

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Kateřina Pavlíková

**Obrazová kvalita a radiační dávka při CT vyšetření mozku –  
srovnání mezi dvěma přístroji na jednom pracovišti**

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. MUDr. Miroslav Heřman, Ph.D.

Olomouc 2022

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 17. května 2022

-----

podpis

Děkuji panu prof. MUDr. Miroslavu Heřmanovi, Ph.D. za trpělivost, ochotu a cenné rady při vedení mé diplomové práce a paní RNDr. Evě Reiterové, PhD. za pomoc při zpracování statistických výsledků.

# ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Téma práce:** Technické aspekty CT vyšetření

**Název práce:** Obrazová kvalita a radiační dávka při CT vyšetření mozku – srovnání mezi dvěma přístroji na jednom pracovišti

**Název práce v AJ:** Image Quality and Radiation Dose in Brain CT – Inter-scanner Comparison in a Single Institution

**Datum zadání:** 2021-01-23

**Datum odevzdání:** 2022-05-17

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav radiologických metod

**Autor práce:** Kateřina Pavlíková

**Vedoucí práce:** prof. MUDr. Miroslav Heřman, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. Radek Vymazal

## Abstrakt v ČJ:

Tato diplomová práce se zabývá rozdíly v radiační dávce a obrazové kvalitě mezi dvěma CT skenery od stejného výrobce. Cílem bylo porovnat radiační dávku a obrazovou kvalitu mezi CT skenery GE Lightspeed VCT XT 64 z roku 2008 a GE Discovery CT750HD z roku 2014, přičemž oba skenery měly stejný počet detektorů, využívaly iterativní rekonstrukční algoritmus a vyšetření probíhala při stejných akvizičních parametrech. Výzkumný soubor tvořilo prvních 200 pacientů, kteří podstoupili nativní CT vyšetření mozku od 1. 1. 2020 na Radiologické klinice ve FN Olomouc. Podstatou výzkumu bylo retrospektivní změření a zhodnocení především hodnot objemového dávkového indexu ( $CTDI_{vol}$ ) a šumu v obraze u 100 pacientů na jednom přístroji a 100 pacientů na druhém přístroji. Dle vyhodnocení výsledků byla radiační dávka u přístroje GE Discovery o 14,5 % vyšší než u GE Lightspeed, hodnoty šumu v obraze pak byly signifikantně vyšší u přístroje GE Lightspeed.

**Abstrakt v AJ:**

The diploma thesis deals with the differences in radiation dose and image quality between two CT scanners from the same manufacturer. The aim was to compare radiation exposure and image quality between CT scanners GE Lightspeed VCT XT 64 CT from 2008 and the GE Discovery CT750HD from 2014, both scanners having the same number of detectors, using an iterative reconstruction algorithm and examinations performed at the same acquisition parameters. The research group consisted of the first 200 patients who underwent native head CT from 1 January 2020 at the Radiology Clinic at the Olomouc University Hospital. The essence of the research was a retrospective measurement and evaluation of the values of volume dose index ( $CTDI_{vol}$ ) and noise in the image in 100 patients on one device and 100 patients on the other device. According to the results, the radiation dose of the GE Discovery was 14,5 % higher than that of the GE Lightspeed, and the image noise values were significantly higher for the GE Lightspeed.

**Klíčová slova v ČJ:** CT mozku, výpočetní tomografie, radiační dávka, obrazová kvalita, srovnání

**Klíčová slova v AJ:** head CT, brain CT, computed tomography, radiation dose, image quality, comparison

**Rozsah:** 57 stran/4 přílohy

# Obsah

Úvod .....	7
1. Popis rešeršní činnosti .....	9
2. Teoretická část .....	10
2.1 Nativní CT vyšetření mozku – indikace .....	10
2.2 Radiační dávka .....	11
2.2.1 Skenovací parametry a radiační zátěž .....	12
2.2.2 Dozimetrické veličiny .....	16
2.2.3 Účinky záření .....	17
2.3 Kvalita obrazu .....	18
2.4 Princip výstavby CT obrazu .....	20
2.4.1 Filtrovaná zpětná projekce .....	20
2.4.2 Iterativní rekonstrukce .....	21
2.4.3 Shrnutí rekonstrukčních algoritmů .....	23
3. Výzkumná část .....	24
3.1 Výzkumné cíle a hypotézy .....	24
3.2 Charakteristika výzkumného souboru .....	24
3.3 Metoda sběru dat .....	28
3.4 Realizace výzkumu .....	30
3.4.1 CT skenery použité pro výzkum .....	31
3.5 Metody zpracování dat .....	31
3.6 Výsledky .....	32
3.6.1 Objemový dávkový index .....	32
3.6.2 Šum .....	33
3.6.3 Denzita .....	35
3.6.4 Proud a elektrické množství .....	36
4. Diskuze .....	38
4.1 Limity a další návrhy pro výzkum .....	40
Závěr .....	41
Referenční seznam zdrojů .....	43
Seznam zkratk .....	50
Seznam obrázků .....	52
Seznam příloh .....	53

## Úvod

Výpočetní tomografie má v diagnostické radiologii největší podíl na hodnotách populační dávky. Dle Hodnocení lékařského ozáření vydaného Státním úřadem pro jadernou bezpečnost (SÚJB) roku 2021 tvořila CT vyšetření v roce 2019 co do četnosti necelých 7 % všech radiodiagnostických vyšetření, na celkové radiační zátěži se však podílela více jak 75 %. Mezi nejčastěji prováděné vyšetření výpočetní tomografií patří CT mozku. Sice se nejedná o CT vyšetření s nejvyšší radiační zátěží, zaujímá však až 40 % všech CT vyšetření, přičemž se četnost stále zvyšuje. Četnost CT vyšetření mozku vzrostla z 313 tisíc v roce 2009 na 487 tisíc v roce 2019, což znamená nárůst o 56 %. Vývoj výpočetní tomografie jde stále dopředu a počet CT skenerů i provedených vyšetření se stále zvyšuje. Nutno však dodat, že radiační dávka na jedno CT vyšetření se za posledních 20 let výrazně snížila, což souvisí s vývojem rekonstrukčních algoritmů. Automaticky se tedy nabízí myšlenka, že novější přístroje by i dnes mohly nabídnout vyšší kvalitu obrazu při nižší radiační dávce. (Garba et al., 2021, s. 1; ÚZIS, 2010, s. 5; ÚZIS, 2016, s. 3; ÚZIS, 2020, s. 3; SÚJB, 2021, s. 30-32)

Proto jsme se v této práci rozhodli zabývat porovnáním radiační dávky a obrazové kvality mezi dvěma CT skenery na jednom pracovišti. Jedná se o 2 různé modely od stejného výrobce, přičemž oba využívají rekonstrukční algoritmus a všechna vyšetření probíhala při stejných akvizičních parametrech. Z tohoto důvodu jsme k výzkumu přistupovali s předpokladem, že rozdíl mezi hodnotami radiační dávky i obrazové kvality bude minimální. Byly stanoveny tyto cíle práce:

1. Porovnat hodnoty objemového dávkového indexu ( $CTDI_{vol}$ ) reprezentující výstupní dávku ze skeneru.
2. Porovnat hodnoty šumu, které vypovídají o kvalitě obrazu.

K uvedeným cílům byly formulovány výzkumné otázky a hypotézy:

1. *Bude se lišit radiační dávka mezi přístroji GE Lightspeed VCT 64 a GE Discovery CT750 HD?*

Hypotéza 1: Mezi hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje Lightspeed a hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje Discovery nebude statisticky signifikantní rozdíl.

## 2. Bude rozdíl v kvalitě obrazu?

Hypotéza 2: Mezi hodnotami šumu u přístroje CT Lightspeed a hodnotami šumu u přístroje Discovery nebude statisticky signifikantní rozdíl.

Před sepsáním diplomové práce byla prostudována následující literatura:

1. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-802-4429-014.
2. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-807-2626-083.
3. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709.
4. RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO a Elliot K. FISHMAN. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2013, **10**(11), 840-846 [cit. 2022-02-23]. ISSN 15461440. Dostupné z: [https://www.jacr.org/article/S1546-1440\(13\)00317-7/fulltext](https://www.jacr.org/article/S1546-1440(13)00317-7/fulltext). doi: 10.1016/j.jacr.2013.05.032
5. MAYO-SMITH, William W., Amy K. HARA, Mahadevappa MAHESH, Dushyant V. SAHANI a William PAVLICEK. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* [online]. 2014, **273**(3), 657-672 [cit. 2022-03-01]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.14132328>



# 1. Popis rešeršní činnosti

## Vyhledávací kritéria:

- **Klíčová slova v ČJ:** CT mozku, výpočetní tomografie, radiační dávka, obrazová kvalita, srovnání
- **Klíčová slova v AJ:** head CT, computed tomography, radiation dose, image quality, comparison
- **Jazyk:** čeština, angličtina
- **Období:** 2000–2022

## Databáze

PubMed, Google Scholar

Nalezeno 19 493 článků.

## Vyřazující kritéria např.

- duplicitní články
- kvalifikační práce
- články, které nepokrývaly dané téma

## Sumarizace využitých databází

- PubMed: 1193 článků
- Google scholar: 18 300 článků

Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito 46 dohledaných článků.

## 2. Teoretická část

### 2.1 Nativní CT vyšetření mozku – indikace

Mezi indikace k provedení nativního CT vyšetření hlavy patří úrazy hlavy, bolesti hlavy, podezření na záněty centrálního nervového systému (CNS), zvýšený nitrolebeční tlak, akutní delirium, cerebrovaskulární onemocnění – především intrakraniální krvácení, podezření na trombózu žilních splavů, tranzitorní ischemická ataka a ischemická cévní mozková příhoda. Zpočátku byla výpočetní tomografie určena především pro těžce raněné pacienty. Postupem času se však stávala dostupnější a začala se používat i pro méně závažné indikace. (Jones, Luong, 2010; Haydel, 2000, s. 100)

**Úrazy hlavy** zahrnují traumata mozku, lebky nebo skalpu. Dělí se na zavřené a otevřené úrazy hlavy. Otevřená traumata hlavy nastávají v případě řezných, tržných ran a otevřené fraktury lebky. Mezi úrazy hlavy se řadí otřes, kontuze mozku, fraktury lebky, krvácení, difúzní axonální poranění mozku. Kraniocerebrální trauma (KCT) je stav zahrnující trauma mozku, lebky a měkkých lebních pokrývek. Primární mozkové poranění představuje samotný úraz hlavy (např. kontuze mozku), sekundární traumatické změny jsou nejčastěji způsobeny nárůstem nitrolebečního tlaku. KCT nejčastěji nastává při dopravních nehodách, pádech či jiných úrazech. KCT se dají rozdělit také podle rozsahu postižení. Mezi lokální KCT patří epidurální, subdurální hematom a kontuze mozku. Difúzní KCT pak zahrnuje difúzní axonální poranění a difúzní vaskulární postižení. (RadiologyInfo.org, 2021; fnmotol.cz; homolka.cz)

**Cévní mozková příhoda (CMP)** se řadí na 2. místo nejčastějších neúrazových úmrtí na světě, včasná diagnostika je tedy zásadní a výpočetní tomografie je pokládána za zlatý standard v diagnostice tohoto onemocnění. Každý pacient s podezřením na CMP musí projít vyšetřením zobrazení parenchymu mozku – obvykle se provádí nativní CT mozku. Prvním krokem v diagnostice je totiž vyloučení intracerebrálního krvácení, nádoru či jiné patologie. Příznaky mrtvice mohou souviset s jinými patologiemi, např. změny v mimice obličeje mohou být způsobeny epileptickými záchvaty, infekcemi CNS nebo nádory mozku. Nativní CT mozku také umožňuje stanovit dobu vzniku infarktu. Mezi časné známky ischemie patří např. vyhlazení gyriifikace nebo cytotoxický edém, při němž se stírá rozmezí bílé hmoty a šedé kůry mozkové. (Vinklárek et al., 2018, s. 256-257; Lövblad, Baird, 2010, s. 175; fnusa.cz)

## 2.2 Radiační dávka

Z důvodu stále se zvyšujícího počtu CT vyšetření a také vždy přítomného rizika vzniku radiačně indukovaných nádorů je snaha o snížení radiační zátěže při CT vyšetřeních při zachování optimální kvality obrazu hlavní prioritou. Pro lékařská ozáření jsou zavedeny 2 hlavní principy radiační ochrany – **princip zdůvodnění** a **princip optimalizace**. Princip zdůvodnění klade důraz na odůvodnění indikace, přičemž přínos z vyšetření musí u pacienta převážet rizika plynoucí z vystavení ionizujícímu záření. Podstatou principu optimalizace je snaha o optimalizaci technických aspektů vyšetření, především udržení dávky na co nejnižší úrovni při dostačující kvalitě obrazu. Pacienti podstupující lékařské ozáření nejsou limitováni obdrženými dávkami (na rozdíl od lidí pracujících s ionizujícím zářením), vztahují se však na ně diagnostické referenční úrovně (DRÚ), které by měly lékařské ozáření usměrňovat. Určují doporučené maximální úrovně dávek pro konkrétní vyšetření u standardních pacientů. (Yu et al., 2009, s. 2; Súčupová, 2012; Súčupová, 2019; SÚRO)

Limity a DRÚ se liší v tom, že limity na rozdíl od DRÚ nesmí být překročeny. Kdyby byly limity zavedeny i pro lékařská ozáření, mohlo by se např. stát, že by pacient nemohl podstoupit po překročení určitého limitu třeba i život zachraňující vyšetření. V případě, že jsou však DRÚ dlouhodobě nebo často překračovány, mělo by proběhnout šetření pro zjištění příčiny a následně náprava. DRÚ se vždy používají pro skupinu pacientů, nikoli pro pacienty jako jednotlivce. Rozlišují se DRÚ národní, které stanovuje vyhláška č. 422/2016 Sb., a místní, které si stanovuje každé zdravotnické zařízení, kde probíhá lékařské ozáření. (Yu et al., 2009, s. 2; Súkupová, 2012; Súkupová, 2019; SÚRO)

### 2.2.1 Skenovací parametry a radiční zátěž

**Elektrické množství** představuje součin proudu a času. Výstupní radiční dávka se zvyšuje úměrně s elektrickým množstvím, a tedy s hodnotou proudu. (Mayo – Smith, 2014, s. 659)

**Proud** je podstatně spojen s kvalitou obrazu a dávkou pro pacienta. Se zvyšujícím se proudem lineárně roste dávka, snižuje se šum a roste kvalita obrazu. Ve většině případů se využívá automaticky řízené expozice, hodnoty proudu však lze manuálně měnit. Automaticky řízená expozice (AEC) je software, který automaticky snižuje mA v oblastech s nižší absorpcí záření a zvyšuje v místech s vyšší absorpcí (především ramena a kyčle), umožňuje tak regulovat radiční zátěž a předcházet artefaktům z nedostatku fotonů. AEC je doporučována ve většině případů. Zvýšená pozornost při využívání AEC by měla být věnována hlavně pediatrickým pacientům (např. pokud jsou nesprávně uloženi v gantry CT skeneru) a velmi obézním pacientům. Zde je vhodné zvážit manuální nastavení mA. (Raman et al., 2013, s. 841-842)

**Automatická modulace proudu** má velkou výhodu v tom, že nepoužívá jednotnou hodnotu dávky pro všechny projekce, ale přizpůsobuje se v každé projekci tloušťce ozařované oblasti, což snižuje výslednou dávku pacientovi. (Mayo-Smith, 2014, s. 659)

Dávka roste exponenciálně s **maximální hodnotou napětí (kVp)**. Pokud se tedy sníží kVp z hodnoty 120 na 100, pak se dávka sníží o 33 %. Na rozdíl od snižování proudu však může vést snížení napětí k exponenciálnímu nárůstu šumu v obraze, což je potřeba vyrovnat zvýšením hodnoty mAs, aby byla zachována dostatečná kvalita obrazu. Existují však studie, ve kterých redukce kVp v různých

protokolech vedla k významnému snížení radiační zátěže při zachování dostatečné kvality obrazu. (Raman et al., 2013, s. 842)

**Pitch faktor** (v angl. table feed per rotation) je „poměr velikosti posunu stolu na jednu rotaci rentgenky v gantry a celkové kolimace svazku“ (Súkupová, 2013). U multidetektorových CT to odpovídá celkové aktivní šířce detektorů. V případě, že je hodnota pitch faktoru menší než 1, pak se jednotlivé skenované oblasti překrývají přes sebe (tzv. oversampling). Čím menší pitch faktor, tím lepší rozlišení, ale vyšší dávka. (Súkupová, 2013; Raman et al., 2013, s. 845)

**Konfigurace detektoru** zahrnuje efektivní tloušťku jednotlivých používaných datových kanálů a celkový počet těchto kanálů v ose Z. Efektivní tloušťka detektoru udává nejmenší možnou tloušťku rekonstruovaného skenu. Součin těchto 2 hodnot pak udává šířku kolimovaného svazku. Pro uvedení příkladu: detektor o 64 řadách a efektivní tloušťce kanálů 0,5 mm bude mít kolimovaný svazek o šířce 32 mm. Míra kolimace paprsku přímo ovlivňuje dávku, kterou pacient obdrží. Ve svazku rentgenového záření se navíc uplatňuje tzv. „penumbra efekt“, který způsobuje, že svazek záření je o něco širší, než je daná kolimace svazku. Tento efekt je tím výraznější, čím je kolimace svazku menší (v případě kolimace 4 x 0,5 mm bude efekt znatelnější než v případě 64 x 0,5 mm). S vývojem nových CT skenerů je však penumbra efekt mnohem méně patrný. Snaha dosáhnout lepšího prostorového rozlišení (právě použitím menší efektivní tloušťky detektoru v ose Z) ve spojení s delší dobou skenování tedy musí být dostatečně vyvážena tak, aby radiační zátěž pro pacienta nebyla příliš velká. Konfigurace detektoru by se měla řídit typem vyšetření. U některých rutinních vyšetření bez nutnosti tenkých skenů v multi-planární či 3D rekonstrukci je příliš tenká efektivní tloušťka detektoru zbytečná a pro pacienta z hlediska dávky zatěžující. U některých vyšetření jsou tenké vrstvy nutnost i za cenu vyšší radiační zátěže. (Raman et al., 2013, s. 840-841)

Nesprávné **uložení pacienta** může mít významný vliv jak na povrchovou dávku na pacientovi, tak na kvalitu obrazu (především na hodnoty šumu). Zvláštní pozornost by měla být věnována pediatrickým pacientům, v jejichž případě mohou mít i malé odchylky velký dopad na vznik šumu v obraze a vyšší dávku. Díky laserovým systémům dnes není těžké pacienta uložit správně v horizontální ose do izocentra gantry. Větší problém však může nastat při umísťování ve vertikální poloze především u pacientů se skoliózou nebo u pacientů, kteří nejsou schopni ležet rovně na zádech. U těchto pacientů je třeba dbát na to, ale byli vychýlení z osy co nejméně. Nesprávné

uložení se nemusí vždy výrazně projevit na hodnotě objemového dávkového indexu ( $CTDI_{vol}$ ), vyšší hodnota povrchové dávky oblasti těla nad izocentrem totiž může být kompenzována snížením povrchové dávky pod izocentrem. Hodnota  $CTDI_{vol}$  tak může zůstat nezměněná, přestože některé části těla mohly obdržet výrazně vysoké dávky na kůži. (Raman et al., 2013, s. 843-844)

**Rozsah skenování** by měl být co nejmenší, avšak při pokrytí celé vyšetřované oblasti. Toto platí zvláště v případě zobrazování srdce, kde je velký rozsah skenování zbytečný. Ačkoli je však rozsah skenování udržován co nejmenší, spirální CT vyžaduje nabírání surových dat i za hranicí zamýšleného rozsahu. Problém může nastat při větší vzdálenosti posunu stolu na 1 otáčku (pitch), kdy může dojít k ještě větší „zbytečné“ dávce na okrajích skenování. Toto však lze zmírnit použitím dynamického z – kolimátoru, který otevírá pouze tu část kolimátoru, která je zrovna snímána ve skenovacím rozsahu a v průběhu skenování ji zase uzavírá. Nedochozí tak k nadbytečnému ozáření jako v případě pevného kolimátoru. (Raman et al., 2013, s. 844)

**Šířka rekonstruovaných vrstev** souvisí s počtem fotonů obsažených v každém voxelu a se vznikem šumu. Čím užší vrstvy, tím méně fotonů na voxel, a tím větší množství šumu v obraze. Aby se hladina šumu v obraze při volbě užších skenů nezvyšovala, je potřeba zvýšit dávku. Vztahy mezi šířkou vrstvy, dávkou a přijatelným šumem řídí již zmíněná automaticky řízená expozice. Platí tedy, že s širšími vrstvami klesá dávka na pacienta. (Raman et al., 2013, s. 844-845)

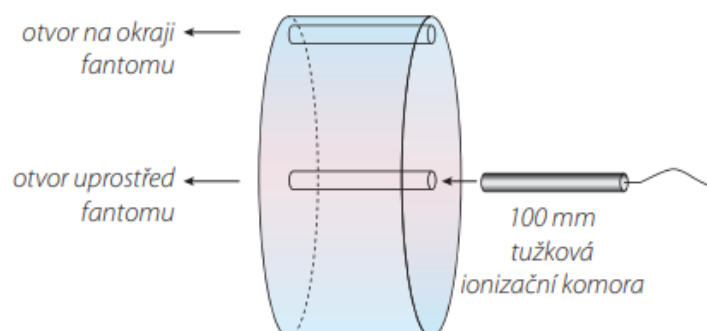
Radiační dávku je třeba kvantifikovat a lze tak učinit ve formě výstupu dávky z CT skeneru, orgánové dávky a dalších veličin. Dávkový výstup ze skeneru představuje standardizovaná veličina **CT objemový dávkový index ( $CTDI_{vol}$ )**, která vychází z měření na 2 akrylových (PMMA – polymethylmethakrylát) fantomech. Tyto fantomy mají v průměru 16 cm (vyšetřovací protokoly hlavy) a 32 cm (protokoly pro tělo), na délku pak 14 cm. Veličina byla zavedena s úmyslem umožnit standardizované srovnání výstupních radiačních dávek mezi různými CT přístroji.  $CTDI_{vol}$  udává jak „hustě“ nebo intenzivně je daný referenční fantom skenovaný“ (Súkupová, 2015, s. 195). Hodnota počítá s referenční velikostí pacienta, nebere tak v úvahu skutečnou velikost pacienta.  $CTDI_{vol}$  je odvozen vztahem parametru  $CTDI_w$  na pitch faktor.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_W}{pitch} \quad (1)$$

CTDI<sub>W</sub> se počítá z naměřených hodnot CTDI<sub>100,c</sub> a CTDI<sub>100,p</sub>, což jsou hodnoty měřené metrovou tužkovou ionizační komorou uprostřed (CTDI<sub>100,c</sub>) nebo na periferii fantomu (CTDI<sub>100,p</sub>). (Yu et al., 2009, s. 2; Súkupová, 2017, Súkupová, 2015, s. 195)

$$CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} \pm \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (2)$$

**Veličina DLP** (dose length product) počítá i s délkou skenovacího objemu, je vyjádřena součinem délky skenovacího objemu a hodnoty CTDI<sub>vol</sub>. DLP i CTDI<sub>vol</sub> jsou závislé na změnách skenovacích parametrů. Jejich hodnoty se tedy mění při změnách proudu a napětí rentgenky, použitého bow-tie filtru nebo hodnoty pitch faktoru. (Súkupová, 2015, s. 195)



**Obrázek č. 1:** Ukázka měřících míst ve středu fantomu pro měření hodnoty CTDI<sub>100,c</sub> a na periferii pro měření hodnoty CTDI<sub>100,p</sub>

Dalším důležitým parametrem je typ rekonstrukčního algoritmu, se kterým daný CT skener pracuje. Obecně se rekonstrukční algoritmy dělí na filtrovanou zpětnou projekci a iterativní rekonstrukci. Princip výstavby CT obrazu je popsán v kapitole 2.4.

### 2.2.2 Dozimetrické veličiny

Biologický účinek záření při interakci s biologickou hmotou závisí na tom, o jaký typ záření se jedná a kolik energie daného záření se v hmotě absorbuje. V závislosti na typu záření (alfa, beta, neutrony, fotony) se jednotlivé druhy liší mírou biologického poškození, přestože je absorbovaná dávka u všech typů záření stejná. Míra biologického poškození roste s rychlostí přenosu energie záření do tkáně. (Smith – Bindman et al., 2009, s. 1)

**Absorbovaná dávka** představuje množství energie, kterou předá ionizující záření hmotě o jednotkové hmotnosti. Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy), který je definován jako joule na kilogram (J/kg). U této veličiny je nutné vždy uvést, k jakému prostředí či látce se dávka vztahuje (např. tkáňová dávka, dávka ve vzduchu apod.). (Sabol et al., 2011, s. 4; Smith-Bindman et al., 2009, s. 1)

**Ekvivalentní dávka** je veličina, která odráží biologické účinky různých typů záření. Její hodnota se vypočítá vynásobením střední absorbované dávky ve tkáni ( $D_{T,R}$ ) a radiačním váhovým faktorem ( $w_R$ ). Jednotkou ekvivalentní dávky je sievert (Sv).

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

(3)

V případě ozáření pouze části těla závisí biologické poškození na radiosenzitivě ozařovaného orgánu vůči danému typu ionizujícího záření. (Smith-Bindman et al., 2009, s. 1)

**Tkáňový váhový faktor** je relativní příspěvek jednotlivé tkáně či orgánu k celkovým účinkům, které vyplývají z rovnoměrného ozáření celého těla. (Smith – Bindman et al., 2009, s. 1)



**Radiační váhový faktor** je bezrozměrná veličina, která určuje násobek hodnoty biologické účinnosti vztažený k hodnotě biologické účinnosti fotonového záření (také záření X). Používá se proto, že některé druhy záření (např. alfa částice) mají vyšší biologickou účinnost než jiné druhy záření. Zohledňuje tedy rozdíly v účincích různých typů záření. Používá se k odvození ekvivalentní dávky z absorbované dávky zprůměrované na tkáň či orgán. (Smith-Bindman et al., 2009, s. 1)

**Efektivní dávka** slouží k porovnání celkových zdravotních účinků, převádí nerovnoměrné ozáření části těla na ekvivalent expozice celého těla. Představuje součet ekvivalentních dávek jednotlivých orgánů vážených tkáňovým váhovým faktorem pro příslušnou tkáň či orgán. Bere tedy v potaz radiosenzitivitu jednotlivých orgánů a zohledňuje také typ záření. Vypočítá se vynásobením tkáňového váhového faktoru  $W_T$  a součtem ekvivalentních dávek v jednotlivých orgánech  $H_T$ . Jednotkou je sievert (Sv). (Freitinger Skalická et al.; Smith-Bindman et al., 2009, s. 1; Tsalafoutas, 2010, s. 265)

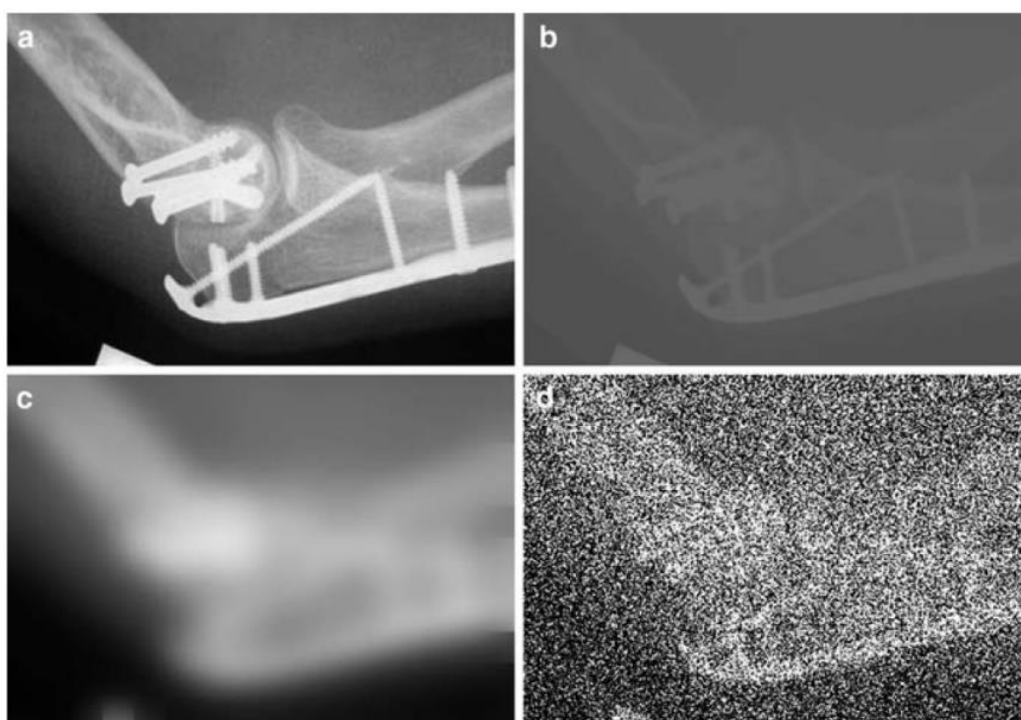
$$E = \sum W_T H_T \quad (4)$$

### 2.2.3 Účinky záření

Ionizující záření má schopnost ionizovat atomy a molekuly buněk, vytvářet volné radikály a může tak způsobovat přímé či nepřímé poškození živé hmoty. Účinky ionizujícího záření (IZ) jsou dvojí: deterministické a stochastické. **Stochastické účinky** jsou bezprahové, vyskytují se pouze s určitou pravděpodobností a patří sem výskyt nádorových a dědičných onemocnění. Riziko výskytu stochastických účinků roste lineárně s dávkou (při nízkých dávkách). Trvá roky, než se tyto účinky projeví, z tohoto důvodu může být těžké dát je do souvislosti s předchozím ozářením. Dle Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP) se riziko výskytu stochastických účinků udává 5 % na Sievert (Sv). **Deterministické účinky** se projeví pouze po překročení prahové dávky (>2 Gy) a jsou tedy tzv. prahové. Souvisí s funkční nebo reprodukční buněčnou smrtí. V případě, že počet poškozených buněk překročí určitou úroveň, dochází k funkčnímu poškození tkáně. Mezi deterministické účinky patří neplodnost, šedý zákal a zasažení kůže (erytém, vředy). (Tsalafoutas, 2010, s. 263; ICRP Publication 103, 2007, s. 12)

## 2.3 Kvalita obrazu

Obrazy v radiologii jsou pořizovány za účelem získání informací o určité anatomické oblasti. Kvalita obrazu by měla být taková, aby bylo možné získat potřebná klinická data, a zároveň udržet radiační zátěž pro pacienta na co nejnižší úrovni. Z důvodu závislosti kvality a dávky bylo třeba kvalitu kvantifikovat. Kvalitu popisují tyto veličiny: šum, kontrast a prostorové rozlišení. Tyto 3 veličiny se vzájemně ovlivňují. O požadované úrovni kvality rentgenového obrazu rozhoduje klinická informace, kterou je třeba získat pro určení konkrétní diagnózy. Z toho vyplývá, že požadovaná kvalita obrazu nebude pro všechny diagnózy stejná. (Súkupová, 2018)



**Obrázek č. 2:** Kvalita obrazu. a – adekvátní kvalita rentgenového obrazu, b – příliš nízký kontrast, c – nízké prostorové rozlišení, d – příliš vysoký šum.  
(Lucie Súkupová, 2018. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-kontrast/>)

**Kontrast** představuje rozdíl hodnot signálu v zájmové oblasti a jejím okolí. Vzniká rozdílným zeslabením záření různými tkáněmi a je přímo úměrný hustotě, tloušťce a atomovému číslu tkáně. Aby bylo možné získat vysoce kvalitní snímky, jsou zapotřebí takové detektory, které umožňují kontrast v širokém dynamickém rozsahu. Pozorovateli tak bude umožněno sledovat větší rozsah intenzit záření. Podle toho,

jakého kontrastu je třeba dosáhnout pro získání dostatečné diagnostické informace, se řídí volba zobrazovací modality. V případě, že zobrazovaná oblast nemá dostatečný kontrast, pak je možná aplikace kontrastní látky, kterou se docílí optimálního kontrastu. (Súkupová, 2018; Tompe, Sargar, 2022)

**Šum** je složka výsledného signálu, která neodpovídá změnám zeslabení záření v objektu. Jedná se o náhodnou nežádoucí složku, která negativně ovlivňuje kvalitu obrazu, je však přítomná u všech zobrazovacích metod. Výsledný signál je tvořen dvěma složkami – signálem objektu a šumem. Šum může být anatomický, strukturní, elektronický nebo kvantový. Anatomický šum vzniká např. když je v zobrazované oblasti orgán nebo tkáň překrývající jinou oblast zájmu, dochází tak k sumaci. Toto však není problém v případě výpočetní tomografie, která zobrazuje jednotlivé vrstvy zobrazované oblasti a nedochází tak k sumaci. Strukturní šum vzniká v případě, když se detekční elementy liší svou citlivostí. Tomuto se předchází kalibrací. Elektronický šum vzniká v samotném detektoru (např. když se zahřívá), detekovaný signál s ním tedy nijak nekoreluje. Čím je detekovaný signál nižší, tím více se elektronický šum projeví v obraze. Kvantový šum „lze vyjádřit jako odmocninu signálu celkového počtu částic  $N$  detekovaných v daném detekčním elementu.“ (Súkupová, 2018). Je spojen s povahou produkce, interakce a detekce záření. S kvantovým šumem se pojí veličina poměr signál-šum (signal to noise ratio, SNR). (Súkupová, 2018; Tompe, Sargar, 2022)

**Poměr signál-šum** je veličina, která bere v potaz kombinaci účinků kontrastu, prostorového rozlišení a šumu. Slouží ke kvantifikaci kvality obrazu. Kvalita obrazu je tím vyšší, čím je vyšší signál a nižší šum. Snímky, které vykazují vysoké hodnoty SNR, umožňují rozpoznání menších a méně kontrastních struktur. (Súkupová, 2018; Tompe, Sargar, 2022)

$$SNR = \frac{N}{\sqrt{N}}$$

(5)

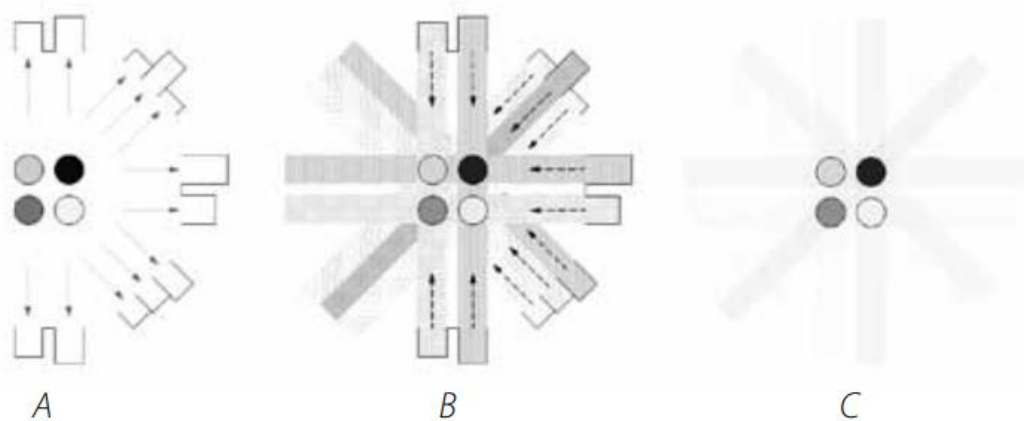
**Prostorové rozlišení** vyjadřuje schopnost zobrazovacího systému od sebe rozlišit 2 sousední struktury. Na prostorové rozlišení má vliv velikost ohniska záření, zvětšení, pohyb pacienta, rozlišení detektoru a zpracování obrazu. (Tompe, Sargar, 2022)

## 2.4 Princip výstavby CT obrazu

V dnešní době se již vyrábí CT skenery využívající iterativní **rekonstrukční algoritmus**. Těmto skenerům předcházely CT využívající algoritmy tzv. filtrované zpětné projekce (filtered back projection, FBP). Iterativní rekonstrukce se používaly již dříve – před nástupem FBP, problémem byly mnohonásobně vyšší nároky na výpočetní výkon a časová náročnost. (Žižka, 2011, s. 170)

### 2.4.1 Filtrovaná zpětná projekce

Jakožto analytická metoda, nabízela až 1000x nižší nároky na výkon. Využívala tzv. Radonovy transformace – matematického rámce, který vytvořil rakouský matematik J. K. A. Radon již v roce 1917. Principem FBP je zpětné promítnutí dat, které skener získává během otáčení kolem pacienta. Zpětně promítaná projekční data vytváří přibližný obraz objektu, přičemž se jednotlivé projekce „skládají přes sebe“ s takovou intenzitou, která odpovídá zeslabení svazku při průchodu ozařovaným objektem či pacientem. Takto vytvořený obraz však přesně neodpovídá reálnému objektu a vznikají tzv. hvězdicovité artefakty, které se následně odstraní high-pass filtrem. Matematický výpočet je pak rychlý, řeší se soustavou lineárních integrálů. Problémem FBP je to, že data získaná skenerem obsahují velké množství šumu. Nejsou tedy přesná, proto i Radonova transformace nefunguje úplně přesně. Šum získaný společně s projekčními daty je navíc při použití filtru zesilován. Velkou nevýhodou FBP jsou tedy omezené možnosti snížení dávky, protože se snižováním dávky významně rostou hodnoty šumu v obraze a snižuje se tak diagnostická výtěžnost obrazu. (Žižka, 2011, s. 170-171)



**Obrázek č. 3:** Vznik obrazu filtrovanou zpětnou projekcí. (Jan Žižka, 2011, dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1103\\_169\\_176.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf))

#### 2.4.2 Iterativní rekonstrukce

Iterativní rekonstrukce (dále IR) využívá „opravných smyček“ (tzv. correction loops), které opakovaně porovnávají rekonstruovaná data s ideálním obrazem a opravují ho, dokud výsledný obraz nemá hodnoty úhlných absorpčních koeficientů posbírané z úhlových projekcí co nejlépe odpovídající reálnému objektu. Velkou výhodou IR je potlačování šumu s každou provedenou iterací. Jak IR procházely vývojem, vzniklo několik typů této rekonstrukce. Súkupová je rozděluje na statistické IR (někdy nazývané jako hybridní) a úplné IR. Mezi statistické řadí ASIR od GE Healthcare, SAFIRE od Siemens a iDose od firmy Philips. Do úplných IR řadí např. MBIR od GE Healthcare nebo FIRST od firmy Canon. (Súkupová, 2020; Raman, 2013, s. 843; Žižka, 2011, s. 170-171; Willeminck, Noël, 2018, s. 2187)

Na začátku vývoje pracovaly CT skenery s IR technikou tzv. **algebraické rekonstrukce (ART)**, uvedena v roce 1970), od které se později upustilo právě z důvodu časové náročnosti, která souvisela s nedostatečným výpočetním výkonem. Nástupcem ART byla filtrovaná zpětná projekce, která byla využívána několik desetiletí. První algoritmus IR byl schválen americkým Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA) v roce 2009 a nesl název **IRIS – iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru**. Na trh jej uvedla firma Siemens. Tato metoda používala jedinou zpětnou projekci pro vytvoření axiálního skenu z hrubých dat. (Žižka, 2011, s. 171-172; Willeminck, Noël, 2018, s. 2186)

Během následujících 2 let obdržely schválení FDA další čtyři IR algoritmy, konkrétně:

- **ASIR** – adaptivní statistická IR od firmy GE Healthcare
- **SAFIRE** (sinogram-affirmed reconstruction; sinogram data = hrubá data) od GE Healthcare
- **iDose** – od Philips Healthcare
- **Veo** – od GE Healthcare.

Algoritmy ASIR, SAFIRE a iDose jsou považovány za tzv. hybridní systémy IR. Pokrok těchto systémů spočíval v iterativním filtrování hrubých dat, takže došlo k potlačení artefaktů. Podobně jako FBP a IRIS používají jen jednu zpětnou projekci. Iterativní filtrace probíhá také po této zpětné projekci, aby došlo k potlačení nežádoucího šumu. Jedním z nejpokročilejších a prvním zcela iterativním algoritmem byl algoritmus VEO. U tohoto algoritmu jsou hrubá data zpětně promítnuta do axiálního obrazového prostoru, data z obrazového prostoru jsou poté promítnuta vpřed pro výpočet umělých hrubých dat. Tato umělá hrubá data jsou srovnávána se skutečnými hrubými daty a na základě tohoto porovnávání je upraven výsledný obraz. Klíčovým krokem IR algoritmu je zmíněné „promítnutí vpřed“, umožňuje totiž fyzicky upravit modulaci procesu akvizice dat. Problém zcela iterativních algoritmu je časová náročnost rekonstrukce a vysoké požadavky na výkon. Z tohoto důvodu se začaly vyvíjet další hybridní a modelové IR algoritmy:

- **ASIR-V** od firmy GE Healthcare (2014)
- **AIDR3D** od firmy Canon Healthcare
- **ADMIRE** od Siemens
- **IMR** (iterativní modelová rekonstrukce) taktéž od Siemens
- **MBIR** (model based iterative reconstruction) od firmy GE
- **FIRST** (forward projected model-based iterative reconstruction solution) od firmy Canon Healthcare (2016).

Úplné IR, kam se řadí zmiňovaná MBIR nebo FIRST, již pracují s modelováním optiky CT systému (např. s velikostí ohniska a detektorů) a umožňují pokročilejší potlačení šumu. (Žižka, 2011, s. 171-172; Súpová, 2020; Willeminck, Noël, 2018, s. 2187)

Od doby, kdy vstoupily na trh CT skenery využívající iterativní rekonstrukce, proběhlo mnoho studií hodnotící možnosti IR. Dle studie z roku 2013 umožňuje IR ve srovnání s FBP snížit dávku o 23-76 %, aniž by došlo k zásadnímu snížení kvality (Willeminck et al., 2013). Dle další studie z roku 2014 umožňují hybridní IR algoritmy snížit radiační dávku o 27-54 %, modelové IR algoritmy pak až o 80 % (Willeminck, 2014; Willeminck, Noël, 2018, s. 2187)

### **2.4.3 Shrnutí rekonstrukčních algoritmů**

FBP se používala několik desetiletí a skýtala výhody rychle provedené rekonstrukce a nízkých nároků na výpočetní výkon. Pro potřeby snížení šumu v obraze a zlepšení kvality obrazu však byla postupně nahrazena iterativním rekonstrukčním algoritmem. Iterativní rekonstrukce má hlavní výhodu ve výrazném potlačení šumu v obraze, přičemž kvalita CT obrazu a dávka na pacienta se odvíjí od typu použité iterativní rekonstrukce a od její intenzity. Dle zmíněné studie z roku 2014 umožňují modelové IR algoritmy snížení dávky až o 80 % oproti FBP. (Žižka, 2011, s. 172; Súpupová, 2020; Willeminck, 2014).

### 3. Výzkumná část

#### 3.1 Výzkumné cíle a hypotézy

Cílem výzkumu bylo porovnání radiační dávky a obrazové kvality při CT vyšetření mozku mezi dvěma CT přístroji stejného výrobce v jedné nemocnici. Dílčími cíli bylo:

- a. Porovnat hodnoty objemového dávkového indexu ( $CTDI_{vol}$ ).
- b. Porovnat hodnoty šumu.

K uvedeným cílům byly formulovány výzkumné otázky a hypotézy:

##### 1. Bude se lišit radiační dávka mezi přístroji Lightspeed a Discovery?

**Hypotéza 1:** Mezi hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje CT Lightspeed VCT 64 a hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje Discovery CT750 HD nebude statisticky signifikantní rozdíl.

##### 2. Bude rozdíl v kvalitě obrazu?

**Hypotéza 2:** Mezi hodnotami šumu u přístroje CT Lightspeed VCT 64 a hodnotami šumu u přístroje Discovery CT750 HD nebude statisticky signifikantní rozdíl.

#### 3.2 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru bylo zařazeno 2 x 100 po sobě jdoucích pacientů s provedeným nativním CT vyšetřením mozku v období od 1. 1. 2020 ve FN Olomouc. 100 pacientů podstoupilo vyšetření na přístroji CT Lightspeed VCT 64, 100 pacientů na přístroji Discovery CT750 HD.

Kritériem výběru pacientů bylo:

- podstoupené nativní CT vyšetření mozku v období od 1. 1. 2020.

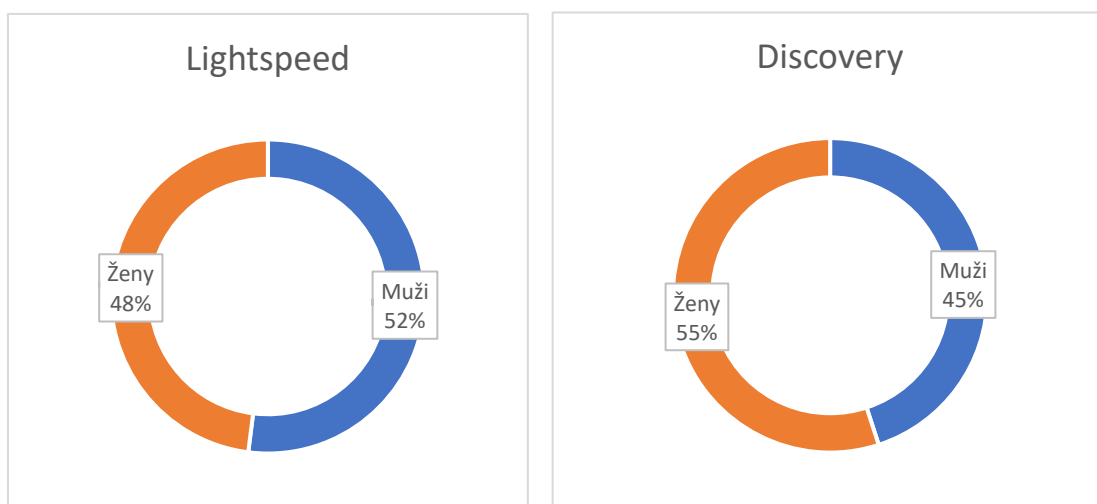
Vylučovací kritéria pacientů:

- věk pod 18 let,
- patologie v mozku zasahující do komorového systému nebo bílé hmoty mozkové, které by zkreslovaly měřené hodnoty šumu,



- příliš úzký komorový systém, který by znemožňoval měření denzity a šumu ve frontálních rozích postranních komor,
- artefakty způsobené pohybem či kovovými předměty, které by měly vliv na kvalitu obrazu v měřených oblastech.

Zkoumaný soubor pacientů tvořilo 97 mužů a 103 žen. Poměr rozdělení pohlaví mezi CT přístroji zobrazuje obrázek č. 4:

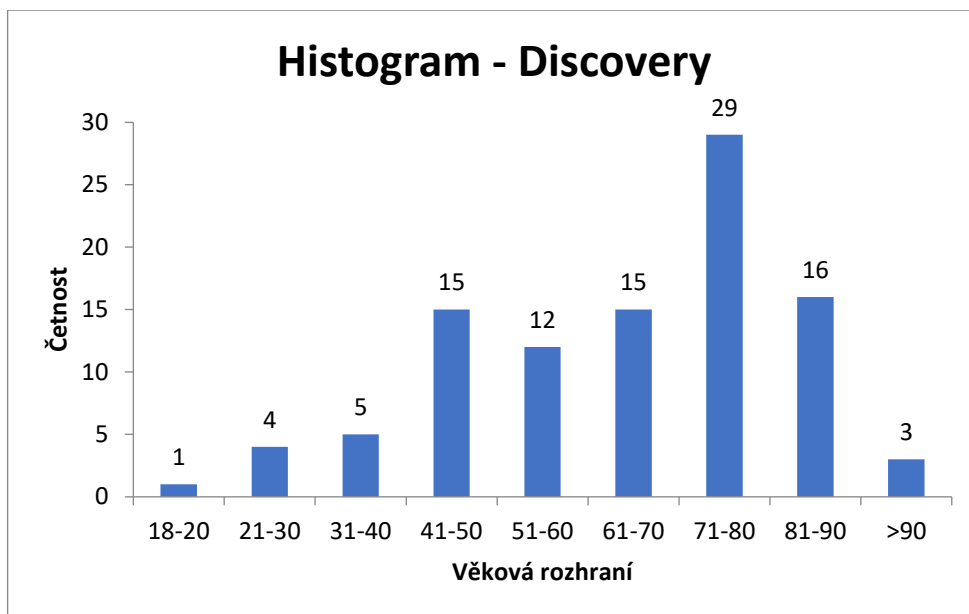


**Obrázek č. 4:** Poměr žen a mužů podstupující vyšetření na CT přístroji Lightspeed a Discovery. U obou přístrojů je celkový počet pacientů 100.

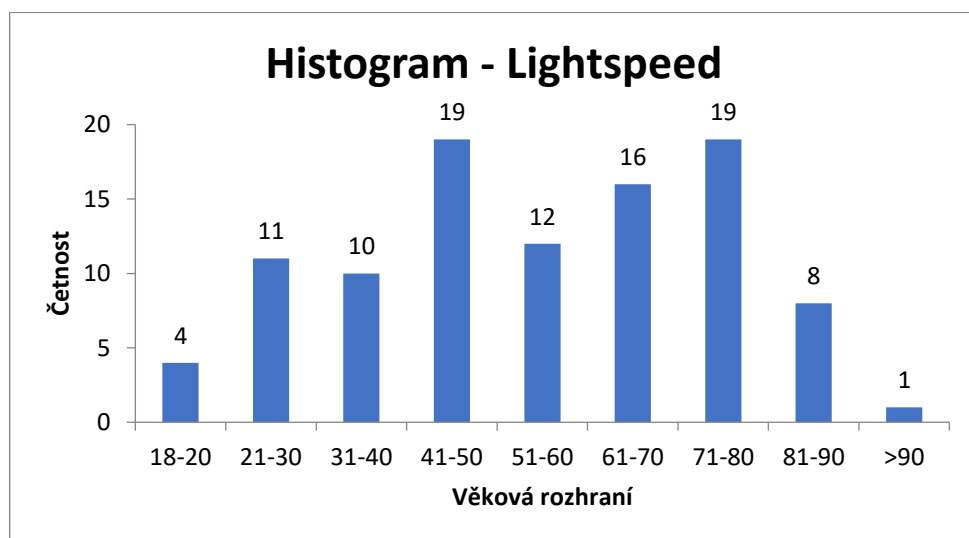
	Muži	Ženy
Lightspeed	52	48
Discovery	45	55
Celkem	97	103

**Obrázek č. 5:** Počet mužů a žen podstupujících vyšetření na CT skeneru Lightspeed a Discovery.

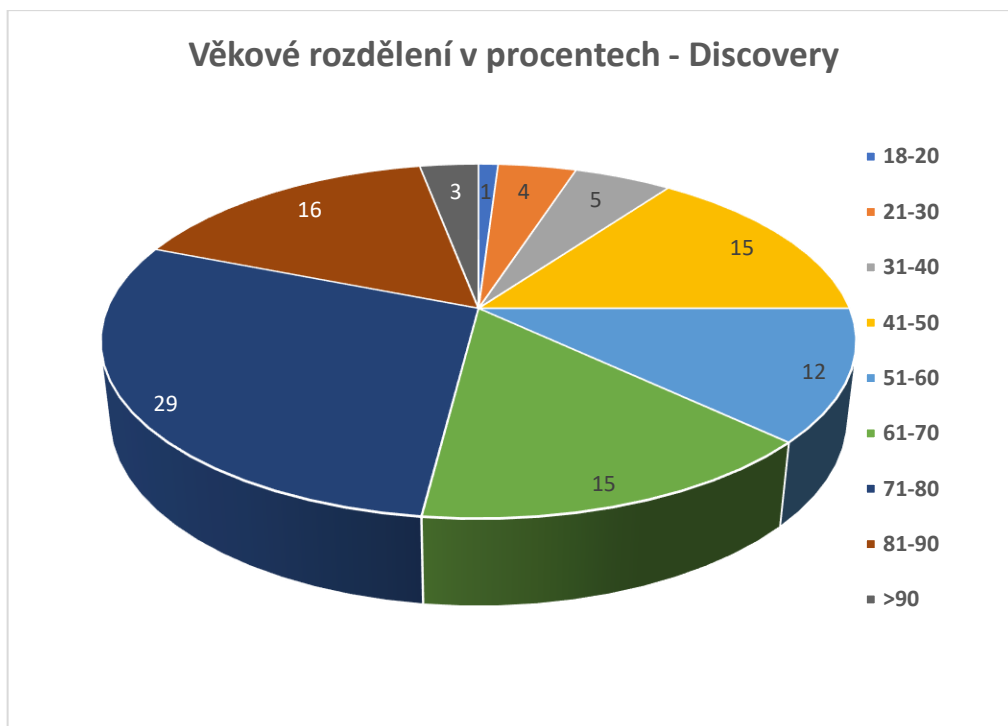
Co se týče věkového rozložení, průměrný věk pacientů z celého souboru byl 59,7 let, medián byl 63 let. Následující grafy na obrázcích č. 6-9 znázorňují věkové rozložení na jednotlivých CT skenerech.



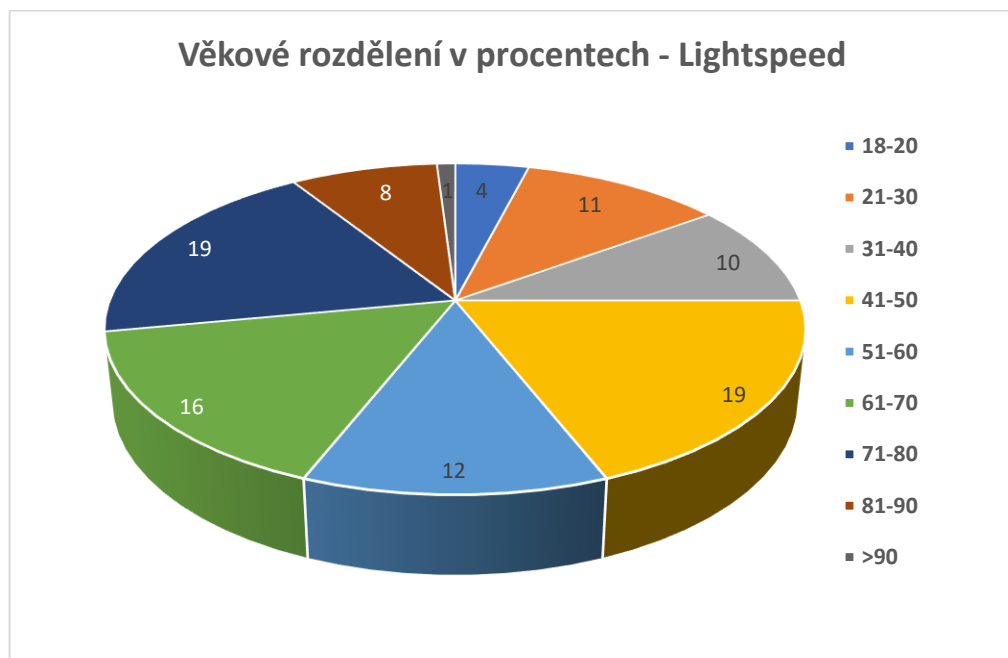
**Obrázek č. 6:** Počet pacientů podle věku podstupujících CT mozku na skeneru Discovery.



**Obrázek č. 7:** Počet pacientů podle věku podstupujících CT mozku na skeneru Lightspeed.



**Obrázek č. 8:** Věkové rozdělení pacientů (v procentech) podstupujících CT mozku na skeneru Discovery.



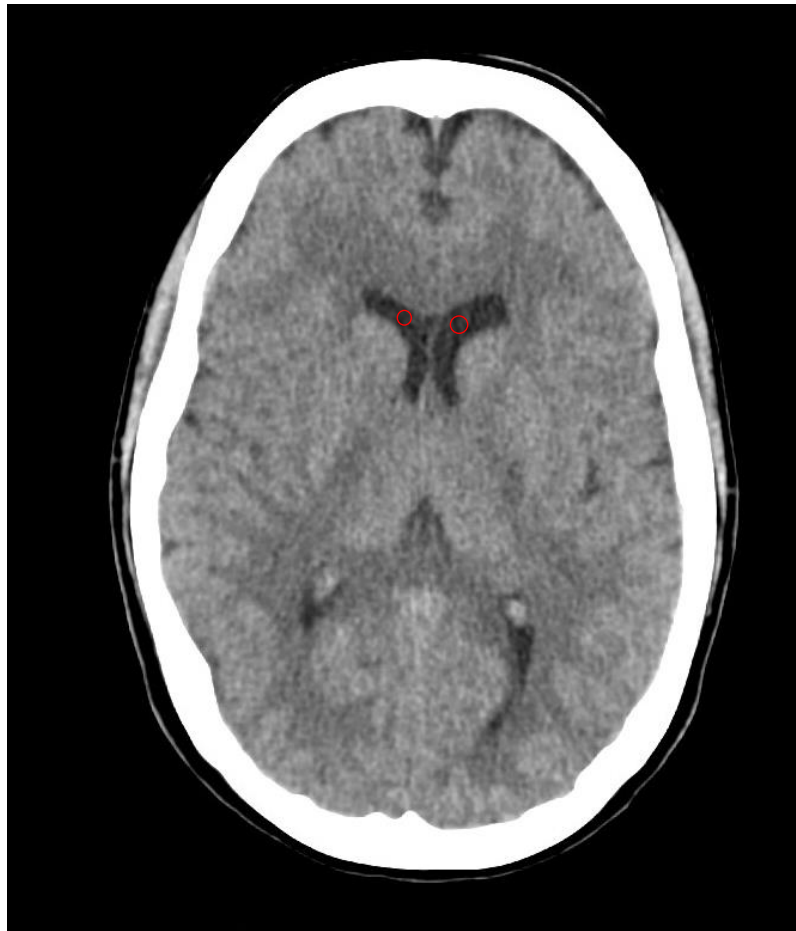
**Obrázek č. 9:** Věkové rozdělení pacientů (v procentech) podstupujících CT mozku na skeneru Lightspeed.

### 3.3 Metoda sběru dat

Data byla získána retrospektivně prostřednictvím systému PACS ve Fakultní nemocnici Olomouc. Na každém přístroji bylo vyhledáno prvních 100 CT vyšetření mozku od 1. 1. 2020 splňujících výše uvedená kritéria. Takto byla sesbírána data 100 pacientů u přístroje Lightspeed a 100 pacientů u přístroje Discovery. Oba skenery měly stejný počet detektorů, využívaly stejný rekonstrukční algoritmus a vyšetření probíhala při stejných akvizičních parametrech.

U každého vyšetření byly zaznamenány následující údaje: rodné číslo, pohlaví, věk, název CT přístroje, elektrické množství (mAs), proud, objemový dávkový index ( $CTDI_{vol}$ ) a hodnoty denzity a šumu měřené v postranních komorách a bílé hmotě. Hodnoty denzity a šumu (vyjádřené hodnotou směrodatné odchylky) se měřily ve frontálních rozích postranních komor a v bílé hmotě v oblasti nad úrovní postranních komor. V obou případech se měřilo vždy na pravé i levé straně, z těchto 2 hodnot se vypočítal průměr.

Pacienti byli vyřazeni z výzkumu např. z důvodu chybějící základní série či rekonstrukce, nedovršení 18 let, nejčastěji však z důvodu patologie zasahující do měřené oblasti. U pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření mozku v daném období více než jednou, bylo pro potřeby výzkumu použito pouze 1 vyšetření. Oblast zájmu (ROI) byla volena tak, aby obsáhla co největší plochu, a zároveň nezasahovala až k okraji, kde by mohly být měřené hodnoty zkreslené (obrázek č. 10 a 11). Všechna vyšetření byla na obou CT přístrojích provedena podle standardního protokolu a se stejnými parametry.



**Obrázek č. 10:** Ukázka měření standardní odchylky a denzity v postranních komorách.



**Obrázek č. 11:** Ukázka měření standardní odchyly a denzity v bílé hmotě mozkové.

### **3.4 Realizace výzkumu**

Před realizací výzkumu byla prostudována daná problematika, především srovnávání CT přístrojů z hlediska radiační dávky, a také CT vyšetření mozku (srovnání s ostatními vyšetřeními z hlediska četnosti a populační dávky). Po prostudování tématu byly formulovány výzkumné otázky a hypotézy. Následně byla podána žádost Etické komisi Fakulty zdravotnických věd v Olomouci o schválení výzkumu a také žádost vedení Fakultní nemocnice v Olomouci o poskytnutí informací pro studijní účely v rámci sběru dat na radiologické klinice.

### 3.4.1 CT skenery použité pro výzkum

Pro výzkum byly použity CT skenery od firmy GE, konkrétně se jednalo o modely GE Lightspeed VCT XT 64 (instalován v roce 2008) a GE Discovery CT750 HD (instalován v roce 2014). Oba CT skenery měly průměr gantry 70 cm, dobu rotace rentgenky 0,35 s, celkem 64 detektorů, vyšetření probíhala při stejném napětí (120 kV) a oba využívaly iterativní rekonstrukční algoritmus. Dále měly stejné hodnoty pitch faktoru (0,53125) a tloušťku rekonstruovaných vrstev (2,5 mm). Co se týče proudu, skenery používaly funkci automatického nastavení proudu Smart mA.

### 3.5 Metody zpracování dat

Data byla sbírána retrospektivně ze systému PACS a zaznamenána do tabulky vytvořené v programu Microsoft Excel. Sledovány a zaznamenávány byly tyto veličiny:

- **Typ CT přístroje** – zda se jednalo o Lightspeed VCT 64 nebo Discovery CT750 HD.
- **Elektrické množství (mAs)**
- **Proud rentgenky**
- **Denzita** – průměrná hodnota denzity v místě měření (měřeno v HU).
- **SD** – směrodatná odchylka vyjadřující množství šumu v místě měření, a tedy obrazovou kvalitu.
- **CTDI<sub>vol</sub>** – objemový dávkový (kermový) index je standardizovanou veličinou kvantifikující dávkový výstup z CT přístroje; zjednodušeně vyjadřuje dávku na jednu vrstvu; veličina je zjistitelná přímo ze záznamu vyšetření (2017, Súčupová)
- **Pohlaví**

Hodnoty denzity a šumu byly měřeny v postranních komorách a v bílé hmotě – vždy na pravé i levé straně. Z těchto hodnot pravé a levé strany byl vypočítán průměr pro každou veličinu zvlášť (denzitu komor, SD komor, denzitu bílé hmoty a SD bílé hmoty), který byl následně použit pro statistické vyhodnocení.

V rámci statistického vyhodnocení byla provedena popisná a testovací statistika v MS Excel. Jako nástroj testovací statistiky byl zvolen Studentův dvouvýběrový t-test, který se volí při normálním rozložení dat a je tedy vhodný pro tento výzkum. V prvním kroku byl proveden dvouvýběrový F-test pro rozptyl, který

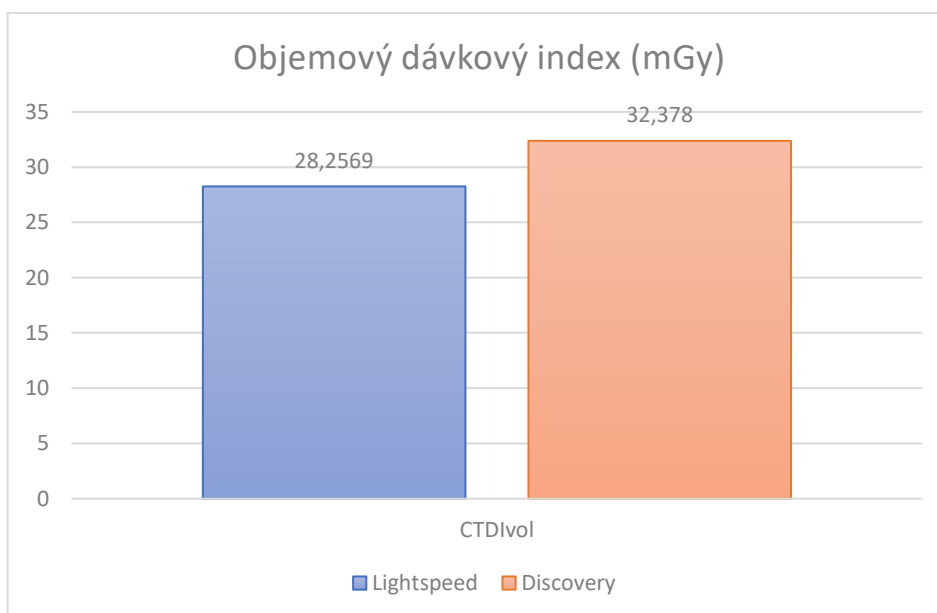
určil, zda je soubor homogenní, či nikoli. Na základě tohoto výsledku se následně provedl dvouvýběrový t-test buď s rovností (homogenní soubor) nebo nerovností rozptylů (nehomogenní soubor). Studentův t-test určuje, zda jsou odchylky mezi dvěma testovanými soubory statisticky významné, či nikoli. Pro všechny metody testovací statistiky byla použita hladina významnosti 0,05. Takto byly vyhodnoceny veličiny denzity komor, SD komor, denzity bílé hmoty, SD bílé hmoty a  $CTDI_{vol}$ .

Cílem práce bylo najít odpovědi na výzkumné otázky. Aby byly výsledky statistického vyhodnocení co nejpřesnější, byly statistické metody vyhodnocení výsledků konzultovány s paní RNDr. Evou Reiterovou, Ph.D, která se statistikou zabývá.

## 3.6 Výsledky

### 3.6.1 Objemový dávkový index

Jedním z hlavních cílů této práce bylo porovnat hodnoty  $CTDI_{vol}$  a zjistit, zda je radiční dávka mezi CT skenery srovnatelná. Z hodnot  $CTDI_{vol}$  byl u každého přístroje zvlášť vypočítán průměr. Porovnání těchto hodnot zobrazuje obrázek č. 12.



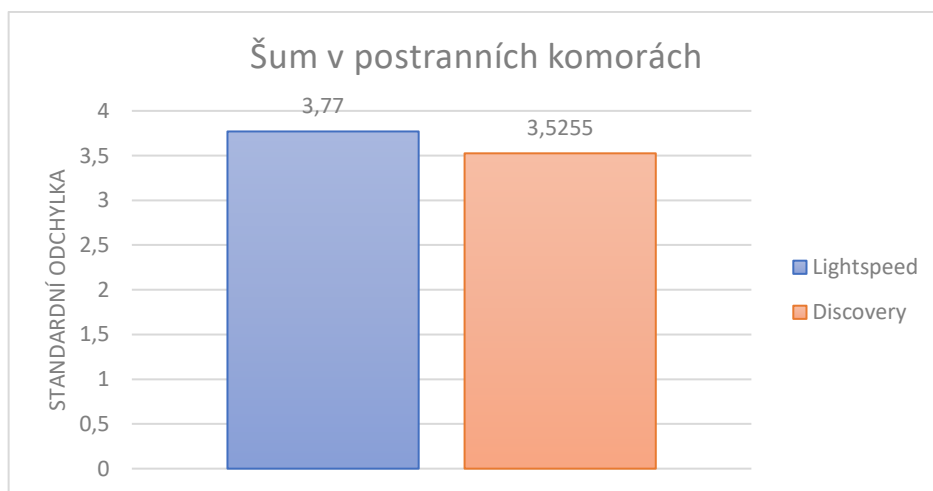
**Obrázek č. 12:** Srovnání hodnot  $CTDI_{vol}$  mezi CT skenery Lightspeed a Discovery.



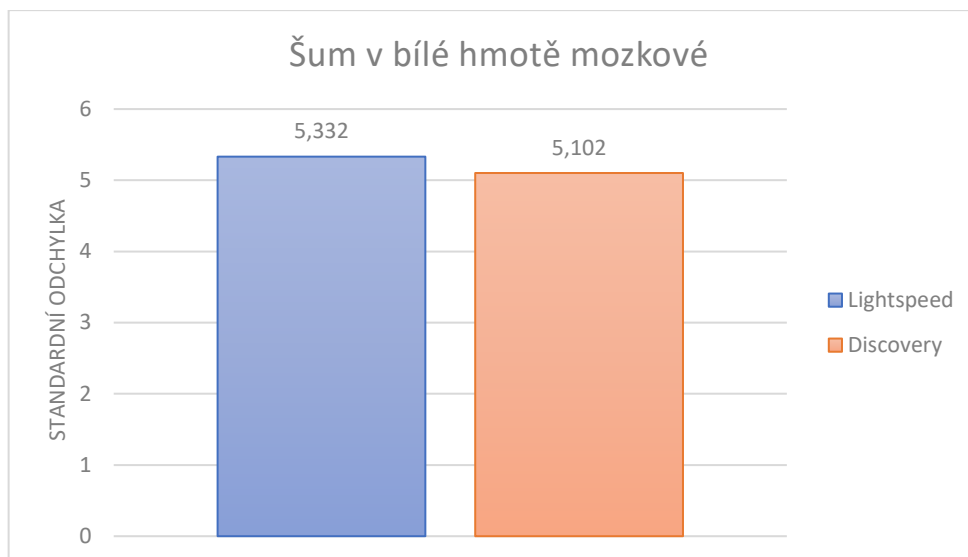
Průměrná hodnota  $CTDI_{vol}$  u přístroje Discovery byla o 4 mGy vyšší než u skeneru Lightspeed. Radiační dávka byla tedy u přístroje Discovery o 14,5 % vyšší. Pro zjištění statistické významnosti byl proveden dvouvýběrový t-test s hypotézami  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ;  $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ . Testováno bylo na hladině významnosti 0,05. Testovací kritérium  $t$  (-7,912655691) bylo porovnáno s kritickou hranicí 1,97.  $P$  hodnota vyšla menší než 0,001, nulová hypotéza byla tedy zamítnuta a výsledek považován za statisticky velmi vysoce signifikantní. **Z tohoto výsledku lze usuzovat, že průměrná hodnota objemového dávkového indexu u CT skeneru Discovery byla signifikantně vyšší než u skeneru Lightspeed.**

### 3.6.2 Šum

Druhým hlavním cílem výzkumu bylo porovnání obrazové kvality. Jako veličina reprezentující obrazovou kvalitu byl vybrán šum (vyjádřený hodnotou směrodatné odchylky). Veličina byla měřena v postranních komorách (ve frontálních rozích) a v bílé hmotě mozkové.



**Obrázek č. 13:** Porovnání hodnot směrodatné odchylky denzit reprezentujících množství šumu měřené v postranních komorách mezi CT skenery Lightspeed a Discovery.



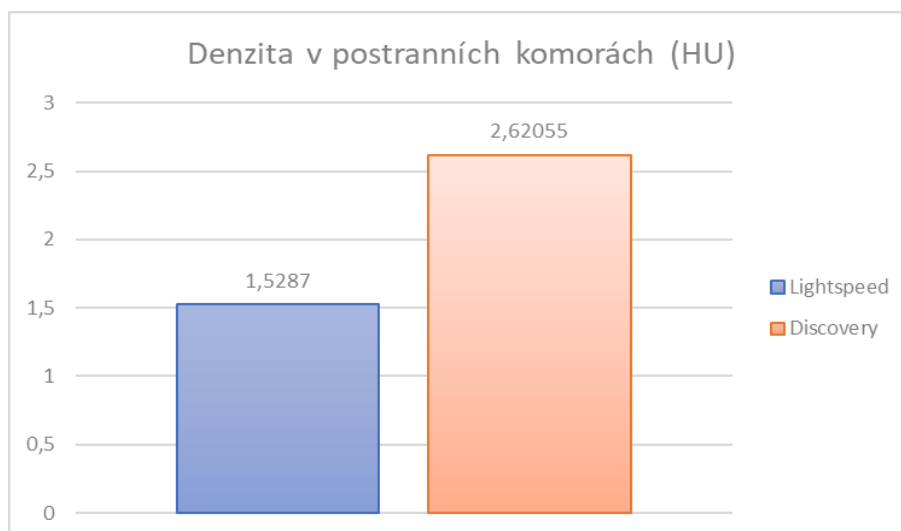
**Obrázek č. 14:** Srovnání hodnot směrodatné odchyly denzit reprezentujících množství šumu měřené v bílé hmotě mozkové mezi CT skenery Lightspeed a Discovery.

Obrázky č. 13 a 14 ukazují, že hodnota směrodatné odchyly denzit byla v bílé hmotě i v postranních komorách vyšší u skeneru Lightspeed. V případě postranních komor byla průměrná hodnota vyšší o 0,24, v bílé hmotě pak o 0,23.

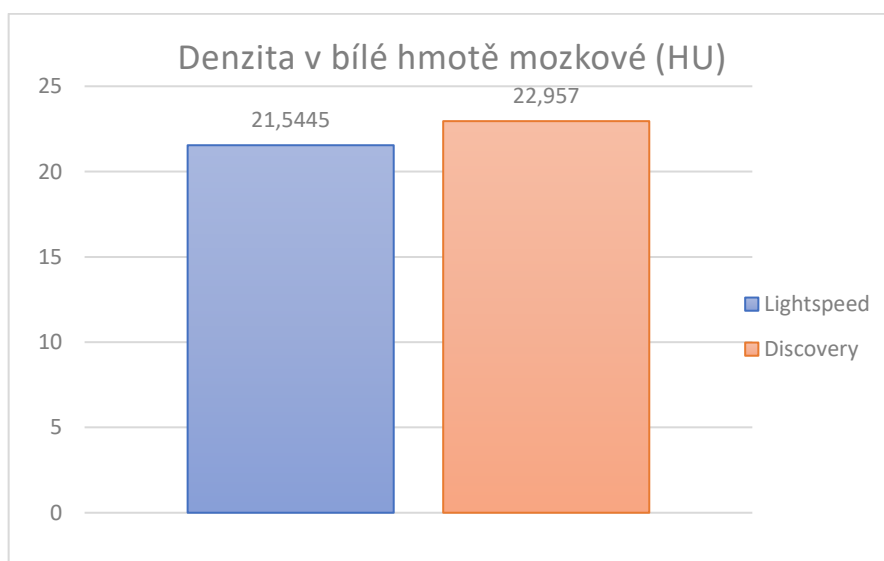
V rámci zjištění statistické významnosti byly provedeny dvouvýběrové Studentovy t-testy s hypotézami  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ;  $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ . V obou případech bylo testováno na hladině významnosti 0,05. V případě směrodatné odchyly denzit v postranních komorách bylo testovací kritérium  $t(3,303594766)$  porovnáno s kritickou hranicí 1,97. P hodnota vyšla menší než 0,01, nulová hypotéza byla tedy zamítnuta a výsledek považován za statisticky vysoce signifikantní. V případě směrodatné odchyly denzit v bílé hmotě mozkové bylo testovací kritérium  $t(4,453323618)$  porovnáno s kritickou hranicí 1,97. V tomto případě vyšla P hodnota menší než 0,001. **V obou případech byla tedy nulová hypotéza zamítnuta a výsledky považovány za statisticky vysoce signifikantní. Šum v obraze, který snižuje kvalitu obrazu, byl tedy signifikantně vyšší u CT skeneru Lightspeed – konkrétně o 6,5 % vyšší při měření v postranních komorách a o 4,3 % vyšší při měření v bílé hmotě.**

### 3.6.3 Denzita

Hodnoty denzity byly, stejně jako šum, měřeny ve frontálních rozích postranních komor a v bílé hmotě mozkové.



**Obrázek č. 15:** Srovnání hodnot denzity mezi CT skenery Lightspeed a Discovery.



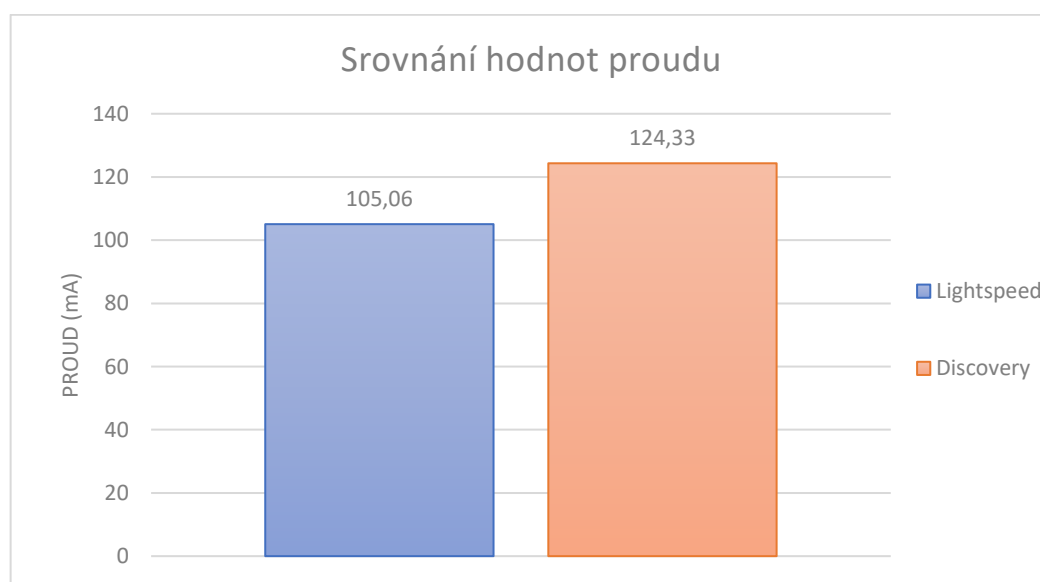
**Obrázek č. 16:** Porovnání hodnot denzity v bílé hmotě mezi skenery Lightspeed a Discovery.

Z obrázků č. 15 a 16 je patrné, že v obou případech byla průměrná hodnota denzity v obraze u přístroje Discovery vyšší než u přístroje Lightspeed. V případě denzity v postranních komorách činil rozdíl přibližně 1,1 HU, v případě bílé hmoty pak 1,4 HU.

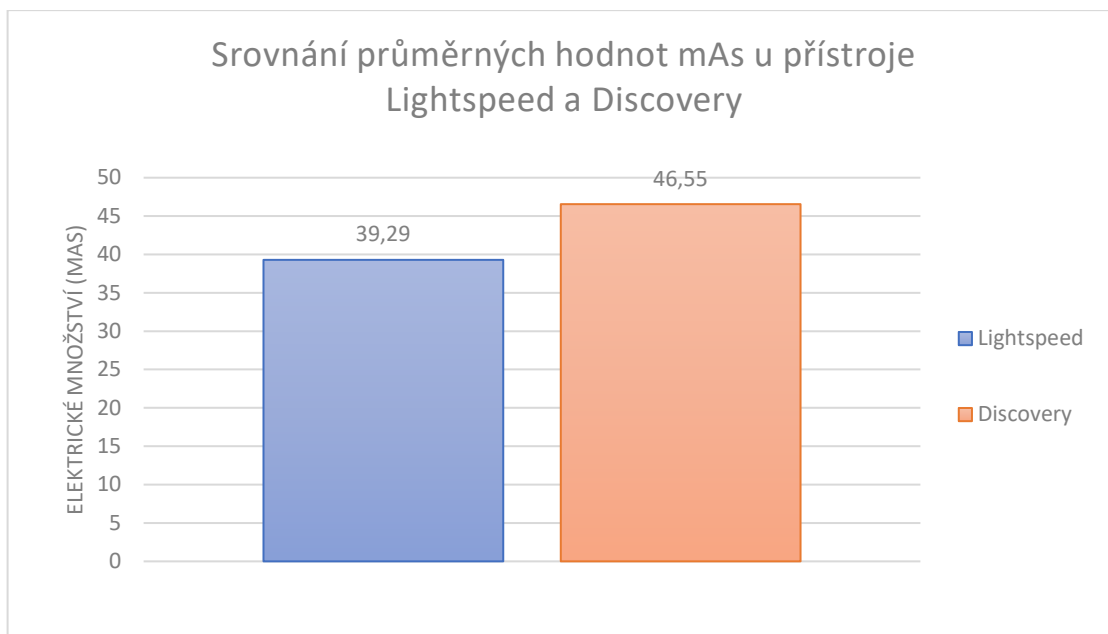
Pro ověření významnosti výsledků byly provedeny dvouvýběrové Studentovy t-testy s hypotézami  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ;  $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ . V obou případech bylo testováno na hladině významnosti 0,05. V případě denzity v postranních komorách bylo testovací kritérium t (-10,46233313) porovnáno s kritickou hranicí 1,97. P hodnota vyšla menší než 0,001, nulová hypotéza byla tedy zamítnuta a výsledek považován za statisticky velmi vysoce signifikantní. V případě denzity v bílé hmotě mozkové bylo testovací kritérium t (-9,02240747) porovnáno s kritickou hranicí 1,97. I v tomto případě vyšla P hodnota menší než 0,001, **výsledky byly proto považovány za statisticky velmi vysoce signifikantní. Denzita v obraze byla tedy signifikantně vyšší u CT skeneru Discovery.**

#### 3.6.4 Proud a elektrické množství

V průběhu měření byly zaznamenávány hodnoty proudu a elektrického množství. Zatímco napětí bylo u všech 200 vyšetření stejné, hodnoty proudu a elektrického množství se měnily.



**Obrázek č. 17:** Srovnání průměrných hodnot proudu u přístroje Lightspeed a Discovery.



**Obrázek č. 18:** Srovnání průměrných hodnot mAs u přístroje Lightspeed a Discovery

Průměrná hodnota proudu u přístroje Lightspeed byla 105 mA, zatímco u přístroje Discovery 124 mA, což je o 18 % více. V případě elektrického množství byla průměrná hodnota u skeneru Lightspeed 39,29 mAs, u Discovery pak 46,55 mAs, což značí nárůst hodnoty taktéž o 18 %.

Pro ověření významnosti výsledků byly provedeny dvouvýběrové Studentovy t-testy s hypotézami  $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ;  $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ . V obou případech bylo testováno na hladině významnosti 0,05. V případě hodnot proudu bylo testovací kritérium  $t (-10,9988291)$  porovnáno s kritickou hranicí 1,97. P hodnota vyšla menší než 0,001, nulová hypotéza byla tedy zamítnuta a výsledek považován za statisticky velmi vysoce signifikantní. V případě elektrického množství bylo testovací kritérium  $t (-10,97598709)$  porovnáno s kritickou hranicí 1,97. I v tomto případě vyšla P hodnota menší než 0,001, v obou případech byla tedy nulová hypotéza zamítnuta a **výsledky považovány za statisticky velmi vysoce signifikantní. Naměřené hodnoty proudu i elektrického množství byly signifikantně vyšší u CT skeneru Discovery, v obou případech se jednalo o nárůst hodnoty o 18 %.**

## 4. Diskuze

Cílem této práce bylo porovnání radiační dávky a kvality obrazu při CT vyšetření mozku mezi dvěma CT přístroji stejného výrobce v jedné nemocnici. Dílčími cíli bylo porovnání hodnot  $CTDI_{vol}$  a šumu v obraze. Podstatou výzkumné části byl retrospektivní sběr dat z CT vyšetření, která probíhala od ledna 2020 ve FN Olomouc. Následně byla tato data statisticky zpracována a na základě vzájemného porovnání dat bylo možné potvrdit či vyvrátit platnost hypotéz a výzkumných otázek.

Protože nastavené skenovací parametry byly na obou přístrojích stejné, přistupovalo se k výzkumu s předpokladem, že dávka bude na obou přístrojích stejná, případně bude u novějšího GE Discovery nižší. Výsledky však ukázaly, že hodnoty dávky byly u GE Discovery o 14,5 % vyšší než u staršího CT skeneru GE Lightspeed VCT. Jedním z vysvětlení by mohly být rozdílné akviziční parametry, ty však byly zkontrolovány a vyšetření probíhala u obou CT skenerů se stejnými parametry (mezi nimi např. napětí, pitch, dobu rotace rentgenky, tloušťka rekonstruovaných vrstev). Co se týče dohledaných článků a studií, které by mohly nabídnout vysvětlení, většina z nich sice srovnávala CT skenery, spousta z nich však neprobíhala za stejných podmínek nebo se CT skenery lišily technickými parametry. Dohledané studie porovnávaly např. konvenční a low dose nativní CT mozku (Mullins et al., 2004), helikální a sekvenční CT skenery (Abdeen et al., 2010), skenery s různým počtem detektorů (Abuzaid et al., 2021) nebo porovnávaly různé rekonstrukční algoritmy (Southard et al., 2019), případně se jednalo o srovnání CT přístrojů při jiném typu vyšetření - např. HRCT plic (Lambert et al., 2015). Jiná studie z roku 2012 (Balkay et al., 2012) porovnávala hned několik CT skenerů se stejnými akvizičními parametry – mezi nimi také GE Lightspeed VCT. Nezkoumala však obrazovou kvalitu a dávka nebyla reprezentována hodnotou  $CTDI_{vol}$ , nýbrž efektivní dávkou, kterou vypočítal program imPACT. Nicméně výsledky této studie vypovídají o tom, že dávky se i mezi jednotlivými modely skenerů stejného výrobce lišily, přestože byl zachován stejný akviziční protokol.

Jiné vysvětlení by mohly nabídnout další parametry. Z výsledků měření šumu v obraze jsme zjistili, že novější GE Discovery nabízí vyšší kvalitu obrazu (konkrétně šlo o 6,5 % snížení šumu v obraze při měření v postranních komorách a 4,3 % snížení šumu při měření v bílé hmotě mozkové). Také hodnoty elektrického množství byly vyšší u GE Discovery, což souvisí také s vyššími hodnotami  $CTDI_{vol}$ , protože mezi

těmito veličinami je silná lineární závislost (Xu, He et al., 2019). Hrát roli mohla také funkce Smart mA pro automatické nastavení hodnoty proudu. Také z tohoto důvodu se tedy mohly parametry mezi skenery lišit, přestože ostatní nastavení byla stejná. Z těchto výsledků by se dal vyvodit závěr, že GE Discovery sice představuje vyšší radiační dávku, zároveň však poskytuje vyšší obrazu kvalitu. Otázkou zůstává, zda je poměr zlepšení kvality obrazu a zvýšení dávky rozumný. V případném dalším zkoumání by bylo dobré zařadit kvalitativní hodnocení obrazu zkušenými radiology, kteří by hodnotili kvalitu např. dle Likertovy škály a bylo by tak možné lépe zhodnotit, zda je přínos zvýšení dávky v podobě kvality obrazu dostatečný. V neposlední řadě by mohla být vyšší dávka způsobena také materiály či algoritmy u novějšího GE Discovery.

Rozdílné výsledky měření šumu v postranních komorách a v bílé hmotě (6,5 % a 4,3 %) mozkové mohly být způsobeny velikostí zájmové oblasti – zvláště měření ve frontálních rozích postranních komor nemuselo být vždy přesné vzhledem k omezeným možnostem měření pomocí ROI. Naměřené hodnoty šumu tak mohly být zkreslenější než v případě bílé hmoty, kde byla měřená oblast mnohem větší, a hodnoty tak mohly být méně zkreslené.

Pro měření radiační dávky byla zvolena veličina objemového dávkového indexu  $CTDI_{vol}$ . Ačkoli Věstník MZ ČR, č. 6/2015 (s. 10-11) doporučuje k hodnocení radiační zátěže pacienta hodnotu  $CTDI_{vol}$ , nemusí být vždy vhodná, protože nebere v úvahu velikost pacienta. V jiných dohledaných studiích pracovali kromě této veličiny také s veličinami DLP (Abuzaid et al., 2021), případně dělali přepočty na efektivní dávku (Balkay et al., 2012) nebo se doporučuje převod  $CTDI_{vol}$  na parametr SSDE (size specific dose estimate), který zohledňuje laterální a předozadní průměr pacienta (Súkupová, 2015). Vzhledem k tomu, že se v této diplomové práci jednalo o CT vyšetření mozku, přičemž velikost hlavy se mezi pacienty neliší tak zásadně jako u zbytku těla, a jednalo se o porovnání dávky mezi CT skenery (pozornost tak byla upřena na výstupní dávku ze skeneru), došli jsme k závěru, že hodnota  $CTDI_{vol}$  je pro zhodnocení dávky mezi CT skenery dostatečná.

Co se týče měřené denzity, u které se předpokládalo, že by měla být v případě obou skenerů stejná, zjistili jsme její vyšší hodnoty u skeneru GE Discovery. Vzhledem k tomu, že hodnota napětí byla u všech vyšetření stejná, nelze přesně určit, čím je tento signifikantní rozdíl způsoben. Jednou z možných příčin by mohl být algoritmus výpočtu, chyba měření či jiná neznámá příčina.

## 4.1 Limity a další návrhy pro výzkum

Ve výzkumu této diplomové práce se objevuje několik limitujících faktorů, které mohly ovlivnit výsledky výzkumu. První limitací je volba veličiny  $CTDI_{vol}$  představující radiční dávku. V tomto výzkumu šlo především o zhodnocení a porovnání výstupní dávky z CT skenerů. Nešlo o hodnocení dávky na pacienta, kdy by bylo nutné zaznamenat také hodnotu DLP (součin kerry a délky), případně udělat přepočet na efektivní dávku či parametr SSDE.

Jedním z cílů práce bylo zhodnocení kvality obrazu. Zde se jednalo o kvantitativní hodnocení v podobě porovnání hodnot šumu v obraze. V mnoha studiích (např. Lambert et al., 2015; Abuzaid et al., 2021 apod.) se však objevuje také hodnocení kvalitativní, kdy se snímky předloží zkušeným radiologům, kteří subjektivně hodnotí kvalitu např. dle Likertovy škály. Hodnocení radiology by mohlo podat spolu s kvantitativním hodnocením ucelenější informace o kvalitě obrazu.

Pro komplexnější hodnocení dávky i kvality obrazu mohlo být provedeno měření na fantomech. Z důvodu, že se jednalo o retrospektivní sběr dat a v době sbírání dat byl jeden ze skenerů již odmontován a odinstalován z pracoviště, nebylo možné provést fantomové měření na obou CT skenerech. Z tohoto důvodu bylo toto měření vynecháno.

Na závěr je třeba zmínit, že všechny výsledky mohly být ovlivněny zvyklostmi daného pracoviště, i když v tomto případě by odchylky měly být minimální z důvodu, že se jednalo o srovnávání přístrojů na stejném pracovišti. Dále mohl výsledky ovlivnit konkrétní výběr modelů CT skenerů – jiné výsledky by mohly vyjít v případě porovnání jiných modelů či při jiných podmínkách a nastaveních v jiné nemocnici.



## Závěr

Cílem této diplomové práce bylo porovnat radiační dávku a obrazovou kvalitu při CT vyšetření mozku mezi CT skenerem GE Lightspeed VCT XT 64 z roku 2008 a GE Discovery CT750 HD z roku 2014. Oba skenery měly stejný počet detektorů, využívaly stejný rekonstrukční algoritmus a vyšetření probíhala při stejných akvizičních parametrech. Zkoumaný soubor představovalo 200 pacientů, kteří podstoupili nativní CT vyšetření mozku ve FNOL. Vybráno bylo prvních 100 pacientů na každém přístroji podstupující vyšetření v období od 1. 1. 2020. Sběr dat probíhal retrospektivně ze systému PACS.

Radiační dávka byla reprezentována veličinou objemového dávkového indexu  $CTDI_{vol}$ , protože se jednalo o srovnání výstupních dávek ze skenerů. Průměrná hodnota  $CTDI_{vol}$  byla u CT skeneru Discovery o 4 mGy vyšší než u skeneru Lightspeed, rozdíl vyšel jako statisticky signifikantní. Radiační dávka byla tedy u přístroje Discovery o 14,5 % vyšší než u skeneru Lightspeed. Hypotéza č. 1, že mezi hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje CT Lightspeed VCT 64 a hodnotami  $CTDI_{vol}$  u přístroje Discovery CT750 HD nebude statisticky signifikantní rozdíl, byla vyvrácena.

Pro měření kvality obrazu byl vybrán parametr směrodatné odchylky denzit (šum), protože s vyššími hodnotami tohoto parametru klesá kvalita obrazu. Hodnoty šumu byly měřeny ve frontálních rozích postranních komor a v bílé hmotě mozkové. V obou případech byly hodnoty vyšší u CT skeneru Lightspeed, v postranních komorách byla průměrná hodnota vyšší o 0,24 (tj. o 6,5 % více), v bílé hmotě pak vyšší o 0,23 (o 4,3 %). Rozdíly byly statisticky signifikantní. Hypotéza č. 2, že mezi hodnotami šumu u přístroje Lightspeed a hodnotami šumu u přístroje Discovery nebude statisticky signifikantní rozdíl, byla tedy vyvrácena. Nižší hodnoty šumu, a tedy vyšší kvalita obrazu byla u CT skeneru Discovery.

Kromě hodnot  $CTDI_{vol}$  a šumu byly měřeny a srovnávány také hodnoty proudu a elektrického množství. Hodnoty obou veličin vyšly statisticky signifikantně vyšší u skeneru Discovery, což může souviset jednak s použitou funkcí Smart mA, a zároveň s vyšší kvalitou obrazu u tohoto přístroje.

Oba cíle této práce byly splněny. Hodnoty radiační dávky i obrazové kvality byly změřeny a porovnány. Vyšší radiační dávku, ale také lepší kvalitu obrazu jsme zjistili u skeneru GE Discovery CT750 HD. Přesný důvod, proč vyšla vyšší radiační dávka u novějšího skeneru GE Discovery, není znám. Adekvátnost zvýšení dávky v poměru s kvalitou obrazu by mohla být předmětem dalšího zkoumání.

## Referenční seznam zdrojů

1. ABDEEN, N., S. CHAKRABORTY, T. NGUYEN, M.P. DOS SANTOS, M. DONALDSON, G. HEDDON a B.A. SCHWARZ. Comparison of image quality and lens dose in helical and sequentially acquired head CT. *Clinical Radiology* [online]. 2010, 65(11), 868-873 [cit. 2022-04-15]. ISSN 00099260. Dostupné z: doi:10.1016/j.crad.2010.02.016
2. ABUZAIID, Mohamed M, Wiam ELSHAMI, H O TEKIN, Abdelmoneim SULIEMAN a D A BRADLEY. Comparison of Radiation Dose and Image Quality in Head CT Scans among Multidetector CT Scanners. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. 2021, 196(1-2), 10-16 [cit. 2022-03-30]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncab125
3. BALKAY, L., A. OSZLANSZKI a A. K. KRIZSAN. Comparison of patient doses at different CT scanners with same acquisition protocol. 2012 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC) [online]. IEEE, 2012, 2012, 3644-3645 [cit. 2022-04-30]. ISBN 978-1-4673-2030-6. Dostupné z: doi:10.1109/NSSMIC.2012.6551837
4. FN BRNO. Cévní mozková příhoda detailně. Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně [online]. [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://www.fnusa.cz/o-nemocnici/cmp/cevni-mozkova-prihoda-detailne/>
5. FREITINGER SKALICKÁ, Zuzana, Jiří HALAŠKA, Renata HAVRÁNKOVÁ, et al. *Veličiny používané v radiační ochraně* [online]. In: . [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html>
6. FN MOTOL. Kraniocerebrální trauma. In: Fakultní nemocnice v Motole [online]. [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/spolecna-pracoviste/neurochirurgicka-klinika/programy-kliniky/kraniocerebralni-trauma/>

7. GARBA, I., F. ZARB, M.F. MCENTEE a S.G. FABRI. Computed tomography diagnostic reference levels for adult brain, chest and abdominal examinations: A systematic review. *Radiography* [online]. 2021, **27**(2), 673-681 [cit. 2022-01-05]. ISSN 10788174. Dostupné z: [https://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174\(20\)30172-3/fulltext](https://www.radiographyonline.com/article/S1078-8174(20)30172-3/fulltext) doi:10.1016/j.radi.2020.08.011
8. HAYDEL, Michelle J., Charles A. PRESTON, Trevor J. MILLS, Samuel LUBER, Erick BLAUDEAU a Peter M.C. DEBLIEUX. Indications for Computed Tomography in Patients with Minor Head Injury. *New England Journal of Medicine* [online]. 2000, **343**(2), 100-105 [cit. 2022-04-17]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJM200007133430204
9. HEGER, Leoš a Miroslav ŠERCL. Čtyřicáté výročí prvního CT přístroje v Československu. *Scan: Časopis fakultní nemocnice a lékařské fakulty v Hradci Králové* [online]. 2018, **28**(2), 11-17 [cit. 2022-01-05]. ISSN 1211-295X. Dostupné z: [https://www.fnhk.cz/data/casopis/2018\\_2.pdf](https://www.fnhk.cz/data/casopis/2018_2.pdf)
10. HOMOLKA.CZ. Úrazová neurochirurgie: Kraniocerebrální traumatologie. In: *Nemocnice na Homolce* [online]. [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-neuroprogram/11635-neurochirurgie-nch/11751-nase-sluzby/11752-urazova-neurochirurgie-kraniocerebralni-traumatologie/>
11. ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection [online]. 37. 2007 [cit. 2022-03-15]. ISBN 978-0-7020-3048-2. ISSN 0146-6453. Dostupné z: [https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB\\_37\\_2-4](https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4)
12. JONES, Jeremy a David LUONG. CT head. *Radiopaedia.org* [online]. 2010, 13. 3. 2010 [cit. 2022-03-14]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/8996> doi:10.53347/rID-8996

13. LAMBERT, Lukáš, Lucie ŠIMÁKOVÁ, Alena LAMBERTOVÁ, Patrik MATRAS, Jiří VOTRUBA a Josef HOŘEJŠ. Srovnání radiační zátěže a obrazové kvality při HRCT vyšetření plic mezi přístroji na jednom pracovišti. *Česká radiologie* [online]. 2015, 69(3) [cit. 2022-03-30]. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1503\\_187\\_193.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_187_193.pdf)
14. LÖVBLAD, Karl-Olof a Alison E. BAIRD. Computed tomography in acute ischemic stroke. *Neuroradiology* [online]. 2010, 52(3), 175-187 [cit. 2022-03-14]. ISSN 0028-3940. Dostupné z: doi:10.1007/s00234-009-0633-5
15. MAYO-SMITH, William W., Amy K. HARA, Mahadevappa MAHESH, Dushyant V. SAHANI a William PAVLICEK. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* [online]. 2014, 273(3), 657-672 [cit. 2022-03-01]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.14132328>
16. MULLINS, Mark. E., Michael H. LEV, Peter BOVE, et al. Comparison of Image Quality Between Conventional and Low-Dose Nonenhanced Head CT. *American Journal of Neuroradiology* [online]. April 2004, 25(4), 533–538 [cit. 2022-04-15]. Dostupné z: <http://www.ajnr.org/content/ajnr/25/4/533.full.pdf>
17. Principy radiační ochrany. *Státní ústav radiační ochrany, v. v. i.* [online]. [cit. 2022-03-01]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
18. RSNA, Radiological Society of North America. Head Injury. In: *RadiologyInfo.org* [online]. únor 2021 [cit. 2022-04-17]. Dostupné z: <https://www.radiologyinfo.org/en/info/headinjury>
19. RAMAN, Siva P., Mahadevappa MAHESH, Robert V. BLASKO a Elliot K. FISHMAN. CT Scan Parameters and Radiation Dose: Practical Advice for Radiologists. *Journal of the American College of Radiology* [online]. 2013, 10(11), 840-846 [cit. 2022-02-23]. ISSN 15461440. Dostupné z: [https://www.jacr.org/article/S1546-1440\(13\)00317-7/fulltext](https://www.jacr.org/article/S1546-1440(13)00317-7/fulltext) doi: 10.1016/j.jacr.2013.05.032

20. SABOL, Jozef, Leoš NAVRÁTIL a Jana HUDZIETZOVÁ. *Současný systém veličin a jednotek v radiační ochraně* [online]. In: . 2011 [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: [https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/\\_Public/43/130/43130864.pdf](https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/130/43130864.pdf)
21. SMITH-BINDMAN, Rebecca. Radiation Dose Associated With Common Computed Tomography Examinations and the Associated Lifetime Attributable Risk of Cancer. *Archives of Internal Medicine* [online]. 2009, **169**(22) [cit. 2022-02-19]. ISSN 0003-9926. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4635397/> doi:10.1001/archinternmed.2009.427
22. SOUTHARD, R.N., D.M.E. BARDO, M.H. TEMKIT, M.A. THORKEKELSON, R.A. AUGUSTYN a C.A. MARTINOT. Comparison of Iterative Model Reconstruction versus Filtered Back-Projection in Pediatric Emergency Head CT: Dose, Image Quality, and Image-Reconstruction Times. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2019, 40(5), 866-871 [cit. 2022-04-18]. ISSN 0195-6108. Dostupné z: doi:10.3174/ajnr.A6034
23. SÚJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost. *Hodnocení lékařského ozáření* [online]. 2021 [cit. 2022-01-04]. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske\\_ozareni/Bulletinlo2021.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/Bulletinlo2021.pdf)
24. SÚKUPOVÁ, Lucie. Co představuje parametr CTDIvol uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům?. *Česká radiologie* [online]. 2015, 69(3), 194-200 [cit. 2022-03-15]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1503\\_194\\_200.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf)
25. SÚKUPOVÁ, Lucie. CT kurz IAEA – CT veličiny a sledování dávek. Lucie Súpová [online]. 2017 [cit. 2022-03-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/ct-kurz-iaea-ct-veliciny-a-sledovani-davek/>
26. SÚKUPOVÁ, Lucie. Diagnostická referenční úroveň jako nástroj optimalizace?. Lucie Súpová [online]. 18. 11. 2019 [cit. 2022-03-15]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/diagnosticka-referencni-uroven-jako-nastroj-optimalizace/>

27. SÚKUPOVÁ, Lucie. Optimalizace na CT (5). Lucie Súpová [online]. 27. 1. 2020 [cit. 2022-03-18]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/optimalizace-na-ct-5/>
28. SÚKUPOVÁ, Lucie. Pitch faktor u CT. Lucie Súpová [online]. 2013 [cit. 2022-02-24]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/pitch-faktor-u-ct/>
29. SÚKUPOVÁ, Lucie. Princip zdůvodnění. Lucie Súpová [online]. 2012 [cit. 2022-03-01]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/princip-zduvodneni/>
30. SÚKUPOVÁ, Lucie. CT kurz IAEA – CT veličiny a sledování dávek [online]. 2017 [cit. 2022-01-16]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/ct-kurz-iaea-ct-veliciny-a-sledovani-davek/>
31. SÚKUPOVÁ, Lucie. Kvalita obrazu – kontrast. Lucie Súpová [online]. 2018 [cit. 2022-02-20]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-kontrast/>
32. SÚRO. Principy radiační ochrany. In: Státní ústav radiační ochrany, v. v. i. [online]. [cit. 2022-05-07]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/principy-radiacni-ochrany>
33. TOMPE, Aparna a Kiran SARGAR. *X-Ray Image Quality Assurance* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2022 [cit. 2022-02-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK564362/>
34. TSALAFOUTAS, Ioannis A. Patient dose considerations in computed tomography examinations. *World Journal of Radiology* [online]. 2010, 2(7) [cit. 2022-03-15]. ISSN 1949-8470. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2999328/pdf/WJR-2-262.pdf>
35. ÚZIS. *Činnost oboru radiologie a zobrazovacích metod v roce 2009* [online]. 2010, 5 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: [https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/34\\_10.pdf](https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/34_10.pdf)

36. ÚZIS. *Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR v roce 2019* [online]. 2020, 3 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008347/ai-2020-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2019.pdf>
37. ÚZIS. *Vývoj přístrojového vybavení zdravotnických zařízení ČR v letech 2006–2015* [online]. 1. 9. 2016, 3 [cit. 2022-01-05]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/007515/ai-2016-01.pdf>
38. VĚSTNÍK MZČR č. 6/2015 [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2015. [cit. 2021-05-03]. Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/vestnik/vestnik-c-6-2015/>
39. VINKLÁREK, Jan, Michal HARŠÁNY, Petra CIMFLOVÁ, Robert MIKULÍK a Ondřej VOLNÝ. Computed tomography in acute ischemic stroke. *Neurologie pro praxi* [online]. 2018, 19(4), 256-261 [cit. 2022-03-14]. ISSN 12131814. Dostupné z: <http://solen.cz/pdfs/neu/2018/04/05.pdf>
40. WILLEMINK, Martin J. a Peter B. NOËL. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. *European Radiology* [online]. 2019, 29(5), 2185-2195 [cit. 2022-03-18]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00330-018-5810-7> doi:10.1007/s00330-018-5810-7
41. WILLEMINK, Martin J., Richard A.P. TAKX, Pim A. DE JONG, et al. Computed Tomography Radiation Dose Reduction. *Journal of Computer Assisted Tomography* [online]. 2014, 38(6), 815-823 [cit. 2022-03-18]. ISSN 0363-8715. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24983438/> doi:10.1097/RCT.000000000000128
42. WILLEMINK, Martin J., Tim LEINER, Pim A. DE JONG, Linda M. DE HEER, Rutger A. J. NIEVELSTEIN, Arnold M. R. SCHILHAM a Ricardo P. J. BUDDE. Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *European Radiology* [online]. 2013, 23(6), 1632-1642 [cit. 2022-03-18]. ISSN 0938-7994. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23322411/> doi:10.1007/s00330-012-2764-z



43. XU, Jian, Xiaolong HE, Huawei XIAO a Jianguo XU. Comparative Study of Volume Computed Tomography Dose Index and Size-Specific Dose Estimate Head in Computed Tomography Examination for Adult Patients Based on the Mode of Automatic Tube Current Modulation. *Medical Science Monitor* [online]. 2019, 25, 71-76 [cit. 2022-04-30]. ISSN 1643-3750. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6327780/> doi:10.12659/MSM.913927
44. YABUUCHI, Hidetake, Takeshi KAMITANI, Koji SAGIYAMA, et al. Clinical application of radiation dose reduction for head and neck CT. *European Journal of Radiology* [online]. 2018, 107, 209-215 [cit. 2022-04-06]. ISSN 0720048X. doi:10.1016/j.ejrad.2018.08.021
45. YU, Lifeng, Xin LIU, Shuai LENG, et al. Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging in Medicine* [online]. 2009, 1(1), 65-84 [cit. 2022-03-01]. ISSN 1755-5191. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3271708/pdf/nihms155246.pdf>. doi:10.2217/iim.09.5
46. ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Česká radiologie* [online]. 2011, 65(3), 169-176 [cit. 2022-03-17]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1103\\_169\\_176.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf)

## Seznam zkratek

- 3D – trojrozměrný (např. obraz)
- ADMIRE – z angl. advanced modeled iterative reconstruction
- AEC – z angl. automatic exposure control (automaticky řízená expozice)
- AIDR3D – z angl. adaptive iterative dose reduction
- ART – technika algebraické rekonstrukce
- ASIR – adaptivní statistická IR od firmy GE Healthcare
- CMP – cévní mozková příhoda
- CNS – centrální nervový systém
- CT – výpočetní tomografie
- CTDI<sub>100,c</sub> – hodnota objemového dávkového indexu měřená 1-metrovou tužkovou ionizační komorou uprostřed fantomu
- CTDI<sub>100,p</sub> - hodnota objemového dávkového indexu měřená 1-metrovou tužkovou ionizační komorou na periferii fantomu
- CTDI<sub>vol</sub> – objemový dávkový index
- CTDI<sub>w</sub> – vážený objemový dávkový index
- DLP – součin kermy a délky (z angl. dose length product)
- DRÚ – diagnostická referenční úroveň
- D<sub>T,R</sub> - střední absorbovaná dávka ve tkáni
- E – efektivní dávka
- FBP – filtrovaná zpětná projekce (z angl. filtered back projection)
- FDA – americký Úřad pro kontrolu potravin a léčiv
- FIRST – forward projected model-based iterative reconstruction solution od firmy Canon Healthcare
- FN – fakultní nemocnice
- FNOL – Fakultní nemocnice Olomouc
- Gy – Gray (jednotka)
- H<sub>T</sub> – ekvivalentní dávka
- HU – Hounsfieldova jednotka
- ICRP – Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu
- IMR – iterativní modelová rekonstrukce
- IR – iterativní rekonstrukce
- IRIS – iterativní rekonstrukce v obrazovém prostoru

IZ – ionizující záření  
J/kg – joule na kilogram  
KCT – kraniocerebrální trauma  
kVp – maximální hodnota napětí  
mAs – miliampér-sekundy  
MBIR – z angl. model based iterative reconstruction  
MS – microsoft office  
PACS – z angl. picture archiving and communication system  
PMMA – polymethylmethakrylát  
ROI – zájmová oblast (z angl. region of interest)  
rtg – rentgenový  
SD – směrodatná odchylka  
SNR – poměr signál k šumu (z angl. signal to noise ratio)  
SSDE – z angl. size specific dose estimate (odhad velikosti specifické dávky)  
SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost  
SÚRO – Státní ústav radiační ochrany  
Sv – Sievert  
ÚZIS – Ústav zdravotnických informací a statistiky  
 $W_R$  – radiační váhový faktor  
 $W_T$  – tkáňový váhový faktor

## Seznam obrázků

1. SÚKUPOVÁ, Lucie. Ukázka měřících míst ve středu fantomu pro měření hodnoty  $CTDI_{100,c}$  a na periférii pro měření hodnoty  $CTDI_{100,p}$ . *Co představuje parametr  $CTDI_{VOL}$  uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům?* [online]. 9. 9. 2015 [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1503\\_194\\_200.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf)
2. SÚKUPOVÁ, Lucie. Kvalita obrazu. *Lucie Súpová* [online]. 22.10.2018 [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/kvalita-obrazu-kontrast/>
3. ŽIŽKA, Jan. Vznik obrazu filtrovanou zpětnou projekcí. *Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?* [online]. 15. 6. 2011 [cit. 2022-04-02]. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1103\\_169\\_176.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1103_169_176.pdf)

## **Seznam příloh**

Příloha 1 – Záznamová tabulka

Příloha 2 – Souhlasné stanovisko etické komise

Příloha 3 – Žádost o poskytnutí informací pro sběr dat ve FNOL I

Příloha 4 - Žádost o poskytnutí informací pro sběr dat ve FNOL II

**Příloha 1 – Záznamová tabulka**

Základní údaje			LIGHTSPEED							DISCOVERY						
Rod né č.	vě k	pohla ví	mA s	pro ud	AVG kom or	AVG hmo ty	SD kom or	SD hmo ty	CTDiv ol	mA s	pro ud	AVG kom or	AVG hmo ty	SD kom or	SD hmo ty	CTDiv ol

## Příloha 2 – Stanovisko etické komise



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL- 126085/1070-2021

Vážená paní  
Kateřina Pavlíková

2021-06-24

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Obrazová kvalita a radiační zátěž při CT vyšetření mozku – srovnání mezi dvěma přístroji na jednom pracovišti**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

### Příloha 3 - Žádost o poskytnutí informací pro sběr dat ve FNOL I



FAKULTNÍ NEMOCNICE<sup>†</sup>  
OLOMOUC

I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc  
Tel: 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz  
IČ: 00098892

ODBOR KVALITY

Fm-MP-G015-05-ZADOST-001

verze č. 1, str. 1/2

#### Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Kateřina Pavlíková

Datum narození: 5. 4. 1998 Telefon: 774 050 498 E-mail: pavka12@upol.cz

Kontaktní adresa: Bruntálská 132, Krnov, 794 01

Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd

Obor studia: Zobrazovací technologie v radiodiagnostice

Forma studia:  prezenční  kombinovaná  distanční

#### Téma závěrečné práce:

Technické aspekty CT vyšetření

#### Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

ANO na pracovišti: \_\_\_\_\_ v termínu od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

NE

#### Žadatel je zaměstnancem FNOL:

ANO na pracovišti: \_\_\_\_\_

NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Radiologická klinika

#### Účel žádosti:

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce

sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce

sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uvedte): \_\_\_\_\_

#### Požadavek na (zaškrtněte):

*V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlášení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data“. Jinak vyplní oddíl „Nahlášení do zdr. dokumentace“.*

Dotazníková akce  pro pacienty FNOL  pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník: \_\_\_\_\_

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

K vyplnění žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

#### Nahlášení do zdravotnické dokumentace

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 200

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: 1. 5. 2021 do: 1. 5. 2022

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: Z PACSu budou vybíráni pacienti podstupující nativní CT mozku v roce 2020. Zaznamenávána bude radiační zátěž a hodnoty šumu v obraze.

Při nahlášení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001 Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.



## Příloha 4 - Žádost o poskytnutí informací pro sběr dat ve FNOL II

Ostatní

kazuistika – počet:

vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů: \_\_\_\_\_

vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: \_\_\_\_\_ povolání: \_\_\_\_\_

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např. porodnost), přístrojích

jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována: \_\_\_\_\_

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: \_\_\_\_\_ do: \_\_\_\_\_

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat:

**Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce:** Diplomová práce

**Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat“ ve své práci?**  ANO  NE

### Poučení:

Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis): Pavlíková, 4. 5. 2021

Schválil (datum podpis): 4, 5, 2021 

**Poznámky:**

Ing. Bc. Andrea Drobilíková  
Městský úřad lékařských oborů  
Fakultní nemocnice Olomouc