

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

B A K A L Á Ř S K Á P R Á C E

2007

Michal Novák

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta



– Bakalářská práce –

Obecné specifikace radioterapeutických přístrojů
a jejich zastoupení na pracovištích v České republice

Vedoucí práce:
Mgr. Lubomír Franci

Vypracoval:
Michal Novák

květen 2007

Common specifications of radiotherapeutical units and their incidence at departments of radiotherapy in the Czech Republic

From the first contact of patient with simulator to therapeutic application of radiation is the radiotherapy in direct contact with devices. The radiotherapeutical units are irreplaceable because the radiation therapy is impossible without these. Earlier radiation therapy wasn't at the same standard like today. There were only devices with basic functions, simple aids, simple techniques of treatment planning etc. The process of radiotherapy became more difficult with production of modern devices, using new techniques of irradiation, using new accessories, aids and especially with development of computer technology. This fact enabled approximation to the exacting requirements of modern radiotherapy.

We can divide the several kinds of radiotherapy and choice of suitable kind may be pivotal for successful treatment of concrete tumour disease. Also devices in radiotherapy we can divide to several types and choice of suitable type is important too. The radiation therapy isn't restrict to one type of device only but we can choice various type of units with various parameters to achieve of optimal treatment result. Today is the spectrum of radiotherapeutical units stabilize on several types which include most of clinical demands. These are linear accelerators, cobalt and cesium isotopic units, therapeutic X-ray devices and the automatic afterloading systems for brachytherapy. Today is the attention paid to expansion of technical abilities of existing units rather than to searching of new types of radiation sources. Using of unconventional sources of radiation, especially the neutron sources and accelerators of heavy particles, is exception.

The subject of this bachelor essay is adumbrate meaning of devices in radiation therapy. Essay provide list of the most frequently devices which used for therapeutic application of ionizing radiation. These therapeutic units are generally specified in essay and there are provided important informations about incident of radiotherapeutical units at departments of radiotherapy in the Czech Republic.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval 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 Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích, květen 2007



.....

Michal Novák

Poděkování

Na této stránce bych rád vyjádřil své poděkování panu Mgr. Lubomíru Franclovi, vedoucímu mé bakalářské práce, za jeho odborné vedení, cenné rady a připomínky, které mi v průběhu zpracovávání tématu poskytnul.

Rovněž bych rád poděkoval paní Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické za její nemalou pomoc při psaní mé práce.

V Českých Budějovicích, květen 2007



.....

Michal Novák

Obsah

<u>Úvod</u>	1
1. <u>Současný stav dané problematiky</u>	3
1.1 <i>Organizace radioterapie v České republice</i>	4
1.2 <i>Rozdělení a druhy radioterapie</i>	5
1.2.1 <i>Megavoltážní radioterapie</i>	5
1.2.2 <i>Rozdělení radioterapie podle léčebného záměru</i>	6
1.2.3 <i>Rozdělení radioterapie podle vzdálenosti zdroje od pacienta</i>	6
1.2.3.1 <i>Teleterapie</i>	7
1.2.3.2 <i>Brachyterapie</i>	8
1.2.4 <i>Kombinace radioterapie s jinými léčebnými postupy</i>	9
2. <u>Cíle práce a hypotézy</u>	11
3. <u>Metodika</u>	12
4. <u>Vlastní práce (obecné specifikace radioterapeutických přístrojů)</u>	13
4.1 <i>Rozdělení přístrojů v radioterapii</i>	13
4.2 <i>Přístroje pro přípravu léčebného postupu</i>	14
4.2.1 <i>Radioterapeutický simulátor</i>	15
4.2.2 <i>Výpočetní tomografy při plánování radioterapie</i>	22
4.2.2.1 <i>Moderní plánovací výpočetní tomografy</i>	23
4.2.3 <i>Výpočetní systémy pro plánování radioterapie</i>	24
4.3 <i>Přístroje pro přímou léčebnou aplikaci ionizujícího záření</i>	27
4.3.1 <i>Terapeutické rentgenové přístroje</i>	30
4.3.1.1 <i>Buckyho rentgenová lampa</i>	31
4.3.1.2 <i>Rentgenová lampa pro kontaktní terapii</i>	32
4.3.1.3 <i>Rentgenová lampa s beryliovým okénkem</i>	32
4.3.2 <i>Radioizotopové ozařovací přístroje</i>	34
4.3.3 <i>Urychlovače částic</i>	40
4.3.3.1 <i>Lineární urychlovače</i>	40
4.3.3.2 <i>Cyklické urychlovače</i>	49

4.3.4 Stereotaktické ozařovací přístroje	51
4.3.4.1 Leksellův gamanůž	52
4.3.4.2 Stereotaxe lineárním urychlovačem	54
4.3.5 Ozařovací přístroje pro nekonvenční radioterapii	54
4.3.6 Automatické afterloadingové přístroje pro brachyterapii	56
5. <u>Výsledky práce</u> (zastoupení radioterapeutických přístrojů v České republice)	61
5.1 Radioterapeutická pracoviště v České republice	62
5.2 Radioterapeutické přístroje na pracovištích v České republice	66
5.2.1 Terapeutické rentgenové přístroje na pracovištích v ČR	67
5.2.2 Radioizotopové ozařovací přístroje na pracovištích v ČR	70
5.2.3 Lineární urychlovače na pracovištích v ČR	74
5.2.4 Automatické afterloadingové přístroje na pracovištích v ČR	78
5.2.5 Připravované změny radioterapeutických přístrojů v ČR	81
6. <u>Diskuze</u>	83
7. <u>Závěr</u>	86
8. <u>Seznam použité literatury</u>	88
9. <u>Klíčová slova</u>	92
10. <u>Seznam zkratk</u>	93
11. <u>Přílohy</u>	94

Úvod

Léčba ionizujícím zářením patří mezi nejmladší obory lékařství. Radioterapie, jako medicínský obor, začíná až v roce 1922, kdy v Paříži na onkologickém kongresu přednášejí pánové Coutard a Mautent své zkušenosti s terapií zářením u nádoru hrtanu. Od té doby nastává „exploze“ našich znalostí v oblasti radiační fyziky, radiační biologie, klinické aplikace záření, použití simulátorů, CT, plánovacích systémů apod. Dnes je radioterapie charakterizována jako samostatný klinický obor, který se zabývá převážně léčbou zhoubných nádorů ionizujícím zářením, v menší míře také léčbou nenádorovou, v širším slova smyslu tedy použitím ionizujícího záření v léčebné praxi.

Nádorová onemocnění představují na celém světě závažný zdravotnický problém a jejich incidence stále stoupá. V současné době jimi v naší republice onemocní ročně asi 50 000 obyvatel a u přibližně poloviny nemocných přichází v průběhu jejich léčby na řadu radioterapie. Je proto pochopitelné, že právě v této oblasti se stále hledají a zavádějí novější techniky a vyrábí modernější přístroje a pomůcky. Rozvoj moderní radioterapeutické techniky poskytuje sice nové léčebné možnosti, ale vynikající provozní parametry moderních přístrojů nemohou být plně využity, pokud není dosaženo vysokého stupně přesnosti a spolehlivosti, kterého lze docílit pouze zaváděním programu zajištění kvality v radioterapii. ^(13, 30)

Léčebná aplikace ionizujícího záření je až finální děj, kterému předchází pečlivá příprava v procesu tzv. plánování radioterapie. Jak plánování léčby, tak i vlastní radioterapie, využívá řadu přístrojů, které neslouží přímo pro vlastní ozařování. Při dnešních požadavcích moderní radioterapie by však ozáření bez nich bylo prakticky nemožné. Jedná se například o výpočetní tomografy, přístroje in vivo dozimetrie a mnoho dalších.

Téma mé práce je příliš obsáhlé na to, aby mi umožnilo zabývat se opravdu všemi přístroji, se kterými je, nebo se bylo možné setkat v procesu radioterapie. Nebylo by ale správné tyto nedílné součásti léčby zářením zcela opomenout a alespoň málo se nezmínit o těch, které v radioterapii považuji za důležité, přestože význam některých z nich je již minulostí. Hlavní podstatou ale zůstávají převážně přístroje pro vlastní léčebnou aplikaci ionizujícího záření.

Radiologičtí asistenti, kteří pracují na odděleních radioterapie, by měli při své činnosti projevovat určité technické schopnosti, mít cit zacházet často s velkými, citlivými a drahými přístroji a projevit tak jakýsi svůj technický talent. Vždyť jsou to právě oni, kdo s přístroji přicházejí denně do kontaktu, manipulují s nimi a jsou to oni, kdo provádí léčebné ozařovací techniky podle ozařovacího plánu stanoveného lékařem. Proto jsou také v dnešní době technického rozvoje a počítačové techniky kladeny na vzdělávání všech pracovníků v radioterapii velké požadavky. Radiologičtí asistenti při své práci spolupracují také s jinými odborníky, jako jsou radiologičtí technici, biomedicíni technici, radiologičtí fyzici a lékaři jiných specializací, neboť radioterapie je hlavně proces vzájemné spolupráce.

Skutečnost, že jsou právě v radioterapii, možná více než v jiných oblastech radiologie, vidět účinky záření, je také důvod proč jsem si zvolil téma své práce v této oblasti. Samostatnost radiologického asistenta při ozařování nemocných nás nutí si uvědomit, jak silné může mít záření účinky a že může nejen pomáhat, ale i škodit. A proč to zaměření práce týkající se přístrojů v radioterapii? – Vždyť bez přístrojů by nebylo radioterapie.

1. Současný stav dané problematiky

V zemích Evropské unie se radioterapie užívá přibližně u 50 % pacientů s maligním nádorovým onemocněním a ve Spojených státech amerických až u 60 % pacientů. V naší zemi se léčí zářením necelých 30 % nemocných se zhoubnými nádory. V tomto směru za vyspělými zeměmi výrazně zaostáváme. Je to ke škodě pacientů i státní pokladny, uvědomíme-li si účinnost radioterapie a její relativně nízkou cenu.⁽⁸⁾

Vzhledem k požadavkům na optimální velikost radioterapeutických center (obslužnost pro 750 000 – 1 100 000 obyvatel a počet nových pacientů 1 500 za rok na jedno centrum) je únosné na území České republiky provozovat síť s maximálně 17 centry a v delším časovém horizontu radioterapeutickou péči ještě více centralizovat na přibližně 12 – 15 dokonale technicky a personálně vybavených pracovišť. Tato centra by měla poskytovat kurativní léčbu zářením, zbývající pracoviště by potom prováděla spíše léčbu paliativní či nenádorovou.^(7, 8, 30)

V současnosti funguje v České republice 39 pracovišť, která poskytují léčbu zářením. Jejich technická vybavenost je značně rozdílná. Mezi megavoltážními zdroji u nás převažují lineární urychlovače a následují kobaltové a cesiové izotopové jednotky. Mezi izotopovými zdroji je poměr kobaltových a cesiových ozařovačů téměř stejný. Necelá polovina pracovišť provozuje terapeutický RTG přístroj a zhruba stejné množství vlastní automatické afterloadingové zařízení pro brachyterapii.

Je nutné brát v úvahu skutečnost, že rozmístění jednotlivých přístrojů na území České republiky je nerovnoměrné. V některých oblastech je radioterapeutických pracovišť méně, například ve srovnání s velkými městy, kde se jich nachází i několik současně. Některá pracoviště vlastní větší počet určitých přístrojů, jiná naopak provozují pouze jediný z nich, nejčastěji terapeutický rentgen nebo izotopový ozařovač. Z plánovaných 15 center tak jsou pouze $\frac{2}{3}$ adekvátně vybaveny dle požadavků moderní radioterapie. Přestože se situace v posledních letech dosti zlepšila, k optimálnímu stavu radioterapie v České republice je ještě daleko.^(7, 8, 30)

1.1 Organizace radioterapie v České republice

V roce 1997 vstoupil v platnost zákon O mírovém využití atomové energie a ionizujícího záření (tzv. „Atomový“ zákon). V návaznosti na něj byla osamostatněna oddělení radiační hygieny z rámce hygienické služby a byl vytvořen Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) s regionálními centry. Na tento úřad byla přenesena veškerá působnost v oblasti práce s ionizujícím zářením. ^(7, 13)

Obor radioterapie je v České republice stále řízen podle novely „Koncepce oboru radioterapie“ a podle „Doporučení pro zajištění kvality v radioterapii“ v rámci organizace SROBF (viz dále). ⁽¹³⁾

Radioterapeutické oddělení má být součástí každé nemocnice krajského typu, ve fakultních nemocnicích je to Radioterapeutické oddělení – nověji je zaváděn pojem Oddělení radiační onkologie, který lépe vystihuje náplň činnosti tohoto oddělení v rámci péče o nemocné s nádory, jejichž léčba zaujímá v radioterapii největší část. Dále na této úrovni může být zřízena klinika radioterapie. Radioterapeutická oddělení jsou také zřízena i ve vybraných menších nemocnicích.

Pro radioterapeutická pracoviště všech úrovní je pomocí předpisů stanoveno základní přístrojové vybavení a personální obsazení. Pro privátní radioterapeutická pracoviště, která v naší republice také provozují činnost, platí stejné předpisy. ⁽¹³⁾

V rámci oboru radiační onkologie byla zřízena Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky (SROBF), jako dobrovolné sdružení lékařů, biologů, fyziků a dalších pracovníků ve zdravotnictví. Tato společnost mj. dbá o rozšiřování poznatků lékařských věd, podílí se na zvyšování úrovně odborných znalostí svých členů, podporuje vědecko-výzkumnou činnost v rámci oboru radiační onkologie, vytváří podmínky pro výměnu informací (kurzy, sympozia, přednášky) vnitrostátního i mezinárodního charakteru.

Někteří členové SROBF (i někteří radiologičtí asistenti) jsou zároveň členy Evropské organizace radiační onkologie (ESTRO), která je zvláště významnou mezinárodní organizací podporující rozvoj radioterapie.

Z mnoha dalších důležitých organizací v oblasti ionizujícího záření již zmíním pouze Mezinárodní komisi pro radiační jednotky a měření (ICRU – International Commission on Radiation Units and measurements). ⁽¹³⁾

1.2 Rozdělení a druhy radioterapie

Dříve než se v procesu radioterapie přistoupí k vytváření ozařovacího plánu a k vlastnímu ozařování, je nutné stanovit určité charakteristiky léčby, kterou míníme provádět. Radioterapii totiž můžeme rozdělit na několik druhů a zvolení toho správného může být klíčové pro zvládnutí dané choroby. Výběr vhodného způsobu léčby pro konkrétní situaci proto patří k těm nejzákladnějším úkonům.

1.2.1 Megavoltážní radioterapie

Pod pojmem megavoltážní terapie rozumíme léčbu vysokoenergetickým zářením. Jen megavoltážní zdroj je schopen produkovat vysoce pronikavé záření velmi krátkých vlnových délek. Do megavoltážní terapie se také zařadilo ozařování radioizotopovými zdroji v teleterapii. Radioizotopové zdroje byly do doby objevení izotopů s vysokou energií používány pouze v brachyterapii.

V roce 1960 stanovila Mezinárodní komise pro atomovou energii (IAEA – International Atomic Energy Agency) definici, podle níž vysokoenergetické záření zahrnuje brzdné záření X s energií nad 1 MV, záření γ z izotopových zdrojů od energie ^{137}Cs (0,66 MV včetně) a urychlené elektrony (záření β^-) s energií nad 6 MeV včetně.

Jednotkou záření X a γ je megavolt (MV), pro urychlené elektrony potom megaelektronvolt (MeV). Jednotka megaelektronvolt je někdy nesprávně používána pro všechny druhy vysokoenergetického záření. ^(13, 16)

Megavoltážní terapie má ve srovnání s konvenční hloubkovou RTG terapií některé zvláštnosti, které jsou pro ni charakteristické. Jsou to:

- nízká povrchová dávka (efekt šetření kůže);
- vyšší procentuální hloubková dávka;
- zvýšená tolerance tkání;
- stejná absorpce v kostech jako v měkkých tkáních;
- nižší integrální dávka;
- klínovými a kompenzačními filtry nedochází ke změně kvality záření;
- menší závislost hloubkové dávky na velikosti pole. ^(13, 16)

1.2.2 Rozdělení radioterapie podle léčebného záměru

Jedním z možných způsobů je rozdělení radioterapie podle léčebného záměru. Takto ji můžeme rozdělit na tzv. kurativní a paliativní.

U kurativní (radikální, léčebné) radioterapie předpokládáme léčebný přínos pro nemocného. Aplikujeme takové dávky záření, které vedou k destrukci nádorové tkáně. Tato dávka záření se někdy označuje jako letální nádorová či tumorózní dávka a velmi často se její hodnota blíží maximální snesitelné tkáňové dávce, po níž mohou nastat i závažné změny v okolních zdravých tkáních. Velikost kurativní dávky se pohybuje na úplné toleranční hranici a to asi 70 Gy (u speciálních ozařovacích technik až do 90 Gy), dávka však má za úkol vymizení nádorové choroby.

Při paliativní radioterapii klademe hlavní důraz na odstranění obtíží pacienta a teprve ve druhé řadě na pokus o likvidaci vlastní nádorové choroby. Pro paliativní léčbu se tedy rozhodujeme tam, kde na základě předchozích vyšetření bylo zjištěno, že nádorové ložisko je tak značného rozsahu, že je nevléčitelné. Paliativní radioterapie nemá za úkol úplné zničení nádorové choroby a tedy úplné vyléčení nemocného, ale pouze zmírnění projevů nemoci (bolesti, krvácení apod.). Z tohoto důvodu jsou ozařovací techniky a dávky záření voleny tak, aby nedošlo k zhoršení potíží nemocného a nedocházelo k poiradiačním změnám. U paliativní radioterapie jsou případné vedlejší příznaky léčby nepřijatelné, a proto jsou dávky aplikované do nádorového ložiska nižší, asi $\frac{2}{3}$ – $\frac{3}{4}$ dávek kurativních. To zabezpečuje po určitou dobu lokální kontrolu primárního tumoru. ^(3, 5, 7, 13, 14, 16)

1.2.3 Rozdělení radioterapie podle vzdálenosti zdroje od pacienta

Léčba pomocí ionizujícího záření se podle vzdálenosti zdroje záření od ozařovaného objemu rozděluje na dva velké celky, na teleterapii a brachyterapii.

Při teleterapii (externí, zevní radioterapii) se kolimovaný svazek dostává do cílového objemu přes kůži. Někdy se proto také označuje jako transkutánní radioterapie (řec. trans – přes, lat. cutis – kůže). Zdroj záření se při teleterapii nachází v určité vzdálenosti od pacienta. ⁽¹⁶⁾

V brachyterapii (BRT) jsou zdroje záření zaváděny do blízkosti nádoru, tedy do dutiny k nádoru (například do dělohy, pochvy apod.) nebo přímo do něj. Ozařovací vzdálenost je zde minimální (řec. brachys – krátký), což přináší v léčbě určité výhody.

1.2.3.1 Teleterapie

Dnes se v teleterapii u moderních ozařovačů dává přednost tzv. isocentrickému ozařování, kdy konstrukce ozařovače umožňuje rotaci ramene okolo definované základní osy. Konstrukce systému umožňuje, že osy svazků záření směřují při jakémkoliv úhlu ramene do jednoho bodu, do tzv. isocentra (řec. isos – stejný). Vzdálenost zdroje od isocentra je u moderních lineárních urychlovačů obvykle 100 cm a označuje se jako vzdálenost SAD (Source – Axis Distance).⁽⁷⁾

Jestliže je při ozařovací technice diskrétní počet svazků nahrazen jedním nebo více tzv. kyvy, při nichž zdroj záření rotuje okolo pacienta, jedná se o tzv. pohybovou terapii. Možný je i způsob ozařování pohybujícího se pacienta při statickém zdroji. Namísto označení SAD pro vzdálenost mezi ohniskem a isocentrem se zde někdy užívá zkratka OOR (Ohnisko – Osa Rotace), v podstatě se ale jedná o totéž.^(7, 8)

Vedle technik isocentrického ozařování se používají i techniky, při kterých se nastavuje konstantní vzdálenost mezi zdrojem a povrchem pacienta (OK – vzdálenost Ohnisko – Kůže). Tato vzdálenost je také někdy označována zkratkou SSD (Source – Skin Distance) a je dána požadavkem na velikost pole a výtěžek hloubkové dávky. Hlavním příkladem takovéto techniky je ozařování terapeutickým rentgenem.^(7, 8)

Vývoj teleterapie je v současné době zaměřen především na tzv. konformní terapii (CRT – Conformal RadioTherapy), při níž se svazky záření modifikují pomocí tzv. vícelistových kolimátorů (MLC – MultiLeaf Collimator), individuálních bloků a kompenzačních filtrů přesně podle tvaru a uložení ozařovaného objemu. Tato metoda je však možná pouze s využitím elektronického receptoru obrazu (EPID – Electronic Portal Imaging Device) a výpočetní techniky, která je nezbytná nejen pro vypracování optimálního ozařovacího plánu, ale i pro řízení a verifikaci ozařovacích podmínek v průběhu každého ozáření.^(7, 8)

1.2.3.2 Brachyterapie

Při brachyterapii se zářič umísťuje do kontaktu s léčeným ložiskem, což umožňuje dodání vysoké dávky záření do malého objemu nemocné tkáně a prudký spád dávky směrem k okolním zdravým tkáním.

K brachyterapeutické léčbě využíváme uzavřené radionuklidové zářiče, které se zavádějí do dutin u tzv. intrakavitární brachyterapie (lat. cavum – dutina), nebo se chirurgicky umísťují do tkání při metodě tzv. intersticiální brachyterapie, a nebo jsou v případě povrchových lézí přikládány k nádoru jako tzv. povrchová brachyterapie (muláž). Lze ještě definovat tzv. intraluminární brachyterapii, kdy je zdroj zaváděn do průsvitu trubicovitého orgánu, tedy do jeho lumen (jícen, bronchus apod.).^(3, 9, 11)

V brachyterapii můžeme používat zdroje záření, které mají různý dávkový příkon. Z tohoto hlediska můžeme brachyterapii dále dělit.

Dálkové ovládání pohybu zářičů při tzv. afterloadingových aplikacích umožnilo zavedení tzv. HDR brachyterapie (High Dose Rate), tedy použití vysokého dávkového příkonu (12 Gy/h a více). Charakter HDR léčby (frakcionace, možnost optimalizace rozložení zdrojů, přesnost dodání dávky, přístup k radiační ochraně) se přiblížil charakteru teleterapie při současném zachování výhod brachyterapie.^(5, 7, 8, 11)

Při tzv. LDR brachyterapii (Low Dose Rate) používáme nízké dávkové příkony pohybující se od desetin do jednotek Gy/h ($0,2 - 2 \text{ Gy/h}$). V důsledku toho je pacient ozařován po dobu desítek hodin a je třeba ustanovit zvláštní režim radiační ochrany při manipulaci se zářiči a při ošetřování pacienta na lůžku. Přesto, že se dnes již tohoto dávkového příkonu užívá méně (dnes většinou HDR brachyterapie), zůstává zde stále jeho výhoda spočívající v příznivých radiobiologických účincích.^(5, 7, 8, 11)

Pro úplnost je třeba zmínit i metodu tzv. MDR brachyterapie (Medium Dose Rate). Použití středního dávkového příkonu se charakterem ošetřování pacienta v průběhu několikahodinové léčby blíží spíše metodám LDR brachyterapie, avšak s ohledem na aktivitu zářičů a využívané dávkové příkony, které leží mezi hodnotami pro LDR a HDR brachyterapii ($2 - 12 \text{ Gy/h}$), je již vyloučena přímá aplikace zářičů. Pro brachyterapii středním dávkovým příkonem lze použít i HDR zdroje, jejichž dávkový příkon poklesl.^(5, 7, 11)

Zabezpečení ochrany pracovníků a zvýšená bezpečnostní opatření na ochranu zdrojů jsou nezbytná zejména v případech použití tzv. manuálního afterloadingu, kdy je přesun zářičů z kontejneru do aplikátorů proveden ručně. Přímá aplikace zářičů byla od objevení ^{226}Ra až do doby zavedení afterloadingových systémů v sedmdesátých letech používána jako jediný způsob aplikace, při kterém byly získány všechny nejdůležitější klinické poznatky brachyterapie. Od vyjmutí zářiče z trezoru, přes přípravu a provedení aplikace až k ukončení léčby a opětovnému uložení zářičů do stínícího trezoru existuje mnohem vyšší riziko nežádoucího ozáření pracovníků a ztráty kontroly nad zářičem, než je tomu v případě použití automatického afterloadingu. ^(3, 7, 9)

Jako zdroj záření pro LDR brachyterapii bylo používáno ^{226}Ra . Rovněž ^{137}Cs se hodí jako zdroj s nízkým dávkovým příkonem. Pro HDR brachyterapii lze použít například ^{60}Co , ^{182}Ta , dnes však nejčastěji používaným zdrojem je ^{192}Ir . Zářiče jako jsou například ^{198}Au a ^{125}I mají krátký poločas rozpadu a příliš se nepoužívají. Zdroje jako ^{252}Cf , které emitují neutrony (záření s vysokým LET – Linear Energy Transfer), jsou díky svým vysokým požadavkům na stínění používány jen výjimečně. ⁽¹¹⁾

1.2.4 Kombinace radioterapie s jinými léčebnými postupy

Podle druhu nádoru, stadia nádorového onemocnění, stavu pacienta a jeho věku se volí různá strategie a taktika léčby. Strategie znamená jakými léčebnými metodami budeme postupovat, jak budou vzájemně kombinovány a s jakým záměrem k celé léčbě přistoupíme. Taktika je odborné provedení způsobu léčby, které u téhož druhu nádoru může být velmi odlišné případ od případu. ^(13, 15, 16)

Chirurgie, radioterapie a chemoterapie jsou tři základní léčebné modalities používané u nemocných s rakovinou. V lokální léčbě dominuje chirurgie, která má také nejdélejší historii. Léčba ionizujícím zářením má působnost lokální, lokoregionální a v některých případech i systémovou. V případě chemoterapie využíváme především jejího efektu systémového. V jistém množství omezených případů mohou být jmenované léčebné metody použity samostatně, většinou se ale pro dosažení optimálního výsledku vzájemně kombinují. ^(4, 5, 13, 15, 16)

Chirurgický zákrok je často jediným a efektivním výkonem zejména u malých nádorů. Ale i tam, kde není tento způsob léčby určen, se chirurgickým zákrokem získá vzorek tkáně, mikroskopicky se vyšetří a potvrdí se diagnóza zhoubného nádoru a druh rakoviny. Chirurgie pomáhá i u pokročilých nádorů v odstranění potíží nemocného. Využívá se prakticky u všech zhoubných nádorů bez ohledu na stádium onemocnění. ⁽¹⁵⁾

Radioterapie představuje další účinný způsob léčby. V léčbě rakoviny zaujímá širší oblast než chirurgie. V některých případech tak trochu „konkuruje“ chirurgické léčbě u zhoubných nádorů v nižších stádiích onemocnění (rakovina hrtanu, čípku děložního, prostaty). Radioterapie se velmi často kombinuje s chirurgickým výkonem. Provádí se předoperační ozařování za účelem zmenšení nádoru a dočasné devitalizace nádorových buněk. Pooperační radioterapie má za úkol likvidaci nádorových buněk, které mohly zůstat v operační ráně, v okolí nádorového ložiska, v regionálních lymfatických uzlinách nebo při neúplném odstranění nádoru. Peroperační či intraoperační radioterapie spočívá v ozáření lůžka tumoru během operačního výkonu. ^(5, 13, 15)

Chemoterapie, jako podávání léků nebo hormonů představuje další účinnou „zbraň“ proti zhoubným nádorům. V současné době máme již široký sortiment takových léků (souborně jim říkáme cytostatika), které působí na nádorové buňky někdy selektivně nebo s větším efektem než na buňky zdravé. Chemoterapie v některých případech zvyšuje účinek radioterapie. V praxi často při kombinaci chemoterapie a záření sledujeme optimální záměr, aby se účinek záření a cytostatik zesiloval (sumoval) ve smyslu letálního účinku na nádorovou tkáň a zeslaboval v účincích na tkáň zdravou. V posledních letech bylo prokázáno, že chemoterapie podávaná současně s radioterapií významně zlepšuje výsledky léčby u karcinomu plic, nádorů hlavy a krku, karcinomu žaludku, slinivky břišní apod. ^(4, 5, 8, 13, 15)

Zejména v posledním desetiletí se léčba zhoubných novotvarů stala mnohem komplexnější než kdykoliv předtím. V dnešní době se u mnoha nádorových onemocnění používá všech tří způsobů léčby v přesně vymezeném sledu jednotlivých metod. K výše uvedeným léčebným způsobům v poslední době přistupuje též biologická léčba (imunoterapie) a léčba neionizujícím zářením (hypertermie – léčba teplem, fotodynamická terapie – léčba v kombinaci fotosensibilizátorů a laserových paprsků). ^(5, 8, 13, 15)

2. Cíle práce a hypotézy

Tato bakalářská práce si klade za cíl nastínit význam přístrojové techniky v jednom z velkých odvětví radiologie, které se zabývá léčbou ionizujícím zářením, tedy v radioterapii.

Již od doby objevení paprsků X v roce 1895 W. C. Röntgenem a od doby, kdy byl v roce 1899 zářením léčen první nemocný, je vývoj radioterapie neodmyslitelně spjat s přístroji. Ty v léčbě zářením byly a jsou nezastupitelné, vždyť bez nich by dnešní moderní radioterapie nebyla možná.

Práce by měla poskytovat přehled dnes nejčastěji používaných přístrojů pro vlastní ozařování a jejich obecných specifikací. Zmíněny budou i přístroje pro přípravu léčby zářením a některé starší technologie, které však považuji ve vývoji radioterapie za důležité.

V souvislosti s hypotézou mé práce bych dále rád poskytl informace o zastoupení přístrojové techniky na pracovištích radioterapie v České republice.

- Předpokládaná hypotéza má potvrdit, že množství radioterapeutických přístrojů na pracovištích v České republice je vzhledem k požadavkům na optimální velikost radioterapeutických center nedostačující.
- Rovněž předpokládám, že i stáří přístrojů, počet dokonale technicky vybavených pracovišť a další parametry nejsou v souladu s navrhovanou koncepcí oboru radioterapie.

Ve svém výsledku může práce posloužit jako výuková pomůcka pro předmět Radioterapeutické přístroje, nebo jako východisko k dalšímu hodnocení stavu přístrojové techniky na pracovištích radioterapie v České republice.

3. Metodika

Zpracovávání tématu mé bakalářské práce vyžadovalo prostudování nejrůznější odborné literatury týkající se zvolené problematiky. Při psaní jsem se snažil dodržet předepsanou strukturu práce a počet kapitol. Některé z nich jsou ryze teoretické, jiné tvoří speciální část mé bakalářské práce.

Pro umístění teoretické části značného rozsahu, který je však dán zvoleným tématem, jsem byl nucen po předchozí konzultaci použít kapitolu „Vlastní práce“. Po úvodním rozdělení přístrojové techniky v radioterapii jsou v teoretické části jednotlivé přístroje obecně specifikovány a text je doplněn jednoduchými schémata přístrojů nebo jejich částí. Popsány jsou i některé přístroje, které neslouží přímo pro vlastní léčebnou aplikaci ionizujícího záření a také některé starší technologie, o kterých považuji za důležité se zmínit. Jak již bylo jednou uvedeno, hlavní podstatou mé bakalářské práce zůstávají převážně přístroje pro vlastní ozařování.

Speciální část práce obsahuje zpracovaná data o zastoupení jednotlivých typů radioterapeutických přístrojů v České republice. Potřebné informace pro zpracování této části byly získávány formou vlastních dotazníků (příloha 1), které byly opatřeny průvodním dopisem a rozesílány na jednotlivá pracoviště radioterapie v době od července 2006 do března 2007. Výběrový soubor zahrnuje údaje ze všech 39 pracovišť radioterapie v České republice od velkých center až po malé ambulantní radioterapie, které většinou vlastní pouze jediný z radioterapeutických přístrojů. Získané informace o přístrojích jsou zpracovány podle různých kritérií, například podle stáří přístrojů, podle počtu určitých přístrojů v jednotlivých krajích apod. Zpracovaná data jsou pro názornost vyjádřena i graficky a závěrem práce je téma diskutováno s literaturou, která se zabývá problematikou vybavenosti radioterapeutických pracovišť v České republice.

4. Vlastní práce (obecné specifikace radioterapeutických přístrojů)

V souvislosti s přístroji v radioterapii lze konstatovat, že v dnešní době se pozornost ubírá spíše směrem k rozšíření technických možností stávajících přístrojů, než k hledání nových typů zdrojů. Výjimkou je snad jen oblast využití nekonvenčních zdrojů záření, zejména neutronových zdrojů a urychlovačů těžkých částic. V současné době se tak škála používaných přístrojů v ustálila na několika typech, které pokrývají většinu klinických potřeb. Tyto jednotlivé přístroje budou dále obecně specifikovány. ⁽⁷⁾

4.1 Rozdělení přístrojů v radioterapii

Stejně tak, jako byla alespoň částečně rozdělena radioterapie, se nyní pokusím rozdělit i přístroje v radioterapii. Již výše bylo uvedeno, že zvolení správného druhu léčby zářením může být klíčové pro zvládnutí dané choroby, a také že radioterapie jde ruku v ruce s přístroji. Výběr toho správného ozařovače je tedy rovněž důležitý.

Přístroje v radioterapii lze rozdělit podle různých kritérií. Jako základní rozdělení všech přístrojů používaných v procesu radioterapie uvedu rozdělení podle účelu použití. Z tohoto pohledu je dělíme na přístroje pro:

- přípravu léčebného postupu;
- verifikaci léčebného postupu;
- přímou (léčebnou) aplikaci ionizujícího záření;
- kontrolu zdrojů ionizujícího záření;
- výrobu pomůcek.

Vlastní ozařovače lze podle vzájemné polohy zdroje a pacienta dělit na přístroje pro:

- teleterapii;
- brachyterapii.

Ozařovače pro teleterapii užívají dvou základních typů zdrojů ionizujícího záření:

- zdrojem záření je radionuklid;
- zdrojem záření je generátor. ^(1, 13, 16)

Uvedeny byly pouze základní způsoby rozdělení, které lze samozřejmě ještě rozšířit. Například lze generátory záření používané teleterapii dále rozdělit na terapeutické rentgeny produkující rentgenové záření X (od 10 kV do 400 kV) a na urychlovače elektronů, které produkují vysokoenergetické brzdové záření X (od 2 MV do 25 MV). Jestliže je energie urychlených elektronů vyšší než 6 MeV, lze je k terapii použít přímo.

Z uvedeného rozdělení radioterapeutických přístrojů podle různých kritérií je zřejmé, že dnešní radioterapie není omezena pouze na jeden či dva přístroje, ale že je možný výběr různých druhů přístrojů s různými parametry pro docílení optimálního výsledku léčby. ^(1, 7, 13)

4.2 Přístroje pro přípravu léčebného postupu

Pacient, jemuž je jako metoda léčby navrhuta radioterapie a on souhlasí s jejím provedením, musí nejprve projít postupem přípravy léčby v procesu tzv. plánování radioterapie. Tento postup se dá dnes označit za poměrně složitý ve srovnání s dřívějšími dobami, kdy přístrojová technika nebyla zdaleka na úrovni té dnešní. Principem postupu je vytvořit pro každého pacienta individuální ozařovací plán, tedy vypracovat optimální léčebný postup na základě dosažitelných zdrojů záření při využití nejvýhodnějších ozařovacích podmínek. ^(2, 8, 13)

Před tím než pacient podstoupí na teleterapeutickém ozařovači léčebnou aplikaci dávky záření, setkává se v rámci přípravy léčby s jinými přístroji. Nejprve se ocitá na simulátoru a v případě, že na pracovišti nevlastní moderní tzv. CT-simulátor, putuje dále na plánovací vyšetření počítačovým tomografem. Po výpočtu všech parametrů počítačovým plánovacím systémem se dostává opět na simulátor k definitivním úpravám. Až poté začíná vlastní ozařování. ^(2, 8, 13)

Brachyterapeutické aplikaci předchází rovněž pečlivé naplánování, postup je však poněkud odlišný. Odpovědná osoba provádí plánování na zvláštním plánovacím systému před každým jednotlivým ozářením. Plánovací konzola společně s řízením ozařovače bývá většinou umístěna přímo v ovladovně v úseku brachyterapie. ^(8, 11)

4.2.1 Radioterapeutický simulátor

Přístroj sloužící k lokalizaci cílového objemu a simulaci ozařovacích podmínek se nazývá radioterapeutický simulátor. Ve své podstatě se jedná o isocentricky konstruovaný rentgenový skiaskopický přístroj, který je schopen napodobovat (simulovat) ozařovací podmínky ozařovačů (s výjimkou terapeutického RTG). Přístroj předstírá ozařování za daných ozařovacích podmínek (velikost pole, směr paprsků, úhel ramene, ozařovací vzdálenost) včetně použití specifických pomůcek a příslušenství (MLC, vykrývací bloky) a to pro jednotlivý svazek paprsků (pole) u pacienta v ozařovací poloze. Uvedená definice poukazuje pouze na jeden ze způsobů použití tohoto přístroje, a to k vlastní simulaci, tedy k ověření vhodnosti navrženého ozařovacího plánu. K definici je proto nutno ještě dodat, že simulátor se používá při plánování léčby nejprve jako lokalizátor, tedy přístroj sloužící k zaměření cílového objemu v těle pacienta s použitím geometrie, která je používána ozařovacím přístrojem. (8, 10, 13, 16, 22)

Lokalizace cílového objemu pomocí RTG simulátoru patří mezi nejčastější úkony při plánování radioterapie. Správné zaměření cílového objemu umožňuje realizovat ozáření dávkou předepsanou lékařem a současně zabezpečit minimální radiační zátěž zdravých tkání a nepřekročení tolerančních dávek pro kritické orgány.

Na simulátoru je nejprve pacient, s využitím pomůcek, uložen do polohy v jaké bude ozařován a tato poloha by měla být pro pacienta pokud možno pohodlná. Výhodné také je stanovit si v rámci pracoviště jakési standardy poloh a pomůcek používaných při ozařování různých lokalit. Po uložení pacienta se skiaskopicky lékař orientačně podívá, kde asi nádorové ložisko leží. U nádorů ležících povrchově nebo v jiných přístupných lokalitách je možné použít i vyšetření pohledem či pohmatem. Dále se při lokalizaci využívají eventuelně i kontrastní svorky ponechané při operaci v místě původního nádoru či jeho zbytku. Dále jsou zakreslovány speciální barvou přímo na pacienta značky podle průmětů laserů na kůži pacienta v aktuálně nastavené poloze. Pokud má pacient zhotoveny individuální fixační pomůcky, značky jsou malovány přímo na ně. (13, 16)

Poté, co pacient absolvuje plánovací vyšetření počítačovým tomografem a všechny získané údaje jsou zpracovány výpočetním plánovacím systémem, přichází opět na simulátor, nyní již v okamžiku, kdy jsou hotovy ozařovací (isodózní) plány.

Pacient je opět uložen do stejné polohy a nastaven zaměřovači na původní značky. Radiologičtí asistenti provádí změny v nastavení, které vznikly rozdílem mezi stavem při lokalizaci a nyní. Navržený ozařovací plán je na simulátoru ověřen opět v geometrii, kterou používá ozařovač, včetně použitých pomůcek a příslušenství. Pokud je to nutné (u asymetrických polí většinou nemusíme) provede se zakreslení nových značek (dvě laterální konstantní protilehlé značky a třetí v téže transversální rovině v podélné ose), které jsou již definitivně platné pro ozařování. Zakreslování značek často vychází ze zvyklostí daného pracoviště. Pacient by měl o tyto značky během ozařování „pečovat“, násilně je nedrhnout, při mizení obtahovat například fixem, neboť jejich zmizení by znamenalo znovu podstoupit celý proces plánování. K zakreslování se většinou používá vhodný nástroj (např. špejle) a barva s obsahem dusičnanu stříbrného, který mírně naleptává pokožku a činí tak značky hůře smývatelné, což je žádoucí. ^(13, 16)

Mimo popsanych úkonů lze dále na simulátoru provádět například:

- vyznačení ozařovaných polí;
- měření předozadních nebo laterolaterálních průměrů pacienta;
- vytváření fixačních pomůcek (v zahraničí někdy zhotovovány ve speciálních místnostech, tzv. mould room);
- lokalizační a simulační snímkování apod. ⁽¹³⁾

Podmínkou bezproblémového používání radioterapeutického simulátoru je, aby celý systém byl kompatibilní s ozařovači na daném pracovišti. S výhodou se uplatňuje, aby jak simulátor, tak teleterapeutický ozařovač na pracovišti byly od stejného výrobce, není to však podmínkou.

Ze vzájemné podobnosti těchto přístrojů vyplývá, že simulátory mají některé základní prvky společné s ozařovacími přístroji pro teleterapii. Jsou to:

- stativ;
- rameno;
- stůl pro uložení pacienta;
- ovládací konzola. ^(1, 10, 13, 19, 20)

Stativ

Stativ tvoří základní část simulátoru. Jeho úkolem je umožnit umístění ramene se zdrojem RTG záření v požadovaném bodě prostoru tak, aby svazek vystupujícího záření bylo možné vymežit a požadovaným způsobem orientovat. Stativ musí vyhovovat požadavkům pevnosti celé konstrukce.

Rameno

Hlavní rameno nese na každé ze svých stran další pomocné rameno, jedno pro zdroj záření s kolimátorem a druhé pro zesilovač (detektor) obrazu. Obě tato pomocná ramena mohou po hlavním rameni pojíždět. Rotace ramene kolem osy je nejméně 360°.

Stůl pro uložení pacienta

Stůl musí být schopen vykonávat základní pohyby v požadovaném rozsahu při maximálním možném zatížení 180 – 200 kg. Rozsah příčného (laterálního) pohybu desky stolu je obvykle 25 cm bilaterálně, rozsah podélného pohybu 160 cm a rotace stolu obvykle 290°. Stůl by měl být schopen vykonávat i značný vertikální pohyb. Důležité je, aby výška stolu od podlahy v jeho nejnižší poloze umožňovala pacientovi pohodlné nasedání. (1, 10, 19, 20, 22)

Ovládací konzola

Ovládací konzola obsahuje část pro ovládání simulátoru a část pro ovládání RTG generátoru.

Simulátorová část umožňuje ovládání pohybů simulátoru z ovladovny obvykle pomocí joysticků a dalších funkcí pomocí tlačítek.

Část pro ovládání RTG generátoru umožňuje ovládat parametry RTG svazku, expozičního automatu, ovládání zesílení zobrazovacího řetězce a další funkce, které usnadňují obsluhu, optimalizují parametry zobrazení a snižují radiační zátěž během vyšetření (obvody pro „zmrazování“ obrazu, obrazová paměť – last image hold).

Zdrojem záření je u radioterapeutických simulátorů RTG lampa zabudovaná do stejného obalu, jaký má diagnostický RTG přístroj, dvouohnisková rentgenka s malým

ohniskem 0,6 mm a velkým ohniskem 0,9 mm. Zdroj je umístěn v hlavici spolu s kolimátorem. Kolimátor obsahuje světelný zdroj pro světelnou simulaci radiačního pole a optický dálkoměr k určení vzdálenosti mezi ohniskem a vstupním bodem centrálního svazku. Dvě dvojice pohyblivých clon slouží k vymezení zorného pole jak pro zobrazení světelným, tak RTG zářením. Dvě dvojice rovnoběžných pohyblivých drátků slouží k vymezení ozařovacího pole. V rámci souřadnicového systému jsou tyto clony označovány jako X a Y (respektive X1, X2, Y1, Y2). Generátor pracuje obvykle v rozsahu napětí 40 – 125 kV, proudu 25 – 600 mA v radiografickém modu a 1 – 20 mA ve fluoroskopickém modu. . (1, 10, 19, 20, 22)

V radiografickém modu je prošlé záření zachyceno na rentgenový film ve formě latentního obrazu nebo je snímáno speciálním detektorem a obraz je digitalizován.

Ve fluoroskopickém modu se dnes k detekci záření a k tvorbě obrazu využívá dvou principů:

- *sestava se zesilovačem RTG obrazu*, kdy je zesílený obraz na výstupním okně zesilovače obrazu snímán, obvykle přes zrcadlo pod úhlem 45° videokamerou a dále zpracováván, případně i zaznamenáván jako běžný televizní obraz s rozlišením 625 řádků, nebo jako obraz s vysokým rozlišením 1280 x 1280 řádků. Velikost vstupního okna zesilovače obrazu je 6, 9 nebo 12 palců (15,1 cm, 22,7 cm a 50,4 cm), avšak hodnota 6 palců se vyskytuje již pouze u zastaralých zařízení. Zkreslení lze z obrazu odstranit zařízením pro digitální rekonstrukci. Toto zařízení poskytuje další možnosti korekce obrazu, jako je např. úprava jasu a kontrastu, redukce šumu, zvýšení ostrosti hran apod.;
- *sestava s detektorem na bázi amorfního křemíku*, kdy je obraz vytvořený na fluorescenčním stínítku snímán detektorem na bázi amorfního křemíku obvykle o rozměrech 35 x 43 cm. V tomto případě hovoříme o tzv. nepřímé konverzi RTG obrazu. Za zmínku stojí uvést, že kromě uvedené metody existuje i přímá konverze obrazu bez nutnosti použití scintilátorů nebo fluorescenčních materiálů. Oba uvedené způsoby řadíme do tzv. přímé radiografie (DR – Direct Radiography). (1, 10, 19, 20, 22)

U nejmodernějších simulátorů je držák kazety pro rozměr 46 x 38 cm, tedy pro film formátu 43 x 35 cm a držák rozptylové mřížky opět nahrazen možností digitalizace obrazu a jeho archivace v této podobě.

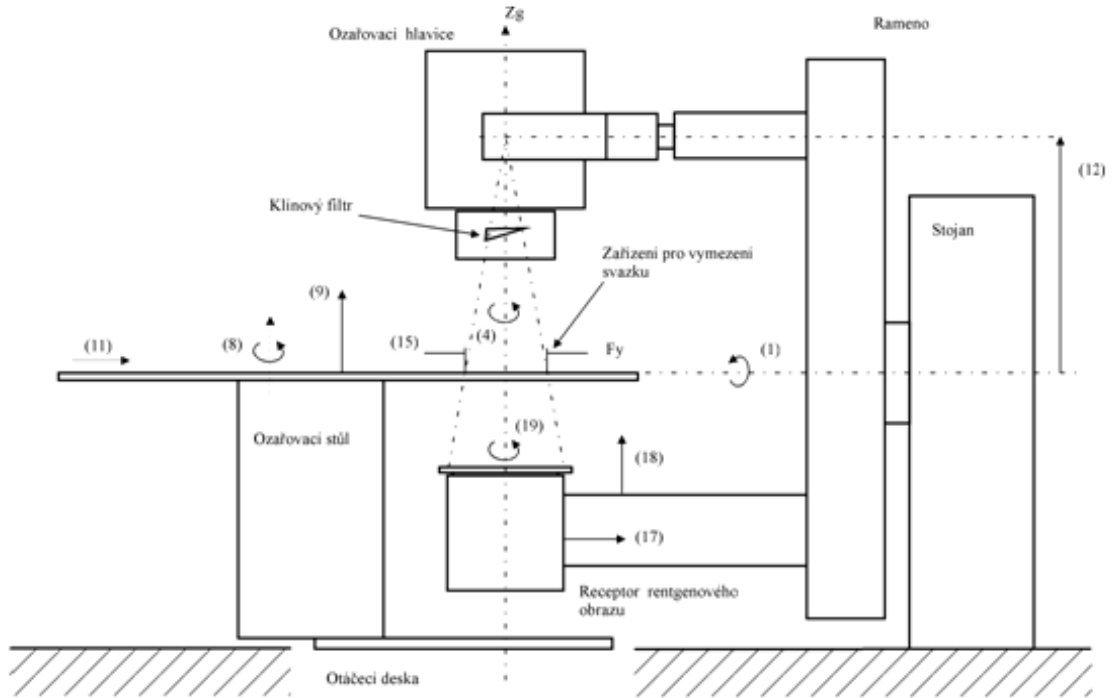
Moderní simulátor je vybaven antikolizním systémem, který brání mechanické kolizi libovolných částí simulátoru mezi sebou navzájem a také kolizi s tělem pacienta nebo obsluhujícím personálem.

Simulátor dokáže realizovat všechny funkce podstatné pro zaměření cílového objemu a kritických orgánů, ověření vhodnosti navrženého ozařovacího plánu ve stejných geometrických poměrech, pozici ozařovaného objemu a použitého příslušenství, jako je tomu u ozařovacího přístroje, a to vše pomocí světelného svazku a svazku RTG záření. Tyto funkce má být schopen simulátor plnit pro ozařovací přístroje různých výrobců. Z tohoto požadavku vyplývají některé jeho specifické vlastnosti:

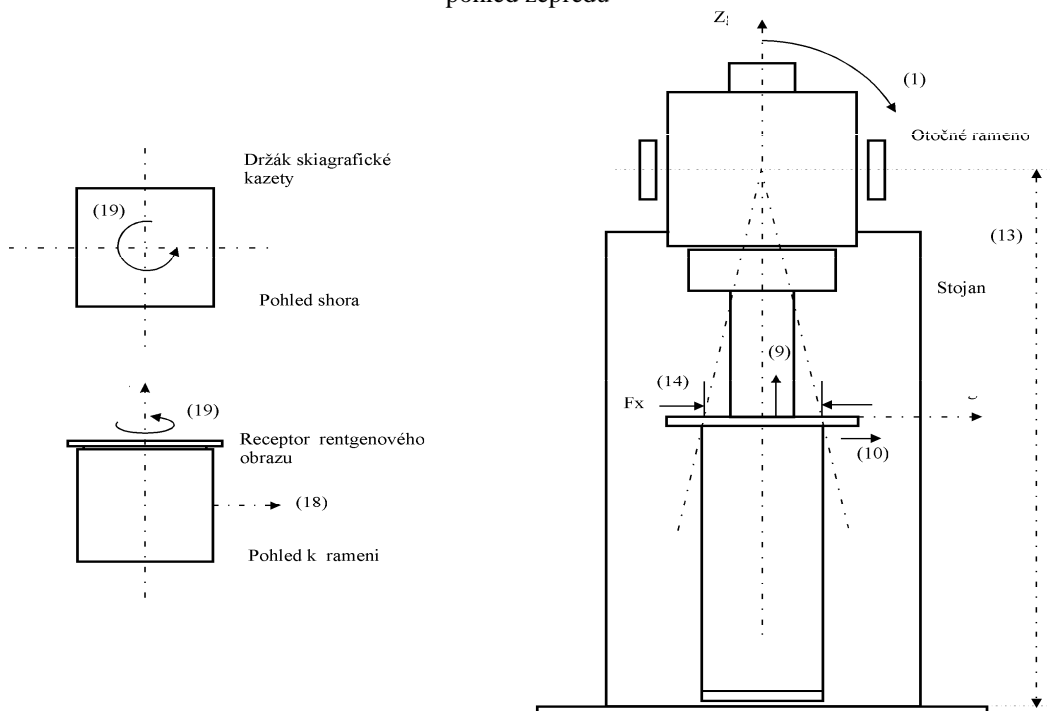
- vzdálenost SAD, mezi ohniskem a osou rotace ramene, má být proměnná v rozsahu 80 – 140 cm. Změnou této vzdálenosti můžeme simulátor upravit pro různé hodnoty SAD podle typu ozařovacího přístroje. Standardní hodnota pro lineární urychlovače je 100 cm;
- řídicí systém musí být schopen udat správnou velikost pole v definované vzdálenosti od ohniska pro různé hodnoty SAD;
- přístroj musí dovolovat simulaci daného typu ozařovače včetně použití jeho specifických příslušenství. ^(1, 10, 13, 16, 19, 20, 22)

Schématické znázornění isocentrického radioterapeutického simulátoru a jeho částí, včetně vyobrazení základních pohybů, ukazují obrázky 1, 2 a 3. K uvedeným obrázkům poskytuje ucelený přehled pohybů (os a směrů) tabulka 1.

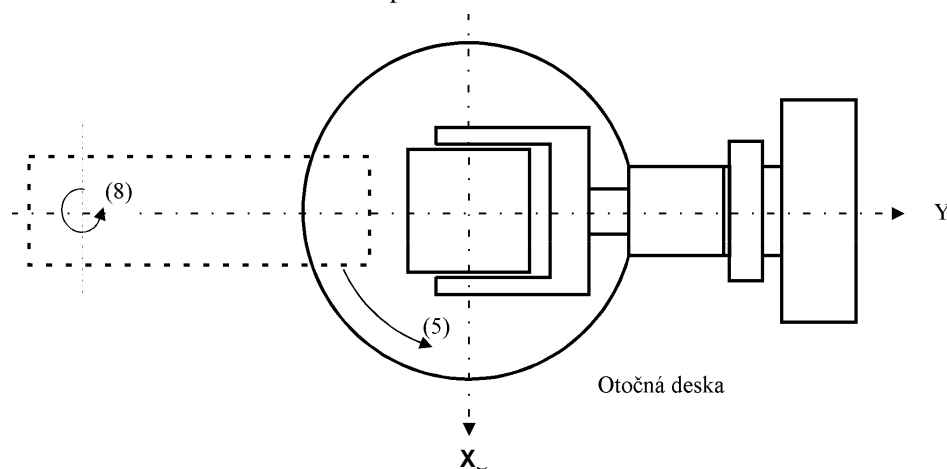
Obr. 1 – Hlavní části radioterapeutického simulátoru s vyznačením základních pohybů ⁽²²⁾
– pohled ze strany –



Obr. 2 – Držák skiografické kazety, receptor RTG obrazu a radioterapeutický simulátor s vyznačením základních pohybů ⁽²²⁾
– pohled zepředu –



Obr. 3 – Isocentrický radioterapeutický simulátor s identifikací os 5 a 8 ⁽²²⁾
– pohled shora –



Tab. 1 – Přehled základních pohybů (os a směrů) k výše uvedeným obrázkům 1, 2 a 3 ⁽¹⁹⁾

<i>Označení pohybu (osy nebo směru)</i>	<i>Popis pohybu (osy nebo směru)</i>
osa 1	rotace ramene
osa 2	rotace ozařovací hlavice
osa 3	čelní naklání ozařovací hlavice
osa 4	rotace vymežovače svazku záření
osa 5	isocentrická rotace ozařovacího stolu
osa 6	rotace desky stolu kolem osy excentrického stolu
osa 7	naklání desky stolu
osa 8	rotace desky stolu
směr 9	svislý posun desky stolu
směr 10	příčný posun desky stolu
směr 11	podélný posun desky stolu
směr 12	posun zdroje záření od osy 1
směr 13	Posun zdroje od podlahy při nulové úhlové poloze ramene
směr 14	poloha clon X (na obrázku Fx) vymežovače svazku záření nebo vymežovače pole ve stanovené vzdálenosti od zdroje záření (obvykle v normální léčebné vzdálenosti)
směr 15	poloha clon Y (na obrázku Fy) vymežovače svazku záření nebo vymežovače pole ve stanovené vzdálenosti od zdroje záření (obvykle v normální léčebné vzdálenosti)
směr 16	pohyb receptoru rentgenového obrazu a/nebo držáku skiografické kazety podél osy X, kolmo k osám 1 a 4
směr 17	pohyb receptoru rentgenového obrazu a/nebo držáku skiografické kazety podél osy Y, rovnoběžně s osou 1
směr 18	pohyb receptoru rentgenového obrazu a/nebo držáku skiografické kazety podél osy Z (nulová úhlová poloha rotace ramene), rovnoběžně s osou 4
osa 19	rotace receptoru rentgenového obrazu a/nebo držáku skiografické kazety

4.2.2 Výpočetní tomografy při plánování radioterapie

Plánovací vyšetření výpočetním tomografem (CT) má již nezastupitelné místo v plánování léčby zářením, neboť výpočetní plánovací systémy plánují mimo jiné na podkladě CT snímků. Na některých pracovištích se při plánování radioterapie doplňuje CT vyšetření o výsledky z jiných zobrazovacích metod, například z magnetické rezonance (MR) nebo pozitronové emisní tomografie (PET), vyšetření pomocí CT však zůstává na většině pracovišť zlatým standardem. ⁽¹³⁾

Většina CT přístrojů se nachází na radiodiagnostických pracovištích, pouze některá oddělení radioterapie mají k dispozici vlastní počítačový tomograf nebo moderní přístroj (simulátor s technologií CT-option nebo CT-simulátor), který umožňuje získávání CT řezů. Moderním přístrojům v plánování radioterapie bude věnována následující kapitola. Výpočetní tomografy používané při plánování léčby zářením se konstrukčně nijak neliší od těch, se kterými se běžně setkáváme na radiodiagnostických pracovištích, pouze CT snímky pro radioterapeutické plánování vyžadují poněkud jiný přístup než snímky pro diagnostické účely. ^(8, 13)

Pacient leží na lehátku CT v poloze stejně jako na simulátoru, včetně použití všech pomůcek. Z toho vyplývá, že veškeré pomůcky, které u daného pacienta použijeme, se musí přenést na plánovací CT a zpět. Právě zde se ukazuje výhoda toho, kdy výpočetní tomograf nebo CT-simulátor pracuje přímo na oddělení radioterapie. Přesného uložení pacienta je dosaženo pomocí laserových paprsků zaměřovače, které musí souhlasit se značkami zakreslenými na simulátoru. Tyto body jsou označeny připravenými kontrastními značkami (drátky), které pak slouží k odměření vzdáleností centrálních paprsků vstupních polí podle později vytvořeného isodózního plánu na plánovacím systému. ⁽¹³⁾

Po zadání identifikačních údajů pacienta začíná vlastní skenování oblasti, kterou si lékař určil. CT topogram této oblasti, stejně jako jednotlivé řezy, zhotovíme při normálním dýchání pacienta. Vzhledem k rozdílům CT technik na jednotlivých pracovištích musí být pravá a levá strana obrázku jasně označena. Získané CT snímky se pak využívají jak pro dvourozměrné (2D), tak pro modernější trojrozměrné plánování (3D) pomocí počítačových plánovacích systémů. ⁽¹³⁾

4.2.2.1 Moderní plánovací výpočetní tomografie

Speciálně upravený CT diagnostický přístroj s možností přímého plánování ozařování je optimálním řešením využití počítačové RTG diagnostiky v procesu plánování radioterapie. Můžeme se zde setkat se dvěma zdánlivě podobnými pojmy, které je však nutno od sebe odlišit: simulátor-CT a CT-simulátor. ^(8, 13)

Ve snaze zkonstruovat pro potřebu plánování přístroj, který by plnil zároveň funkci simulátoru i CT, přišli výrobci nejprve s technologií, která je někdy označována jako simulátor-CT. Nejedná se vlastně o zcela nový přístroj, ale o klasický simulátor se speciálním příslušenstvím, tzv. CT-option. Tato technologie umožňuje použít simulátor k získání CT řezů a využívá při tom základního principu výpočetní tomografie, tedy pohybu dvou komponent kolem vyšetřované části těla, nasnímání velkého množství dílčích sumárních dat a z nich potom rekonstrukci obrazu. Výhodou je snímání v ozařovací poloze, které u diagnostického CT není vždy možné s ohledem na omezení vyplývající z rozměru otvoru gantry. Nevýhodou je malá rychlost snímání, obvykle 1 obrázek za minutu. Rozlišovací schopnost takto získaných transverzálních řezů je v porovnání s diagnostickým CT nižší, ale pro potřeby plánování je dostatečná. ⁽⁸⁾

Druhou zmiňovanou technologií je CT-simulátor, který je zároveň poslední novinkou v této oblasti. Simulátor s CT-option se dá považovat za jeho předchůdce, zachoval si ale podobu konvenčního simulátoru, kdežto CT-simulátory se již podobají CT přístrojům. Jeho vybavením je zvláštní program pro účely plánování radioterapie a plánovací konzola. Celé zařízení je nákladné, ale pro potřeby radioterapie optimální. Snižuje se takto možnost chyb při přenosu orientačních značek z kůže pacienta, přes CT scan až k isodóznímu plánu a znovu přenesení definitivních označení na kůži pacienta. CT-simulátor umožňuje přímé naplánování ozařovacích technik ve stabilní ozařovací poloze pacienta bez různých přesunů pacienta, personálu a pomůcek z RTG simulátoru na CT diagnostický přístroj a zpět na simulátor, což je hlavní výhodou této technologie. S CT-simulátorem je také spojena koncepce virtuální simulace, která probíhá na obrazovce plánovacího systému v nepřítomnosti pacienta a bez využití konvenčního simulátoru. ⁽⁸⁾

4.2.3 Výpočetní systémy pro plánování radioterapie

Velikost a rozložení dávky v ozařovaném objemu a jeho okolí je závislá na mnoha proměnných, které ovlivňují interakci svazku záření s tělem pacienta v průběhu ozařování. Všechny tyto faktory lze při plánování radioterapie zohlednit použitím počítačových plánovacích systémů, plánovacích konzol. ^(8, 13)

Jako plánovací systém (TPS – Treatment Planning System) je označován software, který na importovaných CT obrazech umožňuje provést naplánování ozáření. 2D plánovací systémy prováděly plánování v jednom transverzálním řezu. V současnosti se používají 3D systémy, které využívají sérii CT obrazů a plánují v prostoru. Plánovací systém konvertuje pracovní jednotky CT (HU – Hounsfield Units) na elektronovou denzitu. Pro objemovou kalkulaci dávky existují různé algoritmy, které zohledňují nehomogenity. 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. Pole lze tvarovat jednak přenosem dat ze simulačního snímku a jednak přímo na obrazovce. Plánovací systém zobrazuje vyznačené struktury z pohledu svazku záření (BEV – Beam's Eye View) a je schopen vytvořit digitálně rekonstruovaný rentgenogram (DRR – Digitally Reconstructed Radiograph). Optimalizace plánu se provádí po vyhodnocení objemových histogramů (DVH – Dose-Volume Histogram), které znázorňují expozici cílového objemu a rizikových orgánů. ⁽⁸⁾

Celý proces výpočtu rozložení a velikosti dávky provádí systém na základě vstupních údajů zadaných uživatelem do programu. Vstupními údaji jsou:

- údaje o ozařovači;
- údaje o ozařovaném objemu;
- údaje o léčebném záměru.

Informace o ozařovači obsahují relativní a absolutní dozimetrické údaje o svazku záření pro všechny energie a druhy záření, limitní hodnoty a další údaje charakterizující záření, svazky a příslušenství. Zadávají se obvykle hromadně při instalaci plánovacího systému, uvádění ozařovače do provozu apod.

Data o ozařovaném objemu obsahují údaje o anatomických strukturách, jejich tvaru a poloze v těle pacienta, údaje důležité pro stanovení elektronové hustoty a informace vymezující cílový objem a kritické orgány, případně další oblasti zájmu. Lze je do plánovacího systému zadat více způsoby, manuálně (zastaralý způsob, velmi nepřesný a zdlouhavý), z digitizéru (pracný způsob, možnost přenesení pouze základních dat, dnes použitelný jen výjimečně) nebo přenesení dat datovým souborem, nejlépe on-line přenosem z CT (přenáší se potřebný soubor s velkým množstvím informací přímo použitelných pro výpočty).

Údaje vycházející z předpokládaného léčebného záměru stanoveného lékařem jsou geometrické údaje o vzájemné poloze ozařovaného objemu a svazků záření, hodnoty dávky v cílovém objemu a kritických orgánech, údaje o frakcionaci dávky atd. ^(8, 13)

Na jednotlivých CT řezech vyznačí lékař kontury cílového objemu a kritických orgánů. Podle doporučení ICRU č. 50 definujeme tyto základní objemy (obrázek 4):

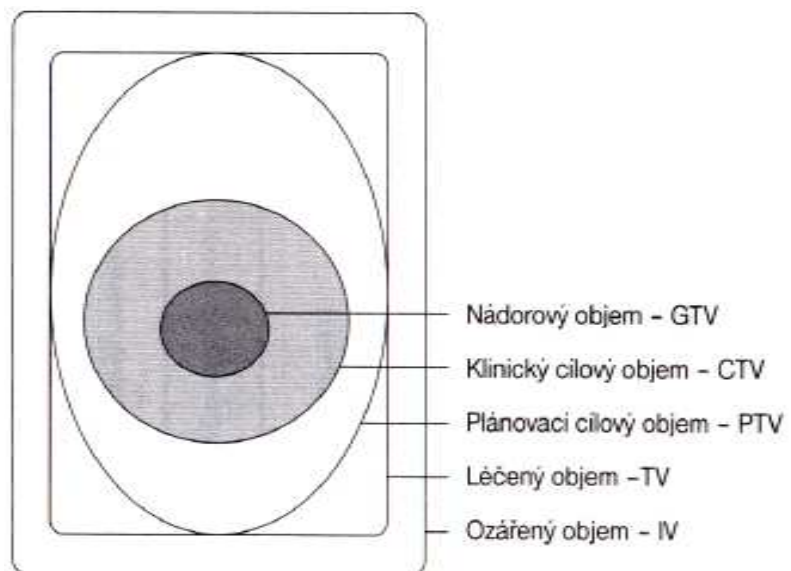
- objem nádoru (GTV – Gross Tumor Volume) = nádor;
- klinický cílový objem (CTV – Clinical Target Volume) = GTV + lem zahrnující potenciální mikroskopické šíření nádoru;
- plánovací cílový objem (PTV – Planning Target Volume) = CTV + lem zahrnující fyziologické změny pozice CTV v organismu a chyby při nastavení pacienta;
- léčebný objem (TV – Treated Volume) = objem obklopený vhodnou isodózou k dosažení léčebného záměru (většinou 95 %);
- ozařovaný objem (IV – Irradiated Volume) = tkáňový objem, který je ozařován významnou dávkou vzhledem k toleranci zdravých tkáním. ^(8, 14)

Plánování pokračuje volbou vhodné ozařovací techniky. K modifikaci svazku záření slouží klínové filtry, které mohou být konvenční nebo dynamické. Kompenzační filtry upravují nehomogenitu distribuce dávky při nerovném povrchu těla nebo kolísající hloubce uložení cílového objemu. K vykrytí částí pole slouží jednak lité bloky, jednak vícelistový kolimátor (MLC).

Při plánování radioterapie specifikujeme dávku záření, rovněž podle doporučení ICRU č. 50, na tzv. ICRU bod. Dávka záření v cílovém objemu je normalizována na hodnotu 100 %. Doporučené kolísání dávky v plánovaném cílovém objemu by se mělo pohybovat v rozmezí 95 – 107 %. Optimalizace plánu se provádí podle již zmiňovaných objemových histogramů. Křivky ukazují objemovou expozici PTV a kritických orgánů. Systém umožňuje porovnání histogramů pro různé ozařovací plány a výběr toho nejvhodnějšího. ⁽⁸⁾

Poslední fází procesu plánování je přenos dat z počítačového plánovacího systému na pacienta. Podle koordinát (X, Y, Z) generovaných plánovacím systémem nastavíme na simulátoru polohu isocentra a jeho průměty vyznačíme na kůži pacienta. V případě, že bude u daného pacienta použita fixační pomůcka (fixační maska), značky se malují přímo na ni. Právě v této fázi se simulátor používá k vlastní simulaci. Obraz pole na simulátoru a jeho vztah ke strukturám skeletu musí odpovídat digitálně rekonstruovanému rentgenogramu v plánovacím systému. Následně provádíme simulační snímky, které jsou součástí pacientovy dokumentace. ⁽⁸⁾

Obr. 4 – Definice ozařovaných objemů podle doporučení ICRU ⁽¹⁴⁾



4.3 Přístroje pro přímou léčebnou aplikaci ionizujícího záření

Ozařovače tvoří významnou skupinu přístrojů, se kterými se setkáváme v procesu radioterapie. Používáme je k přímé léčebné aplikaci dávky ionizujícího záření do ozařovaného objemu, přičemž při výběru ozařovacího přístroje máme možnost volby a nejsme tak vázáni pouze na jeden druh přístroje. I přesto, že základní rozdělení ozařovacích přístrojů bylo již uvedeno výše (kapitola 4.1), považuji za správné ho zde uvést znovu.

Radioterapeutické ozařovače lze dělit na dvě základní skupiny, přičemž příslušnost ke skupině je dána vzájemnou polohou zdroje záření a ozařovaného objemu. První skupinu tvoří přístroje pro teleterapii, kdy je zdroj záření mimo ozařovaný objem v určité vzdálenosti. Do druhé skupiny náleží přístroje pro brachyterapii, v nichž je zdroj záření v těsném kontaktu, nebo dokonce uvnitř ozařovaného objemu. ^(1, 7, 13, 16)

Podle typu zdroje ionizujícího záření se oba typy přístrojů rovněž liší. Přístroje určené pro teleterapii užívají jako zdroje ionizujícího záření jak radioaktivních izotopů (nejčastěji ^{60}Co nebo ^{137}Cs), tak generátorů záření. Možnost užít k ozařování generátory záření je dána dostatečnou vzdáleností zdroje od ozařovaného objemu. Afterloadingové přístroje pro brachyterapii používají jako zdroje záření pouze radioaktivních izotopů, což je dáno potřebou malého rozměru zdroje včetně jeho pouzdra a požadavkem na velkou specifickou aktivitu použité formy izotopu. ^(1, 7, 13, 16)

Generátory záření se opět dělí na dva základní typy, na RTG lampy a urychlovače částic. Vznik záření je v obou případech založen na principu přeměny energie urychlené nabitě částice ve fotonové záření v elektrickém poli. Rozdíl je v tom, že v případě RTG záření se jedná o elektrické pole obalových elektronů atomů materiálu anody rentgenové lampy a v případě urychlovače se jedná o elektrické pole jádra atomů materiálu terčíku. Rozdíl je dále v dosahované energii a v charakteru spektra vystupujícího záření. Generátory záření navíc při vhodné konstrukci dovolují použít k ozařování přímo urychlené částice. ^(1, 7, 13)

Ozařovače pro teleterapii mají některé základní společné prvky. Tyto prvky jsou společné i simulátorům, což vyplývá z podobnosti těchto přístrojů. Jsou to opět: stativ, rameno, stůl pro uložení pacienta a ovládací konzola. ^(1, 13)

Stativ

Stativ je základní částí ozařovacího přístroje. Má umožnit umístění ramene, které nese zdroj záření, do požadovaného bodu v prostoru tak, aby vystupující svazek záření bylo možno požadovaným způsobem orientovat vůči ozařovanému objemu. Musí rovněž vyhovovat zvláštním požadavkům na pevnost a tuhost celé konstrukce. ⁽¹⁾

Rameno

Rameno nese zdroj záření a slouží k jeho mechanickému spojení se stativem. Podle vzájemného spojení ramene a stativu rozlišujeme dva základní druhy ozařovačů:

- *přístroje pro statickou terapii*, kdy nastavení vzdálenosti ozařovaného objemu od zdroje záření se děje pohybem ramene vůči stativu ve vertikálním směru a náklon svazku je prováděn náklonem zdroje záření. Vzájemná poloha ozařovaného objemu a zdroje se během ozařování (jednoho pole) nemění;
- *přístroje pro pohybovou terapii*, kdy nastavení vzdálenosti ozařovaného objemu od zdroje se provede pohybem stolu vertikálně, náklon zdroje se provede rotací ramene kolem pevné osy. Vzájemná poloha ozařovaného objemu a zdroje se může během ozařování daného pole měnit.

Rameno nese těžkou konstrukci zdroje záření až do vzdálenosti téměř 2 m. Z tohoto důvodu jsou kladeny vysoké požadavky na mechanickou konstrukci ramene. ⁽¹⁾

Stůl pro uložení pacienta

Stůl musí dovolovat pohodlné uložení pacienta a nastavení požadované polohy vůči svazku záření. Tato poloha musí být stabilní během ozařování a reprodukovatelná s dostatečnou přesností. Samozřejmostí je pak požadavek vhodného, dostatečně přesného a přehledného zobrazení údajů o poloze stolu vůči referenčnímu souřadnému systému ozařovače. Součástí stolu je deska pro uložení pacienta, která musí dovolit pohodlné nastavení pacienta v podélném a příčném směru, nastavení úhlu podélné osy stolu vůči referenčnímu souřadnému systému a to vše i při maximálním zatížení.

Deska stolu, nebo alespoň její část by měla být vyrobena z materiálu transparentního (minimální absorpce) pro použitý druh záření, aby bylo možné provádět ozařování i v případě, že se deska nachází mezi zdrojem záření a ozařovaným objemem.

K výše uvedeným požadavkům přistupují další – nároky na nosnost, bezpečnost, možnost instalace příslušenství, jednoduchost ovládání apod. Konstrukce stolu je velmi složitým a přesným mechanickým zařízením. ⁽¹⁾

Ovládací konzola

Ovládací konzola je prvek umožňující ovládání pohybů ozařovače, nastavování ozařovacích podmínek, kontrolu příslušenství a jiných parametrů, a to vše z ovladovny daného ozařovače. Ovládá pohyby ramene ozařovače, velikost pole (polohu clon), rotaci kolimačního systému kolem centrálního paprsku svazku, u izotopových zdrojů otevírání a uzavírání hlavice apod.

Údaje potřebné pro ozáření každého pacienta, které byly individuálně vygenerovány v procesu plánování radioterapie, jsou na ozařovně nastavovány. Celý ovládací systém je přímo (on-line) propojen nejen s vlastním ozařovačem, ale i s ostatními komponenty, se stolem pro uložení pacienta, s kontrolním monitorem v ozařovně atd. Ovládací konzola zastává i kontrolní funkci. Správné nastavení parametrů zajišťuje radiologický asistent přímo v ozařovně nebo u ovládací konzoly v ovladovně. Systém ovládání kontroluje, zdali jsou všechny parametry nastaveny přesně nebo alespoň v toleranci. Pokud tak tomu není, na monitoru ovládací konzoly (též na kontrolním monitoru v ozařovně) je zvýrazněn nesprávně nastavený parametr. Jindy je zobrazeno speciální hlášení, tzv. vnitřní „zámek“ (interlock), kterým systém hlídá zdali jsou splněny všechny podmínky pro bezpečně spuštění ozáření. Parametry ozáření, které jsou v paměti počítače uloženy pod identifikačními údaji každého ozařovaného pacienta, může měnit pouze osoba s přístupovými právy do příslušné úrovně systému. Vlastní ozáření se spustí na ozařovací konzole pootočením jistícího klíče a zmáčknutím příslušného tlačítka (beam on). Počítačově se také hlídá ozařovací čas (u izotopových a RTG ozařovačů) nebo tzv. monitorovací jednotky (MU, u urychlovačů), což je určující pro dodání požadované dávky do ozařovaného objemu a pro ukončení ozáření. ⁽¹⁾

4.3.1 Terapeutické rentgenové přístroje

V roce 1895 prováděl W. C. Röntgen studie katodových paprsků ve skleněné trubici s vakuem. Vznikající paprsky byly široce studovány a časem bylo zjištěno, že jde o jednu z forem elektromagnetického záření.

Základním zdrojem tzv. brzdného rentgenového záření je již zmiňovaná skleněná vakuovaná trubice. Jeden konec je katoda (záporná elektroda) a druhý anoda (kladná elektroda). Katoda je tvořena vláknem, které je žhaveno a nastává termoemise elektronů. Anoda je hutná s brzdým terčíkem. Záření X vzniká nepružnou srážkou urychleného elektronu s jádrem materiálu terčíku. Přibližně 99 % energie je přeměněno v teplo a zbytek v brzdné záření X. ^(1, 4, 13, 23)

Rentgenová lampa je prvním používaným generátorem ionizujícího záření, který byl ve svých počátcích využíván pouze k diagnostickým účelům. Pro použití v terapii bylo nutné zvýšit pronikavost vystupujícího záření, tedy zvýšit urychlovací napětí rentgenové lampy. Rentgenku pro terapii lze jednoduše konstrukčně specifikovat jako jednovláknovou, bez rotující anody (není požadováno malé ohnisko). Tepelné zatížení lampy a jejího obalu je dáno velikostí napájecího napětí, procházejícího proudu a délkou ozařování. Tepelné zatížení je tak vysoké, že je nutné užít nuceného chlazení např. vodou nebo olejem. Napájení lampy je jednopólové s uzemněnou anodou. ^(1, 13, 23)

Před rokem 1951 byly terapeutické rentgeny v praxi postaveny pouze na výše uvedeném principu. Kombinací napětí a filtrací záření bylo dosahováno různých léčebných možností paprsků X. Podle velikosti napětí na rentgence se celá oblast konvenční terapie dělila a dělí na několik skupin, přičemž názory na toto rozdělení jsou mezi odborníky různé. ⁽¹³⁾

Jednou z možností je rozdělení RTG terapie na povrchovou, polohlubkovou (též středněvoltážní) a hloubkovou. Spíše v rámci hloubkové terapie pak lze definovat pojmy jako vysokovoltážní či supervoltážní terapie. Povrchovou léčbu lze diferencovat na tzv. Buckyho, kontaktní a vlastní povrchovou terapii, jindy jsou tyto považovány za samostatný druh. Další rozdělení počítá pouze s léčbou povrchovou a hloubkovou, vždy ale platí, že charakteristiky jednotlivých druhů se v podstatě neliší. ^(13, 16)

Tzv. Buckyho (hraniční) terapie pracuje s napětím do 20 kV. Energie záření je tak malá (hraničních vlnových délek), že k vymezení ozařovacího pole stačí papír a k ochraně pracovníka kožené rukavice. Používá se pouze u přísně povrchových nádorových ložisek. Dnes výjimečně mají na některých pracovištích ještě tzv. Buckyho lampu, která se v onkologii používá mj. k léčbě tzv. morbus Dibray, přednádorového stavu maligního melanomu. ^(13, 16)

K mnohem většímu rozšíření došlo při používání zdrojů kolem 40 – 60 kV. Jedná se kontaktní terapii. Při této léčbě se používá tubusů s velmi malou vzdáleností OK 1,5 – 5 cm. Protože je použita malá voltáž záření a malá vzdálenost OK, velmi příkře klesá procentuální hloubková dávka. Svazek záření je prakticky kompletně absorbován dvěma centimetry měkké tkáně. Z těchto skutečností vyplývá využití v praxi. Využívá se u nádorů povrchových, a to jak kožních, tak i slizničních (pokud lze technicky tubus přiložit). Dnes v praxi nejčastěji používaným přístrojem je Chaoulova lampa, dříve též Van der Plaatsova rentgenka či Schäfferův-Witteho přístroj.

Vlastní povrchová terapie užívá napětí do 100 kV produkované rentgenkou s beryliovým okénkem. Typická vzdálenost OK je 15 – 20 cm. Velikost pole je opět určena tubusy. Léčba se používala u nádorů do hloubky pěti centimetrů tkáně.

Termínu hloubková nebo také ortovoltážní terapie se používá pro X záření produkované při napětí 150 – 400 kV. Většina přístrojů pracuje obvykle se vzdáleností 40 – 50 cm a velikost pole je dána tubusy. ^(13, 16)

4.3.1.1 Buckyho rentgenová lampa

Buckyho rentgenka je zdrojem nejměkčích rentgenových paprsků, které jsou na samé hranici ultrafialové oblasti spektra. Jejich vlnová délka je $2,0 - 1,6 \cdot 10^{-10}$ m. Paprsky jsou tak málo pronikavé, že i výstupní okénko v Buckyho rentgence musí být zhotoveno ze speciálního skla. Toto tzv. Lindemannovo sklo je zhotoveno z lehkých prvků lithia, berylia a bóru, protože normální křemičité sklo by paprsky zcela pohltilo. Výstupní okénko je zároveň i velice křehké a vyžaduje opatrné zacházení. Protože je hydrofobické, je zevně opatřeno slabým nátěrem.

Rentgenka, jejíž anoda je chlazena vzduchem, je připojena k ovladači s vysokonapěťovým transformátorem. K síti se připojuje běžnou třípramennou šňůrou. Pracovní napětí je přibližně 10 kV, anodový proud 15 – 25 mA. Dávkový příkon je značný a přesahuje 10Gy/min. Velikost pole se vymezuje tenkou lamelovou clonou, podobně jako u fotografického přístroje a lze ji tak plynule měnit od 0,5 asi do průměru 6 cm. ^(1, 16, 23)

4.3.1.2 Rentgenová lampa pro kontaktní terapii

Vůbec první ozařování provedl Chaoul^{*)} s diagnostickou rentgenkou. Rentgenový přístroj, pro který se zažil název podle jeho konstruktéra – Chaoul (obrázek 5), vznikl až později podle vnitrodutinového modelu rentgenky Schäffera a Witteho, kteří s ní ozařovali zánětlivě změněné karcinomy za účelem potlačení zánětu. Druhým průkopníkem kontaktní terapie byl van der Plaats^{**)}, který propracoval rentgenku Metalix vyráběnou firmou Philips (obrázek 6). Oba přístroje mají jednopólové rentgenky, u nichž je napětí pouze na jedné elektrodě a druhá je uzemněna, mají tudíž jen jeden vysokonapěťový kabel. Chaoulova lampa je chlazena vodou a pracuje s anodovým proudem 3 – 6 mA. Vlastní filtrace rentgenky je fixní a činí 3 – 6 mm hliníku. ^(1, 16, 23)

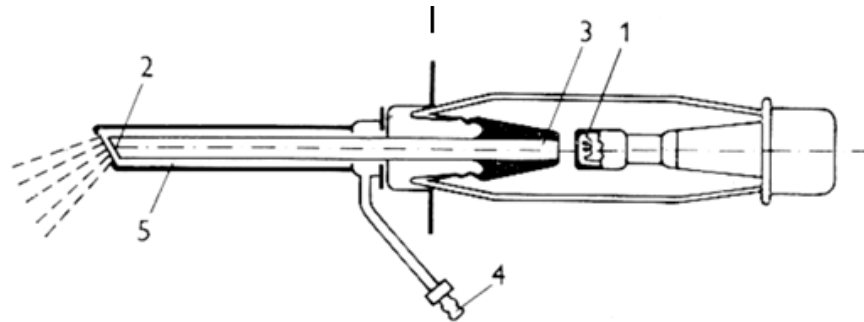
4.3.1.3 Rentgenová lampa s beryliovým okénkem

Vlastní povrchová terapie je uskutečňována rentgenkou s beryliovým okénkem (obrázek 7). Wolframová anoda je zkosena v úhlu 45°. Rentgenka je chlazena vodou. Pracovní napětí je 10 – 100 kV, anodový proud je asi 50 mA. Široký rozsah napětí umožňuje dosažení různé tkáňové polovrstvy a dává tak přístroji i jakýsi univerzální charakter, jelikož je schopen zastoupit i speciální Buckyho rentgenku. Dávkový příkon těsně za okénkem je až 20 kGy/min. Výstupní okénko je vyrobeno z plátku kovového berylia, které je 1 mm silné, a tak propouští téměř veškeré dlouhovlnné záření. Polovrstva činí 1 – 3 mm hliníku. ^(1, 16, 23)

^{*)} prof. Dr. Henri Chaoul (1887–1964) – přední německý rentgenolog své doby. ⁽³²⁾

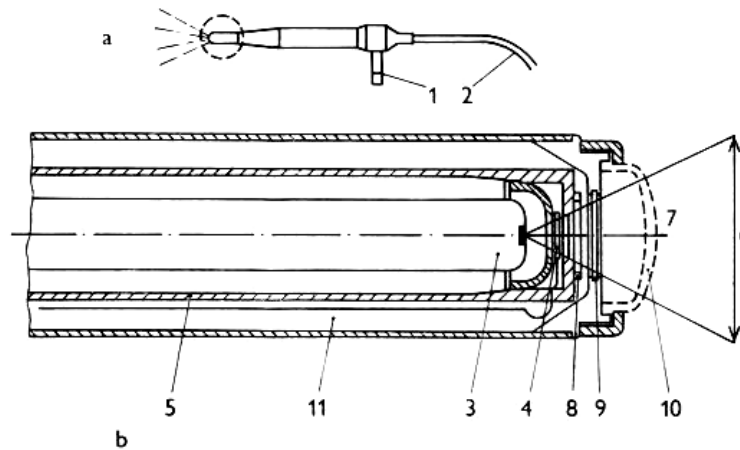
^{**)} prof. Dr. Gerardus Jacobus van der Plaats (1898–1977) – holandský odborník na kontaktní terapii. ⁽³²⁾

Obr. 5 – Řez starší rentgenkou pro kontaktní terapii typu Chaoul (Siemens) ⁽¹⁶⁾



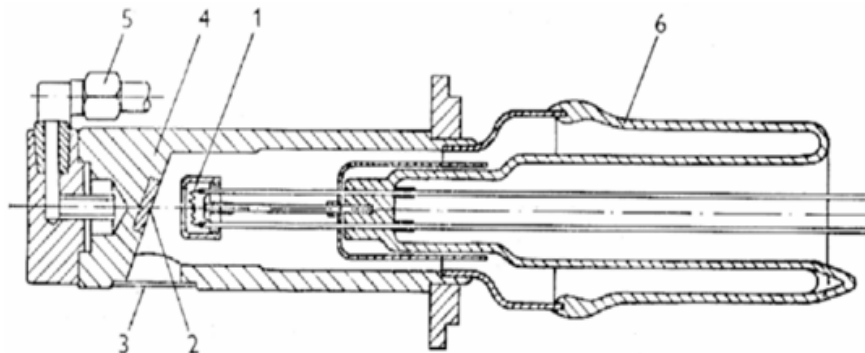
1 – katoda; 2 – ohnisko; 3 – dutá anoda;
4 – napojení na vodu ke chlazení; 5 – vodní chladicí plášť.

Obr. 6 – Schéma staršího, van der Plaatsova typu rentgenky Metalix pro kontaktní terapii (Philips) ⁽¹⁶⁾



A – Schéma rentgenky: 1 – rukojeť; 2 – přívodní kabel vzduchu pro chlazení a vysokonapěťový kabel;
B – část v kroužku ve zvětšení: 3 – anoda; 4 – uzemněná kruhová katoda; 5 – skleněná trubice;
6 – vystupující svazek záření; 7 – průměr svazku v daném OK je roven vzdálenosti OK; 8 – okénko;
9 – beryliové okénko; 10 – homogenizační filtr; 11 – tlakové vzduchové chlazení.

Obr. 7 – Řez starším typem rentgenky s beryliovým okénkem, typ AEG 50 (Machlett, USA) ⁽¹⁶⁾

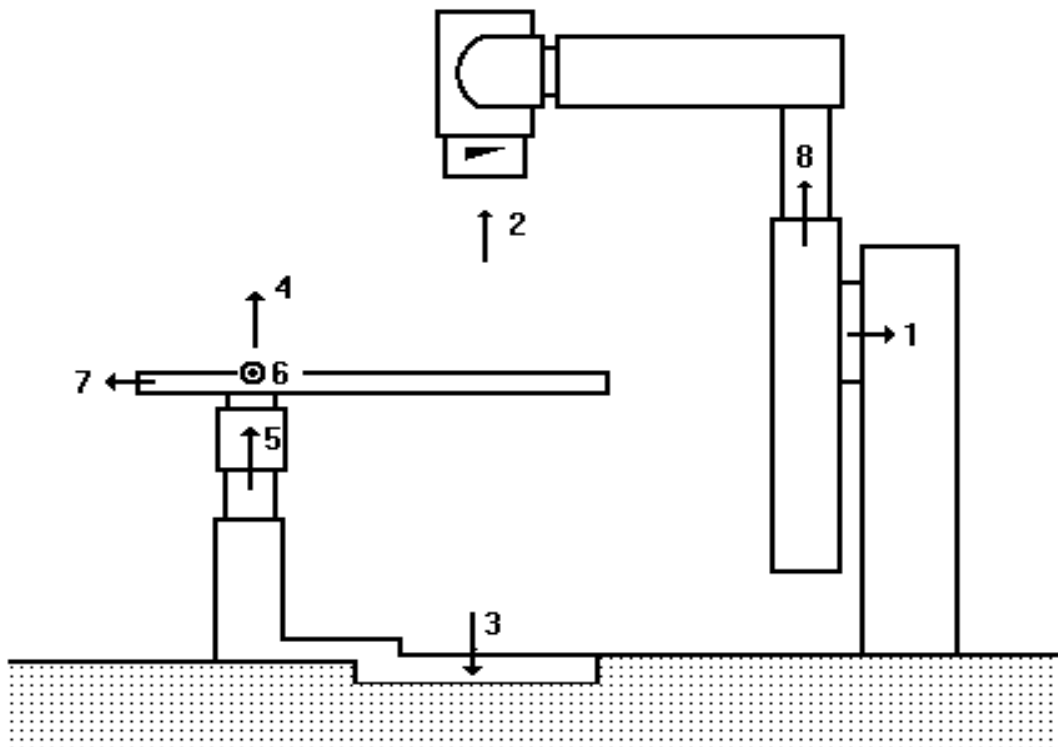


1 – katoda; 2 – anoda; 3 – beryliové okénko; 4 – anodová hlavice;
5 – napojení na vodu ke chlazení; 6 – skleněná trubice.

4.3.2 Radioizotopové ozařovací přístroje

Radioizotopové ozařovače byly dříve používány velice hojně. I dnes se v České republice můžeme s těmito přístroji setkat, i když zdaleka ne tak často, jako v dobách minulých. Základní konstrukční prvky, které jsou podobné snad u všech přístrojů v teleterapii, se nevyhýbají ani radioizotopovým ozařovačům. Jen pro připomenutí uvedu, že se jedná o stativ, rameno, ozařovací stůl, popřípadě ovládací konzolu (obrázek 8). Radionuklidové ozařovače nalézají své uplatnění při ozařování různých lokalit. Jednou z možností je ozařování míst, kde je blízko pod povrchem uložena kost. V angličtině jsou proto někdy označovány jako ozařovače pro hlavu a krk (head and neck).^(1, 13, 16)

Obr. 8 – Schématický náčrt radioizotopového ozařovacího přístroje se znázorněním rotačních os a posunů⁽²¹⁾



- 1 – osa rotace ramene; 2 – osa rotace kolimátoru; 3 – osa isocentrické rotace stolu;
4 – osa rotace desky stolu; 5 – svislý posun desky stolu; 6 – příčný posun desky stolu;
7 – podélný posun desky stolu; 8 – svislý posun hlavice.

Izotopové ozařovače pro teleterapii používají jako zdroj ionizujícího záření radioaktivní izotop. Na radioizotop použitý jako zdroj záření v teleterapii jsou kladeny vysoké nároky. Při rozhodování o volbě izotopu je třeba vzít v úvahu:

- energii a druh emitovaného záření;
- délku poločasu rozpadu;
- technologickou možnost přípravy izotopu ve vhodné formě, tvaru a rozměrech při požadované aktivitě;
- finanční náklady spojené s pořízením a následnou likvidací izotopu po uplynutí doby použitelnosti. ⁽¹³⁾

Obsluha izotopových ozařovačů bývá zpravidla jednoduchá a jejich provoz ekonomicky nenáročný, což jsou jejich hlavní výhody. Na druhé straně existuje vždy určité riziko radiační nehody, jestliže by se zdroj záření dostal mimo kontrolu odpovědných osob, neboť izotop emituje záření bez možnosti přerušení, na rozdíl od generátorů, které jsou po vypnutí bezpečné. I v okamžiku, kdy se zdroj nachází ve stíněné poloze, lze na hlavici izotopového ozařovače naměřit určitou dávku záření. ^(7, 13)

Historicky lze izotopové ozařovače pro teleterapii rozdělit na tzv. malé a velké. Malé ozařovače využívaly jako zdroj záření ^{226}Ra a jednalo se o tzv. radiové „bomby“ či radiové „kanóny“. ^{226}Ra je mnohem dražší a má navíc vyšší vlastní absorpci než dále zmíněné izotopy. Další nevýhodou použití radia je přítomnost plynného rozpadového produktu ^{222}Rn , který je alfa zářičem. Jako zdroj záření gama u tzv. velkých ozařovačů lze použít ^{137}Cs a ^{60}Co . Lze se s nimi setkat dodnes, přičemž ze všech radioizotopů se ^{60}Co ukázal jako nejvhodnější pro externí terapii. Jeho výhodou oproti radiumu a cesiu je dosažitelná vyšší specifická aktivita (Bq/g), vyšší radiační výkon a vyšší střední energie fotonů záření gama. Radioaktivní izotop ^{60}Co je vyráběn ozařováním stabilního ^{59}Co neutrony v reaktoru. Kobaltový zdroj, obvykle ve formě válečku, disku nebo pelety, je vložen do pouzdra ve tvaru kapsle z nerezavějící oceli a těsně uzavřen. Tato kapsle je vložena ještě do další a opět těsně uzavřena. Toto opatření slouží k zamezení úniku radioaktivního materiálu mimo pouzdro. Radioaktivní kobalt se rozpadá na ^{60}Ni , což je doprovázeno emisí částice β (maximální energie 0,32 MeV) a dvou fotonů záření γ

(energie 1,17 a 1,33 MV) na jeden rozpad, které tvoří užitečný svazek. Částice β jsou pohlceny již v materiálu kobaltového zdroje a v jeho obalu za emise brzdného záření a malého množství RTG záření. Nicméně toto brzdné záření o střední energii 0,1 MV výrazně nepřispívá k dávce pro pacienta, neboť je silně absorbováno již materiálem zdroje a obalových kapslí. K další kontaminaci přispívá nízkoenergetické γ záření produkované při interakci primárních fotonů se samotným zdrojem, obalovými kapslemi, uchycením zdroje a kolimačním systémem. Složky rozptýleného záření přispívají významnou měrou (asi 10 %) k celkové intenzitě svazku. Všechny tyto sekundární interakce mají za následek v jistém smyslu heterogenitu svazku. Navíc jsou při těchto interakcích produkovány elektrony a ty přispívají k tomu, co se odborně nazývá elektronové znečištění (kontaminace) fotonového svazku. Typický kobaltový zdroj pro teleterapii je váleček o průměru 1 až 2 cm a je v ozařovači umístěn svou válcovou podstavou směrem k pacientovi. Skutečnost, že kobalt není zdrojem bodovým, komplikuje geometrii svazku a dává vznik tzv. geometrickému polostínu. ^(1, 4, 13, 16, 21)

Použití radioaktivního izotopu jakožto zdroje ionizujícího záření vyžaduje, aby bylo možné výstup záření do okolí ovládat, neboť rozpad radioaktivního izotopu nelze žádnými technickými prostředky zastavit. Z tohoto důvodu se radioaktivní izotop umisťuje do hlavice, jejímž úkolem je:

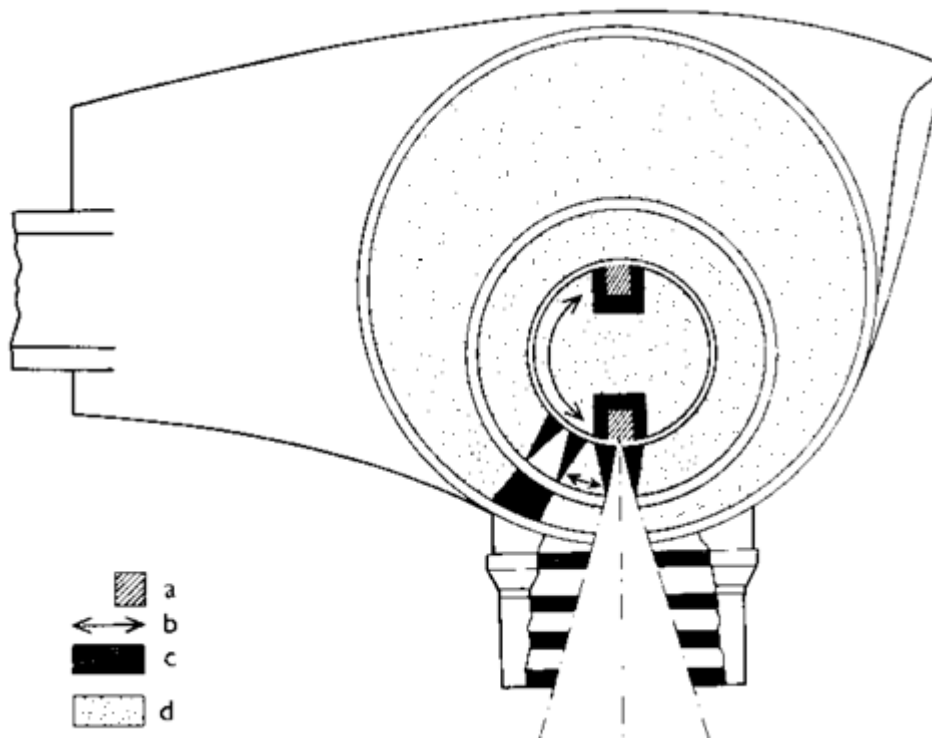
- snížit úroveň záření vystupujícího do prostoru mimo vymezený směr na požadovanou úroveň;
- zajistit ovládání výstupu ionizujícího záření ve vymezeném směru k ozařovanému objemu.

K zajištění prvního požadavku je v hlavici speciálně pro tento účel konstruovaná stínící část, která odstiňuje záření zdroje v celém prostorovém úhlu vyjma malé části ve směru, ve kterém je prováděno ozařování. Výstup záření je obvykle realizován kuželovitým otvorem. Tímto otvorem tedy může ze zdroje vystupovat ta část celkového záření zdroje, která z něj vyletuje v tomto směru, záření v ostatních směrech je zeslabeno stíněním. Hlavice je tvořena ocelolitinovým odlitkem s vložkou ze stínícího materiálu (dříve ochuzený uran nebo olovo, v současné době olovo nebo wolfram). ^(1, 16, 21)

K zajištění druhého požadavku slouží speciální mechanismus, který buď přesouvá zdroj nad výstupní otvor nebo tento výstupní otvor uzavírá. Bylo vyvinuto několik metod k ovládání polohy zdroje:

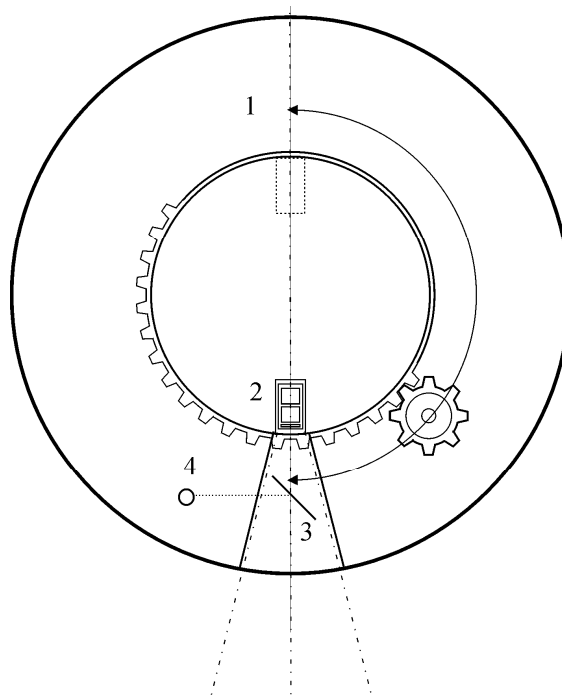
- *metoda umístění zdroje na otočném kole uvnitř hlavice, které přesouvá zdroj záření z polohy kdy je odstíněn, do polohy nad výstupní otvor (obrázky 9 a 10);*
- *metoda umístění zdroje na táhle z těžkého kovu, které se může horizontálně posunovat v kanálu napříč hlavicí. V poloze zdroje otevřeno je pouzdro s izotopem nasunuto nad výstupní otvor a v poloze zavřeno je zdroj zatažen do stínění a nad výstupní otvor se nasune světelný zdroj namontovaný na tomtéž táhle (obrázek 11).^(1, 16, 21)*

Obr. 9 – Schéma uzavírání zdroje otáčením v hlavici starších československých ozařovačů řady Chisobalt a Chisostat (^{60}Co)⁽¹⁶⁾



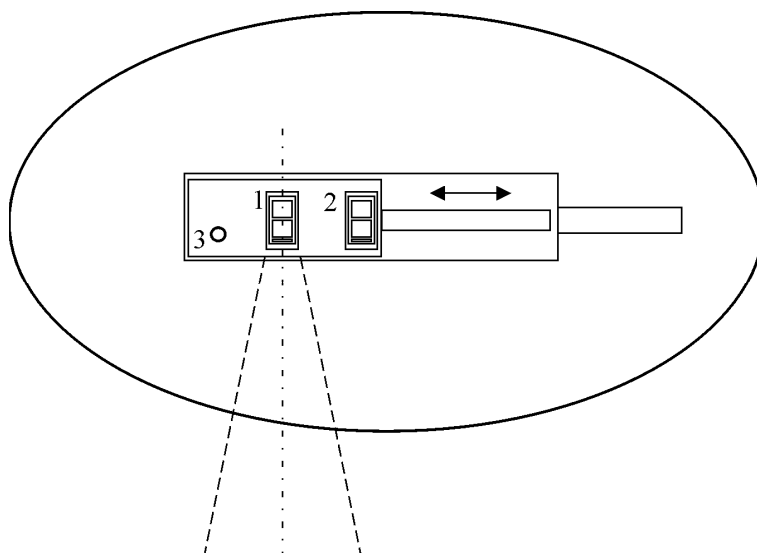
A – zdroj záření (^{60}Co);
B – pohyb zdroje a hlavních wolframových bloků;
C – wolfram; D – olovo.

Obr. 10 – Detail principu uzavírání izotopového zdroje otáčením ⁽¹⁾



1 – zdroj v uzavřené poloze; 2 – zdroj v otevřené poloze;
3 – zrcadlo osvětlení pole; 4 – zdroj osvětlení pole.

Obr. 11 – Princip uzavírání izotopového zdroje přesouváním ⁽¹⁾



1 – zdroj v otevřené poloze;
2 – zdroj v uzavřené poloze;
3 – osvětlení pole.

Další možností, jak ovládat zdroj záření, je jeho trvalé umístění nad výstupní aperturou a svazek záření tak může být zavírán a otevírán clonami z těžkého kovu.

Každý z těchto mechanismů obsahuje bezpečnostní prvky, které okamžitě uzavřou zdroj v případě výpadku napájecí sítě, za použití náhradního, na síti nezávislého zdroje napětí. Některé přístroje jsou schopny, v případě výpadku sítě, ještě dokončit dané ozáření a až poté zdroj bezpečně uzavřou.

Na uzavírací mechanismus jsou kladeny vysoké nároky. Otevírání zdroje musí být dostatečně rychlé, aby doba, po kterou zdroj ozařuje jen část výstupního otvoru byla zanedbatelná k celkové době ozařování (tzv. efekt uzávěrky). Umístění zdroje nad výstupním otvorem musí být dostatečně přesné a reprodukovatelné, aby byly zajištěny relativní parametry vystupujícího svazku záření. Nutné je, aby uzavírací mechanismus byl uzpůsoben k uzavření zdroje mechanickým způsobem v případě, kdyby došlo k výpadku napájení a zároveň i k selhání záložního zdroje. Systém uzavírání musí rovněž spolehlivě poskytovat informace o současné poloze zdroje. Ten je umístěn v hlavici ozařovače v tzv. klidové poloze. Při ozařování zdroj vyjíždí do ozařovací polohy, nachází se v mezipoloze. Pokud právě probíhá ozařování, zdroj se nachází v pracovní poloze. Na ovládacím panelu může být aktuální poloha zdroje signalizována také světelnými prvky. Svítí-li zelená, zdroj se nachází v klidové poloze. Oranžová nebo žlutá signalizuje, že zdroj je v mezipoloze (vyjíždí nebo zajíždí). Pracovní polohu zdroje indikuje barva červená.

Doba ozařování (jednoho pole) je ve srovnání s poločasem rozpadu izotopu velmi krátká, takže dávkový příkon lze považovat po tuto dobu za konstantní. Aplikovaná dávka je pak určena dobou otevření zdroje. ^(1, 13, 16, 21)

4.3.3 Urychlovače částic

V této kapitole se pokusím systematicky probrat přístroje pro urychlování nabitých částic na vysokou energii. Těchto částic se používá v radioterapii buď přímo (elektrony, kladně nabitě částice), nebo se používá k léčbě záření, které vznikne jejich dopadem na brzdný terčik (u urychlených elektronů je to vysokoenergetické záření X, u kladných částic tok neutronů). Požadované energie, podle různých druhů částic, se docílí různou kombinací elektrického a magnetického pole.

Urychlení částice je způsobeno vlivem vnějšího elektrického pole. Podle tvaru dráhy, na níž jsou částice akcelerovány, se urychlovače dělí na lineární a cyklické (kruhové). Dráha částic v kruhových urychlovačích je buď neuzavřená – spirálová (cyklotron), nebo uzavřená (betatron). Kruhové urychlovače částic postupně ztrácely s příchodem lineárních urychlovačů svůj význam, a proto jim bude v práci věnován pouze malý prostor. ^(1, 13)

4.3.3.1 Lineární urychlovače

Přestože externí izotopová teleterapie a brachyterapeutické ozařování zaujímají v léčbě nádorů svou pevnou pozici, stal se základním léčebným přístrojem v radioterapii lineární urychlovač. První přístroj byl k léčbě použit v roce 1953 a od té doby se uplatnil natolik, že v současnosti je nejvíce instalovaným radioterapeutickým přístrojem. Moderní lineární urychlovač poskytuje požadovanou přesnost, všestrannost, efektivnost a spolehlivost. Přístroje můžeme rozdělit na elektrostatické a vysokofrekvenční, přičemž uvedeny budou pouze přístroje vysokofrekvenční, jelikož ty elektrostatické (Van de Graffův elektrostatický generátor) už nemají v dnešní radioterapii své místo. To lze však tvrdit i o některých přístrojích vysokofrekvenčních, například o urychlovači s elektrodami nebo s nosnou vlnou.

Dnešní lineární urychlovače (LA – Linear Accelerator) jsou založeny na možnosti urychlení nabitých částic, například elektronů, vysokofrekvenčními elektromagnetickými vlnami o frekvenci přibližně 3 000 megacyklů za sekundu v lineární trubici. ^(1, 4, 13, 16, 17, 18)

Na obrázku 12 je schématický nákres lineárního urychlovače. Tomu opět nechybí, již několikrát zmiňované, společné základní prvky. V hlavici má klasický akcelerátor součásti, které slouží k produkci, kontrole a monitorování svazků (obrázek 13). Ozařovací hlavice se skládá ze silného stínění o vysokém atomovém čísle stínícího materiálu, jako je wolfram, olovo nebo jejich kombinace. Je zde brzdný terčik, rozptylovací fólie, ionizační komůrky, pevné a pohyblivé clony a optický zaměřovací systém.

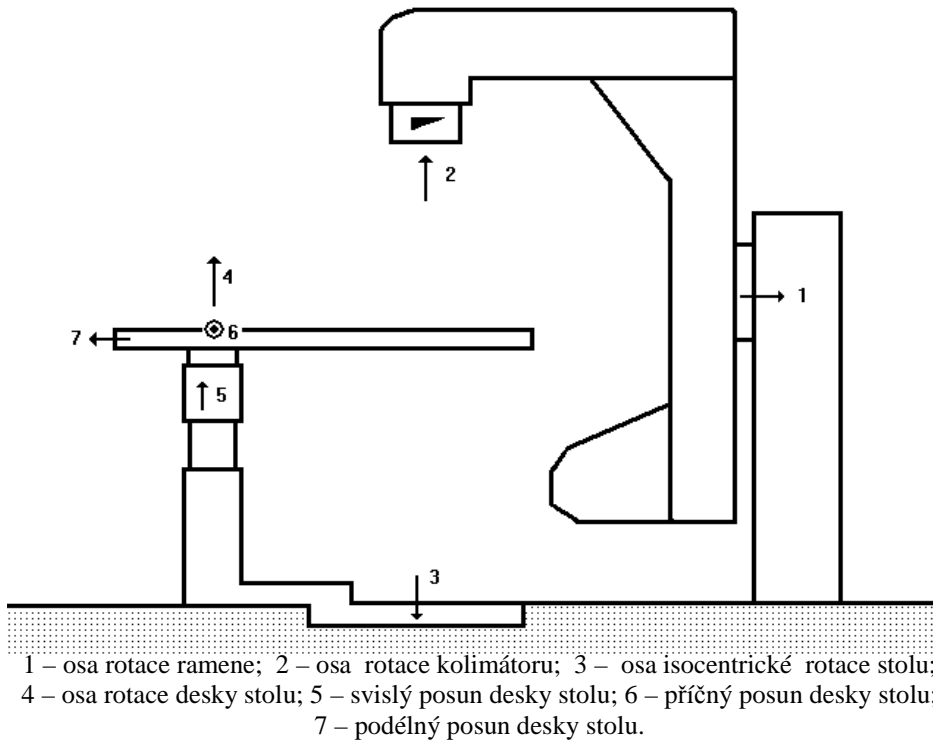
Svazek je nejprve upraven systémem pevných clon, které jsou umístěny mezi brzdným terčikem a rozptylovací fólií. Kolimované brzdné záření pak prochází skrz vyrovnávací (homogenizační) filtr. Ten nepůsobí energeticky, ale plošně, tzn. aby ozařované pole bylo v celém rozsahu ozářeno homogenně. V případě elektronového svazku je filtr odstraněn a vložena je rozptylovací folie.

Brzdný nebo elektronový svazek potom prochází přes dávkový monitorovací systém, který se skládá z několika ionizačních komůrek, jejichž funkcí je určení dávkového příkonu, integrální dávky a symetrie ozařovaného pole. Nároky kladené na komůrky jsou značné, protože se jedná o velmi intenzivní radiační pole a svazek záření není kontinuální, ale pulsní.

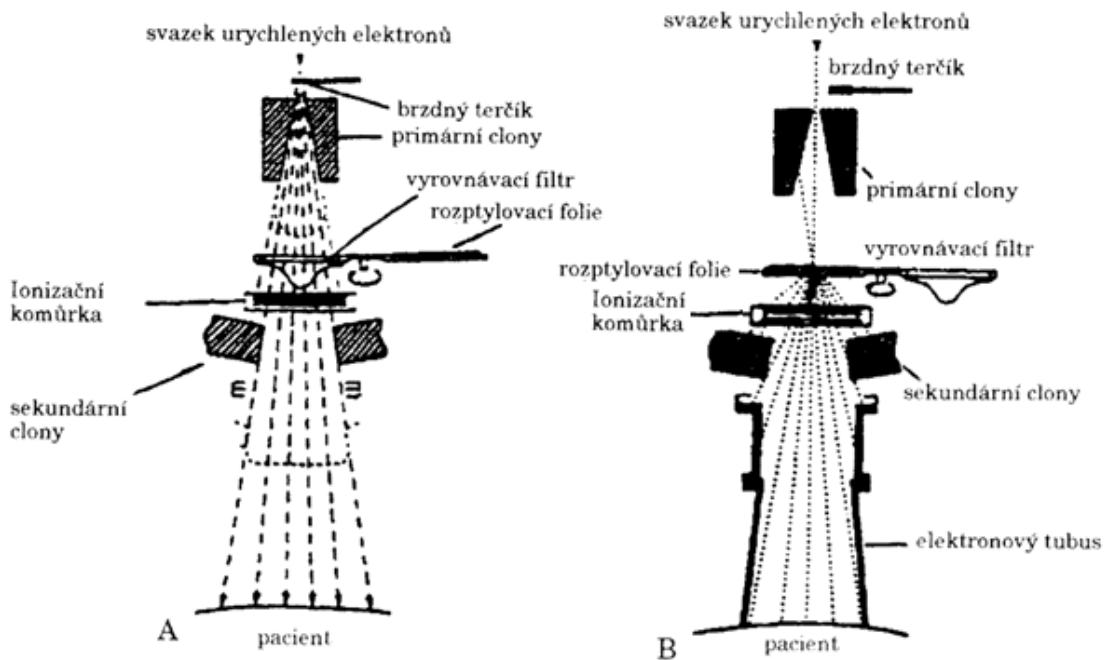
Po měření je svazek záření dále kolimován systémem pohyblivých clon. Ty jsou opět olověné nebo wolframové a umožňují docílení plynule měnitelného pravoúhlého ozařovacího pole. K vlastnímu nastavení ozařovaného pole slouží světelný lokalizační systém v hlavici přístroje. Malý světelný zdroj je umístěn mezi komůrkami a tím je docílena shoda světelného a radiačního pole.

Pokud jde o elektronový svazek, je nutno jej většinou ještě upravit dalším elektronovým kolimačním systémem. Tím jsou elektronové tubusy různých velikostí. Při výstupu elektronů jsou pohyblivé sekundární clony otevřeny a užitečný svazek je cloněn jednotlivými etážemi tubusu. Konečnou velikost pole lze upravovat speciálními vložkami vkládanými do poslední etáže elektronového tubusu. ^(1, 4, 13, 16, 17, 18, 24)

Obr. 12 – Schématický náčrt lineárního urychlovače
se znázorněním rotačních os a posunů ⁽²⁴⁾



Obr. 13 – Blokové schéma výstupní části hlavičky lineárního urychlovače
(A – pro brzdné záření; B – pro elektronové záření) ⁽¹³⁾



Lineární urychlovač s elektrodami

Vysokofrekvenční lineární urychlovač s elektrodami je dnes zastaralým typem a dnešní přístroje již nejsou založeny na tomto principu. Pro úplnost však bude uvedena i tato, dnes již nepoužívaná technologie.

Princip tohoto akcelérátoru je zjednodušeně takový, že má vakuovou trubici a soustavu válcových elektrod. Duté elektrody jsou připojeny ke zdroji vysokofrekvenčního napětí, a to tak, že liché elektrody jsou napojeny k jednomu pólu. Částice vstupují do trubice z injektoru (elektronové trysky, „děla“), který je umístěn na jednom konci urychlovací trubice. Nejbližší elektroda u injektoru (a každá další lichá elektroda) má při začátku urychlovacího procesu vždy opačný náboj než injektorem emitovaná částice. Tím je tato částice přitahována a na své dráze je částečně urychlena. Setrvačností proletí dutou elektrodou, kde na ni nepůsobí žádné urychlující pole. V mezeře dochází k přepólování a částice je opět urychlena, protože přepólováním dostala první elektroda stejný náboj jako částice a druhá náboj opačný. Neboť částice získává v urychlovací trubici stále větší rychlost, zkracuje se její doba průletu elektrodou. Aby tato doba zůstala konstantní, tedy aby frekvence přepólování byla stále stejná, je nutné s rostoucí rychlostí částice zvětšovat délku elektrod. To se ukázalo jako velká nevýhoda těchto typů urychlovačů, že při požadované vyšší energii urychlovaných částic se značně prodlužuje délka urychlovací trubice. ^(1, 16)

Lineární urychlovač s nosnou vlnou

Počátek nového způsobu urychlování sahá do poloviny 30. let 20. stol., kdy W. Hansen^{*)} ze Standfordské univerzity publikoval práci o mikrovlnném záření v dutinách. Hansen věřil, že by bylo možné použít vysokofrekvenční radiové vlny (nazývané mikrovlny) k urychlení elektronů na energie několika MeV ve speciálně tvarovaných rezonančních dutinách, ve struktuře, kterou nazýval rhumbatron. Několik takových rezonančních dutin bylo později spojeno a vytvořily strukturu, která se dnes

^{*)} William Webster Hansen (1909–1949) – americký fyzik; zabýval se mikrovlnnými technologiemi; mj. spolupracoval na vývoji dopplerovských přístrojů, urychlovačů částic, magnetické resonance aj. ⁽³²⁾

nazývá urychlovací strukturou, urychlovací trubicí. Bohužel v té době nebyly k dispozici dostatečné mikrovlnné zdroje a Hansenův princip nemohl být realizován. Až vývoj radarové techniky před a během druhé světové války vedl k vývoji dvou mikrovlnných zdrojů – klystronu, vyvinutého bratry Variany^{*)} v USA v roce 1939, a tzv. magnetronu, vyvinutého v roce 1937 v Anglii pány Randallem^{**)} a Bootem^{***)}. Následující vývoj těchto radiofrekvenčních zdrojů, mikrovlnných součástek a systémů položil základ k vývoji mikrovlnného lineárního urychlovače. I tato technologie akcelérátoru s nosnou vlnou se však postupně přestala používat a dnes se v radioterapii setkáme pouze s urychlovači se stojatým vlněním.^(1, 6, 16)

Ve vysokofrekvenčním lineárním urychlovači s nosnou vlnou jsou částice urychlovány postupujícím elektrickým polem. Elektromagnetické vlny patřičných vlastností jsou přiváděny do urychlovací struktury z magnetronu nebo klystronu tzv. vlnovodem s periodickou strukturou. Tento vlnovod je tvořen válcovou trubicí, do níž jsou zasazeny kruhové clony s otvorem uprostřed. Tyto disky vložené do struktury zpomalují vlnu tak, že zůstává ve fázi s letícími elektrony. Clony tedy představují zatížení vlnovodu, kterým lze docílit, že fázová rychlost šíření elektromagnetické vlny bude menší než je rychlost světla. Disky rozdělují strukturu vlnovodu do spojených válcových dutin, které podél struktury vedou vysokofrekvenční vlnění a urychlují elektrony. Toto uspořádání pak pokračuje i na vlastní urychlovací struktuře lineárního urychlovače a rozděluje ji na tzv. rezonanční dutiny.

Po „vypuštění“ z injektoru se částice setkávají s elektromagnetickou vlnou, jejíž fázová rychlost je menší než rychlost světla. Docílíme-li toho, že v okamžiku setkání bude rychlost částice stejná jako rychlost vlny, bude částice svou polohu vůči vlně udržovat a tím bude trvale pod vlivem urychlujícího pole.^(1, 6, 13, 16)

^{*)} Russell H. Varian (1898–1959); Sigurd F. Varian (1901–1961) – oba bratři společně vyvinuli klystron; v roce 1948 založili firmu vyrábějící mikrovlnné zařízení, lineární urychlovače aj.⁽³²⁾

^{**)} Sir John Randall (1905–1984) – britský fyzik; mj. se zabýval vývojem a vylepšováním dutinového magnetronu; v roce 1962 společně J. Watsonem a F. Crickem Nobelova cena za fyziologii a medicínu.⁽³²⁾

^{***)} Dr. Henri Boot (1917–1983) – britský fyzik; společně s Randallem vyvinuli magnetron; později se zabýval i technologií cyklotronů.⁽³²⁾

Silokřivky elektrického pole se opakují se vzdáleností rovnou vlnové délce a na vzdálenost jedné vlnové délky připadají čtyři dutiny. Orientace elektrického pole se opakuje se vzdáleností rovnající se polovině vlnové délky. Přístroj pracuje na frekvenci přibližně 3 000 MHz, průměr dutin je asi 10 cm a jejich délka se mění od 2,5 do 5 cm. Skutečně používaná frekvence je 2,856 GHz pro vysokoenergetický urychlovač a 2,998 GHz pro nízkoenergetický urychlovač.

Jednotlivé dutiny jsou sestaveny tak, aby zajistily spojení a naplnění sousedních dutin a tedy celé struktury mikrovlnami a vytvořily tak rozložení elektrického pole vhodného k urychlení. Má-li být rezonanční dutina použitelná pro urychlení elektronů, musí její rozměry být srovnatelné s vlnovou délkou použitého záření. Z tohoto požadavku vyplývá, že prakticky použitelné je pouze vysokofrekvenční záření. ^(1, 6, 17, 18)

Lineární urychlovač se stojatou vlnou

První realizovaná, 4 až 8 MeV zařízení, měla omezenou možnost pohybu s částečnou rotací kolem pacienta z důvodu rozměru urychlovací struktury, technologických omezení vakuového systému a dráhy svazku. Postupný vývoj vedl v roce 1968 k výrobě nového typu přístroje – urychlovače se stojatou vlnou. Ten dovolil dosáhnout megavoltové energie při podstatně menší délce urychlovací sekce než předchozí způsob s postupnou vlnou. Nový způsob dovoľoval získání energie 4 MeV ve struktuře o délce 30 cm. To znamená, že struktura byla dostatečně malá, aby mohla být namontována v hlavici vertikálně a dovolila rotaci ramene s hlavicí o celých 360° kolem pacienta. Dalších 20 let rozvoje techniky lékařských urychlovačů je těsně spjato se splněním klinických požadavků na léčbu zářením. Bylo dosaženo zlepšení spolehlivosti, univerzálnosti použití, zvýšení energie, efektivity provozu, obsluhy, údržby, velikosti a efektivity nákladů apod. Tím, že byl princip urychlení částic v lineárním vysokofrekvenčním urychlovači propracován na vysokou technickou úroveň, byly prakticky vyřazeny ostatní typy urychlovačů z medicínského použití. Proto také bude tomuto typu urychlovače věnována větší pozornost. ^(1, 16, 17, 18, 24)

Všechny přístroje urychlující elektrony na mikrovlnném principu mají čtyři základní části:

- modulátor;
- zdroj elektronů (injektor, elektronové „dělo“, elektronová tryska);
- vysokofrekvenční zdroj;
- urychlovací strukturu.

Modulátor odebírá elektrický výkon z místní rozvodné sítě. Speciální obvod v modulátoru vyrábí vysokonapěťové pulsy s opakovací frekvencí několik set pulsů za sekundu k synchronnímu napájení vysokofrekvenčního zdroje a injektoru. Modulátor obsahuje tzv. tyatron, jedinou vakuovou součástku v moderním urychlovači. Tyatron je vysoce výkonný spínací prvek, který je nutný k řízení vysokonapěťových pulsů generovaných v modulátoru do elektronové trysky a vysokofrekvenčního zdroje. Použití tyatronu na místě vysoce výkonného spínače převládá, i když se již začínají objevovat konstrukce používající spolehlivějších vysokonapěťových polovodičových spínačů, tzv. tyristorů. Modulátor může být umístěn v ramenu, ve stativu, či v oddělené skříni umístěné do určité vzdálenosti od urychlovače. ^(1, 6, 17, 18)

Injektor je pulsován z modulátoru a „vstřikuje“ pulsy elektronů o délce několika mikrosekund a energii 15 – 40 keV do urychlovací struktury. Elektrony jsou pak následně touto strukturou urychleny na požadovanou energii. Všechna elektronová „děla“ používají buď nepřímé žhavení nebo žhavicí vlákno, které může eventuálně i shořet a vyžaduje pak výměnu. U některých urychlovačů je konstrukce elektronové trysky připojena k urychlovací struktuře pomocí demontovatelné vakuové příruby, aby byla možná její výměna. Jinde je injektor připojen k urychlovací struktuře trvale, což vyžaduje výměnu celé urychlovací trubice při poruše žhavení nebo vlákna. ^(1, 17, 18)

Zdrojem vysokofrekvenční energie je buď magnetron nebo klystron. Klystron je obecně užíván u vysokoenergetických urychlovačů a magnetron u urychlovačů pro nízké a střední energie. Tyto součástky využívají několik mikrovlnných dutin buď v kruhu (magnetrony), nebo na přímce (klystrony). Svazek elektronů z katody se využívá k buzení mikrovlnné energie v dutinách. Zesílené mikrovlny jsou převedeny do

vlnovodu (speciální dutá kovová trubka užívaná k transportu mikrovln), který propojuje zdroj mikrovln s vlastní urychlovací strukturou. Zdroj mikrovln vyrábí elektromagnetické vlnění o vysoké frekvenci (cca 3 GHz), které urychlují elektrony „vstříkované“ injektorem. Tyto elektrony jsou zachyceny a shlukovány urychlujícím elektrickým polem v optimální fázi cyklu mikrovlny tak, aby byly urychlovány, podobně jako mořská vlna urychluje člověka stojícího na surfovacím prkně. Vysokofrekvenční vlna proběhne po urychlovací trubici a na konci se odráží zpět. Superpozicí postupujících vln vzniká stojatá vlna o značném silovém poli, které mohutně urychluje elektrony. Odražená vlna se vrací se stejnou fází a interferuje s vlnou primární. Vzniklé stojaté vlnění má proto dvojnásobnou amplitudu. (1, 6, 16, 17, 18)

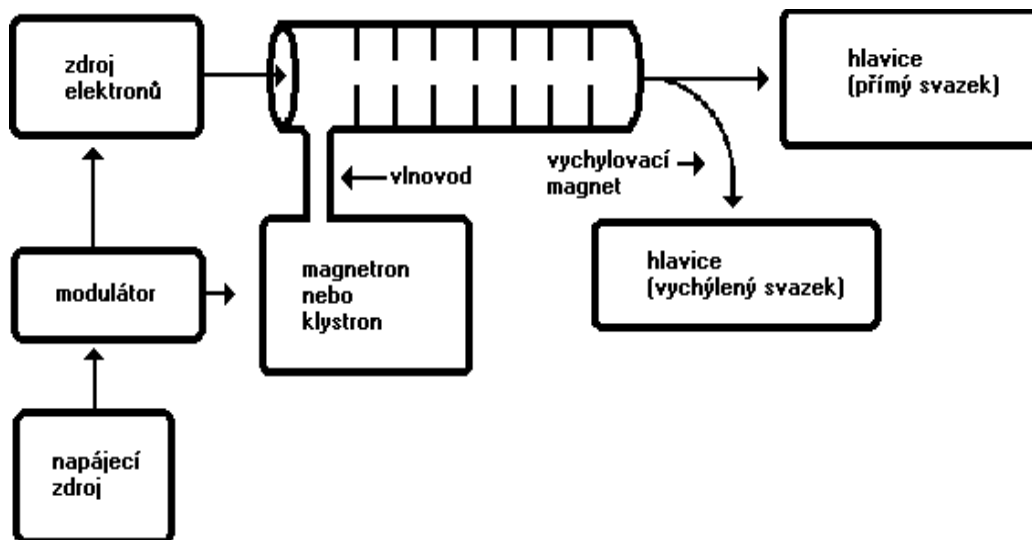
Poslední hlavní částí je urychlovací struktura, rovněž nazývaná urychlovacím vlnovodem. Urychlovací struktura je tvořena několika speciálně tvarovanými, měděnými mikrovlnnými rezonančními dutinami, jež jsou spojeny tak, aby dohromady vytvořily jeden celek. Délka urychlovací struktury se mění přibližně od 30 cm do 2,5 m v závislosti na dosahované konečné energii elektronů a použitém druhu struktury. Struktura má dvě různé oblasti: shlukovací a urychlovací. Elektrony, které jsou „vstříknuty“ do shlukovací části s energií okolo 40 keV, mají rychlost asi 0,4 c (rychlosti světla). V době, kdy elektrony dosáhnou energie pouze 1 MeV, pohybují se rychlostí blízké (94 %) rychlosti světla. Elektrony, které jsou vstříknuty vzhledem k vlně příliš brzy, aby mohly být efektivně urychleny, jsou zpomaleny a pouze ty elektrony, které jsou vstříknuty později, jsou urychleny. První část urychlovací struktury shlukuje elektrony a nazývá se proto shlukovač (buncher). Ve druhé části urychlovací trubice se elektrony pohybují rychlostí blízké rychlosti světla, takže je v ní dosaženo pouze malého zvýšení rychlosti. Při daném zdroji mikrovlnného záření lze k dosažení vyšší maximální energie prodloužit délku urychlovací trubice.

Jakmile elektrony dosáhnou požadované energie, dopadají buď na kovový terčik a vytvářejí záření X srážkami s atomy terčíku, nebo jsou použity přímo k ozařování. Elektrony, které jsou přímo použity k léčbě, je třeba nejprve rozptýlit na tenké kovové fólii nebo rozprostřít elektronickým způsobem, nazývaným magnetické vychylování, podobně jako se tomu děje v televizní obrazovce. (1, 13, 16, 17, 18, 24)

I záření X vystupující z terčíku ve tvaru trychtýře musí být před klinickým použitím homogenizováno. Toho se dosáhne vložením rotačně symetrického kovového absorbátoru (nazývaného homogenizační filtr, kužel) do cesty svazku záření. Teoreticky lze s jednoduchým filtrem dosáhnout ideální homogenity pouze pro jednu velikost pole a jednu hloubku v tkáni. Nicméně prakticky je možno dosáhnout uspokojivé homogenity pro široký rozsah velikostí polí a hloubek v tkáni. Důležitá je volba materiálu a tvar homogenizačního filtru. Pro energie do 15 MV má volba druhu materiálu jen malý význam. Pro vyšší energie je materiál s nižším atomovým číslem lepší volbou, protože vyfiltruje méně pronikavé X záření a propouští záření pronikavější. Homogenizační filtry, které by homogenizovaly široký rozsah velikostí polí, by byly příliš vysoké k tomu, aby je bylo možné umístit do většiny hlavic ozařovačů.

Jako brzdny terčík někteří výrobci rovněž užívají tenkou vrstvu materiálu o vysokém atomovém čísle (např. wolfram) na podložce z materiálu s nízkým atomovým číslem (např. měď). Wolfram je účinný pro tvorbu záření X, měď pak absorbuje elektrony, které by touto vrstvou mohly projít. Navíc teplo vzniklé dopadem elektronů na terčík je měď schopna dobře odvádět. (1, 13, 16, 17, 18, 24)

Obr. 14 – Blokové schéma lékařského lineárního urychlovače ⁽¹⁾



4.3.3.2 *Cyklické urychlovače*

Použití vysokého napětí k urychlení částic je omezeno výskytem nežádoucích jevů (obloukového výboje, korony) při dosažení určitých hodnot vysokého napětí. Řada fyziků, např. E. O. Lawrence^{*)}, začala uvažovat nad urychlením částic nižším elektrickým polem za použití magnetického pole k úpravě dráhy částic. Tím vznikla myšlenka konstrukce cyklotronu, za níž následovala řada urychlovačů s kruhovou dráhou.

Dnes kruhové urychlovače ztratily v důsledku vývoje lineárních vysokofrekvenčních urychlovačů v léčbě zářením svůj význam a hlavní oblastí jejich použití se stal fyzikální výzkum, v rámci něhož se staví rozměrná zařízení (průměr urychlovací trubice několik set metrů) na získávání energií nabitých částic řádu TeV (terra, 10^{12}).⁽¹⁾

Cyklotron

Klasický cyklotron, tak jak byl vyroben brzy po objevu tohoto principu Lawrencem v roce 1931, má mezi pólovými nástavci v magnetickém poli umístěnou vakuovou komoru, uvnitř které jsou umístěny duanty. K nim je z vysokofrekvenčního zdroje přivedeno střídavé napětí. Kladné ionty plynu, které mají být v cyklotronu urychlovány, se vytvářejí srážkami molekul plynu s elektrony. Ty vylétají ze žhavicího vlákna a jsou urychlovány napětím mezi vláknem a jedním z duantů, kam se přivádí v malém množství a za vhodného tlaku příslušný plyn. V cyklotronu jsou urychlovány obvykle kladné ionty lehkého vodíku, těžkého vodíku nebo helia, avšak byly postaveny i cyklotrony pro urychlování mnohonásobně nabitých těžkých iontů.^(1, 13)

Urychlování se děje tím způsobem, že ionty vzniklé v blízkosti vlákna jsou urychleny potenciálem jednoho z duantů, vletnou dovnitř duantu, kde na ně přestane působit elektrické pole. Magnetické pole zakříví jejich dráhu do tvaru kružnice, takže vyletí z duantu a vletí do mezery mezi duanty. V tomto případě a i ve všech případech dalších, kdy vstoupí kladné ionty mezi duanty, mohou být znovu urychleny. Nastává periodické a tudíž mnohonásobné urychlování iontů, čímž se zvětšuje poloměr jejich

^{*)} prof. Dr. Ernest Orlando Lawrence (1901–1958) – americký fyzik; vynálezce cyklotronu; významný přínos v oblasti částicové fyziky; v roce 1939 Nobelova cena za fyziku.⁽³²⁾

orbity až ke stěně duantu a vakuové komory, kde mohou dopadat na vnitřní terčík, nebo mohou být z komory vyvedeny na vnější terčík.

Cyklotron v Ústavu jaderného výzkumu České akademie věd v Řeži u Prahy urychluje protony na energii 6 až 7 MV. Má poloměr nástavců 60 cm a poloměr poslední dráhy je 52 cm. Frekvence vysokofrekvenčního zdroje je 10 MHz, amplituda VF napětí na duantech 150 kV a výkon VF generátoru 120 kW.

Cyklotron, jak bylo uvedeno výše, může urychlovat nabitě částice pouze v nereativistické oblasti, v níž je možno pokládat hmotnost částice a tedy i její frekvenci a poloměr obletu na kruhové orbitě za nezávislý na její rychlosti a také energii. Pro urychlování částic v relativistické oblasti se užívá upravený cyklotron, nazývaný synchrocyklotron (fázotron).^(1, 6, 13, 16)

Betatron

Betatrony byly uvedeny do praxe v 50. letech a pracovaly s energiemi buď mezi 4 – 18 MeV (tzv. lehké), nebo dosahovaly energií přes 40 MeV (tzv. těžké). Vzhledem ke své velikosti však byly betatrony postupně nahrazovány lineárními urychlovači.

Okolo magnetu jsou magnetické siločáry. Procházejí-li siločáry smyčkou drátu (mění-li se magnetické pole), vzniká pole elektrické, jež způsobuje proud elektronů v drátu. Nahradíme-li stabilní magnet dvěma póly elektromagnetu zapojením střídavého proudu, vzniká s jednotlivými cykly změna magnetického pole, která v sekundárním vinutí způsobuje střídavý elektrický proud. Až potud jde o princip transformátoru.

U betatronu je sekundární vinutí na transformátoru, jenž představuje mohutný elektromagnet, nahrazeno jedním „vinutím“ ve formě vakuové prstencovité trubice ze skla nebo z porcelánu, která zde zastává funkci urychlovací struktury. Elektronová tryska „vstřikuje“ tangenciálně do urychlovací struktury již částečně urychlené elektrony (50 – 70 keV). Jakmile se dostávají letící částice do magnetického pole, jejich dráha se zakřivuje a po spirále se dostávají na rovnovážnou kruhovou dráhu, na níž jsou soustavně urychlovány. V jistém okamžiku dochází k oslabení magnetického pole a elektrony se začnou pohybovat po spirále zevně, kde mohou narážet na terčík.^(13, 16)

Výtěžek brzdného záření je velmi vysoký a téměř veškerá energie elektronů je proměněna v brzdné záření. To však představuje poměrně úzký svazek, zejména při vysokých energiích a spádový graf dávkového příkonu v rovině kolmé na centrální paprsek vykazuje velký gradient. Maximum intenzity záření je uprostřed svazku a do stran prudce klesá. Protože pro léčebné účely je nutný svazek širší, bylo nutné buď ozařovat z větší vzdálenosti, nebo použít homogenizační filtry, které ve formě disku, jehož střední část má určitou tloušťku a ke stranám se zužuje, se vkládají do svazku záření. ⁽¹⁶⁾

4.3.4 Stereotaktické ozařovací přístroje

V roce 1951 zavádí Lars Leksell^{*)} do radioterapie pojem stereotaxe. Ten pochází z neurochirurgie a značí přesné prostorové vymezení malého objemu v mozku pacienta za pomoci souřadnicového systému. Stereotaktická radiochirurgie označuje vysokodávkované ozáření v jedné nebo několika málo frakcích (2 – 3) do malého cílového objemu se strmým úbytkem dávky záření mimo tento objem. ⁽¹³⁾

Ke stereotaktickému ozařování lze použít:

- *protonový svazek synchro a cyklotronů*, jejichž pořizovací cena je velmi vysoká a mohou si je dovolit jen některá centra protonové terapie. Protonový svazek užívá v léčbě malých objemů tzv. Braggova efektu;
- *radiokobaltový přístroj – tzv. Gammaknife (gamanůž)*, jehož hlavní součástí je 201 malých kobaltových zdrojů umístěných v hlavici přístroje ve tvaru polokoule nad hlavou pacienta s centrálními paprsky mířícími do isocentra. Nevýhodou přístroje je nutná výměna všech jednotlivých kobaltových zdrojů v závislosti na poločas rozpadu radioaktivního kobaltu a úzká specializace přístroje pouze na ozařování v oblasti hlavy;
- *brzdné, fotonové záření lineárních urychlovačů (tzv. X-nůž)*. Tento způsob používá více pracovišť, která jsou specializována na stereotaktickou radiochirurgii. ⁽¹³⁾

^{*)} prof. Dr. Lars Leksell (1907–1986) – švédský neurochirurg; zakladatel oboru radiační chirurgie; konstruktér prvního stereotaktického ozařovače typu gammaknife. ⁽³²⁾

Při stereotaktické radiochirurgii je hlava pacienta pevně fixována do speciálního rámu s návrtvy do kostí mozkovny. Jedná se o týmovou léčbu lékaře radiodiagnostika, neurochirurga a radioterapeuta. Využívá se nejčastěji při ozařování malých nádorů v oblasti mozku, například neurinomů, solitárních metastáz, arteriovenózních malformací (AV malformace) a dalších. Stereotakticky lze ozařovat za pomoci speciálních pomůcek i v jiných oblastech, například v oblasti krku, pánve a končetin.⁽¹³⁾

4.3.4.1 Leksellův gamanůž

Leksellův gamanůž je naprosto unikátní radiochirurgický přístroj. Jde o radionuklidový ozařovač, ve kterém je zdrojem záření gama radionuklid ^{60}Co . Technologie nahrazující klasickou operaci při odstraňování nitrolebních lézí se rozšiřovala po celém světě a v roce 1992 byl tento přístroj zakoupen za cenu okolo 100 milionů Kčs a byl instalován v pražské Fakultní nemocnici Na Homolce.

Otázkou stereotaxe se zabýval L. Leksell v 50. letech. První Leksellův gamanůž se 179 zdroji záření byl instalován pro experimentální účely ve Stockholmu v 60. letech. V roce 1974 byl rovněž ve Stockholmu instalován druhý přístroj s 201 zdroji záření, použitelný k léčbě.

Leksellův gamanůž má tři hlavní části:

- radiační jednotku (201 zdrojů záření γ sbíhajících se do jednoho ohniska) se čtyřmi vyměnitelnými kolimačními helmicemi a léčebným lůžkem;
- stereotaktický rám (koordinátový rám);
- plánovací systém.^(25, 28)

Prvním krokem je přesné „zmapování terénu“ a jeho tzv. definice. Pacientovi je nasazen stereotaktický rám. Vše probíhá v místním znecitlivění a pacient je plně při vědomí, jen mírně utlumen. Rám se přichytí k hlavě čtyřmi šrouby, jejichž hroty se opřou o vnější okraj lebeční kosti. Rám je tak dokonale fixován. Pevně uchycený stereotaktický rám poslouží jako základ karteziánské souřadnicové soustavy. Každému bodu v hlavě teď můžeme přidělit souřadnice X, Y, Z.

Pacient podstoupí s nasazeným rámem a přidaným tzv. koordinátovým boxem (přilbou se značkami, podle nichž se definují souřadnice na snímku) radiodiagnostické vyšetření (CT, MR nebo AG). Snímky jsou přeneseny do plánovacího počítače.

Druhým krokem je plánování samotného ozáření plánovacím systémem GammaPlan. Snímky se tzv. definují, to znamená, že každému bodu na snímku je přiřazena souřadnice v prostoru. Neurochirurg společně s radiologickým fyzikem určí cílový objem a terapeutickou dávku záření. Počítač navrhne plán ozáření.

Leksellův gamanůž je vybaven čtyřmi kolimačními helmicemi, které vytvářejí průměr ohniska 4, 8, 14 a 18 mm. Představme si to třeba jako malé „kuličky“ o zmíněných průměrech, přičemž středy těchto „kuliček záření“ pak udávají souřadnice tzv. „zásahů“ (shotů). Pokud je oblast v blízkosti kritických struktur, jako je třeba oční čočka nebo mozkový kmen, je možné provést vykrytí některých z 201 zdrojů záření wolframovými zátkami (plugy), aby kritické místo záření nezasáhlo. ^(25, 28)

Výsledkem plánování je ozařovací protokol, který udává vše potřebné k provedení ozáření, počet zásahů, velikost kolimátorů, souřadnice X, Y, Z, ozařovací čas, počet a umístění případných plugů apod.

Po dokončení plánování může začít samotná léčebná procedura. Pacient leží na léčebném lůžku a jeho hlava je fixována pomocí stereotaktického rámu do kolimační helmice. Poté proběhne verifikace, tedy vyzkoušení všech ozařovacích pozic ještě před zajištěním lůžka do radiační jednotky. Předejde se tak možné kolizi pacienta s helmicí nebo nepřírozené poloze pacienta. Pokud je plán úspěšně verifikován, může začít vlastní léčba. Během léčebné procedury je pacient při vědomí a je schopen komunikovat s lékařem, sestrou nebo radiologickým asistentem prostřednictvím audio-video spojení. Jakmile se lůžko zasune dovnitř radiační jednotky, je zahájeno ozařování. Léčba je tichá a zcela bezbolestná. Procedura může trvat několik minut až několik hodin a je závislá na velikosti a tvaru cílového ložiska v mozku a na velikosti požadované dávky záření.

Po ozáření je sundán pacientovi stereotaktický rám. Někteří z nich mají po sundání rámu zkušenosti s lehkou bolestí hlavy, většina z nich je však bez komplikací. Pacient je zpravidla schopen návratu do normálního života již během několika následujících dnů. ^(25, 28)

4.3.4.2 Stereotaxe lineárním urychlovačem

V radioterapii se stereotaktické ozařování podstatně rozšířilo až poté, co odborníci přišli na možnost aplikovat tuto techniku s použitím lineárních urychlovačů, neboť ty jsou dnes nejrozšířenějším radioterapeutickým přístrojem. I přesto tento způsob užívají jen některá pracoviště, která jsou specializována na stereotaktickou radiochirurgii.

Tzv. X-nůž, jak se tato technika někdy nazývá, využívá brzdné záření při pohybové technice ozařování, přičemž se centrální paprsky při všech polohách zdroje sbíhají do jednoho místa, do isocentra. Ozařujeme v 6 – 12 kyvech. Ke standardnímu typu lineárního urychlovače je nutno pořídit speciální tubusy s malým průměrem kolimátorů (0,5 – 2,5 cm) a příslušný počítačový program pro plánování. Aplikovány jsou poměrně vysoké dávky záření, buď jednorázově, nebo v několika málo frakcích. Dávka záření způsobí nekrózu malého ozařovaného objemu a jeho vazivovou přeměnu. Účinnost X-nože je stejná jako u gamanože, navíc ho lze použít při ozařování nejrůznějších lokalizací.⁽¹³⁾

4.3.5 Ozařovací přístroje pro nekonvenční radioterapii

Léčebné možnosti vypracované v posledním období v oblasti radiační onkologie přinášejí mnoha nemocným léčebné úspěchy. Přesto existují nemocní, u kterých nedosáhneme kontroly choroby, a tím dochází k neúspěchu terapie. U těchto nemocných by mohlo přinést úspěch použití jiného svazku záření nežli brzdného nebo elektronového.

Zatímco záření X a elektrony jsou dnes nejvíce užívaným zářením v radioterapii, nabízejí svazky těžkých částic speciální výhody s ohledem na lokalizaci dávky a terapeutický zisk (větší efekt na tumor než na zdravou tkáň). Mezi tyto částice zahrnujeme neutrony, protony, deuterony, α částice, záporné piony a těžké ionty urychlené na vysokou energii. Jejich užití v radioterapii je dosud ve stadiu experimentů a díky vysokým nákladům bylo jen několik ústavů schopno si opatřit tuto modalitu ke klinické studii.

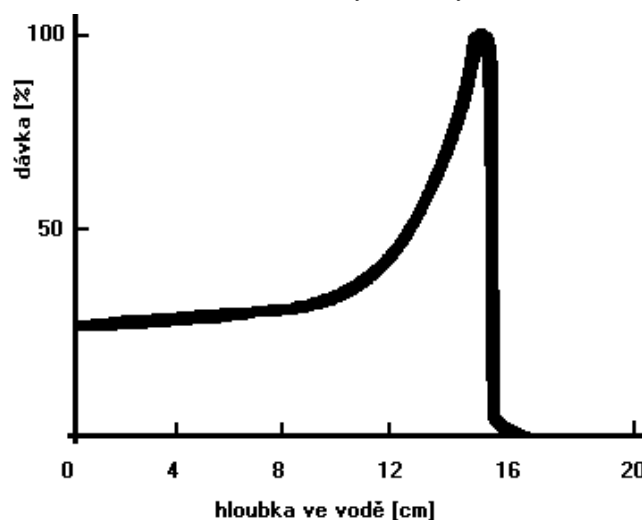
Rychlé neutrony mají vyšší radiobiologické předpoklady terapie než brzdné záření. Protony a heliová jádra mají zase výhodnější dávkové rozložení. Těžké ionty a piony mají teoreticky lepší jak biologické charakteristiky, tak dávkové rozložení.^(1, 13)

Vysokoenergetické neutronové svazky jsou produkovány v tzv. D-T generátorech (deuterium-tritium), cyklotronech nebo lineárních urychlovačích. Bombardující částice jsou buď deuterony nebo protony a materiálem terčiku je berylium s výjimkou D-T generátorů, u kterých je terčíkem tritium. ⁽¹⁾

U D-T generátorů se svazek deuteronů s nízkou energií (100 – 300 kV) sráží s tritiovým terčíkem za vzniku neutronů. Energie reakce 17,6 MV se rozdělí mezi heliové jádro a neutron s tím, že neutron obdrží okolo 14 MV. Problémem je nízký dávkový příkon. Dosud nejvyšší dosažený dávkový příkon je okolo 15 cGy/min v 1 m. Předností D-T generátorů, ve srovnání s ostatními zdroji je, že jsou dostatečně malé pro isocentrickou montáž na rameno. Deuterony, jež jsou urychlené v cyklotronu na energii 15 až 50 MV, bombardují terčík z materiálu o nízkém atomovém čísle, jako je berylium, a produkuje neutrony. Neutrony mají průměrnou energii asi 40 až 50 % energie deuteronu. ⁽¹⁾

Protonový svazek pro terapii má energii v rozsahu asi 50 – 250 MV. Může být produkován cyklotronem nebo lineárním urychlovačem. Hlavní předností vysokoenergetických protonů a ostatních těžkých nabitých částic je charakteristické rozložení dávky v závislosti na hloubce. Absorbovaná dávka je téměř až do konce „doběhu“ částic přibližně stejná. Na konci dávka prudce vzrůstá a dále následuje prudký pokles. Oblast s vysokou dávkou na konci „doběhu“ se nazývá Braggův pík (obrázek 15). ⁽¹⁾

Obr. 15 – Hloubková dávková distribuce těžkými nabitými částicemi (Braggův pík) ⁽¹⁾



4.3.6 Automatické afterloadingové přístroje pro brachyterapii

Brachyterapie je léčebná metoda, při které je uzavřený radioaktivní zdroj použit k dodání dávky záření z krátké vzdálenosti. Její výhodou je, že můžeme dosáhnout velké aplikované dávky do tumoru při značném úbytku dávky směrem ke zdravé tkáni.

Počátky brachyterapie jsou spojeny s izotopem ^{226}Ra . Jeho nevýhodou je rozpad na plynný ^{222}Rn , který v případě netěsnosti z pouzdra uniká a po vdechnutí se hromadí v plicích, kde způsobuje vnitřní ozáření. Z tohoto důvodu bylo nutno provádět pravidelnou kontrolu těsnosti radioforů. Vliv zpřísněných požadavků na radiační ochranu vedl k poklesu zájmu o brachyterapii, ale vývoj nových, z radiohygienického hlediska bezpečnějších radionuklidů, byl provázen renesancí brachyterapie. Jako zdroj ionizujícího záření se nyní hojně užívá ^{192}Ir , méně potom například ^{137}Cs , ^{60}Co , ^{182}Ta , ^{198}Au či ^{125}I .

S příchodem nových radionuklidů byly vyvinuty také nové, tzv. afterloadingové metody (AFL) založené na zavedení neaktivních aplikátorů do ozařované oblasti, do kterých jsou až v následujícím kroku, po kontrole geometrie celé aplikace, ručně zavedeny aktivní zdroje. V tomto případě se jedná o tzv. manuální afterloading. Tento způsob aplikace značně přispěl ke snížení radiační zátěže personálu a umožnil dosáhnout efektivnějšího rozložení zářičů. Další změnu přinesly automatické AFL přístroje řízené počítačem a ovládané dálkově, které dále minimalizovaly expozici pracovníků a zvýšily možnosti individualizace dávkové distribuce v závislosti na tvaru a velikosti cílového objemu. Přístroj provede aplikaci tak, že vysune zdroj na konci táhla do nejvzdálenější plánované polohy a od této polohy ho vtahuje k dalším bližším polohám. Po dosažení poslední pozice se zdroj zatáhne rychle zpět a zastaví v definované parkovací poloze v ochranném kontejneru. ^(1, 11, 16)

Přístroj pro automatický afterloading se skládá z:

- ochranného kontejneru se zdrojem (zdroji) ionizujícího záření;
- transportního mechanismu vykonávajícího pohyb zdroje (zdrojů) daným kanálem a přepínání pohybu mezi kanály;
- řídicího systému, jež ovládá a kontroluje transportní mechanismus;
- bezpečnostního systému indikujícího pobyt zdroje (zdrojů) mimo ochranný kontejner. ⁽¹⁾

Automatické afterloadingové přístroje lze z hlediska dosahovaného dávkového příkonu rozdělit na přístroje s nízkým dávkovým příkonem (LDR – Low Dose Rate), se středním dávkovým příkonem (MDR – Medium Dose Rate) a přístroje s vysokým dávkovým příkonem (HDR – High Dose Rate).

U LDR přístrojů je zdrojem ^{137}Cs ve formě kuliček chráněných sklem. Kuličky jsou pneumatickým způsobem transportovány z ochranného kontejneru do zavaděče (aplikátoru). Lineární modulace dávkového příkonu se dosahuje kombinací aktivních kuliček (zářičů) a neaktivních kuliček, tzv. spacerů. Speciální mechanismus (výhybka) dovoluje aplikaci do více kanálů současně. Standardní aplikace je 2 x 48 hod. Výhodou oproti manuálnímu afterloadingu je nulová radiační zátěž personálu. V době nezbytné péče o pacienta se zdroje přesunou do ochranného kontejneru a řídicí systém o tuto dobu automaticky prodlouží aplikaci. Nevýhodou je značná délka trvání aplikace díky nízkému dávkovému příkonu.

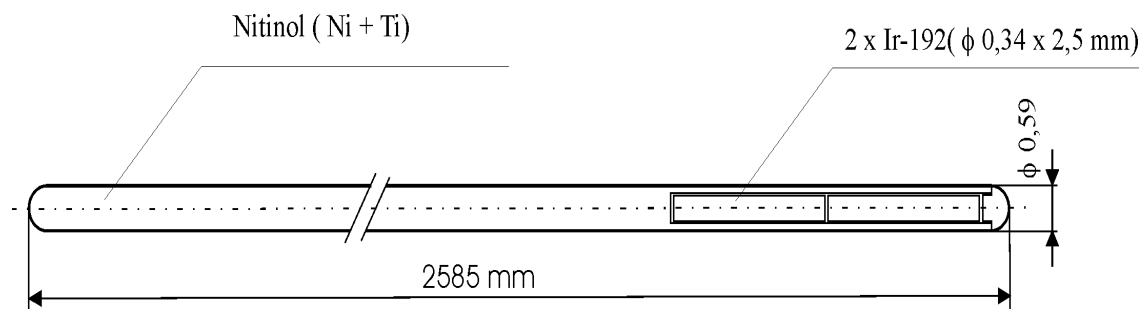
V případě MDR se vlastně jedná o HDR afterloadingové přístroje v nichž aktivita použitého zdroje záření vlivem poločasu rozpadu klesla a změnil se tudíž i dávkový příkon. ^(1, 8, 11, 16)

HDR přístroje používají nejčastěji izotop ^{192}Ir ve tvaru válečku. Zdroj je tvořen slitinou 30 % ^{192}Ir a 70 % Pt v takovém obalu, aby byly splněny požadavky na uzavřený zdroj. Ten je připevněn k táhlu v podobě tenké struny z vysoce ohebného materiálu (obrázek 16). Jedná se o tzv. nitinol, slitinu niklu a titanu. Jiná možnost je připevnění k lanku z ocelových drátků složených v hustou spirálu. Materiál a provedení táhla musí zajistit jak dostatečnou ohebnost táhla při jeho průchodu transportním mechanismem, tak dostatečnou pružnost, aby se táhlo v transportní trubici nevlnilo. Transportní mechanismus (pogumované kladky) přenáší pohyb pomocí táhla na zdroj a ten pak transportuje z ochranného kontejneru do zavaděče. Speciální mechanismus (výhybka, indexer, „revolverová hlava“) dovoluje pohyb zdroje jedním z více kanálů. Transportní cesta je obvykle tvořena katétrem či přenosovou trubicí s připojenou sondou nebo jehlou. Tak je možno provést postupně jedním zdrojem ozáření z více transportních cest a tím dosáhnout požadované dávkové distribuce v cílovém objemu. Modulace dávky se provádí změnou doby, po kterou zdroj setrvává v daném bodě. ^(1, 8, 11, 16)

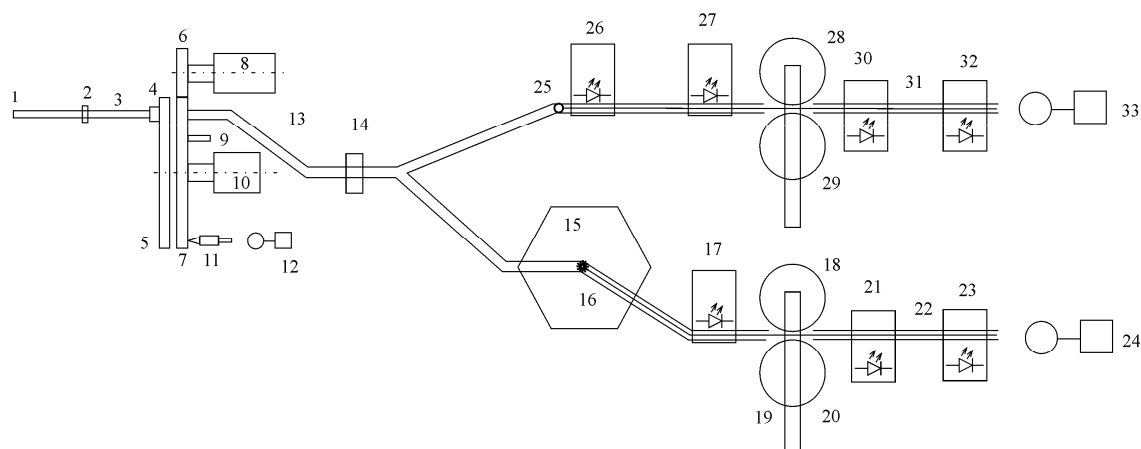
Součástí pracoviště je výpočetní systém pro plánování léčby, který na základě podkladů o poloze zdroje (aplikátoru) spočítá dávkovou distribuci v ložisku a zadání pro řídicí systém přístroje pro danou konkrétní léčbu. Výhodné je, je-li tento výpočetní systém schopen i tzv. inverzního plánování, při kterém systém spočítá parametry pohybu zdroje tak, že je splněna požadovaná dávková distribuce v ložisku. ^(1, 8)

Zdroj opouští kontejner a přes výhybku vstupuje do některého z kanálů, tzn. přes spojovací katétr do aplikátoru. Během funkce přístroje je zdroj mimo kontejner. Pro správnou funkci je nutné před každým vstupem do kanálu provést test průchodnosti pomocí atrapy zdroje (dummy source). Pohyb táhla zdroje je kontrolován pomocí optických bran a koncových spínačů. Systém rovněž kontroluje, zda souhlasí skutečná dráha táhla s délkou o kterou ji posunul transportní mechanismus (obrázek 17). ^(1, 8)

Obr. 16 – Iridiový zdroj pro automatický afterloading ⁽¹⁾



Obr. 17 – Funkční schéma přístroje pro automatický afterloading (vysvětlivky viz Tab. 2) ⁽¹⁾



Tab. 2 – Přehled součástek a funkcí AFL přístroje k výše uvedenému obrázku 16 ⁽¹⁾

Název součástky		Popis součástky nebo její funkce
1	katétr	kovová nebo plastická trubice
2	spojka katétru	systém pro mechanické napojení katétru a spojovací trubice
3	spojovací trubice	propojení katétru do přípojky kanálu a konstantní dráhy zdroje při různé délce katétru
4	přípojka kanálu	vyústění příslušného kanálu na indexeru
5	indexer	mechanismus pro propojení dráhy pohybu zdroje nebo makety na příslušný kanál
6	pohonné kolo	pohonné kolo pro otáčení kola indexeru motorem indexeru
7	kolo indexeru	
8	motor indexeru	
9	detektor spojovací trubice	detekuje správné připojení spojovací trubice na příslušný kanál
10	N-kodér indexeru	detekuje úhel natočení S-kanálu proti otvoru indexeru pro příslušný kanál
11	aretační magnet	zajišťuje polohu indexeru při pohybu zdroje (makety) přes spojovací trubici do katétru
12	koncový spínač indexeru	detekuje polohu aretačního magnetu
13	S-kanál	umožňuje propojení dráhy zdroje a otvorů indexeru
14	ložisko	zajišťuje natáčení S-kanálu proti otvorům indexeru
15	kontejner	stínící kontejner pro zdroj
16	klidová poloha zdroje	poloha zdroje ve středu stínícího kontejneru
17	koncový spínač vyjetí táhla zdroje mimo pohon zdroje	detekuje ztrátu kontroly nad pohybem zdroje
18	motor zdroje	motor pohonu zdroje
19	N-kodér pohonu zdroje	slouží k měření dráhy a rychlosti pohybu táhla zdroje a k detekci proklouznutí táhla zdroje
20	klika pro ruční zajištění zdroje	ruční zatažení zdroje do kontejneru v případě selhání pohonu zdroje či řídicího systému
21	koncový spínač vyjetí zdroje	spínač pro detekci koncového bodu dráhy zdroje, povel k zastavení pohonného mechanismu zdroje při výjezdu zdroje
22	úložná trubice nosiče zdroje	trubice pro uložení táhla zdroje při zdroji v klidové poloze
23	koncový spínač počátku měření pohybu zdroje	spínač určující počátek měření dráhy zdroje při výjezdu a konce dráhy zdroje při návratu
24	koncový spínač klidové polohy táhla zdroje	detekuje klidovou polohu zdroje a zastavuje pohonný mechanismus při návratu zdroje do klidové polohy
25	klidová poloha makety	spínač detekuje maketu v klidové poloze a odblokovává pohyb zdroje
26	koncový spínač konce makety	detekuje polohu makety v transportní cestě a blokuje pohonný mechanismus pohybu zdroje
27	koncový spínač vyjetí táhla makety mimo pohon makety	detekuje ztrátu kontroly nad pohybem makety
28	N-kodér pohonu makety	slouží k měření dráhy a rychlosti pohybu táhla zdroje a detekci proklouznutí táhla zdroje
29	motor pohonu makety	
30	koncový spínač vyjetí makety	spínač pro detekci koncového bodu dráhy makety, povel k zastavení pohonného mechanismu makety při výjezdu makety
31	úložná trubice makety	
32	koncový spínač počátku měření pohybu makety	spínač určující počátek měření dráhy makety při výjezdu a konce dráhy makety při návratu
33	koncový spínač klidové polohy táhla makety	detekuje klidovou polohu makety a zastavuje pohonný mechanismus při návratu makety do klidové polohy

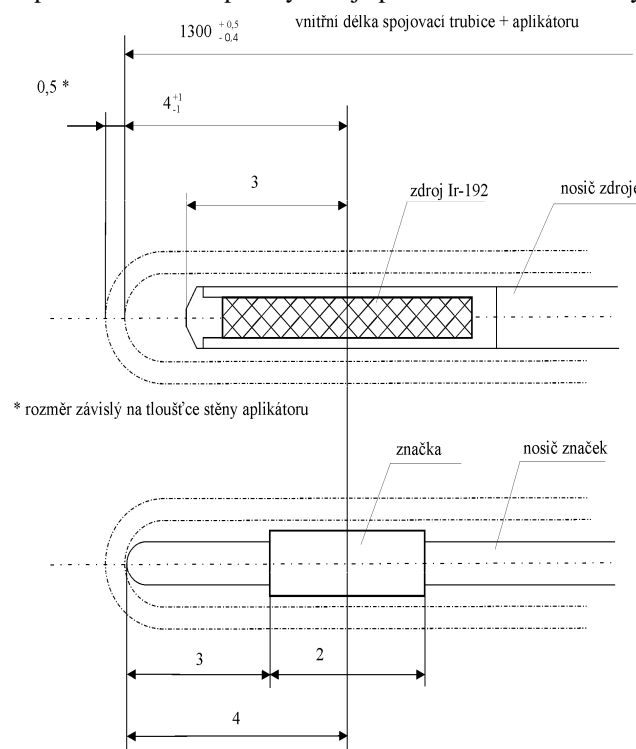
Před započítáním léčebné aplikace záření systém otestuje transportní cesty ve všech použitých kanálech. Je schopen detekovat jak nekompletní propojení transportní cesty, tak její neprůchodnost. V případě její neprůchodnosti systém určí překážku s přesností ± 10 mm. Tato informace nám usnadňuje odstranění závady v průchodnosti.

Pro případ výpadku napájení musí být možno zatáhnout zdroj do ochranného kontejneru ručně. Vzhledem k tomu, že při ozařování je zdroj zcela mimo kontejner, je nutno vybavit pracoviště havarijním kontejnerem pro případ, že porucha zařízení nedovoluje vtáhnout zdroj zpět do pracovního ochranného kontejneru. ^(1, 8)

Rekonstrukce polohy transportních cest se provede ze dvou kolmých nebo šikmých radiogramů, případně ze dvou projekcí s posunem. Pro simulaci polohy zdroje používáme kontrastní značky, tzv. markery (indikátory, zvýrazňovače), které jsou upevněny na nosiči ve známých vzdálenostech. Tyto značky se zobrazí na pořízených snímcích. Poloha středu první značky od konce markeru obvykle odpovídá poloze středu zdroje od distálního konce pouzdra zdroje (obrázek 18).^(1, 11)

Dnes se nejvíce setkáme s HDR přístroji, které používají zpravidla jediný zdroj ^{192}Ir o vysoké aktivitě (370 GBq). Vhodného rozložení dávky docílíme tak, že zdroj setrvává vždy po určitou dobu v jednotlivých pozicích aplikátoru („stepping source“). Vzdálenost mezi pozicemi lze nastavit (obvykle 5 mm). Doba setrvání zdroje v určených pozicích je dána ozařovacím plánem. Dnes je možno v BRT použít i ozařování s tzv. pulsním dávkovým příkonem (PDR – Puls Dose Rate). To se skládá z pulsů záření v trvání několika minut, které jsou opakovány nejčastěji v intervalech 1 hodina. Jedná se vlastně o hyperfrakcionované HDR ozáření, kdy se snažíme přiblížit výhodným radiobiologickým účinkům záření s nízkým dávkovým příkonem.^(1, 8, 11, 16)

Obr. 18 – Princip určení koncové polohy zdroje pomocí značek umístěných na nosiči⁽¹⁾



5. Výsledky práce (zastoupení radioterapeutických přístrojů v České republice)

V České republice je ročně diagnostikováno přibližně 50 000 nových zhoubných nádorů a u určitého procenta z nich se užívá jako léčebná metoda radioterapie. Ve vyspělých zemích se léčba zářením používá primárně až u 50 % pacientů, tedy ve větší míře nežli v současnosti u nás. Důvody pro nízké uplatňování radioterapie v České republice mohou být různé, ale zcela jistě nejvýznamnější jsou především následující dva:

- nízká úroveň technického zabezpečení radioterapie, která nezajišťuje dostatečnou kvalitu léčby;
- vyšší zastoupení pokročilejších, nelokalizovaných forem onemocnění.⁽³⁰⁾

Počáteční náklady na technické zázemí radiační onkologie jsou vysoké, ale vzhledem k dlouhodobému provozu přístrojů je správně indikovaná a kvalitně prováděná radioterapie ekonomicky výhodná a efektivní. Koncepce radioterapie vychází z roční potřeby radiační léčby pro 25 000 – 27 000 nových pacientů (zhruba 17 000 pro radikální terapii a 8 000 pro léčbu paliativní) a pro asi 6 000 pacientů s recidivujícím onemocněním z let předchozích. Z těchto důvodů je nutno vybudovat v ČR ozařovací kapacitu schopnou ročně léčit přibližně 31 000 – 33 000 pacientů. Tito pacienti budou léčeni zevními megavoltážními přístroji nebo brachyterapeutickými ozařovacími jednotkami.⁽³⁰⁾

Pacienti, u kterých použijeme jako radikální metodu léčby zevní radioterapii, musí být léčeni s využitím veškerých dostupných možností zajišťujících dostatečnou kvalitu léčby. Vyjdeme-li z průměrného počtu 25 frakcí (5 týdnů) u jednoho pacienta a 50 týdnů provozu ozařovače v roce, dojdeme k závěru, že roční kapacita jednoho ozařovače je asi 480 pacientů. V tomto počtu jsou zahrnuti i pacienti podrobující se paliativní terapii, u kterých se nepředpokládá tak vysoký stupeň náročnosti předozářovacích příprav. Reálně je možno předpokládat kapacitu jednoho ozařovače pro zhruba 500 ozařovaných pacientů za rok. Na základě těchto rozborů lze říci, že pro potřeby obyvatel ČR je nutné provozovat síť radioterapeutických pracovišť s přibližně 56 megavoltážními ozařovači pro externí terapii.⁽³⁰⁾

Radikální léčbu je možné provádět s lineárními urychlovači a v některých případech i s moderními kobaltovými ozařovači. Na výše uvedený počet radikálně léčených pacientů je zapotřebí asi 30 těchto megavoltážních jednotek, tedy vysokoenergetických lineárních urychlovačů (tzv. „velkých“) s možností volby energie záření X a možností použití elektronových svazků, a také nízkoenergetických lineárních urychlovačů (tzv. „malých“) nebo kvalitních kobaltových ozařovačů. Dalších 26 megavoltážních ozařovacích jednotek („malých“ lineárních urychlovačů či kobaltových ozařovačů) je zapotřebí pro léčbu paliativní. Vedle toho je nutné zachovat určité kapacity pro nenádorovou radioterapii, přibližně 15 (max. 20) rentgenových nebo cesiových ozařovačů.

V případě brachyterapii umožnily pokroky v technice její rozšiřování i do dalších oblastí léčby nádorových onemocnění a také do nenádorových indikací (např. u restenóz). Reálně lze předpokládat, že zhruba 10 % pacientů může být léčeno brachyterapií. U některých lokalizací se kombinuje BRT s externí radioterapií. Jedna brachyterapeutická jednotka by měla pokrýt potřeby spádové oblasti čítající přibližně 700 000 obyvatel. Na základě těchto odhadů je v ČR zapotřebí asi 14 – 15 brachyterapeutických jednotek, které poskytnou péči přibližně 3 000 pacientů za rok. ⁽³⁰⁾

5.1 Radioterapeutická pracoviště v České republice

Vysoké požadavky na koncentraci lékařské péče v radioterapii oproti jiným lékařským oborům jsou určeny potřebou zajištění komplexní nádorové léčby a současně efektivní léčby radioterapeutické. Radioterapeutická centra obsluhující rozsáhlejší spádová území garantují dostatečnou klinickou zkušenost pro všechny indikace a přitom dovolují efektivní využití vysoce nákladné ozařovací techniky, personálu i služeb (např. servisních). Na druhou stranu je nutné zachovat dosažitelnost radioterapie pro nemocné vyžadující léčbu paliativní.

Podle přístrojového vybavení pracovišť, velikosti spádové oblasti, rozsahu a úrovně poskytované terapeutické péče, je navrženo rozdělit pracoviště radioterapie v České republice do čtyřech kategorií, na zařízení I. typu, II. A typu, II. B typu a pracoviště III. typu. ⁽³⁰⁾

Pracoviště I. kategorie (s krajskou působností) v tzv. centru komplexní onkologické péče poskytuje komplexní diagnostickou a terapeutickou péči o onkologicky nemocné, koordinuje preventivní péči, zajišťuje dispenzarizaci a povinně vyhodnocuje dlouhodobé výsledky léčby. Radioterapie zde zajišťuje komplexní léčbu nemocných se zhoubnými nádory a některých nenádorových afekcí s využitím ionizujícího a také neionizujícího záření (hypertermie, fotodynamická terapie apod.). Spádové území zahrnuje 750 000 – 1 000 000 obyvatel. Vybraná radioterapeutická pracoviště I. typu poskytují nad rámec svého spádového území také speciální ozařovací techniky jako je ozařování dětských nádorů, celotělové ozařování brzdným zářením či elektrony, stereotaktické ozařování apod. Pracoviště se dále podílí na klinickém výzkumu a postgraduální výuce. Má zajištěnou návaznost na paliativní péči a musí být zajištěna dostupnost diagnostických pracovišť, jako USG, CT, MR, nukleární medicína, molekulární biologie, cytogenetika aj. ⁽³⁰⁾

Pracoviště II.A typu pracuje v návaznosti na zařízení I. typu. U vybraných lokalizací nádorů aplikuje kurativní radioterapii, provádí radioterapii paliativní, v určeném rozsahu aplikuje chemoterapii, povinně vyhodnocuje dlouhodobé výsledky léčby a zajišťuje dispenzarizaci. Je vybaveno alespoň dvěma vysokoenergetickými ozařovacími jednotkami, z toho minimálně jedním lineárním urychlovačem, simulátorem, plánovacím systémem, dozimetrií, modelovou laboratoří a event. i AFL přístrojem pro brachyterapii. ⁽³⁰⁾

Pracoviště II.B typu provádí paliativní radioterapii a po dohodě s pracovištěm vyššího typu aplikuje i chemoterapii. Zajišťuje další paliativní a podpůrnou léčbu pro nemocné se zhoubnými nádory a rovněž provádí dispenzarizaci. Minimální přístrojové vybavení činí jeden izotopový ozařovač (^{60}Co), který splňuje podmínky „Atomového“ zákona. K dispozici má být rovněž alespoň RTG lokalizace, základní dozimetrické vybavení a systém pro plánování.

Pracoviště III. kategorie jsou převážně ambulantní radioterapie s terapeutickým rentgenem nebo izotopovým ozařovačem (^{137}Cs), který má typovou zkoušku a odpovídá podmínkám „Atomového“ zákona. Zajišťují ambulantní nenádorovou radioterapii. Dozimetrie je zajištěna smluvně. ⁽³⁰⁾

Návaznost mezi pracovišti různých kategorií by měla odpovídat regionálnímu uspořádání České republiky. Z hlediska perspektivní sítě se koncepce zabývá především pracovišti I. typu a II. A typu. Prostředky na nové investice do ozařovací techniky ze státního rozpočtu by nadále měly být poskytovány přednostně těmto vytypovaným pracovištím, a to v pořadí spravedlivé rovnoměrné dislokace vyhovující ozařovací techniky na území celé České republiky. Z důvodů zachování dostupnosti léčby zářením je zatím nutné provozovat i některá radioterapeutická pracoviště nižšího typu a zajistit, aby jejich přístrojové vybavení splňovalo podmínky stanovené zákonem.⁽³⁰⁾

V současné době zajišťuje v České republice léčbu zářením celkem 39 pracovišť, jejichž přehled je uveden v tabulce 3. Jednotlivá zařízení zde však již nejsou rozdělena podle výše uvedených typů, neboť toto rozdělení odpovídá spíše předpokládanému rozsahu činnosti pracovišť, ale v řadě případů už neodpovídá jejich technickému vybavení. To je na jednotlivých pracovištích v České republice značně rozdílné. Radioterapeutická oddělení velkých nemocnic zpravidla provozují větší počet přístrojů, naopak malé ambulantní radioterapie často vlastní pouze jediný z nich, většinou terapeutický rentgen nebo izotopový ozařovač.

Tab. 3 – Přehled radioterapeutických pracovišť v České republice

	<i>Název organizace</i>	<i>Název oddělení nebo kliniky</i>
1	FN Ostrava	Radioterapeutická klinika
2	Onkologické centrum J. G. Mendla Nový Jičín	Radioterapie, a.s.
3	Nemocnice Šumperk, a.s.	Radiodiagnostické oddělení - radioterapie
4	FN Olomouc	Onkologická klinika – radioterapie
5	Nemocnice Prostějov, p.o.	Oddělení radiační onkologie
6	Nemocnice Přerov, p.o.	Radiodiagnostické oddělení
7	Krajská nemocnice Tomáše Bati Zlín, a.s.	Onkologické centrum - radioterapie
8	Radioterapie MUDr. Zajíc, s.r.o., Holešov	
9	Masarykův onkologický ústav Brno	Oddělení radiační onkologie
10	FN u svaté Anny Brno	Oddělení klinické a radiační onkologie
11	FN Brno – pracoviště porodnice	Oddělení radiační onkologie
12	Nemocnice Znojmo, p.o.	Oddělení radiační a klinické onkologie
13	Nemocnice Havlíčkův Brod, p.o.	Oddělení radiační onkologie
14	Nemocnice Jihlava, p.o.	Onkologické oddělení
15	Nemocnice Pelhřimov, p.o.	Radioterapeutické oddělení
16	Nemocnice České Budějovice, a.s.	Radioterapeutické oddělení
17	Nemocnice Písek, a.s.	Oddělení radioterapie
18	FN Plzeň	Onkologické a radioterapeutické oddělení
19	Zdravotnické zařízení Doubravka, s.r.o., Plzeň	Radioterapeutické oddělení
20	Nemocnice Cheb, a.s.	Oddělení radioterapie a klinické onkologie
21	Léčebné lázně Jáchymov, a.s.	
22	Nemocnice Chomutov, p.o.	Onkologické centrum
23	Oblastní nemocnice Kladno, a.s.	Radioterapeutické oddělení
24	Ústav onkologie a pneumologie Nová Ves p. Pleš	Onkologické oddělení
25	FN Na Homolce Praha	Odd. stereotaktické a radiační neurochirurgie
26	FN Motol Praha	Radioterapeuticko-onkologické oddělení
27	FN Na Bulovce Praha	Ústav radiační onkologie
28	FN Královské Vinohrady Praha	Radioterapeutická a onkologická klinika
29	Všeobecná FN Praha	Onkologická klinika
30	Thomayerova FN Praha	Onkologické oddělení
31	První česká lékařská společnost, s.r.o., Praha	Onkologické oddělení
32	Zdravotnické zařízení Smíchov, Praha	Radioterapeutické oddělení
33	Masarykova nemocnice Ústí nad Labem, p.o.	Radioterapeutické oddělení
34	Oblastní nemocnice Jičín, a.s.	Oddělení radiační onkologie
35	Krajská nemocnice Liberec	Oddělení klinické a radiační onkologie
36	Hamra medical, s.r.o., Náchod	Radioterapeutické oddělení
37	Oblastní nemocnice Trutnov, a.s.	Oddělení radiační onkologie
38	FN Hradec Králové	Klinika onkologie a radioterapie
39	Nemocnice Pardubice, Multiscan, s.r.o.	Oddělení radiační onkologie

5.2 Radioterapeutické přístroje na pracovištích v České republice

Údaje týkající se přístrojového vybavení radioterapeutických pracovišť v České republice byly získány formou vlastních dotazníků (příloha 1) rozesílaných na všechna pracoviště u nás (celkem 39) v době od července 2006 do března 2007. Jednotlivé položky dotazníku se netýkají pouze přístrojů pro vlastní léčebnou aplikaci ionizujícího záření, které jsou hlavním předmětem této práce. Byly získány i informace o přístrojích, jež hrají roli v procesu přípravy léčby zářením, o radioterapeutických simulátorech, výpočetních systémech pro plánování radioterapie apod. Pro značný rozsah zvolené problematiky však nebudou tyto údaje uvedeny ve zvláštní části, jako u jednotlivých přístrojů pro přímou léčbu zářením, ale budou pouze shrnuty v této kapitole.

Z celkového počtu 39 radioterapeutických pracovišť v ČR je na 24 z nich v provozu celkem 25 simulátorů pro plánování radioterapie (včetně CT simulátorů). Jedno pracoviště (Holešov) vlastní dva přístroje současně. Ze všech provozovaných simulátorů je jich 9 od firmy Varian, 8 firmy Siemens a po dvou přístrojích od firem GE medical (General Electric), Elekta a Philips. Jedním přístrojem je u nás zastoupena holandská firma Nucletron a česká ÚJP Praha. Z uvedeného počtu všech simulátorů u nás je jich 5 s technologií CT-option (Acuity – Varian) a několik málo pracovišť provozuje CT-simulátor.

Konvenční výpočetní tomograf využívaný při plánování léčby je pouze u dvou pracovišť přímo součástí radioterapeutického oddělení (FN Na Bulovce, FN Motol), ostatní pracoviště mají CT běžně přístupné na odděleních radiodiagnostiky.

Na 17 pracovištích jsou součástí plánování radioterapie i výsledky z jiných zobrazovacích metod, například z MR nebo PET. Z uvedeného počtu používá 7 pracovišť tento způsob zcela běžně, 7 občas a 3 pracoviště spíše výjimečně. Nutno podotknout, že plánovací vyšetření výpočetní tomografií zůstává na většině pracovišť zlatým standardem.

Výpočetní systém pro plánování radioterapie používá v České republice celkem 29 pracovišť a 5 z nich užívá dva systémy současně. Nejčastěji používanými jsou Plan W, Eclipse a Cadplan, ostatní plánovací systémy, například Plato či Teraplan plus, jsou zastoupeny méně.

5.2.1 Terapeutické rentgenové přístroje na pracovištích v ČR

Ze všech 39 pracovišť radioterapie u nás jich 19 provozuje terapeutický rentgenový přístroj využívaný především v oblasti nenádorové radioterapie. Na pracovišti v Hradci Králové a Trutnově vlastní dva rentgenové ozařovače současně, takže celkový počet přístrojů v České republice je 21.

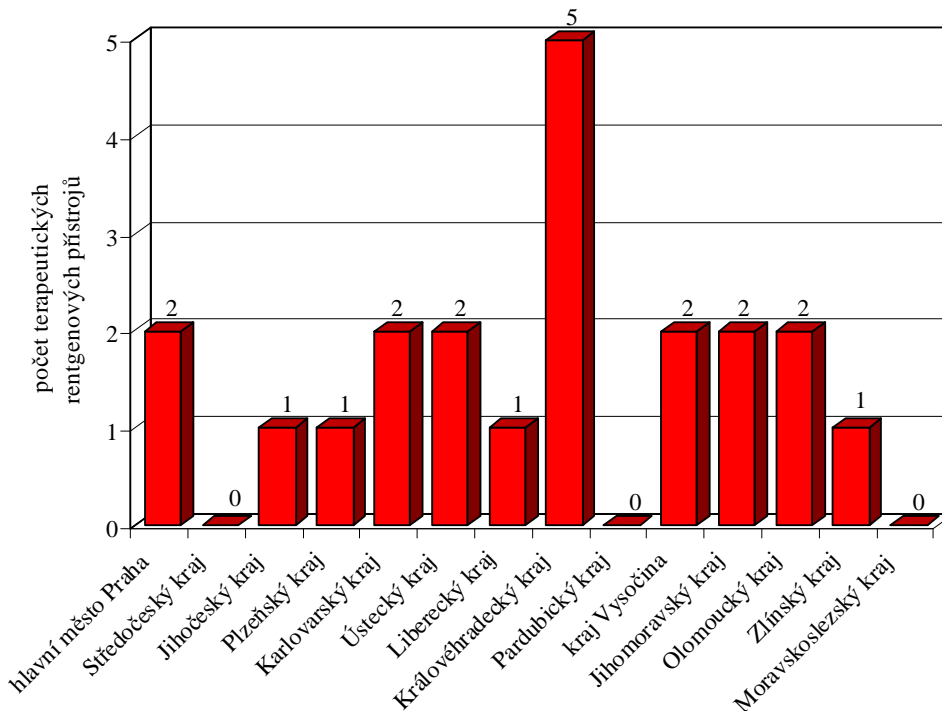
Navrhovaná koncepce oboru radioterapie předpokládá provozovat určité kapacity pro nenádorovou léčbu pouze v počtu zhruba 15 (max. 20) terapeutických rentgenů nebo cesiových ozařovačů.⁽³⁰⁾ Z uvedeného počtu rentgenových ozařovačů na pracovištích u nás je zřejmé, že jejich množství je dostatečné a splňuje tak požadavky navrhované koncepce. Naopak nevyhovující je situace s rozmístěním těchto přístrojů na území České republiky. Lze najít jak kraje s větším počtem těchto přístrojů, tak i území, kde terapeutický rentgen zcela chybí. V některých krajích se tak díky nerovnoměrné dislokaci přístrojů stává tento druh léčby nedosažitelný. Za problematické může být také do budoucna považováno stárnutí některých přístrojů, neboť již dnes je téměř polovina všech rentgenových ozařovačů starších 30 let. Grafické vyjádření počtu terapeutických rentgenů v jednotlivých krajích (graf 1) a zastoupení jednotlivých typů terapeutických rentgenů (graf 2) doplňuje obrázek 19.

Převážná většina u nás provozovaných rentgenových ozařovačů jsou přístroje pro hloubkovou rentgenovou terapii, pouze výše uvedená pracoviště provozují kromě hloubkového rentgenu také přístroj pro povrchovou léčbu Philips RT 100 (Hradec Králové) nebo zařízení pro kontaktní terapii typu Chaoul firmy Medicor (Trutnov).

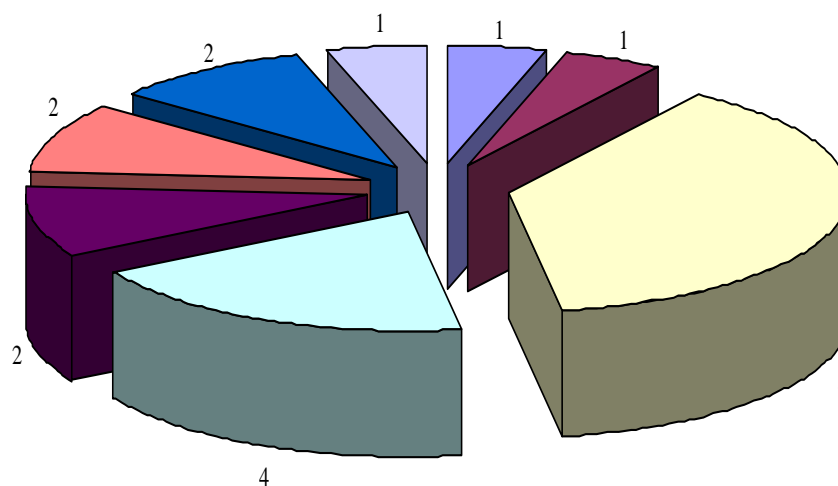
Mezi rentgenovými ozařovači pro hloubkovou terapii je u nás 8 starších přístrojů TUR 250 (fa VEB Berlin, VEB Schtralentechnik Dresden), 4 pracoviště provozují novější ozařovač Gulmay D 3225 (fa Gulmay medical, Velká Británie) a shodně po 2 přístrojích má u nás zastoupení ozařovač Hille WH 225 (fa Hille), Stabilipan (fa Siemens) a Medicor THX 250 (fa Medicor Budapešť). Ozařovač Pantak 225 rakouské firmy Elimpex je na našich pracovištích pouze jediný.

Z 19 pracovišť provozujících v České republice rentgenový ozařovač jich 7 nevlastní žádný jiný radioterapeutický přístroj a v případě pracovišť v Šumperku a Přerově je rentgenová terapie provozována v rámci oddělení radiodiagnostiky.

Graf 1 – Počet terapeutických rentgenových přístrojů v jednotlivých krajích České republiky

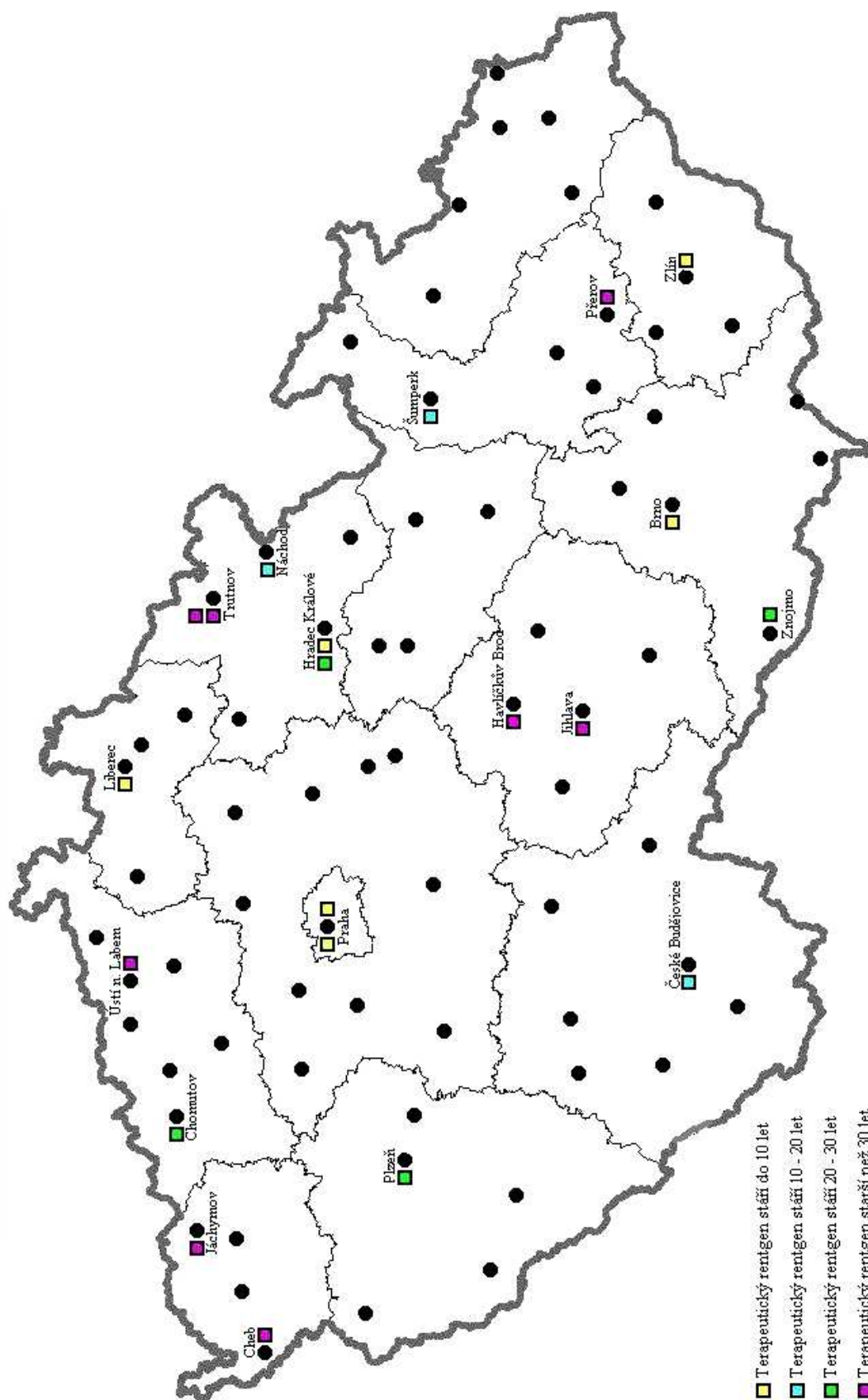


Graf 2 – Početní zastoupení jednotlivých typů terapeutických rentgenových přístrojů



- | | |
|-------------------------------------------|------------------------------------------------|
| ■ Philips RT 100 (fa Philips, povrchový) | ■ Chaoul RTG (fa Medicor, kontaktní) |
| ■ TUR 250 (fa VEB Berlin, hloubkový) | ■ Gulmay D 3225 (fa Gulmay medical, hloubkový) |
| ■ Hille WH 255 (fa Hille, hloubkový) | ■ Stabilipan (fa Siemens, hloubkový) |
| ■ Medicor THX 250 (fa Medicor, hloubkový) | ■ Pantak 225 (fa Elimpex, hloubkový) |

Obr. 19 – Rozmístění terapeutických rentgenových přístrojů na území České republiky a jejich rozdělení podle stáří



5.2.2 Radioizotopové ozařovací přístroje na pracovištích v ČR

V České republice je v současné době v provozu celkem 28 radionuklidových ozařovačů pro zevní radioterapii na celkem 19 pracovištích. Dva přístroje najednou vlastní u nás 8 pracovišť (Ostrava, Olomouc, Prostějov, Havlíčkův Brod, Kladno, Jičín, Trutnov, VFN Praha) a u všech těchto pracovišť se vždy jedná o jeden ozařovač kobaltový a jeden cesiový. Ze všech 28 izotopových jednotek na radioterapeutických pracovištích u nás je jich 16 kobaltových a 12 cesiových. Mezi kobaltové přístroje je započítán i jeden stereotaktický ozařovač typu Gammaknife provozovaný na oddělení Stereotaktické a radiační neurochirurgie FN Na Homolce v Praze.

Kobaltové ozařovače na pracovištích v České republice jsou až na 2 přístroje všechny české výroby. Jedná se o 10 novějších přístrojů Teragam firmy ÚJP Praha, 3 starší ozařovače Chisostat firmy Chirana bez možnosti pohybové terapie a 1 přístroj Chisobalt stejného výrobce, který však umožňuje provádět i pohybovou terapii. Mezi kobaltové ozařovače zahraničních výrobců patří pouze přístroj Theratron T 1 000 kanadské firmy Theratronics a již zmiňovaný gamanůž v nemocnici Na Homolce, jehož výrobcem je švédská firma Elekta.

Cesiové ozařovače jsou na pracovištích u nás zastoupeny výhradně českými výrobci. U všech 12 cesiových jednotek v České republice se jedná o jediný typ ozařovače, starší přístroj Cesioterax firmy Chirana.

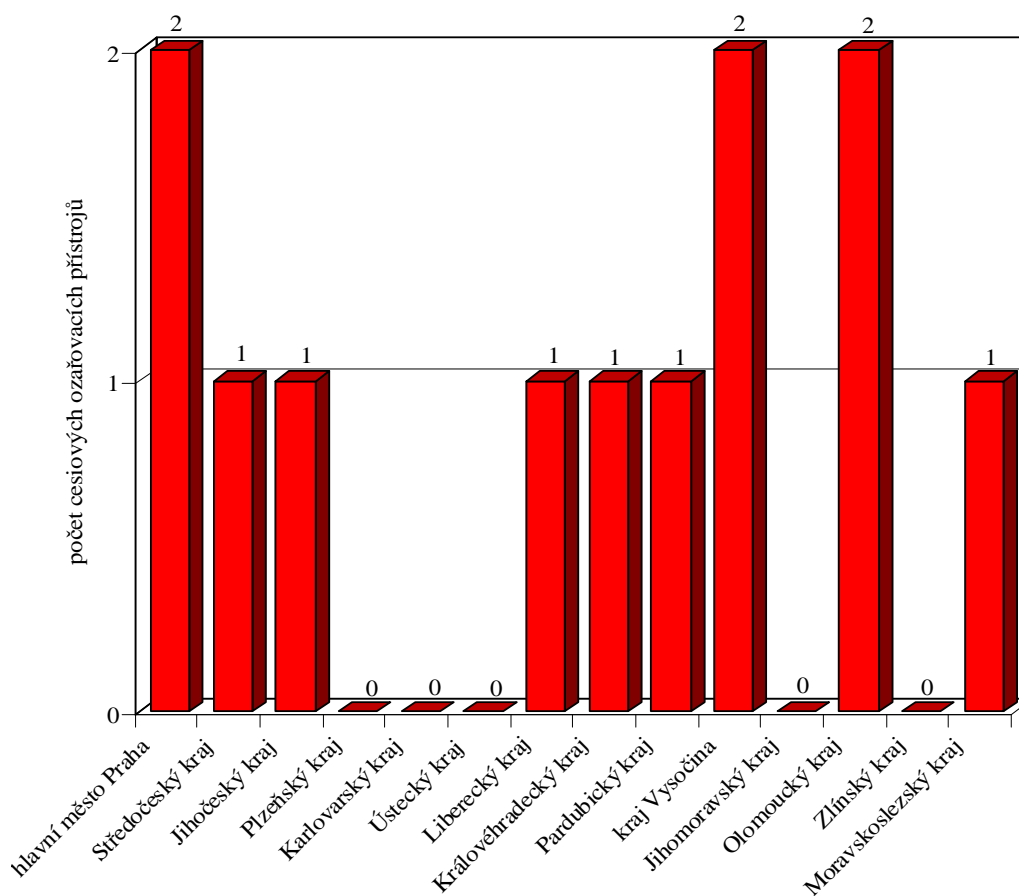
Použití izotopových ozařovačů pro radikální terapii se dnes omezuje pouze na novější kobaltové jednotky, které mohou plnit požadavky dnešní moderní radioterapie. Starší kobaltové ozařovače jsou využívány spíše pro paliativní radioterapii a cesiové jednotky převážně pro léčbu nenádorovou.

Stejně jako v případě jiných přístrojů pro vlastní léčebnou aplikaci ionizujícího záření jsou i radioizotopové ozařovače nerovnoměrně rozmístěny na území České republiky. Rovněž stáří některých přístrojů lze považovat za problematické. Věk kobaltových ozařovačů se u nás pohybuje v intervalu 4 – 29 let a stáří cesiových jednotek v rozmezí 12 – 38 let. Grafy vyjadřující počet cesiových a kobaltových jednotek v jednotlivých krajích ČR (graf 3 a 4) a zastoupení jednotlivých typů kobaltových ozařovacích přístrojů u nás (graf 5) doplňuje obrázek 20.

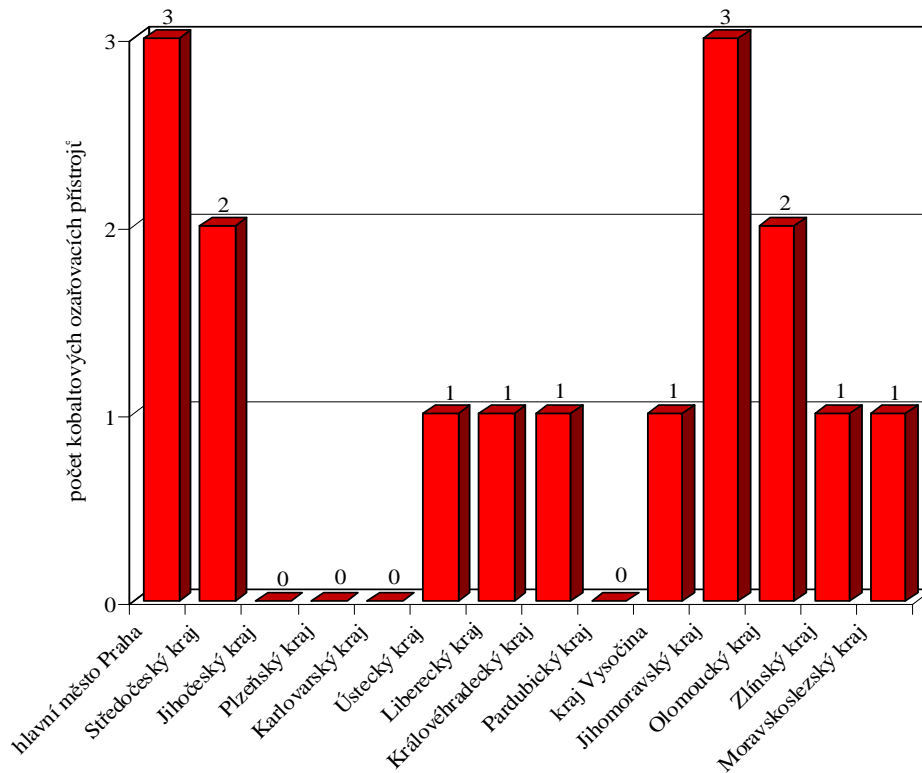
V letech 1993 až 2003 bylo v České republice uvedeno do provozu několik nových kobaltových ozařovačů. Vezmeme-li v úvahu stanovenou dobu životnosti kobaltové jednotky, která je asi 15 – 18 let (některé zdroje uvádí až 20 let), lze v tomto ohledu říci, že tyto přístroje jsou vyhovující. Zbývající ozařovače lze považovat nejen za fyzicky, ale i morálně zastaralé, neboť nesplňují dozimetrické a mechanické požadavky, které jsou na moderní přístroje kladeny. Postupně však bude ukončen provoz i těchto starších jednotek a některé z nich budou nahrazeny přístroji novými, ať už to budou moderní kobaltové ozařovače či jiné ozařovací přístroje.

Požadavky kladené na moderní ozařovače jsou stanoveny v normách Mezinárodní elektrotechnické komise (IEC – International Electrotechnical Commission), které jsou součástí legislativy ve všech zemích Evropské unie. V přístupovém procesu do EU byly tyto normy převzaty do systému Českých státních norem (ČSN).⁽¹²⁾

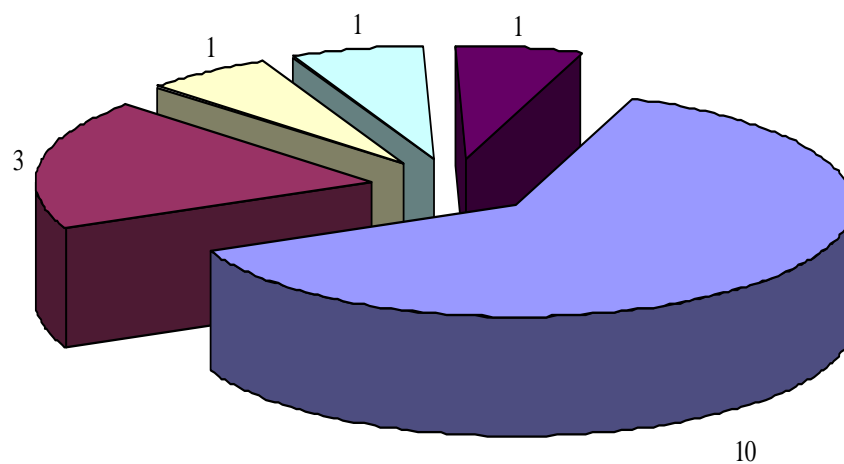
Graf 3 – Počet cesiových ozařovacích přístrojů v jednotlivých krajích České republiky



Graf 4 – Počet kobaltových ozařovacích přístrojů v jednotlivých krajích České republiky

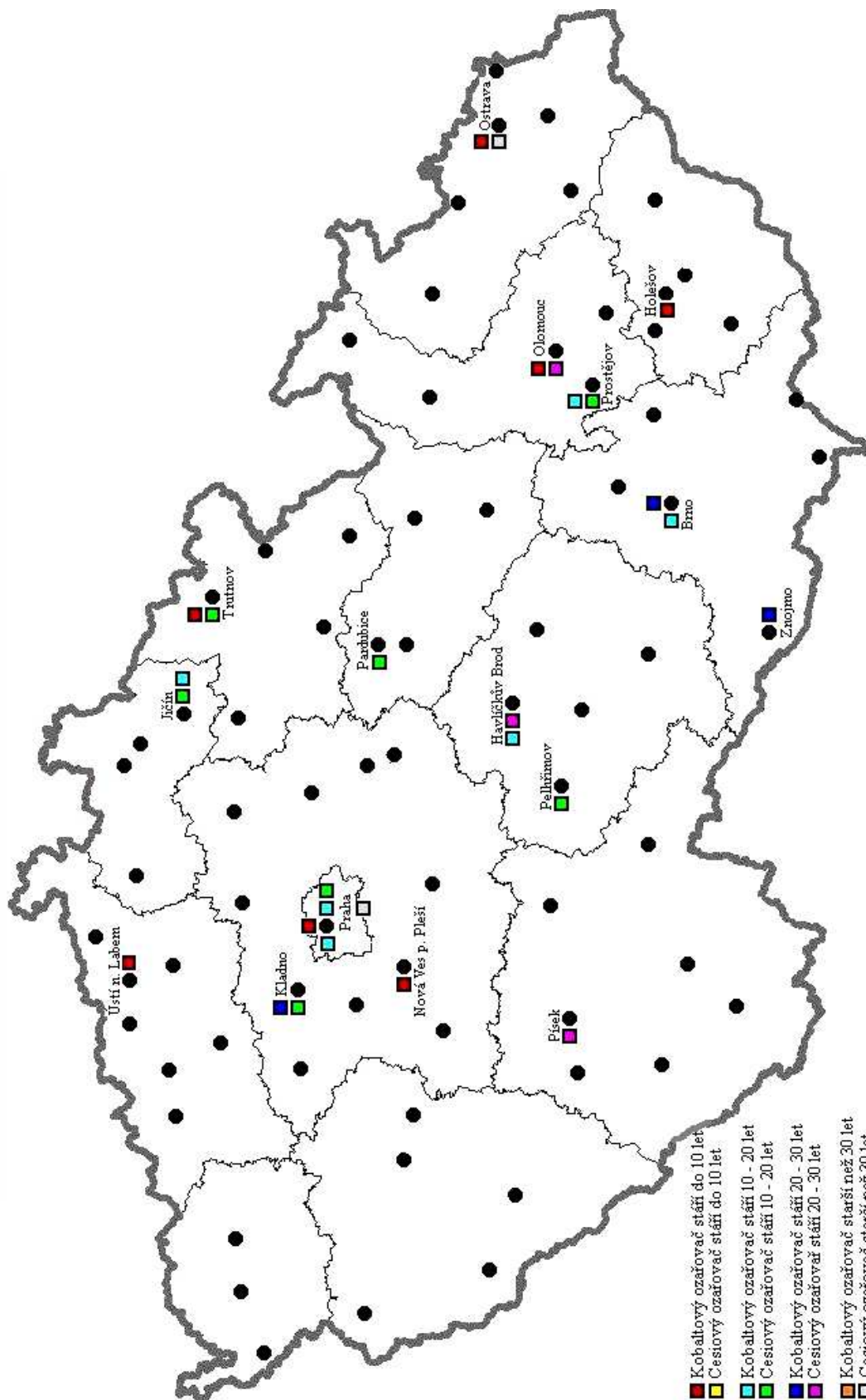


Graf 5 – Početní zastoupení jednotlivých typů kobaltových ozařovacích přístrojů



- Teragam (fa ÚJP Praha)
- Chisostat (fa Chirana)
- Chisobalt (fa Chirana)
- Theratron T 1000 (fa Theratronics)
- Leksell gammaknife (ve FN Na Homolce Praha, fa Elekta)

Obr. 20 – Rozmístění radioizotopových ozařovacích přístrojů na území České republiky a jejich rozdělení podle stáří



5.2.3 Lineární urychlovače na pracovištích v ČR

Podle koncepce radiační onkologie by mělo být v České republice provozováno celkem 56 megavoltážních ozařovačů pro zevní radioterapii. Tento počet vysokoenergetických zdrojů je nutné považovat za minimální a podmíněný dokonalou organizací práce.⁽³⁰⁾ V současnosti je v ČR provozováno celkem 32 lineárních urychlovačů na 19 pracovištích. Pokud k nim připočítáme 16 kobaltových ozařovačů zjistíme, že požadavek 56 megavoltážních jednotek u nás splněn není.

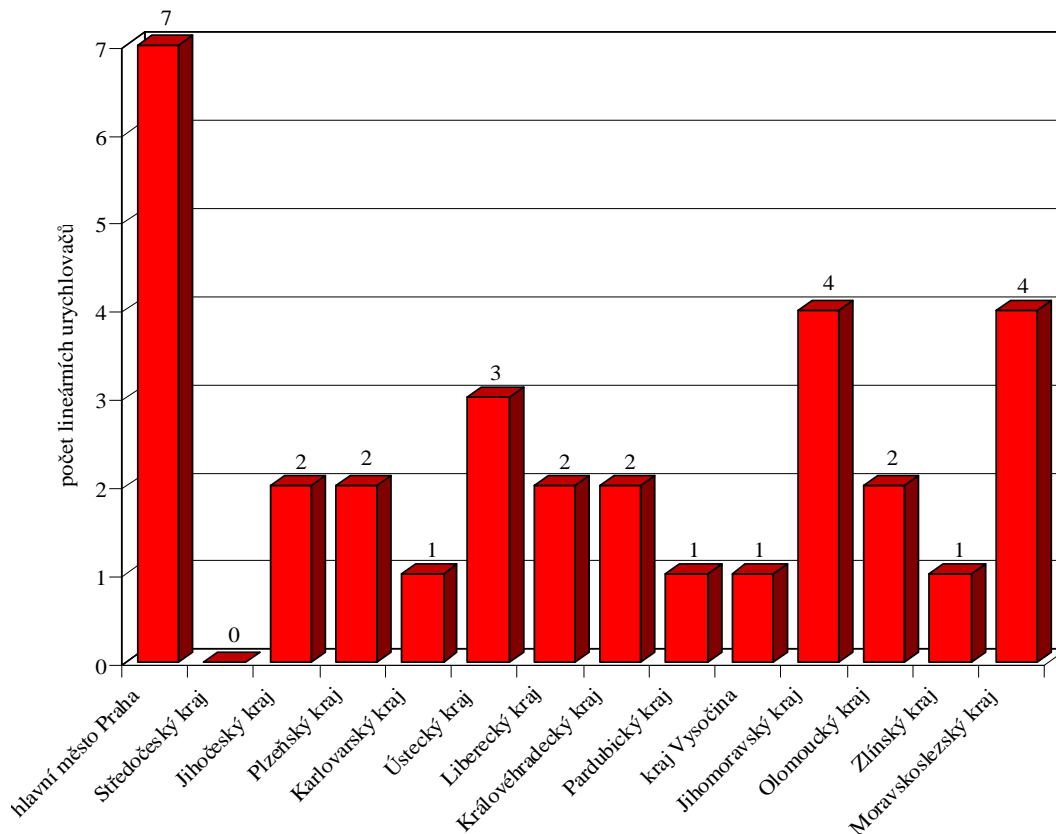
Na pracovištích radioterapie v České republice jsou provozovány lineární urychlovače čtyř výrobců. Nejpočetněji, celkem 17 přístroji, je u nás zastoupena firma Varian, 9 urychlovačů je od švédské Elekty, 5 jednotek je firmy Siemens a jeden urychlovač je od firmy Philips (graf 7). Přístroje firem Varian a Elekta jsou na pracovištích u nás zastoupeny více typy. V případě přístrojů firmy Varian se jedná o urychlovače typu Clinac 600 C (nízkoenergetický urychlovač s jedinou energií záření X 6 MV a bez možnosti použití elektronových svazků), Clinac 2 100 C (s energiemi brzděného záření 6 a 15 MV a s možností výběru energií elektronových svazků) a Clinac 2 100 C/D (vysokoenergetický urychlovač s energiemi záření X 6 a 18 MV a možností použití elektronových svazků více energií; graf 8). Firma Elekta má u nás zastoupení v urychlovačích Precise a Synergy. Oba typy přístrojů mají více fotonových energií (2 nebo 3) a možnost volby několika energií svazků elektronových. Počet brzděných či elektronových svazků a jejich kombinace se u přístrojů firmy Elekta na pracovištích u nás liší přístroj od přístroje. Je samozřejmé, že s energií záření X a s počtem svazků urychlovače roste i jeho cena. Přístroje s vyšší energií vyžadují výkonnější zdroj mikrovlnného záření a delší (a tím také dražší) urychlovací strukturu.

Stáří všech lineárních urychlovačů provozovaných u nás je do 10 let. Přestože se jedná o moderní přístroje, které splňují všechny technické a bezpečnostní normy, je nutné se již dnes zamýšlet nad výměnou nejstarších z nich, neboť doporučená doba provozu lineárního urychlovače (nízkoenergetického i vysokoenergetického) je 12 let. K této hranici se svým stářím nejvíce blíží urychlovač Philips SLi 20+ ve FN Olomouc, Clinac 2 100 C ve FN Hradec Králové a přístroj Clinac 600 C na pracovištích ve FN Motol, FN Bulovka a FN Hradec Králové. Stáří těchto přístrojů je 10 let.

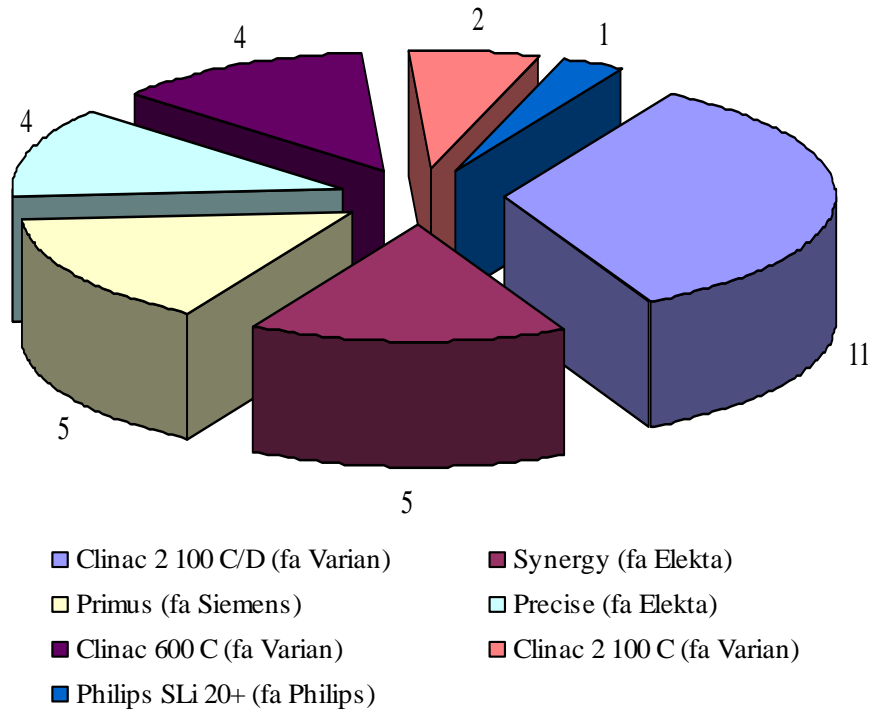
Důležitým faktorem je také to, že vývoj a modernizace lineárních urychlovačů jde stále kupředu a dnes nabízené přístroje umožňují stále přesnější a kvalitnější léčbu. Některé starší urychlovače například nejsou vybaveny MLC nebo portálovým zobrazovacím systémem. Novější přístroje již jsou takto vybaveny, neboť je v současnosti je toto příslušenství podmínkou kvalitní léčby zářením.

Nerovnoměrné rozmístěním přístrojů na území ČR se nevyhýbá ani lineárním urychlovačům (graf 6, obrázek 21). Dá se hovořit o jakési centralizaci přístrojů na velkých pracovištích, kterých může být ve velkých městech i několik současně a mohou vlastnit i větší počet lineárních urychlovačů. Například v Praze existují 4 pracoviště provozující lineární urychlovač, přičemž ve FN Na Bulovce vlastní 2 přístroje a ve FN Motol dokonce 3 lineární urychlovače. Zcela opačná je situace například ve Zlínském kraji, kde je v provozu jediný lineární urychlovač (Primus – Siemens), který vlastní soukromé zdravotnické zařízení (Radioterapie MUDr. Zajíc, s.r.o., Holešov). Ještě před dvěma lety však lineární urychlovač ve Zlínském kraji vůbec dostupný nebyl.

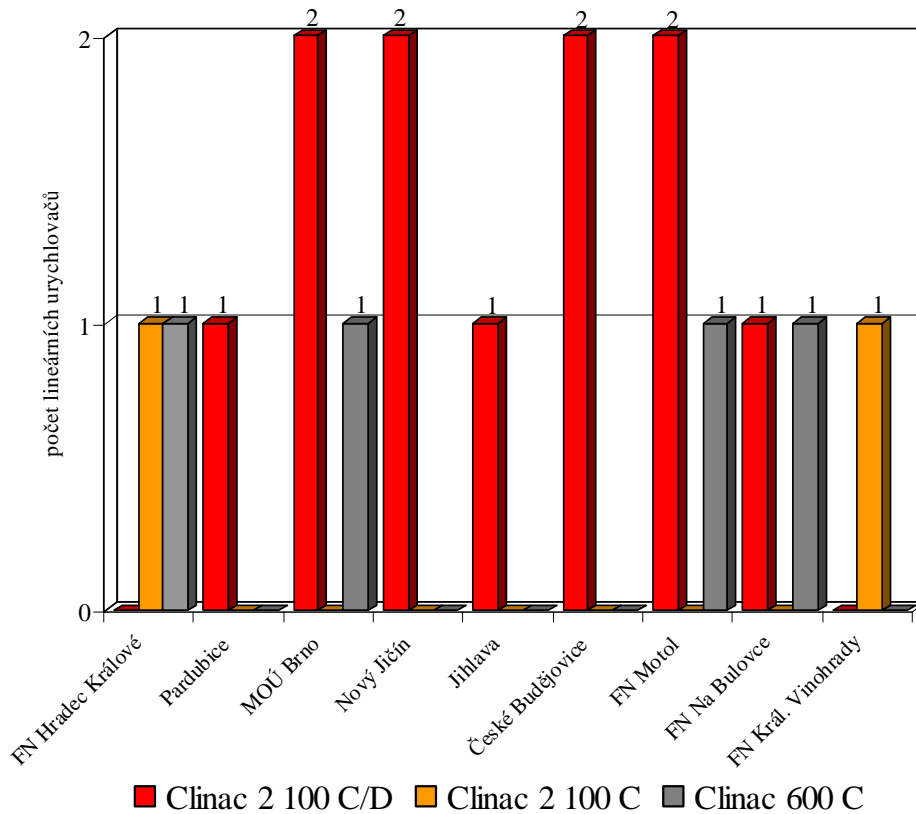
Graf 6 – Počet lineárních urychlovačů v jednotlivých krajích České republiky



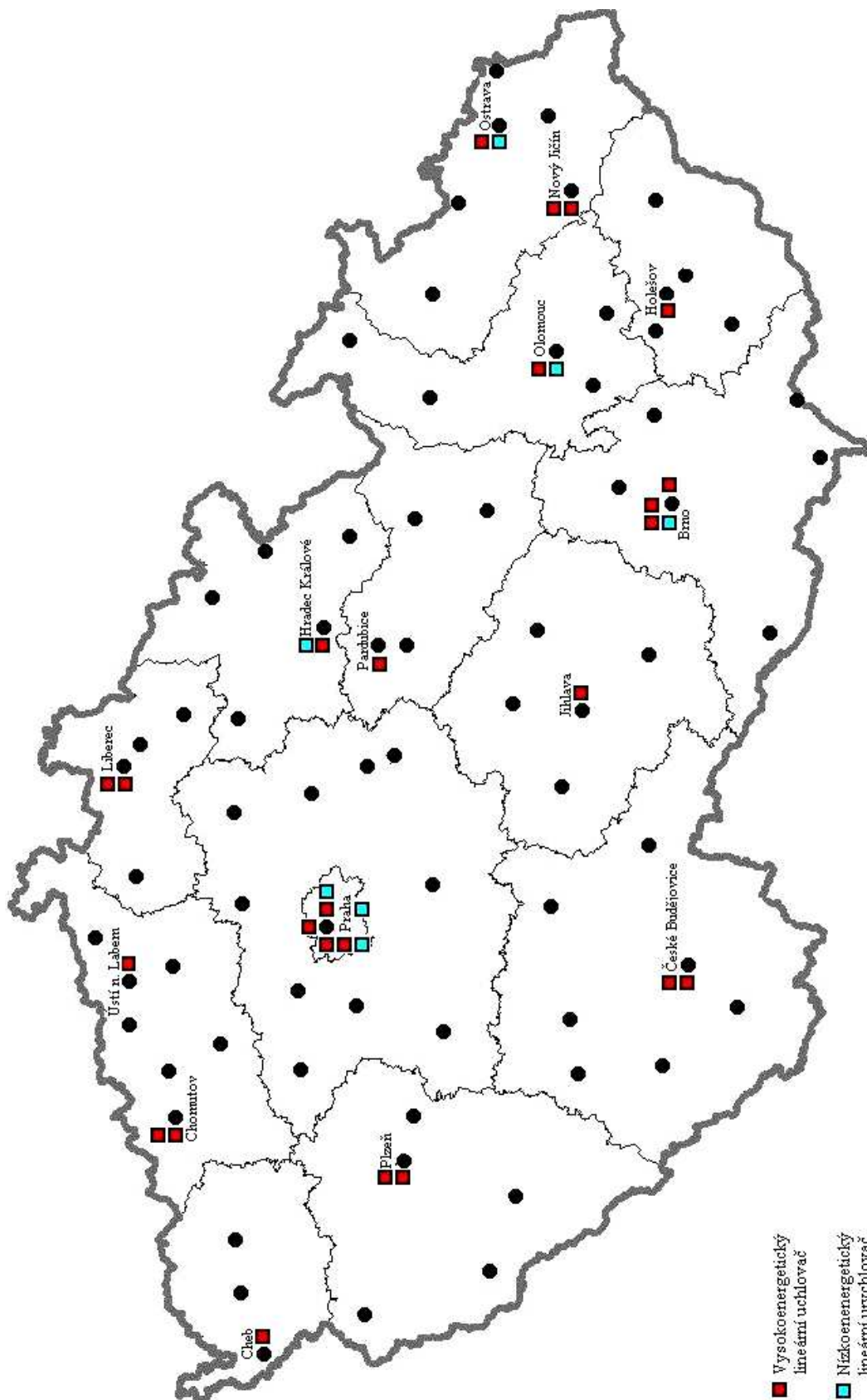
Graf 7 – Početní zastoupení jednotlivých typů lineárních urychlovačů



Graf 8 – Početní zastoupení lineárních urychlovačů firmy Varian na pracovištích v České republice



Obr. 21 – Rozmístění vysokoenergetických a nízkoenergetických lineárních urychlovačů na území České republiky



5.2.4 Automatické afterloadingové přístroje na pracovištích v ČR

Při analýze potřeb brachyterapeutických zařízení doporučila příslušná odborná společnost provozovat na území České republiky 14 – 15 brachyterapeutických jednotek. Ty by dohromady měly poskytnout péči přibližně 3 000 pacientů za rok, přičemž jedna jednotka by měla pokrýt potřeby spádové oblasti čítající přibližně 700 000 obyvatel. Odpovídá to současnému trendu koncentrace této terapeutické modality do velkých center tak, aby byla prováděna vysoce erudovanými specialisty. ⁽³⁰⁾

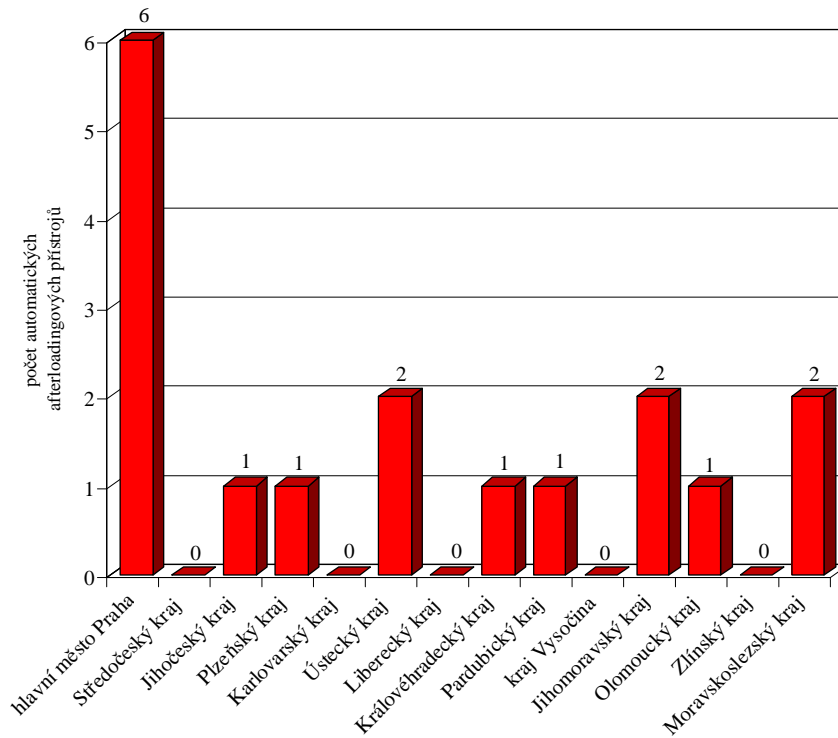
Na 15 pracovištích v ČR je provozováno celkem 17 automatických afterloadingových přístrojů. V pražské FN Na Bulovce vlastní dokonce 3 brachyterapeutické jednotky současně. Do uvedeného počtu pracovišť můžeme ještě zahrnout Léčebné lázně Jáchymov, kde však provádí nenádorovou aplikaci tub s ²²⁶Ra (LDR) metodou manuálního afterloadingu.

Na brachyterapeutických pracovištích u nás jsou provozovány automatické afterloadingové jednotky dvou výrobců. Jedná se o firmu Varian dodávající přístroje Gammamed a Varisource (zdroj ¹⁹²Ir, HDR), a holandskou firmu Nucletron, která má u nás zastoupení v přístrojích Selectron (¹³⁷Cs, LDR/MDR) a Microselectron (¹³⁷Cs, LDR/MDR nebo ¹⁹²Ir, HDR). Početní zastoupení jednotlivých typů přístrojů na pracovištích v České republice činí 7 brachyterapeutických jednotek Gammamed, 5 přístrojů Microselectron, 3 jednotky Selectron a 2 zařízení Varisource (graf 10).

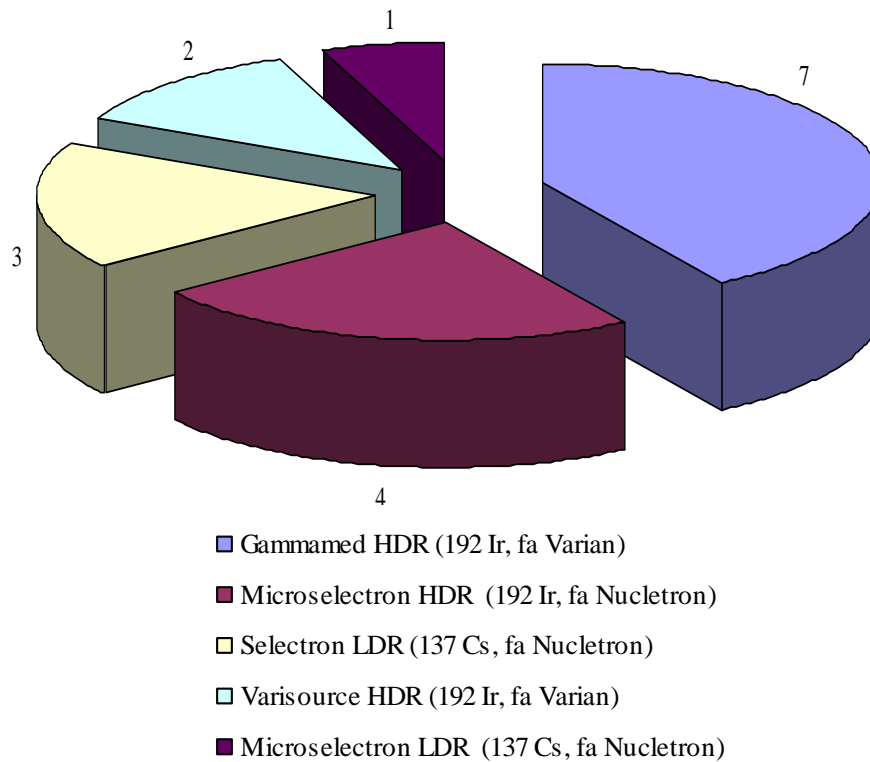
Věk všech automatických AFL přístrojů u nás je do 20 let. Nejdéle v provozu je přístroj Selectron na pracovišti ve VFN v Praze (19 let), naopak nejmladší jednotkou je přístroj Gammamed na pracovišti v Pardubicích, který zde byl zakoupen v roce 2006.

Navrhované množství automatických AFL jednotek (14 – 15) je téměř srovnatelné s aktuálním počtem těchto přístrojů u nás. Vezmeme-li v úvahu, že v ČR je 14 samosprávných krajů, zdá se být optimální provozovat v každém z nich minimálně jednu AFL jednotku. Reálná situace však taková není. V kraji Libereckém, Středočeském, Zlínském a v kraji Vysočina tyto přístroje vůbec nenajdeme (graf 9). Nakolik však jsou tato zařízení v uvedených krajích potřeba je již otázkou, neboť navrhovaná koncepce hovoří pouze o koncentraci brachyterapie do velkých specializovaných center, ale již se nezmiňuje o rovnoměrném zastoupení těchto přístrojů na území České republiky.

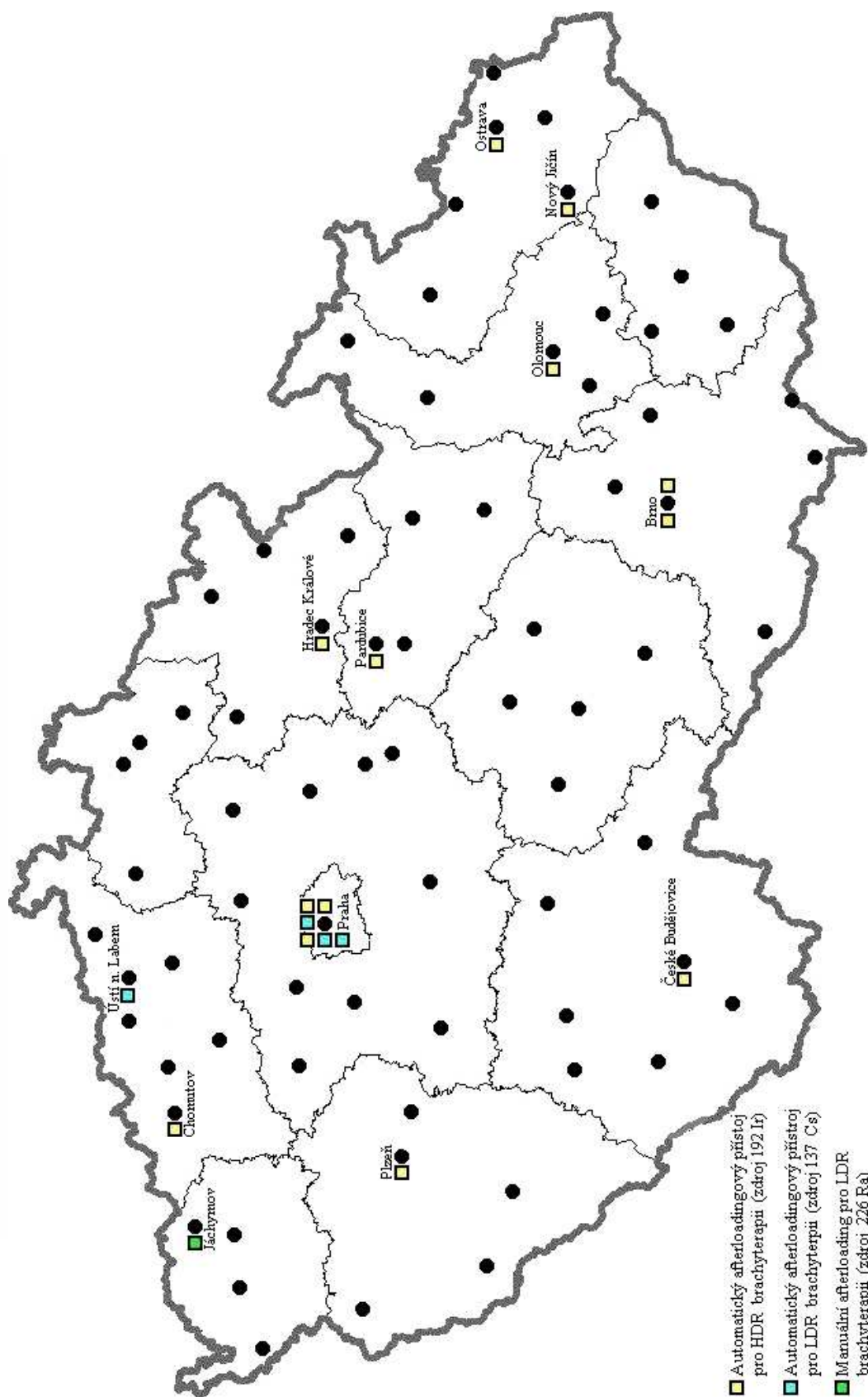
Graf 9 – Počet automatických afterloadingových přístrojů v jednotlivých krajích České republiky



Graf 10 – Početní zastoupení jednotlivých typů automatických afterloadingových přístrojů



Obr. 22 – Rozmístění automatických afterloadingových přístrojů pro HDR a LDR brachyterapii na území České republiky



5.2.5 Připravované změny radioterapeutických přístrojů v ČR

Stejně tak, jako všechno v životě, ani radioterapeutické přístroje nejsou věčné. Opotřebovávají se v průběhu svého používání a mohou také stárnout procesem vývoje a modernizace, který jde stále kupředu. Z těchto důvodů je proto nutné na řadě pracovišť v České republice přemýšlet nad výměnou nejstarších zařízení. Ani množství některých z nich není u nás optimální a tak vzniká snaha dovybavit se jednotlivými přístroji tak, aby jejich počet odpovídal aktuálním potřebám daných pracovišť a oboru radioterapie jako celku.

Jako první budou nastíněny připravované změny týkající se radioterapeutických simulátorů. Zakoupit simulátor pro plánování radioterapie chtějí na pracovišti ve FN Hradec Králové, FN Ostrava, v Chebu, Kladně a Nové Vsi pod Pleší (Ústav onkologie a pneumologie). V případě pracoviště v Hradci Králové se bude jednat pouze o výměnu staršího simulátoru za nový. V Chebu a také ve FN Ostrava, kde vlastní moderní CT-simulátor, se chtějí pouze dovybavit konvenčním přístrojem. Úplnou novinkou bude simulátor na pracovišti v Kladně a Nové Vsi pod Pleší, kde tento přístroj doposud nemají. Jen pro orientaci uvádím, že cena konvenčního simulátoru se pohybuje mezi 18 – 20 mil. Kč a cena CT-simulátoru je přibližně 30 mil. Kč. ⁽²⁹⁾

Rentgenový ozařovač, jehož cena se pohybuje okolo 10 mil. Kč ⁽²⁹⁾, zamýšlí pořídit pracoviště Ostrava, Nový Jičín, Prostějov, Pelhřimov a FN Na Bulovce, kde tento přístroj doposud nemají. Pouze výměna terapeutického rentgenu je plánována v Havlíčkově Brodě a Ústí nad Labem.

Změny týkající se radioizotopových ozařovačů připravuje pracoviště v Jičíně, které hodlá ukončit provoz stávajícího cesiového ozařovače a nahradit ho lineárním urychlovačem. Rovněž kobaltový ozařovač Theratron ve VFN v Praze bude v budoucnu nahrazen lineárním urychlovačem. Pouze pracoviště v Kladně uvažuje nahradit starý kobaltový ozařovač za nový, jehož cena se dnes pohybuje mezi 19 – 20 mil. Kč. ⁽²⁹⁾ Nejrazantnější přístrojové změny jsou plánovány u lineárních urychlovačů. Nelze se tomu divit, vždyť v současnosti jsou nejvíce používaným radioterapeutickým přístrojem u nás. Některá pracoviště již mají jasno v tom, o jaký typ lineárního urychlovače se bude jednat. Například ve FN u sv. Anny v Brně plánují ještě v tomto roce

zakoupit urychlovač Synergy firmy Elekta a pracoviště v Pardubicích urychlovač Clinac 2 100 C/D firmy Varian. Další změny jsou plánovány v Ústí nad Labem, ve FN Na Bulovce, FN Královské Vinohrady, FN Hradec Králové apod. Lineární urychlovače jsou velice nákladné zařízení. Cena nízkoenergetického lineárního urychlovače s jedinou energií fotonového svazku 6 MV je zhruba 50 mil. Kč.⁽²⁹⁾ Vysokoenergetické jednotky s více fotonovými energiemi a s možností volby několika energií svazků elektronových jsou dražší. Cena takového přístroje včetně MLC, verifikačního systému a portálového zobrazovacího systému se pohybuje mezi 60 – 80 mil. Kč.⁽²⁹⁾

Automatickou afterloadingovou jednotku s HDR zdrojem plánuje u nás zakoupit pracoviště v Ústí nad Labem, ve FN Olomouc, FN Královské Vinohrady a FN Na Bulovce. Cena automatického AFL přístroje včetně RTG zařízení nutného pro plánovací snímkování (C ramena) a plánovací konzoly je asi 13 mil. Kč. Přibližně 820 000 Kč ročně je dále nutné počítat na výměnu izotopových zdrojů.⁽²⁹⁾

Nejpozději v roce 2010 bude v České republice otevřeno jedno nové radioterapeutické oddělení, konkrétně v krajské nemocnici Tomáše Bati ve Zlíně. Dnes je ve zlínské nemocnici v provozu pouze jediný radioterapeutický přístroj, hloubkový rentgenový ozařovač Gulmay. Nové radioterapeutické oddělení počítá se simulátorem, výpočetním plánovacím systémem, lineárním urychlovačem a automatickou afterloadingovou jednotkou pro HDR brachyterapii. Dvě pracoviště u nás naopak plánují svou radioterapeutickou praxi zcela ukončit. Jedná se o pracoviště v nemocnici Šumperk, kde do budoucna nebude v rámci radiodiagnostického oddělení provozován rentgenový ozařovač TUR 250 a pracoviště První česká lékařská společnost Praha, kde bude ukončen provoz izotopového ozařovače Cesioterax.

Výše uvedené informace o připravovaných přístrojových změnách v České republice odpovídají plánům jednotlivých radioterapeutických pracovišť v době vyplňování dotazníků. Některá pracoviště však mohla své plány na změny přístrojového vybavení pozměnit, a tak je nutné je brát spíše jako orientační. Jelikož jsou radioterapeutické přístroje velmi nákladná zařízení, je asi nejdůležitějším faktorem ovlivňujícím jejich pořízení stránka finanční a se zakoupením těchto přístrojů je proto nutné počítat s předstihem.

6. Diskuze

V průběhu posledních desetiletí jde medicína stále kupředu, a to zejména pod vlivem rychle se rozvíjející techniky. Pokrok umožňuje i kvalitnější léčbu onkologických onemocnění, jejichž incidence celosvětově stále stoupá. Je proto pochopitelné, že právě v této oblasti se stále hledají a zavádějí novější postupy a vyrábí modernější přístroje a pomůcky. Při zavádění nových léčebných postupů a nových technologií je však nutné vždy rozlišovat mezi novým způsobem léčby a způsobem účinným.

Podle koncepce Společnosti radiační onkologie, biologie a fyziky, vycházející z doporučení IAEA a ESTRO, a podle incidence nádorových onemocnění, by mělo být v České republice v provozu minimálně 56 megavoltážních ozařovačů.⁽³⁰⁾ V současnosti nejpoužívanějším radioterapeutickým přístrojem jsou lineární urychlovače. Následují kobaltové ozařovače, přičemž starší kobaltové jednotky typu Chisostat a Chisobalt již nelze považovat za vhodné k aplikaci radikální terapie. Pokud k celkovému počtu lineárních urychlovačů (32) připočteme kobaltové ozařovače (16) zjistíme, že požadavek 56 megavoltážních jednotek u nás splněn není. Koncepce radioterapie dále počítá provozovat i určité kapacity pro nenádorovou radioterapii, tedy přibližně 15 terapeutických rentgenových přístrojů nebo cesiových ozařovačů.⁽³⁰⁾ Aktuální počet těchto přístrojů činí 21 terapeutických rentgenů a 12 cesiových jednotek. Dále nelze opomenout ani automatické afterloadingové systémy pro brachyterapii. Na základě odhadů je v České republice zapotřebí asi 14 – 15 těchto brachyterapeutických jednotek, jejich aktuální počet u nás je 17.⁽³⁰⁾

Přístrojové zajištění nenádorové radioterapie a brachyterapeutické léčby se zdá být uspokojivé, naopak počet ozařovacích kapacit pro radikální léčbu je zjevně nedostačující. Dalšími otázkami jsou například stáří jednotlivých přístrojů a jejich decentralizace na území České republiky. I v tomto ohledu je situace neuspokojivá. Hlavním důvodem nepříznivého stavu je celková atmosféra oboru radioterapie. V diskuzích o vybavení pracovišť ozařovací technikou jsou obvykle zdůrazňovány vysoké provozní náklady radioterapie. Je pravda, že pořizovací náklady radioterapeutických zařízení jsou vysoké, je však nutno vzít v úvahu, že každý přístroj je funkční několik let a jsou na něm vyléčeny řádově tisíce pacientů.⁽³⁴⁾

I přední čeští odborníci poukazují na nepříznivou situaci oboru a obávají se, že péče o nemocné s rakovinou se začne zhoršovat. „Problém je především v nedostatku a zastaralosti řady ozařovacích přístrojů,“ řekla prim. MUDr. Hana Stankušová, CSc., z pražské motolské nemocnice. Podle ní by situace mohla dopadat na pacienty a projevit se ve zvýšené úmrtnosti na nádorová onemocnění.⁽³³⁾

Přední český onkolog a bývalý předseda České onkologické společnosti prof. MUDr. Pavel Klener, DrSc., obavy svých kolegů odmítnul. „Tvrzení, že množství nejmodernějších ozařovacích přístrojů je nedostatečné, a z toho důvodu se péče zhoršuje, je tendenčně zabarvené,“ řekl Klener.⁽³³⁾

Podle Stankušové chybí Česku podrobná analýza zajištění onkologické péče. Podobný krok ve Velké Británii přitom odhalil, že se tam zhoršilo přežívání onkologických pacientů právě v důsledku nedostatečného zajištění radioterapie. Stankušová dále míní, že síť ozařovacích pracovišť se musí změnit. „Onkologické ozařování by se mělo koncentrovat do větších pracovišť, která budou vybavena všemi potřebnými přístroji a kvalifikovaným personálem,“ dodala.⁽³³⁾

Podle Klenera je však výhodné, aby drahé ozařovací přístroje byly jen v několika špičkových centrech, protože mnohem levnější je pacienta do centra dovézt, než pořizovat se značnými náklady přístroje do každého onkologického střediska. „Racionální je mít špičkově vybavená centra pro těžké případy a vzácné typy nádorů. Nejčastější nádorová onemocnění, jako jsou nádory stěva, plic a prsu, však musí mít standardní léčbu i v menších nemocnicích,“ řekl Klener.⁽³³⁾

MUDr. Jan Haber, CSc., z pražské Všeobecné fakultní nemocnice řekl, že některé zářiče mají zastaralé, ale řeší to tak, že pacienty posílají do Fakultní nemocnice Na Bulovce. „Záření je plánovaná léčba, ne akutní, takže se můžeme dohodnout s pracovišti s lepším vybavením,“ řekl a dodal, že reálná dostupnost léčby u nás je.⁽³³⁾

Doc. MUDr. Pavel Šlampa, CSc., z brněnského Masarykova onkologického ústavu hovoří o katastrofě v případě, že ozařovaných pacientů bude přibývat. „Už teď se prodlužují objednávací lhůty na radioterapii a pacienti čekají na ozáření až pět týdnů,“ poznamenal. Optimální čekací doba je přitom podle něj poloviční.⁽³³⁾

Radiační onkologové nemají možnost tuto nepříznivou situaci ovlivnit. Nákup ozařovací techniky je financován z rozpočtu nemocnic nebo formou účelových dotací MZ ČR a finanční prostředky na nákup nových přístrojů jsou tak více než žalostné. Je tedy přirozené, že při absenci radioterapie indikuje ošetřující lékař cytostatickou chemoterapii, protože nemá jinou volbu. Fakt, že tato terapeutická modalita je většinou podstatně méně účinná a ve svém konečném součtu podstatně nákladnější, zůstává anonymní. ⁽³⁴⁾

V budoucnosti lze u nás při postupné modernizaci přístrojového vybavení a při zavádění programu kvality do radiační onkologie očekávat, že dojde k výraznému zlepšení léčebných výsledků srovnatelnému s výsledky, kterých je běžně dosahováno ve vyspělých západních zemích. Znamená to postupně zavádět do léčebné praxe kvalitní ozařovací přístroje a veškeré dostupné inovace v konvenční radioterapii a také perspektivně uvažovat o zavedení nekonvenčních zdrojů záření. Účelem předkládané koncepce je vytvořit určitý odborný a technický standard na přijatelné mezinárodní úrovni a nadále jej udržovat a rozvíjet. Vzhledem k narůstající incidenci nádorových onemocnění a rostoucím požadavkům na technické vybavení radioterapeutických pracovišť, je třeba počítat s tím, že dosáhnout srovnatelného mezinárodního standardu bude ekonomicky náročné. Předkládaná koncepce by měla přispět k tomu, aby uvažovaného standardu bylo dosaženo co nejdříve bez zbytečného plýtvání státními finančními prostředky. Cílem je zlepšení péče o onkologicky nemocné. K tomu vede centralizace do větších celků, zvýšení technické a odborné úrovně radioterapeutických center a prohloubení spolupráce s ostatními odbornostmi zabývajícími se léčbou zhoubných nádorů. ⁽³⁰⁾

7. Závěr

Zákeřné nádorové onemocnění vyžaduje náročnou a drahou léčbu. Radioterapie, jako jedna z léčebných modalit, přináší naději velkému množství pacientů s tímto onemocněním. Stále přibývají nové poznatky radioterapie, které umožňují zkvalitnit léčbu a vedou tak ke zlepšení kvality života onkologicky nemocných nebo k jejich vyléčení. Již dnes máme k dispozici vědecké informace a technické možnosti, které byly ještě před nedávnem nedostupné.

Úkolem této bakalářské práce bylo poskytnout ucelený přehled dnes nejčastěji používaných radioterapeutických přístrojů. V souvislosti s hypotézou mé práce jsou také uvedeny informace o zastoupení těchto přístrojů na pracovištích radioterapie v České republice. Srovnáním získaných dat s navrhovanou koncepcí radiační onkologie bylo dosaženo ne příliš překvapivých výsledků potvrzujících hypotézu. Množství některých radioterapeutických přístrojů v České republice je vzhledem k aktuálním požadavkům nedostačující. Koncepce se také zmiňuje o nutnosti centralizace ozařovacích přístrojů na menší počet pracovišť, která však budou dokonale technicky a personálně vybavena. Aktuální situace je však spíše obrazem většího počtu radioterapeutických pracovišť a decentralizace přístrojové techniky na území České republiky. Radioterapie u nás se potýká i s dalšími problémy. Nedostatečné je financování oboru, léčba zářením je také málo racionálně využívána a nízké je i povědomí některých lékařských oborů o jejích možnostech.

Tato bakalářská práce může posloužit například jako výuková pomůcka pro předmět Radioterapeutické přístroje nebo jako východisko k dalšímu hodnocení přístrojové techniky na pracovištích radioterapie v České republice. Doposud si studující musí potřebné informace zjišťovat z nejrůznějších zdrojů, v nichž bývají přístroje většinou popisovány náhodně a neúplně. Zde jsou však popsány technicky, a přitom jazykem přístupným studentům, ne technikům.

Všichni pracovníci s ionizujícím zářením si musí být vědomi toho, že tato práce od nich vyžaduje především velkou přesnost, poctivost a důslednost. *Primum non nocere*, především neuškodit, je základním požadavkem v medicíně. Předpokladem naplnění tohoto požadavku v radioterapii je tedy perfektní stav přístrojů, na něž se lze

s důvěrou spoléhat. Právě proto je nutno přístrojům věnovat pozornost nejen v zájmu pacientů, ale také v zájmu pracovníků, kteří s nimi pracují po dobu mnohem delší, než je doba nutná k léčení. Znalost přístrojů, jejich konstrukce, funkcí a možností je prvním předpokladem svědomité práce s nimi. To je posláním, jež musí mít případný čtenář na mysli, totiž že znalosti přístrojů a jejich správné využívání jsou základními předpoklady úspěšné léčby. Na úplný závěr zbývá dodat, že nákup jakéhokoliv radioterapeutického přístroje je značnou finanční zátěží, avšak lidský život se ničím zaplatit nedá.

8. Seznam použité literatury

monografie:

- 1) DOROTÍK, J.: *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2006. 114 s. ISBN 80-7368-220-6
- 2) DOBBS, J., BARRETT, A., ASH, D.: *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992. 302 s. ISBN 80-900235-8-4
- 3) DUBININ, I. a kol.: *Úvod do klinické onkologie a radioterapie*, 1.vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1989. 94 s.
- 4) HORTON, J., HILL, G., J.: *Klinická onkologie*. Praha: Avicenum, 1982. 768 s.
- 5) JURGA, L.: *Klinická onkológia a rádioterapia*. Bratislava: Slovak Academic Press, 2000. 1030 s. ISBN 80-88908-71-X
- 6) KHAN F., M.: *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore: 1994. ISBN 07-8173-065-1
- 7) KOLEKTIV AUTORŮ (EDITOR KLENER, V.): *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin, CZ. 2000. 619 s. ISBN 80-238-3703-6
- 8) KUNA, P., NAVRÁTIL, L.: *Klinická radiobiologie*. Praha: Manus, 2005. 222 s. ISBN 80-86571-09-2

- 9) MACHÁČEK, J.: *Vybrané kapitoly z radioterapie a klinické onkologie*, 1. vyd. Olomouc : Rektorát univerzity Palackého v Olomouci, 1983. 59 s.
- 10) MALECHA, P.: *Simulátor v radioterapii*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, Diplomová práce, 2002. 102 s. ZS-DP-853
- 11) PETERA, J.: *Moderní radioterapeutické metody, V. díl Brachyterapie*, 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. 1998. 33 s. ISBN 80-7013-266-3
- 12) RIMEKOVÁ, E.: *Lineárne urychlovače a kobaltové ožarovače v telerádioterapii*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, Bakalářská práce, 2006. 49 s. ZS-DP-1783
- 13) SPURNÝ, V., ŠLAMPA, P.: *Moderní radioterapeutické metody, IV. díl Základy radioterapie*, 1. vyd., Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. 1999. 118 s. ISBN 80-7013-267-1
- 14) ŠLAMPA, P. a kol.: *Radiační onkologie v praxi*, 2 vyd., Brno: Masarykův onkologický ústav, 2007. 275 s. ISBN 80-86793-02-8
- 15) ZÁMEČNÍK, J.: *Nemocný se zhoubným nádorem*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2002. 63 s. ISBN 80-7040-556-2
- 16) ZÁMEČNÍK, J.: *Radioterapie*. 1. vyd., Praha: Avicenum, 1983. 496 s. ISBN 08-055-83

normy a doporučení:

- 17) ČSN IEC 976 Zdravotnické elektrické přístroje – Lékařské urychlovače elektronů (Funkční charakteristiky)
- 18) ČSN IEC 977 Zdravotnické elektrické přístroje – Lékařské urychlovače elektronů pracujících v rozsahu od 1 MeV do 50 MeV (Směrnice pro funkční charakteristiky)
- 19) ČSN 36 4761 IEC 61168 Radioterapeutické simulátory (Charakteristiky funkčních vlastností)
- 20) ČSN 36 4762 IEC 1170 Radioterapeutické simulátory (Směrnice pro funkční charakteristiky)
- 21) SÚJB. Doporučení zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Radionuklidové ozařovače.
[on-line]. <http://www.sujb.cz/?c_id=88> [cit. 2006-11-28]
- 22) SÚJB. Doporučení pro zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Radioterapeutické simulátory
[on-line]. <http://www.sujb.cz/?c_id=88> [cit. 2006-11-28]
- 23) SÚJB. Doporučení zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Rentgenové ozařovače
[on-line]. <http://www.sujb.cz/?c_id=88> [cit. 2006-11-28]
- 24) SÚJB. Doporučení pro zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Urychlovače elektronů.
[on-line]. <http://www.sujb.cz/?c_id=88> [cit. 2006-11-28]

internetové zdroje:

- 25) 3. PÓL.
[online]. <<http://www.tretpol.cz/index.asp?clanek&view&164>> [cit. 2006-08-08]
- 26) AMEDIS s.r.o.
[on-line]. <<http://www.amedis.cz/med/zastoupeni.php#>> [cit. 2007-03-12]
- 27) HUSLEY, K.: *Ghosted cutaway illustration of linear accelerator*
[on-line]. <<http://www.khulsey.com/oncor.html>> [cit. 2007-03-21]
- 28) NEMOCNICE NA HOMOLCE.
[on-line]. <[http://www.homolka.cz/cz/stereotakticka_a_radiacni_neurochirurgie_\(OSRN\)](http://www.homolka.cz/cz/stereotakticka_a_radiacni_neurochirurgie_(OSRN))> [cit. 2006-08-08]
- 29) RADIOLOGICKÁ SPOLEČNOST ČLS JEP. *Kritéria pro rozmístění, provoz a obměnu vybrané zdravotnické techniky*
[on-line]. <<http://www.crs.cz/index.php?aID=293>> [cit. 2007-04-23]
- 30) SROBF. *Koncepce oboru radioterapie*
[on-line]. <http://www.srobf.cz/cz/KoncepceRT/02_predpisy> [cit. 2006-02-04]
- 31) TRANSKONTAKT MEDICAL – PRODUKTY ELEKTA.
[on-line]. <<http://www.medicaltk.cz/cz/Radiotherapie/>> [cit. 2007-04-23]
- 32) WIKIPEDIA ENCYCLOPEDIA.
[on-line]. <http://en.wikipedia.org/wiki/Main_Page> [cit. 2007-03-14]
- 33) ZDRAVOTNICKÉ NOVINY – PROFESNÍ AKTUALITY. *Radiologové se obávají zhoršení péče o onkologické pacienty*
[on-line]. <<http://zdn.cz/scripts/detail.php?id=163412>> [cit. 2007-02-25]
- 34) ZLEPŠENÍ VÝSLEDKŮ PROTINÁDOROVÉ LÉČBY RADIOTERAPIÍ.
Zlepšení výsledků protinádorové léčby radioterapií
[on-line]. <<http://www.comrad.cz/radioterapieII.htm>> [cit. 2007-04-17]

9. Klíčová slova

- megavoltážní radioterapie
- brachyterapie
- radioterapeutické přístroje
- simulátor
- lineární urychlovač
- radioizotopový ozařovač
- rentgenový ozařovač
- automatický afterloading

10. Seznam zkratek

- AFL – afterloading
- AG – angiografie
- BEV – beam's eye view
- BRT – brachyterapie
- CT – computed tomography
- CTV – clinical target volume
- DR – direct radiography
- DRR – digitally reconstructed radiograph
- D-T – deuterium-tritium
- DVH – dose-volume histogram
- EPID – electronic portal imaging device
- GTV – gross tumor volume
- HDR – high dose rate
- HU – Hounsfield units
- IV – irradiated volume
- LA – linear accelerator
- LDR – low dose rate
- MDR – medium dose rate
- MLC – multileaf collimator
- MR – magnetická rezonance
- PDR – puls dose rate
- PET – pozitronová emisní tomografie
- PTV – planning target volume
- SAD – source-axis distance
- SSD – source-skin distance
- TPS – treatment planning system
- TV – treated volume
- USG – ultrasonografie
- VF – vysokofrekvenční

11. Přílohy

- **Příloha 1 (A – D)** – Dotazník vybavenosti radioterapeutických pracovišť v České republice
- **Příloha 2 (A – F)** – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice
- **Příloha 3** – Radioterapeutický simulátor Acuity firmy Varian
- **Příloha 4** – Radioterapeutický simulátor Ximatron firmy Varian
- **Příloha 5** – Pracovní konzola pro plánování radioterapie se systémem Eclipse
- **Příloha 6** – Terapeutický rentgenový přístroj Gulmay D 3225 a jeho součásti
- **Příloha 7** – Kobaltový ozařovací přístroj Teragam firmy ÚJP Praha
- **Příloha 8** – Lineární urychlovač Synergy firmy Elekta
- **Příloha 9** – Lineární urychlovač Clinac 2 100 C/D firmy Varian
- **Příloha 10** – Fantomový obrázek lineárního urychlovače Primus firmy Siemens
- **Příloha 11** – Fantomový obrázek gantry a hlavice lineárního urychlovače Primus firmy Siemens
- **Příloha 12** – Stereotaktické ozařování Leksellovým gamanožem firmy Elekta
- **Příloha 13** – Automatický afterloadingový přístroj Varisource firmy Varian

- dotazník -

Vybavení radioterapeutických pracovišť v České republice



Laskavě Vás tímto žádám o vyplnění níže uvedených položek za účelem získání důležitých informací pro vypracování bakalářské práce v oboru Radiologický asistent na Zdravotně – sociální fakultě Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích. Za doplnění údajů týkajících se přístrojového vybavení Vašeho pracoviště Vám předem děkuji.

NÁZEV ORGANIZACE A ODDĚLENÍ –

Zde prosím uveďte místo působení Vaší organizace, její název a název oddělení nebo kliniky, např. Brno, FN u sv. Anny, Oddělení klinické a radiační onkologie.

město:

název organizace:

název oddělení, kliniky:

SIMULÁTOR (CT-simulátor) –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti simulátor? Pokud ano, uveďte prosím počet přístrojů na pracovišti a v další kolonce firemní název přístroje, jeho výrobce a rok uvedení do provozu, např. Ximatron, Varian, 1995. V případě, že máte na pracovišti větší počet přístrojů, uveďte tyto údaje u všech.

počet přístrojů na pracovišti (slovy):

firemní název, výrobce, rok uvedení do provozu:

1.

2.

3.

vlastníte simulátor:

ANO NE

PLÁNOVACÍ SYSTÉM –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti plánovací systém? Pokud ano, uveďte prosím jaký, např. Cadplan. Pokud používáte na pracovišti zvlášť existující plánovací systém pro brachyradioterapii, neuvádějte ho prosím.

typ používaného plánovacího systému:

používáte plánovací systém:

ANO NE

PLÁNOVACÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRAF –

Je konvenční výpočetní tomograf užívaný při plánování radioterapie v současné době součástí přímo Vašeho oddělení?

vlastníte na Vašem odd. konvenční počítačový tomograf:

ANO NE

PLÁNOVACÍ VYŠETŘENÍ –

Používáte na Vašem pracovišti v současné době při plánování radioterapie výsledky z jiných zobrazovacích metod než z počítačové tomografie, např. z MR, nukleární medicíny apod.? Označte nebo jinak zvýrazněte jednu z možností.

ANO – BEŽNE

OBCAS

VYJIMEČNĚ

NE – NEPOUŽÍVÁME

RADIOIZOTOPOVÉ OZAŘOVACÍ PŘÍSTROJE –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti izotopový ozařovač? Pokud ano, uveďte prosím počet přístrojů na pracovišti a v další kolonce firemní název přístroje, zdroj záření, výrobce přístroje a rok uvedení do provozu, např. Chisobalt, Co⁶⁰, Chirana, 1991. V případě, že máte na pracovišti větší počet přístrojů, uveďte tyto údaje u všech.

počet přístrojů na pracovišti (slovy):

firemní název, zdroj záření, výrobce, rok uvedení do provozu:

1.

2.

3.

vlastníte radioizotopový ozařovač:

ANO

NE

URÝCHLOVAČE ČÁSTIC –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti urychlovač? Pokud ano, uveďte prosím počet přístrojů na pracovišti a v další kolonce firemní název přístroje, výrobce přístroje a rok uvedení do provozu, např. Clinac 2100 C, Varian, 1991. V případě, že máte na pracovišti větší počet přístrojů, uveďte tyto údaje u všech. U každého z přístrojů také prosím uveďte jaké druhy záření přístroj generuje (brzděné X, elektrony, oba typy) a u každého typu záření uveďte všechny škály energií, kterých je přístroj schopen, např. brzděné X, 6, 12, 18 MV.

počet přístrojů na pracovišti (slovy):

firemní název přístroje, výrobce, rok uvedení do provozu:
druhy generovaného záření a všechny škály energií:

1. –

–

–

2. –

–

–

3. –

–

vlastníte lineární urychlovač:

ANO

NE

RENTGENOVÉ OZAŘOVACÍ PŘÍSTROJE –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti RTG ozařovač? Pokud ano, uveďte prosím počet přístrojů na pracovišti a v další kolonce firemní název přístroje, výrobce přístroje a rok uvedení do provozu. V případě, že máte na pracovišti větší počet přístrojů, uveďte tyto údaje u všech.

počet přístrojů na pracovišti (slovy):

firemní název přístroje, výrobce, rok uvedení do provozu:

1. –

2. –

vlastníte RTG ozařovač:

ANO NE

ANO	NE
-----	----

BRACHYTERAPIE –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti afterloadingový přístroj pro brachyterapii? Pokud ano, uveďte prosím počet přístrojů na pracovišti a v další kolonce firemní název přístroje, zdroj záření, výrobce přístroje a rok uvedení do provozu, např. Varisource, Ir¹⁹², Varian, 1995. V případě, že máte na pracovišti větší počet přístrojů, uveďte tyto údaje u všech. U každého z přístrojů také prosím uveďte jakého dávkového příkonu je přístroj na Vašem pracovišti schopen (HDR, LDR, „MDR, PDR“).

počet přístrojů na pracovišti (slovy):

firemní název, zdroj záření, výrobce, rok uvedení do provozu:
užívaný dávkový příkon:

1. –

–

2. –

–

vlastníte afterloadingový ozařovač:

ANO NE

ANO	NE
-----	----

STEREOTAKTICKÉ OZAŘOVÁNÍ –

Provozujete v současné době na Vašem pracovišti přístroj pro stereotaktické ozařování typu Gamma kníže nebo provádíte stereotaxi lineárním urychlovačem?

blíže specifikujte Vámi prováděné stereotaktické ozařování:

provádíte stereotaktické ozařování:

ANO NE

ANO	NE
-----	----

CO NOVÉHO PŘIPRAVUJETE –

Hodláte na Vaše pracoviště v nejbližších několika letech zakoupit nějaký s přístrojů používaných v radioterapii a zvýšit tak počet přístrojů na Vašem pracovišti? Hodláte vyměnit starší přístroj za novější nebo chcete provoz nějakého přístroje zcela ukončit? Uveďte prosím jakékoliv chystané plány do budoucna.

připravované změny na pracovišti:

JINÁ RADIOTERAPEUTICKÁ PRACOVIŠTĚ –

Víte o jiných radioterapeutických zařízeních v ČR kromě těch, které jsou zde uvedeny? Pokud ano, uveďte je prosím, pomůžete tak při získávání informací z dalších terapeutických pracovišť.

radioterapeutická pracoviště:

- Radioterap. a onkol. klinika FNKV – Praha
- Odd. stereotakt. a radiační neurochir. FN Na Homolce
- Onkologická klinika VFN – Praha
- Radioterap.-onkologické odd. FN Motol – Praha
- ÚRO Bulovka – Praha
- Onkologické odd. FTN Praha
- Zdravotnické zařízení Smíchov – Praha
- RTO Ústí nad Labem
- RTO České Budějovice
- RTO FN Plzeň – Bory
- Zdravotnické zařízení Doubravka – Plzeň
- Klinika onkologie a radioterapie FN Hradec Králové
- RTO Chomutov
- Ústav onkol. a pneumologie – Nová Ves p. Pleší
- Odd. radiační onkologie Havlíčkův Brod
- Odd. radiační onkologie MOÚ – Brno
- Odd. klinické a radiační onkologie FN u sv. Anny – Brno
- RTO FN Brno – pracoviště porodnice
- Radioterap. a onkol. klinika FN Olomouc
- Radioterapeutická klinika FN Ostrava
- Radioterapie Holešov s.r.o.
- Multiscan s.r.o., radioterapie – Pardubice
- Onkol. centrum J. G. Mendla Nový Jičín
- Odd. radiační onkologie Prostějov
- Odd. radiační onkologie Jičín
- Odd. klinické a radiační onkol. Liberec
- Odd. radiační onkologie Trutnov
- Odd. radioterapie a klin. onkologie Cheb
- Onkologické centrum Zlín
- RTO Jihlava
- RTO Kladno
- RTO Písek
- Léčebné lázně Jáchymov
- Odd. klinické a radiační onkologie Znojmo
- Onkologické odd. Pelhřimov
- RTO Šumperk
- Radiodiagnostické odd. Přešov
- Odd. radiační onkologie Prostějov
- První česká lékařská spol. s.r.o. – Praha

Jiná radioterapeutická pracoviště:

1.
2.
3.
4.
5.

Závěrem Vám chci co nejrdečněji poděkovat za Vaš drahocenný čas, který jste strávily nad vyplňováním údajů. Získané informace budou použity pouze pro potřebu této bakalářské práce.

Dovoluji si Vás tímto ještě požádat o uvedení Vašeho jména a příjmení a také Vašeho postavení na pracovišti, např. Bc. Pavlína Stoklasová, vedoucí ra. laborant (vedoucí lékař, technik, fyzik apod.), a kontakt na Vás (e-mailovou adresu nebo telefonní číslo).

datum:

jméno, příjmení, postavení na pracovišti:

kontakt:

Michal Novák
student 3. ročníku
oboru radiologický asistent
na Zdravotně-sociální fakultě
Jihočeské univerzity
v Českých Budějovicích.

Příloha 2A – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 1)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (firma, název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zda-li je přímo na pracovišti)	Plánovací vyř. mimo CT (např. MR, PET, jak často)	Izotopové ozářovače (firma, název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu)	Lin. urychlovače (firma, název, výrobce, rok uvedení do provozu, druh záření – energie)	RIG-ozář. (firma, název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Brachyterapie (firma, název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, druh, příkon)	Novinky
1	FN Hradec Králové – Klinika onkologie a radioterapie	Ximatron, Varian, 1995	Cadplan, Eclipse	NE	OBČAS		– Clinac 2100 C, Varian, 1997, X 6, 15 MV, el. 6,9,12,16,20 MeV – Clinac 600 C, Varian, 1997, X 6 MV (6.členná MLC a poskládání)	– Pantak 225, Elmipet-Austria, 1998 – Philips RT 100, Philips, 1985 (govrč.)	Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed, (Varian), 1996, HDR	Plánována je výměna simulátoru a urychlovači
2	Multiscan, s.r.o., Pardubice – Oddělení radioterapie	CT-sim. HiSpeed NX/i, GE Medical, 2002, (CT-simulátor)	Eclipse, Hélos (pro tech. IMRT)	nají CT-simulátor	ANO – BĚŽNĚ	Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1989	Clinac 2100 C/D, Varian, 2003, X 6, 18 MV, el. 6,9,12,16,20 MeV – Clinac 2100 C/D, Varian, 2006, X 6, 18 MV, el. 6,9,12,16,20 MeV		Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed, (Varian), 2006, HDR	Plánováno zakoupení Clinac 2100 C/D
3	MOU Brno – Oddělení radiční onkologie	Ximatron CX, Varian, 1998	Eclipse, Cadplan	NE	ANO – BĚŽNĚ		– Clinac 2100 C/D, Varian, 2005, X 6, 18 MV, el. 6,9,12,16,20 MeV – Clinac 600 C, Varian, 1998, X 6 MV (běžně stereotaxe na LU)	Gulmay D 3225, Gulmay medical - UK, 2003	Varisource, ¹⁹² Ir, Varian, 2004, HDR	
4	FN Brno – porodnice – Oddělení radiční onkologie		Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Chisostat, ⁶⁰ Co, Chirana, 1986			Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed, (Varian), 1996, HDR	
5	FN Brno – Oddělení klinické a radiční onkologie	PreciseSim, Elekta, 2005	PrecisePlan C.M.S. Focus	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 1996	Synergy, Elekta, 2005, X 6, 10, 18 MV, el. 4, 6, 8, 10, 12, 15, 18, 20 MeV			Účajně 2007 zakoupení stereotakt. LU Elekta Synergy S
6	Nemocnice Znojmo p.o. – Oddělení radiční a klinické onkologie	Siemens S 3503, Siemens, 1987	Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Chisostat S01, ⁶⁰ Co, Chirana, 1986				
7	Radioterap. Holešov, s.r.o., MUDr. Zojic	Siemens S 3503, Siemens, 1984 Terax, ÚJP Praha, 2005	Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2000	Phanis, Siemens, 2006, X 6, 15 MV, el. 5, 7, 8, 10, 12, 14 MeV	Medicor THX 250, Medicor-Budapešť, 1986		

Příloha 2B – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 2)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (firmai název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zda-li je přímo na pracovišti)	Plánovací výř. mimo CT (např. MR, PET, jak často)	Izotopové ozářovače (firmai název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu)	Lin. urychlovače (firmai název, výrobce, rok uvedení do provozu, skup. záření – energie)	RTG ozář.	Brachyterapie (firmai název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, denš. příkon)	Novinky
8	Brňova nemocnice Zlín – Onkolog. centrum - radioterapie			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			Guinmay D 3225, Guinmay medical – UK, 2002		Nejpozději do roku 2010 dobud. RTO se sim. plán syst. ad. Předpokládá se IJ s dalšími energ. a IGRT a také BRT
9	Onkolog. centrum J.G. Medela N. Jičín – radioterapie a.s.	Acuity Platinum, Varian, 2003	Eclipse	NE	ANO – BĚŽNĚ		– Clinac 2100 C/D, Varian, 2003, X 6, 18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV – Clinac 2100 C/D, Varian, 2004, X 6, 18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV	Varisource, ¹⁹² Ir, Varian, 2004, HDR		Plánováno zakoupení RTG ozářovače
10	Nemocnice Sumpert, a.s. – RDG oddělení - radioterapie			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			TUR 250, VEB Berlin, VEB Schiralechtlin Dresden, 1991		Plánováno ukončení provozu – SÚB
11	FN Ostrava – Radioterap. klinika	Siemens CT, Siemens medical, 2002, (CT-simulátor)	Plato	mají CT-simulátor	OBČAS	– Teragun, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2000 – Cesioterax, ¹³⁷ Cs, Chrána, 1974	– Synergy (MRT), Elekta, 2005, X 6 MV el. 6, 8, 10, 12, 15 MeV – Synergy (cort), Elekta, 2006, X 6, 18 MV el. 6, 8, 10, 12, 15 MeV	Microselectron, ¹⁹² Ir, Nucletron, HDR, 1996		Rozšíření virtuálního simulátoru, koupě konv. simul., kompé terap. RTG
12	FN Olomouc – Radioterap. Oddělení onkolog. kliniky	SLS 23, Philips, 1997	Plan W	NE	OBČAS	– Teragun, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2001 – Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chrána, 1986	– SLI 20+, Philips, 1997, X 6, 18 MV el. 4, 6, 10, 12, 15, 18 MeV – Primus Mid energy, Siemens, 2001, X 6 MV el. 6, 10, 12 MeV	Microselectron, ¹⁹² Ir, Nucletron, 1994, HDR		Plánována je postupu obnava ozář. za nejmoder. (IMRT, IGRT) a také výměna BRT
13	Nová Paterov – RDG Oddělení			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			TUR 250, VEB-B, VEB-STD, 1968		

Příloha 2C – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 3)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (jméno, název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zda-li je přímo na pracovišti)	Plánovací tvůrčí, mimo CT (diagr. MR, PET, jak často)	Izotopové ozářovače (jméno, název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu)	Lin. urychlovače (jméno, název, výrobce, rok uvedení do provozu, druhý zdroj – energie)	RTG ozář. (jméno, název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Brachyterapie (jméno, název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, dávka, příkon)	Novinky
14	Nemocnice Prostějov, p.o. – Oddělení radiční onkologie		Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	– Chisobalt 2B, ⁶⁰ Co, Chirána, 1995 – Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirána, 1995 – Teragan, ⁶⁰ Co, UIP Praha, 1996 – Cesioterax 3, ¹³⁷ Cs, Chirána, 1978			Nitria vým. ozářovacích přístrojů Plamienne hloubkové RTG	
15	Nemocnice Havl. Brod, p.o. – Oddělení radiční onkologie	Philips AcOSim3, Philips, 2004 (CT-simulátor)	Plan W	nají CT-simulátor	NE – NEPOUŽÍVÁME			Medicor THX 250, Medicor-Budapešť, 1976		Plánovana výměna RTG ozářovače
16	Nemocnice Jihlava, p.o. – Onkolog. oddělení	Acuity, Varian, 2004	Eclipse	NE	OBCĀS		Clinac 2100 C/D, Varian, 2004, X 6, 18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV	Stabilipan, Siemens, 1975		
17	Nemocnice Pelhřimov, p.o. – Onkolog. oddělení			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirána, 1995				Koupě terap. RTG
18	Nemocnice Č.Budějov., a.s. – Onkolog. oddělení	Acuity, Varian, 2007	Cadplan, Eclipse	NE	OBCĀS		– Clinac 2100 C/D, Varian, 2004, X 6, 18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV – Clinac 2100 C/D, Varian, 2007, X 6, 18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV	RTG WH 225, Hille, 1994	Gammaused 12, ¹⁹² Ir, Gammaused (Varian), 1994, HDR	
19	Nema, Písek – Oddělení radioterapie			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Cesioterax 3, ¹³⁷ Cs, Chirána, 1981				
20	FN Plzeň – Radioterap. oddělení	Simulix, Nucletron, 2004	Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME		– Precise, Elekta, 2004, X 6, 18 MV el. 4, 6, 10, 12, 15, 18 MeV – Synergy, Elekta, 2006, X 6, 18 MV el. 6, 10, 12, 15, 20 MeV		Microselectron, ¹⁹² Ir, Nucletron, 1994, HDR	
21	Zátaav. zařiz. Doubravka, s.r.o., Plzeň – Radioter. oddělení			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			TUR 250, VEB Berlin, VEB Schiralestechnik Dresden, 1984		

Příloha 2D – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 4)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (nmenší úzev, zdroj, výroba, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zdání je přímo na pracovišti)	Plánovací vyř. mimo CT (např. MR, PET, jist. část)	Izotopové ozářovače (nmenší úzev, zdroj, výroba, rok uvedení do provozu)	Iln. urychlovače (nmenší úzev, zdroj, výroba, rok uvedení do provozu, druhý záření – energie)	RIG-ozář. (nmenší úzev, výroba, rok uvedení do provozu)	Brachyterapie (nmenší úzev, zdroj, výroba, rok uvedení do provozu, dávč. přilož.)	Novinky
22	Nemocnice Cheb, a.s. – Oddělení radioterap. a klinické onkologie	Exonno, Siemens, 2003 (CT-simulátor) – in. Meikon – dotváří PC program umožňující přesněji plánovat a nastavovat (dávčební plán, simulátor)	Plato	mají CT-simulátor	VYJMEČNĚ	Primus, Siemens, 2003, X 6, 10, 10, 12, el. 5, 7, 8, 10, 12, 14 MeV – Precise, Elekta, 2003, X 6, 15 MV el. 6, 12 MeV – Precise, Elekta, 2006, X 6, 10, 15 MV el. 4, 8, 12, 15 MeV	TUR 250, VEB Berlin, VEB Schralentechnik Dresden, 1968		Plánujeme zakoupit konvenční simulátor	
23	Nemocnice Chomutov, p.o. – Onkolog. centrum	PreciseSim, Elekta, 2004	Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME		TUR 250, VEB Berlin, VEB Schralentechnik Dresden, 1966	Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed (Varian), 1994, HDR		
24	Léčebné lázně Jáchymov, a.s.			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME		Stabilipan, Siemens, 1972	Mamalni afterloading vlastní konstrukce pro nenadr. Aplikaci tub s ²²⁶ Ra, LDR		
25	Oblastní nemocnice Kladno, a.s. – RIO		Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	– Chisostat S01, ⁶⁰ Co, Chirana, 1978 – Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1994			Nákup nového kobaltového ozář. a konv. simulátoru	
26	Ustav onkol. a pneumolog. N.V.pod Peři – Onkolog. oddělení FN Na Homolce, Praha – Odd. stereotakt. a radiční neurochir.		Plan W	NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Tetragam, ⁶⁰ Co, ÚIP Praha, 2003			Plánujeme porizeni konvenč. simulátoru	
27			Gamma-plan pro stereo.	NE	ANO – BĚŽNĚ	Leksell gammaknife, Elekta, 1992, (v manžických letech rekonovová za cca. 100mil. Kč, nově kobaltové zdroje, APS, apod.)				
28	FN Motol, Praha – Radioterap. – onkolog. oddělení	Acuity, Varian, 2007	Eclipse	ANO	OBCAS	– Clinac 2100 C/D, Varian, 2006, X 6, 18 MV el. 6, 9, 12, 16, 20 MeV – Clinac 2100 C/D, Varian, 2007, X 6, 18 MV el. 6, 9, 12, 16, 20 MeV – Clinac 600 C, Varian, 1997, X 4 MV		Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed (Varian), 1998, HDR		

Příloha 2E – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 5)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (řídenní název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zdání je přímo na pracovišti)	Plánovací výš. mimo CT (např. MR, PET, jisk. část)	Izotopové ozářovače (řídenní název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, deněk záření – energie)	Lin. urychlovací (řídenní název, výrobce, rok uvedení do provozu, deněk záření – energie)	RTG ozář. (řídenní název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Brachyterapie (řídenní název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, deněk záření – energie)	Novinky
29	FN Na Bulovce, Praha – Ústav radiční onkologie	Acuity, Varian, 2006 (Simulátor-CT optico)	Eclipse	ANO	ANO – BĚŽNÉ	- Clinac 2100 C/D, Varian, 2004, X 6,18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV - Clinac 600 C, Varian, 1997 X 6 MV	- Clinac 2100 C/D, Varian, 2004, X 6,18 MV el. 6,9,12,16,20 MeV - Clinac 600 C, Varian, 1997 X 6 MV		Nucletron, 1990, LDR/MDR - Microselectron, ¹³⁷ Cs, Nucletron, 1990, LDR/MDR - Microselectron, ¹⁹² Ir, Nucletron, 2000, HDR.	Plánujeme zakoupit LU s X 6,18 MV, e 6-20 MeV, LU s X 4MV, RTG ozářovač a HDR BRT
30	FNKV, Praha – Radioterap. a onkol. klinika	Ximatron, Varian, 1999	Csoplán	NE	ANO – BĚŽNÉ	Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2003	Clinac 2100 C, Varian, 1999, X 6,15 MV el. 6,9,12,16,20 MeV		Gammamed 12i, ¹⁹² Ir, Gammamed, (Varian), 1990, HDR	Nákup nového LU, obnova BRT
31	Všeobecná FN, Praha – Onkol. Klinika	CT-Sim/600, MHTI – USA, 1994 (CT-simulátor)	Teraplán plus	nazji CT-simulátor	ANO – BĚŽNÉ	- Theratron T1000, ⁶⁰ Co, Theratronics – Canada, 1994 - Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1989	Clinac 2100 C, Varian, 1999, X 6,15 MV el. 6,9,12,16,20 MeV	Gulmay D3225, Gulmay medical – UK, 2002	Selectron, ¹³⁷ Cs, Nucletron, 1989, LDR/MDR	V roce 2007 proběhne výměna Theratron T1000 za LU
32	Fakultní Thomayer nemocnice, Praha – Onkol. odd. radioterapie	Coherence, Siemens, 2006 (CT-simulátor)	CMS XIO	nazji CT-simulátor	NE – NEPOUŽÍVÁME		Primus, Siemens, 2003, X 6 MV el. 5, 7, 8, 10, 12, 14 MeV			
33	První česká lékařská společnost, s.r.o., Praha – Onkolog. oddělení			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME	Cesoterax 3, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1969 instal. V ÚRO FNB, v PČLS od 1992				Plánujeme ukončení provozu
34	Zdravot. zařízení Smíchov, Praha – RTO			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			Gulmay D3225, Gulmay medical – UK, 2005		
35	Masaryk. nemocnice, Ústí n. Labem – Radioterap. oddělení	Simview 3000, Siemens, 2001	Plato	NE	VÝTÍMEČNÉ	Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2002	Primus, Siemens, 2001, X 6,15 MV el. 6, 8, 9, 10, 12, 14 MeV	TUR 250, VEB Berlin, VEB Schraleintechnik Dresden, 1971	Selectron, ¹³⁷ Cs, Nucletron, 1992, LDR/MDR	Výměna RTG TUR 250, do 5ti let HDR BRT a 2 LU taky do 5ti let.

Příloha 2F – Souhrn přístrojového vybavení jednotlivých radioterapeutických pracovišť v České republice (strana 6)

č.	Název pracoviště	Simulátor, CT-sim. (firmní název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Plánovací systém	Konv. plánovací CT (zda-li je přímo na pracovišti)	Plánovací vyš. mímo CT (např. MR, PET, jak často)	Izotopové ozařovače (firmní název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu)	Lin. urychlovače (firmní název, výrobce, rok uvedení do provozu, druhý zdroj – energie)	RTG ozař. (firmní název, výrobce, rok uvedení do provozu)	Brachyterapie (firmní název, zdroj, výrobce, rok uvedení do provozu, dávka, příkon)	Novinky
36	Oblastní nemocnice Jičín – Oddělení radiční onkologie	CT-sim HiSpeed NX/i, GE medical, 2006, (CT-simulátor)	Plan W	nají CT-simulátor	NE – NEPOUŽÍVÁME	- Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 1991 - Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1987	- Precise, Elekta, 2002, X 6, 15 MV el. 4, 8, 12, 15 MeV - Synergy, Elekta, 2006, X 6, 18 MV el. 6, 10, 12, 15, 20 MeV	RTG WH 225, Hille, 1998		Po ukončení provozu Českého ozář. zakoupení LU
37	Krajská nemocnice Liberec – Odd. klin. a radiční onkologie	Ximatron, Varian, 1996	Teraplan plus	NE	OBCAS					
38	Hana medical, s.r.o., Náchod – Radioterap.			NE	NE – NEPOUŽÍVÁME			TUR 250, VEB Berlín, VEB Schraleentechnik Dresden, 1994 - TUR 250, VEB Berlín, VEB Schraleentechnik Dresden, 1962		
39	Oblastní nemocnice Trutnov, a. s. – Odd. radiční onkologie	CT-sim Exonuo, Siemens, 2006 (CT-simulátor)	Plan W	nají CT-simulátor	VÝJIMEČNĚ	- Teragam, ⁶⁰ Co, ÚJP Praha, 2002 - Cesioterax 3N, ¹³⁷ Cs, Chirana, 1988		- Chacoul RTG Mecitor – Budapešť, 1965 (konstrukce)		

Příloha 3 – Radioterapeutický simulátor Acuity firmy Varian ⁽²⁶⁾



Příloha 4 – Radioterapeutický simulátor Ximatron firmy Varian



Příloha 5 – Pracovní konzola pro plánování radioterapie se systémem Eclipse



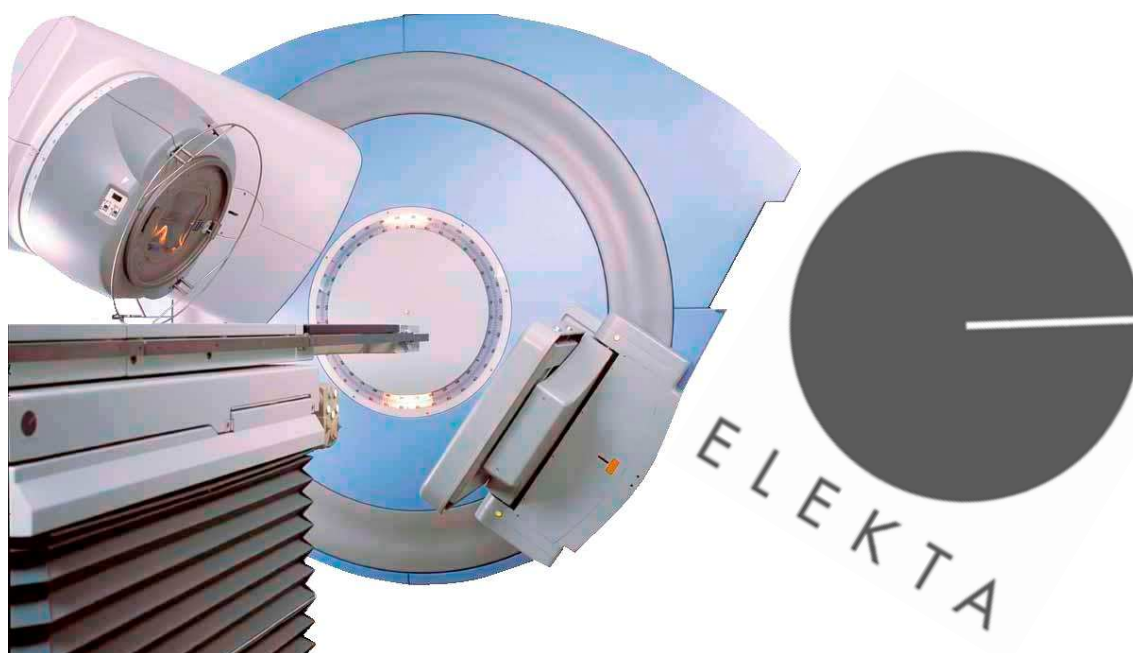
Příloha 6 – Terapeutický rentgenový přístroj Gulmay D 3225 a jeho součásti



Příloha 7 – Kobaltový ozařovací přístroj Teragam firmy ÚJP Praha



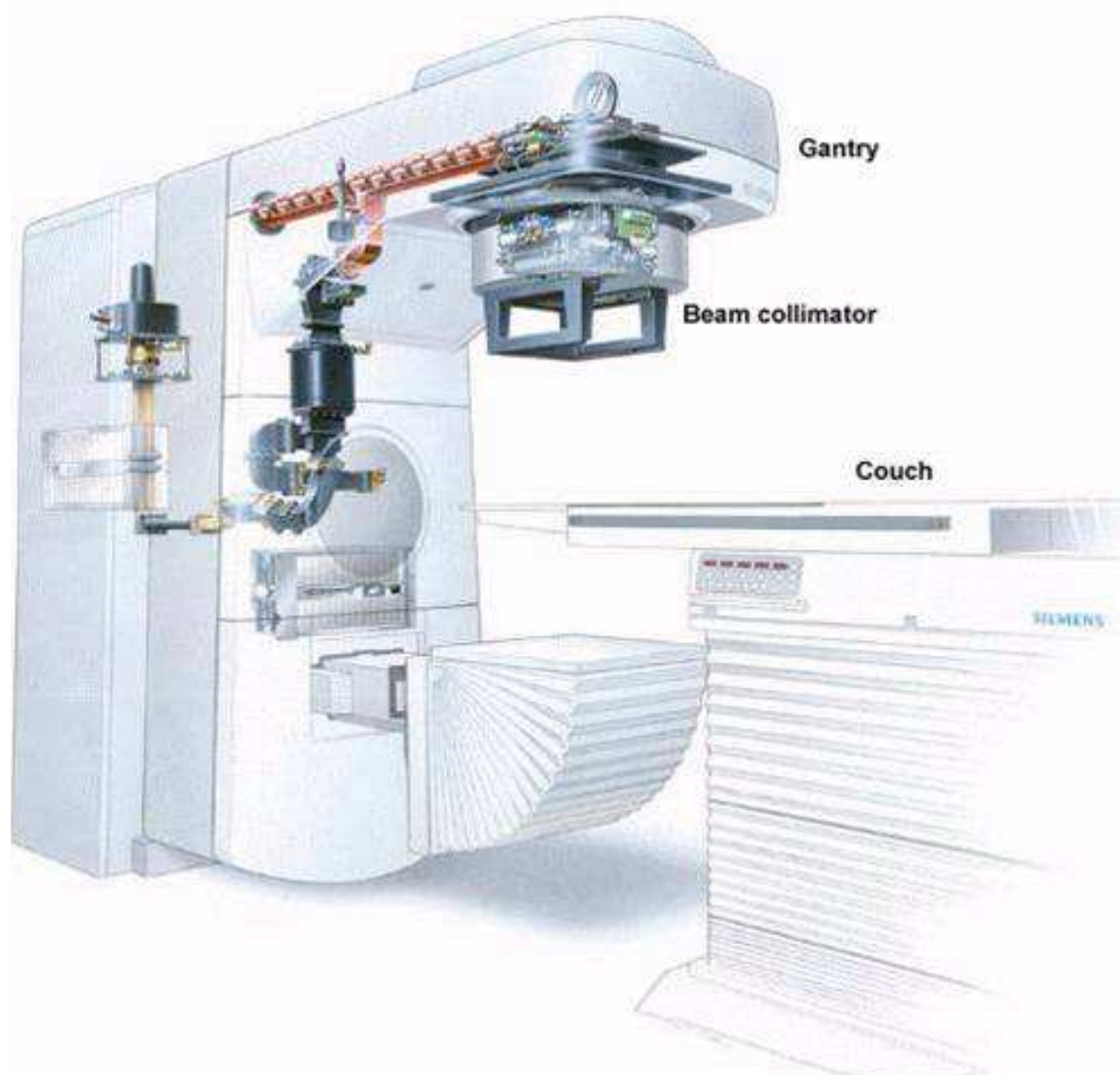
Příloha 8 – Lineární urychlovač Synergy firmy Elekta ⁽³¹⁾



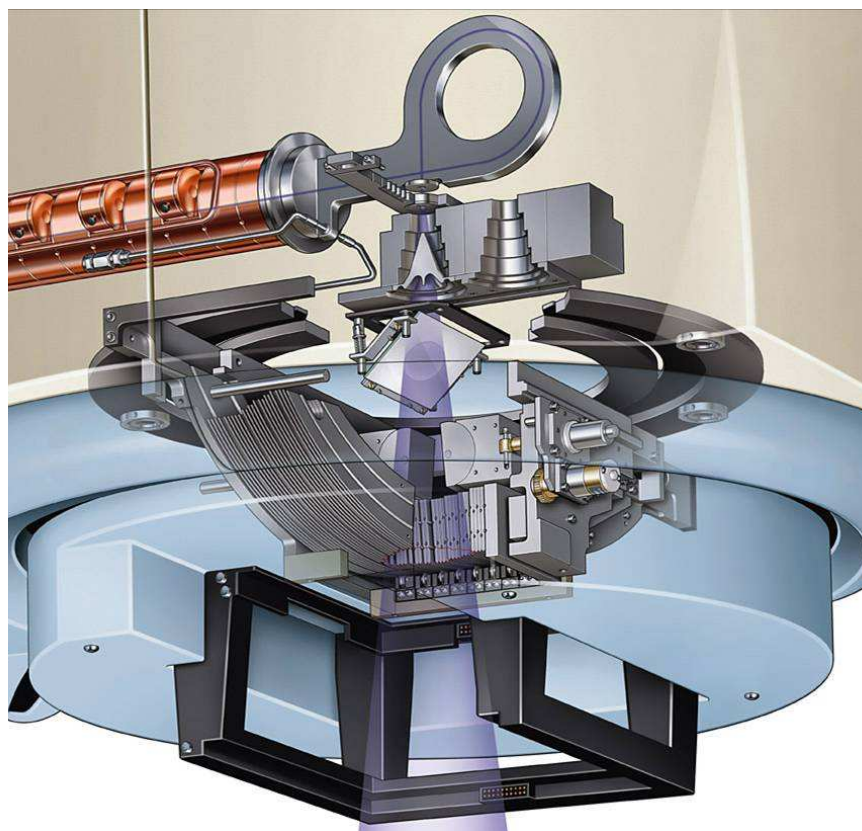
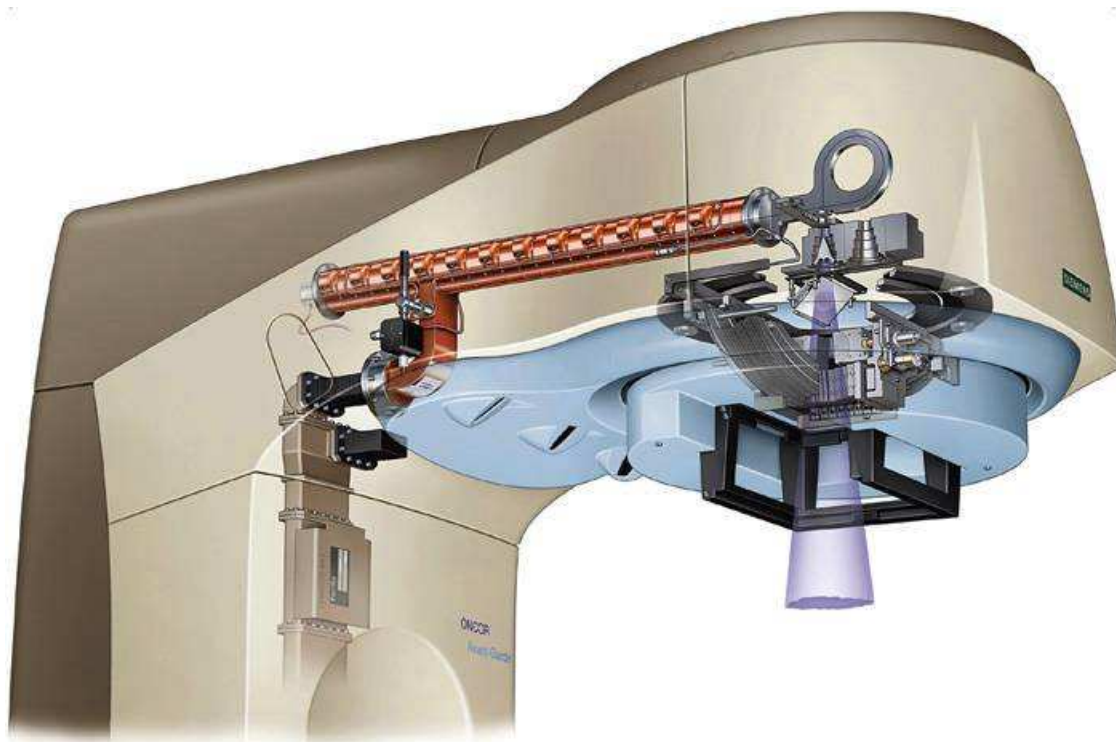
Příloha 9 – Lineární urychlovač Clinac 2 100 C/D firmy Varian



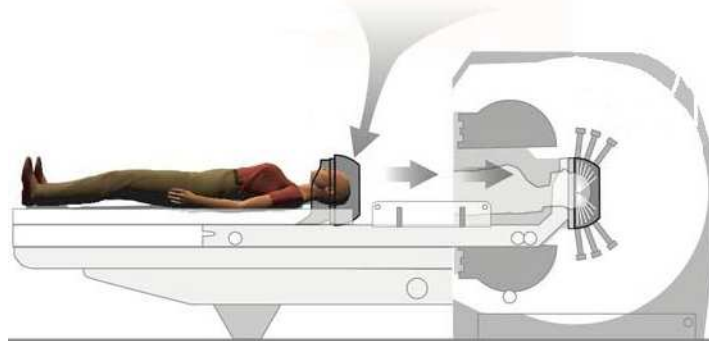
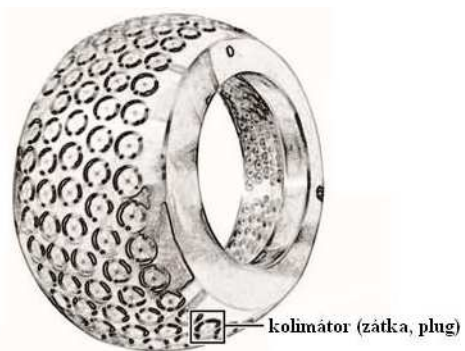
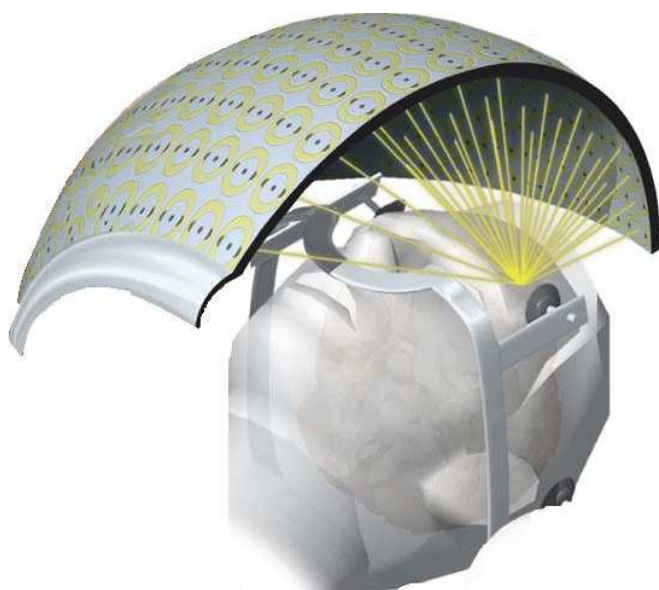
Příloha 10 – Fantomový obrázek lineárního urychlovače Primus firmy Siemens ⁽²⁷⁾



Příloha 11 – Fantomový obrázek gantry a hlavice lineárního urychlovače Primus firmy Siemens (27)



Příloha 12 – Stereotaktické ozařování Leksellovým gamanožem firmy Elekta (28, 31)



Příloha 13 – Automatický afterloadingový přístroj Varisource firmy Varian (^{192}Ir) ⁽²⁶⁾

