1,72	
10	4	4472	4633 3,1%	1,90	1,96 Gy 3,0%
11		4689		1,99	
12		4737		2,01	
13	5	4959	4811 2,9%	2,10	2,04 Gy 2,9%
14		4794		2,03	
15		4680		1,98	
16	6	4841	4790 1,1%	2,05	2,03 Gy 1,1%
17		4794		2,03	
18		4735		2,01	

Tab. č. 5 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „A“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4388	4400 0,5%	1,87	2,00 Gy
2		4427		1,88	
3		4386		1,86	
4	2	4862	4781 3,2%	2,06	2,17 Gy
5		4603		1,96	
6		4879		2,07	
7	3	4640	4500 2,8%	1,97	2,04 Gy
8		466		1,90	
9		4396		1,87	
10	4	4196	4285 3,4%	1,78	1,95 Gy
11		4202		1,79	
12		4455		1,89	
13	5	4984	4944 2,5%	2,11	2,24 Gy
14		5054		2,14	
15		4807		2,04	
16	6	4359	4313 1,1%	1,85	1,96 Gy
17		4267		1,81	
18		4314		1,83	

Tab. č. 6 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „B“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4527	4558 1,9%	1,92	2,00 Gy
2		4657		1,98	
3		4490		1,91	
4	2	5606	5507 2,3%	2,37	2,41 Gy
5		5367		2,27	
6		5549		2,35	
7	3	5472	5130 5,8%	2,32	2,25 Gy
8		4929		2,09	
9		4988		2,12	
10	4	4828	4950 3,9%	2,05	2,17 Gy
11		4848		2,06	
12		5174		2,19	
13	5	5453	5434 2,5%	2,31	2,38 Gy
14		5559		2,36	
15		5290		2,24	
16	6	4731	4524 4,0%	2,01	1,99 Gy
17		4435		1,88	
18		4407		1,87	

Tab. č. 7 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „C“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4230	4226 0,9%	1,80	2,00 Gy
2		4185		1,78	
3		4263		1,81	
4	2	5303	5286 2,7%	2,25	2,24 Gy
5		5133		2,18	
6		5421		2,30	
7	3	5487	5405 3,1%	2,33	2,55 Gy
8		5214		2,21	
9		5513		2,34	
10	4	4597	4771 3,2%	1,95	2,25 Gy
11		4846		2,06	
12		4871		2,07	
13	5	5461	5461 2,0%	2,31	2,58 Gy
14		5572		2,36	
15		5349		2,27	
16	6	5247	5300 0,9%	2,22	2,50 Gy
17		5332		2,26	
18		5322		2,26	

Tab. č. 8 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „D“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4178	4253 1,9%	1,78	2,00 Gy
2		4339		1,84	
3		4243		1,80	
4	2	4814	4687 2,4%	2,04	2,20 Gy
5		4626		1,96	
6		4620		1,96	
7	3	4565	4449 2,3%	1,94	2,09 Gy
8		4394		1,87	
9		4389		1,87	
10	4	4214	4285 4,1%	1,79	2,01 Gy
11		4156		1,77	
12		4484		1,91	
13	5	4622	4793 6,9%	1,96	2,25 Gy
14		5175		2,19	
15		4582		1,95	
16	6	4733	4704 1,7%	2,01	2,21 Gy
17		4613		1,96	
18		4767		2,02	

Tab. č. 9 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „E“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4073	4135 2,0%	1,73	2,00 Gy
2		4227		1,80	
3		4105		1,75	
4	2	4634	4552 2,6%	1,97	2,20 Gy
5		4416		1,88	
6		4606		1,96	
7	3	4520	4478 0,8%	1,92	2,16 Gy
8		4447		1,89	
9		4468		1,90	
10	4	4609	4649 2,2%	1,96	2,24 Gy
11		4570		1,94	
12		4767		2,02	
13	5	4697	4636 4,6%	1,99	2,24 Gy
14		4810		2,04	
15		4399		1,87	
16	6	4298	4048 5,4%	1,84	1,96 Gy
17		3932		1,67	
18		3915		1,67	

Tab. č.10 Výsledky měření s bolusem na hrudní stěně - pacientka „F“

<i>krystaly v TLD</i>	<i>TLD</i>	<i>odezva</i>	<i>průměrná odezva</i>	<i>Gy v jednotlivých TLD</i>	<i>celková dávka TLD</i>
1	referenční	4134	4253 3,3%	1,76	2,00 Gy
2		4216		1,79	
3		4409		1,87	
4	2	4890	4895 1,5%	2,08	2,30 Gy
5		4826		2,05	
6		4970		1,99	
7	3	5092	4877 4,1%	1,93	2,29 Gy
8		4846		1,93	
9		4694		2,03	
10	4	4594	4622 3,0%	2,13	2,17 Gy
11		4537		2,05	
12		4780		1,99	
13	5	5027	4840 3,6%	1,84	2,27 Gy
14		4818		1,87	
15		4676		1,84	
16	6	4316	4349 1,0%	1,88	2,16 Gy
17		4399		1,90	
18		4330		1,98	

Tab. č. 11 Výsledky měření TLD na fantomu s bolusem a bez bolusu a vypočítané průměrné dávky v procentech.

TLD	fantom s bolusem		fantom bez bolusu		odchylka mezi TLD dozimetry [%]
	průměrná dávka [Gy]	průměrná dávka [%]	průměrná dávka [Gy]	průměrná dávka [%]	
2	1,92	96	1,56	78	18
3	1,77	88,5	1,39	69,5	19
4	1,89	94,5	1,46	73	21,5
5	1,89	94,5	1,47	73,5	21
6	1,96	98	1,60	82	16

Tab. č.12 Odvozené hodnoty průměrných dávek TLD u pacientek bez bolusu, vypočítané z naměřených hodnot na fantomu a pacientek s bolusem.

TLD	pacientky s bolusem		pacientky bez bolusu		odchylka mezi TLD dozimetry [%]
	průměrná dávka [Gy]	průměrná dávka [%]	průměrná dávka [Gy]	průměrná dávka [%]	
2	1,93	96,5	1,57	78,5	18
3	2,23	111,5	1,85	92,5	29
4	2,13	106,5	1,70	85	21,5
5	2,32	116	1,90	95	21
6	2,11	105,5	1,78	89	16

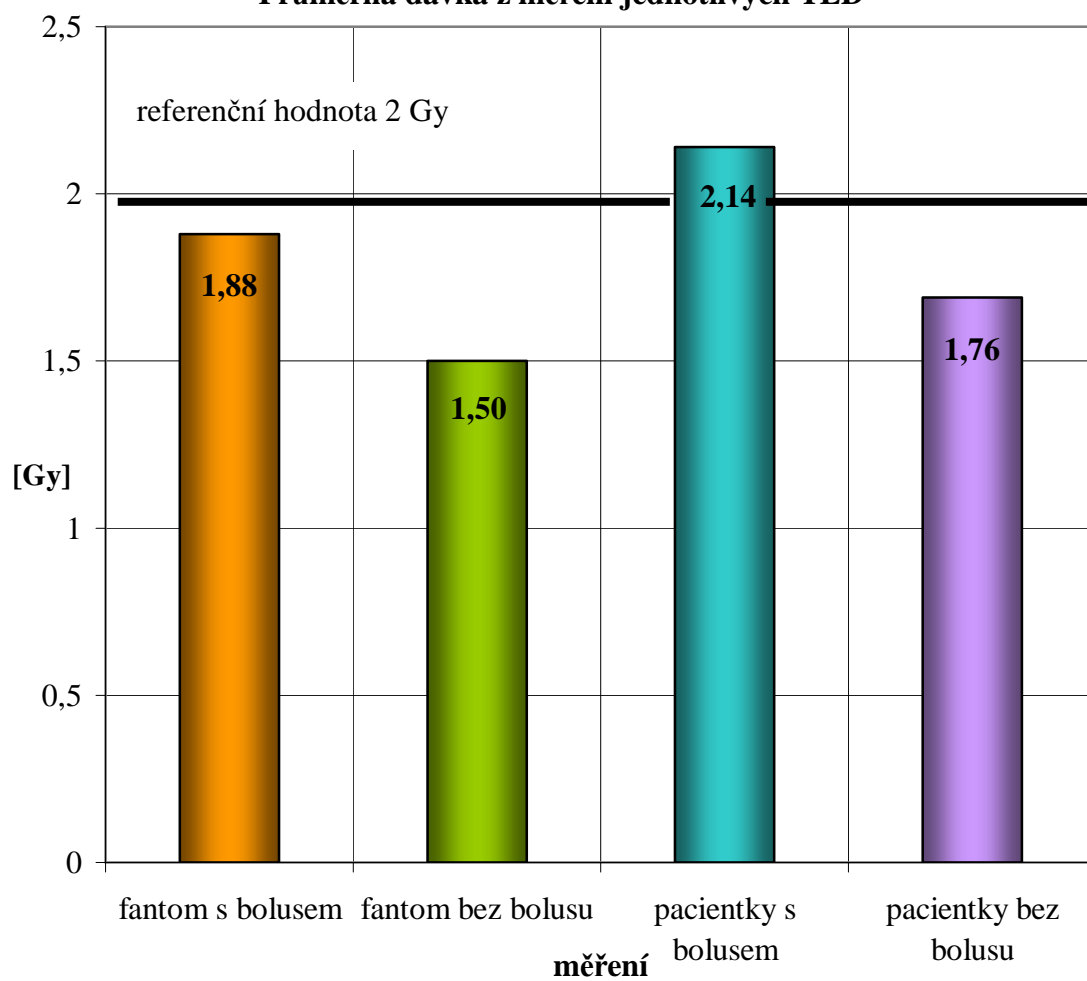
Tab. č.13 Průměrná dávka z jednotlivých TLD

jednotlivá měření	průměrná dávka z jednotlivých TLD [Gy]
Fantom s bolusem	1,88
Fantom bez bolusu	1,50
Pacientky s bolusem	2,14
Pacientky bez bolusu	1,76

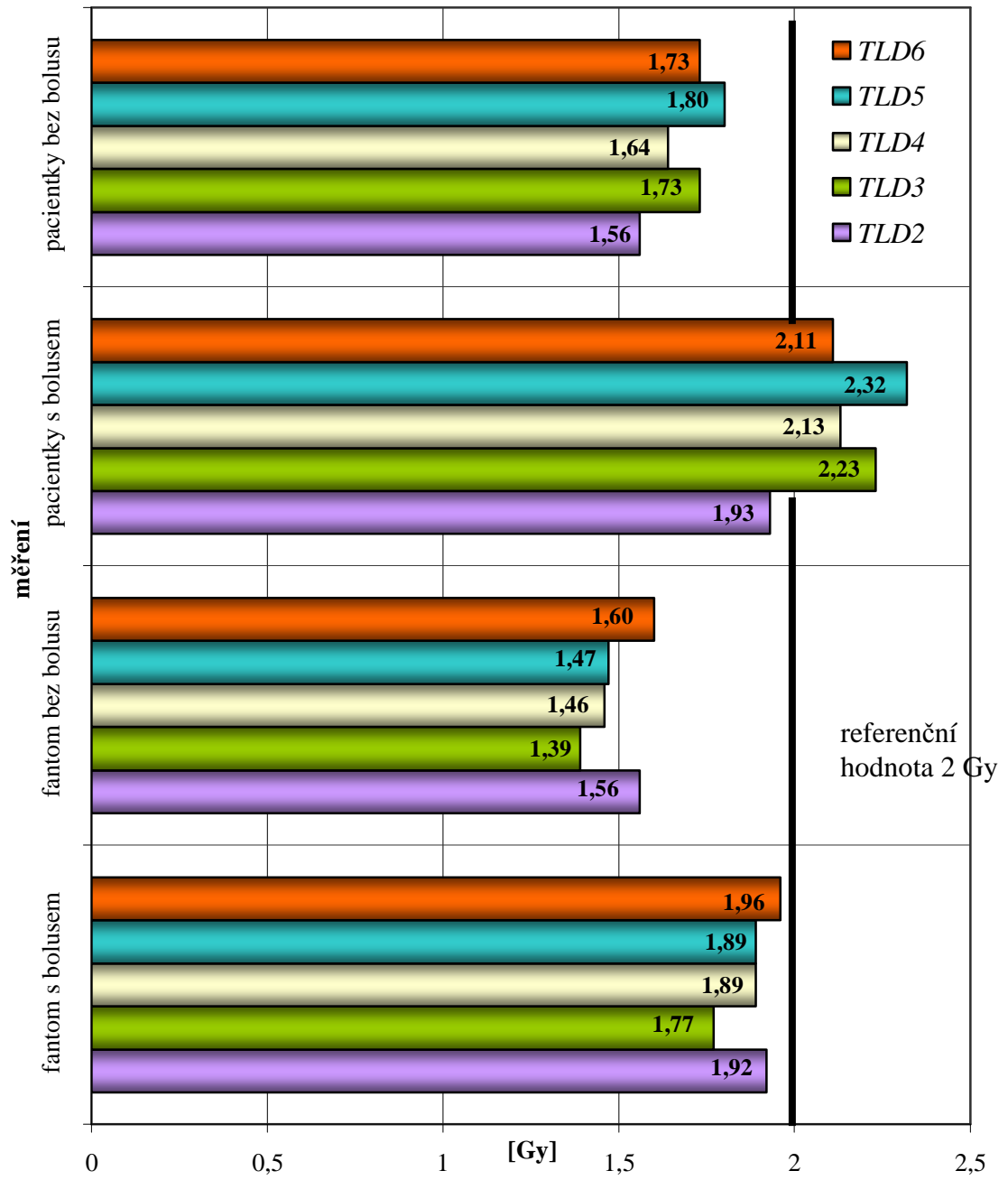
Tab. č 14 *Průměrné dávky vyhodnocené v plánovacím systému u měřených pacientek pod bolusem v bodech, ve kterých bylo provedeno měření na pacientkách (in vivo dozimetrie).*

hodnocený bod (viz.obr.2.)	průměrná dávka v Gy
bod č. 1.	1,47 Gy
bod č. 2.	1,46 Gy
bod č. 3.	1,44 Gy
bod č. 4.	1,36 Gy
bod č. 5.	1,38 Gy

Graf č. 1.
Průměrná dávka z měření jednotlivých TLD



Graf č. 2.
Výsledky z jednotlivých měření TLD



Z výsledků měření prováděných na ONO v Nemocnici České Budějovice vyplývá, že průměrné dávky z jednotlivých TLD č. 2 (umístěný na povrchu centrálního paprsku viz. obr. č. 1 a č. 2) jsou: u fantomu s použitím bolusu 1,92 Gy tj. 96% dávky, u fantomu bez použití bolusu 1,56 Gy tj. 78% dávky, u pacientek s použitím bolusu 1,93 Gy tj. 96,5% dávky, u pacientek bez použití bolusu 1,57 Gy tj. 78,5% dávky.

Průměrné dávky z jednotlivých TLD č. 3 (umístěný 4 cm vpravo od centrálního paprsku viz. obr. č. 1 a č. 2) jsou: u fantomu s použitím bolusu 1,77 Gy tj. 88,5% dávky, u fantomu bez použití bolusu 1,39 Gy tj. 69,5% dávky, u pacientek s použitím bolusu 2,23 Gy tj. 111,5% dávky u pacientek bez použití bolusu 1,85 Gy tj. 92,5% dávky.

Průměrné dávky z jednotlivých TLD č. 4 (umístěný 4 cm nahoru od centrálního paprsku viz. obr. č. 1 a č. 2) jsou: u fantomu s použitím bolusu 1,89 Gy tj. 94,5% dávky, u fantomu bez použití bolusu 1,46 Gy tj. 73% dávky, u pacientek s použitím bolusu 2,13 Gy tj. 106,5% dávky u pacientek bez použití bolusu 1,7 Gy tj. 85% dávka.

Průměrné dávky z jednotlivých TLD č. 5 (umístěný 4 cm vlevo od centrálního paprsku viz. obr. č. 1 a č. 2) jsou: u fantomu s použitím bolusu 1,89 Gy tj. 94,5% dávky, u fantomu bez použití bolusu 1,47 Gy tj. 73,5% dávky, u pacientek s použitím bolusu 2,32 Gy tj. 116% dávky, u pacientek bez použití bolusu 1,90 Gy tj. 95% dávky.

Průměrné dávky z jednotlivých TLD č. 6 (umístěný 4 cm dolů od centrálního paprsku viz. obr. č. 1 a č. 2) jsou: u fantomu s použitím bolusu 1,96 Gy tj. 98% dávky, u fantomu bez použití bolusu 1,60 Gy tj. 82% dávky, u pacientek s použitím bolusu 2,11 Gy tj. 105,5% dávky, u pacientek bez použití bolusu 1,78 Gy tj. 89% dávky.

Průměrná dávka získaná z jednotlivých termoluminiscenčních dozimetrů činí u fantomu s použitím bolusu 1,88 Gy, u fantomu bez použití bolusu 1,50 Gy, u pacientek po totální mastektomii s použitím bolusu 2,14 Gy a u pacientek po totální mastektomii bez použití bolusu 1,76 Gy (tab. č. 13).

V tab. č. 11 byl spočítán rozdíl ve změřených procentuálních dávkách na fantomu s bolusem a bez bolusu pro jednotlivé hodnocené body. Kdybychom tento rozdíl aplikovali na hodnoty naměřené na pacientkách s bolusem (in-vivo dozimetrie) bylo by teoreticky možné určit jaké dávky by byly v daných bodech bez bolusu. Ale vzhledem k tomu, že každá pacientka má jinak tvarovaný hrudník včetně různých

nerovností, s různou mezipolní vzdáleností centrálních paprsků tangenciálních polí není možné jednoznačně přijmout tyto hodnoty a preferovat individuální plánování (tayloring radiotherapy) s prováděním in-vivo dozimetrie.

U pacientek byly změřeny dávky pomocí plánovacího systému (viz. tab. 14) pod bolusem ve schváleném izodózním plánu ve standardně hodnocených bodech. Výsledky měření nekorelovaly s hodnotami in-vivo dozimetrie a to z toho důvodu, že měřicí nástroje v plánovací konzoli jsou značně nepřesné v oblastech s velkým spadem dávky, obzvláště u povrchu pacienta.

Průměrné hodnoty vyhodnocených dávek u pacientek pod bolusem a bez bolusu udává tab. 13. Průměrná dávka pod bolusem ve standardně hodnocených bodech byla 2,14 Gy, bez bolusu 1,76 Gy. Při hodnocení biologicky ekvivalentní dávky - BED docházíme k hodnotě 49 Gy na celou plochu kůže v oblasti tangenciálních polí (32 s bolusem+17 bez bolusu). Oblast jizvy a okolí (po dobu 25 frakcí s bolusem) obdrží průměrnou biologicky ekvivalentní dávku 54 Gy. (tabulka podle Ortona a Ellise).⁽⁹⁾

5. DISKUSE

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že u pacientek po totální mastektomii ozářených fotonovým zářením o energii 6 MV je vhodné používat bolus, který zajistí výhodnější rozložení dávky záření, a tak zamezí penetraci fotonového záření do hloubky pod povrchem kůže, kde jsou uloženy kritické orgány.

Při zpracování bakalářské práce a analýze výsledků bylo zjištěno, že naměřené hodnoty nelze srovnávat s plánovací konzolí, protože byla hodnocena dávka na povrchu kůže u pacientek po totální mastektomii a program v plánovací konzoly přesně vypočítává hloubkovou dávku a hodnotu povrchové dávky zkresluje.

V radioterapeutické veřejnosti není stále jednoznačný názor na používání bolusu u pacientek po totální mastektomii pro pokročilý karcinom prsu. Někteří autoři (Chao K.S.C., Perez C. A., Brady L.W.)⁽⁵⁾ doporučují bolus jednoznačně přes celou plochu kůže u tangenciálních polí po část léčby a na jizvu by bolus měl být do konce léčby a to pro zvýšení dávky v oblasti kůže a podkoží v ozařované oblasti. Při měření dávky na povrchu hodnocené oblasti byla zjištěna dávka menší než byla dávka předepsaná. Proto použití bolusu redukuje build-up efekt u megavoltážní fotonové léčby.

Námi získané výsledky jsou v souladu s výše uvedenými poznatky v literatuře, dávky u hodnocených pacientek v oblasti tangenciálních polí na kůži pod bolusem byly průměrně 2,14 Gy, na kůži odvozené hodnoty z měření na fantomu jsou průměrně 1,76 Gy. Reálné hodnoty však mohou být daleko nižší a mohly by se blížit dávkám získaným z plánovacího systému.

V každém případě je použití bolusu problematické, nízké dávky nesou riziko recidivy onemocnění a vysoké dávky korespondují s horším kosmetickým efektem nebo častějšími postradiačními komplikacemi.

Správnost a naléhavost použití bolusu na hrudní stěnu v oblasti tangenciálních polí by vyžadovalo důkladné statistické zhodnocení výskytu recidiv na hrudní stěně a postradiačních komplikací u pacientek po totální mastektomii pro pokročilý karcinom prsu.

Na reálných hodnotách naměřených dávek se jistě bude podílet kvalita a materiál použitého bolusu. V současné době radioterapeutická pracoviště používají různé typy

bolusů (navlhčené vrstvy gázy, ceradent, speciální gely tkáňově ekvivalentní - MT-CB-403 gelový bolus komerčně vyráběný, různých velikostí a tloušťky....)

6. ZÁVĚR

Hypotéza bakalářské práce předpokládala, že průměrná dávka na kůži u pacientek po totální mastektomii bez použití bolusu bude nižší než je doporučená dávka záření. Z konečných výsledků měření vyplývá, že hypotéza byla potvrzena, protože jak u fantomu bez použití bolusu, tak u pacientek bez použití bolusu jsou dávky nižší než doporučené dávky záření. Proto lze doporučit používání bolusu u pacientek po totální mastektomii pro pokročilý karcinom prsu, které se budou mít ozářenou hrudní stěnu s jizvou fotonovým zářením o energii 6 MV.

Výsledky bakalářské práce pomohou lékařům na ONO Nemocnice České Budějovice při léčbě karcinomů prsu, popřípadě budou využity pro srovnání s jinými onkologickými odděleními jak u nás, tak i v zahraničí.

7. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- (1) ABRAHÁMOVÁ, J., POVÝŠIL, C., HORÁK, J. et al. *Atlas nádorů prsu*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 328 s. ISBN 80-7169-771-0.
- (2) ABRAHÁMOVÁ, J. a kolektiv. *Co byste měli vědět o rakovině prsu*. 1 vyd. Grada, 2009. 144 s. ISBN 978-80-247-3063-9.
- (3) DOBBS, J., BARRETT, A., ASH, D. *Praktické plánování radioterapie*. 1. vyd. Praha: Anomal, 1992. 302 s. ISBN 80-900235-8-4.
- (4) HEŘMÁNKOVÁ, J., SINGER, J. *Klinická dozimetrie*. 1. vyd. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích : Zdravotně sociální fakulta, 2005. 109 s. ISBN 80 – 7040-759- X.
- (5) CHAO, K.S.C., PEREZ, C.A., BRADY, L.W., *Radiation oncology management decisions*. 2. vyd. Lippincott Williams and Wilkins, 2002. 768s. ISBN 0-7817-3222-0
- (6) KULHAVÝ, M., VRBA, M. Nová technika “smíšeného plánování“ radioterapie prsu. *Klinická Onkologie*. Brno: 1998, roč. 11, č. 3, s. 94-98. ISSN 0862-495X.
- (7) SABOL, J. *Základy dozimetrie*. 1. vyd. Praha – ČVUT České vysoké učení technické, 1992, 130 s. ISBN 80-01-00847-9
- (8) SPURNÝ, V., ŠLAMPA, P. *Moderní radioterapeutické metody. Základy radioterapie*. VI. Díl. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1999. 114 s. ISBN 57-860-98.
- (9) ŠLAMPA, P. a kol. *Radiační onkologie v praxi*. 2. vyd. Brno, Masarykův onkologický ústav, 2007 , 275 s., ISBN 978- 80- 86793-08-5.

(10) ŠLAMPA, P., PETERA, J. et al. *Radiační onkologie* 1.vyd. Galén, Karolinum, 2007, 457 s., ISBN 978- 80-7262-496-0 (Galén),ISBN 978-80-46-1443- 4 (Karolinum).

(11) ZÁMEČNÍK, J. *Radioterapie*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1990. 476s. ISBN 80-201-0051-2.

internetové odkazy:

(12) <http://astronuklfyzika.cz/JadRadfyzika6.htm>

(13) www.uoc.muni.cz/onkofn/klinicke_aktivita/karcinomprsu/uvod_karc-prsu.htm

8. KLÍČOVÁ SLOVA

termoluminiscenční dozimetr

tkáňově ekvivalentní materiál (bolus)

Rando fantom

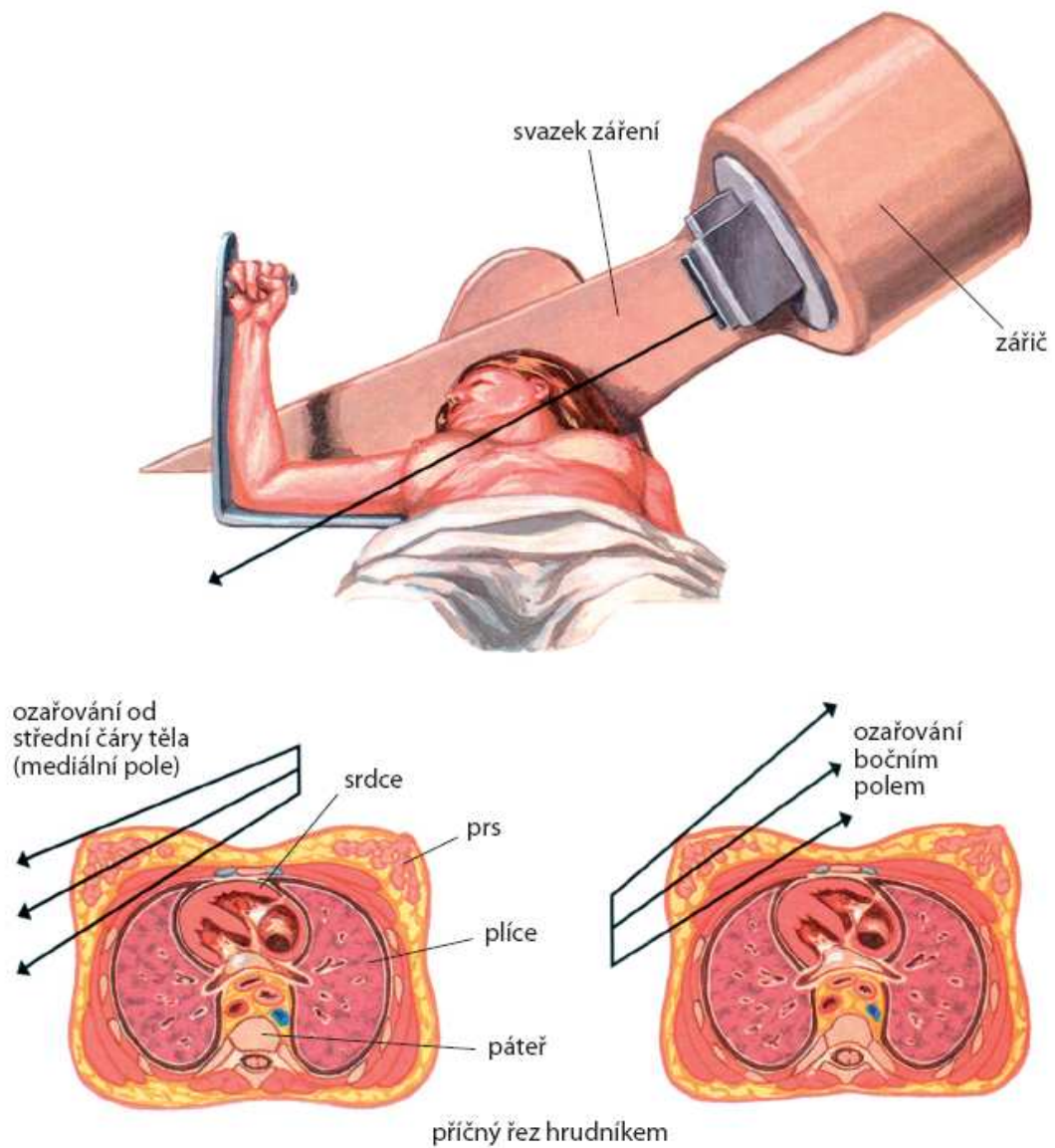
dávka

plánovací konzole

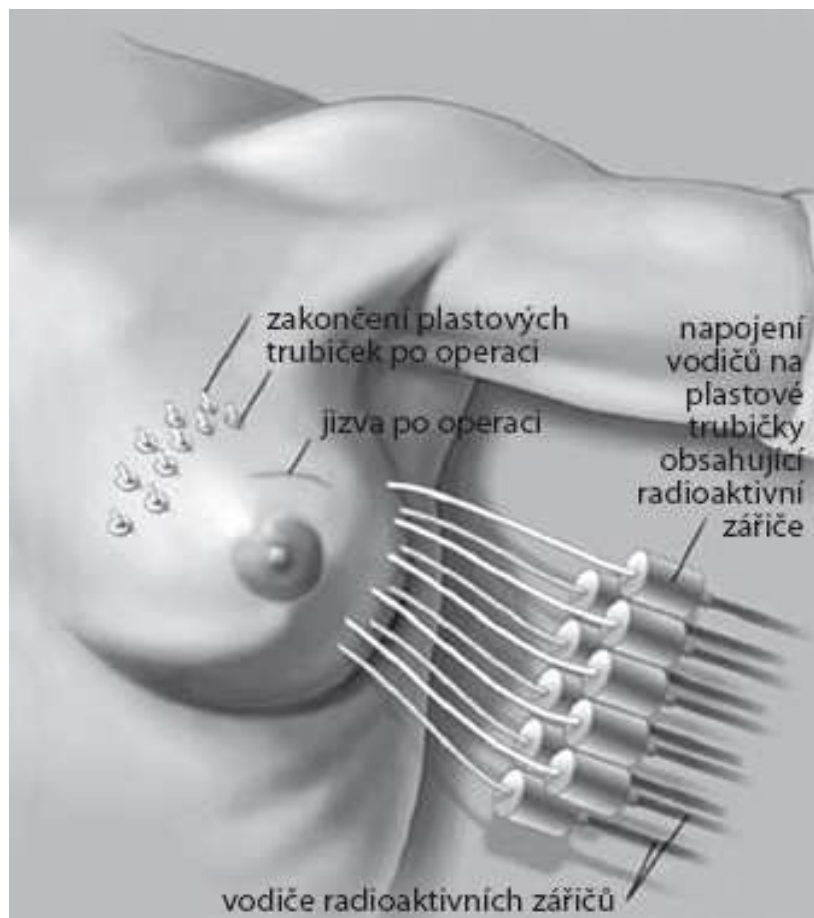
karcinom prsu

radioterapie

9. PŘÍLOHY



Příloha č. 1



Příloha č. 2



Příloha č. 3



Příloha č. 4



Příloha č. 5



Příloha č. 6