



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Porovnání výše radiální zátěže pacientů
při zobrazování počítačovou tomografií v
letech 2009 a 2019**

**A Comparison of the Radiation Load of
Patients Undergoing Computer
Tomography Imaging in 2009 and 2019**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Bohumil Holada

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Ondřej Krahula, MBA

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Holada** Jméno: **Bohumil** Osobní číslo: **478137**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Porovnání výše radiační zátěže pacientů při zobrazování počítačovou tomografií v letech 2009 a 2019

Název bakalářské práce anglicky:

A Comparison of the Radiation Load of Patients Undergoing Computer Tomography Imaging in 2009 and 2019

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude porovnání radiační zátěže z let 2009 a 2019 u pacientů, kteří podstoupili vyšetření na výpočetní tomografii. V teoretické části bude kapitola o CT, ve které bude popsán teoretický základ metody, historie, současný stav a směr dalšího vývoje této zobrazovací modalit. Dále budou v této části práce popsány jednotlivé zobrazovací výkony na CT, které byly vybrány pro porovnávání radiačních zátěží v praktické části bakalářské práce. Teoretická část bude též obsahovat kapitulu o radiační ochraně související s CT. Praktická část bakalářské práce bude zaměřena na rozdíly radiačních zátěží u čtyř CT přístrojů z vybraného zdravotnického zařízení fakultního typu. Přičemž dva přístroje byly v provozu v roce 2009 a dva přístroje jsou aktuálně v provozu. Porovnávají budou hodnoty radiačních zátěží u několika vybraných vyšetření. V závěru bakalářské práce budou získané hodnoty radiačních zátěží srovnány a vyhodnoceny.

Seznam doporučené literatury:

- [1] VOMÁČKA, Jaroslav, Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, ed. Druhé, doplněné vydání, Univerzita Palackého v Olomouci, 2015, ISBN 9788024445083
- [2] SÚKUPOVÁ, Lucie, Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi, ed. , Praha: Grada Publishing, 2018, ISBN 978-80-271-0709-4
- [3] MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA, Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření, ed. , Praha: Galén, 2015, ISBN 978-80-7492-185-8

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Mgr. Ondřej Krahula, MBA

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Bc. Jaroslav Ráček

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**


prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr.h.c.
podpis vedoucí(ho) katedry


prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Porovnání výše radiační zátěže pacientů při zobrazování počítačovou tomografií v letech 2009 a 2019“ vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Praze dne 27.05.2020

.....

PODĚKOVÁNÍ

Chtěl bych poděkovat panu Mgr. Ondřeji Krahulovi, MBA, za jeho odborné vedení, za trpělivost a za podnětné připomínky k bakalářské práci.

ABSTRAKT

Tématem této práce je porovnání radiační zátěže pacientů, kteří podstoupili vyšetření na výpočetní tomografii (CT) v letech 2009 a 2019. Tedy pohled na to, zdali a případně jakým způsobem se radiační zátěž změnila za dobu 10 let. Posuzovány jsou čtyři CT přístroje, kdy dva byly v aktivním provozu v roce 2009 a dva byly v aktivním provozu v roce 2019 a setrvávají v něm doposud.

V teoretické části práce je popsána výpočetní tomografie, přesněji její historický vývoj, základní princip, generace, nejdůležitější technické varianty a současnost a budoucnost této metody. Teoretická část dále obsahuje kapitolu o radiační ochraně, ve které jsou popsány její základní veličiny, speciální veličiny používané u CT a radiobiologické účinky ionizujícího záření. Poslední kapitola teoretické části nastiňuje možnosti optimalizace radiační zátěže u CT.

Předmětem praktické části práce jsou získaná data radiační zátěže. Nejdříve jsou popsány posuzované CT přístroje a vyšetření a využívaná metodika sběru dat. Následně jsou zde prezentována získaná data a jejich zpracování.

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zdali došlo ke změně výše radiační zátěže pacienta. Bylo zjištěno výrazné snížení radiační zátěže u CT přístroje Canon (2019) oproti CT přístroji Toshiba (2009), který nahradil. U CT přístrojů Siemens (2009) a Philips (2019) nedošlo k výrazné změně radiační zátěže. Dále byly zkoumány možné závislosti výše radiační zátěže na věku a pohlaví pacienta. Kauzální vztah mezi pohlavím pacienta a radiační zátěží byl prokázán, vazba výše radiační zátěže na věk nikoliv. Posledním cílem práce bylo zjistit, zdali vzrostl počet provedených CT vyšetření. Výsledkem je zjištěný nárůst o 35,893 %.

Klíčová slova

Výpočetní tomografie; radiační zátěž; porovnání; vývoj; radiodiagnostika; radiační ochrana.

ABSTRACT

The topic of this thesis is a comparison of the radiation load of patients who underwent examinations on computed tomography (CT) in 2009 and 2019. Therefore, the view on whether and how the radiation load has changed in 10 years. Four CT devices are assessed, where two were in active operation in 2009 and two were in active operation in 2019 and remain active to this day.

The theoretical part of the thesis describes computed tomography, more precisely its historical development, basic principle, generation, the most important technical variants and the present and future of this method. The theoretical part also includes a chapter on radiation protection, which describes its basic quantities, special quantities used in CT and radiobiological effects of ionizing radiation. The last chapter of the theoretical part outlines the possibilities of optimization of radiation load in CT.

The subject of the practical part of the thesis are the obtained radiation load data. First, the assessed CT devices and examinations are described. Subsequently, the obtained data and their processing are presented.

The main goal of the study was to determine whether there was a change in the amount of radiation load of the patient. A significant reduction in radiation load was found for the Canon CT (2019) compared to the Toshiba CT (2009), which it replaced. There was no significant change in the radiation load of the Siemens CT (2009) and Philips CT (2019). Furthermore, possible dependences of the radiation load on the age and sex of the patient were investigated. A causal relationship between the patient's gender and radiation load has been demonstrated, connection to the age not. The last goal of the study was to find out whether the number of performed CT examinations increased. The result is an increase of 35.893 %.

Keywords

Computed Tomography; Radiation Load; Comparison; Development;
Radiodiagnostics; Radiation Protection.

Obsah

1	Úvod.....	12
2	Cíle práce.....	13
3	Přehled současného stavu.....	14
3.1	Rentgenového záření a jeho využití v medicíně.....	14
3.2	Výpočetní tomografie.....	15
3.2.1	Historie výpočetní tomografie.....	15
3.2.2	Základní princip metody	18
3.2.3	Kontrastní látky u CT vyšetření.....	20
3.2.4	Současnost a budoucnost CT.....	21
3.2.5	Generace CT přístrojů.....	22
3.2.6	Další modifikace CT přístrojů	25
3.3	Radiační ochrana	27
3.3.1	Veličiny používané v radiační ochraně.....	28
3.3.2	Veličiny radiační ochrany CT	29
3.3.3	Biologické účinky ionizujícího záření	30
3.4	Radiační zátěž při CT.....	31
3.4.1	Ovlivnění radiační zátěže CT.....	32
4	Metodika.....	36
4.1	Porovnávané CT přístroje.....	36
4.1.1	CT přístroje využívané v roce 2009.....	36
4.1.2	CT přístroje využívané v roce 2019	38
4.2	Posuzovaná CT vyšetření	40
4.2.1	Vyšetření hrudníku.....	40

4.2.2	Břicho a malá pánev	41
4.2.3	Mozek.....	42
4.2.4	Polytraumatický protokol	42
4.2.5	Páteř LS	43
4.2.6	Angiografie karotických tepen.....	44
4.2.7	Periradikulární terapie	44
4.3	Metodika sběru dat.....	45
5	Výsledky.....	48
5.1	Hodnoty radiační zátěže	48
5.1.1	Vyšetření hrudníku s KL.....	49
5.1.2	Vyšetření mozku	55
5.1.3	Vyšetření břicha s KL.....	61
5.1.4	Vyšetření LS páteře	67
5.1.5	Angiografie karotických tepen.....	73
5.1.6	Periradikulární terapie	79
5.1.7	Polytraumatický protokol.....	83
5.2	Počet provedených CT vyšetření v letech 2009 a 2019	87
6	Diskuze	89
7	Závěr	93
8	Seznam použitých zkratk.....	94
9	Seznam použité literatury	97
10	Seznam použitých obrázků	101
11	Seznam použitých tabulek.....	102
12	Seznam Příloh.....	105

1 ÚVOD

Vyšetření na výpočetní tomografii představuje dnes velkou část diagnostických vyšetření, je však spojeno s největší radiační zátěží pacienta ze všech diagnostických modalit. V důsledku toho je nutné tuto radiační zátěž mapovat a snažit se o její redukci. Předmětem této práce je porovnávání radiační zátěže vyšetření na výpočetní tomografii z let 2009 a 2019. Tedy pohled na to, zdali a případně jak se radiační zátěž změnila za dobu jedné dekády.

Teoretická část práce začíná krátkou kapitolou o rentgenovém záření, kde je popsána jeho historie a využití v medicíně. Následuje kapitola o výpočetní tomografii, která popisuje její historický vývoj, základní princip, generace, nejdůležitější technické varianty a současnost a budoucnost této metody. Další kapitola se věnuje radiační ochraně, přesněji jejím základním veličinám, speciálním veličinám používaným u CT a radiobiologickým účinkům ionizujícího záření. Poslední kapitola teoretické části nastiňuje problematiku radiační zátěže a možnosti její optimalizace u CT.

Praktická část práce je zaměřena na práci se sesbíranými daty. Jsou zde nejdříve popsány posuzované CT přístroje a vyšetření, dále použitá metodika sběru dat a poté zde jsou prezentována nasbíraná a zpracovaná data.

Práce poskytuje informace o výši současné radiační zátěže u CT vyšetření, tyto informace jsou dosazeny do širšího kontextu díky porovnání s výší radiační zátěže v letech 2009. Dále jsou v práci popsány možnosti optimalizace výše radiační zátěže. V praxi by mohla bakalářská práce pomoci k rozšíření povědomí radiologických asistentů o možnostech optimalizace výše radiační zátěže, konečným a žádaným důsledkem by byl nárůst jejich využití v praxi.

2 CÍLE PRÁCE

Primárním cílem této bakalářské práce je zjistit, jak velká je změna radiační zátěže pacientů u vybraných typů vyšetření ve vybraném zdravotnickém zařízení fakultního typu. Posuzována budou data ze čtyř různých CT přístrojů z let 2009 a 2019.

Dalšími cíli práce je zjistit, zda stoupl počet CT vyšetření, zda existuje kauzální vztah mezi pohlavím a výší radiační zátěže, a zdali existuje kauzální vztah mezi věkem a výší radiační zátěže pacienta.

Cílem teoretické části je představit nejnovější články a nejrelevantnější publikace, a tím poskytnout základní informace pro lepší pochopení problematiky CT.

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Rentgenového záření a jeho využití v medicíně

Historie

Rentgenové záření bylo poprvé popsáno v roce 1895 Wilhelmem C. Röntgenem, který ho tehdy označil jako paprsky X. K objevu došlo při jednom z jeho pokusů s katodami a za tento objev byl Röntgen posléze oceněn – stal se prvním nositelem Nobelovy ceny za fyziku. Objev se poté začal rychle šířit do světa, i díky tomu, že nebyl Röntgenem nikdy patentován. Rentgenové záření začalo být jako diagnostická metoda používáno posléze i v medicíně, kde našlo své využití napříč mnoha obory [1].

Využití v diagnostice

Rentgenové záření je v tomto oboru využíváno k zobrazení tkání a struktur uvnitř těla. Základní zobrazovací metodou využívající rentgenové (RTG) záření je rentgenový přístroj umožňující 2D zobrazení, dle způsobu vyšetření se dělí na skiagrafické (statické zobrazení) a skiaskopické (dynamického zobrazení). Další modalitou využívající RTG záření je výpočetní tomografie neboli CT, která umožňuje 3D zobrazení. Mimo tyto všestranné zobrazovací modalitty jsou využívány i přístroje uzpůsobené k zobrazování konkrétních struktur. Mezi tyto přístroje patří mamograf, kostní denzitometr a stomatologický rentgen. Mamograf využívá nízkoenergetické RTG záření k zobrazení prsu pro diagnostiku časných stádií rakoviny. Kostní denzitometr poskytuje informaci o hustotě kostní tkáně na základě míry absorpce záření, a stomatologický rentgen slouží k detailnímu zobrazení chrupu. Posledním speciálním využitím jsou hybridní přístroje PET/CT (Pozitronová emisní tomografie) a SPECT/CT (Single-Photon Emission Computed Tomography) využívané v nukleární medicíně [8].

Využití v terapii

Rentgenové záření se zde využívá k léčbě nádorů i některých nenádorových onemocnění. Rentgenové záření je využito u teleterapie, kdy je zdroj záření umístěn mimo tělo pacienta a ozařuje se zpravidla ze vzdálenosti jednoho metru. Pro ozáření RTG zářením se využívají buďto terapeutické rentgeny s menší energií nebo lineární urychlovače a betatrony, které dokážou vytvářet RTG záření o vyšších energiích [8].

3.2 Výpočetní tomografie

3.2.1 Historie výpočetní tomografie

Svou úlohu ve vývoji výpočetní tomografie sehrálo mnoho vědců a odborníků. Mezi prvními to byl například rakouský matematik Johann Radon, který přišel s matematickou formulací pro rekonstrukci obrazu z několika projekcí. V roce 1917 dokázal, že je možné objekt matematicky replikovat z nekonečného počtu projekcí [5].

Další význačnou postavou, která má velký přínos pro vývoj výpočetní tomografie, je Gabriel Frank, kterému byl v roce 1940 uznán patent, jenž popisoval základní myšlenku dnešní tomografie. Součástí patentu byly nákresy vybavení k tvorbě sinogramů a také byla v patentu popsána technika zpětné projekce, sloužící k rekonstrukci obrazu. Ačkoli byly snímky generované z navrhovaných postupů značně rozmazané, Frankův patent jednoznačně stanovil základní myšlenku dnešního CT [5].

V druhé polovině 50. let 20. století byl poprvé použit koncept rovnic navržených Radonem. Ronald N. Bracewell tyto rovnice v roce 1956 využil k rekonstrukci map solárních mikrovlnných emisí, ze série radiálních měření napříč solárním povrchem. Mezi lety 1956 a 1958 poté několik ruských vědeckých

prací přesněji formulovalo topografický rekonstrukční problém jako inverzní Radonovu transformaci. Autoři těchto prací dále v diskuzích zmiňovali potíže spojené s realizací, a navrhli metodologii provedení rekonstrukce pomocí systému na televizní bázi. Ačkoliv byly tyto algoritmy poměrně neefektivní, poskytly uspokojivý výkon [5].

V roce 1961 americký neurolog William H. Oldendorf uskutečnil sérii experimentů založených na principech podobných těm, které byly později využity u výpočetní tomografie. Předmětem jeho práce bylo ověřit, zdali je možné identifikovat struktury uvnitř pevné hmoty pomocí měření přenosu. Při svých pokusech využíval fantom složený ze dvou soustředných prstenců železných hřebíků, které byly zapuštěny do plastového bloku o rozměrech 10x10x4 cm. Tento blok reprezentoval lebku. V centru prstence se nacházely další dva hřebíky, jeden železný a druhý hliníkový, byly zapuštěny 1,5 cm od sebe. Fantom byl umístěn na modelu vláčku, který byl poháněn motorem z hodin pomalou rychlostí 88 mm/h po přímé dráze. Relativně rychlejší rotační pohyb byl uskutečněn umístěním celé aparatury na točnu, která se otáčela rychlostí 16 otáček za minutu [5].

Zdrojem záření v Oldendorfově experimentu byl I^{131} emitující tužkový svazek gama záření k ozáření fantomu. Tento svazek záření byl statický, procházel vždy středem rotace a dopadal na scintilační krystal s fotonásobičem. K lepšímu pochopení tohoto měření je nutné zvážit intenzitu modulace měřeného svazku. Každý hřebík ve fantomu prošel dvakrát svazkem záření za jednu otočku. Při stanovené rychlosti otáčení šlo pozorovat relativně rychlé změny v intenzitě průchozího záření, způsobené prstencovými hřebíky představující vysokofrekvenční signál. Oproti tomu hřebíky umístěné blízko centra vytvářely nízkofrekvenční signál. Nízkofrekvenční signál byl od vysokofrekvenčního signálu odfiltrován pomocí elektrického nízkopropustného filtru. Při tomto

experimentu byla zrekonstruována pouze linie procházející skrz centrum rotace. Rekonstrukce dalších linií by vyžadovaly posunování fantomu relativně k centru rotace. K pokusu o rekonstrukci dvojrozměrného objektu nedošlo, jelikož každé skenování trvalo přibližně hodinu a nebyly dostupné žádné adekvátní způsoby uchování dat [5].

Nejspíše nejdůležitější postavou ve vývoji CT, je Godfrey N. Hounsfield, který je jedním ze dvou držitelů Nobelovy ceny za fyziologii a lékařství. Této pocty se mu dostalo za podíl na vývoji výpočetní tomografie. V roce 1967 Hounsfield zkoumal techniky rozpoznávání a rekonstrukce vzorců. Z této práce vydedukoval, že pokud by byl objekt prozářen rentgenovým zářením ze všech směrů a všechny tyto průchozí svazky by byly změřeny, bylo by možné získat informaci o vnitřní struktuře snímaného těla. Tato informace o struktuře by byla prezentována radiologovi ve formě snímků, které by znázorňovaly 3D reprezentaci snímaného objektu [6].

Hounsfieldova myšlenka zaujala britské ministerstvo zdravotnictví a sociální bezpečnosti, a s jejich podporou byl zkonstruován experimentální prototyp k ověření klinické proveditelnosti metody. Tento prototyp využíval jako zdroj záření gama zářič s velmi malou aktivitou. V důsledku toho tak trvalo devět dní naskenovat vyšetřovaný objekt a dalších 2,5 hodiny trvalo počítači zpracovat 28 000 provedených měření nashromážděných detektorem. Jelikož tato procedura byla příliš dlouhá, byl gama zářič nahrazen výkonnějším zdrojem, rentgenkou. Výsledkem bylo zvýšení přesnosti metody, ale i tak procedura vyžadovala jeden den na vytvoření snímku [6].

Později se k výzkumu připojil James Ambrose, konzultativní radiolog z Atkinson-Morleyovi nemocnice. Hounsfield společně s Ambrosem provedli snímání vzorového lidského mozku s uspokojivými výsledky, nádorová tkáň

byla viditelně odlišitelná od bílé a šedé hmoty mozkové. A následné pokusy s čerstvými mozky býků ukázaly detaily jako zobrazení mozkových komor nebo šišinky mozkové. Další experimenty byly provedeny například na prasečích ledvinách [6].

V roce 1971 byl instalován první klinický prototyp mozkové výpočetní tomografie v Atkinson-Morleyově nemocnici, a pod vedením Ambrose byly zahájeny klinické studie. Doba zpracování obrazu byla snížena přibližně na 20 minut a poté, se zavedením mikroprocesorů, byla snížena na 4,5 minuty. Následující rok proběhlo první skenování pacienta. Pacientem byla žena s podezřením na mozkovou lézi, a pořízený snímek detailně zobrazil mozkovou cystu. Po tomto úspěchu byli naskenováni další lidé, a byla jasně prokázána schopnost přístroje rozlišit zdravou a nemocnou tkáň [6].

Druhým z dvojice držitelů Nobelovy ceny je Allan M. Cormack, jenž vyvinul řešení matematických problémů CT. Tato řešení publikoval v letech 1963 a 1964 ve svých pracích, tyto práce však svého času dostatečně nezaujaly vědeckou komunitu, a nebyly tak dále rozvinuty. Pozornosti se jim dostalo až ve chvíli, kdy Hounsfield začal se svojí prací na vývoji prvního CT přístroje [6].

3.2.2 Základní princip metody

„Výpočetní tomografie, zkráceně označována CT z anglického Computed Tomography, je tomografická zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazení 3D objektů, aniž by docházelo k překryvu tkání a orgánů jako v případě 2D zobrazení (skiografie, mamografie)“ [4, s. 112].

Tato zobrazovací metoda pořizuje u ležícího pacienta transverzální řezy, zatímco je fixován na lůžku, které projíždí skrz portál CT přístroje, takzvané gantry. Uvnitř gantry je uložena rentgenka, coby štěrbinový zdroj rentgenového

záření, a naproti rentgence je uložen systém scintilačních detektorů. U většiny CT přístrojů rentgenka rotuje souběžně s detektory v kolmé ose na snímáný objekt. U nejmodernějších CT přístrojů vytváří detektory úplný prstenec kolem pacienta, který se nepohybuje a rotuje tedy pouze rentgenka. Pacient je postupně prozařován v určité rovině bod po bodu. Rentgenové záření prochází pacientem a částečně se zde absorbuje. Je provedena expozice pro danou pozici pacienta a oslabené záření dopadá na detektory, kde je převedeno na elektrický signál a odesláno do počítače. Poté se rentgenka s detektory pootočí o daný úhel a celý proces je zopakován. Jakmile je dokončeno skenování všech cyklů, jsou do počítače uložena veškerá data z jednotlivých detektorů. Tato data jsou poté v počítači zpracována a výsledný obraz je dán hodnotami absorpčních koeficientů jednotlivých tkání daného řezu [10].

Cílem CT přístroje je zjistit hodnoty absorpcí rentgenové záření ve velice malých objemových částicích, takzvaných voxelech, jenž představují řádově kubické milimetry lidského těla. U moderních přístrojů je transversální řez tvořen více než 250 000 voxely. Detektory zjistí vždy součet absorpcí všech voxelů, kterými rentgenový paprsek prošel. Abychom zjistili absorpci jednotlivých voxelů, je nutné, aby záření prošlo každým voxellem opakovaně z různých úhlů. Počítače pracují při vypočítávání jednotlivých hodnot pro dané voxely na principu Fourierových transformací s postupnou skladbou a zpětnou projekcí dílčích dat [10].

Jeden řez je pořízen v řádu jednotek sekund a výsledný obraz vzniká na obrazovce již během jeho snímání a celý je zrekonstruován prakticky již se skončením snímání. Během rekonstrukce je třeba provést řadu korekcí, jako je odstranění artefaktů, které vznikají například na rozhraní kostí a měkkých tkání [10].

Výsledný obraz vzniká tím, že po spočítání hodnot absorpce jednotlivých voxelů převede počítač tyto hodnoty na příslušné odstíny šedi. Absorpční vlastnosti různých tkání se vyjadřují relativně v takzvaných Hounsfieldových jednotkách (HU), neboli CT-číslech. Hounsfieldova stupnice má rozmezí od - 1 000 HU do + 3 000 HU. U většiny dnešních přístrojů platí, že hodnota - 1 000 HU náleží vzduchu, 0 HU představuje vodu a + 3 000 HU je kostní tkáň [10].

3.2.3 Kontrastní látky u CT vyšetření

Kontrastní látky (KL) jsou využívány ke zvýšení kontrastu obrazu cílových anatomických struktur oproti okolním tkáním. Lze je dělit podle způsobu podání (intravaskulární, endoluminální) nebo dle typu kontrastu, který vytvářejí (pozitivní, negativní). Typ kontrastu je závislý na míře absorpce RTG záření, ta se odvíjí od protonového čísla prvku, jenž je nositelem kontrastu [12].

Pozitivní KL zvyšují absorpci RTG záření a tím i kontrast tkání, ve kterých se nacházejí. Jejich hlavními představiteli jsou jódové a baryové KL [12].

Jódové KL (JKL) obsahují organické sloučeniny jodu a lze je dále dělit podle jejich skupenství (vodné, olejové). Vodné JKL jsou ředitelné vodou a z těla jsou vylučovány ledvinami. Mohou být aplikovány do cévního oběhu, mozkomíšního moku, do dutých orgánů a jiných preformovaných dutin. Olejové JKL se aplikují jen vzácně, při diagnostice lymfatických cév, vývodů slinných žláz nebo slzných kanálků. Více jsou využity u intervencí, kdy jsou přidávány do tkáňových lepidel. Nesmí být aplikovány do vaskulárního oběhu, kde by zapříčinily tukovou embolii. Mezi relativními kontraindikace podání jódové KL patří závažné reakce po předchozím podání KL, alergie, chronická renální insuficience, nekorigovaná hypertyreóza a chystané vyšetření nebo terapie izotopy jódu. U pacientů s poruchou funkce ledvin je nutné znát aktuální hladinu

sérového kreatininu. V případě pacientů s pozitivní alergickou anamnézou, ale požadavkem na aplikaci jódové KL, je nezbytné provést přípravu kortikoidy. Před intravenózní (i.v.) aplikací KL by měl být pacient nalačno a dostatečně hydratován [12].

Baryové KL obsahují inertní suspenzi síranu barnatého (BaSO_4). Jsou využívány výhradně při CT diagnostice gastrointestinálního traktu. Mohou být aplikovány perorálně nebo perrektálně. Kontraindikované jsou v případě perforace nebo podezření na ni, důvodem je riziko těžké peritonitidy či mediastinitidy. Dále jsou relativně kontraindikovány u pacientů s polykacími obtížemi a střevními obstrukcemi [12].

Negativní KL snižují absorpci RTG záření. Patří mezi ně plyny (vzduch, oxid uhličitý), voda, roztoky cukerných alkoholů (manitol, sorbitol), popřípadě roztok karboxymethylcelulózy. V případě CT diagnostiky se užívají primárně při vyšetřeních gastrointestinálního traktu (GIT), kdy jsou aplikovány do lumen GIT, výsledkem je lepší zobrazení jeho šíře a patologických změn na střevní stěně [12].

3.2.4 Současnost a budoucnost CT

Počítačová tomografie od svého zavedení do klinické praxe zaznamenala obrovský diagnostický pokrok. Technická vylepšení vedla k významným klinickým aplikacím a velkému dopadu na péči o pacienta. Důležitou novinkou v posledních dvou desetiletích je vývoj helikálního skenování a multidetektorového CT (MDCT). Tyto pokroky vedly k obrovskému zlepšení rychlosti, se kterou lze trojrozměrný objem zobrazovat, a k mnohem lepšímu rutinnímu prostorovému rozlišení ve směru řezu. Nárůst zobrazovací rychlosti je v podstatě exponenciální a od zavedení CT se zvýšil o více než sedm řádů. Toto zvýšení rychlosti spolu se zlepšením technik detekovatelnosti záření s aplikací nízkého objemu KL a kvality obrazu, umožnilo, aby byla metoda mnohem

efektivnější, čímž získala širší uplatnění v medicíně. To umožnilo CT stát se hlavní zobrazovací modalitou v lékařské péči po celém světě [16].

Z historického hlediska lze říci, že hlavní hnací silou technologického vývoje byl požadavek lékařů na zlepšení kvality obrazu, rychlosti a nové klinické aplikace. Touha snížit dávku záření se nedávno objevila jako další technologický aspekt, který spolu s ostatními aspekty udává směr současného vývoje [16].

I přes to, že průměrná dávka na vyšetření v posledních letech klesá, v důsledku rostoucího využití vzrostl podíl radiační zátěže z CT na ozáření populace. Například z celkové dávky ionizujícího záření pro obyvatelstvo Spojených států v roce 2006 byla zhruba polovina způsobena přírodními zdroji a druhá polovina zdroji vytvářenými člověkem. CT bylo odpovědné za přibližně polovinu dávky záření vyrobeného člověkem. Přínosy CT u každého jednotlivého pacienta daleko převyšují riziko, ale obavy z populační dávky způsobily, že se snížení dávky stalo důležitým technologickým faktorem. Lze očekávat, že vývoj technologie CT v nadcházejícím desetiletí bude poháněn stejnými silami, které poháněly vývoj CT od jeho vzniku, snaha o vyšší kvalitu obrazu, větší rychlost a nové a vylepšené aplikace a snížení dávky [16].

3.2.5 Generace CT přístrojů

1. Generace

Tato generace byla vytvořena v laboratořích EMI (Electric and Musical Industries) v roce 1971. Využívala jediný svazek záření, který byl kolimován do úzkého tužkového svazku. Tento svazek byl široký 3 mm a dlouhý 13 mm. Dvojice rentgenky a protilehlého detektoru se lineárně posouvala, čímž nasnímal data z jednoho úhlu. Po skončení lineárního snímání se dvojice rentgenky a detektoru otočila o jeden stupeň a provedla snímání pro tento úhel.

Tento proces byl opakován, dokud nebyl nasnímán 180° oblouk. Časy akvizic dat však byly příliš dlouhé, a proto se tento systém již dále nepoužívá [7].

2. Generace

Druhá generace CT přístrojů nahradila úzký tužkový svazek širším svazkem ve tvaru vějíře. Dále byl navýšen počet detektorů, místo jediného jich bylo použito až několik desítek. Vějířovitý svazek záření byl tvořen několika tužkovými svazky, kdy každý jednotlivý tužkový svazek byl v jiném úhlu a bylo tak možné snímat několik projekcí naráz. Tím se snížil celkový čas vyšetření na méně než dvacet vteřin, a bylo tak možné u většiny pacientů provádět vyšetření se zadržením dechu [5].

3. Generace

Konstrukci této generace tvoří pole detektorů uspořádaných do kružnicové výseče a rentgenka, která vytváří vějířovitý svazek záření, jenž pokrývá celé pole detektorů. Na obou koncích pole detektorů jsou obvykle umístěny referenční detektory pro měření neoslabeného rentgenového záření. Díky designu třetí generace již není nutné využívat translačně-rotacího pohybu svazku, jelikož rentgenka s detektory mohou společně rotovat uvnitř gantry. Tato konstrukce umožňuje v reálném čase zaznamenávat veškeré hodnoty tvořící výsledný obraz. Tím se významně snížil akviziční čas, díky čemuž klesl počet pohybových artefaktů. Výhodou systému třetí generace je fixace rentgenky na pole detektorů. To umožňuje, aby byl svazek vysoce kolimován, což výrazně snižuje rozptylové záření a tím se zlepšuje kvalita výsledného obrazu. Tato generace je v současnosti nepoužívanějším designem CT přístrojů [7].

4. Generace

Přístroje čtvrté generace využívají systém detektorů, ve kterém tvoří 360° prstenec uvnitř gantry. V tomto designu se tedy detektory netočí spolu s rentgenkou, ale točí se pouze rentgenka, jejíž vějířovitý svazek dopadá postupně na celý obvod prstence detektorů. Počet aktivních detektorů je určen šířkou svazku. Stacionární detektory ukládají data jen asi pětinu času. Rentgenka je u této generace blíže k pacientovi, což má za následek zvýšení radiační zátěže. Přístroje čtvrté generace nejsou příliš využívány, a to hlavně z důvodu vyšší ceny, v důsledku použití několikanásobně více detektorů [7].

5. Generace

Zatímco předchozí generace byly spíše variace jednoho systému, který můžeme označit za konvenční CT, pátá generace, jinak také označována jako Electron Beam CT (EBCT), nevyužívá jako zdroj rentgenového záření rentgenku, ale velké elektronové dělo. Rentgenové záření v tomto případě vzniká dopadem urychlených elektronů na kovový terčíkový prstenec umístěný okolo pacienta. Na požadovaná místa na terčíku jsou elektrony nasměrovány pomocí vychylovacích cívek. V každém takto zasaženém místě vzniká rentgenové záření, které pak pod odpovídajícím úhlem prozařuje pacienta. Elektronový svazek je vychylován tak, aby opisoval postupně obvod prstence a tak tvořil rotující zdroj rentgenové záření, podobný rotující rentgence. Vzniklé rentgenové záření je posléze kolimováno kruhovým kolimátorem s radiálně orientovanými septy do vějířovitého svazku. Tento svazek dopadá na detektory uspořádané do prstence podobného tomu, jaký je u čtvrté generace [1].

Tento design umožňuje velmi rychlé skenování, jelikož elektromagneticky vychylovaný paprsek rotuje mnohonásobně rychleji než umožňuje rotace mechanická. To je využíváno u sledování rychle proměnných dějů, jako je

například hradlované CT srdce. I přes značné výhody se však kvůli vysoké složitosti a ceně v praxi využívá jen zřídka [1].

3.2.6 Další modifikace CT přístrojů

Vedle zmiňovaných generací CT přístrojů je možná kategorizace podle různých modifikací základního designu u nich použité generace [11].

Konvenční CT

Akvizice dat zde probíhá tak, že jsou postupně skenovány jednotlivé řezy, mezi nimiž se vyšetřovací stůl s pacientem vždy posune o danou vzdálenost. U většiny vyšetření se šířka řezu a posun stolu velikostně rovnají, a tím se dosahuje pokrytí celé vyšetřované oblasti [11].

Spirální CT

Spirální CT, jinak také označováno jako helikální, je modifikací akvizice dat. Ozáření je zde provedeno kontinuálně, namísto postupného snímání jednotlivých řezů. V praxi to tedy znamená, že rentgenka nepřetržitě rotuje kolem pacienta, zatímco pacient projíždí otvorem gantry. Tímto způsobem jsou získány na sebe navazující data z celé vyšetřované oblasti, z nichž počítač zpětně zrekonstruuje obrazy jednotlivých řezů. Hlavní výhodou spirálního CT, oproti konvenčnímu, je vyšší rychlost. To je výhodné například u vyšetření neklidných pacientů, nebo při snímání celého orgánu během jediného nádechu pacienta. Dále nám kratší doba vyšetření umožňuje snížit objem podané intravenózní kontrastní látky. Spirální CT přístroje zároveň využívají nižší dávku, což je výhodné pro rekonstrukci obrazu a pro snížení celkové radiační zátěže pacienta. Spirální zobrazení s využitím intravenózní kontrastní látky také umožňuje zrekonstruovat obraz cév, jinak řečeno provést CT angiografii (CTA). Rychlost spirální techniky vynikne nejvíce při použití na MDCT přístrojích a pokud jsou

navíce vybaveny speciálním softwarem, je na nich možné provést i CT koronarografii, za synchronizace sběru dat s EKG (elektrokardiografie) [11].

Multidetektorové (MDCT) a Multi-Slice CT (MSCT)

Multidetektorové CT využívá více řad detektorů umístěných vedle sebe, čímž umožňuje snímat více řezů během jedné rotace, toto využití se označuje jako multi-slice CT. Skenování je díky tomu u těchto přístrojů velmi rychlé, a díky vytváření tenkých řezů je i podrobné [12].

Počet použitých řad detektorů se u jednotlivých přístrojů liší, nejčastěji čítá 16 až 64 datových stop. Lze se však setkat i s rozsahem 4 až 320 datových stop. U velmi širokých detektorových řad je nezbytné kolimovat rozbíhavost záření. Samotné detektorové soustavy jsou pak založené na principu matice s identickou velikostí elementů. Případně se jedná o detektory, které jsou technicky odlišně uspořádány, jsou centrálně jemnější a periferně širší [3].

Akviziční časy se v závislosti na délkovém rozsahu vyšetřované oblasti a režimu skenování pohybují v řádech jednotek až desítkách sekund. Šíře řezů je obvykle v rozmezí 0,5 – 1,5 mm. Díky takto tenkým řezům je poté možné rekonstruovat obraz v libovolných rovinách a vytvářet prostorové rekonstrukce s žádnou nebo jen nevýznamnou ztrátou rozlišení obrazu [12].

Dual Source (DSCT) a Dual Energy CT (DECT)

Tyto systémy využívají dvě rentgenky namísto jedné. Přesněji tedy dva systémy rentgenka-detektor, které jsou uloženy kolmo na sebe a mohou tedy snímat současně. Tyto systémy mohou pracovat ve dvou základních režimech. První ze systému využívá dvě rentgenky pracující při stejném napětí. Tento takzvaný zdvojený systém přináší zvýšení rychlosti a zkrácení akvizičního času, se

snížením časového rozlišení na cca 80 ms. Tento systém má vzhledem ke svým výhodám největší využití při vyšetřeních srdce s vyšší tepovou frekvencí [1].

Druhý ze systému využívá rentgenky, které pracují s různým anodovým napětím a vytvářejí tak rentgenové záření o dvou různých energiích. Hovoříme tedy o systému duální energie (DECT). Obvyklé anodové napětí, se kterým rentgenky pracují, bývá 80 kV a 140 kV. Tímto získáváme dva různé denzní obrazy jednoho řezu. Poskytuje to nejen detailní obraz anatomie, ale perspektivně to umožňuje rozlišovat rozdílné druhy tkání, odlišit od sebe například kosti, cévy a tukovou tkáň. Mezi další možnosti, které nám tento systém přináší, patří rozlišitelnost různých druhů ledvinových kamenů, zobrazení usazování krystalků urátu sodného v kloubech nebo schopnost posoudit funkční ovlivnění při morfologickém postižení věnčitých tepen srdce, za pomoci kvantifikace distribuce kontrastní látky v myokardu [1].

Existuje i alternativní metoda využití systému DECT na přístroji jen s jednou rentgenkou. Tato metoda spočívá v multiplexním přepínání anodového napětí na rentgence během akvizice dat [1].

3.3 Radiační ochrana

U CT vyšetření je stejně jako u jiných zobrazovacích metod s využitím RTG záření nezbytně nutné dodržovat principy radiační ochrany. Pacient je při něm vystaven mnohonásobně vyšší radiační zátěži než u nativního RTG zobrazení. Tato zátěž závisí na objemu zkoumané oblasti, proporcích pacienta, počtu a typu veškerých skenování, a v neposlední řadě i na požadované kvalitě a přesnosti obrazu. Naším cílem je získat dostatečně kvalitní obraz při co nejnižším zatížení pacienta. K tomu využíváme principy radiační ochrany, jejichž cílem je zcela zamezit deterministickým účinkům a snížit stochastické účinky na co nejnižší možnou úroveň [1].

3.3.1 Veličiny používané v radiační ochraně

Absorbovaná dávka (D) představuje účinky ionizujícího záření na látku. Definována je jako poměr střední energie dE předané látce o hmotnosti dm . Jednotkou je gray (Gy) ($J \cdot kg^{-1}$). Absorbovaná dávka je sice dobře měřitelná veličina, ale sama o sobě nestačí k předpovědi závažnosti ani pravděpodobnosti biologických účinků ionizujícího záření za neurčených podmínek, je nutné znát i dávkový příkon a druh záření [1].

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Dávkový příkon (\dot{D}) je popisován jako přírůstek dávky dD v závislosti na čase dt . Jednotkou je $Gy \cdot s^{-1}$, ale často se lze setkat s vyjádřením v jednotkách $mGy \cdot h^{-1}$ [2].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Ekvivalentní dávka (H_T) je součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T pro druh ionizujícího záření R, Jednotkou je sievert (Sv), definován jako $J \cdot kg^{-1}$. Radiační váhový faktor w_R je bezrozměrný a představuje vliv energie ionizujícího záření na poškození. Radiační váhové faktory jsou stanovené hodnoty relativní biologické účinnosti. Pro fotony a elektrony je radiační váhový faktor roven jedné, což znamená, že absorbovaná a ekvivalentní dávka se číselně rovnají, platí tedy, že $1 Gy = 1 Sv$ [1].

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

Dávkový ekvivalent (H) je součin absorbované dávky D_T a bezrozměrného jakostního činitele Q , který definuje biologickou účinnost daného typu záření. Jakostní činitel Q má definované hodnoty pro každý typ záření [1].

$$H = D_T \cdot Q$$

3.3.2 Veličiny radiační ochrany CT

K vyjádření radiační zátěže u CT výkonů jsou v současnosti využívány primárně tři veličiny. Těmi jsou CT dávkový index (CTDI), součin dávkového indexu a délky vyšetřované oblasti (dose length product – DLP) a efektivní dávka (E) [9].

CT dávkový index (CTDI) reprezentuje dávku na jeden řez ozáření. Udává se v mGy a jeho hodnoty jsou získávány měřením na polymetylmakrylátových fantomech. Fantom pro hlavu má šíři 16 cm a pro tělo 32 cm. Dále se používá modifikovaná veličina $CTDI_W$ (vážený CT dávkový index), ta představuje sumu dávky uvnitř řezu a mimo něj. U spirálních akvizic se využívá další modifikace této veličiny $CTDI_{vol}$ (objemový CT dávkový index). Tato modifikace představuje hodnotu $CTDI_W$ korigovanou hodnotou pitch faktoru [9].

Dose length product (DLP) je definován jako součin $CTDI_{vol}$ a délky vyšetření. Poskytuje tedy informaci o dávce celého skenu. Udává se v mGy · cm [9].

$$DLP = CTDI \cdot \text{délka vyšetření}$$

Efektivní dávka (E) představuje součet součinů tkáňových váhových činitelů w_T a ekvivalentních dávek H_T v ozářených tkáních a orgánech T. Jednotkou je sievert (Sv). Efektivní dávka nám dovoluje hodnotit míru stochastických účinků i při nehomogenním ozáření člověka, jelikož je definována tak, aby měla hodnotu ekvivalentní dávky H_T , nastavenou na velikost při které by rovnoměrné ozáření celého těla způsobilo stejné poškození organismu jako dané nerovnoměrné ozáření [1].

$$E = \sum w_T \cdot H_T$$

Tkáňové váhové faktory (w_T) představují míru závažnosti ozáření ionizujícím zářením, pro jednotlivé orgány při celotělovém ozáření. Celkový součet jednotlivých tkáňových váhových faktorů je roven jedné [2].

3.3.3 Biologické účinky ionizujícího záření

„Záření absorbované v organismu má negativní účinky, které jsou podmíněny především excitací a ionizací atomů hmoty. Na buněčné úrovni je nejvýznamnější poškození molekuly DNA. Na záření jsou nejcitlivější dělicí se buňky. Proto obzvláště zvažujeme indikaci snímků v oblasti pánve, břicha a všechny snímky u dětí. Biologické účinky ionizujícího záření na organismus se rozdělují na deterministické a stochastické“ [11, s. 11].

Stochastické účinky

Jedná se o účinky ionizujícího záření, které se vyskytují s určitou pravděpodobností. Tato pravděpodobnost je úměrná akumulované dávce jedince. I minimální dávka záření může vyvolat vznik nádorového onemocnění, ale čím je dávka vyšší, tím je vyšší i pravděpodobnost propuknutí takového onemocnění u ozářeného jedince. Tyto účinky lze rozdělit na somatické

a dědičné. Somatické účinky postihují přímo ozářeného jedince, zatímco dědičné účinky se projevují až u případných potomků jedince [8].

Deterministické účinky

Tyto účinky jsou charakterizovány prahovou dávkou záření, přičemž závažnost poškození tkáně roste v závislosti na velikost obdržené dávky. Jedná se o tkáňovou reakci na ozáření, jejíž účinky se projeví na konkrétní ozářené osobě a nejsou tedy dále geneticky přenosné na potomky. Mezi tyto účinky patří akutní nemoc z ozáření, která vzniká v důsledku jednorázového ozáření velkou dávkou. Dalším projevem je i chronická nemoc z ozáření, která je následkem opakovaného ozáření malými dávkami, nebo vzniká po překonání akutní podoby onemocnění [8].

3.4 Radiační zátěž při CT

„Výpočetní tomografie je i přes zavádění nových technik snižující dávku (nízkodávková vyšetření, iterativní rekonstrukce, automatizovaná dávková modulace apod.) nejvýznamnějším zdrojem lékařského ozáření populace. V současnosti představuje asi 24 % kolektivní radiační dávky. Podle údajů mezinárodní komise pro radiační ochranu je průměrné riziko smrti na malignitu 25 %. Každý 1 Sv obdržené radiační dávky zvyšuje toto riziko o 5 %. CT vyšetření s dávkou 10 mSv tedy zvyšuje riziko o 0,05 %. I když se tato hodnota nezdá vysoká, je třeba dbát na to, aby dávka z CT vyšetření, která se u některých nemocných navíc opakuje, byla pokud možno co nejnižší a benefit z vyšetření převažoval nad riziky“ [9, s. 46].

3.4.1 Ovlivnění radiační zátěže CT

Omezení rozsahu vyšetření

Mezi prvotní způsoby snížení radiační zátěže u CT patří omezování rozsahu vyšetření, snaha co možná nejvíce omezit skenovaný rozsah vyšetření nebo dokonce vyšetřovat některé orgány jen v několika výběrových projekcích [13].

Optimalizace napětí

Přestože záření vyzařované rentgenovou trubicí je výsledkem interakce napětí a proudu rentgenky a oba parametry nejsou obvykle izolovány jeden od druhého, z didaktických důvodů se zdá být užitečné vzít v úvahu pouze napětí trubice. Na rozdíl od proudu je vztah mezi napětím a vyzařovaným zářením složitější, jelikož jejich závislost není lineární, ale přibližně úměrná čtverci napětí. Za předpokladu konstantního proudu při zvýšení napětí trubice ze 120 kV na 140 kV, vzroste výsledná dávka o 50 %, zatímco snížení ze 120 kV na 100 kV nebo dokonce 80 kV poskytuje dávku, která je asi o 33 nebo 65 % nižší. Přizpůsobení napětí pacientovi a jeho diagnóze tak nabízí vysoký potenciál pro snížení dávky [14].

Optimalizace pitch faktoru

Pokud jsou všechny ostatní parametry skenování udržovány konstantní, výsledkem izolovaného zvýšení pitch faktoru v případě multi-slice CT je úměrně nižší dávka, ale také zvýšený šum obrazu. Přístroje od Siemens a Phillips provádějí automatickou adaptaci proudu rentgenky v závislosti na pitch faktoru, udržují dávku záření, tloušťku řezu a obrazový šum nezávislý na pitch faktoru, výše uvedený vztah mezi pitch faktorem stolu a zářením se na tyto přístroje nevztahuje. V tomto případě je vyšší pitch faktor poměrně významný, aby se zkrátila doba vyšetřování, čímž se zamezí pohybovým artefaktům. Na druhé

straně, GE (General Electric) a Toshiba upouští od automatické adaptace proudu na pitch faktor, což má za následek vyšší pitch faktor s nižší dávkou záření, ale s vyšším šumem v tenkých řezech [14].

Filtrace záření

Filtrace pro tvorbu obrazu bezcenných částí spektra záření vznikajícího na anodě Röntgenovy trubice, je jedna z neúčinnějších metod redukce dávky záření. Za neúčinnější filtraci se v poslední době považuje použití cínového filtru záření. Cínový filtr umožňuje ze spektra záření odstranit nízké energie, které vytvářejí sekundární záření, namísto informace o skutečné absorpci záření. Filtrace cínem přispívá ke značnému snížení zátěže u vyšetření s vyžitím vyšší voltáže v rozmezí 100 kV až 120 kV. U pacientů s vyšším průměrem těla přispívá ke snížení šumu. Mimo jiné snižuje cínová filtrace artefakty z utvrzení paprsku, jelikož prefiltrace cínem dosahuje podobného efektu jako zvýšená absorpce záření s nižší energií tvrdými materiály. Výsledným jevem tedy je současné snížení dávky a zvýšení kvality obrazu. Využitím tohoto jevu lze dosáhnout nízkodávkových vyšetření struktur s vysokým kontrastem, vedle zobrazení plicní tkáně je hlavním využitím zobrazení skeletu. Aditivní prefiltraci cínem lze využít i u vyšetřovacích technik na přístrojích s duální energií záření. U těchto přístrojů filtrace dovoluje lepší využití separace spekter vyšší a nižší expoziční hodnoty, čímž umožňuje zkvalitnit materiálovou dekompozici [13].

Ovlivnění radiační zátěže výběrem typu rekonstrukce

V nedávné minulosti byla do CT zobrazování zavedena iterativní rekonstrukce obrazu. Hlavním cílem je zlepšit kvalitu obrazu a/nebo snížit ozáření pacienta. Statistická iterativní rekonstrukce modeluje šum dat a využívá předchozí znalosti korelace šumu v obrazovém prostoru ke zlepšení SNR (Signal

to Noise Ratio) CT obrazů, nebo snižuje radiační zátěž při konstantním obrazovém šumu [15].

Na rozdíl od dříve diskutovaných parametrů nemá rekonstrukce obrazu žádný přímý vliv na dávku pacienta. Ve srovnání s jinak typickými filtrovanými zpětnými projekcemi iterativní rekonstrukční techniky, vyvinuté v posledních letech, umožnily dosáhnout lepší kvality obrazu při stejné dávce nebo srovnatelné kvality obrazu při nižší dávce, zejména s ohledem na obrazový šum [14].

Filtrovaná zpětná projekce je považována za robustní a rychlou, ale vyžaduje vyšší minimální aplikovanou dávku, v opačném případě může být kvalita vyšetření výrazně omezena šumem a artefakty. Například to lze pozorovat u adipózních pacientů vyšetřených nedostatečnou radiační dávkou. Element rekonstrukce obrazu je filtrační proces pomocí konvolučních jader, která poskytují buď vyšší ostrost obrazu, s důrazem na hrany objektů s vysokým kontrastem (kost a plíce), za cenu vyššího obrazového šumu, nebo lepší hodnocení nízkého kontrastu objekty (parenchymatické orgány) snížením šumu obrazu s menší ostroší [14].

Na druhé straně iterativní rekonstrukce umožňuje do jisté míry přerušit vztah mezi zvýšenou ostroší obrazu a zvýšeným šumem obrazu při filtrované zpětné projekci, přičemž se dosahuje nízkého šumu obrazu v poměrně homogenních oblastech obrazu při zachování ostroší obrazu, čímž se snižuje radiační dávka. Tato technika se již používala pro rekonstrukci obrazu v raných letech CT, ale vzhledem k rostoucímu množství dat se ukázalo, že je neproveditelná, a byla nahrazena rychleji filtrovanou zpětnou projekcí. S vývojem a dostupností rychlých počítačů se však nyní stalo možné rozšířené klinické používání iterativních technik bez vyšší náročnosti na čas [14].

Ovlivnění radiální zátěže při perfuzním CT

Perfuzní vyšetření jsou spjata s několikanásobně vyšší radiální zátěží než standartní CT, jelikož při nich dochází k opakovanému skenování v řádech desítek sekund. Právě z tohoto důvodu je nutné klást důraz obzvláště na optimalizaci skenovacích parametrů. Snížení radiální zátěže můžeme dosáhnout několika způsoby, jako jsou například nastavení vhodných skenovacích parametrů, použití delších skenovacích intervalů a použití nejmenšího možného objemu zájmu [9].

Pokud není nutné vyšetřit celý objem orgánu, je vhodné naplánovat vyšetření tak, aby oblast zájmu obsahovala pouze hodnocenou patologickou tkáň a její okolí. U perfuzního vyšetření jsou skenovací parametry přizpůsobeny skutečnosti, že nás zajímá vývoj denzit, na úkor získání detailní anatomické informace. Doporučené hodnoty jsou tedy napětí do 100 kV a proud do 150 mAs. Tyto hodnoty se dále přizpůsobují vyšetřované oblasti a konstituci pacienta. Celková doba skenování se většinou pohybuje okolo 40 s. Ve vhodných fázích, u kterých nedochází k rychlým změnám denzit, můžeme však tuto dobu prodloužit na více jak dvojnásobek [9].

Role radiologického asistenta v ovlivnění radiální zátěže

Hlavním faktorem v ovlivnění radiální zátěže pacienta však hraje radiologický asistent, jelikož je to on, kdo nastavuje veškerá výše zmíněná nastavení, která mají sama o sobě vliv na výši radiální zátěže pacienta. Je tedy žádoucí, aby měl radiologický asistent co nejkvalitnější vzdělání ve svém oboru a co nejkomplexnější znalosti modality s níž pracuje. Toho je dosaženo celoživotním vzděláváním radiologického asistenta [4].

4 METODIKA

4.1 Porovnávané CT přístroje

4.1.1 CT přístroje využívané v roce 2009

Siemens Somatom Sensation

Tabulka 1 – Siemens Somatom Sensation parametry přístroje

Počet řad detektorů	40
Tloušťka detektorů	32 · 0,6 mm + 8 · 1,2 mm
Maximální počet řezů	64
Rok výroby	2003
Aktivní provoz na pracovišti	2003 až 2013
Nahrazen přístrojem	Philips Ingenuity Core
Třída	Střední
Provoz 24/7	Ano

Jako jedno z prvních mělo funkci CT fluoroskopie pro provedení intervenčních výkonů. Jednalo se o CT s 64 řezy, nikoli 64 detektory. Detektory jsou konfigurovány na 32 centrálních 0,6 mm a 8 vnějších 1,2 mm detektorů. Podélné pokrytí při jedné rotaci je 19,2 mm, pokud jsou použity centrální detektory, a 28,8 mm s přidáním vnějších detektorů. Technologie Z-sharp (focal flying spot) zdvojnásobuje vzorky 32 detektorů a produkuje účinně 64 řezů 0,4 mm v iso-centru v jakémkoli úhlu. Výhodou této metody je zlepšení podélného rozlišení a snížení artefaktu [19].

Toshiba Aquilion ONE

Tabulka 2 – Toshiba Aquilion ONE parametry přístroje

Počet řad detektorů	320
Tloušťka detektorů	0,5 mm
Počet řezů	320
Rok výroby	2008
Aktivní provoz na pracovišti	2008 až 2018
Nahrazen přístrojem	Canon Aquilion One Genesis
Třída	Nejvyšší
Provoz 24/7	Ne

Toshiba Aquilion ONE umožnila jako první CT přístroj čtyřrozměrné zobrazení, do té doby standardní trojrozměrné zobrazení orgánu obohatila o čtvrtý rozměr – čas. Kromě statického zobrazení tedy dokázala zachytit i dynamickou funkci orgánů nebo skeletu. Aquilion ONE dále umožňoval naskenovat celý orgán během jediné rotace, jelikož využíval 320 řad 0,5 mm detektorů s ultra vysokým rozlišením, které pokryly až 16 cm anatomie. Tato skutečnost dovoľovala snížit vyšetřovací čas, stejně jako množství podané KL a radiační zátěž pacienta. Možnost vytvořit kompletní vizualizaci orgánu, bez spirálového pohybu, umožnila například zobrazit kompletní nativní mozek spolu s několika nízkodávkovými skeny s KL, což vedlo k úplnému zpracování akutní mrtvice do 5 minut [17].

4.1.2 CT přístroje využívané v roce 2019

Philips Ingenuity Core

Tabulka 3 – Philips Ingenuity Core parametry přístroje

Počet řad detektorů	64
Tloušťka detektorů	0,625 mm
Maximální počet řezů	128
Rok výroby	2013
Aktivní provoz na pracovišti	2013 až nyní
Třída	Střední
Provoz 24/7	Ano

Využívá technologii iDose⁴ Premium, která snižuje šum a zlepšuje kvalitu obrazu prostřednictvím prevence artefaktů a zvýšeného prostorového rozlišení při nízké dávce. Technologie O-MAR snižuje artefakty způsobené velkými ortopedickými implantáty. Společně vytvářejí vysokou kvalitu obrazu se sníženými artefakty. Výhodou skenování se 128 řezy je nižší zátěž [20].

Canon Aquilion One Genesis

Tabulka 4 – Canon Aquilion One Genesis parametry přístroje

Počet řad detektorů	320
Tloušťka detektorů	0,5 mm
Maximální počet řezů	320
Rok výroby	2018
Aktivní provoz na pracovišti	2018 až nyní
Třída	Nejvyšší
Provoz 24/7	Ne

Jedná se o novější generaci přístroje Toshiba Aquilione ONE, jsou zde aplikovány nové moderní technologie vyvinuté korporací Canon Medical Systems. Jednou takovou technologií je PUREVISION Optics, která poskytuje výrazně vylepšenou zobrazovací účinnost od tvorby fotonů k jejich detekci. Další novinkou je využití technologie iterativních rekonstrukcí ke snížení radiační zátěže pacienta. Jsou zde užity technologie AIDR (Adaptive Iterative Dose Reduction) 3D Enhanced a nejnovější iterativní technologie FIRST (Forward Projected Model-based Iterative Reconstruction SoluTion). Stejně jako jeho předchůdce má i tento přístroj 320 řad detektorů. Vytěžitelnost dat z tohoto množství detektorů je umocněna systémem coneXact, ten umožňuje získaná objemová data rekonstruovat na dvojnásobnou hustotu, což má za následek realističtější rekonstrukci v MPR (multiplanární rekonstrukce) a 3D vykreslených obrazech [18].

4.2 Posuzovaná CT vyšetření

Specifika vyšetřovacích protokolů se liší podle typu přístroje, diagnózy pacienta a zvyklostí pracoviště.

4.2.1 Vyšetření hrudníku

Charakteristika a indikace vyšetření

Výpočetní tomografie se stala v posledních desítkách let dominantní zobrazovací modalitou v oblasti hrudníku. Hovoříme zde o diagnostice onemocnění plic, mediastina, pleury, bránice a hrudní stěny. Nejčastěji je vyšetření na CT indikováno při nálezů patologických změn nebo při podezření na nález patologických změn na RTG snímku. Případně je indikováno, pokud je nutné vyloučit méně výrazné změny tkáně, které nejsou na prostém snímku zobrazitelné [11].

Provedení

K CT vyšetření hrudníku se využívá spirální technika. U rutinního vyšetření se zpravidla volí širší vrstvy, nejčastěji 5 mm. Pokud využíváme MDCT přístroj, jsou z nich rekonstruovány tenké transverzální řezy, v rozmezí 0,5 – 1 mm. Následně jsou zhotoveny i další kvalitní rekonstrukce v jiných rovinách, dle zvyklostí pracoviště. Obvyklým postupem vyšetření je nejdříve zhotovení nativní série skenů, a poté nasnímání druhé série po intravenózní aplikaci bolu kontrastní látky. Výhodou vyšetření s KL je bezesporu vyšší odlišitelnost cév od jiných struktur v mediastinu a v hilech. Využití KL je klíčové při vyšetření cév, například u plicní embolie, disekce, aneuryzma nebo arteriovenózní malformace. Mimo standardní postup se lze setkat i se zobrazením pouze nativně či jen po aplikaci KL. Čistě nativní zobrazení je využito při hodnocení plicního

parenchymu, zatímco vyšetření až po aplikaci KL je indikováno při stážování tumorů [11].

U CT vyšetření plic se také setkáme s využitím speciální techniky s vysokým rozlišením (HRCT). Používá se zejména při vyšetřování difuzních intersticiálních plicních chorob, emfyzému či bronchiektázií. Při technice HRCT se zhotovují řezy do 1 mm, které jsou následně zpracovávány rekonstrukčním algoritmem dovolujícím vysoké prostorové rozlišení. Na MDCT přístrojích je možné uskutečnit zobrazení plicního parenchymu v celém jeho rozsahu ve vysokém rozlišení HRCT techniky. Případně je možné z dat zrekonstruovat obraz i v jiné než transverzální rovině [11].

4.2.2 Břícho a malá pánev

Charakteristika a indikace vyšetření

Jedná se o vyšetření abdomina a malé pánve v rozsahu od konvexity bránice po dolní okraj synfýzy. Samotná specifika vyšetření záleží na oblasti a orgánech, které jsou cílem zobrazení. Indikacemi k vyšetření jsou patologie GIT, vylučovacího systému, jater, slinivky, náhlá příhoda břišní a obecněji patologie dutiny břišní [3].

Provedení

Podle cíle vyšetření se volí i strategie podání KL, lze podat KL per os před vyšetřením, kdy je nejčastěji podávána baryová KL naředěná vodou, nebo lze podat látku i.v. během vyšetření, či je možná jejich kombinace. Lze využít i plynný negativní kontrast. Vyšetření se v závislosti na svém cíli a strategii podání KL skládá ze série skenů volených s určitým opožděním v souvislosti s tím, jakou fázi je třeba zobrazit ke správné diagnostice. Toto vyšetření je

zpravidla doprovázeno vysokou radiační zátěží, proto je nutné dbát zvýšené pozornosti, aby nebyla dále zvyšována opakovanými akvizicemi [3].

4.2.3 Mozek

Charakteristika a indikace vyšetření

Vyšetření na výpočetní tomografii je základní zobrazovací metodou v diagnostice akutních stavů mozku. Mezi indikace k CT mozku náleží cévní mozková příhoda, krvácení nebo neurochirurgické kontroly [3].

Provedení

Vyšetření je klasicky prováděno nativně, případně je podle klinické potřeby doplněno o skeny s i.v. podáním KL. Vyšetření je prováděno se sklonem gantry, paralelně se supraorbitomeatální čarou a vyšetřovaná oblast sahá od velkého týlního otvoru po vertex. Rutinní vyšetření mozku na MDCT je velmi rychlé, avšak kvalita obrazu není vždy optimální. Je možné tedy provádět zobrazení i starším sekvenčním způsobem, čímž vymizí i kostní artefakty báze lebni a zadní jámy. V případě neklidných či akutních pacientů využíváme helikálního CT [3].

4.2.4 Polytraumatický protokol

Charakteristika a indikace vyšetření

Polytrauma značí postižení jedné nebo více součástí skeletu v kombinaci s případným traumatickým postižením jednoho či více orgánů hlavy, hrudníku, břicha nebo pánve. Polytraumata jsou většinou doprovázena poruchami vědomí různých závažností až po případná nejzávažnější kómata. Indikací k vyšetření jsou obecně vysokoenergetické trauma, jsou to primárně dopravní nehody

a pády z výšek. Mimo celotělové CT vyšetření využívá trauma protokol i další zobrazovací modalita, jako jsou ultrazvuk a klasický rentgenový přístroj [3].

Provedení

Polytraumatický protokol na CT značí soubor skenů, které je třeba provést v nejkratším možném čase, v kombinaci s optimálním diagnostickým přínosem pro následnou léčbu. Protokol obsahuje nativní vyšetření mozku a krční páteře standardním způsobem, a kontrastní vyšetření hrudníku, břicha a pánve s i.v. podáním jódové KL [3].

4.2.5 Páteř LS

Charakteristika a indikace vyšetření

Výpočetní tomografie je důležitou modalitou v diagnostice patologií páteře. Mezi nejčastější indikace k vyšetření se řadí traumatologie, degenerativní onemocnění páteře a nádory skeletu. CT vyšetření páteře se specializuje na zobrazení onemocnění skeletu, s výjimkou kostní dřeně a patologií v epidurálním prostoru, kde se nejčastěji jedná o postižení plotének a drobných kloubků. Diagnostika kostní dřeně a míšního kanálu je vyhrazena magnetické rezonanci [3].

Provedení

Zásadní jsou zobrazení v sagitální a axiální rovině, zobrazení sagitální roviny je nejpřínosnější v traumatologii, zatímco zobrazení axiální roviny je přínosné v diagnostice degenerativních onemocnění. U vyšetření je nezbytné bezchybně stanovit výšku léze, jelikož na LS (LumboSacral) páteři jsou časté numerické varianty počtu bederních obratlů. U snímání LS přechodu je často nezbytný

speciální sklon. Dále je vhodné dbát zvýšené pozornosti u nastavení hodnot kV, jelikož vysoké hodnoty mají za následek horší kontrast [3].

4.2.6 Angiografie karotických tepen

Charakteristika a indikace vyšetření

CT angiografie karotických tepen je neinvazivní metoda zobrazení cévního systému v oblasti krku. Je založena na 3D rekonstrukci obrazu ze série axiálních skenů. Mezi indikace patří stenózy, dilatace, aneurysmata, arteriovenózní píštěle a malformace, neovaskularizace, trauma či disekce tepny. CTA je indikována v případě podezření na patologické změny cév, které by mohly vyžadovat intervenční zákrok [11].

Provedení

Při tomto vyšetření je nutná i.v. aplikace KL do vyšetřovaných tepen. To poté umožňuje provedení prostorové rekonstrukce cévního řečiště. Akvizice dat se provádí při maximálním nasycení vyšetřovaných cév. Angiografie se provádí přímo s podáním KL, případně je nejprve provedeno nativní lokalizační vyšetření, při podezření na rupturu tepny [11].

4.2.7 Periradikulární terapie

Postavení a indikace vyšetření

Jedná se o nevasikulární intervenční výkon s využitím výpočetní tomografie k lokalizaci cílového ložiska. Principem periradikulární terapie (PRT) je perkutánní punkce tenkou jehlou periradikulárního prostoru postiženého nervového kořene na krční nebo bederní páteři. Lze se setkat i s označením vyšetření jako kořenový obstrůk. O výkonu rozhoduje buďto neurolog nebo

neurochirurg, a to na základě klinického a diagnostického nálezu pacienta. Mezi indikace se řadí protruze a výhřezy plotének, stenózy páteřního nebo kořenového kanálu, „failed back surgery“ syndrom nebo spondylolistéza [3].

Provedení

Samotný intervenční výkon je rychlý a bezbolestný, probíhá pod CT kontrolou, kdy je punkční jehlou aplikována směs dlouhodobě působícího anestetika s ampulí kortikoidu do periradikulárního tuku postižené oblasti. Směs obsahuje 3 až 5 ml 0,5% bupivacainu a 7 mg betamethasonu. Alternativou k této směsi je ozonoterapie, při které je aplikována směs O_3 s koncentrací 20 až 25 $\mu\text{g/ml}$ a O_2 v množství 10 ml. PRT ozonem má oproti použití směsi anestetika a kortikoidu u většiny pacientů lepší a déletrvající účinek, avšak je nezbytný generátor ozonu [3].

4.3 Metodika sběru dat

Data jednotlivých CT vyšetření byla sbírána prostřednictvím systému PACS (Picture Archiving and Communication System).

PACS a DICOM

Jedná se o systém využívaný v zobrazovací medicíně, který slouží k archivaci obrazových dat a k následné manipulaci s nimi. Systém PACS je integrovaná síť počítačů, serverů a archivů. Do této sítě jsou ukládány data v univerzálním standardizovaném formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), ten krom obrazových dat obsahuje informace o pacientovi, typu vyšetření, parametrech obrazu, dále také hodnoty radiační zátěže a další podobné informace o vyšetření. V současnosti je využíván velmi rozsáhlý protokol ve verzi DICOM 3.0, ten stanovuje postup komunikace dvou digitálních

přístrojů mezi sebou. Zaměnitelnosti snímků brání skutečnost, že pokud je snímek uložen ve formátu DICOM, jsou současně uloženy do systému i informace o čase a datu jeho pořízení, název a typ přístroje, unikátní identifikátor snímku a další informace, které zajišťují jeho originalitu. Všechny tyto informace jsou dostupné lékařům a příslušnému zdravotnickému personálu prostřednictvím DICOM prohlížečů. Systém tak umožňuje komunikaci mezi lékaři na různých odděleních, klinikách nebo jednotlivých zdravotnických zařízeních, i v mezinárodním měřítku [3].

Skrze výše popsaný systém PACS byla nashromážděna data o radiační zátěži pacienta sedmi vybraných vyšetření, na čtyřech různých CT přístrojích, z nichž dvě jsou aktuálně v provozu a dvě byly v provozu v roce 2009. Byla sbírána data z let 2009 a 2019, kdy pro rok 2009 byla vyhledávána data vyšetření prováděných na tehdejších CT přístrojích Siemens a Toshiba a pro rok 2019 byla vyhledávána data vyšetření prováděných na současných CT přístrojích Philips a Canon. Pro vybraná vyšetření tedy vznikly čtyři soubory dat (SD), vždy jeden SD pro jedno vyšetření na jednom CT přístroji. Výjimku tvoří periradikulární terapie a polytraumatický protokol, které se provádí a prováděly primárně na jednom CT přístroji ze dvou a na druhém se prováděly pouze pokud primární přístroj nebyl dostupný. V důsledku této skutečnosti nebylo možné nasbírat SD v požadovaném rozsahu pro druhý CT přístroj. Pro tato vyšetření tedy vznikly pouze dva SD, primárním CT pro tyto vyšetření v roce 2009 byl Siemens a v roce 2019 Philips.

Každý SD obsahuje informaci k jakému přístroji se váže, a popis vyšetření, který byl využit k vyhledávání dat v nemocničním systému PACS. Dále obsahuje 24 svazků informací (SI) označených čísly 1 až 24, SI obsahuje vybrané informace o provedeném vyšetření jednoho pacienta. V každém SI je vždy uvedeno datum vyšetření, věk pacienta, pohlaví pacienta a hodnota DLP za celé vyšetření.

Data byla sbírána způsobem, kdy pro každý z 12 měsíců daného roku, byla vždy náhodně vybrána dvě provedené vyšetření, jedno s mužským pacientem a jedno s ženským pacientem. Výsledné SD tedy tvoří 12 žen a 12 mužů, sbíraných po dvojicích pro každý měsíc příslušného roku, pokud to tedy bylo možné. U některých vyšetření se stalo, že dané vyšetření v určitý měsíc nepodstoupil žádný pacient, nebo bylo podstoupeno pouze jedním pohlavím. V takovém případě bylo namísto chybějícího vyšetření dohledáno vyšetření stejného typu na stejném přístroji z nejbližšího měsíce daného roku s požadovaným pohlavím pacienta. Tímto způsobem bylo u všech SD zachováno to, že jsou tvořeny vždy 12 muži a 12 ženami. Pokud by dané vyšetření na daném přístroji v daném roce podstoupilo pouze 11 pacientů jednoho pohlaví, ale pacientů druhého pohlaví by bylo 13 nebo více, nahradil by se chybějící SI svazkem informací příslušníka opačného pohlaví, aby byl zachován počet 24 SI. Nejdůležitější tedy bylo zachovat počet SI = 24, poté zachovat poměr pohlaví 12 : 12 a nejméně důležité bylo zachovat rozložení dvou SI na jeden měsíc.

V nemocničním systému PACS byla data vyhledávána tak, že pro každé vyšetření na daném CT přístroji byl nalezen „popis vyšetření“, který označoval protokol pro dané vyšetření. Po zadání daného „popisu vyšetření“ do vyhledávací lišty a zadání časového rozmezí se zobrazila veškerá vyšetření s příslušným „popisem vyšetření“ v zadaném časovém rozsahu. Z těchto vyšetření byly pak sbírány SD podle kritérií popsaných v předchozím odstavci.

Celkem bylo sesbíráno 24 souborů dat a 576 svazků informací.

5 VÝSLEDKY

5.1 Hodnoty radiační zátěže

Pro přesnější porovnání radiační zátěže pacienta je nutné převést hodnoty DLP (dose length product) na hodnoty E (efektivní dávka). Tyto veličiny jsou blíže popsány v kapitole o radiační ochraně. Pro tento převod existuje několik možností. V této práci je využit způsob, kdy je DLP násobeno konverzním faktorem pro příslušnou oblast těla, tento faktor se nazývá k-faktor a jeho hodnota je ustanovena Evropskou radou a Národní radou pro radiační ochranu. Hodnoty k-faktorů jsou odvozeny od tkáňových váhových koeficientů prezentovaných Mezinárodní komisí pro radiační ochranu. Hodnoty E vzniklé touto metodou jsou však pouze odvozené. Jedná se tedy výhradně o odhad efektivní dávky, nikoliv přesnou efektivní dávku, kterou pacient obdržel. Hodnoty k-faktorů převzaty z článku [21].

$$E = DLP \cdot k_t \text{ [mSv]}$$

E = efektivní dávka [mSv]

DLP = dose length product [mGy · cm]

k_t = k – faktor pro danou oblast těla [mSv · (mGy · cm⁻¹)]

Tabulky s daty z roku 2009 jsou zvýrazněny žlutou barvou a tabulky s daty z roku 2019 jsou zvýrazněny zelenou barvou. Veškeré dopočítané hodnoty jsou zaokrouhleny na tři desetinná místa. CT přístroje jsou u přehledových porovnávacích tabulek označovány pouze svým výrobcem.

5.1.1 Vyšetření hrudníku s KL

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,014$.

Tabulka 5 – Siemens hodnoty vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Thorax^01_PLICE_KL (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	45	F	247	3,458
2.	1/2009	67	M	214	2,996
3.	2/2009	66	F	221	3,094
4.	2/2009	83	M	252	3,528
5.	3/2009	45	F	256	3,584
6.	3/2009	57	M	312	4,368
7.	4/2009	74	F	929	13,006
8.	4/2009	64	M	1097	15,358
9.	5/2009	81	F	232	3,248
10.	5/2009	52	M	486	6,804
11.	6/2009	67	F	275	3,850
12.	6/2009	60	M	326	4,564
13.	7/2009	57	F	206	2,884
14.	7/2009	64	M	477	6,678
15.	8/2009	70	F	440	6,160
16.	8/2009	51	M	423	5,922
17.	9/2009	78	F	276	3,864
18.	9/2009	69	M	353	4,942
19.	10/2009	90	F	507	7,098
20.	10/2009	58	M	343	4,802
21.	11/2009	61	F	183	2,562
22.	11/2009	62	M	475	6,650
23.	12/2009	77	F	188	2,632
24.	12/2009	31	M	203	2,842
Průměr		63,708		371,708	5,204

Tabulka 6 – Toshiba hodnoty vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE				
Popis vyšetření	C-medC				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	59	F	281,4	3,940
2.	1/2009	33	M	424,6	5,944
3.	2/2009	56	F	342,5	4,795
4.	2/2009	67	M	900,5	12,607
5.	3/2009	64	F	357,4	5,004
6.	3/2009	62	M	688,8	9,643
7.	4/2009	73	F	1267,1	17,739
8.	4/2009	74	M	270	3,780
9.	5/2009	61	F	2178,4	30,498
10.	5/2009	36	M	1362,1	19,069
11.	7/2009	79	F	448,2	6,275
12.	7/2009	54	M	1103,7	15,452
13.	7/2009	82	F	535,8	7,501
14.	7/2009	82	M	1555,3	21,774
15.	8/2009	65	F	756,6	10,592
16.	8/2009	80	M	854	11,956
17.	9/2009	74	F	200,3	2,804
18.	9/2009	55	M	544,4	7,622
19.	10/2009	70	F	739	10,346
20.	10/2009	65	M	1283,4	17,968
21.	11/2009	42	F	283,3	3,966
22.	11/2009	82	M	422,6	5,916
23.	12/2009	68	F	527,5	7,385
24.	12/2009	57	M	633,1	8,863
Průměr		64,167		748,333	10,477

Tabulka 7 – Philips hodnoty vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT vyšetření plic a mediastina s kl i.v.				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	65	F	297,5	4,165
2.	1/2019	72	M	361,6	5,062
3.	2/2019	65	F	531,1	7,435
4.	2/2019	61	M	536,4	7,510
5.	3/2019	74	F	328,3	4,596
6.	3/2019	78	M	366,1	5,125
7.	4/2019	69	F	233,8	3,273
8.	4/2019	50	M	383,3	5,366
9.	5/2019	33	F	224	3,136
10.	5/2019	58	M	448,5	6,279
11.	6/2019	56	F	280	3,920
12.	6/2019	77	M	390	5,460
13.	7/2019	46	F	401,9	5,627
14.	7/2019	37	M	455,4	6,376
15.	8/2019	62	F	524,6	7,344
16.	8/2019	46	M	229,4	3,212
17.	9/2019	73	F	379,2	5,309
18.	9/2019	61	M	543,2	7,605
19.	10/2019	85	F	219	3,066
20.	10/2019	53	M	410,4	5,746
21.	11/2019	68	F	221,8	3,105
22.	11/2019	43	M	571,8	8,005
23.	12/2019	36	F	205,8	2,881
24.	12/2019	19	M	280,9	3,933
Průměr		57,792		367,667	5,147

Tabulka 8 – Canon hodnoty vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Cannon Aquilion One Genesis				
Popis vyšetření	CT HRUDNIKU KL				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	71	F	209,9	2,939
2.	1/2019	79	M	234,9	3,289
3.	2/2019	41	F	160,7	2,250
4.	2/2019	64	M	138,9	1,945
5.	3/2019	79	F	213,2	2,985
6.	3/2019	80	M	337,1	4,719
7.	4/2019	61	F	139,9	1,959
8.	4/2019	51	M	313,5	4,389
9.	5/2019	69	F	467,3	6,542
10.	5/2019	46	M	234,4	3,282
11.	6/2019	38	F	111	1,554
12.	6/2019	44	M	230,9	3,233
13.	7/2019	57	F	241,8	3,385
14.	7/2019	78	M	182,8	2,559
15.	7/2019	57	F	256	3,584
16.	8/2019	32	M	309,7	4,336
17.	9/2019	32	F	270	3,780
18.	9/2019	46	M	250,2	3,503
19.	10/2019	67	F	115,6	1,618
20.	10/2019	57	M	461,7	6,464
21.	11/2019	63	F	438,1	6,133
22.	11/2019	48	M	166,1	2,325
23.	12/2019	69	F	371,5	5,201
24.	12/2019	58	M	317,2	4,441
Průměr		57,792		257,183	3,601

Tabulka 9 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	371,708	183	1097	5,204
Toshiba	748,333	200,3	2178,4	10,477
Philips	367,667	205,8	571,8	5,147
Canon	257,183	111	467,3	3,601

Tabulka 10 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření hrudníku s KL

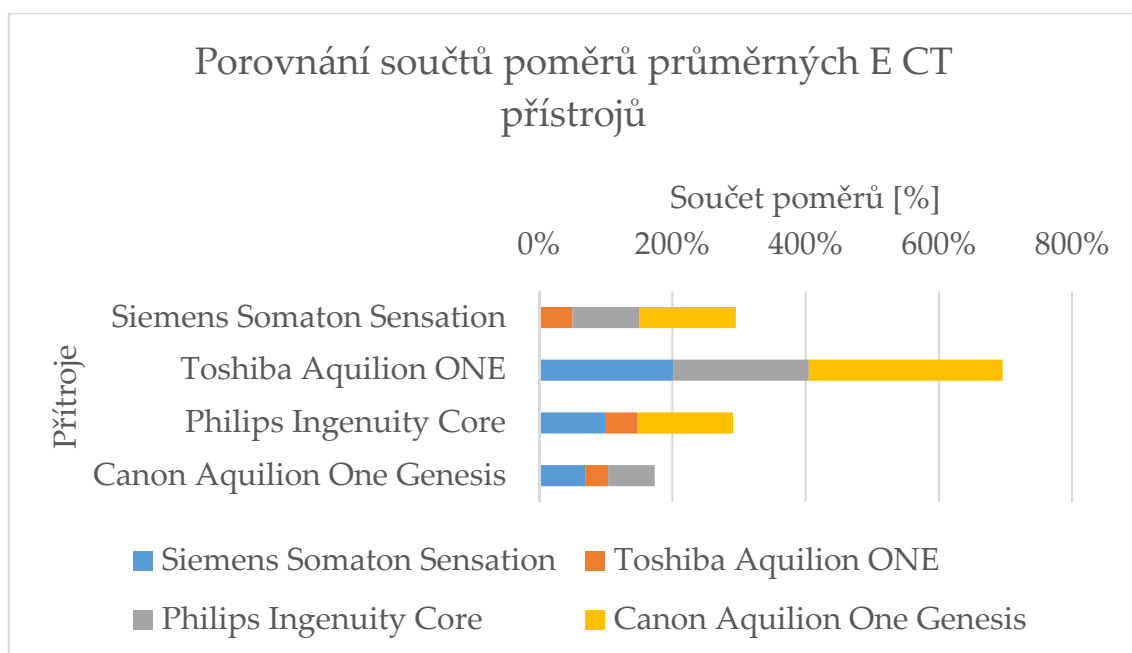
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	330,000	413,417	4,620	5,788
Toshiba	659,792	836,875	9,237	11,716
Philips	320,583	414,750	4,488	5,807
Canon	249,583	264,783	3,494	3,707

V tabulce č. 9 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Canon s hodnotami DLP = 257,183 mGy·cm a E = 3,601 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Toshiba s hodnotami DLP = 748,333 mGy·cm a E = 10,477 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 491,15 mGy·cm a E = 6,876 mSv.

V tabulce č. 10 lze pozorovat, že na všech přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 11 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření hrudníku s KL

Přístroj	Siemens	Toshiba	Philips	Canon
Siemens	100,000	49,671	101,099	144,530
Toshiba	201,323	100,000	203,536	290,973
Philips	98,913	49,131	100,000	142,959
Canon	69,190	34,367	69,950	100,000



Obrázek 1 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření hrudníku s KL

V tabulce č. 11 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji uvedených v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístrojích z roku 2019, které nahradily přístroje z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, kleslo průměrné E o 1,087 % a u přístroje Canon, který nahradil přístroj Toshiba, kleslo průměrné E o 65,633 %. Na obrázku č. 1 lze vidět, že přístroj Canon má nejnižší součet poměrů průměrných E vůči ostatním přístrojům.

5.1.2 Vyšetření mozku

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,0021$.

Tabulka 12 – Siemens hodnoty vyšetření mozku

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Head^01_MOZEK_STANDARD (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	78	F	1187	2,493
2.	1/2009	39	M	1382	2,902
3.	2/2009	63	F	1318	2,768
4.	2/2009	57	M	1395	2,930
5.	3/2009	78	F	1273	2,673
6.	3/2009	88	M	1307	2,745
7.	4/2009	52	F	1361	2,858
8.	4/2009	75	M	1344	2,822
9.	5/2009	20	F	1274	2,675
10.	5/2009	89	M	1435	3,014
11.	6/2009	20	F	1280	2,688
12.	6/2009	55	M	1344	2,822
13.	7/2009	51	F	2716	5,704
14.	7/2009	45	M	1344	2,822
15.	8/2009	24	F	1126	2,365
16.	8/2009	68	M	1388	2,915
17.	9/2009	64	F	1037	2,178
18.	9/2009	74	M	1344	2,822
19.	10/2009	48	F	1214	2,549
20.	10/2009	50	M	2075	4,358
21.	11/2009	57	F	894	1,877
22.	11/2009	60	M	1402	2,944
23.	12/2009	82	F	1508	3,167
24.	12/2009	62	M	1344	2,822
Průměr		58,292		1387,167	2,913

Tabulka 13 – Toshiba hodnoty vyšetření mozku

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE				
Popis vyšetření	C-moz				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	78	F	1217,2	2,556
2.	1/2009	82	M	1217,2	2,556
3.	2/2009	76	F	1508,9	3,169
4.	2/2009	65	M	1688,3	3,545
5.	3/2009	68	F	1550,5	3,256
6.	3/2009	25	M	1217,2	2,556
7.	4/2009	66	F	1542,8	3,240
8.	4/2009	77	M	1584,3	3,327
9.	4/2009	80	F	1501,4	3,153
10.	4/2009	36	M	1592,3	3,344
11.	6/2009	29	F	1217,2	2,556
12.	6/2009	28	M	1217,2	2,556
13.	7/2009	79	F	1367,3	2,871
14.	7/2009	61	M	1256,1	2,638
15.	8/2009	68	F	1217,2	2,556
16.	8/2009	45	M	1217,2	2,556
17.	9/2009	47	F	1217,2	2,556
18.	9/2009	29	M	1367,3	2,871
19.	10/2009	71	F	1217,2	2,556
20.	10/2009	30	M	1217,2	2,556
21.	11/2009	59	F	1297,8	2,725
22.	11/2009	48	M	1441,4	3,027
23.	12/2009	46	F	1441,4	3,027
24.	12/2009	67	M	1478,5	3,105
Průměr		56,667		1366,263	2,869

Tabulka 14 – Philips hodnoty vyšetření mozku

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT mozku				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	60	F	1382	2,902
2.	1/2019	49	M	1536	3,226
3.	2/2019	63	F	979,3	2,057
4.	2/2019	23	M	1453	3,051
5.	3/2019	70	F	1600	3,360
6.	3/2019	80	M	1385	2,909
7.	4/2019	67	F	1463,4	3,073
8.	4/2019	82	M	1407,2	2,955
9.	5/2019	79	F	1583	3,324
10.	5/2019	28	M	1537	3,228
11.	6/2019	53	F	1816,6	3,815
12.	6/2019	22	M	2058	4,322
13.	7/2019	18	F	1204,2	2,529
14.	7/2019	38	M	1542	3,238
15.	8/2019	70	F	1350	2,835
16.	8/2019	64	M	1494,8	3,139
17.	9/2019	74	F	1465	3,077
18.	9/2019	68	M	1446	3,037
19.	10/2019	88	F	1346	2,827
20.	10/2019	90	M	1846,6	3,878
21.	11/2019	63	F	1321	2,774
22.	11/2019	25	M	2043	4,290
23.	12/2019	44	F	1390,8	2,921
24.	12/2019	69	M	1367,2	2,871
Průměr		57,792		1500,713	3,151

Tabulka 15 – Canon hodnoty vyšetření mozku

Přístroj	Canon Aquilion One Genesis				
Popis vyšetření	CT MOZKU				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	85	F	704,8	1,480
2.	1/2019	72	M	977,2	2,052
3.	2/2019	65	F	1225,8	2,574
4.	2/2019	28	M	1906,6	4,004
5.	3/2019	77	F	1036,5	2,177
6.	3/2019	27	M	1316,8	2,765
7.	4/2019	48	F	1611,4	3,384
8.	4/2019	66	M	1289,9	2,709
9.	5/2019	63	F	617	1,296
10.	5/2019	78	M	1187,7	2,494
11.	6/2019	75	F	1492	3,133
12.	6/2019	64	M	868,6	1,824
13.	7/2019	91	F	812,5	1,706
14.	7/2019	32	M	969,8	2,037
15.	8/2019	58	F	812,1	1,705
16.	8/2019	72	M	1022,5	2,147
17.	9/2019	71	F	622,6	1,307
18.	9/2019	73	M	991,2	2,082
19.	10/2019	75	F	1095,4	2,300
20.	10/2019	30	M	1201,6	2,523
21.	11/2019	79	F	938,2	1,970
22.	11/2019	60	M	1072,2	2,252
23.	12/2019	44	F	1273,2	2,674
24.	12/2019	80	M	1333,9	2,801
Průměr		63,042		1099,146	2,308

Tabulka 16 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření mozku

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	1387,167	894	2716	2,913
Toshiba	1366,263	1217,2	1688,3	2,869
Philips	1500,713	979,3	2058	3,151
Canon	1099,146	617	1906,6	2,308

Tabulka 17 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření mozku

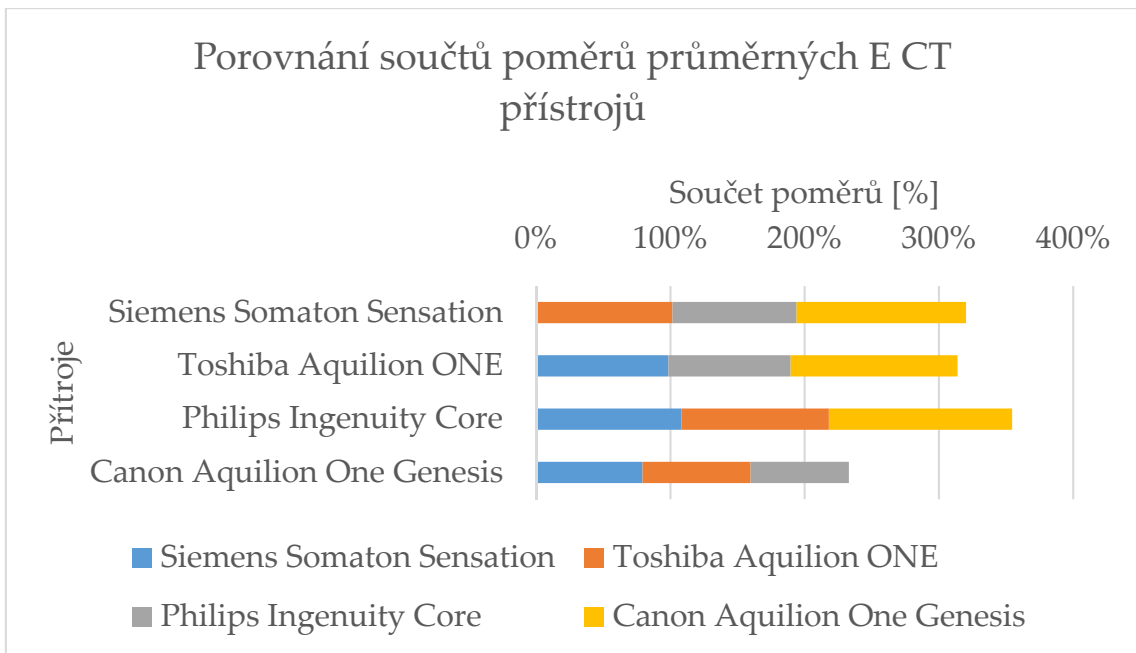
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	1349,000	1425,333	2,833	2,993
Toshiba	1358,008	1374,517	2,852	2,886
Philips	1408,442	1592,983	2,958	3,345
Canon	1020,125	1178,167	2,142	2,474

V tabulce č. 16 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Canon s hodnotami DLP = 1099,146 mGy·cm a E = 2,308 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Philips, s hodnotami DLP = 1500,713 mGy·cm a E = 3,151 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 401,567 mGy·cm a E = 0,843 mSv.

V tabulce č. 17 lze pozorovat, že na všech přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 18 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření mozku

Přístroj	Siemens	Toshiba	Philips	Canon
Siemens	100,000	101,530	92,434	126,204
Toshiba	98,493	100,000	91,041	124,302
Philips	108,185	109,841	100,000	136,534
Canon	79,237	80,449	73,242	100,000



Obrázek 2 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření mozku

V tabulce č. 18 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístrojích z roku 2019, které nahradily přístroje z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, vzrostlo průměrné E o 8,185 % a u přístroje Canon, který nahradil přístroj Toshiba, kleslo průměrné E o 19,551 %. Na obrázku č. 2 lze vidět, že přístroj Canon má nejnižší součet poměrů průměrných E vůči ostatním přístrojům.

5.1.3 Vyšetření břicha s KL

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,015$.

Tabulka 19 – Siemens hodnoty vyšetření břicha s KL

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Abdomen^01_BRICHO_PANEV_2FAZE (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	63	F	692	10,380
2.	1/2009	56	M	1035	15,525
3.	2/2009	31	F	529	7,935
4.	2/2009	64	M	659	9,885
5.	3/2009	38	F	1212	18,180
6.	3/2009	80	M	1134	17,010
7.	4/2009	37	F	1242	18,630
8.	4/2009	55	M	1397	20,955
9.	5/2009	69	F	792	11,880
10.	5/2009	71	M	726	10,890
11.	6/2009	48	F	771	11,565
12.	6/2009	75	M	1318	19,770
13.	7/2009	34	F	1186	17,790
14.	7/2009	57	M	1664	24,960
15.	8/2009	39	F	491	7,365
16.	8/2009	58	M	1429	21,435
17.	9/2009	45	F	743	11,145
18.	9/2009	65	M	1622	24,330
19.	10/2009	73	F	1181	17,715
20.	10/2009	69	M	1289	19,335
21.	11/2009	47	F	481	7,215
22.	11/2009	54	M	1711	25,665
23.	12/2009	70	F	630	9,450
24.	12/2009	15	M	544	8,160
Průměr		54,708		1019,917	15,299

Tabulka 20 – Toshiba hodnoty vyšetření břicha s KL

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE				
Popis vyšetření	C-BrPC				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	84	F	1087,5	16,313
2.	1/2009	54	M	1082,8	16,242
3.	2/2009	63	F	1740	26,100
4.	2/2009	53	M	3258,9	48,884
5.	3/2009	78	F	4337,5	65,063
6.	3/2009	50	M	1819,2	27,288
7.	4/2009	56	F	1359,7	20,396
8.	4/2009	70	M	2275,8	34,137
9.	7/2009	71	F	2244,6	33,669
10.	7/2009	87	M	2426,4	36,396
11.	6/2009	61	F	2444,9	36,674
12.	7/2009	65	M	1433,6	21,504
13.	7/2009	43	F	1102,6	16,539
14.	7/2009	53	M	2887	43,305
15.	8/2009	45	F	1294,8	19,422
16.	8/2009	66	M	2894,6	43,419
17.	9/2009	68	F	1177,2	17,658
18.	9/2009	70	M	1064,8	15,972
19.	10/2009	21	F	981	14,715
20.	10/2009	45	M	5855,9	87,839
21.	11/2009	77	F	1609,7	24,146
22.	11/2009	83	M	2452,8	36,792
23.	12/2009	81	F	1838,7	27,581
24.	12/2009	37	M	2048,3	30,725
Průměr		61,708		2113,263	31,699

Tabulka 21 – Philips hodnoty vyšetření břicha s KL

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT vyšetření břicha a panve spodaním kl p.o. a i.v.				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	57	F	1664,2	24,963
2.	1/2019	66	M	2207,7	33,116
3.	2/2019	63	F	1501,7	22,526
4.	2/2019	71	M	1817,8	27,267
5.	3/2019	69	F	1525,7	22,886
6.	3/2019	62	M	1505,5	22,583
7.	4/2019	49	F	1419,7	21,296
8.	4/2019	42	M	1755,6	26,334
9.	5/2019	79	F	1312	19,680
10.	5/2019	51	M	2032,2	30,483
11.	6/2019	44	F	1558,6	23,379
12.	6/2019	82	M	1481,9	22,229
13.	7/2019	66	F	1860,5	27,908
14.	7/2019	36	M	2139,2	32,088
15.	8/2019	56	F	897,5	13,463
16.	8/2019	53	M	2102,2	31,533
17.	9/2019	87	F	1405,7	21,086
18.	9/2019	62	M	2160,9	32,414
19.	10/2019	62	F	1973,8	29,607
20.	10/2019	31	M	1619,3	24,290
21.	11/2019	79	F	1570,3	23,555
22.	11/2019	58	M	1957,2	29,358
23.	12/2019	85	F	1453	21,795
24.	12/2019	68	M	1454,1	21,812
Průměr		61,583		1682,346	25,235

Tabulka 22 – Canon hodnoty vyšetření břicha s KL

Přístroj	Canon Aquilion One Genesis				
Popis vyšetření	CT BRICHA KL				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	64	F	1460,5	21,908
2.	1/2019	67	M	909,8	13,647
3.	2/2019	74	F	2515,8	37,737
4.	2/2019	37	M	1913,7	28,706
5.	3/2019	63	F	642,7	9,641
6.	3/2019	63	M	1530	22,950
7.	4/2019	77	F	871,4	13,071
8.	4/2019	52	M	2079,9	31,199
9.	5/2019	68	F	1616,7	24,251
10.	5/2019	57	M	2530,3	37,955
11.	6/2019	47	F	1864,1	27,962
12.	6/2019	47	M	1044,7	15,671
13.	7/2019	73	F	765,7	11,486
14.	7/2019	61	M	1480,4	22,206
15.	9/2019	78	F	581,4	8,721
16.	9/2019	63	M	1397,1	20,957
17.	9/2019	62	F	1515,4	22,731
18.	9/2019	65	M	444,3	6,665
19.	10/2019	48	F	364,3	5,465
20.	10/2019	80	M	315,1	4,727
21.	11/2019	82	F	598,3	8,975
22.	11/2019	75	M	1063,7	15,956
23.	12/2019	84	F	1164,9	17,474
24.	12/2019	67	M	1727,6	25,914
Průměr		64,750		1266,575	18,999

Tabulka 23 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření břicha s KL

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	1019,917	481	1711	15,299
Toshiba	2113,263	981	5855,9	31,699
Philips	1682,346	897,5	2207,7	25,235
Canon	1266,575	315,1	2530,3	18,999

Tabulka 24 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření břicha s KL

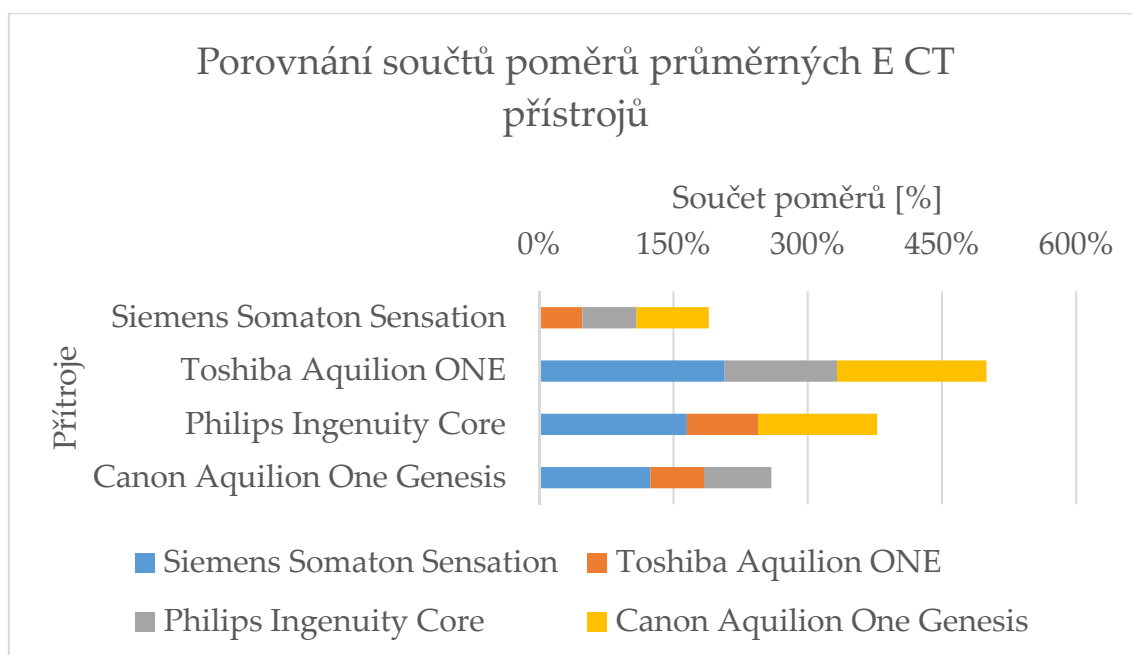
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	829,167	1210,667	12,438	18,160
Toshiba	1768,183	2458,342	26,523	36,875
Philips	1511,892	1852,800	22,678	27,792
Canon	1163,433	1369,717	17,452	20,546

V tabulce č. 23 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Siemens s hodnotami DLP = 1019,917 mGy·cm a E = 15,299 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Toshiba, s hodnotami DLP = 2113,263 mGy·cm a E = 31,699 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 1093,346 mGy·cm a E = 16,400 mSv.

V tabulce č. 24 lze pozorovat, že na všech přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 25 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření břicha s KL

Přístroj	Siemens	Toshiba	Philips	Canon
Siemens	100,000	48,263	60,625	80,526
Toshiba	207,200	100,000	125,614	166,849
Philips	164,949	79,609	100,000	132,826
Canon	124,184	59,935	75,286	100,000



Obrázek 3 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření břicha s KL

V tabulce č. 25 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístrojích z roku 2019, které nahradily přístroje z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, vzrostlo průměrné E o 64,949 % a u přístroje Canon, který nahradil přístroj Toshiba, kleslo průměrné E o 40,065 %. Na Obrázku č. 3 lze vidět, že přístroj Siemens má nejnižší součet poměrů průměrných E vůči ostatním přístrojům.

5.1.4 Vyšetření LS páteře

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,015$.

Tabulka 26 – Siemens hodnoty vyšetření LS páteře

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Spine^03_LS_PATER (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	24	F	697	10,455
2.	1/2009	74	M	1973	29,595
3.	2/2009	44	F	2157	32,355
4.	2/2009	30	M	1136	17,040
5.	3/2009	74	F	846	12,690
6.	3/2009	26	M	492	7,380
7.	4/2009	77	F	1509	22,635
8.	4/2009	44	M	2422	36,330
9.	5/2009	73	F	712	10,680
10.	5/2009	30	M	625	9,375
11.	6/2009	47	F	1362	20,430
12.	6/2009	33	M	954	14,310
13.	7/2009	80	F	815	12,225
14.	7/2009	53	M	1188	17,820
15.	8/2009	65	F	525	7,875
16.	8/2009	65	M	1659	24,885
17.	9/2009	64	F	703	10,545
18.	9/2009	58	M	967	14,505
19.	10/2009	70	F	1570	23,550
20.	10/2009	43	M	1289	19,335
21.	11/2009	51	F	548	8,220
22.	11/2009	57	M	1636	24,540
23.	12/2009	70	F	1195	17,925
24.	12/2009	35	M	1152	17,280
Průměr		53,625		1172,167	17,583

Tabulka 27 – Toshiba hodnoty vyšetření LS páteře

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE				
Popis vyšetření	C-Lpat				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	50	F	548,2	8,223
2.	1/2009	49	M	1511,9	22,679
3.	2/2009	44	F	1217,1	18,257
4.	2/2009	62	M	572,4	8,586
5.	3/2009	64	F	519,4	7,791
6.	3/2009	59	M	1582,6	23,739
7.	3/2009	27	F	355,7	5,336
8.	4/2009	40	M	1161,7	17,426
9.	6/2009	37	F	1034,7	15,521
10.	6/2009	57	M	1824,8	27,372
11.	6/2009	73	F	2627	39,405
12.	6/2009	71	M	2407,9	36,119
13.	7/2009	66	F	3090,4	46,356
14.	7/2009	39	M	2102,9	31,544
15.	8/2009	80	F	2243	33,645
16.	8/2009	72	M	1074	16,110
17.	9/2009	73	F	545,5	8,183
18.	9/2009	36	M	4548,7	68,231
19.	10/2009	28	F	1326,2	19,893
20.	10/2009	35	M	1394,7	20,921
21.	11/2009	43	F	2311,6	34,674
22.	11/2009	43	M	1096,3	16,445
23.	12/2009	63	F	1076,2	16,143
24.	12/2009	73	M	3425,2	51,378
Průměr		53,500		1649,921	24,749

Tabulka 28 – Philips hodnoty vyšetření LS páteře

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT vyšetření bederní páteře				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	45	F	755,8	11,337
2.	1/2019	40	M	606,3	9,095
3.	2/2019	75	F	446,3	6,695
4.	2/2019	54	M	446,6	6,699
5.	3/2019	44	F	254	3,810
6.	3/2019	71	M	628,1	9,422
7.	4/2019	82	F	562,6	8,439
8.	4/2019	37	M	446,4	6,696
9.	5/2019	76	F	513,7	7,706
10.	5/2019	65	M	605,7	9,086
11.	6/2019	50	F	437,2	6,558
12.	6/2019	54	M	480,2	7,203
13.	7/2019	39	F	386,7	5,801
14.	7/2019	60	M	287,1	4,307
15.	8/2019	62	F	413,7	6,206
16.	8/2019	54	M	1599,5	23,993
17.	9/2019	70	F	1211,5	18,173
18.	9/2019	35	M	672	10,080
19.	10/2019	64	F	352	5,280
20.	10/2019	74	M	874,5	13,118
21.	11/2019	68	F	272	4,080
22.	11/2019	41	M	489	7,335
23.	12/2019	39	F	411,5	6,173
24.	12/2019	68	M	518,4	7,776
Průměr		56,958		569,617	8,544

Tabulka 29 – Canon hodnoty vyšetření LS páteře

Přístroj	Canon Aquilion One Genesis				
Popis vyšetření	CT LS PATERE				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	24	F	471,2	7,068
2.	1/2019	85	M	370,5	5,558
3.	2/2019	72	F	446,8	6,702
4.	2/2019	50	M	738,4	11,076
5.	3/2019	71	F	358	5,370
6.	3/2019	75	M	405	6,075
7.	4/2019	55	F	696	10,440
8.	4/2019	48	M	426	6,390
9.	5/2019	77	F	196,4	2,946
10.	5/2019	77	M	303,5	4,553
11.	6/2019	78	F	475,6	7,134
12.	6/2019	74	M	704,8	10,572
13.	7/2019	86	F	365,1	5,477
14.	7/2019	65	M	1076,2	16,143
15.	08.2018	64	F	282,8	4,242
16.	8/2019	45	M	1216,4	18,246
17.	9/2019	70	F	373,2	5,598
18.	9/2019	58	M	339,3	5,090
19.	10/2019	79	F	578,7	8,681
20.	10/2019	88	M	700,9	10,514
21.	11/2019	79	F	364,1	5,462
22.	11/2019	45	M	494,6	7,419
23.	12/2019	43	F	403,4	6,051
24.	12/2019	61	M	397,3	5,960
Průměr		65,375		507,675	7,615

Tabulka 30 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření LS páteře

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	1172,167	492	2422	17,583
Toshiba	1649,921	355,7	4548,7	24,749
Philips	569,617	254	1599,5	8,544
Canon	507,675	196,4	1216,4	7,615

Tabulka 31 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření LS páteře

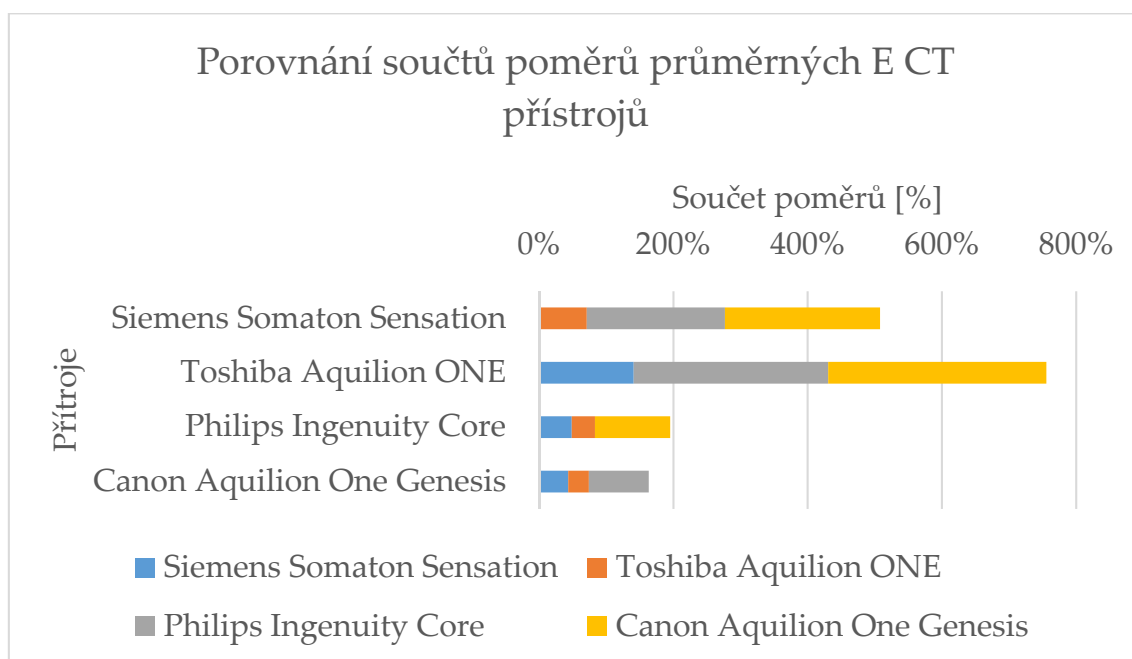
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	1053,250	1291,083	15,799	19,366
Toshiba	1407,917	1891,925	21,119	28,379
Philips	501,417	637,817	7,521	9,567
Canon	417,608	597,742	6,264	8,966

V tabulce č. 30 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Canon s hodnotami DLP = 507,675 mGy·cm a E = 7,615 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Toshiba s hodnotami DLP = 1649,921 mGy·cm a E = 24,749 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 1142,246 mGy·cm a E = 17,134 mSv.

V tabulce č. 31 lze pozorovat, že na všech přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 32 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření LS páteře

Přístroj	Siemens	Toshiba	Philips	Canon
Siemens	100,000	71,044	205,782	230,889
Toshiba	140,758	100,000	289,655	324,995
Philips	48,595	34,524	100,000	112,201
Canon	43,311	30,770	89,126	100,000



Obrázek 4 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření LS páteře

V tabulce č. 32 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístrojích z roku 2019, které nahradily přístroje z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, kleslo průměrné E o 51,405 % a u přístroje Canon, který nahradil přístroj Toshiba, kleslo průměrné E o 69,230 %. Na obrázku č. 4 lze vidět, že přístroj Canon má nejnižší součet poměrů průměrných E vůči ostatním přístrojům.

5.1.5 Angiografie karotických tepen

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,0031$.

Tabulka 33 – Siemens hodnoty angiografie karotických tepen

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Vascular^01_AG_KAROTID_SUBTRAKCE (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	68	F	611	1,894
2.	1/2009	83	M	784	2,430
3.	2/2009	84	F	712	2,207
4.	2/2009	54	M	782	2,424
5.	3/2009	68	F	385	1,194
6.	3/2009	42	M	721	2,235
7.	4/2009	62	F	639	1,981
8.	4/2009	63	M	1068	3,311
9.	5/2009	66	F	1617	5,013
10.	5/2009	74	M	750	2,325
11.	6/2009	69	F	546	1,693
12.	6/2009	76	M	685	2,124
13.	7/2009	70	F	407	1,262
14.	7/2009	70	M	2956	9,164
15.	8/2009	18	F	590	1,829
16.	8/2009	86	M	1344	4,166
17.	9/2009	61	F	567	1,758
18.	9/2009	25	M	2150	6,665
19.	10/2009	92	F	428	1,327
20.	10/2009	33	M	490	1,519
21.	11/2009	51	F	1711	5,304
22.	11/2009	45	M	642	1,990
23.	12/2009	82	F	708	2,195
24.	12/2009	78	M	717	2,223
Průměr		63,333		917,083	2,843

Tabulka 34 – Toshiba hodnoty angiografie karotických tepen

Přístroj	Toshiba Aquilion ONE				
Popis vyšetření	C-carA				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	63	F	916,2	2,840
2.	1/2009	71	M	1089,6	3,378
3.	2/2009	55	F	1417,8	4,395
4.	3/2009	81	M	1633,9	5,065
5.	1/2009	32	F	3833,3	11,883
6.	3/2009	48	M	2110	6,541
7.	4/2009	41	F	402	1,246
8.	4/2009	80	M	476,7	1,478
9.	1/2009	62	F	3833,3	11,883
10.	1/2009	70	M	4808,5	14,906
11.	2/2009	56	F	4315,5	13,378
12.	3/2009	65	M	4109,9	12,741
13.	7/2009	77	F	740,9	2,297
14.	7/2009	46	M	4473,9	13,869
15.	10/2009	32	F	428	1,327
16.	8/2009	84	M	920,4	2,853
17.	9/2009	58	F	1367,3	4,239
18.	9/2009	58	M	4359,4	13,514
19.	10/2009	76	F	4882	15,134
20.	10/2009	55	M	502,3	1,557
21.	11/2009	27	F	373,8	1,159
22.	11/2009	69	M	522,8	1,621
23.	10/2009	62	F	428,3	1,328
24.	12/2009	66	M	637,4	1,976
Průměr		59,750		2024,300	6,275

Tabulka 35 – Philips hodnoty angiografie karotických tepen

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT Angiografie karotických tepen se substrakcí				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	55	F	1441,2	4,468
2.	1/2019	79	M	1598,4	4,955
3.	2/2019	83	F	1188,1	3,683
4.	2/2019	69	M	1506,6	4,670
5.	3/2019	87	F	1204,9	3,735
6.	3/2019	73	M	1298	4,024
7.	4/2019	66	F	1410,2	4,372
8.	4/2019	72	M	1521,2	4,716
9.	5/2019	84	F	1400,1	4,340
10.	5/2019	91	M	1455	4,511
11.	6/2019	85	F	1270,6	3,939
12.	6/2019	79	M	1594,7	4,944
13.	7/2019	65	F	1589	4,926
14.	7/2019	52	M	1488,6	4,615
15.	8/2019	86	F	2124,6	6,586
16.	8/2019	45	M	1662,8	5,155
17.	9/2019	81	F	1325,3	4,108
18.	9/2019	69	M	1764,8	5,471
19.	10/2019	75	F	377,2	1,169
20.	10/2019	74	M	1373	4,256
21.	11/2019	81	F	1172,5	3,635
22.	11/2019	86	M	381,4	1,182
23.	12/2019	67	F	1454,5	4,509
24.	12/2019	40	M	1521,7	4,717
Průměr		72,667		1380,183	4,279

Tabulka 36 – Canon hodnoty angiografie karotických tepen

Přístroj	Canon Aquilion One Genesis				
Popis vyšetření	CTAG				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	63	F	360,8	1,118
2.	1/2019	66	M	299,6	0,929
3.	2/2019	64	F	291,5	0,904
4.	2/2019	73	M	1354,5	4,199
5.	3/2019	39	F	1447,5	4,487
6.	3/2019	67	M	986,8	3,059
7.	4/2019	73	F	291,6	0,904
8.	4/2019	65	M	419,2	1,300
9.	5/2019	55	F	1250,7	3,877
10.	5/2019	71	M	489,1	1,516
11.	6/2019	73	F	339,9	1,054
12.	6/2019	30	M	2161,9	6,702
13.	7/2019	26	F	962,8	2,985
14.	7/2019	73	M	664,9	2,061
15.	7/2019	59	F	1602,5	4,968
16.	7/2019	50	M	310,4	0,962
17.	9/2019	75	F	1602,5	4,968
18.	9/2019	45	M	1642,5	5,092
19.	10/2019	55	F	396,2	1,228
20.	10/2019	62	M	453,4	1,406
21.	11/2019	61	F	251,8	0,781
22.	11/2019	55	M	339,9	1,054
23.	12/2019	73	F	410,9	1,274
24.	12/2019	79	M	338,4	1,049
Průměr		60,500		777,888	2,411

Tabulka 37 – Přehled hodnot DLP a E pro angiografii karotických tepen

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	917,083	385	2956	2,843
Toshiba	2024,300	373,8	4882	6,275
Philips	1380,183	377,2	2124,6	4,279
Canon	777,888	251,8	2161,9	2,411

Tabulka 38 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro angiografii karotických tepen

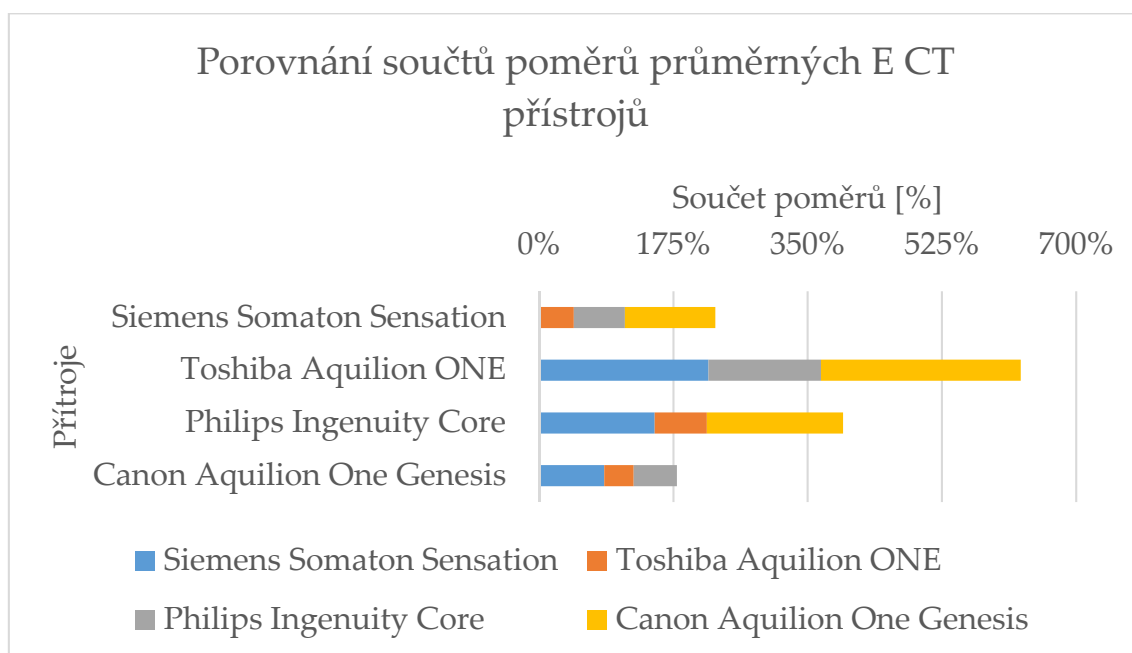
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
	Siemens	743,417	1090,750	2,305
Toshiba	1911,533	2137,067	5,926	6,625
Philips	1329,850	1430,517	4,123	4,435
Canon	767,392	788,383	2,379	2,444

V tabulce č. 37 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Canon s hodnotami DLP = 777,888 mGy·cm a E = 2,411 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Toshiba, s hodnotami DLP = 2024,300 mGy·cm a E = 6,275 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 1246,413 mGy·cm a E = 3,864 mSv.

V tabulce č. 38 lze pozorovat, že na všech přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 39 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro angiografii karotických tepen

Přístroj	Siemens	Toshiba	Philips	Canon
Siemens	100,000	45,304	66,446	117,894
Toshiba	220,732	100,000	146,669	260,230
Philips	150,497	68,181	100,000	177,427
Canon	84,822	38,427	56,361	100,000



Obrázek 5 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro angiografii karotických tepen

V tabulce č. 39 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístrojích z roku 2019, které nahradily přístroje z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, vzrostlo průměrné E o 50,497 % a u přístroje Canon, který nahradil přístroj Toshiba, kleslo průměrné E o 61,573 %. Na obrázku č. 5 lze vidět, že přístroj Canon má nejnižší součet poměrů průměrných E vůči ostatním přístrojům.

5.1.6 Periradikulární terapie

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,015$.

Tabulka 40 – Siemens hodnoty periradikulární terapie

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Private^02_PRT (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	67	F	1810	27,150
2.	1/2009	51	M	645	9,675
3.	2/2009	70	F	1032	15,480
4.	2/2009	53	M	1624	24,360
5.	3/2009	51	F	754	11,310
6.	3/2009	56	M	1519	22,785
7.	4/2009	34	F	2053	30,795
8.	4/2009	40	M	1504	22,560
9.	5/2009	27	F	1129	16,935
10.	5/2009	58	M	866	12,990
11.	6/2009	50	F	1020	15,300
12.	6/2009	55	M	845	12,675
13.	7/2009	62	F	626	9,390
14.	7/2009	47	M	710	10,650
15.	8/2009	63	F	2094	31,410
16.	9/2009	50	M	630	9,450
17.	9/2009	52	F	4095	61,425
18.	9/2009	49	M	3411	51,165
19.	10/2009	54	F	935	14,025
20.	10/2009	31	M	874	13,110
21.	11/2009	54	F	619	9,285
22.	11/2009	34	M	728	10,920
23.	12/2009	63	F	1663	24,945
24.	12/2009	49	M	3208	48,120
Průměr		50,833		1433,083	21,496

Tabulka 41 – Philips hodnoty periradikulární terapie

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT periradikulární terapie provedena na pateri				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	71	F	491,2	7,368
2.	1/2019	65	M	423,7	6,356
3.	2/2019	54	F	466	6,990
4.	2/2019	44	M	189,9	2,849
5.	3/2019	44	F	102	1,530
6.	3/2019	59	M	177,5	2,663
7.	4/2019	52	F	112,8	1,692
8.	4/2019	47	M	172,1	2,582
9.	5/2019	62	F	126,6	1,899
10.	5/2019	38	M	204,6	3,069
11.	6/2019	76	F	513	7,695
12.	6/2019	40	M	228,7	3,431
13.	7/2019	75	F	125	1,875
14.	7/2019	67	M	117	1,755
15.	8/2019	80	F	365,2	5,478
16.	8/2019	60	M	352,2	5,283
17.	9/2019	33	F	151,3	2,270
18.	9/2019	62	M	178,9	2,684
19.	10/2019	66	F	308,4	4,626
20.	10/2019	43	M	422,2	6,333
21.	11/2019	82	F	167,5	2,513
22.	11/2019	39	M	171,6	2,574
23.	12/2019	39	F	158,4	2,376
24.	12/2019	70	M	333,7	5,006
Průměr		57,000		252,479	3,787

Tabulka 42 – Přehled hodnot DLP a E pro periradikulární terapii

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	1433,083	619	4095	21,496
Philips	252,479	102	513	3,787

Tabulka 43 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro periradikulární terapii

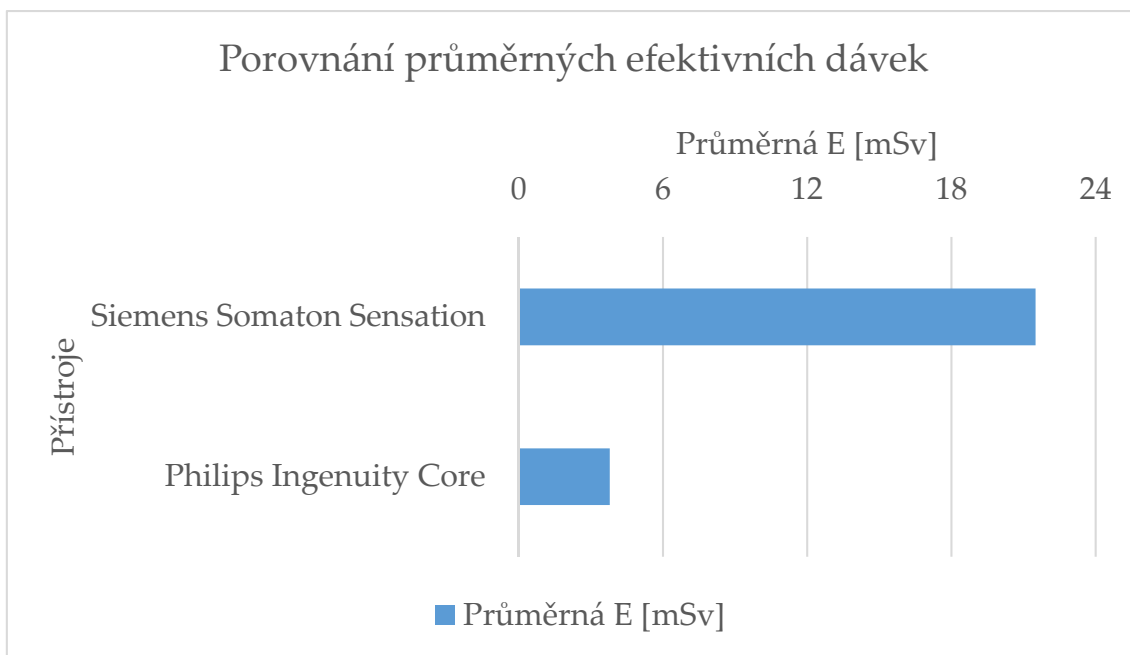
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	1485,833	1380,333	22,288	20,705
Philips	257,283	247,675	3,859	3,715

V tabulce č. 42 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Philips s hodnotami DLP = 252,479 mGy·cm a E = 3,787 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Siemens, s hodnotami DLP = 1433,083 mGy·cm a E = 21,496 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 1180,604 mGy·cm a E = 17,709 mSv.

V tabulce č. 43 lze pozorovat, že na obou přístrojích mají ženy vyšší průměrné DLP a E než muži.

Tabulka 44 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro periradikulární terapii

Přístroj	Přístroj	Philips
Siemens	100,000	567,605
Philips	17,618	100,000



Obrázek 6 – Graf porovnání průměrných efektivních dávek CT přístrojů pro periradikulární terapii

V tabulce č. 44 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístroji z roku 2019, který nahradil přístroj z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, kleslo průměrné E o 82,382 %. Obrázek č. 6 graficky znázorňuje porovnání průměrných E.

5.1.7 Polytraumatický protokol

Pro převod DLP na E zde byl využit $k_t = 0,015$.

Tabulka 45 – Siemens hodnoty vyšetření polytrauma

Přístroj	Siemens Somaton Sensation				
Popis vyšetření	Specials^01_POLYTRAUMA (Adult)				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2009	21	F	2869	43,035
2.	1/2009	23	M	2862	42,930
3.	2/2009	75	F	3380	50,700
4.	2/2009	27	M	3332	49,980
5.	3/2009	27	F	2159	32,385
6.	3/2009	40	M	2711	40,665
7.	4/2009	18	F	3772	56,580
8.	4/2009	31	M	3390	50,850
9.	5/2009	32	F	2403	36,045
10.	5/2009	21	M	2653	39,795
11.	6/2009	45	F	3096	46,440
12.	6/2009	62	M	3438	51,570
13.	7/2009	65	F	3688	55,320
14.	7/2009	54	M	2536	38,040
15.	8/2009	26	F	3144	47,160
16.	8/2009	34	M	3388	50,820
17.	9/2009	63	F	2892	43,380
18.	9/2009	23	M	3528	52,920
19.	10/2009	30	F	2786	41,790
20.	10/2009	21	M	3630	54,450
21.	12/2009	49	F	2092	31,380
22.	11/2009	27	M	2535	38,025
23.	12/2009	23	F	2811	42,165
24.	12/2009	43	M	3560	53,400
Průměr		36,667		3027,292	45,409

Tabulka 46 – Philips hodnoty vyšetření polytrauma

Přístroj	Philips Ingenuity Core				
Popis vyšetření	CT polytrauma mozek,C pater,hrudnik,bricho,panev skl i.v				
Číslo	Datum vyšetření	Věk	Pohlaví	DLP [mGy · cm]	E [mSv]
1.	1/2019	28	F	4039,9	60,599
2.	1/2019	36	M	4190,5	62,858
3.	2/2019	54	F	4729,2	70,938
4.	2/2019	61	M	4597,5	68,963
5.	3/2019	47	F	5053,8	75,807
6.	3/2019	16	M	5064,4	75,966
7.	4/2019	19	F	5062,9	75,944
8.	4/2019	76	M	4648,1	69,722
9.	5/2019	21	F	4632,6	69,489
10.	5/2019	48	M	4811	72,165
11.	6/2019	48	F	2524,8	37,872
12.	6/2019	38	M	2575,4	38,631
13.	7/2019	22	F	4659,8	69,897
14.	7/2019	25	M	4718,3	70,775
15.	8/2019	44	F	4937,1	74,057
16.	8/2019	73	M	4965,1	74,477
17.	9/2019	20	F	5091,3	76,370
18.	9/2019	64	M	4757,1	71,357
19.	10/2019	65	F	4800,8	72,012
20.	10/2019	42	M	5140,9	77,114
21.	11/2019	50	F	4558,3	68,375
22.	11/2019	18	M	5092,6	76,389
23.	12/2019	41	F	5068,2	76,023
24.	12/2019	61	M	5147,1	77,207
Průměr		42,375		4619,446	69,292

Tabulka 47 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření polytrauma

Přístroj	Průměrné DLP [mGy·cm]	Minimální DLP [mGy·cm]	Maximální DLP [mGy·cm]	Průměrná E [mSv]
Siemens	3027,292	2092	3772	45,409
Philips	4619,446	2524,8	5147,1	69,292

Tabulka 48 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření polytrauma

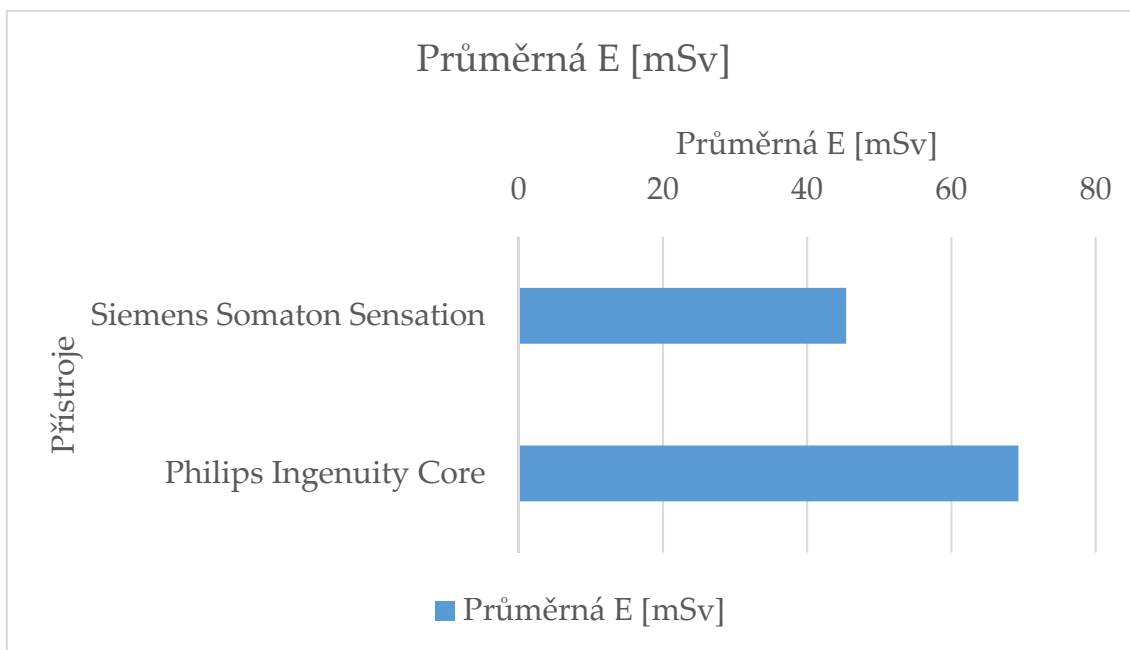
Přístroj	Průměrná DLP ženy [mGy·cm]	Průměrná DLP muže [mGy·cm]	Průměrná E ženy [mSv]	Průměrná E muže [mSv]
Siemens	2924,333	3130,250	43,865	46,954
Philips	4596,558	4642,333	68,948	69,635

V tabulce č. 47 lze vidět, že nejnižší průměrné hodnoty DLP a E dosáhlo CT Siemens, s hodnotami DLP = 3027,292 mGy·cm a E = 45,409 mSv. Nejvyšších průměrných hodnot DLP a E dosáhlo CT Philips, s hodnotami DLP = 4619,446 mGy·cm a E = 69,292 mSv. Jedná se o rozdíl DLP = 1592,154 mGy·cm a E = 23,882 mSv.

V tabulce č. 48 lze pozorovat, že na obou přístrojích mají muži vyšší průměrné DLP a E než ženy.

Tabulka 49 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření polytrauma

Přístroj	Siemens	Philips
Siemens	100,000	65,534
Philips	152,593	100,000



Obrázek 7 – Graf porovnání průměrných efektivních dávek CT přístrojů pro vyšetření polytrauma

V tabulce č. 49 lze pozorovat poměry průměrných E mezi posuzovanými CT přístroji, uvedené v procentech. Z těchto dat lze vyčíst, o kolik se změnila průměrná E na přístroji z roku 2019, který nahradil přístroj z roku 2009. U přístroje Philips, který nahradil přístroj Siemens, stoupl průměrný E o 52,593 %. Obrázek č. 7 graficky znázorňuje porovnání průměrných E.

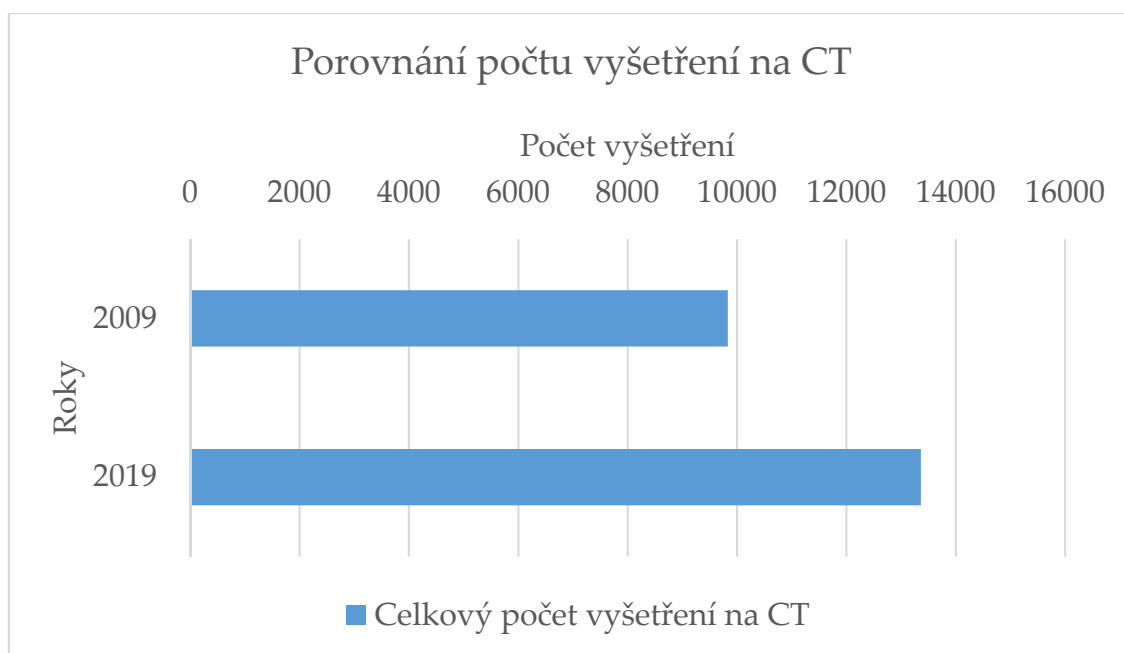
5.2 Počet provedených CT vyšetření v letech 2009 a 2019

Tabulka 50 – Kvanta provedených vyšetření na CT z let 2009 a 2019

Měsíc	2009	2019
Leden	932	1254
Únor	766	1 002
Březen	869	1114
Duben	879	1220
Květen	807	1 248
Červen	904	1140
Červenec	794	895
Srpen	750	961
Září	774	909
Říjen	854	1348
Listopad	792	1226
Prosinec	711	1044
Celkem	9832	13361

Tabulka 51 – Porovnání poměrů kvant vyšetření z let 2009 a 2019

Rok	2009	2019
2009	100,000	73,587
2019	135,893	100,000



Obrázek 8 – Graf porovnání kvant provedených vyšetření na CT z let 2009 a 2019

Z tabulky č. 50 lze zjistit, že v roce 2009 bylo provedeno celkem 9 832 CT vyšetření a v roce 2019 bylo provedeno celkově 13 361 CT vyšetření. Data tabulky č. 51 udávají, že celkový počet vyšetření vzrostl o 35,893 %. Obrázek č. 8 představuje grafické znázornění porovnání počtů celkových CT vyšetření pro roky 2009 a 2019.

6 DISKUZE

Hlavním cílem této práce bylo zjistit, k jaké došlo změně, co se týká průměrné radiační zátěže pacienta u vybraných typů vyšetření ve vybraném zdravotnickém zařízení fakultního typu. Data byla sbírána z let 2009 a 2019, jedná se tedy o časový úsek 10 let. Byl porovnán soubor pacientů vyšetřených na CT v roce 2009, se souborem pacientů vyšetřených na CT na témže pracovišti, ale novějšími přístroji v roce 2019. Pro porovnání bylo vybráno sedm typů vyšetření, které patří mezi nejčastější. Mezi posuzovaná vyšetření patří vyšetření hrudníku s podáním KL, vyšetření mozku, vyšetření břišní dutiny a malé pánve s podáním KL, vyšetření LS páteře, angiografické vyšetření karotických tepen, intervenční výkon PRT s kontrolou na CT a traumatologický protokol neboli vyšetření polytrauma. Data byla sbírána pro čtyři různá CT, z čehož dvě byly v provozu v roce 2009 a dvě byly v provozu v roce 2019 a jsou aktivní doposud. Posuzovanými CT přístroji za rok 2009 jsou Siemens Somatom Sensation a Toshiba Aquilion ONE, a za rok 2019 Philips Ingenuity Core a Canon Aquilion One Genesis.

Z hlediska průměrných DLP a odvozených průměrných E dopadl nejlépe CT přístroj Canon Aquilion One Genesis. Toto CT mělo nejnižší hodnoty radiační zátěže u čtyř z pěti vyšetření na něm prováděných. Naopak CT přístroj Toshiba Aquilion ONE, který byl Canonem nahrazen, se ukázal z hlediska výše hodnot DLP a E jako nejhorší. Měl nejvyšší hodnoty u čtyř z pěti vyšetření. Dosahoval v průměru více jak dvojnásobných hodnot oproti Canonu. To může být způsobeno tím, že u přístroje Canon Aquilion One Genesis jsou využity metody iterace, jež mohou radiační zátěž pacienta snížit. U zbylých dvou vyšetření, která se na Toshiba a Canonu neprováděly, dopadly přístroje Siemens a Philips následně. U periradikulární terapie dopadl lépe přístroj Philips Ingenuity Core, který měl radiační zátěž oproti CT přístroji Siemens Somatom Sensation nižší

o 82,382 %. Data u traumatologického vyšetření dopadla o trochu vyrovnaněji, nižší hodnoty měl CT přístroj Siemens Somatom Sensation, a to o 52,593 %.

Ukázalo se tedy, že náhrada CT přístroje Toshiba Aquilion ONE (2009) CT přístrojem Canon Aquilion One Genesis (2019) měla za následek značné snížení radiační zátěže. A výměna CT přístroje Siemens Somatom Sensation (2009) za CT přístroj Philips Ingenuity Core (2019) nepřinesla tak razantní změnu výše radiační zátěže, jelikož je u těchto přístrojů radiační zátěž skoro totožná u dvou vyšetření, u třech vyšetření je radiační zátěž nižší u staršího CT přístroje a u dvou vyšetření je nižší u novějšího CT přístroje.

Je nezbytné vzít v potaz, že hlavním diagnostickým cílem není snižovat radiační zátěž za cenu kvality obrazu, ale získat co nejlepší diagnostickou výtěžnost při co nejmenší radiační zátěži. Se snižující se radiační zátěží často dochází ke zvýšení rozsahu a kvality zobrazení, v důsledku čehož zátěž znovu roste. To je viditelné na parametrech protokolů, které prodělaly značný vývoj během sledovaných let. U několika protokolů například vzrostl počet fází, ve kterých je vyšetření prováděno. Následkem toho radiační zátěž výrazně neklesla, případně zůstala shodná, v nejhorším případě dokonce vzrostla, ale za cenu toho se výrazně zvýšila diagnostická výtěžnost a kvalita zobrazení daného vyšetření. U vyšetření, kde se počty fází nenavýšovaly, lze doložit výrazný pokles dávky, například tomu tak je u periradikulární terapie.

Nesmí se však zapomínat na to, že i přes vývoj nových metod a možností redukce radiační zátěže, je hlavním faktorem, který ovlivňuje radiační zátěž pacienta, radiologický asistent. A proto je nutné, aby byli tito pracovníci co nejvíce vzdělaní ve svém oboru a měli k dispozici co nejkomplexnější informace o metodě, se kterou pracují.

Při hledání kauzálního vztahu mezi pohlavím pacienta a výší obdržené efektivní dávky či DLP, se ukázalo, že souvislost mezi zmíněnými proměnnými může doopravdy existovat. U šesti ze sedmi zkoumaných vyšetření měli muži vyšší průměrnou efektivní dávku oproti ženám. Tato spojitost platila u všech posuzovaných CT vyšetření, s výjimkou periradikulární terapie, kdy měly ženy vyšší průměrnou efektivní dávku než muži. Souvislost mezi pohlavím a výší průměrné efektivní dávky, platila absolutně u každého zkoumaného vyšetření, na všech přístrojích. Tato kauzalita se projevovala malou odchylkou průměrné efektivní dávky daného pohlaví od celkové průměrné dávky daného vyšetření. Tato odchylka byla řádově v jednotkách procent.

Bohužel však nejde s jistotou říct, že se jedná čistě o pohlaví pacienta, které v této souvislosti hraje roli. Mohlo by se jednat o fakt, že muži jsou v průměru vyšší a těžší než ženy. Což může mít za následek, že mají tedy v průměru vyšší obdrženou efektivní dávku. Při sběru dat v rámci této práce však bylo možné získat informace o váze a výšce pacienta jen u některých přístrojů, proto nebyly tyto informace, v zájmu zachování homogenity souboru dat, zařazeny do výzkumu. Pro další zkoumání této kauzality by bylo tedy nutné sesbírat soubor dat, který by obsahoval informace o pohlaví, váze a výšce pacienta a o jeho obdržené hodnotě DLP.

Při pokusu prokázat souvislost mezi věkem pacienta a mezi výší jeho obdržené dávky, bohužel nebyla získána žádná validní data poukazující na hledanou kauzalitu. Příčinnost byla hledána způsobem vytvoření řady grafů závislostí věku na DLP či efektivní dávce. Tyto grafy však neposkytly žádná smysluplná data. Závěrem tedy je, že tato souvislost buďto neexistuje, nebo je zapotřebí využít značně větší soubor dat, aby byl výsledek signifikantně významný.

Dalším cílem práce bylo zjistit, zdali vzrostl počet provedených vyšetření mezi lety 2009 a 2019. Z dat poskytnutých nemocnicí bylo zjištěno, že v roce 2009 bylo provedeno 9 832 CT vyšetření a v roce 2019 tento počet vzrostl na 13 361 provedených vyšetření. To značí nárůst o 35,893 % během deseti let. Tento nárůst může mít za následek několik faktorů. Prvním z těchto faktorů je rostoucí dostupnost CT vyšetření, dále rozšiřující se indikace k CT vyšetření nebo například snižující se průměrná radiační zátěž CT vyšetření. V důsledku zmiňovaných faktorů pravděpodobně roste počet lékařem předepsaných vyšetření. Následkem rostoucího počtu provedených vyšetření na CT, i přes klesající individuální průměrnou dávku pacienta, roste dávka kolektivní.

7 ZÁVĚR

Tato práce se věnovala porovnávání radiační zátěže vyšetření na výpočetní tomografii z let 2009 a 2019. Byl porovnán soubor pacientů vyšetřených na CT v roce 2009 se souborem pacientů vyšetřených na CT na témže pracovišti, ale novějšími přístroji v roce 2019. Bylo zjištěno, že průměrná radiační zátěž u pacientů za 10 let opravdu klesla, ačkoliv v důsledku zvýšení diagnostické výtěžnosti ne o tolik, o kolik by ji bylo možné snížit. Dále bylo zjištěno navýšení celkového počtu CT vyšetření o 35,893 %. Byla zkoumána závislost výše radiační zátěže na věku a pohlaví pacienta. V případě závislosti na pohlaví byla zjištěna možná kauzalita, která by ale ke svému úplnému potvrzení vyžadovala další výzkum. V případě proměnné věku pacienta nebyla nalezena souvislost, ale hypotéza o kauzálním vztahu mezi věkem pacienta a výší radiační zátěže, by také vyžadovala podrobnější výzkum ke svému vyvrácení či podpoření.

V teoretické části práce byla popsána výpočetní tomografie, přesněji její historický vývoj, základní princip, generace, nejdůležitější technické varianty a současnost a budoucnost této metody. Teoretická část dále obsahuje kapitolu a radiační ochraně, ve které byly popsány základní veličiny radiační ochrany, speciální veličiny používané u CT a radiobiologické účinky ionizujícího záření. Poslední kapitola teoretické části obsahuje nástin možností optimalizace radiační zátěže u CT.

Praktická část práce se zaměřuje na práci se sesbíranými daty. Jsou zde nejdříve popsány posuzované CT přístroje a vyšetření, a poté metodika sběru dat. Dále zde byla prezentována nasbíraná a zpracovaná data, včetně grafů.

V praxi by mohla bakalářská práce pomoci k rozšíření povědomí radiologických asistentů (jakožto hlavního faktoru v problematice snižování radiační zátěže pacienta) o možnostech optimalizace výše radiační zátěže.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AIDR – Adaptive Iterative Dose Reduction (adaptivní iterativní dávková redukce)

CT – Computed tomography (výpočetní tomografie)

CTA – Angiografie na výpočetní tomografii

CTDI – Computed Tomography Dose Index (dávkový index výpočetní tomografie)

DECT – Dual Energy Computed Tomography (výpočetní tomografie s duální energií záření)

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine (digitální zobrazování a komunikace v medicíně)

DLP – Dose Length Product

DSCT – Dual Source Computed Tomography (výpočetní tomografie s duálním zdrojem záření)

EBCT – Electron Beam Computed Tomography (výpočetní tomografie elektronovým svazkem)

EKG – Elektrokardiografie

EMI – Electric and Musical Industries

FIRST – Forward Projected Model-based Iterative Reconstruction SoluTion (iterativní rekonstrukce založená na modelu dopředné projekce)

GE – General Electric

GIT – Gastrointestinální trakt

Gy – Gray

HRCT – High-Resolution Computed Tomography (výpočetní tomografie s vysokým rozlišením)

HU – Hounsfield Unit (Hounsfieldova jednotka)

i.v. – Intravenózní

JKL – Jódová kontrastní látka

KL – Kontrastní látka

LS – LumboSacral

MDCT – Multidetektorové výpočetní tomografie

MPR – Multiplanární rekonstrukce

MSCT – Multi-Slice Computed Tomography (víceřezová výpočetní tomografie)

PACS – Picture Archiving and Communication System (systém pro archivaci a sdílení obrazových dat)

PET – Pozitronová emisní tomografie

PRT – Periradikulární terapie

RTG – Rentgenové

SD – Soubor dat

SI – Svazek informací

SNR – Signal to Noise Ratio (poměr signálu k šumu)

SPECT – Single-Photon Emission Computed Tomography (jedno fotonová emisní tomografie)

Sv – Sievert

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
2. PODZIMEK, František. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. 2. dotisk 1. vydání. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2017. ISBN 978-80-01-05319-5.
3. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
4. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
5. HSIEH, Jiang. *Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. Bellingham, WA: SPIE Optical Engineering Press, c2003. ISBN isbn0-8194-4425-1.
6. SEERAM, Euclid. *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. Fourth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, [2016]. ISBN isbn978-0-323-31288-2.
7. ROMANS, Lois E. *Computed tomography for technologists: a comprehensive text*. Philadelphia: Wollters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2011. ISBN 9780781777513.
8. BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.

9. MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: perfuzní vyšetření*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-185-8.
10. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
11. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
12. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.
13. FERDA, Jiří, Jan BAXA, Hynek MÍRKA a Tomáš VENDIŠ. *Česká radiologie: Czech radiology* [online]. Praha: Galén, s.r.o, 2018, **72**(4) [cit. 2020-04-04]. ISSN 1210-7883. Dostupné z:
http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1804_219_227.pdf
14. ZINSSER, Dominik, Roy MARCUS, Ahmed OTHMAN, Fabian BAMBERG, Konstantin NIKOLAOU, Thomas FLOHR a Mike NOTOHAMIPRODJO. Dose Reduction and Dose Management in Computed Tomography – State of the Art. *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* [online]. 2018, **190**(06), 531-541 [cit. 2020-04-04]. DOI: 10.1055/s-0044-101261. ISSN 1438-9029. Dostupné z:
<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0044-101261>

15. BRUDER, H, R RAUPACH, J SUNNEGARDH, T ALLMENDINGER, E KLOTZ, K STIERSTORFER a T FLOHR. Novel iterative reconstruction method with optimal dose usage for partially redundant CT-acquisition. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2015, **60**(21), 8567-8582 [cit. 2020-04-04]. DOI: 10.1088/0031-9155/60/21/8567. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/60/21/8567>

16. PELC, Norbert J. Recent and Future Directions in CT Imaging. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 2014, **42**(2), 260-268 [cit. 2020-04-01]. DOI: 10.1007/s10439-014-0974-z. ISSN 0090-6964. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-014-0974-z>

17. *Aquilion ONE: WORLD'S FIRST DYNAMIC VOLUME CT SYSTEM* [online]. [cit. 2020-04-06]. Dostupné z: <https://eu.medical.canon/product-solutions/computed-tomography/aquilion-one/>

18. *Aquilion ONE / GENESIS Edition* [online]. [cit. 2020-04-06]. Dostupné z: <https://us.medical.canon/products/computed-tomography/aquilion-one-genesis/>

19. MATTHEWS, Marianne. 64 DETECTOR CT. In: *AXIS: Imaging News* [online]. Mar 13 2007 [cit. 2020-05-01]. Dostupné z: <https://www.axisimagingnews.com/radiology-products/imaging-equipment/ct/64-detector-ct-and-beyond>

20. Ingenuity Core: CT Scanner. *Philips* [online]. [cit. 2020-05-01]. Dostupné z: <https://www.philips.co.in/healthcare/product/HCNCTD320/ingenuity-core-ct-scanner>

21. CHRISTNER, Jodie A., James M. KOFLER a Cynthia H. MCCOLLOUGH.
Estimating Effective Dose for CT Using Dose–Length Product Compared
With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International
Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy
Scanning. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2010, **194**(4), 881-889 [cit.
2020-05-19]. DOI: 10.2214/AJR.09.3462. ISSN 0361-803X. Dostupné z:
<http://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.09.3462>

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření hrudníku s KL	54
Obrázek 2 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření mozku.....	60
Obrázek 3 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření břicha s KL	66
Obrázek 4 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro vyšetření LS páteře	72
Obrázek 5 – Graf porovnání součtů poměrů průměrných E CT přístrojů pro angiografii karotických tepen	78
Obrázek 6 – Graf porovnání průměrných efektivních dávek CT přístrojů pro periradikulární terapii.....	82
Obrázek 7 – Graf porovnání průměrných efektivních dávek CT přístrojů pro vyšetření polytrauma	86
Obrázek 8 – Graf porovnání kvant provedených vyšetření na CT z let 2009 a 2019	88

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 – Siemens Somatom Sensation parametry přístroje	36
Tabulka 2 – Toshiba Aquilion ONE parametry přístroje.....	37
Tabulka 3 – Philips Ingenuity Core parametry přístroje	38
Tabulka 4 – Canon Aquilion One Genesis parametry přístroje.....	39
Tabulka 5 – Siemens hodnoty vyšetření hrudníku s KL.....	49
Tabulka 6 – Toshiba hodnoty vyšetření hrudníku s KL	50
Tabulka 7 – Philips hodnoty vyšetření hrudníku s KL	51
Tabulka 8 – Canon hodnoty vyšetření hrudníku s KL.....	52
Tabulka 9 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření hrudníku s KL	53
Tabulka 10 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření hrudníku s KL	53
Tabulka 11 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření hrudníku s KL	54
Tabulka 12 – Siemens hodnoty vyšetření mozku.....	55
Tabulka 13 – Toshiba hodnoty vyšetření mozku	56
Tabulka 14 – Philips hodnoty vyšetření mozku	57
Tabulka 15 – Canon hodnoty vyšetření mozku.....	58
Tabulka 16 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření mozku	59
Tabulka 17 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření mozku.....	59
Tabulka 18 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření mozku.....	60
Tabulka 19 – Siemens hodnoty vyšetření břicha s KL	61
Tabulka 20 – Toshiba hodnoty vyšetření břicha s KL	62
Tabulka 21 – Philips hodnoty vyšetření břicha s KL	63
Tabulka 22 – Canon hodnoty vyšetření břicha s KL	64
Tabulka 23 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření břicha s KL	65

Tabulka 24 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření břicha s KL	65
Tabulka 25 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření břicha s KL	66
Tabulka 26 – Siemens hodnoty vyšetření LS páteře.....	67
Tabulka 27 – Toshiba hodnoty vyšetření LS páteře.....	68
Tabulka 28 – Philips hodnoty vyšetření LS páteře	69
Tabulka 29 – Canon hodnoty vyšetření LS páteře.....	70
Tabulka 30 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření LS páteře	71
Tabulka 31 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření LS páteře	71
Tabulka 32 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření LS páteře	72
Tabulka 33 – Siemens hodnoty angiografie karotických tepen	73
Tabulka 34 – Toshiba hodnoty angiografie karotických tepen.....	74
Tabulka 35 – Philips hodnoty angiografie karotických tepen.....	75
Tabulka 36 – Canon hodnoty angiografie karotických tepen	76
Tabulka 37 – Přehled hodnot DLP a E pro angiografii karotických tepen.....	77
Tabulka 38 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro angiografii karotických tepen	77
Tabulka 39 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro angiografii karotických tepen	78
Tabulka 40 – Siemens hodnoty periradikulární terapie.....	79
Tabulka 41 – Philips hodnoty periradikulární terapie	80
Tabulka 42 – Přehled hodnot DLP a E pro periradikulární terapii.....	81
Tabulka 43 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro periradikulární terapii.....	81
Tabulka 44 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro periradikulární terapii.....	82

Tabulka 45 – Siemens hodnoty vyšetření polytrauma.....	83
Tabulka 46 – Philips hodnoty vyšetření polytrauma	84
Tabulka 47 – Přehled hodnot DLP a E pro vyšetření polytrauma.....	85
Tabulka 48 – Přehled průměrných DLP a E v závislosti na pohlaví pro vyšetření polytrauma	85
Tabulka 49 – Porovnání poměrů průměrných E mezi CT přístroji pro vyšetření polytrauma	86
Tabulka 50 – Kvanta provedených vyšetření na CT z let 2009 a 2019.....	87
Tabulka 51 – Porovnání poměrů kvant vyšetření z let 2009 a 2019	87

12 SEZNAM PŘÍLOH