

Vysoká škola zdravotnická, o. p. s.

Praha 5

**STANOVENÍ PŘÍNOSU NOVÉHO SYSTÉMU
LEKSELLOVA GAMA NOŽE PERFEXION PŘI
STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGII**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

MICHAL SCHMITT, DiS.

Praha 2013

VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o. p. s., Praha 5

**STANOVENÍ PŘÍNOSU NOVÉHO SYSTÉMU
LEKSELLOVA GAMA NOŽE PERFEXION PŘI
STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGII**

Bakalářská práce

MICHAL SCHMITT, DiS.

Stupeň kvalifikace: bakalář

Komise pro studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Ing. Josef Novotný, Ph.D.

Praha 2013



VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o.p.s.
se sídlem v Praze 5, Duškova 7, PSČ 150 00

Michal Schmitt
3. A RA

Schválení tématu bakalářské práce

Na základě Vaší žádosti ze dne 11. 4. 2012 Vám oznamuji
schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože perfexion
při stereotaktické radiochirurgii

*Evaluating Benefits of the New Leksell Gama Knife Perfexion in
Stereotactic Radiosurgery*

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Josef Novotný, Ph.D.

Konzultant bakalářské práce: PhDr. Ivana Jahodová

V Praze dne: 3. 9. 2012

prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.
rektor

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma: *Stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion při stereotaktické radiochirurgii* vypracoval osobně a všechny použité prameny jsem uvedl podle platného autorského zákona v seznamu použité literatury a zdrojů informací, který je nedílnou součástí této práce.

Dále prohlašuji, že elektronická a tištěná verze této bakalářské práce jsou totožné.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne

Michal Schmitt, DiS.

PODĚKOVÁNÍ

Velice rád bych poděkoval vedoucímu práce Ing. Josefu Novotnému, Ph.D. za skvělé metodické a přátelské vedení, cenné rady a podněty při zpracování této práce. Moc děkuji také kolegyni Ing. Petře Kozubíkové za velmi cenné připomínky při zpracování této práce.

Můj veliký dík patří mé konzultantce PhDr. Ivaně Jahodové za ochotnou pomoc a cenné rady při zpracování této práce.

Mé díky patří také vedení Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie, Nemocnice Na Homolce v Praze za poskytnutí materiálů, pochopení a pomoci při získu a zpracovávání potřebných materiálů pro tuto práci.

Děkuji také své ženě a dětem za pochopení, podporu a trpělivost během mého studia.

ABSTRAKT

SCHMITT, Michal. *Stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion při stereotaktické radiochirurgii*. Vysoká škola zdravotnická, o.p.s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.). Vedoucí práce: Ing. Josef Novotný, Ph.D. Praha. 2013. 58 s.

Cílem této bakalářské práce je provedení porovnávací studie, která by měla stanovit přínos nového systému Leksellova gama nože Perfexion ve srovnání s předchozím systémem Leksellova gama nože 4C. Tento nový model Leksellova gama nože byl instalován během prosince 2009 na našem Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie v Nemocnici Na Homolce v Praze, kde nahradil starší model Leksellova gama nože 4C. Na našem oddělení jde již o čtvrtý typ Leksellova gama nože během dvacetileté historie využití této radiochirurgické metody v České republice. V rámci této práce jsme provedli dozimetrická měření na obou přístrojích, porovnali jsme některé technické a konstrukční parametry a vypracovali jsme několik ozařovacích plánů pro oba přístroje. Hodnotili jsme přínos ve zvýšení kvality ozařovacích plánů, zvýšení bezpečnosti a komfortu pacienta, celkové zefektivnění (zkrácení ozařovacího času) léčby. Zároveň jsme hodnotili prokázání zjednodušení obsluhy a snížení radiační zátěže obsluhujícího personálu.

Klíčová slova: Leksellův gama nůž Perfexion. Plánování léčby. Radiochirurgie. Stereotaktické metody.

ABSTRACT

SCHMITT, Michal. *Evaluating Benefits of the New Leksell Gamma Knife Perfexion in Stereotactic Radiosurgery*. Nursing College, o.p.s. Bachelor Level (BSc.). Tutor: Ing. Josef Novotný, Ph.D. Prague. 2013. 58 pages.

The purpose of this bachelor thesis is to perform a study which should evaluate benefits of the new system Leksell gamma knife Perfexion and compare the new system Leksell Gamma Knife Perfexion with the older system Leksell Gamma knife 4C. This new model of Leksell gamma knife Perfexion was installed in December 2009 at our Department of stereotactic and radiation neurosurgery in Na Homolce Hospital, Prague. This new model of Leksell gamma knife Perfexion replaced the older model Leksell gamma knife 4C. This is fourth model at our department of Leksell gamma knife during the 20-year history of using this radiosurgery method in the Czech Republic. We conducted some dosimetric measurements for both models in this study to compare some technical and constructional parameters. We prepared some treatment plans for both models. We evaluated benefits of quality, safety and comfort for patients, and efficiency of treatment (treatment time shortening). At the same time we also evaluated demonstration of simplify operations and reduction of radiation risk.

Key words: Leksell Gamma Knife Perfexion. Radiosurgery. Stereotactic Methods. Treatment Planning.

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK

SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

ÚVOD.....	13
1 HISTORIE RADIOCHIRURGIE.....	14
2 TECHNICKÉ ŘEŠENÍ METOD STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPIE	16
2.1 Stereotaktická radiochirurgie	16
2.2 Stereotaktická radioterapie.....	16
2.3 Rozdělení metod dle zdroje záření.....	17
2.4 Stereotaktické instrumentárium	17
2.5 Leksellův stereotaktický rám	18
3 FYZIKÁLNÍ PRINCIP STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE	20
4 RADIOBIOLOGICKÉ ÚČINKY ZÁŘENÍ PŘI STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGII A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPII	22
5 KLINICKÉ APLIKACE STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPIE.....	24
6 LEKSELLŮV GAMA NŮŽ 4C	27
7 LEKSELLŮV GAMA NŮŽ PERFEXION	30

8 PROCES LÉČBY NA LEKSELLOVĚ GAMA NOŽI	32
8.1 Indikace k léčbě.....	32
8.2 Postup ošetření	32
8.2.1 Nasazení stereotaktického rámu.....	32
8.2.2 Zaměřovací diagnostická vyšetření	33
8.2.3 Ozařovací předpis.....	33
8.2.4 Plánování léčby	34
8.2.5 Ozařování na Leksellově gama noži	35
8.2.6 Dokončení radiochirurgie.....	36
9 VÝZKUMNÁ ČÁST	37
9.1 Specifické cíle práce	37
9.2 Výzkumné otázky.....	38
10 METODY A MATERIÁLY	39
10.1 Porovnání základních technických a konstrukčních parametrů a jejich vlivu na léčebný proces.....	39
10.2 Porovnání základních dozimetrických parametrů	39
10.3 Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu	40
10.3.1 Definice klíčových parametrů.	40
10.4 Stanovení přínosu efektivnosti léčby	41
10.5 Stanovení přínosu pro komfort a bezpečnost pacienta.....	41
10.6 Stanovení přínosu zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže personálu	41
11 VÝSLEDKY	43
11.1 Porovnání základních technických a konstrukčních parametrů a jejich vlivu na léčebný proces.....	43

11.2 Porovnání základních dozimetrických parametrů	44
11.3 Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu	47
11.4 Stanovení přínosu efektivnosti léčby	48
11.5 Stanovení přínosu pro komfort a bezpečnost pacienta.....	49
11.6 Stanovení přínosu zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže personálu	50
12 DISKUZE VÝSLEDKŮ	51
ZÁVĚR	55
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	56
PŘÍLOHY	

SEZNAM ZKRATEK

APS	automatický poziční systém, používaný systémem LGK 4C
AVM	malformace: arteriovenosní malformace
CI	index konformity
CT	počítačová tomografie
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DSA	digitální subtrakční angiografie
GI	index gradientu dávky
LGK	Leksellův gama nůž, ozařovací přístroj sestávající ze 192 ⁶⁰ Co zdrojů, soustředěných kolimačním systémem do jednoho isocentra. Používá se pro stereotaktickou radiochirurgii a stereotaktickou radioterapii.
LGP	Leksell GammaPlan, výpočetní systém používaný pro přípravu ozařovacího plánu pacienta.
MKN	mezinárodní klasifikace nemocí
MR	magnetická rezonance
OLF	oddělení lékařské fyziky Nemocnice Na Homolce
OSD	opticky stimulovaný dozimetr, typ osobního dozimetru
OSRN	oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie .Nemocnice Na Homolce
PET	pozitronová emisní tomografie
PIV	objem pokrytý předepsanou izodozou
PPS	patientský polohovací systém sloužící k umístění hlavy pacienta do ozařovací polohy, používaný systémem LGK Perfexion.
TNM	klasifikace nádorového onemocnění (staging) pro stanovení rozsahu nádoru, postižení lymfatických uzlin a přítomnost metastáz.
TPS	plánovací systém Leksell GammaPlan (LGP).
TV	cílový objem
SR	stereotaktická radiochirurgie
SRT	stereotaktická radioterapie

SEZNAM ODBORNÝCH VÝRAZŮ

ELEKTA, AB - švédský výrobce Leksellova gama nože

Kolimátorová helmice - výměnná polosférická helmice s kolimátory o průměru 4, 8, 14 či 18 mm k soustředění individuálních paprsků ze zdrojů ^{60}Co do jednoho isocentra

Kolimační sektory - systém kolimátorů o různých průměrech (4, 8 a 16 mm) rozmístěných v osmi segmentech na rotačním kuželu k soustředění individuálních paprsků ze zdrojů ^{60}Co do jednoho izocentra

Leksellův stereotaktický systém - souřadný systém, který je realizován pomocí stereotaktického rámu a je pevně fixován k lebečním kostem pacienta

Řídící konzole - soustava počítače s klávesnicí, audio a video komunikačním systémem, odkud se provádí řízení a kontrola ozařování pacienta

Stereotaktický rám - rám se čtyřmi sloupky, který se fixuje na hlavu pacienta a slouží jako základna pro vymezení trojrozměrného operačního prostoru

Trunnions - manuální polohovací systém sloužící k umístění hlavy pacienta do ozařovací polohy, používaný systémem LGK 4C

Zásah, neboli shot - jednotlivé ozáření pro vypočtené souřadnice a vypočtený ozařovací čas plánovacím systémem, léčba je zpravidla složena z více shotů

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obrázek 1 První prototyp Leksellova gama nože z roku 1968	15
Obrázek 2 Leksellův stereotaktický rám	19
Obrázek 3 Radioaktivní přeměna radionuklidu ^{60}Co na ^{60}Ni	20
Obrázek 4 Časový vývoj procesů po ozáření biologického systému	22
Obrázek 5 LGK 4C	29
Obrázek 6 LGK Perfexion	31
Tabulka 1 Přehled rozpětí celkových dávek používaných při léčbě na LGK.....	26
Tabulka 2 Přehled limitních dávek na kritické orgány používaných při léčbě na LGK.....	26
Tabulka 3 Základní technické a konstrukční parametry	43
Tabulka 4 Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu	47
Tabulka 5 Stanovení přínosu na efektivnost léčby	48
Tabulka 6 Výčet rizik během léčby na LGK	49
Tabulka 7 Časová náročnost úkonů při léčbě na LGK	50
Tabulka 8 Činnosti prováděné personálem v ozařovně	50
Graf 1 Dávkové profily v ose X	44
Graf 2 Dávkové profily v ose Y	45
Graf 3 Dávkové profily v ose Z	46

ÚVOD

V řadě chirurgických oblastí se prosazují neinvazivní metody. Předchůdcem této tendence byla v neurochirurgii stereotaxe, zaváděná již koncem čtyřicátých let. Jeden z jejích průkopníků, švédský neurochirurg Lars Leksell, začal v té době formulovat koncepci „nekrvavých“, stereotakticky cílených intrakraniálních zásahů. Místo chirurgického nástroje měly k cíli proniknout paprsky záření.

Leksellův gama nůž má v České republice již dvacetiletou historii. První gama nůž, model B byl instalován v Nemocnici Na Homolce v Praze již v roce 1992. Následován modelem C, 4C, až k současnému nejmodernějšímu systému Perfexion, instalovaném v roce 2009.

Cílem této bakalářské práce je porovnat nynější systém Leksellova gama nože Perfexion s předchozím systémem 4C. Stanovit přínos v bezpečnosti, preciznosti a zefektivnění léčby pacientů.

Bakalářská práce má dvě části, teoretickou a praktickou. V teoretické části se zabývá historií, definicí, principem stereotaktické radiochirurgie, fyzikálními principy záření a radiobiologickými účinky. Dále jsou zde blíže představeny zmíněné dva typy Leksellova gama nože a jejich klinické aplikace. Praktickou část tvoří tématický celek, zabývající se porovnáním základních technických a dozimetrických parametrů, stanovením přínosu na kvalitu ozařovacího plánu, přínosu na efektivnost léčby, přínosu na komfort a bezpečnost pacienta a přínosu na zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže pro obsluhující personál.

Vypracovaná práce bude sloužit jako ucelený zdroj informací pro studenty oboru radiologický asistent, ale i pro radiologické asistenty působící v praxi a ostatní nelékařské zdravotnické pracovníky.

1 HISTORIE RADIOCHIRURGIE

Základní výzkumné práce byly provedeny švédským neurochirurgem Larsem Leksellem a jeho spolupracovníky začátkem čtyřicátých let 20. století. V roce 1949 představil prof. Leksell svůj akropolární systém. Výhodou Leksellova akropolárního systému byla jeho jednoduchost a univerzálnost. Původní metoda nejprve využívala velký počet kolimovaných 300 kV stacionárních svazků záření X směřujících do jednoho ohniska. Zdroj (rentgenka) vyšle paprsek záření z různých poloh na obvodu oblouku, přičemž se tyto paprsky protnou ve společném ohnisku. Dávka z každého jednotlivého svazku je natolik nízká, že nezpůsobí poškození okolní zdravé tkáně. Ve společném ohnisku, kde se jednotlivé svazky paprsků setkají, se dávka sečte a vyvolá ohraničenou destrukci tkáně. Tak položil v roce 1951 Leksell základ radiochirurgie jako stereotaktické neurochirurgické operace, při které je nitrolební cíl po jeho stereotaktickém zaměření ohraničeně zaléčen pomocí fokusovaného záření ze zevních zdrojů (LIŠČÁK, 2009).

V šedesátých a sedmdesátých letech pracovali Leksell, Larson a spol. na vývoji zařízení, které by našlo praktické uplatnění v klinickém provozu. Získání lepší dávkové distribuce a menší laterální rozptyl svazku si vyžádalo použití fotonového záření vyšších energií. Za optimální zdroj záření, který splňuje výše uvedené požadavky byl nakonec zvolen ^{60}Co . Sférické uspořádání velkého počtu zdrojů ^{60}Co s úzkými kolimovanými svazky gama záření směřujících do neměnného ohniska splnil požadavky kladené na dávkovou distribuci. Prvním pacientem se stal chlapec s neuralgií trojklaného nervu. Léčba byla úspěšná, ale bylo zjevné, že stále nebylo dosaženo dostatečné dávky v hloubkových mozkových strukturách. Leksell spolu s fyzikem a biologem Börje Larssonem hledal cestu, jak tohoto cíle dosáhnout. Brzy bylo zjevné, že řešením musí být uživatelsky nenáročný přístroj a jako optimální výsledek mnohaletého úsilí byla nakonec konstrukce gama nože.



Zdroj: GABAJOVÁ, 2004, s. 6

Obrázek 1 - První prototyp Leksellova gama nože z roku 1968

V roce 1968 byl v nemocnici Sophiahemmet ve Stockholmu instalován první Leksellův gama nůž (dále jen LGK, z angl. Leksell Gamma Knife), který je znázorněn na obrázku 1, tento LGK obsahoval 179 zdrojů záření ^{60}Co . Zdroje záření byly uspořádány tak, že tvořily dávkovou distribuci ve tvaru disku.

V roce 1974 byl instalován druhý model LGK, který v konfiguraci s 201 zdroji poskytoval téměř sférickou dávkovou distribuci vhodnější pro ozařování klinických cílových objemů (LIŠČÁK, 2009).

V této práci se budeme zabývat dvěma modely LGK, tedy modely LGK 4C a nejnovějším LGK Perfexion.

2 TECHNICKÉ ŘEŠENÍ METOD STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPIE

2.1 Stereotaktická radiochirurgie

Stereotaktická radiochirurgie (dále jen SR) představuje léčbu mozkových lézí pomocí externího ozáření svazky ionizujícího záření. Radiochirurgie je způsob stereotaktické neurochirurgické operace, při které je dosaženo žádoucího biologického efektu v malém cílovém objemu normální nebo patologické intrakraniální tkáně bez otevření lebky aplikací jediné dávky cíleného záření úzkých svazků paprsků zevních zdrojů záření (LIŠČÁK, 2009).

K zaměření ozařovaného objemu jsou používány zobrazovací metody, jako jsou: počítačová tomografie (dále jen CT), magnetická rezonance (dále jen MR), digitální subtrakční angiografie (dále jen DSA), popř. pozitronová emisní tomografie (dále jen PET) provedené stereotakticky, tedy se speciálním systémem značek připevněným k hlavě pacienta, tzv. stereotaktickým indikátorem. K lokalizaci cílového ložiska slouží stereotaktické metody. Cílem SR je aplikace dostatečně vysoké dávky ionizujícího záření do cílového objemu dané velikosti, tvaru a lokalizace, aby se vyvolal požadovaný radiobiologický efekt v ozařovaném objemu za současného šetření okolní zdravé mozkové tkáně. Ve srovnání s externí frakcionovanou radioterapií jsou při SR ozařované cílové objemy většinou menší, léčba je aplikována v jediné frakci a účinná dávka je téměř ideálně konformní s objemem ozařované léze. Radiobiologické předpoklady tolerance okolní zdravé tkáně limitují velikost ozařovaného ložiska na maximální průměr 3 - 4 cm (GABAJOVÁ, 2004).

2.2 Stereotaktická radioterapie

Stereotaktická radioterapie (dále jen SRT) může být určitou možností překlenutí hranice limitujícího objemu a zohlednění radiobiologie některých nádorových procesů. Při této metodě jsou využity stejné principy lokalizace a následného ozáření cílového

objemu jako při SR, ale místo jednorázového ozáření je zvolen optimální frakcionační režim (LIŠČÁK, 1995).

2.3 Rozdělení metod dle zdroje záření

V současné době lze SR či SRT rozdělit dle užívaného zdroje záření a technického řešení do tří nezávislých metod:

- izocentricky fokusované gama záření z velkého počtu radioaktivních zdrojů (Leksellův gama nůž),
- izocentricky fokusované záření X z lineárního urychlovače (např. systém Novalis, Elekta Axesse, Cyber Knife),
- těžké nabitě částice produkované urychlovačem částic (např. léčba protony).

V této práci se budeme zabývat první jmenovanou metodou.

2.4 Stereotaktické instrumentarium

Cílem stereotaxe je přesně daná prostorová lokalizace cílového objemu, popř. dané struktury v libovolné oblasti mozkové tkáně pomocí přesně definovaného tří-dimenzionálního koordinačního systému a příslušné vyšetřovací metody (CT, MR, PET, DSA).

V praxi je koordinační stereotaktický systém reprezentován stereotaktickým rámem, který je invazivně nebo neinvazivně fixován k lebce pacienta, čímž je zajištěna jeho neměnná poloha vzhledem k mozkovým strukturám (NOVOTNÝ, 1996).

Invazivní rám je připevněn pomocí tří nebo čtyř šroubů, které proniknou do lebečních kostí pacienta.

Mezi neinvazivní fixační postupy patří metody používající dentální a okcipitální otisky nebo fixační masky, které jsou zhotovovány vždy individuálně pro každého pacienta, pomocí kterých je rám fixován k hlavě pacienta. Přesnost neinvazivních metod je o něco menší než metod invazivních, ale i tak jsou vhodné při aplikaci SRT,

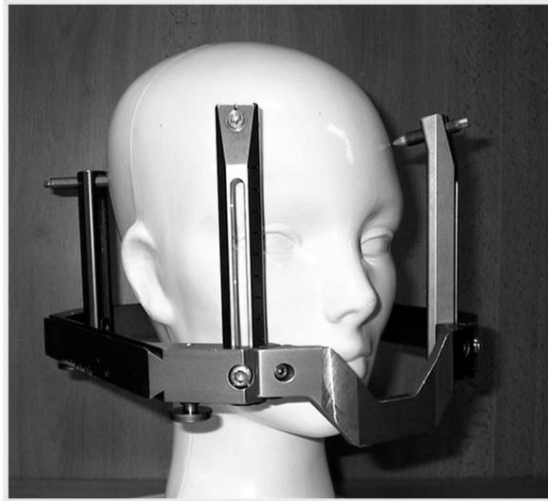
kdy léčba probíhá pomocí frakcionované radioterapie v intervalu (5-30 dní) a aplikace invazivní metody by byla pro pacienta značně zatěžující (GABAJOVÁ, 2004).

Přesnost lokalizace cílového ložiska pomocí stereotaktických koordinačních systémů je závislá nejen na konstrukci vlastního stereotaktického rámu, ale především na kvalitě zobrazovací metody. V dnešní době se přesnost zaměření pro invazivní i neinvazivní rámy pohybuje v rozmezí 1-2 mm nebo je dokonce lepší (LIŠČÁK, 1995).

Pro vlastní stereotaktické vyšetření je na stereotaktický rám aplikován souřadnicový indikátor, který umožní přesnou lokalizaci cílového ložiska.

2.5 Leksellův stereotaktický rám

Nejpodstatnějším komponentem stereotaktického instrumentária je Leksellův stereotaktický rám, viz Obrázek 2. K hlavě pacienta je připevněn v místním znecitlivění pomocí čtyř vertikálních sloupků, kterými prochází fixační šrouby. Tím je vyšetřovaný objekt umístěn do trojrozměrného karteziánského souřadnicového systému, který je určen bází koordinačního rámu. To znamená, že každý bod v prostoru je jednoznačně definován svými souřadnicemi x , y , z , které můžeme odečíst poté, co zobrazíme intrakraniální cíl spolu s nějakým měřítkem pevně spojeným s koordinačním rámem. Leksellův stereotaktický systém je arkopolární. To znamená, že sonda délkou totožná s poloměrem polokruhovitěho oblouku zavedená v pravém úhlu k tangenciále kdekoliv podél půloblouku, se dostane do středu systému. Lineární posun podpěr oblouku ve třech rovinách umožňuje posunout cílový bod sondy do žádaného cíle v mozku. V případě LGK je místo sondy použit kolimovaný svazek paprsků gama záření. Leksellův stereotaktický systém je navržený a vyráběný tak, aby byl univerzální. Po nasazení koordinačního rámu je možné provést stereotaktické CT, MRI, DSA, event. PET vyšetření. Poté se provede srovnání mezi identickými tomografickými řezy a porovnání s DSA. Univerzálnosti rámu je docíleno tím, že je vyroben ze slitiny podobné duralu, takže je kompatibilní se silným magnetickým polem, a podpěrné sloupky rámu příliš neruší čitelnost CT snímků (LIŠČÁK, 1995).

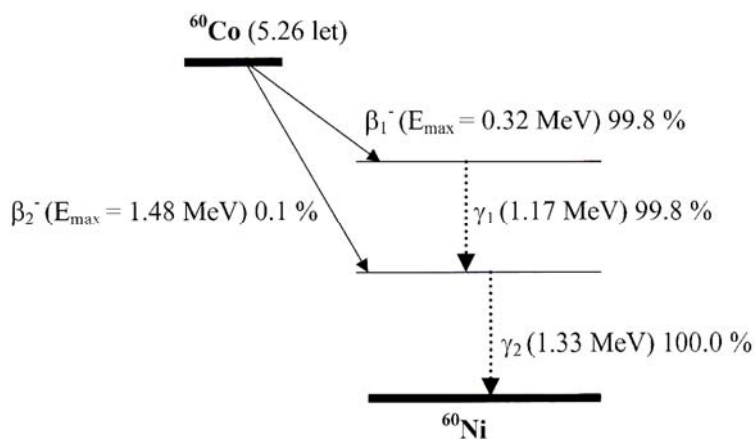


Zdroj: OSRN, 1995

Obrázek 2 – Leksellův stereotaktický rám

3 FYZIKÁLNÍ PRINCIP STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE

Leksellův gama nůž používá izocentricky fokusované fotonové svazky gama záření. Fotony jsou elektromagnetické vlnění, které můžeme popsat jako pole nebo jako částice (kvantum energie) mající nulový náboj a nulovou klidovou hmotnost. Fotony mohou předávat svou energii dané látce řadou možných způsobů, nicméně tři nejdůležitější jsou: *fotoefekt*, *Comptonův rozptyl* a produkce *elektron pozitronových párů*. Při nízkých energiích fotonů (100 keV a méně) se nejvíce uplatňuje fotoefekt, při vyšších energiích (150 keV – 2 MeV) je dominantní interakcí Comptonův rozptyl a při energiích fotonů nad 2 MeV se začíná více uplatňovat tvorba elektronových párů. V případě Leksellova gama nože je používáno gama záření vznikající při radioaktivní přeměně radionuklidu ^{60}Co na ^{60}Ni , viz Obrázek 3. Energie emitovaných fotonů, které vznikají při radioaktivní přeměně jsou 1,17 MeV a 1,33 MeV (střední energie fotonů činí 1,25 MeV). Přeměnou nestabilního izotopu ^{60}Co se uvolňuje elektron a dvě kvanta gama záření (KHAN, 1994).



Zdroj: GABAJOVÁ, 2004, s. 10

Obrázek 3 - Přeměna radionuklidu ^{60}Co na ^{60}Ni

Vzhledem k tomu, že fotony nejsou nositelem náboje, dochází v monoenergetickém svazku k exponenciálnímu snížení počtu fotonů s rostoucí hloubkou průniku do daného materiálu. Výsledná hloubková dávková křivka bude záviset na primárním spektru fotonového svazku, jeho kolimaci, velikosti svazku a materiálu, ve kterém se svazek absorbuje. Dávka bude nejprve směrem od povrchu narůstat do své maximální hodnoty, která je pro danou energii fotonového svazku, geometrické uspořádání a absorpční materiál charakterizována vždy určitou hloubkou (PHILLIPS, 1993).

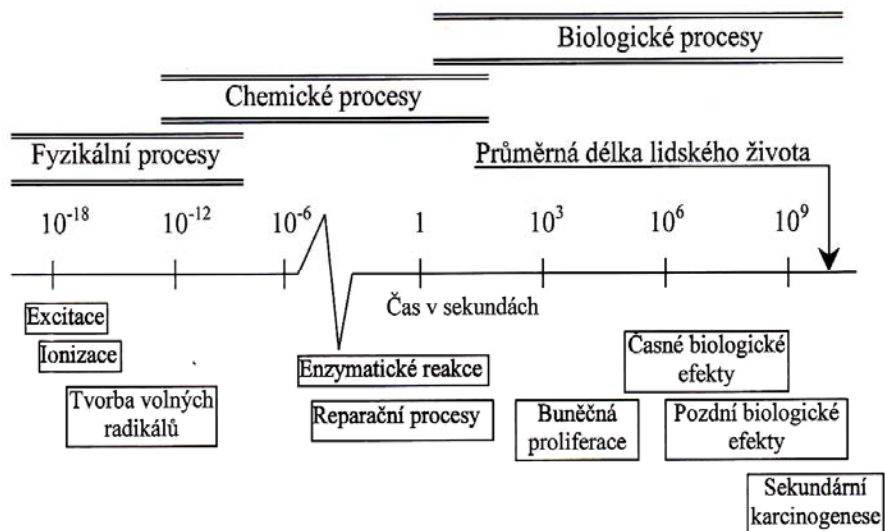
K získání vysoké absorbované dávky v cílovém ložisku za současné minimalizace dávky do okolní zdravé tkáně je nutné v případě fotonových svazků použít velkého počtu kolimovaných izocentrických svazků (NOVOTNÝ, 1996).

Výsledný dávkový profil pak představuje průběh dávky, kdy v místě cílového ložiska (kde se protínají všechny svazky) dostáváme maximální dávku za současného prudkého spádu dávky do okolí. Uvedené profily jsou vždy výsledkem příspěvků z celkového počtu 201, či 192 svazků gama záření radionuklidu ^{60}Co , které se protínají v jediném bodě. Profily jsou určeny pro sférický fantom o průměru 160 mm simulující hlavu pacienta (souřadnice 100 mm představuje střed sférického fantomu). Dávkový profil je charakterizován průběhem dávky, kdy v místě cílového ložiska (střed fantomu) dostáváme maximální dávku za současného prudkého spádu dávky do okolí (NOVOTNÝ, 1996).

V této práci budeme porovnávat dávkové profily 4 mm a 8 mm kolimátoru pro LGK 4C a LGK Perfexion.

4 RADIOBIOLOGICKÉ ÚČINKY ZÁŘENÍ PŘI STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGII A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPII

Radiobiologické efekty při SR a SRT jsou ve svém principu totožné s radiobiologickými efekty, které nastávají při zevním frakcionovaném ozáření. Po aplikaci ionizujícího záření do biologického systému je v postupné časové souslednosti vyvolána řada fyzikálních, chemických a biologických procesů, kterou znázorňuje obrázek 4.



Zdroj: LIŠČÁK, 2009, s. 21

Obrázek 4 - Časový vývoj procesů po ozáření biologického systému

Nejdůležitější strukturou z hlediska radiobiologického efektu je deoxyribonukleová kyselina (dále jen DNA) uložená v jádře buňky. Narušení struktury DNA se může dít buď přímo prostřednictvím ionizačních procesů vyvolaných ionizujícím zářením, nebo nepřímo, prostřednictvím volných radikálů. Při přímém a nepřímém efektu ionizujícího

záření dochází ke zlomům jednoho nebo obou komplementárních řetězců DNA. Reparační procesy, které nastávají ve velice krátkém časovém intervalu po aplikaci ionizujícího záření jsou schopny většinu jednoduchých zlomů na struktuře DNA opravit, dvojité zlomy na DNA jsou často neopravitelné a vedou k jejímu fatálnímu poškození. Poškození struktury DNA pak vede ke změnám biochemické struktury. Projeví se jako chromozómové aberace. Frekvence takových změn je kvantitativně úměrná absorbované dávce (HALL, 2003).

Optimální radioterapeutický režim vyžaduje dostatečně dlouhý celkový ozařovací čas, aby byla umožněna reparace subletálního poškození a repopulace časně reagujících normálních tkání, nebo krátký celkový ozařovací čas, aby bylo zabráněno repopulaci buněk nádoru dostatečný počet frakcí, aby byla umožněna reoxygenace hypoxických nádorových buněk a tak zvýšena jejich citlivost pro další frakce záření a zároveň zvýšen šetřící efekt na kritické, pozdně reagující tkáně (LIŠČÁK, 2009).

Přestože jsou první dva požadavky protichůdné, můžeme je v případě SR a SRT společně akceptovat bez výrazných kompromisů. Při SR a SRT intrakraniálních cílů je dosaženo velice dobré dávkové distribuce, proto potřeba dlouhého léčebného režimu, aby došlo k šetření časně reagujících tkání, se téměř neuplatní. Konkrétně kožní nebo slizniční reakce nebudou působit problémy při SR a SRT. Proto celkový čas léčebného režimu může být krátký, aniž by byl první požadavek ignorován. Pro mozkovou tkáň je typický pozdní typ poradiačních změn. Pro srovnání časných a pozdních efektů pro různé frakcionační režimy slouží v současné době lineárně kvadratický model a koncept biologicky efektivní dávky, který je mírou biologického účinku aplikované fyzikální dávky. V případě Leksellova gama nože je ozáření realizováno zpravidla v jediné frakci. Výše aplikované dávky závisí na histologii cílového ložiska, jeho objemu, jeho lokalizaci (především jeho vztahu ke kritickým strukturám mozku) a předchozí aplikaci ionizujícího záření (LIŠČÁK, 2009).

5 KLINICKÉ APLIKACE STEREOTAKTICKÉ RADIOCHIRURGIE A STEREOTAKTICKÉ RADIOTERAPIE

Obě metody SR a SRT lze použít nejčastěji pro léčbu menších nitrolebních cílových objemů. U jednorázového ozáření může velikost cílového objemu dosahovat maximální střední průměr 3 - 4 cm. U frakcionovaného ozáření lze léčit i větší cílové objemy. Hlavní indikací pro ozáření SR a SRT jsou nitrolební benigní nádory, maligní nádory, cévní malformace a léčba některých funkčních onemocnění.

Z cévních malformací jsou nejčastěji indikovány arteriovenózní malformace (AVM), karotidokavernózní píštěle a aneurysmata se léčí ve velmi malé míře. Tyto léze jsou vhodné pro ozáření, za určitých podmínek, mezi které řadíme např. vhodnou lokalizaci, léze by měla být klinicky manifestní a ložisko by nemělo být příliš objemné, jelikož s růstem klesá pravděpodobnost postradiační obliterace a stoupá možnost poškození zdravé okolní tkáně. Optimální je průměr do 2,5 cm, kde se radiační dávka pohybuje od 16-25 Gy na 50% isodose. Ozáření vyvolává pomalou proliferaci endoteliálních buněk patologických cév. AVM po radiochirurgickém ozáření v průběhu 1 – 3 let obliterují v důsledku vyvolání perivaskulárního nebo subendoteliálního edému, fisurace cévní stěny, trombotizace, degenerace a nekrotizace endoteliálních buněk, zvýšení intersticiálních koloidů a vyvolávání fibroplastické aktivity v cévní stěně. Tím dojde k eliminaci rizika krvácení z malformace a normalizaci lokálních hemodynamických poměrů (LIŠČÁK, 2007).

U nitrolebních nádorů vyvolává ozáření zcela odlišný efekt. Působí toxicky na orgány buňky a tím vede k devitalizaci buněk. Z benigních nádorů se nejvíce indikuje meningeom, adenom hypofýzy a neurinom nervu VIII (nervus vestibulocochlearis). Průměr nádoru by neměl přesahovat 3 cm, aby se nezvyšovalo riziko pro okolní hlavové nervy. U benigních nádorů, je cílem radiochirurgické léčby zastavení růstu nádoru (LIŠČÁK, 1999).

K maligním intrakraniálním nádorům řadíme především gliomy a metastázy. Negativní vlivy, pro ozáření gliomů, je jejich špatné zobrazení v důsledku

infiltrativního růstu a často jejich objem přesahuje průměr, vhodný pro ozáření. Avšak velkou šanci nám nabízejí metastázy. Jsou dobře zobrazitelné, ohraničené, neprorůstají zdravou mozkovou tkání, ale spíše ji odtlačují. Odpověď na ozáření je u nich mnohem rychlejší než u ostatních nádorů. Radiochirurgie je nezatěžující terapií s malou morbiditou, která zlepšuje kvalitu a délku přežívání. Často lze pozorovat, že se po radiochirurgické léčbě metastáza výrazně sraší nebo zcela vymizí (LIŠČÁK, 2009).

Mezi klinické aplikace však také můžeme zařadit léčbu řady funkčních onemocnění, jako jsou epileptická ložiska, glaukomy, neuralgie trigeminu místa vzniku neztížitelných bolestí (URGOŠÍK, 2005).

Rozvoj poradiačních změn, jak v patologické, tak zdravé mozkové tkáni je proces dlouhodobý, vyžadující pečlivé a trvalé sledování pacienta, s podrobnou analýzou všech ozařovaných případů. Poradiační efekt nemusí vždy záviset jen na výši aplikované dávky, ale záleží i na formě, jak a za jakých biologických podmínek byla aplikována.

Přehled léčených diagnóz na LGK a minimálních okrajových dávek je uveden v tabulce 1.

Tabulka 1 - Přehled rozpětí celkových dávek používaných při léčbě na LGK

Diagnóza	MKN	Minimální okrajová dávka
Arteriovenózní malformace	Q28	16 - 25 Gy
Kavernózní malformace	Q28	12 - 16 Gy
Vestibulární schwannom	D33.3	10 - 14 Gy
Adenom hypofýzy - afunkční	D35.2	12 - 20 Gy
Adenom hypofýzy - hormonálně aktivní	D35.2	20 - 40 Gy
Meningeom Gr. I	D32.0	10 - 16 Gy
Meningeom Gr. II, III	D32.0, C70.0	14 - 25 Gy
Kraniofaryngeom	D43.7	10 - 20 Gy
Chemodektom	D36.1	12 - 25 Gy
Chordom	D43	12 - 25 Gy
Metastáza mozku	C79.3	15 - 25 Gy
Gliom	C71.0-9	12 - 25, (frakc.) 30 Gy
Neuralgie trigeminu	G50.0	35 - 45 Gy
Uveální melanom	C69.0	25 - 45 Gy
Glaukom	H40.0	15 - 20 Gy
NCHM	H31.1	12 - 20 Gy
Exoftalmus	E05.0	6 - 12 Gy
Bolest kostních metastáz	C41	70 - 100 Gy
Hamartom	D33	12 - 20 Gy
Ependymom	C71.0-9	15 - 25 Gy
Germinom	C71.0-9	15 - 25 Gy
Karcinom choroidálního plexu	C71.0-9	15 - 25 Gy
Oční metastázy	C69	20 - 30 Gy

Zdroj: OSRN, 2013

Tabulka 2 - Přehled limitních dávek na kritické orgány používaných při léčbě na LGK

Kritická struktura	Maximální dávka
Zrakový nerv	8 - 10 Gy
Mozkový kmen	12 - 15 Gy
Oční čočka	2 Gy
Rohovka	10 Gy
Oční víčko, spojivka	10 Gy
Infundibulum	17 Gy
Hypofýza	Střední dávka 15 Gy
Kochlea	Střední dávka 4,5 Gy

Zdroj: OSRN, 2013

6 LEKSELLŮV GAMA NŮŽ 4C

Zařízení, označované jako Leksellův gama nůž (LGK) 4C, vyrábí firma Elekta Instrument AB, Stockholm, Švédsko. Jde o integrovaný systém, sestávající z radiační jednotky se čtyřmi kolimačními helmicemi a léčebného lůžka, Leksellova stereotaktického rámu, plánovacího systému (Leksell GammaPlan), LGK 4C je znázorněn na obrázku 5.

Zdroje gama záření jsou umístěny v hemisférické centrální jednotce o průměru 400 mm na pěti kružnicích. Každý z 201 zdrojů záření sestává z 12 až 20 válcových zrn ^{60}Co o průměru a délce 1 mm, které jsou umístěny a hermeticky uzavřeny ve třech válcových pouzdrech z nerez oceli. Tato pouzdra jsou pak umístěna do malého hliníkového kontejneru. V době plnění dosáhne dávkový příkon v ohnisku více než 3 Gy/ min. Poločas přeměny ^{60}Co je 5,25 roků. Používané zdroje záření je potřebné asi po 7 letech vyměnit, protože dávkový příkon klesá a ozařovací časy by byly neúměrně dlouhé. Výměna zdrojů za nové je sice nákladná, ale ekologicky naprosto bezpečná, protože zdroje se recyklují a dodavatel si je odebírá zpět. Počet zrn ^{60}Co , které jsou použity ve zdroji záření závisí na měrné aktivitě v okamžiku plnění radiační jednotky LGK. Parametry ^{60}Co zdrojů jsou pro oba typy LGK totožné, liší se jen počtem zdrojů (LIŠČÁK, 2009).

Záření emitované každým zdrojem je kolimováno dvěma primárními kolimátory, které jsou stacionárně umístěny v radiační jednotce LGK a sekundární kolimátor je umístěn na každé ze čtyř výměnných kolimačních helmic. Pokud je kolimační helmice v ozařovací pozici, každý kolimační otvor (celkem 201) tvoří kónický kanál s kruhovitým průřezem, jehož osa směřuje do ohniska v centru radiační jednotky s přesností 0,3 mm. Celková délka kolimačního kanálu činí 217,5 mm. Libovolný z 201 koncových kolimátorů umístěných v kolimační helmici může být nahrazen wolframovou zátkou, která příslušný svazek paprsků odstíní (zeslabí na 0,2 % primárního svazku). Toho je využíváno k zaslepení svazků záření, které by procházely oční čočkou, nebo k zaslepení většího počtu kolimátorů pro dosažení optimální prostorové dávkové distribuce. LGK 4C je vybaven čtyřmi kolimátorovými helmicemi, jejichž průměry kolimačních kanálů jsou v ohnisku 4, 8, 14, 18 mm. Tělesa helmic jsou

vyrobena z nerez oceli a jsou přibližně 160 kg těžké. V kolimačních kanálech helmic jsou vloženy wolframové kolimátory o daném průměru.

V klidové poloze jsou stínící dveře radiační jednotky LGK 4C uzavřeny a léčebné lůžko s kolimační helmicí je vysunuto. Pacient, který má na hlavě připevněn stereotaktický rám, je fixován do kolimační helmice tak, aby cílový bod ležel přesně v ohnisku. Po inicializaci léčby se stínící dveře radiační jednotky otevřou a léčebné lůžko s kolimační helmicí a pacientem zajedou do terapeutické polohy uvnitř radiační jednotky LGK 4C, při které dojde k přesnému zakrytí primárních stacionárních kolimátorů s výměnnými kolimátory umístěnými v kolimační helmici. Dosažení této polohy je kontrolováno pomocí mikroskopů s přesností na 0,1 mm. Po vyčerpání ozařovacího času, který je dán ozařovacím plánem, aplikovanou dávkou a korekcí na rozpad ^{60}Co zdrojů, se léčebné lůžko vrátí do výchozí polohy a stínící dveře se uzavřou. Tím je dosaženo ozáření jednoho izocentra, které vytvoří dávkovou distribuci ve tvaru elipsoidu dané velikosti (dle velikosti kolimátoru) v daném místě mozkové tkáně. K pokrytí celého objemu cílového ložiska je zapotřebí takových izocenter několik (zpravidla ne více než 15). Tento postup se podle potřeby opakuje s případnou výměnou kolimátorových helmic, až jsou pokryty všechny cílové body v léčebném objemu. Po skončení ozáření je koordinační rám z hlavy pacienta sejmuto a ten může být propuštěn domů týž nebo následující den. Leksellův gama nůž, model 4C, je vybaven robotizovaným systémem, který je schopen provést automaticky ozáření pacienta. Tento systém, označovaný jako APS (z angl. Automatic Positioning System), nastavuje a kontroluje stereotaktické souřadnice jednotlivých zásahů (isocenter), viz Příloha G. Systém LGK 4C dále kontroluje ozařovací čas, velikost kolimátoru, celkový počet izocenter. APS má však omezený dosah, takže pro cíle, uložené mimo dosah systému, je nutno použít manuální systém nastavení souřadnic, tzv. Trunnions systém, kdy se souřadnice nastavují pomocí nástavců upevněných ke stereotaktickému rámu (LIŠČÁK, 2009).



Zdroj: ELEKTA AB, 2004

Obrázek 5 - LGK 4C

7 LEKSELLŮV GAMA NŮŽ PERFEXION

Zařízení označované jako Leksellův gama nůž (LGK) Perfexion je integrovaný systém sestávající z radiační jednotky s léčebným lůžkem a řídicí jednotkou, Leksellova stereotaktického rámu a plánovacího systému (Leksell GammaPlan). LGK Perfexion je znázorněn na obrázku 6.

Leksellův gama nůž Perfexion vyrábí firma Elekta Instrument AB, Stockholm, Švédsko, byl představen v roce 2006. LGK Perfexion obsahuje celkem 192 ^{60}Co zdrojů záření. Zdroje záření jsou uspořádány v pěti kružnicích do tvaru komolého kužele. Vzdálenost zdroj - ohnisko se pohybuje od 374 mm do 433 mm dle příslušné kružnice. Radiační těleso, ve kterém jsou umístěny ^{60}Co zdroje záření, má tvar kruhu. Je vyrobeno ze 120 mm silné vrstvy wolframu a je rozděleno na 8 identických sektorů. Máme k dispozici celkem tři velikosti kolimátorů - 4mm, 8mm, 16mm a blok – zátku, kudy záření neprochází. Každý sektor obsahuje 72 kolimátorů (24 kolimátorů 4 mm, 24 kolimátorů 8 mm, a 24 kolimátorů 16 mm). Velikost svazků je pro každý sektor nezávisle automaticky měněna pohybem 24 zdrojů přes vybranou kolimátorovou velikost. Sektor, obsahující 24 ^{60}Co zdrojů, může být umístěn do jedné z pěti různých pozic: 1) home position – výchozí pozice systému, zdroje jsou blokovány, 2) 4 mm kolimátor, 3) 8 mm kolimátor, 4) 16 mm kolimátor, 5) off position – pozice mezi 4 mm a 8 mm kolimátorem, zajišťující blokování všech 24 ^{60}Co zdrojů. Pohyb sektorů je zajištěn servomotory. Stínící dveře se oproti staršímu modelu pohybují horizontálně.

Léčebné lůžko PPS (z angl. Patient Position System) je plně robotizováno a zajišťuje nastavení pacienta do cílových souřadnic daných ozařovacím plánem. Pohyb je řízen elektromechanickým pohonem, on-line propojeným s řídicí jednotkou.

Leksellův koordinační rám zůstal nezměněn, pro potřeby nového systému byl vyvinut speciální adaptér, který umožňuje fixaci stereotaktického rámu pacienta k ukládacímu zařízení na léčebném lůžku PPS.



Zdroj: ELEKTA AB, 2006

Obrázek 6 - LGK Perfexion

8 PROCES LÉČBY NA LEKSELLOVĚ GAMA NOŽI

8.1 Indikace k léčbě

Indikaci k stereotaktické radiochirurgii stanovuje lékař neurochirurg se specializovanou způsobilostí, nebo lékař radiační onkolog či radioterapeut se specializovanou způsobilostí v oboru radiační onkologie či radioterapie. Rozhodnutí o stereotaktické radioterapii vyžaduje zejména předepsání strategie léčby, zjištění všech předchozích dávek, které pacient obdržel a jejich časový sled, dále poučení pacienta o léčbě a nežádoucích účincích a podepsání informovaného souhlasu pacientem a lékařem (LIŠČÁK, 2009).

Léčba je zahájena po stanovení indikace, pořadí pacientů a datum léčby stanovuje vedoucí Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie (dále jen OSRN), nebo jeho zástupce s přihlédnutím k biologické povaze chorobného procesu a kapacitním možnostem oddělení. Proces léčby je schematicky znázorněn v příloze C.

8.2 Postup ošetření

8.2.1 Nasazení stereotaktického rámu

Stereotaktický koordinační rám nasazuje na hlavu pacienta neurochirurg. Polohu rámu na hlavě pacienta a zvolení podpěrných sloupků stanoví neurochirurg s ohledem na lokalizaci chorobného procesu uvnitř hlavy.

Při nasazení rámu v lokální anestézii je kůže v místě vpichu fixačního šroubu desinfikována a subkutánně se aplikuje pod každý fixační šroub dostatečné množství lokálního anestetika. Délka fixačních šroubů musí být zvolena tak, aby šroub nevyčníval nad zadní podpěrné sloupky více než 10 mm a přední podpěrné sloupky více než 15 mm. Po připevnění rámu je dotažení fixačních šroubů zkontrolováno momentovým klíčem.

U dětí mladších 12 let je individuálně zhodnocena potřeba celkové anestézie, stejně tak u nespolupracujících dospělých. V takovém případě je koordinační rám připevněn po uvedení pacienta do celkové anestézie anesteziologem.

8.2.2 Zaměřovací diagnostická vyšetření

Po nasazení stereotaktického koordinačního rámu pacient podstoupí stereotaktické neuroradiologické vyšetření. Každý pacient absolvuje vyšetření MRI, pokud k tomuto vyšetření není kontraindikace.

V případě, že je u pacienta provedení MRI kontraindikováno, případně je arteficiálně narušena linearita magnetického pole, je u pacienta provedeno stereotaktické vyšetření pomocí CT. Tloušťka řezu stereotaktického tomografického vyšetření nesmí přesáhnout 3 mm.

Po absolvování MRI je u pacientů s arteriovenózní malformací navíc doplněno stereotaktické vyšetření pomocí DSA.

8.2.3 Ozařovací předpis

Ozařovací předpis, s podpisem neurochirurga, radiačního onkologa a fyzika, musí obsahovat minimálně následující údaje:

- přesná identifikace pacienta: jméno, příjmení, identifikační číslo, rodné číslo, zdravotní pojišťovna,
- údaje o onemocnění: diagnóza dle MKN, klinické stadium dle TNM klasifikace, histologická diagnóza,
- záznam o předchozí a současné onkologické léčbě, zejména informace o předchozím ozařování,
- určení polohy, fixační pomůcky,
- definování plánovacích cílových objemů,
- specifikace dávky, ozařovací technika, počet izocenter, druh a energie záření,

- celková dávka, dávka na frakci, celkový počet frakcí, počet frakcí za týden, přípustné dávky pro kritické orgány.

8.2.4 Plánování léčby

K vlastnímu stereotaktickému ozáření na Leksellově gama noži (LGK) je zapotřebí vytvořit tzv. ozařovací plán. Ozařovací plán představuje souhrn všech potřebných fyzikálních, technických a medicínských údajů, které jsou nezbytné pro provedení vlastní radiochirurgické operace na LGK.

Plánování léčby se provádí na plánovacím systému, který je představován softwarem Leksell GammaPlan od firmy Elekta AB instalovaným na dvou HP LINUX pracovních stanicích. Vlastní plánovací systém obsahuje veškeré potřebné fyzikální a technické parametry týkající se LGK a umožňuje provádět výpočet a simulaci ozáření pro daného konkrétního pacienta, který má být ozářen na LGK.

Pro správnou funkci plánovacího systému je zapotřebí nejprve provést jeho kalibraci s ohledem na řadu dozimetrických parametrů potřebných pro výpočet relativní dávky, absolutní dávky. Tyto parametry zahrnují zejména údaj o dávkovém příkonu LGK a datum, kdy byl tento dávkový příkon měřen, dále pak output faktory jednotlivých kolimátorů, dávkové profily jednotlivých kolimátorů a další parametry. Tato kalibrace je prováděna při převzetí plánovacího systému pověřeným fyzikem a je pak dále pravidelně kontrolována. Bez správné kalibrace plánovacího systému a její pravidelné kontroly není možné plánovací systém používat.

Dalšími nezbytnými údaji pro vytvoření vlastního ozařovacího plánu konkrétního pacienta je zapotřebí zadat určité parametry a data týkající se vždy daného pacienta, který má být léčen na LGK. Tato data zahrnují osobní identifikační údaje pacienta, jeho diagnózu, geometrii hlavy pacienta, geometrii stereotaktického rámu, veškerá lokalizační stereotaktická vyšetření provedené před vlastní radiochirurgickou léčbou (LIŠČÁK, 2009).

Pomocí plánovacího systému je pak pro daného pacienta vytvořen ozařovací plán, který splňuje nejen požadavky na vlastní efektivní léčbu ozařovaného procesu (dostatečné pokrytí cílového objemu a dostatečná dávka), ale i požadavky na maximální šetření okolní zdravé tkáně a zejména kritické struktury jako jsou například optický

nerv, mozkový kmen apod. Přehled kritických struktur a limitních dávek je uveden v tabulce 2.

Vlastní ozařovací plán je vždy výsledkem spolupráce neurochirurga, radiačního onkologa a radiologického fyzika. Ozařovací plán obsahuje technické a fyzikální informace nezbytné pro vlastní ozáření pacienta na LGK, veškeré informace o lokalizaci léčeného procesu a rovněž veškeré informace o vlastním léčebném postupu (počet zásahů LGK, aplikovanou dávku aj.). Vlastní ozařovací plán je po dokončení přenesen do ovládací konzole LGK, která řídí vlastní ozáření pacienta.

Cílem plánování je dostatečné pokrytí cílového objemu zářením pomocí vhodného počtu zásahů („shotů“) danou velikostí kolimátorů. V případě LGK Perfexion jsou k dispozici tři různé velikosti kolimátorů: 4 mm, 8 mm, 16mm. Je možné kombinovat uvedené kolimátory, volit jejich vhodnou pozici ve stereotaktickém Leksellově systému, dále pak měnit váhový faktor jednotlivých zásahů, měnit gama úhel (pozice hlavy pacienta vzhledem k vodorovné podélné ose pacienta) a použít popřípadě zaslepení jednoho nebo více z osmi sektorů.

Při plánování je nutné řídit se snahou konformního pokrytí cílového objemu dle klinických požadavků léčeného procesu. Zejména je nutné minimalizovat dávku do přilehlých kritických struktur. Minimální okrajová dávka je volena obvykle na 50% isodose, může být ale zvolena jiná izodoza. Minimální okrajová dávka je volena s ohledem na objem ozařované leze a s ohledem na případné předchozí ozařování, kdy se redukuje podle výše aplikované dávky v minulosti a s ohledem na interval, který od předchozího ozařování uplynul.

8.2.5 Ozařování na Leksellově gama noži

Pacienta uložíme na ozařovací lůžko. Pokud to plán vyžaduje, provedeme kontrolu průchodnosti pomocí speciálního nástroje. Zvláštní pozornost musí být věnována zásahům, které podle výpočtu plánovacího systému vykazují potenciální kolize.

Podáme nezbytné informace pacientovi o průběhu ozařování a možnosti komunikace s obsluhou v ovladovně.

V průběhu ozařování soustavně sledujeme pohyb stolu při jeho zasouvání do ozařovací polohy a při zpětném pohybu, automaticky nastavované souřadnice a ozařovací čas pro každý zásah, porovnáme je s vytištěným plánem, dále polohu pacienta v průběhu ozařování a jeho reakce a chování pacienta z klinického hlediska.

8.2.6 Dokončení radiochirurgie

Po ukončení radiochirurgie zajistí OSRN doléčení akutní radiační reakce, pokud je to nezbytné, dále pacient zůstává v dispenzární péči oddělení. Při dispenzárních kontrolách je sledován průběh nádorového onemocnění, efekt radiochirurgie, akutní a pozdní komplikace léčby. Hodnotí se lokální kontrola nádoru, přežití bez známek onemocnění, celkové přežití a kvalita života (LIŠČÁK, 2009).

9 VÝZKUMNÁ ČÁST

Výzkumný problém této práce je stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion, který byl instalován na našem oddělení v prosinci 2009 a nahradil starší model Leksellova gama nože 4C. Na našem oddělení jde již o čtvrtý typ Leksellova gama nože během dvacetileté historie využití této metody v České republice. Tato práce by měla prokázat pozitivní přínos pro léčbu pacientů na novém Leksellově gama noži Perfexion ve srovnání s předchozím systémem 4C.

9.1 Specifické cíle práce

Hlavním cílem této práce je stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion oproti staršímu modelu.

Specifické cíle této práce jsou následující:

Cíl 1: Porovnání základních technických parametrů a jejich vlivu na léčebný proces

Cíl 2: Porovnání základních dozimetrických parametrů

Cíl 3: Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu

Cíl 4: Stanovení přínosu pro efektivnost (zkrácení času) léčby

Cíl 5: Stanovení přínosu pro komfort a bezpečnost pacienta

Cíl 6: Stanovení přínosu pro zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže obsluhujícího personálu

9.2 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka č. 1: Budou mít základní technické parametry nového systému Perfexion pozitivní vliv na léčebný proces?

Výzkumná otázka č. 2: Jak se změní základní dozimetrické parametry nového systému Perfexion proti staršímu systému LGK 4C?

Výzkumná otázka č. 3: Zvýší se kvalita ozařovacích plánů LGK Perfexion?

Výzkumná otázka č. 4: Prokáže se přínos nového systému LGK Perfexion na zefektivnění léčby a zkrácení času potřebného k léčbě?

Výzkumná otázka č. 5: Zvýší se bezpečnost a komfort pacienta během léčby na LGK Perfexion?

Výzkumná otázka č. 6: Zjednoduší se obsluha LGK Perfexion a sníží se radiační zátěž obsluhujícího personálu?

10 METODY A MATERIÁLY

10.1 Porovnání základních technických a konstrukčních parametrů a jejich vlivu na léčebný proces

V rámci tohoto cíle jsme shrnuli základní technické a konstrukční parametry do tabulky, pro každý model LGK zvlášť. Tyto parametry jsme získali studiem servisních manuálů a návodu k obsluze, dodaných výrobcem.

Vliv na léčebný proces jsme hodnotili s ohledem na vlastní zkušenosti z klinického provozu obou přístrojů.

Zjištěná data jsme shrnuli do tabulky 3.

10.2 Porovnání základních dozimetrických parametrů

Dozimetrické porovnání obou systémů LGK jsme provedli dozimetrickým měřením dávkových profilů jednotlivých kolimátorů a ověřili výpočtem v plánovacím systému. Leksell GammaPlan (Elekta Instrument AB, Stockholm, Švédsko).

Nejprve jsme sbírali data pro model LGK 4C a po instalaci nového systému také pro LGK Perfexion.

Pro měření byl použit sférický kalibrační fantom z ABS plastu (Elekta Instrument AB, Stockholm, Švédsko) o průměru 160 mm. Obrázek fantomu je v příloze E.

Dovnitř fantomu jsme vložili filmovou kazetu s filmem Kodak EDR2 (Eastman Kodak Company, Rochester, New York, USA)

Takto sestavený fantom jsme umístili do stereotaktických souřadnic $X=100$, $Y=100$, $Z=100$ a ozářili s použitím kolimátorů 4mm, 8mm, 14 mm a 18 mm pro LGK model 4C a 4 mm, 8 mm a 16 mm pro LGK model Perfexion. Fantom jsme vždy ozářili ve dvou na sobě kolmých rovinách XY a XZ.

Ozářené filmy jsme skenovali scannerem EPSON při rozlišení 300 dpi a vyhodnotili pomocí softwaru RIT 113 Verze 5.0 (Radiological Imaging Technology, Inc., USA)

Získané dávkové profily pro všechny velikosti kolimátorů v osách X, Y a Z jsme vynesli do grafu 1-3.

Získané naměřené dávkové profily jsme porovnali s plánovacím systémem vypočtenými dávkovými profily. Následně jsme porovnali dávkové profily pro 4 mm a 8 mm kolimátor.

10.3 Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu

V rámci tohoto cíle jsme zvolili 5 pacientů s diagnózami neurinom akustiku či meningiom, a vypracovali ozařovací plány v plánovacím systému. Plány jsme vypracovali pro každý model LGK zvlášť. Vytvořili jsme srovnávací tabulku klíčových parametrů pro léčbu každého pacienta na obou přístrojích. Výsledky přináší tabulka 4.

Vlastní plánování léčby pacientů a odečet nezbytných parametrů pro tento cíl jsme provedli pomocí software Leksell GammaPlan od firmy Elekta AB instalovaným na dvou HP LINUX pracovních stanicích vybavených standardními periferiemi. Obrázek ozařovacího plánu pacienta s neurinomem akustiku je v příloze F.

10.3.1 Definice klíčových parametrů

Index konformity (CI), je definovaný jako poměr mezi objemem předepsané izodozy (PIV) a plánovacím cílovým objemem (TV), tedy:

$$CI = (PIV)/(TV)$$

Výsledná hodnota konformního ozařovacího plánu by měla být menší než 2 (SHAW, 1993).

Paddickův index konformity (PCI) je definován:

$$PCI = (TV_{piv})^2/(TV*PIV)$$

kde TV je cílový objem, PIV je objem předepsané izodozy a TV_{piv} je cílový objem pokrytý předepsanou izodozou. Výsledná hodnota by se měla blížit 1 (PADDICK, 2000).

Index gradientu dávky (GI)

Distribuce absorbované dávky v nádoru je jednou z podmínek optimalizace léčby na LGK. Při optimalizaci je nutné brát zřetel i na kritické struktury, které častokrát určují i maximální aplikovanou dávku v okolí nádoru. Ukazuje se, že gradient dávky v okolí cílového objemu koreluje s pozdními účinky ionizujícího záření na zdravou tkáň v okolí ozařovaného cílového objemu. Výsledná hodnota by měla být menší než 3 (PADDICK, 2006). Spád (gradient) dávkové distribuce v okolí cílového objemu lze jednoduše popsat pomocí indexu gradientu dávky, který je definován:

$$GI = (PIV_{1/2})/(PIV)$$

Kde $PIV_{1/2}$ je objem poloviční isodozy než předepsané a PIV je objem předepsané izodozy.

10.4 Stanovení přínosu efektivnosti léčby

V rámci tohoto cíle jsme zvolili tři pacienty s diagnózou mnohočetných mozkových metastáz a vypracovali v plánovacím systému ozařovací plán pro každý model LGK zvlášť. Klíčové parametry jsme shrnuli do tabulky 5. Obrázek ozařovacího plánu pacienta s mnohočetnými metastázemi je v příloze G.

10.5 Stanovení přínosu pro komfort a bezpečnost pacienta

V rámci tohoto cíle jsme porovnali především časovou náročnost na provedení léčby v námi vytvořených plánech pro oba systémy LGK. Bezpečnost pacienta jsme porovnali v tabulce 6 pro každý systém LGK zvlášť. Schéma procesů a činností přímo ovlivňující kvalitu léčby pacienta na LGK je v příloze D.

10.6 Stanovení přínosu zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže personálu

V rámci tohoto cíle jsme porovnávali časovou a technickou náročnost ozařovacích plánů. Snížení radiační zátěže jsme stanovili pomocí času, potřebného k práci

v ozařovně. Data z osobních opticky stimulovaných dozimetrů (dále jen OSD) nebylo možné pro stanovení tohoto cíle využít, protože změna úrovně ozáření nebyla těmito dozimetry relevantně měřitelná. Zjišťovali jsme tedy čas, potřebný pro pobyt personálu v ozařovně. Výsledky tohoto cíle přináší tabulka 7 a tabulka 8.

11 VÝSLEDKY

11.1 Porovnání základních technických a konstrukčních parametrů a jejich vlivu na léčebný proces

Výsledky tohoto cíle jsme shrnuli do tabulky 3. Jsou zde uvedeny nejdůležitější technické a konstrukční parametry, jako je např. počet zdrojů ^{60}Co , způsob zaslepení/stínění) těchto zdrojů, tvarové uspořádání zdrojů a možné velikosti kolimátorů pro každý systém zvlášť. Uvedli jsme také rozdíl v mechanickém dosahu obou systémů a další, velmi důležité parametry. Porovnání a zhodnocení těchto parametrů jsme okomentovali v diskuzi výsledků.

Tabulka 3 – Základní technické a konstrukční parametry

Základní technické a konstrukční parametry		
Parametr	LGK 4C	LGK Perfexion
Počet zdrojů ^{60}Co	201	192
Stínění zdrojů	manuální	automatické
Uspořádání zdrojů	polosféra	komolý kužel
Kolimátory (mm)	4, 8, 14, 18	4, 8, 16
Výměna kolimátorů	mechanická	automatická
Kolimátorové helmice	ANO	NE
Mechanický dosah (x, y, z)	100/120/165	160/180/220
Nastavení souřadnic	manuální /automatické (APS)	automatické (PPS)
Stínící dveře	vertikální	horizontální
Plovoucí matrace	ANO	NE

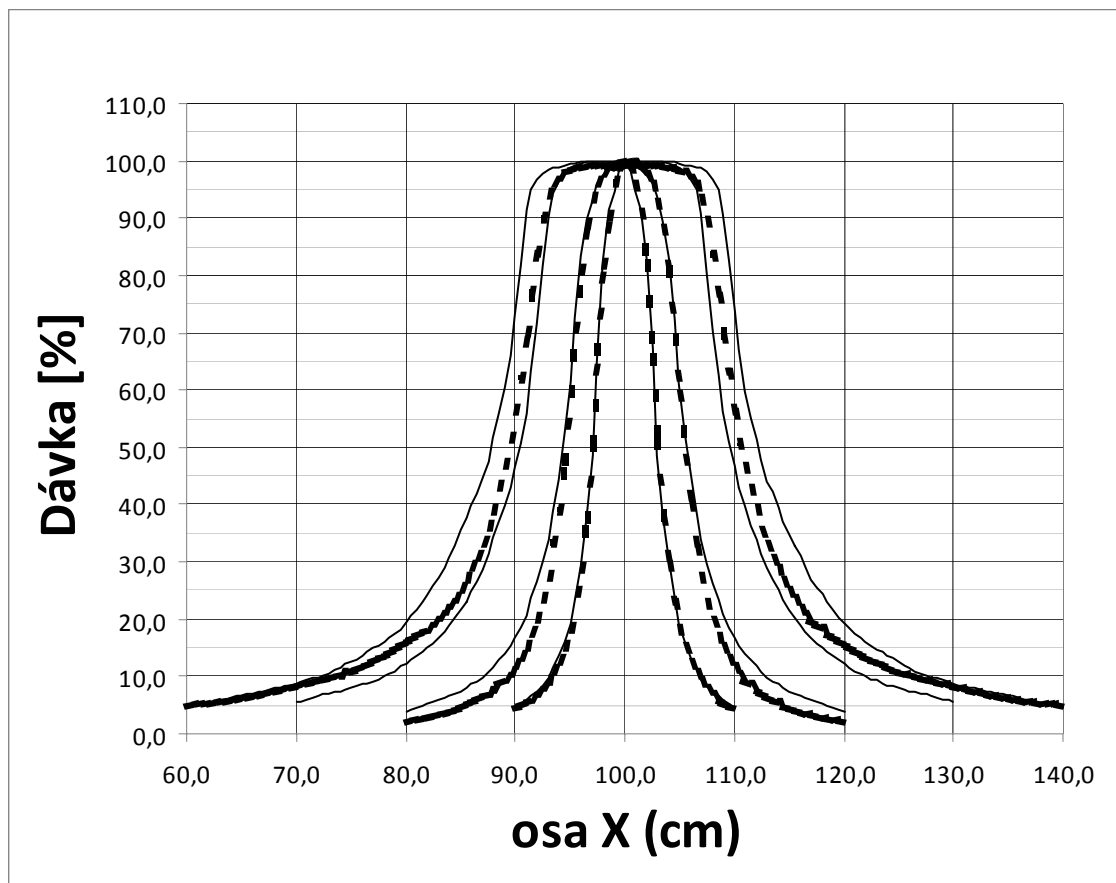
Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

11.2 Porovnání základních dozimetrických parametrů

Výsledky tohoto cíle jsme uvedli v grafech 1, 2, 3 pro každou stereotaktickou osu zvlášť. Na ose X je vynesena rozsah systému v centimetrech. Izocentrum je na hodnotě 100 cm. Na ose Y je vynesena relativní dávka v procentech. Pro úplnost jsme do grafu vynesli vždy všechny dávkové profily pro oba systémy. Profily jsou zobrazeny takto:

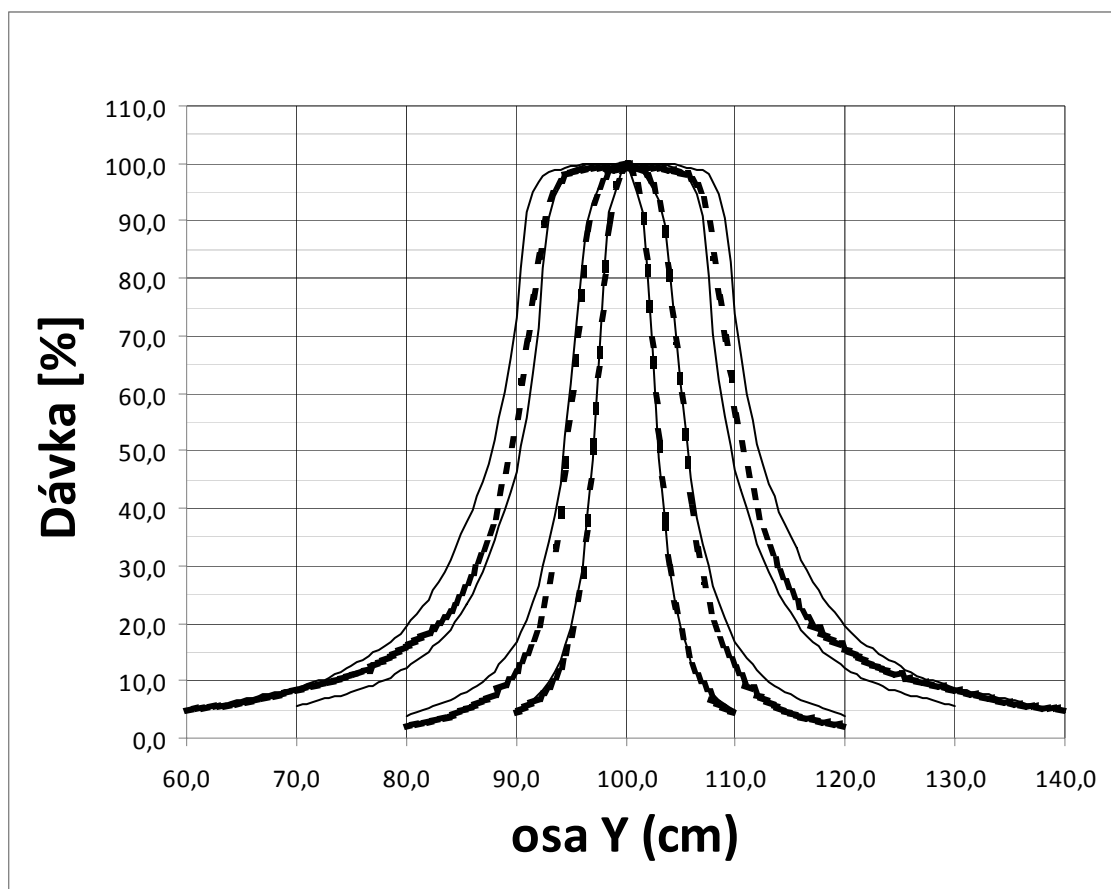
Zleva směrem k hodnotě 100 cm, plná čára: LGK 4C 18 mm, 14 mm, 8 mm, 4 mm, čerchovaná čára: LGK Perfexion 16 mm, 8 mm, 4 mm. Vyhodnocení grafů jsme uvedli v diskuzi výsledků.

Graf 1 – Porovnání dávkových profilů v ose X



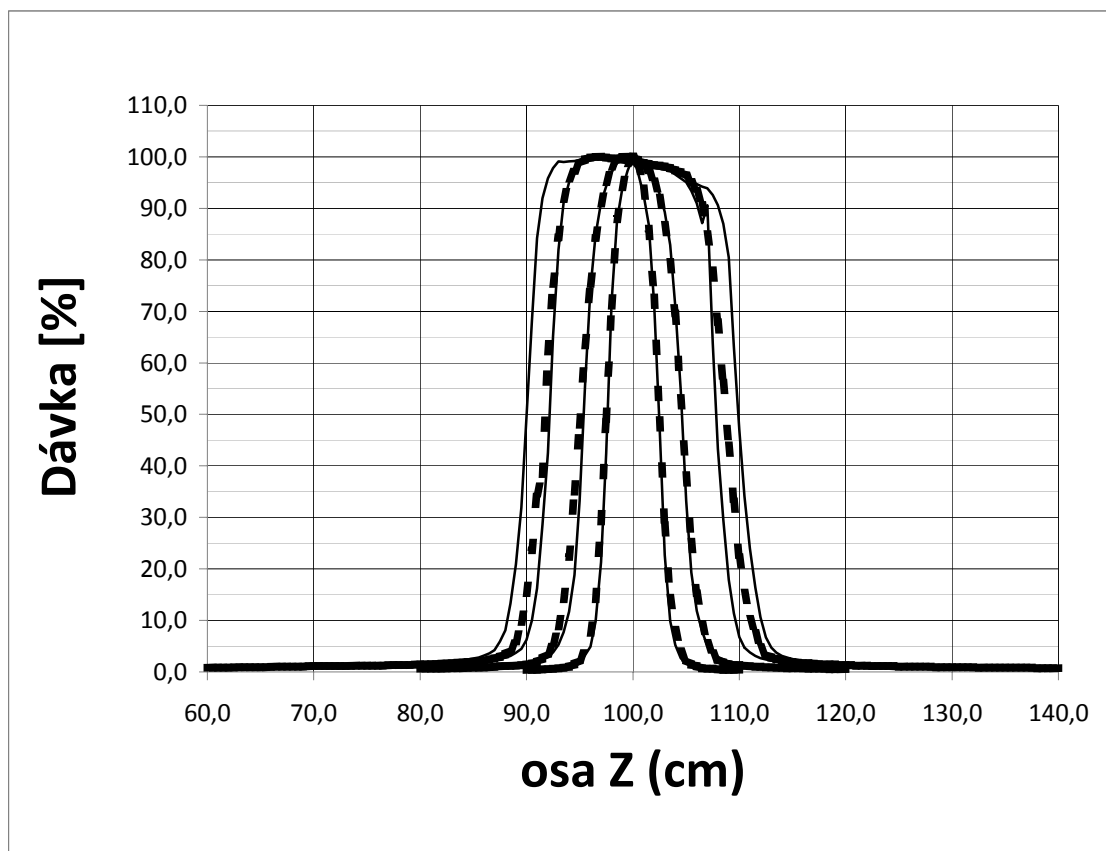
Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

Graf 2 – Porovnání dávkových profilů v ose Y



Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

Graf 3 – Porovnání dávkových profilů v ose Z



Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

11.3 Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu

Výsledky tohoto cíle jsme shrnuli do tabulky 4. Porovnali jsme data z pěti vypracovaných ozařovacích plánů pacientů s benigními diagnózami. Uvedli jsme nejen diagnózu a velikost cílového objemu, ale hlavně výsledky vypočítaných indexů pro každý systém zvlášť. Dalším nezbytným údajem je celkový ozařovací čas léčby, kde můžeme vidět významnou úsporu času v případě systému LGK Perfexion. Vyhodnocení těchto výsledků jsme uvedli v diskuzi výsledků.

Tabulka 4 – Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu

Stanovení přínosu na kvalitu ozařovacího plánu						
Pacient č.		1	2	3	4	5
Diagóza		D33.3	D32.0	D32.0	D33.3	D32.0
Velikost cílového objemu (mm ³)		2960	7620	11700	2070	514
LGK 4C						
CI		1,19	1,21	1,29	1,10	1,38
PCI		0,82	0,80	0,75	0,86	0,68
GI		2,63	2,69	2,85	2,63	2,66
Počet shotů		17	36	11	10	10
Ozařovací čas (min.)		62	95,9	22,9	34,6	36,1
Celkový čas léčby (min.)		83,5	134	72	45,5	55
LGK Perfexion						
CI		1,18	1,38	1,20	1,13	1,47
PCI		0,83	0,71	0,81	0,86	0,67
GI		2,71	2,62	2,84	2,60	2,68
Počet shotů		20	23	16	9	17
Ozařovací čas (min.)		74,5	67	53,1	37,3	54,3
Celkový čas léčby (min.)		78,3	71,1	56,5	40	57,8

Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

11.4 Stanovení přínosu efektivnosti léčby

Výsledky tohoto cíle jsme shrnuli do tabulky 5. Porovnali jsme data ze tří ozařovacích plánů pacientů s vícečetnými metastázami. Uvedli jsme veškeré nezbytné parametry, jako je počet metastáz a parametry technického provedení léčby. Nejdůležitější položkou je zkrácení celkového času léčby, které je velmi markantní v porovnání obou systémů. Výsledky jsme blíže okomentovali a vyhodnotili v diskuzi výsledků.

Tabulka 5 – Stanovení přínosu na efektivnost léčby

Stanovení přínosu na efektivnost léčby				
Pac. č.		1	2	3
Počet metastáz		12	6	3
Zkrácení celkového času léčby (min.)		52,5	22,6	25,9
LGK 4C				
Počet výměn kolimátorů		0	1	1
Počet shotů APS		6	16	6
Počet shotů Trunnions		6	1	0
Ozařovací čas (min.)		106,4	92,1	45,9
Celkový čas léčby (min.)		169	132,5	59,5
LGK Perfexion				
Počet shotů		12	22	7
Ozařovací čas (min.)		113,5	105,9	31,1
Celkový čas léčby (min.)		116,5	109,9	33,6

Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

11.5 Stanovení přínosu pro komfort a bezpečnost pacienta

Výsledky tohoto cíle jsme shrnuli do tabulky 6. Zaměřili jsme se na rizika pro pacienta napříč celým léčebným řetězcem pro každý systém zvlášť. Rozdíl pro oba systémy je patrný hlavně v oblasti vlastního provedení ozáření. Přínos pro komfort pacienta během léčby a stanovení rizik pro pacienta jsme podrobně analyzovali v diskuzi výsledků.

Tabulka 6 – Výčet rizik během léčby na LGK

Výčet rizik během léčby na LGK		
Činnost	LGK 4C	LGK Perfexion
Identifikace pacienta	ANO	ANO
Chybná léčená strana	ANO	ANO
Administrativní chyba	ANO	ANO
Chybný ozařovací plán	ANO	ANO
Nasazení stereotaktického rámu	ANO	ANO
Tenze šroubů	ANO	ANO
Měření hlavy pacienta	ANO	ANO
Distorze zobrazení	ANO	ANO
Přenos dat	ANO	ANO
Kvalita obrazů	ANO	ANO
Definice obrazů	ANO	ANO
Definice léčebné léze	ANO	ANO
Kritické struktury	ANO	ANO
Dávka do klinického objemu	ANO	ANO
Dávka do kritických struktur	ANO	ANO
Manuální výměna kolimátoru	NE	NE
Manuální nastavení stínění	ANO	NE
Kontrola ozařovacího času	NE	NE
Nastavení pacienta	ANO	ANO
Nastavení ozařovacího úhlu	ANO, při Trunnions	NE
Manuální nastavení koordinát	ANO, při Trunnions	NE
Sejmutí stereotaktického rámu	ANO	ANO

Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

11.6 Stanovení přínosu zefektivnění obsluhy a snížení radiační zátěže personálu

Výsledky tohoto cíle jsme shrnuli do tabulek 7 a 8. Zaměřili jsme se na zjišťování časové náročnosti jednotlivých úkonů při léčbě, četnost a druh činností personálu v ozařovně. Analýzu jsme uvedli v diskuzi výsledků

Tabulka 7 – Časová náročnost úkonů při léčbě na LGK

Časová náročnost úkonů při léčbě na LGK		
Činnost	LGK 4C	LGK Perfexion
Uložení pacienta	1 min.	1 min.
Simulace pozic před léčbou	3 min.	Není
Nastavení koordinát (1 shot) APS	0,5 min.	Není
Výměna kolimátoru	5,5 min.	Není
Změna Low na High docking	2 min.	Není
Změna APS na Trunnions	10 min.	Není
Nastavení koordinát (1 shot) Trunnions	6 min.	Není
Zasunutí lůžka do léčebné pozice	0,5 min.	1,3 min.
Vysunutí lůžka z léčebné pozice	0,5 min.	0,5 min.
Nastavení koordinát a změna sektoru	Není	0,1 min.

Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

Tabulka 8 – Činnosti prováděné personálem v ozařovně

Činnosti prováděné personálem v ozařovně		
Činnost	LGK 4C	LGK Perfexion
Identifikace pacienta	ANO	ANO
Kontrola fixace šroubů	ANO	ANO
Uložení pacienta	ANO	ANO
Manuální nastavení koordinát	ANO, při Trunnions	NE
Nastavení ozařovacího úhlu	ANO	ANO
Výměna kolimátoru	ANO	NE
Nouzové vyproštění	ANO	ANO, zdroje stíněné
Vyjmutí spadlého plugu z radiační jednotky	ANO	NE

Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

12 DISKUZE VÝSLEDKŮ

Technologie LGK, známá již od roku 1968, se během let vyvíjela přes typ U, B, C, a 4C až k nejmodernějšímu systému Perfexion, představeném v roce 2006. Na našem Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie v Nemocnici Na Homolce v Praze jsme pracovali s LGK typu B, později C, 4C až v roce 2009 byl u nás nainstalován LGK Perfexion. V této práci jsme porovnali LGK 4C s LGK Perfexion.

Design a konstrukce LGK Perfexion prošly ohromnými inovacemi. Změnil se systém kolimátorů. Radiační jednotka, ve které jsou umístěny ^{60}Co zdroje záření, má tvar kruhového prstence a je vyrobena ze 120 mm silné vrstvy wolframu a je rozdělena na 8 identických sektorů. Každý sektor obsahuje 72 kolimátorů (24 kolimátorů 4 mm, 24 kolimátorů 8 mm, a 24 kolimátorů 16 mm). Velikost svazků je pro každý sektor nezávisle automaticky měněna pohybem 24 zdrojů přes vybranou kolimátorovou velikost. Pohyb sektorů je zajištěn servomotory. Tento systém umožňuje nejen měnit velikost kolimátorů rychle a zcela automaticky, ale navíc také kombinovat různé velikosti kolimátorů, případně kolimátorů a zátek, (tzv. bloků), navzájem. Touto kombinací kolimátorů v rámci jednoho zásahu (tzv. kompozitní shot) dosáhneme lepšího tvarování ohniska a dosáhneme lepší dávkové distribuce v cílovém objemu. U modelu LGK 4C něco takového nebylo možné. Každá ze čtyř výměnných helmice obsahovala jen jednu velikost kolimátorů. V případě potřeby bylo možné manuálně zaslepit některé radiační zdroje wolframovými zátkami, (tzv. plugy). Helmice bylo nutné během léčby manuálně měnit, protože pro léčbu konkrétního pacienta byla často nutná kombinace dvou i více kolimátorů.

Celkové geometrické uspořádání radiační jednotky LGK Perfexion vytvořilo přibližně třikrát větší prostor uvnitř radiační jednotky oproti LGK 4C. To je ohromným přínosem při léčbě mnohočetných metastáz nebo nádorů oka, protože téměř nehrozí kolize hlavy nebo rámu pacienta s radiační jednotkou, léčba probíhá plynule a v příjemnější poloze pro pacienta (vždy na zádech). Pokud by přesto hrozila kolize pacienta s radiační jednotkou, plánovací systém nás na tuto skutečnost včas upozorní a je nutné provést kontrolu průchodnosti ještě před začátkem léčby, pomocí speciálního nástroje. U LGK 4C byl menší prostor problém. Bylo nutné co nejpřesněji vycentrovat

stereotaktický rám na hlavě pacienta vzhledem k léčené lézi, v extrémních případech např. u mnohočetných metastáz, bylo dokonce nutné léčbu rozfázovat a léčit pacienta postupně, vždy s jinak vycentrovaným stereotaktickým rámem. Při léčbě očních lézí bylo nutné ozařovat pacienty v poloze na břiše. Při léčbě extrémně laterálně uložených lézí bylo někdy nutné ozařovat pacienty v poloze na boku. Kvůli menšímu dosahu systému APS bylo nutné nastavování pacienta často kombinovat s manuálním nastavováním systémem Trunnions.

U modelu LGK Perfexion došlo k úplné změně ukládání a nastavení pacienta do cílových souřadnic. Lůžko je plně robotizováno a hýbe se s pacientem celé, což je pro pacienta mnohem komfortnější. Manuálně se nastavuje již jen úhel sklonu hlavy, tzv. gama úhel. Nevýhodou je absence plovoucí matrace, která nastavení a uložení pacienta usnadňovala. U modelu LGK 4C nebylo lůžko plně robotizované, zajišťovalo transport pacienta do ozařovací polohy v radiační jednotce a zpět. Nastavení souřadnic zajišťoval systém APS či Trunnions. Tyto systémy však pohybovaly jen s hlavou pacienta, to mohlo být při extrémní poloze pro pacienta méně příjemné např. při potížích s krční páteří. Všechny ozařovací polohy bylo nutné simulovat s pacientem ještě před ozářením. Výhodou byla plovoucí matrace. Systém Trunnions byl plně manuální, bylo jej však často nutné kombinovat se systémem APS pro větší dosah při extrémní poloze léčené léze. Nesporně velikou výhodou LGK 4C je manuální systém Trunnions, který umožňuje kompletní manuální provedení léčby při případné poruše systému APS. U LGK Perfexion možnost manuálního provedení léčby není.

Na výzkumnou otázku č. 1 odpovídáme: Ano, nové konstrukční řešení systému LGK Perfexion umožňuje efektivnější, kvalitnější, bezpečnější a rychlejší léčbu.

K porovnání dozimetrických parametrů jsme zvolili měření dávkových profilů. Změřené dávkové profily všech kolimátorů ve stereotaktických osách X, Y a Z pro oba modely LGK 4C a LGK Perfexion jsme vynesli do grafu. Z grafu je patrná shoda dávkových profilů pro 4 mm a 8 mm kolimátor. Tato shoda je zvláště evidentní pro dávkový profil 4 mm kolimátoru, který je téměř identický pro oba systémy LGK. Podobné měření bylo provedeno v Pittsburgu se stejným výsledkem (NOVOTNÝ, 2008). **Na výzkumnou otázku č. 2 odpovídáme:** Základní dozimetrické parametry se změnilo velmi nepatrně, téměř zanedbatelně. Nicméně nový systém umožňuje

kombinovat různé velikosti kolimátorů a tak nabízí podstatně větší dozimetrické možnosti při plánování léčby.

Přínos na kvalitu ozařovacích plánů jsme zjišťovali vytvořením pěti ozařovacích plánů u pacientů s benigními nádory. Vytvořili jsme ozařovací plán, vždy pro LGK 4C i LGK Perfexion. Lepší výsledky stanovených klíčových parametrů (CI, PCI, GI) pro LGK Perfexion nejsou signifikantní. **Na výzkumnou otázku č. 3 odpovídáme:** Kvalita ozařovacích plánů se zvýší hlavně při větším a nepravidelném tvaru cílového objemu v možnosti použít více shotů menšími kolimátory při stále únosně dlouhém ozařovacím čase.

Efektivnost léčby jsme prokázali na ozařovacích plánech pacientů s vícečetnými metastázami mozku. Plány jsme opět vytvořili pro LGK 4C i LGK Perfexion. Ukázaly se nejen lepší výsledky stanovených klíčových parametrů, ale i větší léčebný dosah. LGK Perfexion umožnil ozářit všechny metastázy během jednoho sezení, tzn. jednoho nasazení rámu. Navíc léčba proběhla v mnohem kratším čase. Léčba na LGK Perfexion je pro pacienta nesporně komfortnější. Pacient leží vždy v poloze na zádech, odpadá manuální nastavení souřadnic a výměna kolimátorů, léčba je tímto mnohem rychlejší. Lůžko se hýbe s pacientem celé. Pacient má díky většímu prostoru v radiační jednotce lepší pocit. **Na výzkumnou otázku č. 4 odpovídáme:** Ano, přínos nového systému LGK Perfexion na zefektivnění léčby a zkrácení času potřebného k léčbě se prokázal.

Bezpečnost pacienta při léčbě LGK Perfexion je vyšší. Možnost lidské chyby nastavení souřadnic je eliminována stejně tak jako riziko chybného zaslepení kolimátorů wolframovými zátkami. Při kolizi pacienta s radiační jednotkou je třeba pacienta manuálně vyprostit. U LGK Perfexion je toto vyproštění snazší a navíc se radiační zdroje automaticky zasunou do stíněné pozice. **Na výzkumnou otázku č. 5 odpovídáme:** Ano, bezpečnost a komfort pacienta během léčby na LGK Perfexion je signifikantně vyšší.

Zefektivnění obsluhy je u LGK Perfexion nesporné. Automatizace nastavení kolimátorů a blokování vybraných svazků záření stejně jako automatizace nastavení pacienta do ozařovacích souřadnic znamená velmi významnou úsporu času, nutného k pobytu personálu v ozařovně. Radiační bezpečnost je také vyšší, neboť radiační

zdroje, pokud neprobíhá ozařování, jsou vždy zasunuty ve stíněné poloze. Máme zde tedy dvě bariéry – zavřené stínící dveře a stíněná poloha zdrojů. U LGK 4C byly jen stínící dveře. **Na výzkumnou otázku č. 6 odpovídáme:** Ano, obsluha LGK Perfexion je značně jednodušší a radiální zátěž obsluhujícího personálu je nižší.

Na našem pracovišti probíhaly podobné porovnávací studie. Jedna studie porovnávala LGK C s LGK B (TLACHAČOVÁ, 2005), tato studie porovnávala plně manuální LGK B s novějším LGK C, vybaveným robotickým systémem APS, kde byl prokázán pozitivní přínos na kvalitu léčby a komfort pro pacienta. Další studie porovnávala LGK 4C se stereotaktickým lineárním urychlovačem Varian, umožňujícím SR a SRT (GABAJOVÁ, 2004).

V UPMC Presbyterian Hospital v Pittsburghu, USA, proběhla porovnávací studie LGK 4C s LGK Perfexion (NOVOTNÝ, 2008) s velmi podobnými výsledky, jako studie provedená v této práci.

Doporučení pro praxi: Léčba pomocí LGK Perfexion by měla být metodou první volby při léčbě pacientů s nádorovým, vaskulárním či funkčním onemocněním mozku. Pokud léze splňuje parametry pro indikaci k léčbě pomocí LGK, je tato metoda mnohem vhodnější z hlediska komfortu pro pacienta, bezpečnosti, efektivnosti i nákladů.

ZÁVĚR

Cílem této práce bylo stanovit přínos nového LGK Perfexion, instalovaného na našem oddělení v prosinci 2009.

Výzkum, provedený v této práci byl velmi přínosný a bezpečně nás utvrdil o přínosu nového systému LGK Perfexion.

Tento přínos se opravdu ukázal být velmi markantní. Nejen z hlediska konstrukčně technického, ale hlavně z hlediska bezpečnosti a komfortu pro pacienta i obsluhující personál.

Hlavní výhodou LGK Perfexion oproti staršímu modelu je jeho variabilita a větší léčebný dosah. Tento přínos je zvláště signifikantní při léčbě pacientů s mnohočetnými mozkovými metastázami, kteří jsou ozářeni mnohem rychleji, s pokrytím všech lézí najednou, bez nutnosti opakovat nasazení stereotaktického rámu. Také u pacientů ozařovaných s diagnózou glaukomu či očních nádorů je tento přínos velmi signifikantní.

Další nespornou výhodou je možnost pokrytí i většího cílového objemu větším počtem shotů s menšími kolimátory, což zajistí lepší konformitu pokrytí cílového ložiska a tím i lepší dávkovou distribuci, v přijatelně dlouhém ozařovacím čase.

Automatizace některých úkonů léčby u LGK Perfexion snižuje, či úplně eliminuje možnost lidské chyby a urychluje léčbu. Na druhou stranu např. možnost manuálního nastavení cílových souřadnic u LGK 4C umožňovala plynule dokončit léčbu při náhlé poruše robotického systému APS.

Rozvoj radiochirurgických metod jde stále kupředu, již dnes pracují vývojáři na novém typu LGK, na nových možnostech neinvazivní fixace, atd. Máme se na co těšit!

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BĚLOHLÁVEK, O. et al, 2013. Brain metastases after stereotactic radiosurgery using the leksell gamma knife: Can FDG PET help to differentiate radionecrosis from tumor progression? *European Journal of Nuclear Medicine*. ISSN 1619-7070.

Elekta [online]. Elekta AB [cit. 21.02.2013]. Dostupné z: <http://www.elekta.com/>

GABAJOVÁ, M., 2004. *Porovnání základních mechanických a dozimetrických parametrů pro stereotaktickou radiochirurgii a radioterapii pomocí Leksellova gama nože a lineárního urychlovače*. České Budějovice, 2004. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta. Vedoucí práce Josef Novotný.

HALL, E. J. et al, 2003. *Radiobiology for the Radiologist*. 1.vydání. New York:Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 1608311937.

KHAN, F. M. et al, 1994. *The Physics of Radiation Therapy*. 1. vydání. Philadelphia:Williams & Wilkins. ISBN 0683045016.

LEKSELL, L., 1951. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta chirurgica Scandinavica*. ISSN 0001-5482.

LEKSELL, L., 1983. Stereotactic radiosurgery. *Journal of Neurology and Neurosurgery*. ISSN 0022-3050.

LINDQUIST, C. et al, 2007. The Leksell Gamma Knife Perfexion and comparisons with its predecessors. *Neurosurgery*. ISSN 0148-396X.

LIŠČÁK, R. et al, 1995. Leksellův gama nůž – Radiochirurgický nástroj. *Časopis lékařů českých*. ISSN 0008-7335.

LIŠČÁK, R. et al, 1995. Radiochirurgie Leksellovým gama nožem - způsob stereotaktické neurochirurgické operace. *Praktický lékař*. ISSN 0032-6739.

LIŠČÁK, R. et al, 1998. Radiochirurgická hypofyzektomie u bolestivých kostních metastáz karcinomu prsu. *Časopis lékařů českých*. **137**(5), 154-157. ISSN 0008-7335.

LIŠČÁK, R. et al, 1999. Rizikové faktory radiochirurgické léčby neurinomu akustiku pomocí gama nože. *Česko Slovenská neurologie a neurochirurgie*. ISSN 1210-7859.

LIŠČÁK, R. et al, 2004. Uplatnění radiochirurgie v léčbě adenomu hypofýzy. *Praktický lékař*. ISSN 0032-6739.

LIŠČÁK, R. et al, 2007. Arteriovenous malformations after Leksell gamma knife radiosurgery: rate of obliteration and complications. *Neurosurgery*. **60**(6), 1005-1016. ISSN 0148-396X.

LIŠČÁK, R. et al, 2009. *Radiochirurgie gama nožem*. 1. vydání. Praha:Grada. ISBN 9788024723501.

NIRANJAN, A. et al, 2009. Efficiency and Dose-Planning comparisons between the Perfexion and 4C Leksell Gamma Knife Units. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*. ISSN 1423-0372.

NOVOTNÝ, J. JR. et al. 1996. Stereotaktická radiochirurgie – princip a fyzikální aspekty jednotlivých metod. *Lékař a technika*. ISSN 0301-5491.

NOVOTNY, J. JR. et al, 2008. Dosimetric comparison of the Leksell Gamma Knife Perfexion and 4C. *Journal of Neurosurgery*. ISSN 0022-3085.

PADDICK, I, 2000. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. *Journal of Neurosurgery*. ISSN 0022-3085.

PADDICK, I. et al, 2006. A simple dose gradient tool to compliment the conformity index. *Journal of Neurosurgery*. ISSN 0022-3085.

PHILLIPS, M. H. et al, 1993. *Physical Aspects of stereotactic Radiosurgery*. 1. vydání. New York:Plenum Publishing Corporation. ISBN 97-80-30-644-5354.

SARBY, B., 1974, Cerebral radiation surgery with narrow gamma beams. Physical experiments. *Acta radiologica: Therapy, Physics, Biology*. ISSN 0567-8064.

SHAW, E. et al, 1993. Radiosurgery quality assurance guidelines. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. ISSN 0360-3016.

ŠIMONOVÁ, G. et al, 2006. Léčba chorioidálních melanomů na Leksellově gama noži - výsledky. *Radiační onkologie*. ISSN 1213-1695.

TLACHAČOVÁ, D. a M. SCHMITT, 2005. A comparison of the gamma knife model C and the automatic positioning system with Leksell model B. *Journal of Neurosurgery*. ISSN 0022-3085.

URGOŠÍK, D. et al, 2005. Treatment of essential trigeminal neuralgia with gamma knife surgery. *Journal of Neurosurgery*. ISSN 0022-3085.

WEBB, S, 1993. *The Physics of Three-dimensional Radiation Therapy. Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning*. 1. vydání. IOP Publishing Ltd, Bristol. ISBN 978-0750302548

PŘÍLOHY

Příloha A - Žádost

Příloha B - Protokol k provádění sběru podkladů pro zpracování bakalářské práce.

Příloha C - Schématické znázornění procesu léčby na LGK

Příloha D - Procesy a činnosti přímo ovlivňující kvalitu léčby pacienta na LGK

Příloha E - Sférický kalibrační fantom z ABS plastu o průměru 160 mm

Příloha F - Obrázek ozařovacího plánu pacienta s neurinomem akustiku

Příloha G - Obrázek ozařovacího plánu pacienta s mnohočetnými metastázemi

Příloha H - Schématické znázornění léčby na LGK 4C pomocí systému APS

Příloha A – Žádost

Hlavní sestra
Nemocnice Na Homolce
Roentgenova 2, Praha 5

Věc: Žádost o povolení ke zpracování a analýze anonymních dat z ozařovacích plánů jako součást bakalářské práce.

Vážená hlavní sestro, dovoluji si Vás požádat o povolení ke sběru anonymních dat z ozařovacích plánů z našeho oddělení (OSRN) a tak získat nezbytné informace pro zpracování mé bakalářské práce na téma „Stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion při stereotaktické radiochirurgii“.

Zavazuji se, že získané informace budou využity pouze ke zpracování bakalářské práce a nebudou žádným způsobem zneužity.


..... Michal Schmitt, DiS.

Žadatel

Michal Schmitt, DiS.

Radiologický asistent pracující na OSRN, Nem. Na Homolce, Roentgenova 2, Praha 5
Student Vysoké školy zdravotnické, o.p.s., Duškova 7, Praha 5


..... Bc. Monika Janotová

Přijala a souhlasí

Hlavní sestra Nem. Na Homolce, Roentgenova 2, Praha 5

V Praze 5, dne 

Příloha B - Protokol k provádění sběru podkladů pro zpracování bakalářské práce

Vysoká škola zdravotnická, o.p.s.
Duškova 7, 150 00 Praha 5



**PROTOKOL K PROVÁDĚNÍ SBĚRU PODKLADŮ
PRO ZPRACOVÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

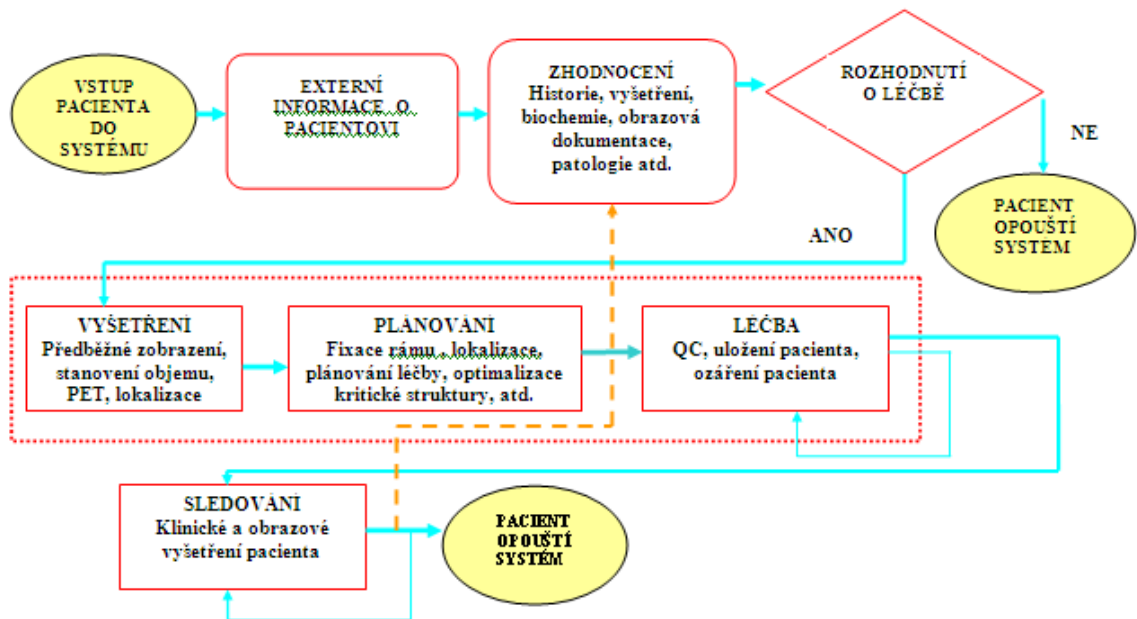
(součástí tohoto protokolu je, v případě realizace, kopie plného znění dotazníku, který bude respondentům distribuován)

Příjmení a jméno studenta	Michal Schmitt, DiS.	
Studijní obor	Radiologický asistent	Ročník 3.
Téma práce	Stanovení přínosu nového systému Leksellova gama nože Perfexion při stereotaktické radiochirurgii.	
Název pracoviště, kde bude realizován sběr podkladů	Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie, Nemocnice Na Homolce, Roentgenova 2, Praha 5	
Jméno vedoucího práce	Ing. Josef Novotný, Ph.D. <i>[Signature]</i>	
Vyjádření vedoucího práce k finančnímu zatížení pracoviště při realizaci výzkumu	Výzkum <input type="radio"/> bude spojen s finančním zatížením pracoviště <input checked="" type="radio"/> nebude spojen s finančním zatížením pracoviště	
Souhlas vedoucího práce	<input type="radio"/> souhlasím <input type="radio"/> nesouhlasím	podpis <i>[Signature]</i> Ing. Josef Novotný, Ph.D.
Souhlas náměstkyně pro ošetrovatelskou péči	<input checked="" type="radio"/> souhlasím <input type="radio"/> nesouhlasím	podpis <i>[Signature]</i> Bc. Mgr. Jana Janotová

V. Praze 5 dne 20-02-2013

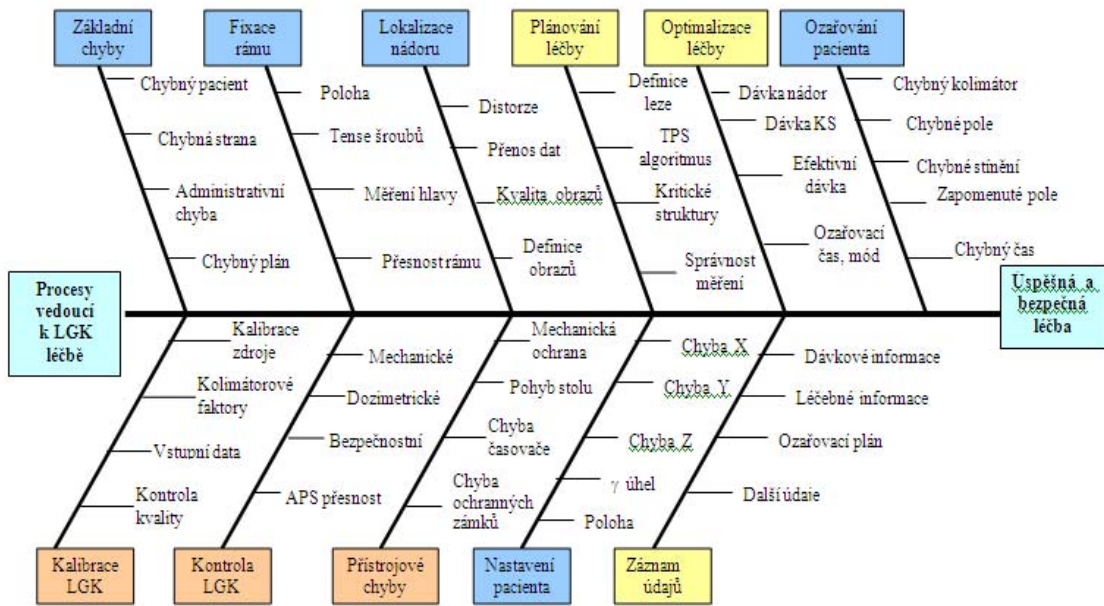
[Signature]
.....
podpis studenta

Příloha C - Schématické znázornění procesu léčby na LGK



Zdroj: OSRN, 2012

Příloha D - Procesy a činnosti přímo ovlivňující kvalitu léčby pacienta na LGK



Zdroj: LIŠČÁK, R. et al, 2009, str. 43

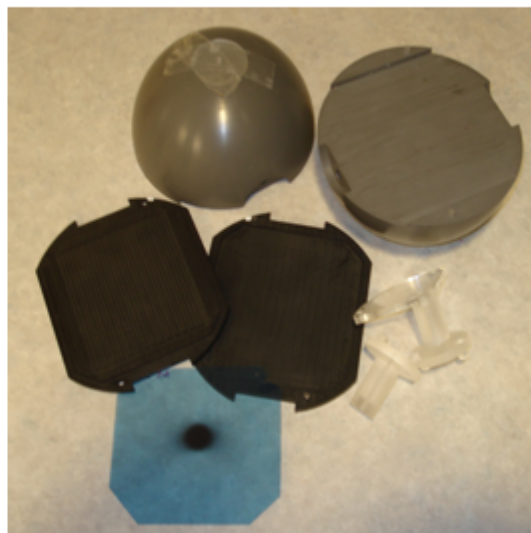
Příloha E - Sférický kalibrační fantom z ABS plastu o průměru 160 mm.

A: fantom upevněný v LGN Perfexion, B: rozebraný fantom s kazetou a filmem

A

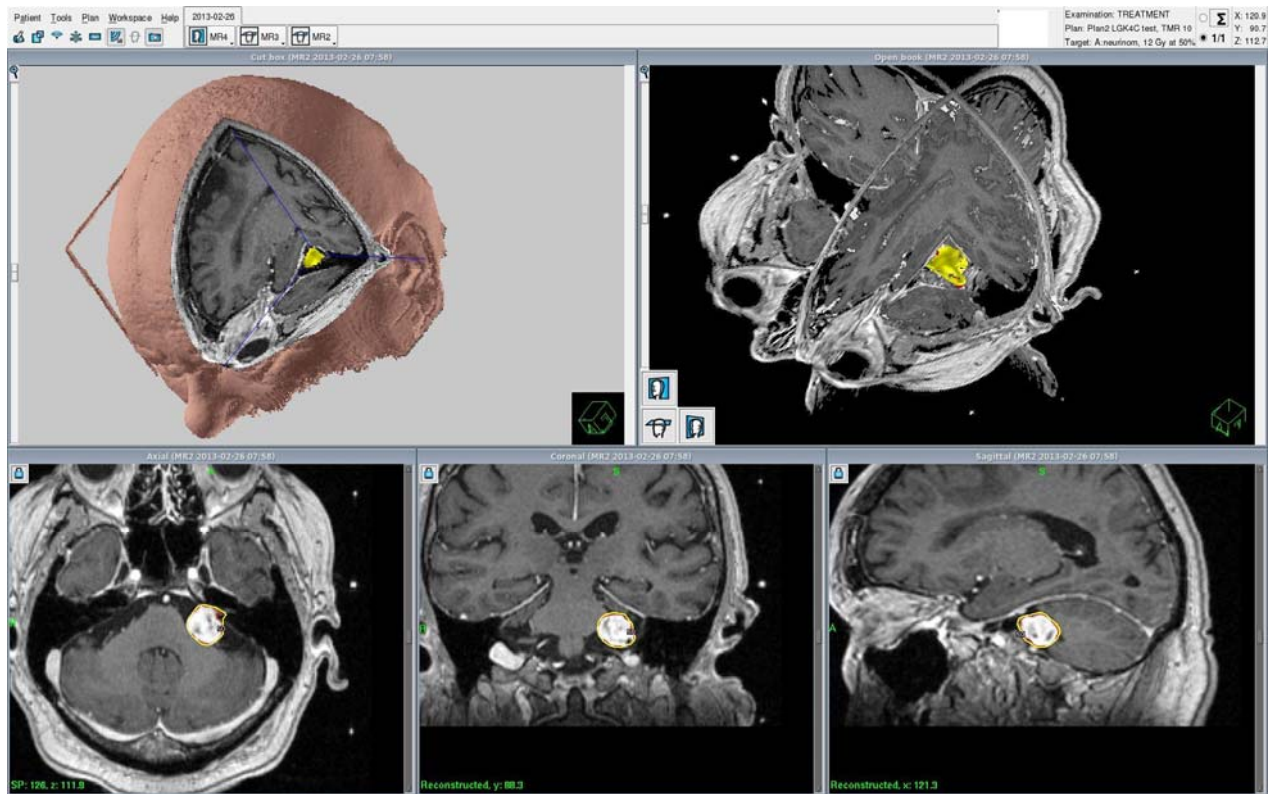


B



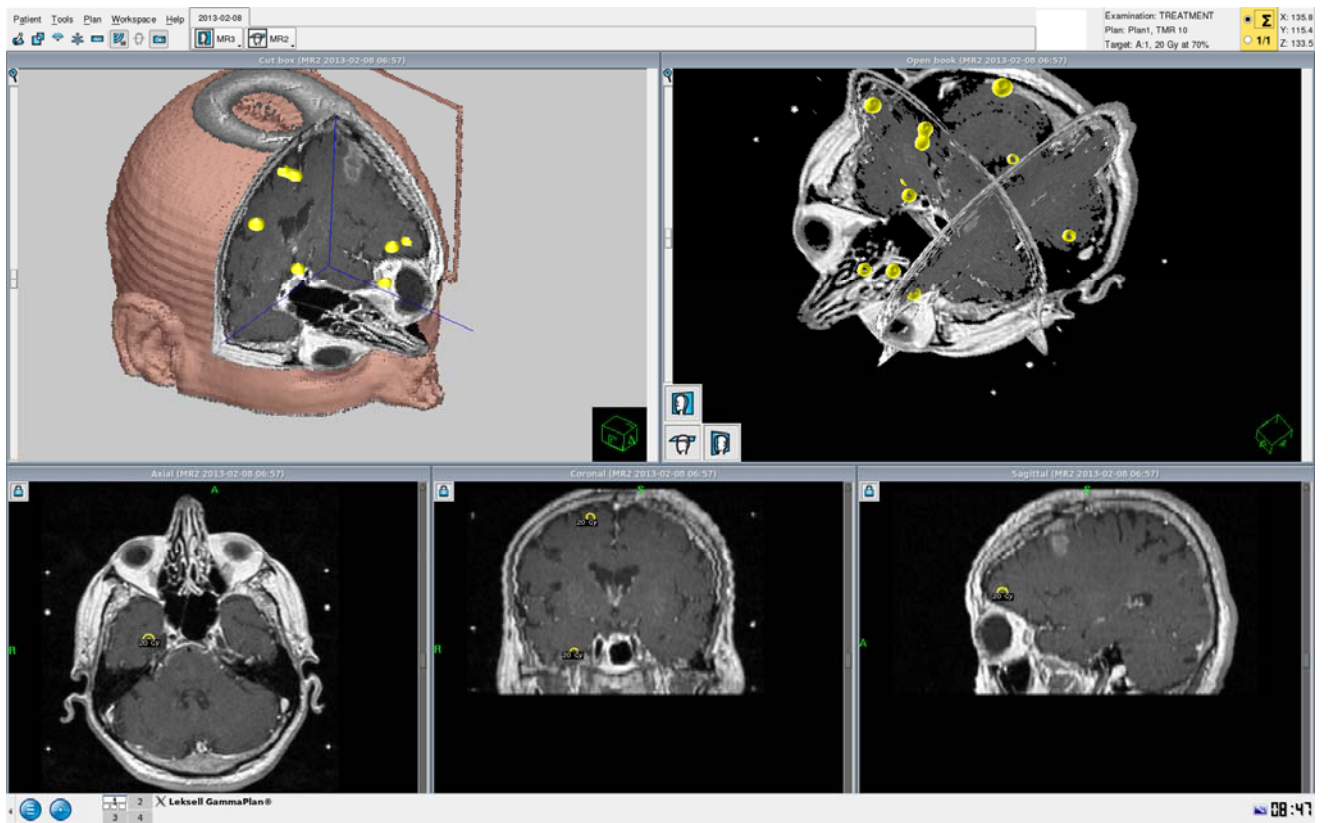
Zdroj: OSRN, 2012

Příloha F - Obrázek ozařovacího plánu pacienta s neurinomem akustiku



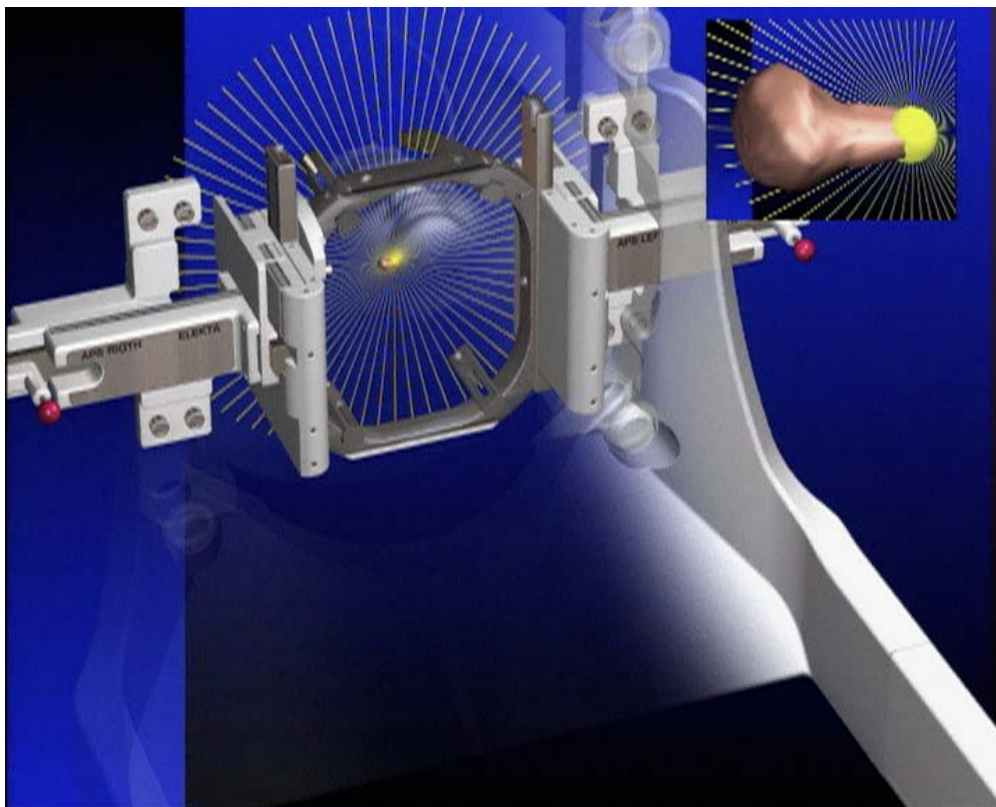
Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

Příloha G - Obrázek ozařovacího plánu pacienta s mnohočetnými metastázami



Zdroj: Michal Schmitt, DiS., 2013

Příloha H – Schématické znázornění léčby na LGK 4C pomocí systému APS



Zdroj: ELEKTA AB, 2004