

## Metody dozimetrie v radiační onkologii

Obor radiační onkologie se zrodil přibližně jeden měsíc po objevu paprsků X Wilhelmem Conradem Röntgenem, kdy bylo právě objevené záření X dne 29. 1. 1886 poprvé použito při pokusu o léčbu rakoviny prsu. Po zjištění, že ionizující záření má biologický účinek na nádorovou tkáň, se hledaly různé způsoby, jak léčebně ovlivnit zhoubné nádory. Prvního skutečného vyléčení rakoviny bylo dosaženo v roce 1903 kontaktní aplikací radia, objeveného o pět let dříve Marií Curie-Skłodowskou. Tím bylo prokázáno, že ionizujícím zářením lze rakovinu vyléčit. Od té doby až po současnost prodělala léčba ionizujícím zářením překotný rozvoj.

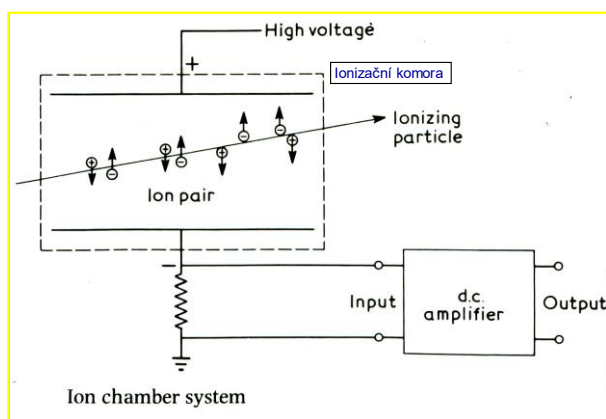
Ruku v ruce s rozvojem radioterapeutických metod, probíhal též rozvoj metod dozimetrických. Stejně jako ionizující záření dokáže ničit zhoubné nádory, dokáže zároveň poškozovat a zabíjet též zdravé lidské buňky. Bez kvalitní dozimetrie by tak byla celá radioterapie pouhou hazardní střelbou naslepo.

V tomto článku si kladu za cíl seznámit čtenáře s nejrozšířenějšími metodami dozimetrie, jež jsou denním chlebem akreditovaných odborníků s odpovídající atestací v oboru radiační onkologie, známých jako kliničtí radiologičtí fyzici či zkráceně lékařští fyzici (medical physicists). Současně se pokusím uvést tyto metody do kontextu s nejběžnějšími radioterapeutickými technikami, pro něž jsou charakteristické.

S dozimetrií se pochopitelně nerozlučně pojí sofistikovaná přístrojová technika, jejímž prostřednictvím lékařští fyzici měří, aby zajistili co možná nejlepší efektivitu prováděné léčby. Jednotlivé dozimetrické metody se tak pokusím objasnit též ve vztahu k nejběžněji používaným dozimetrickým přístrojům.

### 1. Plynové detektory

Dosud nejrozšířenější portfolio dozimetrie v radiační onkologii tvoří plynové detektory, využívající tzv. teorii ionizace v dutině – viz Obr. 1. Plyny jsou za normálních okolností vynikajícími izolanty. Působením ionizujícího záření se původně neutrální molekuly plynu ionizují a plyn se stává vodivým. Sekundární nabité částice (elektrony a kladné ionty) mohou dále ionizovat, zvláště jsou-li urychleny elektrickým polem v důsledku přiloženého vysokého napětí – dochází k tzv. plynovému zesílení.



Obr. 1: Princip plynových detektorů ionizujícího záření.

Působením ionizujícího záření tak původně nevodivým plynovým detektorem protéká slabý elektrický proud, jehož velikost je úměrná intenzitě ionizujícího záření – dávkovému či kermovému příkonu. Sebraný náboj pak dávce či kermě.

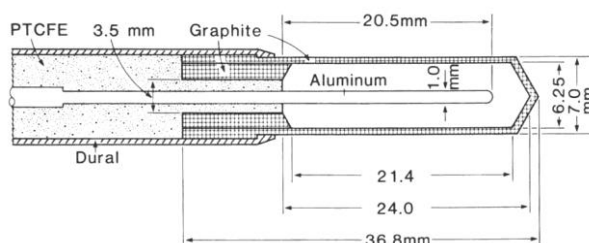
Aby bylo možno protékající proud či náboj přesně stanovit, musí být plynový detektor připojen k citlivému elektrometru, schopnému měřit náboj v jednotkách pC (pikocoulomb) a proud v jednotkách fA (femtoampér) – viz Obr. 2.



Obr. 2: Elektrometr Unidos firmy PTW.

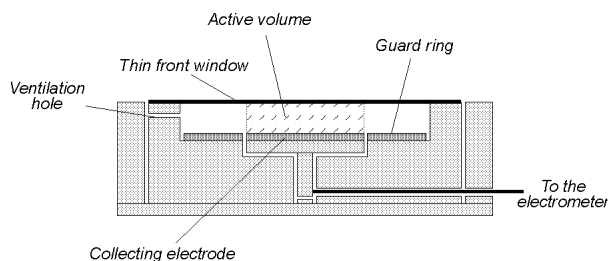
Nejběžněji používanými plynovými detektory jsou ionizační komory. Ty mohou mít rozličnou geometrii, mezi nejběžnější typy však patří cylindrické (válcové), planoparalelní (deskové) nebo sférické (kulové).

Nejběžnějším typem cylindrických komor využívaným v radiační onkologii, jsou komory Farmerova typu, vyznačující se grafitovou vnější elektrodou a koaxiální hliníkovou elektrodou vnitřní – viz Obr. 3.



Obr. 3: Schéma ionizační komory Farmerova typu.

Speciálně pro dozimetrii elektronových svazků používaných v radiační onkologii k iradiaci nádorových ložisek blízko povrchu těla, jako jsou nádory kůže a podkoží, nádory prsu apod., se používají planoparalelní ionizační komory tzv. Rossova typu – viz Obr. 4.



Obr. 4: Schéma ionizační komory Rossova typu.

Běžné ionizační komory bývají plněny vzduchem, a dokonce ani nebývají vzduchotěsné, takže svoji plynou náplň si mohou vyměňovat s okolím. Jelikož je míra ionizace v plynu silně závislá na jeho hustotě, závisí odezva plynových dozimetrů na teplotě a atmosférickém tlaku v době měření. Výsledky získané z plynových detektorů je proto potřeba vždy korigovat na aktuální teplotu a tlak.

## 1.1. Monitorovací ionizační komory

Výjimku potvrzující pravidlo tvoří ionizační komory, které jsou zabudovány uvnitř terapeutických ozařovačů a prochází jimi svazek záření, který následně dopadá na pacienta. Jedná se o tzv. monitorovací ionizační komory, které jsou plněny dusíkem – Obr. 5.

Vyrábí se jako dvoukomorové, přičemž každá komora měří nezávisle, a pokud by se údaje z obou částí začaly příliš rozcházet, řídicí počítač přeruší proces ozařování.

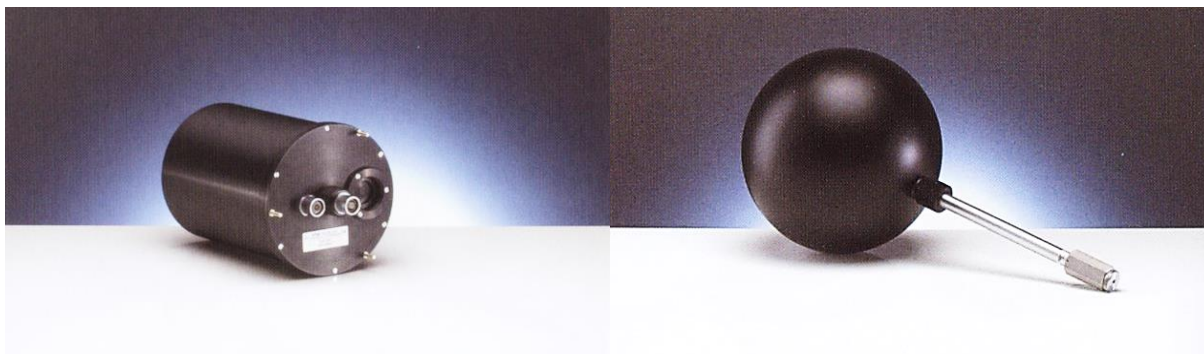
Monitorovací komory sledují v reálném čase, jaké množství ionizujícího záření jimi proteklo a řídicí elektronika včas přeruší činnost lineárního urychlovače, jakmile je dosaženo požadované dávky v cílové tkáňové struktuře.



Obr. 5: Umístění (nahore) a vnitřní uspořádání (dole) dusíkem plněné monitorovací ionizační komory.

## 1.2. Velkoobjemové ionizační komory

Obecně platí pravidlo, že citlivost ionizačních komor na záření roste s objemem plynu. Současně s tím však klesá doba, po kterou musí komora měřit, aby došlo k ustálení proudu protékajícího komorou. Komůrky s objemem jednoho krychlového milimetru dokážou měřit prakticky okamžité změny v dávkovém či kermovém příkonu. Naproti tomu komory s objemem několika litrů bude totéž trvat desítky sekund, nebo i minuty. Zvládne však změřit i tak nízké příkony, jaké se běžně vyskytují v ovládacích místnostech radioterapeutických ozařovačů, kde pracuje obsluhující personál – viz Obr. 8.



Obr. 6: Velkoobjemová ionizační komora cylindrického (vlevo) a sférického (vpravo) typu.



Obr. 7: Monitorování kerry ve vzduchu za stíněnými dveřmi radioterapeutické ozařovny.

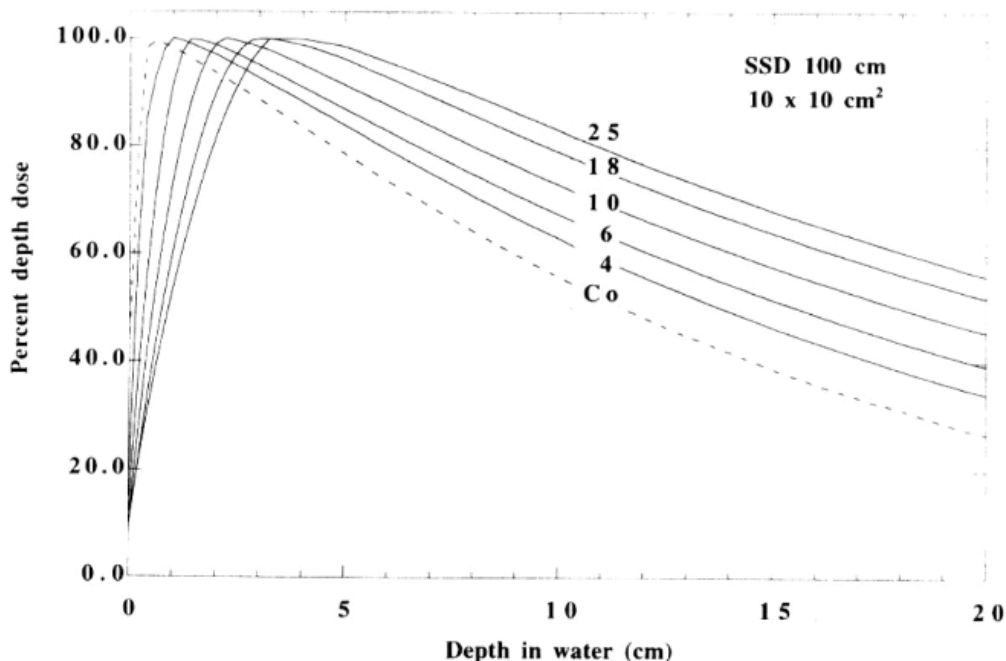
Z toho důvodu se velkoobjemové ionizační komory používají např. pro pravidelné monitorování radiační situace na pracovišti – viz Obr. 9.

## 2. Radiologické fantomy

Pod pojmem fantom v dozimetrii nerozumíme nějaký strašidelný přízrak, ale zařízení, které určitým způsobem simuluje či supluje lidské tělo nebo tkáň. Záření je totiž přítomností lidského těla významně ovlivněno – dochází k útlumu kerry, absorbovaná dávka naopak dosahuje svého maxima teprve v určité hloubce dané charakterem a energií dopadajících částic. Energie se v tkáni také např. rozptyluje Comptonovým jevem, Rayleighovým rozptylem, anihilací párů, brzdným zářením, charakteristickým zářením apod. To vše ve výsledku ovlivňuje radiační pole uvnitř i vně pacienta a určuje, která se v něm bude předávaná energie deponovat.

## 2.1. Vodní fantomy

V blízkosti povrchu, kterým vstupuje fotonové záření do látky, je vysoká pravděpodobnost, že část energie předané fotony elektronům látky (charakterizované veličinou KERMA) opět unikne z látky pryč ve formě brzdného, charakteristického, rozptýleného a anihilačního záření. S narůstající hloubkou naopak roste pravděpodobnost, že i tato záření stihnou v látce zainteragovat a předat jí tak svoji energii (tzv. build-up effect). Veličina DÁVKA představuje energii, která byla skutečně předána elementu látky, podělenou hmotností tohoto elementu. Přímo na povrchu látky je proto dávka mnohem menší nežli v hloubce maxima, která je funkcí energie dopadajících fotonů a materiálu látky.



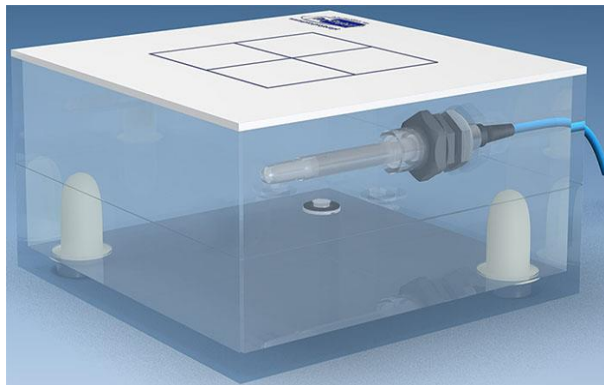
Obr. 8: Hloubkové dávkové křivky pro fotony různých energií v MeV. Co označuje záření radionuklidu <sup>60</sup>Co o energii přibližně 1 MeV.

Z Obr. 8 je dobře patrné, že hloubka maxima absorbované dávky roste s energií fotonů což je vlastnost, která je v teleterapii naprosto klíčovou. Nádorové ložisko se totiž málokdy nalézá blízko povrchu těla a volbou energie urychlovaných elektronů, která u moderních lineárních urychlovačů může dosahovat až 35 MeV, můžeme významně ovlivnit i energii konvertovanou na konci dráhy elektronového svazku do fotonového záření X, a tím potažmo posunout hloubku maxima dávky až zhruba do 100 mm.

Z výše řečeného současně plyne, že absorbovanou dávku nemá (na rozdíl od vstupní povrchové kermy) smysl měřit kdesi na povrchu těla, ale pouze v hloubce jejího maxima, popř. tzv. referenční hloubce, pokud nás zajímají jen relativní hodnoty.

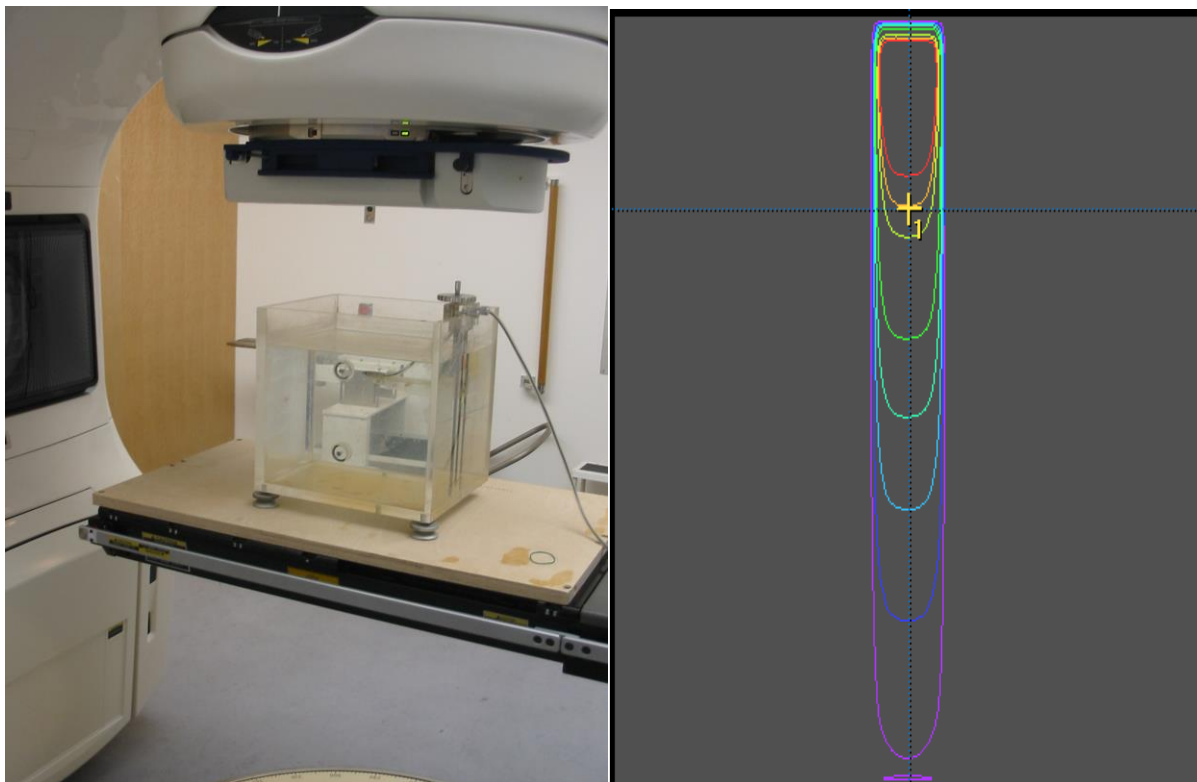
Vzhledem k tomu, že hustota lidského těla v průměru odpovídá hustotě vody, kterou jsme zároveň zhruba z 60 % tvořeni, probíhá měření absorbované dávky vždy uvnitř vodních či vodě ekvivalentních fantomů.

Nejjednodušší vodní fantomy mají předem připravený otvor pro zasunutí ionizační komory v referenční hloubce, popř. hloubce maxima dávky pro danou energii záření – viz Obr. 9. Nevýhodou tohoto řešení je potřeba extra fantomu pro každou energii.



Obr. 9: Jednoduchý vodní fantom se zasunutou Farmerovou ionizační komorou.

Uvedenou nevýhodu řeší polohovací vodní fantomy, kde lze ručně či motoricky pomocí otočného šroubu nastavit polohu ionizační komory do požadované hloubky – viz Obr. 10.



Obr. 10: Měření hloubkových dávek pomocí polohovacího vodního fantomu na radioterapeutickém ozařovači typu Clinac firmy Varian.

Nejdokonalejší variantu představují tzv. skenovací vodní fantomy, které podobně jako 3D tiskárna skenují pod vodní hladinou celý 3D objem a poskytují tak komplexní informaci nejen o hloubkových dávkových křivkách ale rovněž o dávkových profilech svazků v jednotlivých rovinách pod hladinou – viz Obr. 11.

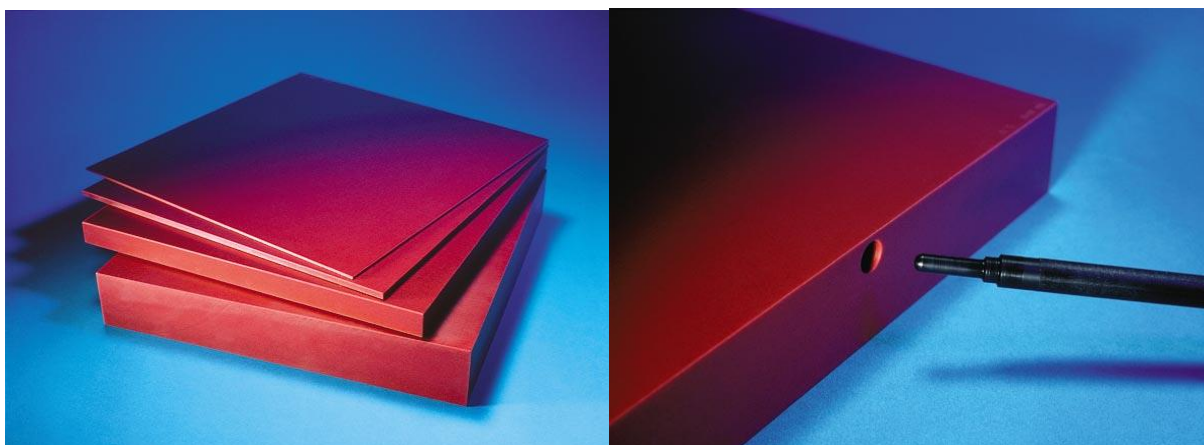
Nevýhodou je poměrně vysoká časová náročnost skenování, pakliže používáme bodovou ionizační komoru. Vhodné řešení nabízí linární pole ionizačních komor (tzv. chamber array), které vidíme na Obr. 11 vpravo. Chamber array eliminuje nutnost skenování ze 3 prostorových os na 2, čímž výrazně zkrátí dobu skenování.



Obr. 11: Měření základních charakteristik svazku (profily svazku a hloubkové dávkové křivky) ve skenovacím vodním fantomu prostřednictvím lineárního pole ionizačních komor (chamber array).

## 2.2. Pevnolátkové fantomy

Výhodnou alternativu k vodním fantomům představují tzv. vodě ekvivalentní pevnolátkové fantomy. Ty se vyrábí v různých tvarech a velikostech dle jejich určení. Mezi nejběžnější patří planární desky o tloušťce od 0,5 mm až do několika centimetrů, z nichž lze nakombinovat v podstatě jakoukoli build-up vrstvu. V jedné z desek pak bývá otvor pro zasunutí ionizační komory – viz Obr. 12.



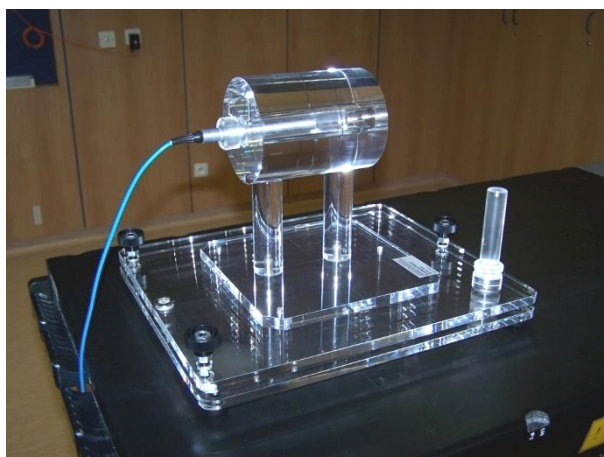
Obr. 12: Pevnolátkový deskový fantom typu „pevná voda“.

Plánování radioterapeutického zákroku realizuje lékařský fyzik na podkladě 3D nebo 4D snímků CT, popřípadě MRI, pořízených přístroji zvanými radioterapeutické simulátory (též plánovací CT/MRI). Metoda léčby zářením zde pokročila natolik, že již nevnímá pacienta jako statický objekt, ale dokáže postihnout realitu živého organismu coby dynamického systému, který dýchá a je obecně proměnlivý v prostoru a čase.

Hotový ozařovací plán fyzik odešle do verifikačního systému, který řídí činnost ozařovače. Aby byla zajištěna co nejvěrnější realizace naplánované dávkové distribuce uvnitř pacienta, je zapotřebí zajistit, aby jeho poloha na ozařovacím stole vůči souřadnicovému systému lineárního urychlovače přesně odpovídala poloze, v jaké se pacient nacházel na CT-simulátoru, resp. MRI-simulátoru, podle jejichž 3D/4D skenů byl ozařovací plán vypočten. K tomuto účelu slouží celá škála velice důmyslných systémů tzv. Image Guided Radiotherapy (IGRT), jež dovolují snímkování vnitřních struktur pacienta přímo na

ozařovacím stole, několik minut před samotným radioterapeutickým výkonem, nebo dokonce i během něj.

Součástí systému IGRT je i tzv. Cone Beam Computed Tomography (CBCT), který dovoluje provést CT sken přímo na ozařovacím stole radioterapeutického ozařovače, a upravit automaticky polohu pacienta těsně před samotným radioterapeutickým výkonem. Jelikož i CBCT či CT jsou zdrojem rentgenového záření, je na místě i tyto systémy pravidelně dozimetricky monitorovat, k čemuž slouží cylindrické pevnolátkové fantomy – viz Obr. 13, 14.



Obr. 13: Cylindrický fantom pro kontroly CBCT.



Obr. 14: Modulární cylindrický fantom pro kontroly CT simulátorů umožňuje simulovat trup nebo hlavu pacienta.

### 2.2.1. Stereotaktické fantomy

Metoda zvaná stereotaktická radioterapie je charakteristická tím, že používá zpravidla velmi úzkých svazků (někdy i tenčích než tužka – odtud anglický název *pencil beams*), které dokáže velmi přesně cílit na nádorové ložisko z neomezeně mnoha radiálních směrů na povrchu pomyslné sféry či hemisféry.

Stereotaktická radioterapie je jediný obor teleterapie, kde mají dlouhodobě své pevné místo též radionuklidové ozařovače, založené na radioizotopu  $^{60}\text{Co}$ . Tato třída přístrojů nese název Leksellovy gama nože – viz Obr. 48. Švédský neurochirurg Lars Leksell se svými spolupracovníky zahájil výzkumné práce v radiochirurgii pomocí gama nože již koncem padesátých let. První gama nůž se 179 zdroji záření byl instalován ve Stockholmu. V roce 1974 byl spuštěn druhý gama nůž, který již obsahoval 201 zdrojů záření a poskytoval dávkovou distribuci vhodnou pro ozařování klinických cílových objemů.



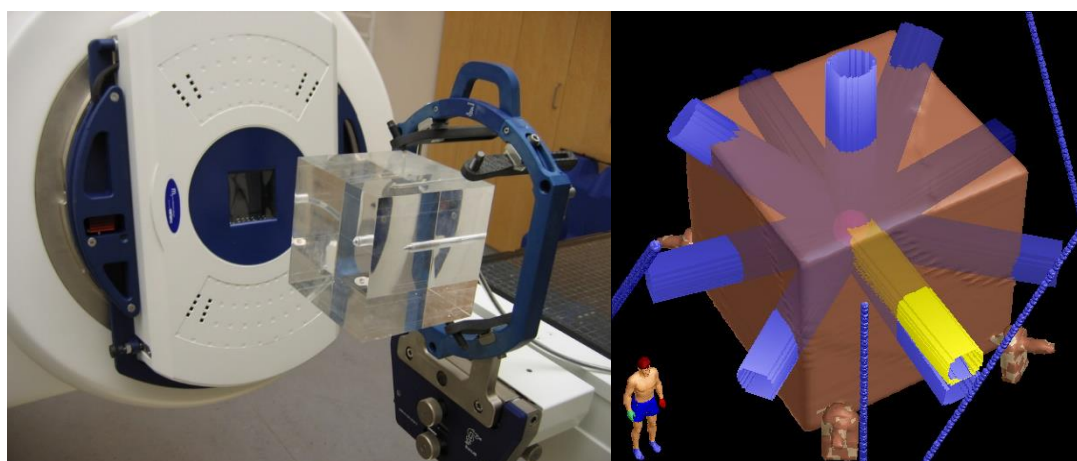
Obdobné míry úspěšnosti v pokrytí cílového objemu dosahují též radioterapeutické ozařovače typu Clinac, vybavené klasickým gantry systémem a lineárním urychlovačem. Stereotaktického ozařování je u nich docilováno kombinací rotace gantry a stolu s pacientem. Používají se buď tužkové svazky (*pencil beams*) různého průměru vymezeného speciálními kolimačními nástavci, nebo složitě tvarovaná pole vymezená lamelovým kolimátorem tzv. *Micro MultiLeaf kolimátorem (Micro MLC)* firmy Brainlab – viz Obr. 15 vlevo.

Robotický systém firmy Accuray s názvem CyberKnife představuje další významný milník na poli stereotaktické radioterapie. Lineární urychlovač, a u některých modelů též ozařovací lůžko s pacientem, v tomto případě plně ovládají robotická ramena. Dva flat panely systému IGRT jsou u moderních typů umístěny pod podlahou ozařovny a rentgenové záření na ně po průchodu pacientem dopadá křížem ze dvou rentgenových lamp umístěných na stropě ozařovny viz Obr. 15 vpravo.



Obr. 15: Vlevo: příprava stereotaktické radioterapie mozku prostřednictvím Micro-MLC na radioterapeutickém ozařovači typu Clinac, Vpravo: robotický stereotaktický ozařovač CyberKnife.  
Zdroj: Brainlab & Accuray.

Pro dozimetrii stereotaktických svazků se používají další specializované fantomy – viz Obr. 16.

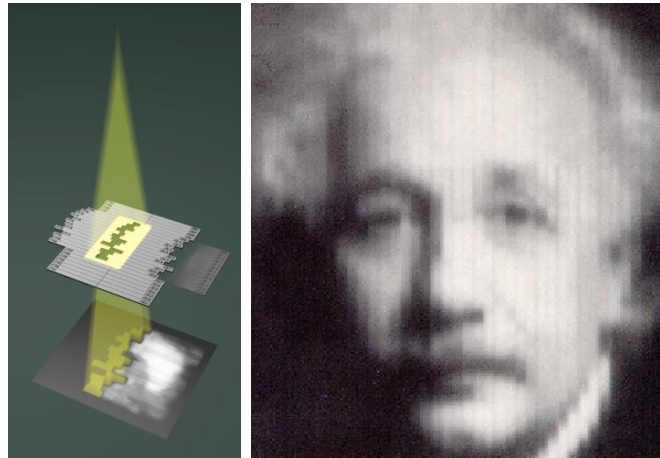


Obr. 16: Verifikace stereotaktického ozařovacího plánu měřením ve stereotaktickém fantomu.

### 2.2.2. Fantomy pro radioterapii s modulovanou intenzitou svazku

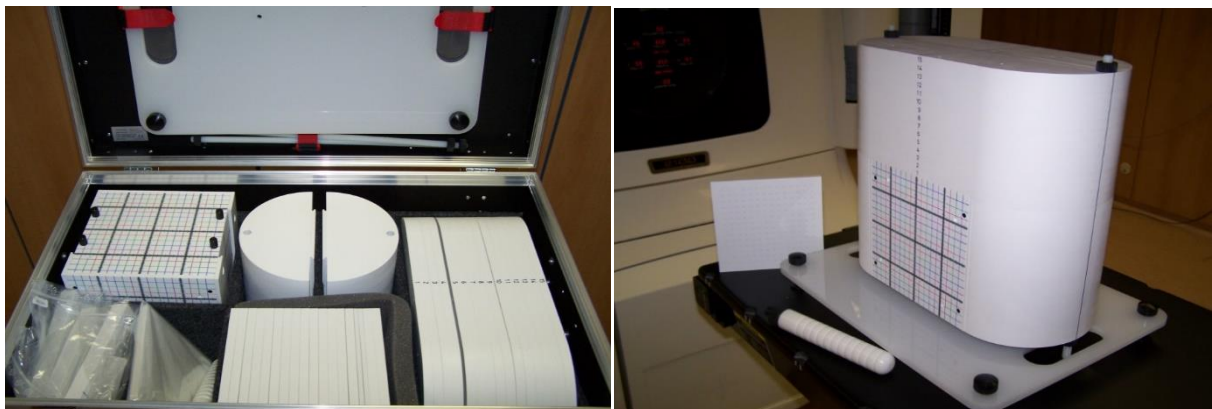
Zlatým standardem ozařovacího procesu jsou dnes ozařovací techniky s modulovanou intenzitou svazku (Intensity Modulated RadioTherapy – IMRT a RapidArc), jež dovolují do každého voxelu ozařovaného objemu deponovat přesně definovanou dávku záření, pokrýt tak dokonale i složitě tvarované cílové objemy a vyhnout se blízkým kritickým orgánům. Metoda IMRT v zásadě umožňuje

libovolně tvarovat dávkový profil a vyzářit tak na radiografický film libovolný obraz, který lékařský fyzik vloží do plánovacího systému – viz Obr. 17.

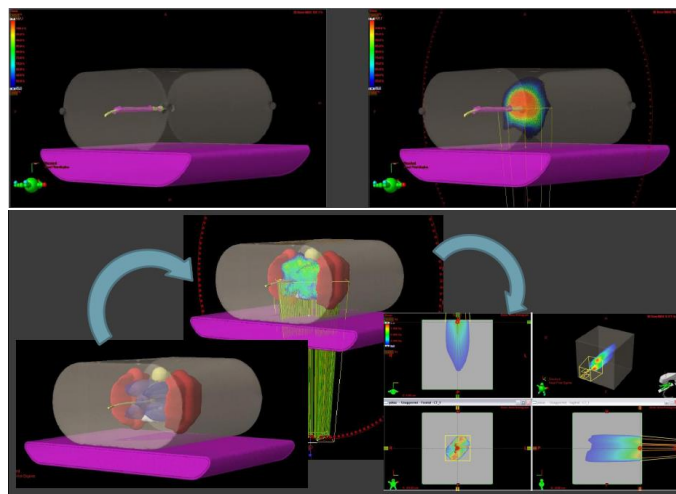


Obr. 17: Ilustrační příklad vyzáření fotografie na radiografický film metodou IMRT.

Příkladem dozimetrického fantomu používaného pro verifikaci IMRT a RapidArc ozařovacích plánů je IMRT fantom Scanditronix na Obr. 18, 19.



Obr. 18: Speciální fantom firmy Scanditronix pro verifikaci IMRT a RapidArc ozařovacích plánů. Mezi jednotlivé segmenty lze vložit též např. gafchromické filmové dozimetry – viz dále.



Obr. 19: Vizualizace výsledků měření ve fantomu Scanditronix IMRT.

### 3. Polovodičové detektory

Rozsáhlé a velmi nákladné výzkumné programy věnované studiu polovodičových monokrystalických materiálů (především Ge a Si), započaté na počátku padesátých let a zprvu orientované hlavně na využití polovodičových přechodů jako elektronických součástek, vyústily nakonec v objev pevnolátkových polovodičových detektorů, které eliminují některé z nevýhod ionizačních komor. Především nízký lineární součinitel zeslabení fotonového záření a malou brzdnou schopnost plynů pro nabitě částice, které jsou příčinou malé detekční účinnosti anebo velkých rozměrů klasických ionizačních komor a všech ostatních plynových detektorů zejména pro detekci záření gama vyšších energií.



Obr. 20: Zásobník pro polovodičovou in-vivo dozimetrii se nalézá nad ozařovacím lůžkem s pacientem a obsahuje různé polovodičové diody pro měření elektronových a fotonových svazků různých energií.

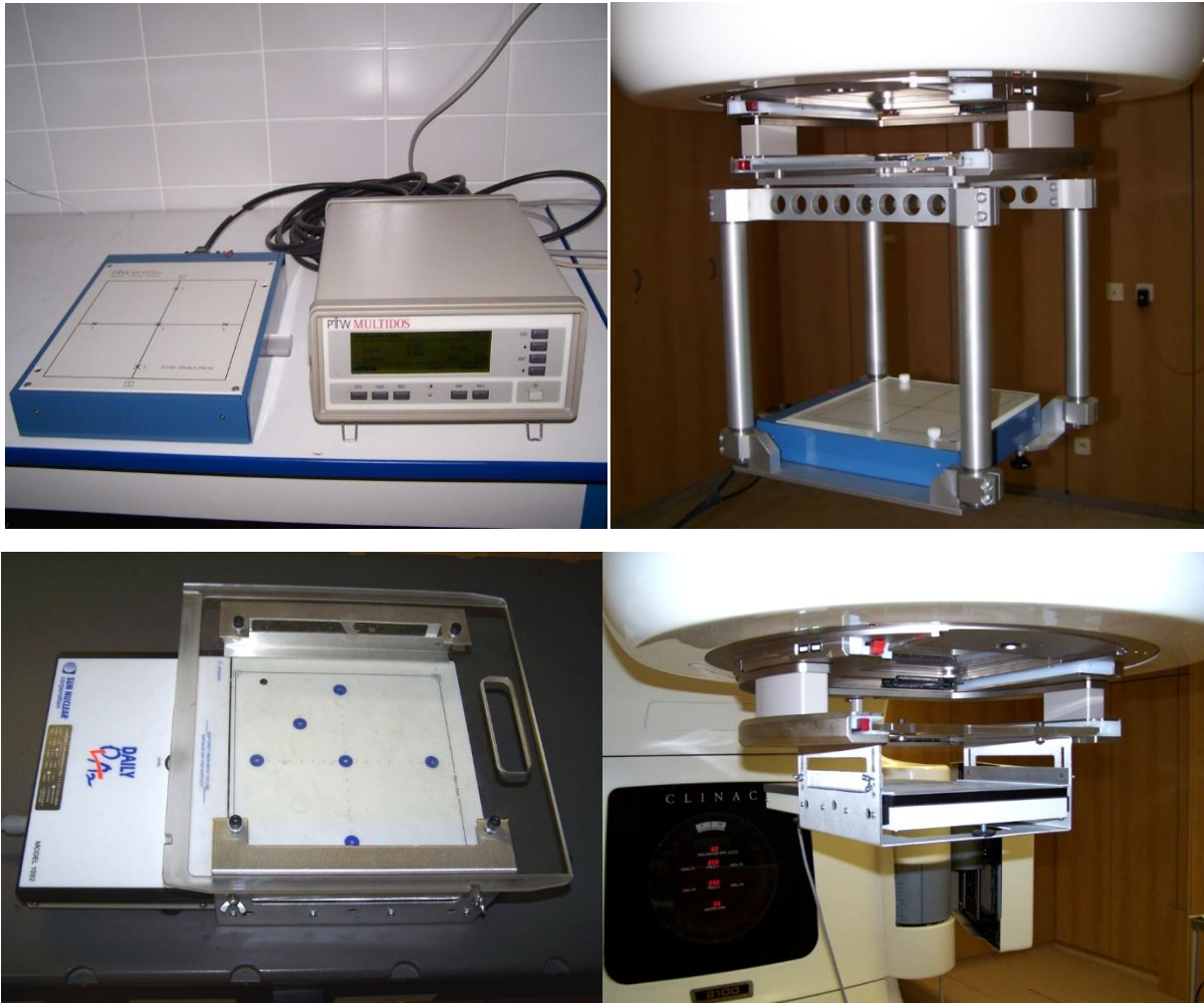
Nejčastěji používaným polovodičovým detektorem je dioda připojená ke zdroji elektrického napětí v tzv. závěrném směru, ve kterém diodou neprotéká elektrický proud (jak známo, diody běžně propouští elektrický proud pouze v jednom – tzv. propustném – směru).

Jakmile však začneme polovodičovou diodu zapojenou v závěrném směru bombardovat částicemi ionizujícího záření, její P-N přechod se ionizuje a diodou začne protékat proud úměrný intenzitě dopadajícího záření.

Na Obr. 20 vidíme aplikátor pro in-vivo polovodičovou dozimetrii, kterou lékařský fyzik provádí verifikace ozařovacích plánů přímo na těle pacientů během probíhající iradiace.

### 4. Maticové detektory

Maticové detektory jsou systémy tvořené větším počtem bodových detektorů (např. polovodičových) vhodně rozmístěných na ploše, nebo v objemu. Jednoduché maticové detektory, jaké vidíme na Obr. 21, se používají ve speciálním držáku pro rychlou ranní kontrolu radioterapeutických ozařovačů před každodenním zahájením klinického provozu. Obsahují řádově jednotky detektorů schopných rychlé kontroly konformity ozařovacích polí a správného dávkového příkonu.

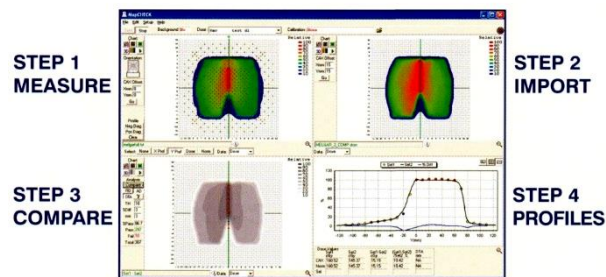


Obr. 21: Různé typy maticových detektorů pro ranní kontroly radioterapeutických ozařovačů.

Sofistikovanější maticové detektory, jakým je např. ÍmRT MatriXX od firmy Scanditronix – Obr. 22 – obsahují na ploše okolo jednoho tisíce detektorů schopných v jednom okamžiku změřit profil svazku, včetně IMRT ozařovacího pole – Obr. 23.

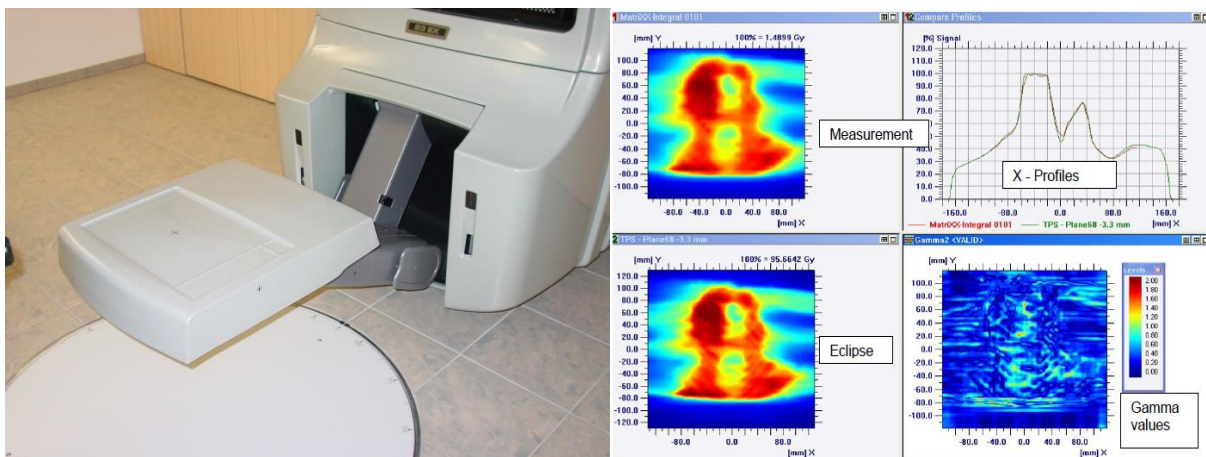


Obr. 22: Maticový detektor ÍmRT MatriXX firmy Scanditronix pro verifikaci IMRT ozařovacích polí.



Obr. 23: Příklad výstupu po měření IMRT ozařovacího pole maticovým detektorem. Umožňuje porovnání vypočteného ozařovacího plánu s tím, jak jej reprodukuje radioterapeutický ozařovač.

Další z nabízených možností okamžité verifikace IMRT ozařovacích plánů představuje Portalvision dozimetrie. Portalvision je polovodičový flat-panel, který bývá standardní součástí radioterapeutických ozařovačů – viz Obr. 24 vlevo. Obsahuje řádově milión polovodičových detekčních elementů, sloužících primárně k zobrazování polohy pacienta na ozařovacím stole před jeho ozáření. Detektor je citlivý na megavoltážní záření generované lineárním urychlovačem a lze jej tedy využít i jako maticový detektor s vysokým rozlišením pro dozimetrické účely – Obr. 24 vpravo.



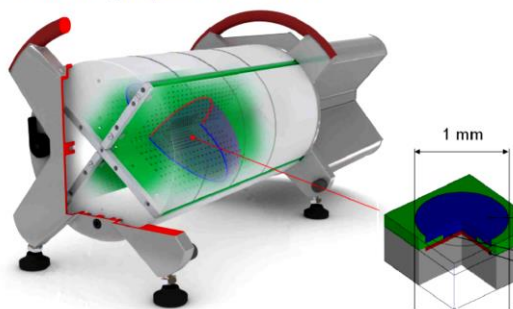
Obr. 24: Verifikace IMRT ozařovacích plánů Portalvision dozimetrií.

#### 4.1. 3D Maticové detektory

Nejpokročilejší ozařovací metodou ve fotonové teleterapii je tzv. RapidArc kombinující techniku IMRT s kontinuálním otáčením radioterapeutického ozařovače okolo pacienta.

Pro verifikaci RapidArc ozařovacích plánů lze využít 3D maticové detektory a prostorovým rozlišením – viz Obr. 25.

Detectors with high spatial resolution



Obr. 25: Verifikace RapidArc ozařovacích plánů 3D maticovým detektorem.

## 5. Integrovaná dozimetrie

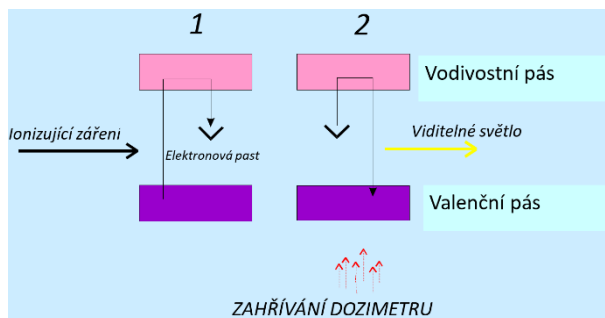
Doposud jsme hovořili o dozimetrických přístrojích založených na ionizaci v plynech nebo v polovodičích. Společným jmenovatelem všech těchto zařízení je nutnost jejich připojení ke zdroji elektrického napětí během měření a okamžité odečítání sebraného náboje.

Integrovaná dozimetrie jsou entity, které měří bez připojení ke zdroji napětí, dozimetrickou informaci si po určitou dobu pamatují a po vložení do vhodného čtecího zařízení jsou schopné ji věrně reprodukovat. Jistou nevýhodou integrovaných dozimetrů je skutečnost, že neposkytují okamžitou informaci o dávkovém příkonu v měřeném místě. K určení alespoň průměrné hodnoty této veličiny je zapotřebí současně stanovit dobu, po níž byl integrovaný dozimetr vystaven radiačnímu poli.

### 5.1. Termoluminiscenční dozimetrie (TLD)

Mezi typické integrovaná dozimetrie patří dozimetrie založené na termoluminiscenčním jevu, jehož zjednodušený princip vidíme na Obr. 26. Ionizující záření na okamžik „vystřelí“ elektrony slabě vázané ve valenční vrstvě atomů (v tzv. valenčním energetickém pásu) do tzv. vodivostního pásu, kde se mohou pohybovat zcela volně a vést např. elektrický proud. Mezi valenčním a vodivostním pásem existuje jakési „území nikoho“ zvané zakázaný pás. Právě zde číhají pasti tvořené atomy stopových příměsí jiných prvků, které jsou schopné zachytávat elektrony spontánně padající z vodivostního pásu zpět do pásu valenčního. Celý proces tak připomíná hru pinball.

Zahřátím termoluminiscenčního dozimetru na určitou teplotu dojde k vyprázdnění těchto pastí a všechny uvolněné elektrony postupně skončí zpět ve valenčním pásu. Energetický rozdíl mezi pastmi a valenčním pásem odpovídá energiím fotonů viditelného světla a je proto „padajícími“ elektrony vyzářen v podobě luminiscence. Tato slabá luminiscence je zachycena fotonásobičem a převedena na mnohem silnější elektrický proud. Protože intenzita luminiscence je závislá na počtu elektronů zachycených v pastech, který je dále úměrný celkové absorbované dávce ionizujícího záření, lze přes odpovídající kalibrační přímku přiřadit celkový elektrický náboj sebraný z fotonásobiče dávce záření absorbované v termoluminiscenčním dozimetru.

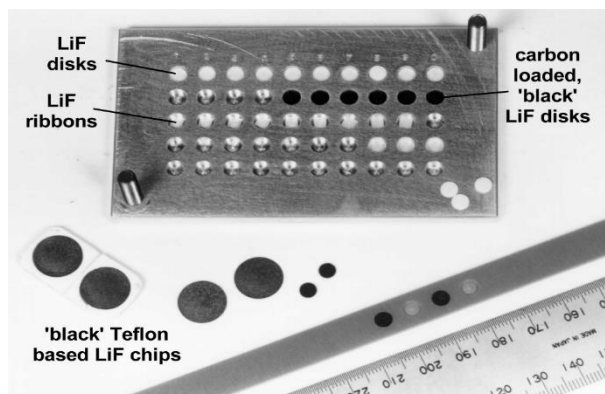


Obr. 26: Základní kvantový princip termoluminiscenčního jevu.

Příbuznou třídu integrujících dozimetrů tvoří fotoluminiscenční dozimetry založené na opticky stimulované luminiscenci (OSL) na rozdíl od tepelně stimulované luminiscence. Fotoluminiscenční dozimetry se uplatňují především v osobní dozimetrii radiologických pracovníků, kde v posledních několika desetiletích postupně vytlačují dozimetry filmové.

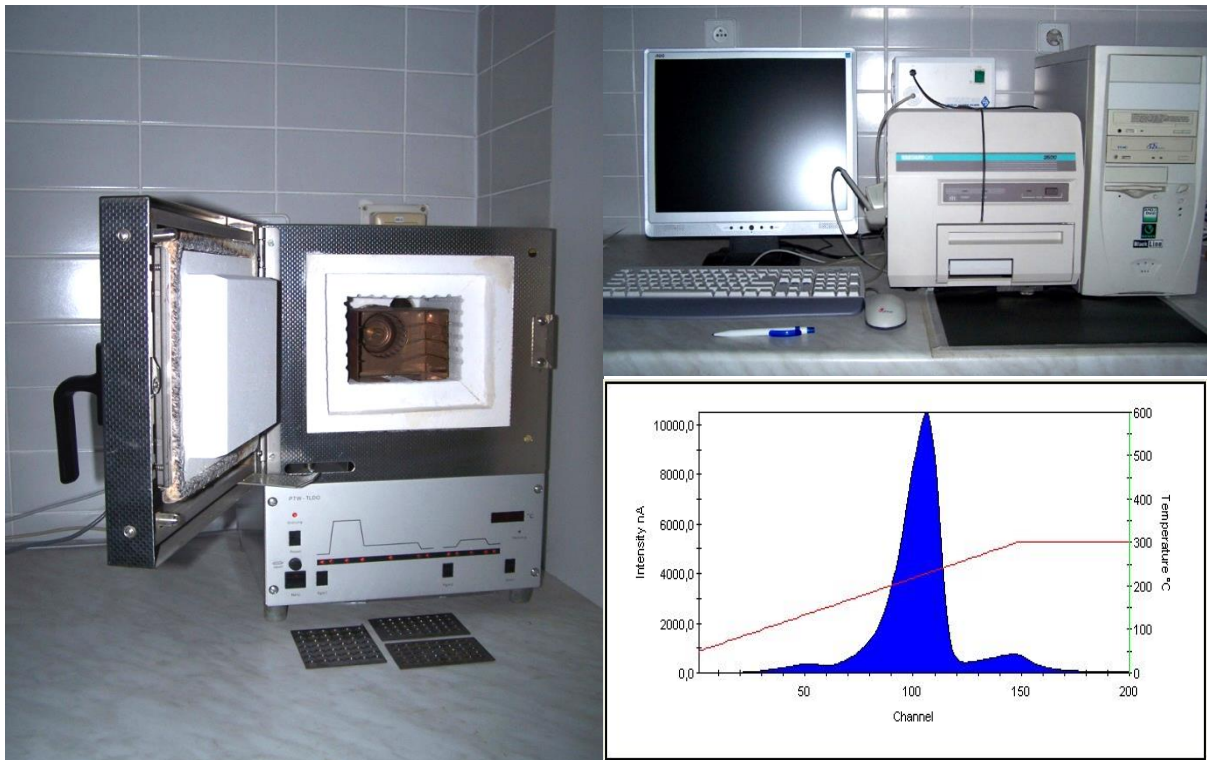
Mezi nejběžněji používané termoluminiscenční materiály patří např. fluorid lithný LiF, připomínající svým vzhledem zubní sklovinu. Právě zubní sklovina neboli fluorid vápenatý  $\text{CaF}_2$ , je dalším termoluminiscenčním materiálem, který může být nouzově použit k odhadu osobní dávky v havarijních situacích, kdy ozářená osoba nebyla vybavena osobním dozimetrem.

Termoluminiscenční dozimetry lze vyrábět v nejrůznějších tvarech, od prášku, přes drobné čipy až po velikost knoflíků – viz Obr. 27.



Obr. 27: Příklady termoluminiscenčních dozimetrů.

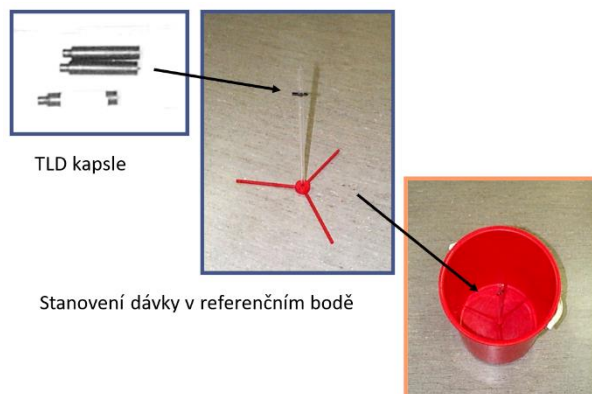
Obrovskou výhodou termoluminiscenčních a fotoluminiscenčních dozimetrů je jejich opakovaná použitelnost. Ta vyžaduje úplné vyprázdnění elektronových pastí včetně těch, které se nepodařilo vyprázdnit během čtecího procesu. U TLD k tomu slouží žíhání (annealing) uvnitř speciální pece schopné zahřát TLD až na teplotu  $400\text{ }^\circ\text{C}$  a na této teplotě je držet alespoň po dobu jedné hodiny – viz Obr. 28 vlevo.



Obr. 28: Vlevo: annealovací pec, vpravo TLD čtecí zařízení Harshaw 3500 firmy Thermo Scientific a jeho grafický výstup (vpravo dole).

Samotné čtecí zařízení (Obr. 28 vpravo nahoře) je tvořeno světlotěsnou komorou obsahující plotýnku pro postupné zahřívání TLD až na teplotu 300 °C – viz Obr. 28 vpravo dole (červená křivka). Dále pak fotonásobič pro snímání luminiscence a převod na elektrický proud. Elektrickou odezvu fotonásobiče (sebraný náboj) vidíme na Obr. 28 vpravo dole coby modře vybarvený integrál.

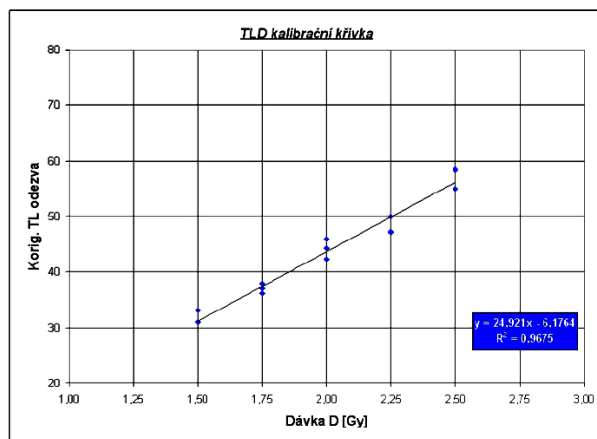
Před použitím nových TLD je vždy nutná jejich kalibrace. Ta se provádí uvnitř vodotěsných kapslí ve vhodném vodním fantomu, kterým může být i obyčejný plastový kbelík, v referenční hloubce pro danou energii záření – viz Obr. 29.



Obr. 29: Příslušenství pro kalibraci termoluminiscenčních dozimetřů.

Po ozáření TLD různě velkými dávkami a vyhodnocení jejich proudové odezvy vznikne kalibrační přímka, která přiřadí sebranému náboji vždy odpovídající dávku – Obr. 30.





Obr. 30: Kalibrační přímka termoluminiscenčního dozimetru.

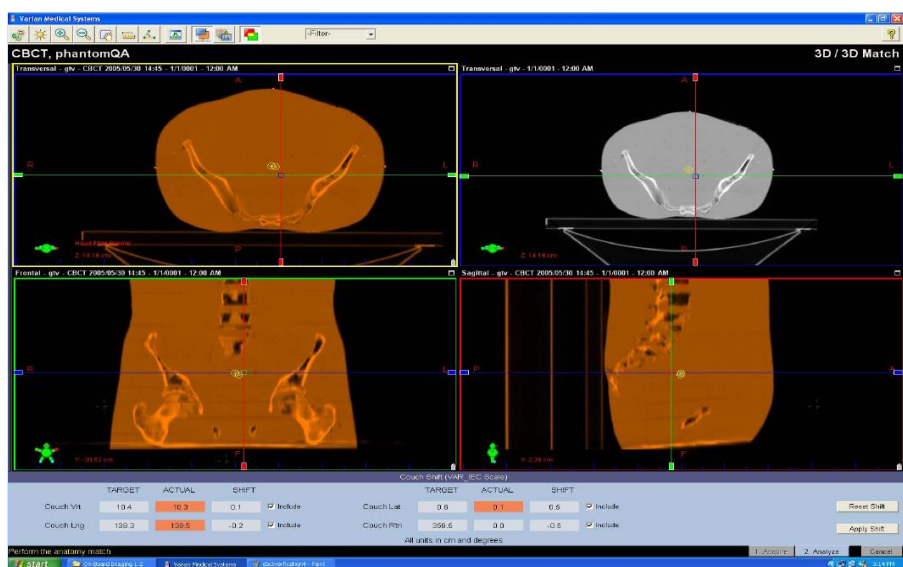
### 5.1.1. Antropomorfní fantomy

Antropomorfní fantomy reprezentují nejpokročilejší třídu pevnolátkových fantomů využívaných nejen v radiční onkologii. Věrně simulují klíčové části lidského těla a uvnitř obsahují materiály napodobující lidské orgány a tkáně, aby umožnily přesné měření absorbované dávky - Obr. 31. Jejich složení závisí na konkrétním účelu a typu, obecně však zahrnují:

**Materiály simulující měkké tkáně** – obvykle se používají polymery, vosky, epoxidy, jež mají podobné absorpční a rozptylové vlastnosti jako lidské svaly a tuk.

**Materiály simulující kosti** – používají se např. hydroxipatitové kompozity či speciální plasty s hustotou podobnou lidským kostem.

**Materiály napodobující orgány** – některé fantomy obsahují dutiny nebo moduly simulující orgány jako plíce, játra apod.

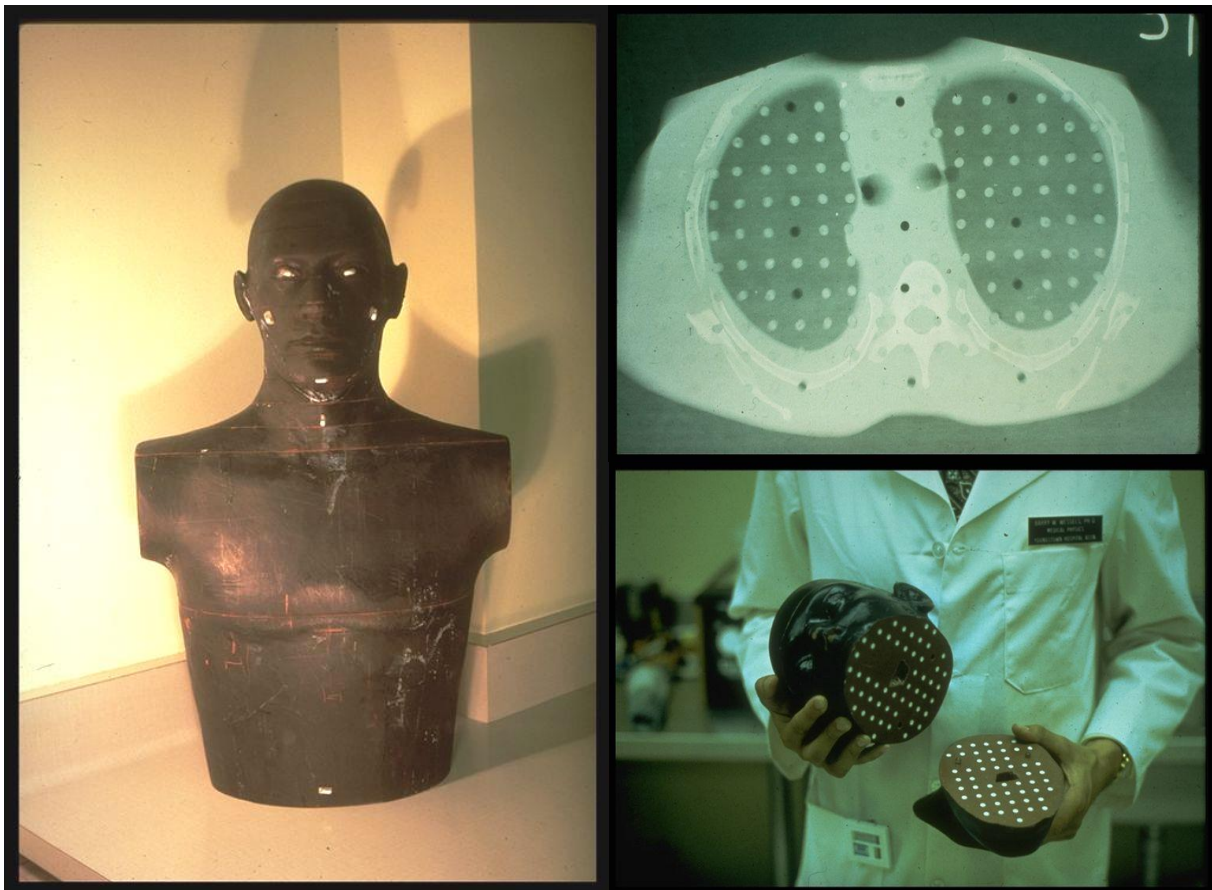


Obr. 31: CBCT snímek vnitřních struktur antropomorfního fantomu.

Antropomorfní fantom lze rozebrat na jednotlivé segmenty připomínající CT řezy. Tyto segmenty obsahují matice drobných otvorů, do nichž lze umístit jednotlivé TLD a provést tak zcela věrnou verifikaci ozařovacího plánu prostřednictvím změření prostorové distribuce absorbované dávky uvnitř lidského těla – Obr. 32, 33.



Obr. 32: Vkládání TLD do antropomorfního fantomu.



Obr. 33: Rozmístění TLD uvnitř antropomorfního fantomu.

### 5.1.2. In-vivo dozimetrie při celotělovém ozařování (TBI)

Celotělové ozařování (Total Body Irradiation) je technika používaná při léčbě akutní myeloidní leukémie, která bez náležité léčby představuje smrtelné onemocnění. Cílem celotělového ozařování je radiační usmrcení kostní dřeně postižené nádorovým onemocněním, aby následně mohl být transplantován zdravý štěp od kompatibilního dárce. Protože je kostní dřeň obsažena ve všech větších kostech lidského těla, je zapotřebí rovnoměrně ozářit celé tělo z obou jeho stran vysokou dávkou záření až 12 Gy.

Protože dávka vyšší než 5 Gy je pro člověka smrtelná, ozařování probíhá hyperfrakcionovaně po 2 Gy každých 12 hodin. Režim frakcionace dávky dokáže zvýšit toleranci zdravých buněk vůči záření až 3×, zatímco radiosenzitivita nádorových buněk zůstává prakticky nezměněna.

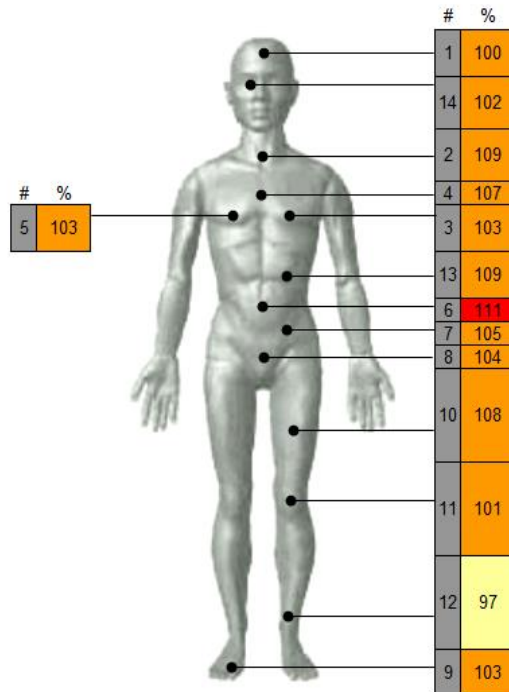
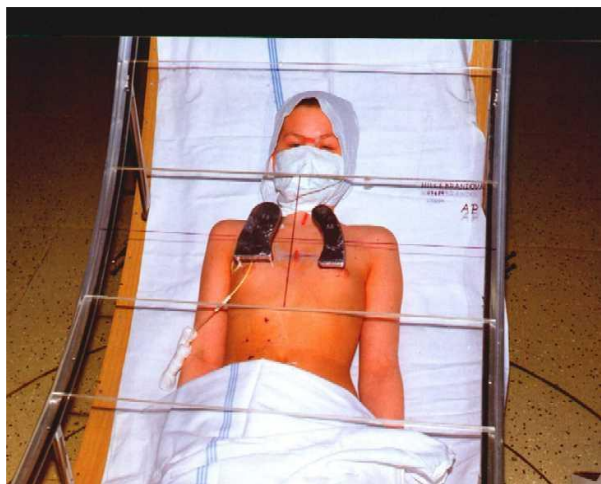
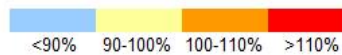
Ozařování probíhá ve speciálním lůžku, které vidíme na Obr. 34 vlevo. Pacient je na lůžku fixován speciální vakuovou matrací a překryt buil-up vrstvou z plexisklových desek – Obr. 34 vpravo.



Obr. 34: Lůžko pro celotělové ozařování (TBI).

Gantry systém radioterapeutického ozařovače koná nad pacientem kyv, během něhož zůstává vzdálenost ohnisko – povrch pacienta přibližně konstantní, a tím i dávkový příkon.

Extremně citlivou strukturu lidského těla představují plíce, které nesmí obdržet dávku vyšší, než 8 Gy, jinak by mohlo dojít k jejich trvalému poškození. Z toho důvodu se plíce ještě zakrývají stínícími bloky odlitými dle RTG snímků na míru každému pacientovi z Rosenova kovu – speciální vysokohustotní slitiny olova, bismutu a cínu, která taje cca. při teplotě 100 °C a je z ní tudíž možno vyrábět odlitky přímo na radioterapeutických pracovištích – Obr. 35 vlevo.



Obr. 35: Vlevo: pacient v TBI ozařovacím lůžku s bloky stínícími plíce, vpravo: procentuální vyjádření pokrytí těla nominální dávkou, stanovené pomocí celotělové termoluminiscenční dozimetrie.

Je zřejmé, že in-vivo dozimetrie je u tohoto způsobu léčby klíčovou, aby měli lékaři a lékařští fyzici neustálou zpětnou vazbu jakou dávku obdržely jednotlivé části těla po každé jedné frakci, a měli tak prostor a čas k provedení případných korekcí. Nejvhodnějším materiálem pro realizaci takovéto in-vivo dozimetrie se ukázaly být právě termoluminiscenční dozimetry, kterými lze před ozařováním pokrýt prakticky celé tělo pacienta a získat tak neustálý přehled o celotělovém rozložení dávky – viz Obr. 35 vpravo.

Na závěr pouze doplním, že v posledních letech došlo k výraznému pokroku v konkomitantní chemoterapii, který umožnil výrazně snížit celotělovou dávku záření potřebnou k usmrcení defektní kostní dřeně, nebo se radioterapii dokonce úplně vyhnout.

## 5.2. 2D Filmová dozimetrie

Filmová dozimetrie je jednou z nejstarších dozimetrických metod používaných dodnes. První fotografie byly pořízeny v letech 1813–1816 (Joseph Nicéphore Niépce 1765–1833). Jako fotocitlivá vrstva byl použit chlorid stříbrný nanesený na papír. Z důvodu špatného ustálení se však nedochovaly. První dochované fotografie pořídil Niépce v letech 1823–1826. Fotocitlivou vrstvu tvořila živice nanesená na kovovém či skleněném nosném podkladu.

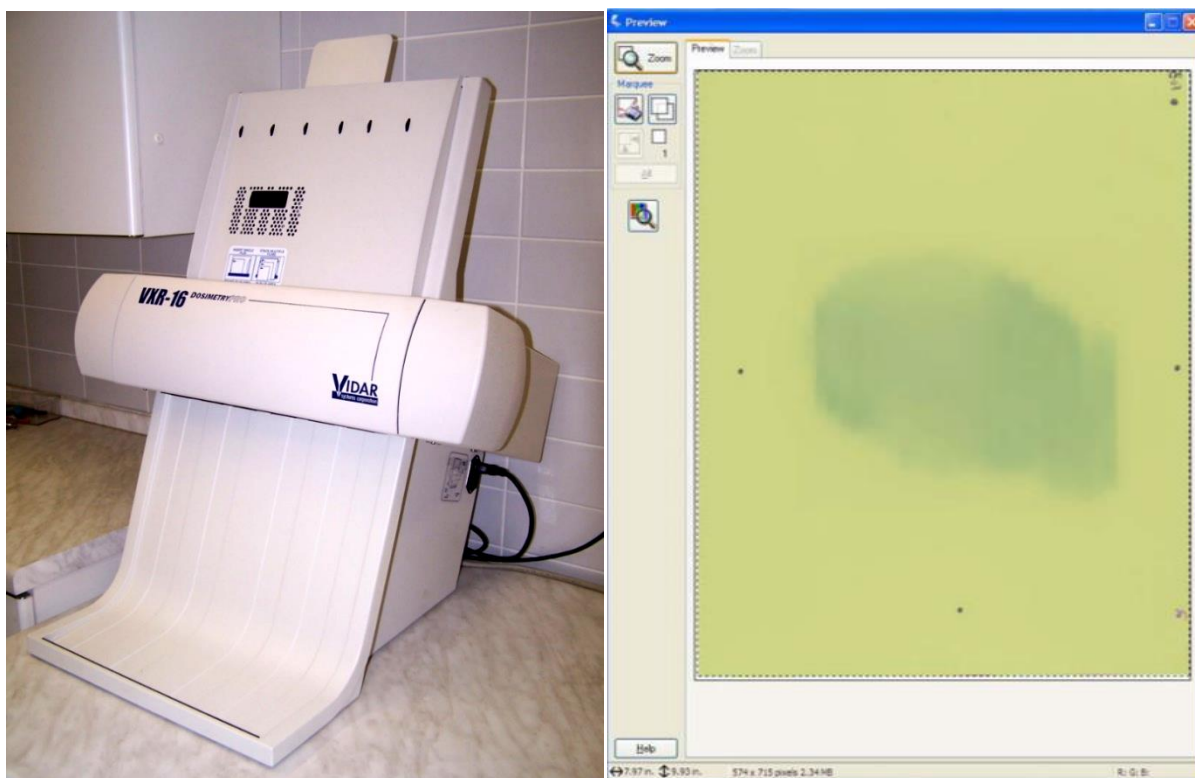
Dnes se radiografické filmy uplatňují především v osobní dozimetrii radiačních pracovníků, kde jsou však postupně vytlačovány OSL dozimetry.

### 5.2.1. Radiochromický film

Výhodou radiochromických filmů je absence vyvolávacího procesu – zčernání filmu probíhá samovolně a v reálném čase během ozáření. Principem jevu je fotopolymerizace, typickým procesem je párování volných radikálů.

Radiochromický jev možná poprvé využil již Leonardo da Vinci (1452–1519) pro vytvoření první fotografie na světě, známé jako Turínské plátno, někdy mezi léty 1490–1500.

K vytvoření obrazu mohlo být použito plátno potřené radiochromickou látkou síranem stříbrným, umístěné uvnitř da Vincim vlastnoručně sestavené obří kamery, kterou nazýval oculus artificialis (umělé oko).

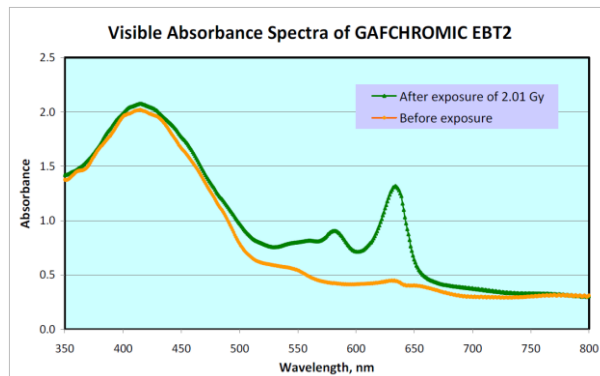


Obr. 36: Vlevo: transmisní filmový skener Vidar VXR-16, vpravo oskenovaný radiochromický film ozářený technikou IMRT.

Průmyslově vyráběné radiochromické filmy nesou označení Gafchromic a vyrábějí se v celé škále různých typů vhodných pro dozimetrii rozmanitých druhů a energií ionizujícího záření, a rovněž s různou citlivostí na velikost absorbované dávky.

Žlutavé zbarvení radiochromického filmu je důsledkem přítomnosti barvivového markeru v aktivní vrstvě filmu. Tento marker tvoří referenci, vůči níž může být měřena odezva filmu bez závislosti na malých rozdílech v tloušťce aktivní vrstvy. Ozářená účinná složka filmu má dvě výrazná absorpční maxima na 636 nm a 585 nm. Příměs žlutého markeru vyvolává pouze jeden výrazný absorpční pík na 420 nm. Absorbance markeru, stejně jako pojiva a polyesterové krycí vrstvy, nejeví měřitelné změny minimálně do dávky 50 Gy.

RGB transmisní skenery, jako např. Vidar VXR-16 (Obr. 36) či Epson Perfection V850 PRO (Obr. 55) jsou navrženy tak, aby skenovaly barevné filmy v červené, zelené a modré barvě viditelného spektra. Po skenování RGB může uživatel získat informace nejlépe z červeného a zeleného barevného kanálu, kde účinná složka ve filmu EBT2 vytváří jeho maximální odezvu.



Obr. 37: Optické absorpční spektrum radiochromického filmu EBT2 před expozicí a po ní.

Barvivoý marker umožňuje získat signál, který je úměrný tloušťce, a tím kompenzovat malé odchylky v tloušťce aktivní vrstvy filmu. Vzhledem k tomu, že barvivo je žluté, produkuje silný signál v modrém barevném kanálu, ale žádný signál v červeném barevném kanálu. Jelikož barvivoý marker nemá žádnou odezvu v červeném kanálu, nemůže zasahovat do signálu produkovaného expozicí účinné složky. To dovoluje použít absorbanci barvivoého markeru pro kompenzaci rozdílů tloušťky aktivní vrstvy.

### 5.3. 3D gelová dozimetrie

Gelové dozimetry jsou vyvíjeny a neustále zlepšovány pro potřebu ověření prostorové dávkové distribuce navržené plánovacím systémem v radioterapii. S konvenčními dozimetrickými systémy, jako jsou ionizační komory, filmové a TLD dozimetry není třídímenzionální měření možné a provádí se pouze přiblížením pomocí několika bodů nebo rovin v prostoru. Navíc tyto dozimetry svou přítomností pozměňují radiační pole a k měření je zapotřebí fantom.

Gelový dozimetr svou podstatou všechny tyto problémy překonává, je integrujícím 3D dozimetrem a zároveň tkáňově ekvivalentním fantomem, který může být připraven též ve tvaru lidského těla.

První gelové dozimetry byly připravovány v osmdesátých letech minulého století z Frickeho roztoku a gelové matrice (Gore a kol.). Pro nestabilitu odezvy se ukázaly jako nespolehlivé, staly se však motivací k vývoji nových systémů.

#### 5.3.1. Frickeho dozimetrické gely

Frickeho dozimetr patří mezi skupinu chemických detektorů a byl jako jeden z prvních dozimetrů této skupiny prezentován Hugo Frickem a Sternem Morsem již v roce 1927. Sestával z roztoku síranu železnatého ( $\text{FeSO}_4$ ) okyseleného kyselinou sírovou ( $\text{H}_2\text{SO}_4$ ). Pokud je tento roztok vystaven rentgenovému záření, je pozorována lineární závislost mezi absorbovanou dávkou a množstvím železitých iontů vzniklých v roztoku. Tento dozimetr vytvořil celosvětový standard v měření absorbované dávky.

Fxo(B) je modifikovaný Frickeho dozimetr přidáním xylenolové oranže a zabudováním do želatinové matice. Písmeno B v závorce značí možnou přítomnost kyseliny borité ve Fxo gelu. Ukázka používaných dozimetrů je na Obr. 38 (gel je nalit v kyvetách, jež se používají přímo pro spektrofotometrické vyhodnocení).

Koncentrace xylenolové oranže hraje velkou roli při lineárním rozsahu dozimetru. Při koncentraci 0,01 mM xylenolové oranže je dávková odezva dozimetru lineární do 2 Gy, při 0,1 mM až do 20 Gy.



Obr. 38: Radiochromické dozimetry Fxo(B) ozářené různě velkou dávkou rostoucí zleva doprava.

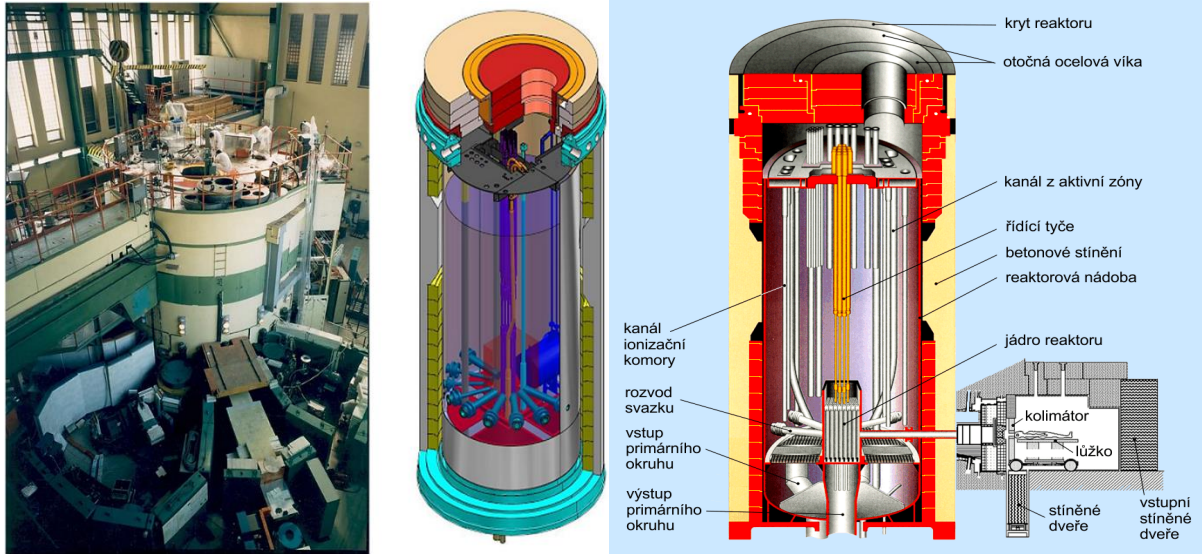
### 5.3.1.1. Využití pro bór-neutronovou záchytovou terapii (BNCT)

Fxo(B) dozimetru se dá teoreticky využít jako dozimetrického systému pro bór-neutronovou záchytovou terapii (BNCT), který indikuje absorbovanou dávkou, díky optické změně. Pomocí želatinové matice zůstává na jistou dobu uchována i informace o 3D – dávkové distribuci. Gel je převážně tvořen vodou a je tedy tkáňově ekvivalentní. Dávka v nádoru (v Fxo(B)) je dána především reakcí na bór.

Bór-neutronová záchytová terapie (Boron-Neutron Capture Therapy – BNCT) je zajímavým nekonvenčním postupem pro zvýšení selektivity ozáření nádorového ložiska. Při tomto terapeutickém postupu se do nádorového ložiska pomocí vhodné sloučeniny navážou atomy, jejichž jádra mají vysoký účinný průřez pro záchyt neutronů. Používá se  $^{10}\text{B}$ , jehož speciálně vyvinuté sloučeniny se do zdravé mozkové tkáně dostávají jen v nepatrné míře, avšak v buňkách nádorové tkáně, která má porušenou hematoencefalickou bariéru, se selektivně vychytávají.

Takto připravené nádorové ložisko se poté ozáří svazkem epitermálních neutronů, které se při průchodu tkání dále zpomalují (moderují) na tepelnou energii a jsou zachycovány v jádrech bóru, přičemž dochází reakcemi  $n + ^{10}\text{B} \rightarrow ^7\text{Li} + ^4\text{He}$  k rozpadu jádra bóru a emisi jader helia (tj. alfa částic) a lithia. Vzniklé alfa částice a lithiová jádra odnášející značnou energii uvolněnou v reakci, mají v tkáni velmi malý dosah, cca 10  $\mu\text{m}$  od místa reakce, takže ionizační energie je předávána prakticky pouze příslušným nádorovým buňkám, které mohou být likvidovány bez radiačního poškození okolních tkání – Obr. 41.

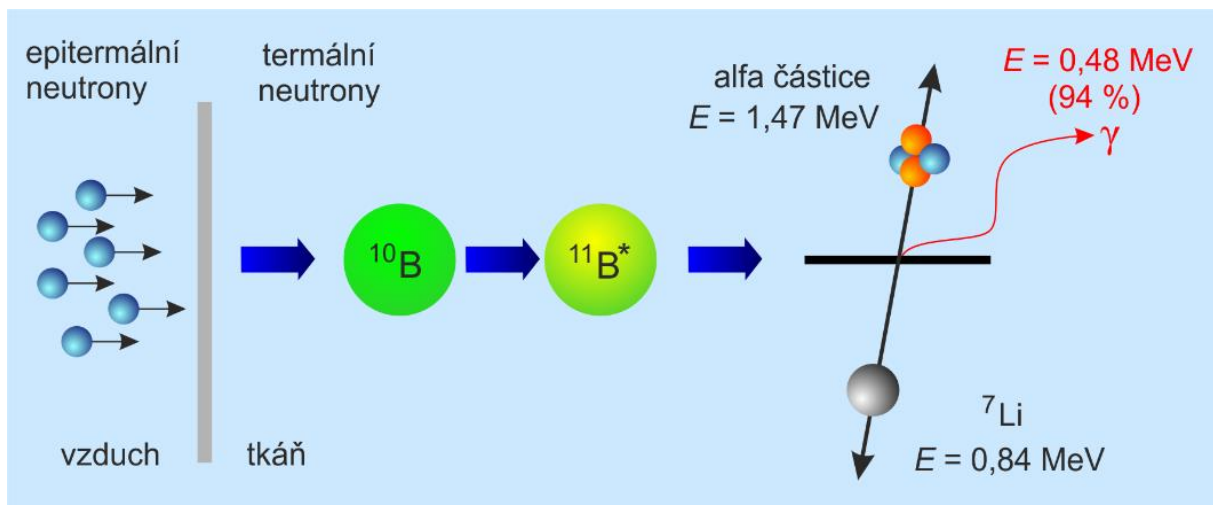
Popsaná metoda byla experimentálně testována u mozkových nádorů glioblastoma multiforme a též mozkových metastáz kožního melanoblastomu s poměrně slibnými výsledky. V České republice se neutronová záchytová terapie prováděla na vybrané skupině pacientů na přelomu tisíciletí v Ústavu jaderného výzkumu v Řeži u Prahy na experimentálním jaderném reaktoru LVR-15 – Obr. 39, 40.



Obr. 39: Výzkumný jaderný reaktor LVR-15 Centra výzkumu Řež s radioterapeutickou ozařovnou pro BNCT (vpravo).



Obr. 40: Radioterapeutická ozařovna pro BNCT na reaktoru LVR-15 – vlevo exteriér, vpravo interiér.



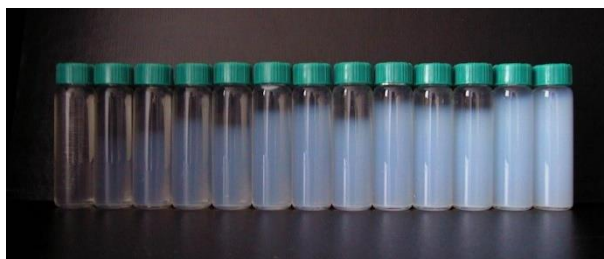
Obr. 41: Schéma základního principu bór-neutronové záchytové terapie.



### 5.3.2. Polymerové gelové dozimetry (PGD)

Nový typ gelového dozimetru byl představen v roce 1993 Maryanským a kol. Tento systém se nepotýkal s problémy Frickeho dozimetru, ukázal se jako progresivní a vývoj se dále ubírá tímto směrem.

V polymerovém gelovém dozimetru indukuje ionizující záření zesíťování a fixaci akrylových monomerů homogenně rozptýlených v želatinové matrici. Tato chemická změna vyvolá zároveň různými způsoby měřitelnou změnu fyzikálních vlastností ozářeného gelu – Obr. 42. Podobně jako ve svalech tvoří velké procento PGD voda, a proto se považuje za tkáňově ekvivalentní.



Obr. 42: Polymerové gelové dozimetry ozářené různě velkými dávkami rostoucími zleva doprava.

#### 5.3.2.1. PGD v brachyterapii

Vedle teleterapie, tj. ozařování tkání ze zdroje nacházejícího se mimo tělo pacienta, je další standardní ozařovací technikou tzv. brachyterapie. Při ní se využívá záření radionuklidového zdroje – nejčastěji  $^{192}\text{Ir}$  – o vysokém dávkovém příkonu – tzv. HDR (High Dose Rate) brachyterapie. Radionuklidový zdroj umístěný na hrotu tenké kovové struny automaticky vyjíždí z bezpečně stíněného prostoru tzv. afterloadingového zařízení a je lékařskými fyziky přesně naváděn do místa určení. Během iradiace se zdroj nádorového ložiska buď pouze dotýká (tzv. muláž), nebo prochází přímo skrz nádorovou tkáň např. prostřednictvím tzv. intersticiálního aplikátoru – dlouhé duté jehly, kterou lékař zavede přímo do nádorové tkáně – viz Obr. 43.



Obr. 43: Brachyterapie nádoru prsu.

Radioizotop  $^{192}\text{Ir}$  vysílá velmi měkké záření gama, které má v tkáni dosah jen několik centimetrů a maximum dávkového příkonu leží jen několik milimetrů od zdroje. Pokud je intersticiální aplikátor správně zaveden, představuje brachyterapie jednu z nejefektivnějších metod ničení zhoubných nádorů. Na rozdíl od teleterapie totiž záření nemusí projít nejprve zdravými tkáněmi, aby se konečně

dostalo i k tkáni cílové – nádorové. Naopak prochází primárně tkání nádorovou, která jej významně zeslabí, takže zdravé okolní tkáně již nepoškodí.

Šedá je však teorie a zelený strom života. Aby se teorie dala aplikovat v praxi a dokázala lidské životy zachraňovat, neobejdeme se opět bez přesné dozimetrie, jež dokáže ověřit funkčnost ozařovacích plánů navržených lékařskými fyziky pro každého konkrétního pacienta – viz Obr. 44, 45, 46.

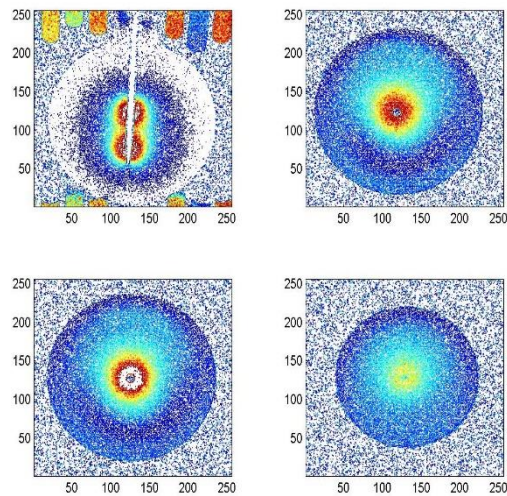


Obr. 44: Měření kerry ve vzduchu Farmerovou ionizační komorou u brachyterapeutického afterloadingového přístroje Gammamed.



Obr. 45: Dozimetrická verifikace ozařovacího plánu v brachyterapii prováděná pomocí polymerové gelové dozimetrie.

Ke kvantitativnímu vyhodnocení odezvy PGD se využívá změny jeho fyzikálních vlastností iniciovaných ozářením. K nejpropracovanějším metodám patří měření příčného relaxačního času  $T_2$ , resp. relaxační rychlosti  $R_2=1/T_2$  vodíkových protonů magnetickou rezonancí – Obr. 46.



Obr. 46: Vyhodnocení výsledků polymerové gelové dozimetrie v brachyterapii prostřednictvím nukleární magnetické rezonance (NMR).

Další možností je sledování optických vlastností. PGD je původně čirý, vlivem ionizujícího záření dojde k jeho zneprůhlednění. Tato změna optických vlastností je měřitelná metodou optické počítačové tomografie (OCT) pomocí úzce kolimovaného laserového svazku nebo optického CT scanneru – Obr. 47.

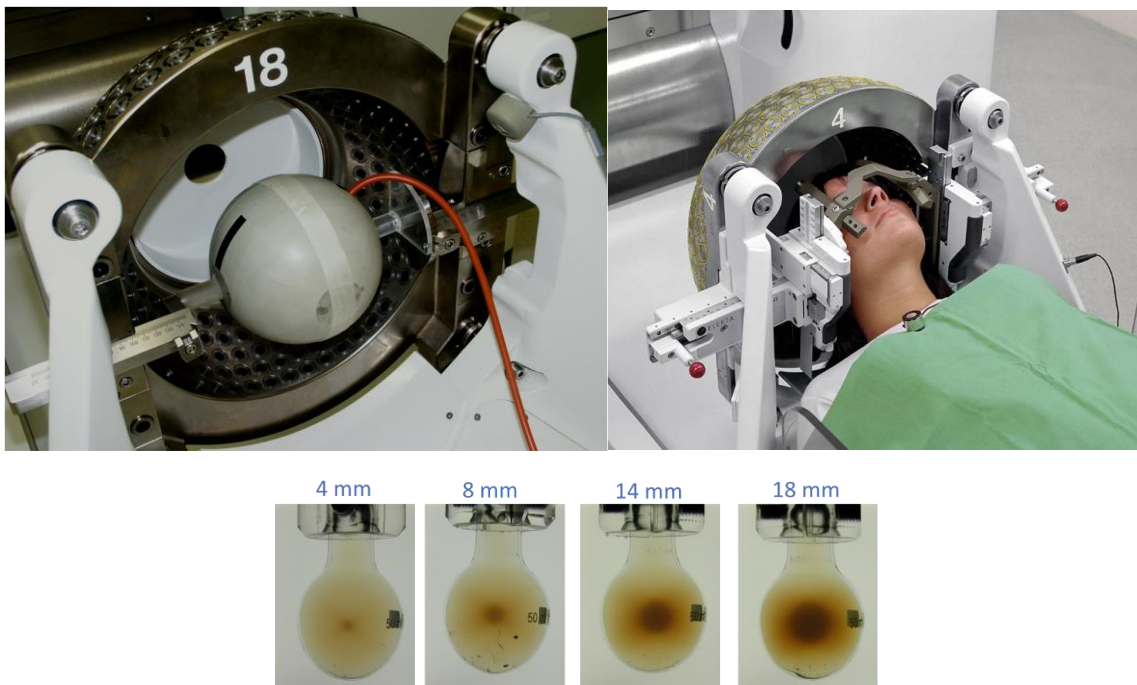


Obr. 47: Optický výpočetní tomograf (OCT).

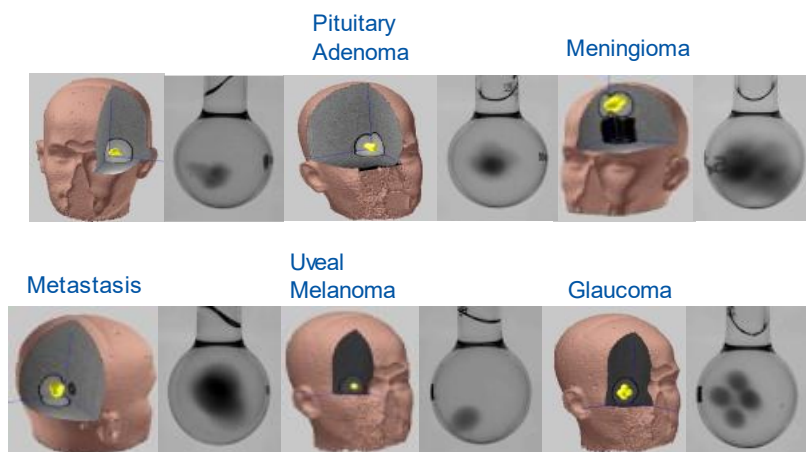
K vyhodnocení lze také využít změnu koeficientu zeslabení RTG svazku měřitelnou klasickým CT, či změnu rychlosti šíření akustických vln nebo jejich zeslabení v materiálu měřitelnou ultrazvukem.

### 5.3.2.2. PGD Leksellova gama nože

Na Obr. 48, 49 vidíme příklady gelové dozimetrie stereotaktických ozařovacích plánů na Leksellově gama noži v pražské Nemocnici na Homolce.



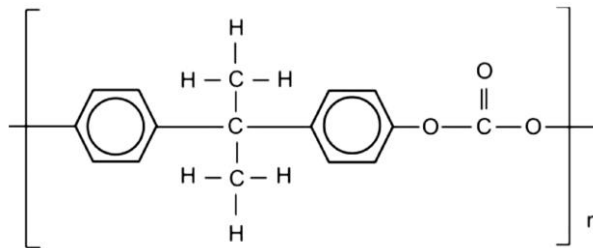
Obr. 48: Polymerová gelová dozimetrie prováděná na Leksellově gama-noži (nahore) a příklady gelového dozimetru ozářeného stereotaktickými poli různého průměru (dole).



Obr. 49: Příklady stereotaktických ozařovacích plánů Leksellova gama-nože verifikovaných PGD.

### 5.4. Pevnolátkové organické radiochromní dozimetry MAKROCLEAR

Vývoji radiochromních dozimetrů MAKROCLEAR se osobně věnuji v Centru výzkumu Řež od roku 2016. Jedná se o pevnolátkový čirý organický materiál (Obr. 50) reagující na ozáření změnami optické denzity. Pro malé dávky nastávají tyto změny nejprve v blízké UV oblasti spektra, s nárůstem dávky se postupně rozšiřují i do viditelné části spektra, pro ještě vyšší dávky zasahují až do infračervené oblasti – Obr. 51.



Obr. 50: Strukturální vzorec dozimetru MAKROCLEAR

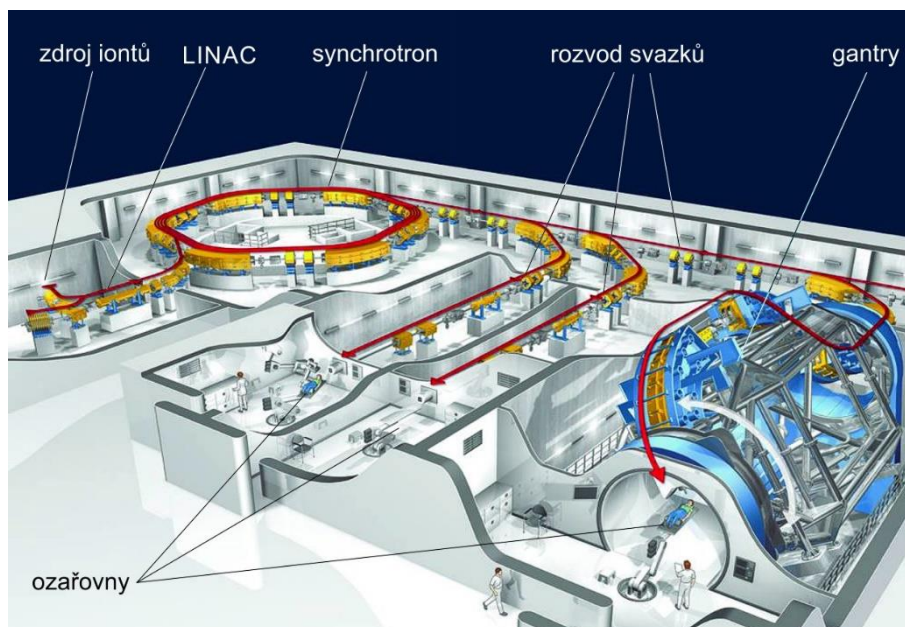


Obr. 51: snímky dozimetrů MAKROCLEAR ozářených různě velkými dávkami rostoucími zleva doprava.

#### 5.4.1. Integrovaná dozimetrie hadronových svazků

Nejbuřlivějším vývojem prošla během několika posledních desetiletí hadronová terapie, která v současnosti představuje nejpokročilejší teleterapeutickou ozařovací metodu. První ryze medicínské centrum pro protonovou terapii bylo spuštěno již roku 1990 ve městě Loma Linda (Kalifornie, USA).

V konvenční radiační onkologii, která využívá fotonových nebo elektronových svazků, mohou být místa ležící před cílovou oblastí ozářena jednotlivými svazky více než vlastní ložisko. Nezanedbatelné radiační zátěže jsou vystavena též místa ležící za cílovou oblastí. Ozařováním z více polí lze tyto nepříznivé vlivy do značné míry eliminovat, nikoli však zcela odstranit. Pro nádory ležící v těsné blízkosti kritických struktur tak vede konvenční radioterapie k vyššímu riziku poškození těchto struktur.



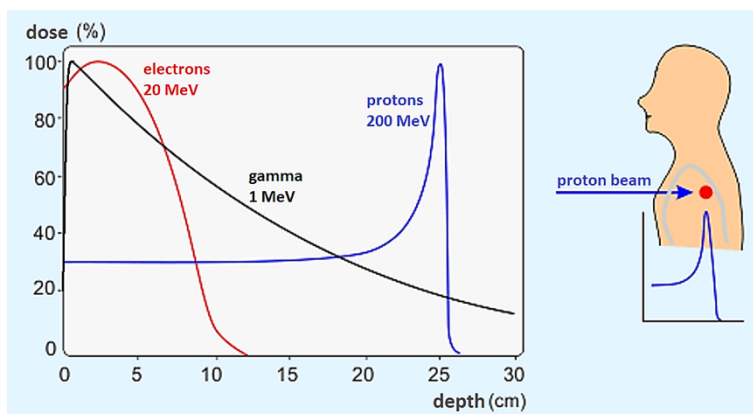
Obr. 52: Schéma hadronového ozařovače napájeného prstencovým urychlovačem těžkých nabitých částic zvaným synchrotron.

Využití protonů či těžších iontů v léčbě nádorových onemocnění spočívá primárně ve skutečnosti, že tyto částice dovolují velmi přesně vymezit a požadovaným způsobem upravit oblast předávané dávky. Ve srovnání se standardními radioterapeutickými postupy se výrazně zvyšuje poměr dávky v nádoru k integrální dávce v okolních zdravých tkáních pacienta. Lze ozařovat i nádory, které leží v těsné

blízkosti důležitých orgánů, a které proto není možné odstranit chirurgicky, ani standardními radioterapeutickými postupy – Obr. 53 vpravo.

Urychlené těžké nabitě částice při průchodu hmotou ionizují atomy podél své dráhy a tím postupně ztrácejí svoji kinetickou energii. Poté svoji dráhu náhle ukončí v hloubce, kterou lze vypočítat v závislosti na druhu a počáteční energii částice, a druhu látky, v níž je energie předávána.

Právě ke konci dráhy doletu hadronu dochází k prudkému nárůstu ionizace, neboť s ubývajícím rychlostí rychle roste účinný průřez pro rezonanční záchyt hadronu. V těchto místech tak dochází ke strmému nárůstu dávky. Hloubková dávková křivka (Braggova křivka) tak vykazuje ke konci dráhy tzv. Braggův pík – Obr. 53.



Obr. 53: Vlevo hloubkové dávkové křivky fotonů (černě), elektronů (červeně), protonů (modře). Vpravo princip využití Braggova píku pro transport vysoké dávky do nádorového ložiska v hloubce.

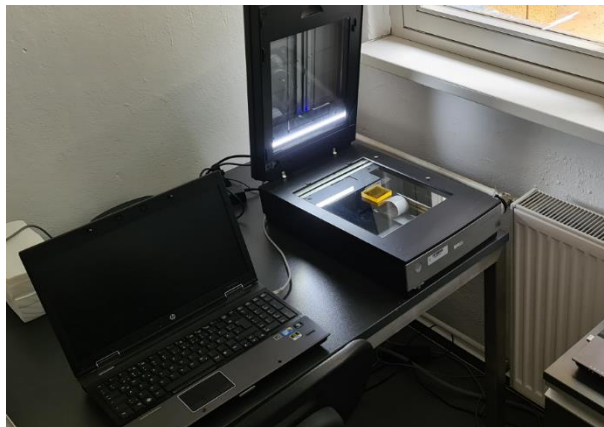
Nedávné výsledky měření na cyklotronu U-120M Ústavu jaderné fyziky AV ČR (Obr. 54) prokázaly, že dozimetry MAKROLEAR jsou plně využitelné též pro integrující dozimetrii protonových a deuteronových svazků v oblasti vyšších dávek (v řádu stovek Gy až jednotek kGy).



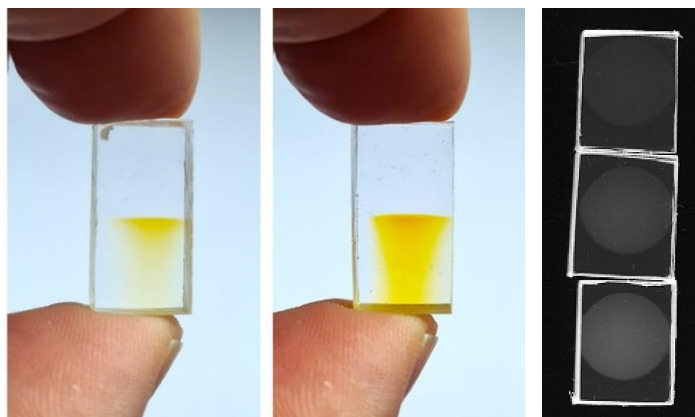
Obr. 54: Cyklotron U-120M Ústavu jaderné fyziky AV ČR.

K nesporným výhodám dozimetrů MAKROLEAR oproti jiným typům patří jejich snadná příprava v požadovaném tvaru a velikosti, jejich jednoduchá dostupnost a nízká pořizovací cena. Rovněž jejich vyhodnocení je levné, snadné a rychlé, nevyžadující složité a nákladné laboratorní vybavení. V řádu minut lze jen s pomocí stolního transmisního skeneru (Obr. 55) získat 3D informaci o dávkovém profilu

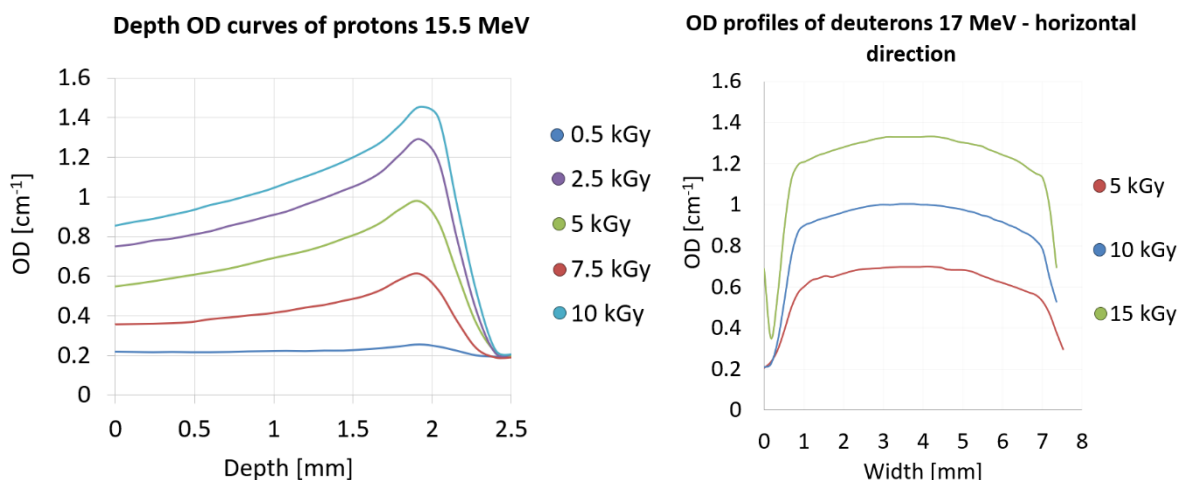
hadronového svazku a hloubkové dávkové křivce včetně polohy Braggova píku a poměru dávky v Braggově maximu k dávce v oblasti plató a o maximálním doletu částic – Obr. 56, 57, 58.



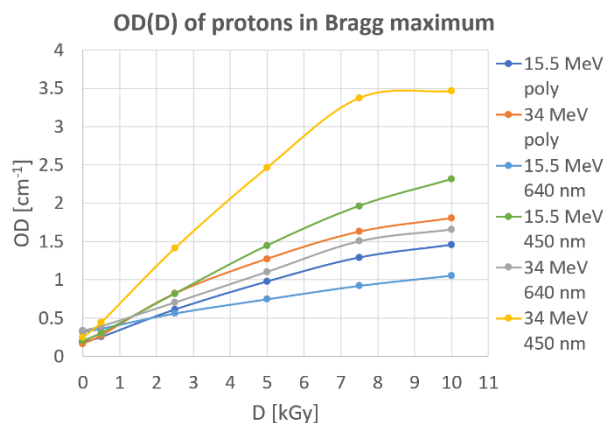
Obr. 55: Skenování ozářených 3D pevnolátkových radiochromických dozimetrů MAKROCLEAR na transmisním skeneru epon Perfection V850 PRO.



Obr. 56: Fotografie ozářených dozimetrů MAKROCLEAR, na kterých je pouhým okem viditelná barevná změna odpovídající dvěma různým hloubkovým dávkám od protonů 34 MeV se zřetelným Braggovým vrcholem na konci dráhy (vlevo) a profily deutronových svazků 17 MeV (vpravo).



Obr. 57: Hloubkové dávkové křivky protonů o energii 15,5 MeV (vlevo) a dávkové profily deutronových svazků o energii 17 MeV (vpravo) stanovené dozimetrem MAKROCLEAR.



Obr. 58: Odezva dozimetrů MAKROCLEAR pro protonové svazky různých energií v Braggově maximu v závislosti na vlnové délce světla, kterým čteme dozimetrickou informaci. Z grafu je dobře patrna saturace dozimetru na krátkých vlnových délkách pro vyšší dávky záření.

## Reference

[David Zoul: Radiace, která léčí – část první](#)

[David Zoul: Radiace, která léčí – část druhá](#)

[David Zoul: Radiace, která léčí – část třetí](#)

[David Zoul: Radiace, která léčí – část čtvrtá](#)

[D. Zoul: Vývojové trendy v moderní teleterapii \[Fyz. čtvrtek, FEL ČVUT\]](#)