



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Studies

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Bakalářská práce

Možnosti snížení radiační zátěže u pacientů při počítačové tomografii a angiografických vyšetřeních

Vypracoval: Eugen Šoltés
Vedoucí práce: Mgr. Dušan Hejna

České Budějovice 2014

Abstrakt

Tématem této bakalářské práce je nalezení možností snížení radiační zátěže při počítačové tomografii a angiografických vyšetřeních. Zaměřuji se na vyjádření radiační zátěže u radiodiagnostických přístrojů z oblasti kardiologie používaných na pracovištích IKEM, a to při vyšetřeních CT koronarografie a u invazivní metody selektivní koronarografie. Práce je dělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá problematikou možností snižování radiační zátěže, výpočetní tomografií a angiografickými vyšetřeními. Člověk je ozařován z přírodních zdrojů, ale nás především zajímá jeden z umělých zdrojů, ozáření lékařské. Při radiodiagnostickém výkonu se využívá ionizující záření nepřímou cestou. Možnosti snížení radiační zátěže závisí na diagnostickém či terapeutickém využití zdrojů rentgenového záření, za níž je odpovědný indikující lékař, ale také lékař, který výkon provádí. Odpovědnost za aplikaci či provedení výkonu má taktéž radiologický asistent. Ochrana pacientů před radiačním zářením zahrnuje technické a organizační faktory, které vedou k podstatnému snižování radiační zátěže. Mezi technické parametry patří především vhodné nastavení expozičních parametrů, volba vzdálenosti ohniska rentgenky od povrchu těla nemocného, využití fixačních či stínících pomůcek atd. Dále se v teoretické části zabývám popisem výpočetní tomografie. Zde jsem se zaměřil na CT vyšetření srdce s aplikací kontrastní látky a nativní vyšetření ischemické choroby srdeční. Jedná se o zobrazovací metodu, která využívá digitální zpracování dat z průchodu rentgenového záření v mnoha směrech danou vrstvou. CT vyšetření může být provedeno konvenční (sekvenční) nebo spirální metodou. Výpočetní tomografie je známá nejen možnostmi neinvazivního získávání informací o epikardiálně uložených koronárních arteriích, ale také schopností zhodnotit srdeční strukturu a funkci. Díky zvyšování časového a prostorového rozlišení a neustálému vývoji CT přístrojů i softwaru je možné provádět stále podrobnější a kvalitnější rekonstrukce snímků potřebných pro hodnocení srdečních struktur, jako jsou např. koronární tepny, plicní žíly, síně, komory, aorta, a jiných hrudních tepenných a žilních struktur. Radiační zátěž závisí také na zvolené synchronizaci náběru dat s EKG. V teoretické části se zaměřujeme rovněž na nativní

vyšetření pacientů s ischemickou chorobou srdeční, a to za pomoci detekce kalcifikací koronárních tepen - kalciové skóre. Dalším popisovaným vyšetřením je CT angiografie, která se významně podílí na kvalitním vyšetření koronárních bypassů, restenózy stentů, vyšetření srdečních struktur nebo onemocnění perikardu či velkých tepen. Zásadní význam má, při diagnostice aneurysmatu či disekci aorty. Teoretická část se také zabývá angiografickým vyšetřením srdce. Opět bylo uvedeno technické rozdělení angiografických zobrazovacích systémů, do nichž se řadí konvenční angiografie, digitální subtrakční angiografie a technologie 3D zobrazení. Zmíněny jsou také další intervenční zákroky v kardiologii. Mezi hlavní spadá selektivní koronarografie, na kterou jsem se zaměřil i v praktické části.

V praktické části práce jsou prezentovány výsledky provedených vyšetření CT koronarografie a selektivní koronarografie na jednotlivých přístrojích. Sběr dat byl prováděn v IKEM v Praze. V roce 2002 se používal přístroj Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner, použil jsem hodnoty z 50 provedených vyšetření. V roce 2009 se vyšetření prováděla na přístroji Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner a v roce 2013 na přístroji Siemens Somatom Definition Flash (2x128). Opět byla použita data z 50 vyšetření na každém přístroji. U selektivní koronarografie byly využity záznamy ze čtyř přístrojů se stejným počtem 50 vybraných vyšetření na každém z nich. V roce 2005 byl k dispozici přístroj Siemens Coroskop T.O.P, ze stejného roku byl proveden sběr dat. Tento přístroj byl na původním pracovišti na sále 2, do nového již nebyl přesunut pro technické důvody. Od roku 2006 byl uveden do provozu na sále 2 Siemens Axiom Artis dFC, data byla sbírána taktéž z tohoto roku. V roce 2011 byl nahrazen nejnovějším přístrojem Siemensem Artis Zee - Floor, sál 1, u něhož data byla čerpána z roku 2012. Poslední data, která jsme získali v roce 2013, byly z výkonů provedených na systému Siemens Axiom Artis dTC, na sále 2. Siemens Axiom Artis dTC disponuje v IKEM od roku 2006 a slouží až dodnes.

Cílem práce bylo zhodnotit možnosti snížení dávek u pacienta při počítačové tomografii a angiografických vyšetřeních a zjistit efektivitu snížení radiační zátěže při jednotlivých vyšetřeních. Dalším cílem bylo porovnat současnou radiační zátěž

s výsledky minulých let u přístrojů, na kterých se vyšetření prováděla. Posledním cílem bylo stanovit možnosti snížení radiační zátěže na jednotlivých pracovištích.

První výzkumná otázka práce - sníží se radiační zátěž pomocí nastavení vhodných expozičních parametrů při zachování vysoké diagnostické hodnotě snímků pacienta při CT a angiografických vyšetřeních? Radiační zátěž lze snížit nastavením vhodných expozičních parametrů u CT pomocí spirálního vyšetření. U selektivní koronarografie se radiační zátěž sníží za předpokladu využití clon nebo změnou pozice úhlu C - ramena. U obou vyšetření lze nastavit parametr low dose, kterým se docílí kvalitního obrazu z nízkou hodnotou šumu. Druhá výzkumná otázka práce zní, je závislé snížení radiační zátěže u vyšetření pacienta na druhu, typu a stáří přístroje? V interpretaci dat je viditelné, že typ a stáří přístroje mají jednoznačný vliv na snížení radiační zátěže, přestože to závisí také na jiných parametrech. CT koronarografie (CTCA) je schopna spolehlivě vyloučit přítomnost koronární nemoci pacientů, u kterých lze očekávat nevýznamný či negativní nález. CTCA je vhodným vyšetřením pro určení prognózy pacienta s nahromaděním rizikových faktorů. Její rutinní využití vede ke snižování počtu invazivních koronarografií, nicméně u pacientů s velkými klinickými obtížemi či bolestmi na hrudi je stále v popředí selektivní koronarografie, která v kombinaci s koronární angioplastikou mnohdy nemocnému zachrání život.

Klíčová slova:

radiační zátěž, výpočetní tomografie, angiografická vyšetření, CT koronarografie, selektivní koronarografie.

Abstract

The bachelor's thesis explores possible ways of reducing radiation dose burden during computed tomography and angiography assessments. It is focused on expressing radiation dose burden in radiodiagnostic cardiology devices used at the sites of IKEM (Institute for Clinical and Experimental Medicine), specifically for CT coronary angiography assessments and for the invasive method of selective coronary angiography. The thesis is divided into the theoretical and practical parts. The theoretical part describes the possibilities of reducing radiation dose burden, computed tomography and angiography assessments. Human beings receive radiation from natural sources; however, we are interested particularly in one of artificial sources, i.e. medical irradiation. Indirect ionizing radiation is used during radiodiagnostic procedures. Possibilities of reducing the radiation load depend on the type of diagnostic or therapeutic using of x-ray radiation sources where the responsibility is borne by the indicating physician as well as the physician who performs the procedure. The radiology assistant is responsible for the application or procedure too. Radiation protection of patients includes technical and organizational factors that lead to an essential reduction of the radiation burden. Technical parameters include particularly suitable settings of exposure parameters, choice of the x-ray tube focus distance from the surface of the patient's body, use of fixing or screening aids etc. The theoretical part deals with description of the computed tomography. This section is focused on cardiac CT assessment with a contrast medium, and native assessment of ischemic heart disease. It is an imaging method that uses digital image processing methods to process data obtained from x-ray radiation passage through a given layer in many directions. CT assessment may use the conventional (sequential) or spiral methods. Computed tomography has been known not only as a method of non-invasive acquiring of information about coronary arteries, but also for its ability to assess the heart structure and function. Thanks to continued enhancement of resolution in time and space, and thanks to continued improvement of CT instruments and software, ever more detailed, higher-quality reconstructions of scans can be obtained, which are needed to evaluate

heart structures such as coronary arteries, pulmonary veins, atria, ventricles, the aorta and other thoracic arterial and venous structures. The radiation burden depends also on the synchronization of data acquisition with ECG. The theoretical part, moreover, focuses on native assessment of ischemic heart disease using the detection of coronary artery calcifications – the calcium score. CT coronary angiography is another imaging modality described herein; this imaging provides an important contribution to assessment of coronary bypasses, stent restenoses, examination of heart structures or pericardial or large arterial diseases. However, this method is of crucial importance in the diagnostic of an aneurysm or aortic dissection. The theoretical part also describes coronary angiography. Again, technical classification of imaging angiography systems is presented, which include conventional angiography, digital subtraction angiography, and 3D imaging technologies. Other intervention procedures in cardiology are also mentioned. The major ones include selective coronary angiography, mentioned also in the practical part.

The practical part presents the results of performed CT coronary angiography and selective coronary angiography assessments using individual instruments. Data collection was performed at IKEM in Prague. In 2002, Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner was used; I collected values from 50 exams. In 2009, exams were done using Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner, and using Siemens Somatom Definition Flash (2x128) in 2013. Data from 50 exams per each CT scanner were used. For selective coronary angiography, 50 records from each of 4 angiography system were collected. In 2005, Siemens Coroskop T.O.P was available, and data collection was performed for the same year. This instrument was located in room 2 at the original site, but it was not moved to the new site for technical reasons. From 2006, Siemens Axiom Artis dFC was commissioned in room 2, and data were collected from this year. In 2011, it was replaced by the newest system Siemens Artis Zee – Floor, room 1, for which the data were used for 2012. The most recent data were obtained from year 2013; the data were gained from Siemens Axiom Artis dTC, room 2. Siemens Axiom Artis dTC has been available at IKEM since 2006 and is still used until today.

The purpose of the thesis was to evaluate the possibilities of reducing patient doses in computed tomography and angiography assessments, and to determine the efficacy of reducing radiation burden in individual assessments. Another purpose was to compare the current radiation burden with the results of previous years for systems used for the exams. And finally, the last purpose was to determine the possibilities of reducing radiation burden at individual sites.

The first research question of the thesis – will the radiation burden be reduced using the settings of suitable exposure parameters while preserving high diagnostic value of the patient scans in CT and angiography assessments? The radiation load can be reduced by setting suitable exposure parameters in CT using spiral assessment. In SKG, the radiation burden can be reduced provided that collimators are used or by changing the position of the C-arm angle. Low dose parameter can be set in both types of exam, which provides a good-quality image without noise. The second research question of the thesis – does the reduction of radiation burden during patient exam depend on the system category, type and age? Data interpretation shows that type and age of the imaging systems have a clear impact on the reduction of the radiation burden, although this also depends on other parameters. CT coronary angiography can exclude with reliability the presence of coronary diseases in those patients where an insignificant or negative finding can be expected. CTCA is suitable to determine the prognosis in patients with accumulated risk factors. Its routine use leads to a reduced number of invasive coronary angiographies; however, in patients with major clinical problems or chest pain, selective coronary angiography is still preferred, because in combination with coronary angioplasty, it can save the patient's life in many cases.

Keywords:

radiation burden, computed tomography, angiography assessment, CT coronary angiography, selective coronary angiography.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to - v nezkrácené podobě - v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných fakultou - elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne: 13. 08. 2014

.....

(jméno a příjmení)

Poděkování

Děkuji Mgr. Dušanovi Hejnovi za cenné rady, upozornění, věnovaný čas a především za odborné vedení mé bakalářské práce.

Obsah

Seznam použitých zkratek.....	12
Úvod.....	14
1 Současný stav.....	16
1.1 Možnosti snížení radiační zátěže	16
1.2 Výpočetní tomografie (CT).....	18
1.2.1 CT koronární angiografie (CTCA)	22
1.2.2 Nativní vyšetření u pacientů s ischemickou chorobou srdeční.....	24
1.3 Angiografická vyšetření	25
1.3.1 Angiografické zobrazování systémy.....	26
1.3.2 CT angiografie	27
1.3.3 Intervenční výkony v kardiologii.....	29
2 Cíle práce a výzkumné otázky.....	32
2.1 Cíle práce.....	32
2.1 Výzkumné otázky	32
3 Metodika výzkumu.....	32

4 Výsledky.....	34
5 Diskuze.....	43
Závěr	47
Seznam informačních zdrojů.....	49
Seznam tabulek	53
Seznam grafů.....	53
Seznam obrázků.....	54
Přílohy.....	55

Seznam použitých zkratek

ACC/AHA	American College of Cardiology/American Heart Association
AIDR	adaptivní iterativní redukce dávky záření
BMI	index tělesné hmotnosti
CAC	kalcifikace koronárních tepen
CACS	kalciové skóre
CD	kompaktní disk
CMR	kardiovaskulární magnetická resonance
CTA	CT angioplastika
CTCA	CT koronární angiografie
CTDIvol	volumetrický index výpočetní tomografie
CT	výpočetní tomografie
DLP	celkový součin kermy a délky
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DSA	digitální subtrakční angiografie
DVD	digitální videodisk
EBT	tomografie s elektronovým svazkem
EEKG	rektrospektivní elektrokardiografie
EKG	elektrokardiograf
FN	fakultní nemocnice
IKEM	Institut klinické a experimentální medicíny
IRP	dopadající kerma v intervenčním bodě
ISBN	mezinárodní standardní číslo knihy
ISSN	mezinárodní standardní číslo sériové publikace
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
NYHA	New York Heart Association
PACS	Picture Archiving and Communication System
PAVI	Katetrizační implantace aortální chlopně
PAVR	Percutaneous Aortic Valve Replacement (perkutánní náhrada aortální

	chlopně)
PET	pozitronová emisní tomografie
P_{KA}	celková délka a součin povrchové kermy
PTP	před testová pravděpodobnost
Rtg	rentgenový
SKG	selektivní koronarografie
3D	trojrozměrné zobrazení
TAVI	Transcatheter Aortic Valve Implantation (transkatetrová implantace aortální chlopně)

Úvod

V současné době klade odborná i široká veřejnost důraz na nutnost systematického snižování radiační zátěže při lékařském ozáření. Největší přínos ve snižování dávek pacientům a personálu má využívání nových technik, přístrojů, dodržování pracovních postupů a používání ochranných pomůcek. Optimalizace radiační ochrany před zářením se uplatňuje při konstrukci zobrazovacích systémů a pracovišť, používáním ověřených metod a důsledným zajišťováním radiační ochrany včetně kontroly jakosti, viz Vyhláška č. 307/2002 Sb. v platném znění. (1, 2)

U radiodiagnostických vyšetření je cílem získat dostatečnou diagnostickou informaci při použití co nejmenší dávky ionizujícího záření. Optimalizace kvality zobrazení závisí na možnostech zobrazovacího systému a nastavení příslušných parametrů lékařské expozice. Hodnoty lékařského ozáření a jejich časté překračování bývá podnětem k zjišťování důvodů nepřiměřeně vysoké zátěže pacientů a použití techniky vyšetření. V dnešní době jsou některá radiologická vyšetření nahrazována metodami, které nezatěžují pacienta radiační zátěží. Jedná se především o ultrazvuk a magnetickou rezonanci. Přesto se v některých případech neobejdeme bez známých miniinvazivních metod. (2, 3)

V rámci této bakalářské práce se zaměřím na možnosti snížení radiační zátěže u pacientů při neinvazivním vyšetření koronárních tepen výpočetní tomografií (CT) a při invazivním vyšetření – selektivní koronarografii. CT koronarografie je neinvazivní technika využívaná u mladších lidí, zejména u dětí, a většinou u asymptomatických nemocných. Selektivní koronarografie je invazivní metoda, která se využívá převážně u starších osob, se symptomatickými příznaky. Umožňuje provést přímo intervenci, a to prostřednictvím angioplastiky a umístěním stentu.

Teoretická část popisuje jednotlivá vyšetření především se zaměřením na provádění diagnostických výkonů, popisem přístrojů a možností snížení radiační zátěže. Praktická část se tématicky opírá o část teoretickou. Sběr dat bude prováděn v Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM) v Praze. Tato data budou získána z CT vyšetření a z vyšetření v intervenční kardiologii.

Prvním cílem práce je podat přehled o dávkách dodaných pacientům z jednotlivých zobrazovacích modalit. Dalším cílem je zhodnocení možnosti snížení dávek pacientům při CT koronarografii a selektivní koronarografii. Dále bude zhodnocena efektivita snížení radiační zátěže při jednotlivých vyšetřeních. Jedním z cílů je i porovnání dávek pacientům při stejných vyšetřeních provedených na starších a novějších zobrazovacích systémech. Nakonec budou stanoveny závěry o možném snížení radiační zátěže pro jednotlivé zobrazovací modality. Součástí práce je i porovnání zjištěných dat s daty z jiných studií, včetně uvedení vlastního názoru.

1 Současný stav

Člověk je celoživotně ozařován z přírodního pozadí, které zahrnuje kosmické záření, terestriální záření a radon v budovách. Mimo to je člověk ozařován z umělých zdrojů, kde tvoří nejvýznamnější část lékařské ozáření. (4)

V lékařském ozáření představuje největší část ozáření populace, ozáření z radiodiagnostických výkonů, především na CT a na skiografii. Významnou radiační zátěž přináší také výkony intervenční radiologie a intervenční kardiologie. (5)

Při radiodiagnostickém výkonu se využívá nepřímo ionizující rentgenové záření (rtg). Rtg záření používané v radiodiagnostice je elektromagnetické záření o krátkých vlnových délkách a energii 20-140 keV. Při zobrazení dopadají rtg fotony na pacienta, interagují s ním, čímž se zeslabují a určitá část záření po průchodu pacientem dopadá na detektor záření. Při interakci fotonů rentgenového záření se fyzikálně jedná o předání energie rentgenového záření látce prostřednictvím určité interakce. Mezi interakce uplatňující se v oblasti radiodiagnostických energií patří fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl. Sekundárně vzniklé částice ztrácejí energii excitacemi a ionizacemi, které mohou vést k poškození buněčných populací nebo k mutacím na DNA šroubovici. (5, 6)

1.1 Možnosti snížení radiační zátěže

Lékařské ozáření, ať už diagnostické či terapeutické, je prováděno s odpovědností jak indikujícího lékaře, tak i aplikujícího odborníka, který výkon provádí. Odpovědnost za radiační zátěž pacienta má i radiologický asistent. Klinicky správně indikované vyšetření, provedené lege artis, je pokládáno za odůvodněné ve smyslu principů radiační ochrany. Optimalizace radiační ochrany se uplatňuje při vyšetření na rtg zařízení, pracovišti a provozu volbou ověřených metod a postupů, důsledným zajištěním radiační ochrany včetně kontroly jakosti, dle Vyhlášky č. 307/2002 Sb. v platném znění. (1, 7)

Z radiodiagnostického výkonu musí plynout benefit pro pacienta. Snahou je docílit dostatečně kvalitní obraz s použitím co nejnižší radiační zátěže. (8)

Zásady snížení radiační zátěže

- provádět skiagrafii a skiaskopii po dobu co nejkratší v nezbytném časovém intervalu
- užívat pulzní skiaskopii, kontinuální v daných případech
- důsledně clonit, používat ochranné pomůcky
- využití Wedge filtru
- dodržovat co nejkratší vzdálenost zesilovače od objektu, resp. od výstupní roviny pacienta
- správný výběr dávkového módu, zoom pouze je-li to nutné
- šetřit s DSA, provádět krátké scény, pokud možno s nízkou frekvencí snímků
- použití vhodných projekcí i s ohledem na radiační zátěž a jejich střídání (9, 10)

Ochrana pacientů před ionizujícím zářením zahrnuje technické a organizační faktory, které vedou k podstatnému snížení ozáření. Mezi technické faktory, které mají vliv na dávku, patří:

1. *Optimalizace nastavení expozičních parametrů* - se vzrůstajícím napětím na rentgence stoupá pronikavost (tvrdost) záření, a tak se příznivě mění poměr mezi výstupní a vstupní dávkou. Snížení radiační zátěže lze tedy docílit při vyšším napětím na rentgence (při napětích nad 70 kV jsou dávky extrémně redukovány). Když vzrůstá napětí, mimo pronikavosti se zvyšuje celkový počet vyprodukovaných fotonů rtg záření. Zvýšené napětí musí být kompenzováno odpovídajícím snížením elektrického množství. (9)
2. *Filtrace* - svazek záření vystupující z rentgenky je zeslabován základní filtrací, která je ekvivalentní 0,5-2 mm Al. Lze využít přidavnou filtraci, která snižuje radiační zátěž pacienta, tím, že odfiltruje nízkoenergetické záření, které tělem

nemocného neprochází a nepřispívá k tvorbě obrazu. Při vyšší filtraci výrazně klesá dávka na kůži, dávka v hloubce je snižována méně. Běžným materiálem pro filtraci je hliník a měď. (6)

3. *Vyclonění pole* - nastavení clon na co nejmenšího pole, jen na vyšetřovanou oblast a přesné nasměrování užitečného svazku na daný vyšetřovaný orgán, patří mezi nejdůležitější metody redukující ozáření nemocného. Samozřejmostí jsou už dnes automatické clony, které vymezí rentgenové pole na velikost detektoru. (6)
4. *Vzdálenost ohniska rentgenky od povrchu těla nemocného* – dávkový příkon s rostoucí vzdáleností, od ohniska rentgenky klesá. S rostoucí vzdáleností od ohniska klesá dávka kvadraticky. (6)
5. *Stínící pomůcky* - poskytují ochranu radiosenzitivním orgánům, pokud nejsou předmětem vyšetření (zejména štítná žláza, gonády). (6)
6. *Fixační pomůcky* - zabraňují možným pohybům nemocného a z toho mohou plynout pohybové artefakty. Tyto pomůcky mají značný význam zejména u dětí. (6)

1.2 Výpočetní tomografie (CT)

Výpočetní tomografie patří mezi nejvýznamnější technologické pokroky v radiologii od objevení rentgenových paprsků. Johann Radon v roce 1917 předvedl, že tvar trojrozměrného tělesa lze sestavit z velkého počtu dvojrozměrných projekcí tohoto tělesa. Allan M. Cormack v roce 1964 dokázal, že série projekcí směřující z různých úhlů umožňuje vypočítat koeficienty zeslabení pro danou vrstvu, a tak odvodil matematickou teorii rekonstrukce CT obrazu. Godfrey Newbold Hounsfield tato matematická řešení testoval, upřesnil rekonstrukční algoritmus a dal dohromady první klinický výpočetní axiální tomograf, který umožňoval zobrazit hustoty ve všech elementech v daném axiálním řezu. Tato technika se využívá i při rekonstrukci obrazu z jiných tomografických modalit, např. PET, SPECT aj. (11)

Míra zeslabení záření v daném objemovém elementu (voxelu) vyjádřená pomocí lineárních součinitelů zeslabení, je úměrná hustotě látky v tomto elementu a uvádí se v Hounsfieldových jednotkách (HU). Pro výpočet HU_x ve voxelu x platí následující vztah:

$$HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{voda}}{\mu_{voda}}$$

Kde je μ_x lineární součinitel zeslabení ve voxelu x a μ_{voda} je lineární součinitel zeslabení vody. Rozsah HU se pohybuje v rozmezí -1 000 – 3 000 HU, přičemž -1 000 HU odpovídá vzduchu, 0 HU odpovídá hustotě vody, +1 000 HU denzitě kortikální kosti a +3 000 HU denzitě zubní skloviny. (12)

Různé hodnoty HU se zobrazují v různých stupních šedi. Lidské oko je schopno rozlišit převážně 16 odstínů šedi, zajímají nás rozdíly v tkáních s podobnou denzitou (např. v měkkých tkáních). Z celé škály denzit si vybíráme jen určitou část - okno, okénko. Díky oknům získáváme informace o tkáních s různými denzitami (např. o měkkých tkáních a skeletu). (13)

Při prohlížení CT obrazů je důležité nastavení kontrastu a jasu v obraze. Při prohlížení si pozorovatel zvolí rozsah HU jednotek, které chce zobrazit, např. v rozsahu 0 - 200 HU. Všechny voxely s hodnotou $HU \leq 0$ budou zobrazeny černě, všechny voxely s hodnotou $HU \geq 200$ budou zobrazeny bíle. Rozsah zobrazených stupňů se nazývá šířka okna (window width), někdy také kontrast obrazu. Úroveň nebo level tohoto okna se nazývá úroveň okna (window level), někdy také jas obrazu. Pro zobrazení měkkých tkání se používá okno s užší šířkou, okna než pro zobrazení kostí. Např. pro zobrazení lumbosakrální oblasti je šířka okna 300 a úroveň okna 2 000, pro zobrazení jater je šířka okna 100 a úroveň okna mezi 0 a 50. (14)

CT je digitální zobrazovací metoda založená na vyhodnocení zeslabení svazku rentgenového záření při průchodu vyšetřovaným objektem. Jedná se o metodu tomografickou - vyšetření je složeno z většího množství sousedních vrstev - skenů o šířce 0,5 - 10 mm, mluví-li se o sekvenčním náběru dat. Svazek záření vystupující z rentgenky je vycloněn do tvaru vějíře, jeho šířka závisí na šířce zobrazované vrstvy a detektorového systému. Záření po průchodu vyšetřovaným objemem dopadá na protilehlé detektory, které jsou uspořádány ve tvaru kruhové výseče. Záření, které projde vyšetřovaným objemem, je detekováno detektory a ve formě digitálního signálu je použito k rekonstrukci obrazu. Při sekvenčním náběru dat provádí rentgenka s protilehlými detektory rotaci kolem pacienta o 360° s následným posunem stolu, při spirálním náběru dat je pohyb rentgenky, detektorů a náběr dat kontinuální spolu s posunem stolu s pacientem. Doba jedné rotace rentgenky o 360° se pohybuje v rozmezí 0,27 - 2 sekundy. Při rotaci se změní řádově stovky dat (cca 720 – 1 440 měření) každým detektorem, kterých bývá 800 – 1 200. Z těchto dat je zrekonstruován obraz vyšetřované vrstvy. V posledních letech se značně využívají CT systémy s víceřadými detektory, jejichž použití dokáže výrazně zkrátit čas vlastního vyšetření. Nové CT systémy mohou poskytovat obraz s rozlišením až 1 024 x 1 024 pixelů, avšak běžně se používají pouze obrazy s horším prostorovým rozlišením, např. 512 x 512. (6)

CT vyšetření probíhá tak, že je nejdříve zhotoven snímek pro plánování rozsahu vyšetření, tzv. topogram, někdy nazývaný skenogram, scout, pilot-view. Na získaném snímku se naplánuje rozsah vyšetření, popřípadě sklon gantry. Poté probíhá vlastní CT vyšetření - konvenční či spirální metodou. Vytvoří se několik desítek navzájem sousedících nebo překrývajících se obrazů, ze kterých lze následně zrekonstruovat řezy v libovolné rovině (planární) nebo trojdimenzionální objekty (3D, prostorové). Vyšetření je provedeno nativně nebo za pomoci intravenózního či perorálního podání jódové kontrastní látky. Kontrastní látka se podává pro lepší odlišení cév od ostatních struktur a rozdílné sycení normálních a patologicky změněných tkání. (15)

CT vyšetření sekvenční – jednotlivé vrstvy jsou zhotovovány postupně, mezi nimi se vyšetřovací stůl s pacientem posune o zvolenou vzdálenost. Ve většině případů se jedná o posun stolu shodný se šířkou vrstvy. Tím se docílí pokrytí celé vyšetřované oblasti. (15)

CT vyšetření spirální – systém detektorů a rentgenka obíhají okolo pacienta, data celé vyšetřované oblasti jsou nabírána tak, že během kontinuální expozice stůl s pacientem pomalu projíždí otvorem v gantry. Tímto způsobem jsou získávána na sebe navazující data celé vyšetřované oblasti, z nichž počítač rekonstruuje obrazy jednotlivých vrstev. Výhodou této techniky je kratší doba vyšetření (u neklidných pacientů, vyšetření orgánu během nádechu, menší množství kontrastní látky). Současně to umožňuje vyšetření orgánu během jednoho nádechu a použití menšího množství kontrastní látky. Při podání kontrastní látky po zhotovení spirální série lze zrekonstruovat obraz cév a provést tak CT angiografii. Spirální vyšetření pracuje na principu CT 3. generace. (14)

Z technického hlediska vývoje se CT přístroje rozdělují obvykle do 5 generací:

1. generace: rentgenové záření z rentgenky je kolimováno do tenkého svazku (válcový, tužkový tvar) a po prozáření vyšetřovaného objemu je detekováno jedním protilehlým detektorem rotujícím spolu s rentgenkou. (6)

2. generace: rentgenové záření z rentgenky je kolimováno do formy vějíře a po průchodu vyšetřovaným objemem je detekováno větším počtem detektorů uložených v jedné řadě na kružnicové výseči proti rentgence, rotující společně s rentgenkou, což urychluje vyšetření. (6)

3. generace: rentgenové záření z rentgenky je kolimováno do formy širšího vějíře stejně jako u 2. generace, ale prošlé záření je detekováno velkým počtem detektorů daných na kruhovém oblouku ve více řadách, snímá se navzájem více řezů - multi-slice CT, např. multidetektorové systémy MDCT. (6)

4. generace: detektory bývají uspořádány stacionárně do celého kruhu (několik prstenců ležících vedle sebe) kolem vyšetřovaného objektu, rotuje pouze rentgenka. (14)

5. generace: jde o kardio-tomograf s elektronovým svazkem - EBT (electron beam CT). Rentgenové záření zde vzniká dopadem urychlených elektronů produkovaných vystřelovaných elektronovým dělem na kovový terčíkový prstenec anody, kde je v jeho vnitřku uložen vyšetřovaný objekt. (6)

Nyní se zmíním o možnosti snížení radiační zátěže u CT. Technika Low-dose označuje techniku CT vyšetření se sníženou dávkou záření. Nejčastěji se tak dosahuje snížením proudu rentgenky (mAs) či snížením napětí na rentgence (kV). Se snížením proudu se dávka snižuje lineárně, při snížení napětí se snižuje např. ze 120 kV na 100 kV. Nevýhoda módu low dose je zvýšený kvantový šum – obraz bývá nekvalitní a zrnitý. Při vyšetření různých částí těla jsou přednastaveny u každého CT přístroje vyšetřovací protokoly, aby se u většiny pacientů dosáhlo uspokojivé diagnostické kvality obrazu. V některých případech lze při CT vyšetření snížit dávku ionizujícího záření, až o 75% díky iterativním rekonstrukcím místo standardně používaným filtrovaným zpětným projekcím např. AIDR (adaptivní iterativní redukce dávky záření). Iterativní rekonstrukční algoritmy dokážou šum značně omezit a navrátit kvalitu obrazu téměř na úroveň zobrazení s původními expozičními parametry. Standardně lze použitím iterativních rekonstrukcí snížit dávku v průměru o 30 %. Tyto rekonstrukční algoritmy jsou výpočetně náročné, dochází k prodloužení doby tvorby obrazů, proto se nevyužívají u urgentních vyšetření. (16)

1.2.1 CT koronární angiografie (CTCA)

CT - je známá jak svou schopností neinvazivního poskytování informací o epikardiálně uložených koronárních arteriích, tak i technikou, která umí reálně zhodnotit srdeční strukturu i funkci. Díky zvyšování časového a prostorového rozlišení a vývoji softwarů je možné provádět rekonstrukce snímků vhodných pro hodnocení

srdečních struktur, např. koronární, plicní žíly, síně, komory, aortu, a jiných hrudních tepenných a žilních struktur. (17)

Výpočetní tomografie s víceřadým detektorem (MDCT) – dokáže během jedné otáčky nasnímat více řezů obrazů vyšetřovaného objemu. Zvyšováním počtu detektorů dochází ke snížení času potřebného k zobrazení celého objemu srdce. V současné době zavedení víceřadého detektoru spirálního CT umožní získat 4 - 320 simultánních řezů se sníženou tloušťkou řezů od 0,5 - 0,625 mm. **Retrospektivní elektrokardiografie (EEKG) synchronizovaná s MDCT** se užívá k vytvoření více řezů bez pohybových artefaktů během každého srdečního cyklu. **Prospektivní synchronizování** během jak spirálního, tak i nespirálního náběru obrázků používá spouštění jen v určitém časovém okamžiku srdečního cyklu, čímž se významně sníží radiační zátěž. (18)

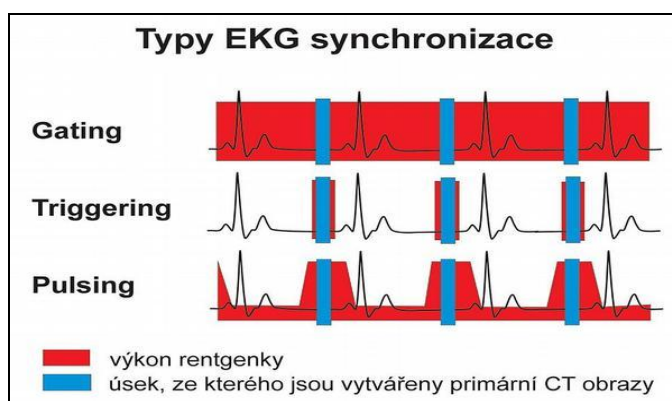
CTCA - vyšetření koronárních tepen pomocí CT, jedná se o izotropní zobrazení s použitím synchronizované akvizice dat s EKG, umožňuje minimalizaci artefaktů způsobených pohybem srdce. Díky izotropnímu zobrazení získáme velmi tenké řezy (pod 1 mm), z nichž vytvoříme rekonstrukci koronárních tepen a srdce, s vysokou kvalitou obrazu. Vyšetření je neinvazivní, rychlé a není příliš drahé. Skenování trvá obvykle méně než 10 sekund, pacient po tuto dobu nedýchá a nehýbá se. Pohyb srdce se nedá zastavit, proto se využívá synchronizace s EKG. (14, 19)

Existují 2 typy synchronizace:

1. prospektivní hradlování - EKG triggering - zde je expozice přerušovaná, sběr CT dat probíhá v předem zvolené fázi EKG cyklu, dané procentem vzdálenosti mezi dvěma vlnami R-R intervalu. Mezi výhody patří nízká radiační zátěž a mezi nevýhody spadá tvorba artefaktů při nepravidelném srdečním rytmu, kdy například při extrasystole může dojít ke skenování v jiné nežli zvolené fázi srdečního cyklu. Další nevýhodou je, že není možné zrekonstruovat srdce ve více fázích srdečního cyklu pro posouzení funkce a kinetiky. (20)

2. retrospektivní segmentace dat - EKG gating - jedná se o spirální vyšetření, sběr dat probíhá neustále za současné registrace EKG křivky. Mezi výhody patří možnost zvolení nejlepší fáze pro rekonstrukci a vytvořit ji ve více fázích. Lze tak posoudit kinetiku myokardu i objemy srdečních dutin v průběhu srdečních cyklů. Mezi nevýhody patří vysoká radiační zátěž, tu můžeme snížit pomocí metody **EKG pulsing**. V úvodu skenování si zvolíme danou část intervalu R-R, kdy CT přístroj bude využívat plný výkon, ve zbylém období bude snížen výkon rentgenky - až na 4 % z původní dávky. To umožní snížení radiační zátěže. Ideální je nastavení vyššího výkonu v 35 - 80% R-R intervalu. Pokud má pacient pomalejší a pravidelnější srdeční akci, lze interval zúžit a dále tak snížit dávku. Významnou roli hraje časové rozlišení, které ovlivňuje kvalitu vyšetření. Proto se využívá vícesegmentových rekonstrukcí. (21)

Obrázek 1 Typy EKG synchronizace



Zdroj: ADLA, THEODOR. Výpočetní tomografie v kardiologii: současné možnosti a využití. In: *Postgraduální medicína*, ISSN 1212-4184, 2009, č. 9, s. 982.

1.2.2 Nativní vyšetření pacientů s ischemickou chorobou srdeční

Detekce kalcifikací v koronárních tepnách - kalcifikované postižení je většinou definováno jako dva nebo tři protilehlé pixely (0,68-1,02 mm² rekonstrukční matice a velikost snímkaného pole 30 cm) o denzitě > 130 HU. Při užití Agatstonovy metody je každá kalcifikace násobená faktorem denzity: 1 pro lézi s maximální denzitou mezi 130 a 190 HU, 2 pro léze mezi 200 a 299 HU, 3 pro léze mezi 300 a 399 HU a 4

pro léze > 400 HU. Celkový počet kalciového skóre (CACS) je součet kalcifikovaných lézí ve čtyřech hlavních koronárních tepnách na všech po sobě jdoucích tomografických řezech. (22)

Koronární kalcifikace a aterosklerotické pláty (CAC) - zobrazením kalcifikace v koronárních tepnách se potvrzuje ateroskleróza. Závažnost postižení kalcifikacemi závisí na množství a velikosti aterosklerotických plátů v koronárních tepnách v oblasti epikardiální. (17)

Koronární kalcifikace a závažnost stenózy - významná stenóza koronární tepny, a to > více než 50 % dle angiografie je spojována zejména s kalcifikačním postižením koronární tepny. Závažnost stenózy zhodnocené angiografickým nálezem nemusí souviset s celkovou hodnotou koronárního kalciového skóre. Aterosklerotický plát nemusí být obstrukční povahy. Dle doporučení ACC/AHA neindikujeme koronarografii na základě pozitivního výsledku kalciového skóre, ale navrhuje vyhnout se koronarografii při negativním nálezu → nulové skóre. (17)

1.3 Angiografická vyšetření

V počátečních experimentech probíhaly katetrizace u zvířat, až poté se uplatnily u lidí. André Frédéric Cournand s Hilmertem Rangesem se pokoušeli provádět měření v pravé síni a určit srdeční výdej na základě Fickova principu. Dále katetrizovali pravou komoru a poté i plicnici. Vyvinuli kontrastní katetry s dvojitým lumenem. Charles T. Dotter, cévní radiolog začal používat metodu angioplastiky. A. Grüntzig vyvinul angiografický katetr, s balónkem umístěným na svém konci. Melvin P. Judkins a Kurt Amplatz vynalezli dvě zlepšené techniky koronární angiografie z femorálního přístupu za pomoci punkce Seldingerovou metodou. Průkopníkem koronarografie však byl F. Mason Sones. Zabýval se podnětem spojení srdeční katetrizace, skiaskopie, podáním kontrastní látky a znázorněním filmového záznamu analyzujícího rychlý pohyb v srdci a na věnčitých tepnách, což patřilo k nejvýznamnějším pokrokům. (11)

Jistě bylo mnoho dalších významných autorů, kteří přispěli svými objevy k vývoji a současnému stavu angiografického vyšetřování, my jsme se zabývali jen těmi, kteří se týkají nejvíce našeho tématu.

1.3.1 Angiografické zobrazovací systémy

Konvenční angiografie – princip metody spočívalo přesné načasování rtg přístroje, měniče rtg filmů i aplikátoru kontrastní látky. Tato metoda se dnes již nevyužívá, byla nahrazena DSA a v současné době je trendem 3D angiografie. (23)

Digitální subtrakční angiografie (DSA) - princip vzniku DSA obrazu - nejprve je vytvořen nativní snímek určité oblasti, který se zpracuje a poté se použije jako maska. Mechanismus DSA spočívá v tom, že následující snímky pořízené při angiografii (při nástřiku kontrastní látkou) jsou odečítány od této původní masky. Výsledkem je obraz, ve kterém je zobrazena pouze aplikovaná kontrastní látka. Zbytek obrazu (např. u angiografie mozkových cév jde o kosti lebky) je odečten - smazán a nenarušuje výsledný obraz cév. Přístroj má vlastní archiv, základní program pro úpravu a další distribuci obrazů. Je možné obrazy dále upravovat, uchovávat na CD, DVD, transportovat pomocí nemocniční sítě. Při vyšetření se dá použít technika *Road mapping* - aplikací kontrastní látky je nabarvena tepna, zachycený obraz se promítá do aktuálního obrazu skiaskopie a usnadňuje orientaci při vyšetření. Zobrazování probíhá dle nastavených parametrů na konzoli přístroje. Pro provedení DSA je nutné aplikovat kontrastní látku. Ta je vstříkována manuálně nebo pomocí angio-injektoru, kde musíme nastavit její objem a rychlost vstříku. Objem závisí na velikosti cévy a rychlost vstříku na rychlosti průtoku krve cévou. U přístrojů majících C rameno je možnost využít rotační DSA. Ta vede k zobrazení jednoho místa zájmu z mnoha úhlů. Mezi nevýhody této techniky patří ztráta informace o průtoku a vyšší radiační zátěž. (9)

Technologie 3D zobrazení - 3D zobrazování probíhá v určitých krocích. První krok je pomalý simulovaný kyv C - ramene pro ověření kolizních poloh a kontrola osy kyvu před aplikací kontrastní látky. Druhý krok je skutečné nahrání dat při aplikaci

kontrastní látky. Data se následně odesílají na pracovní stanici, kde se provádí 3D rekonstrukce a 3D zobrazení. I zde se nastavují parametry na injektomatu pro podání kontrastní látky, jsou odvozeny od průměru cévy a rychlosti toku krve. Při postprocessingu jsou základní rekonstrukční parametry na počítači předdefinovány, lze je měnit. Na vytvořeném obraze lze nastavit práh denzity, tím se dosáhne odstranění okolního skeletu (např. mozková aneurysmata). Pracovní stanice mají pro zkvalitnění 3D zobrazení i jiné možnosti - přijímání obrazových dat z jiných pracovišť a převod do AG modulu, kde dochází k vyššímu rozlišení cévní struktury, tzv. volume rendering, se třemi mody zobrazení (transparentní, barevný, povrchový). **Electronic shutter** - vyříznutí oblasti zájmu - znamená, že program odfiltruje diagnosticky nezajímavé části, které nechceme do 3D analýzy zahrnout. **VR color** - funkce, u které je možné definovat pro danou strukturu s podobnou denzitou určitou barvu. **Volumetrie** - kalibrace místa zájmu, umožňuje rotaci s určitou oblastí a měří hodnoty (rozměr, objem). **Simulace CT obrazu** - obraz je tvořen v mnoha rovinách - koronární, transversální, sagitální, je možné s ním otáčet. Rekonstrukce cévy - pohled na vnitřní lumen, kde můžeme vidět virtuálně cévu zevnitř a mít představu o sklerotických plátech či stentech. Archivace a export dat je na stejném principu jako u DSA. Data je možné posílat mezi dvěma stanicemi současně, a taktéž na jiná pracoviště. Exportují se na tiskárnu, CD, DVD. Trvalou archivaci zaručuje PACS server. (23)

1.3.2 CT angiografie

Nativní vyšetření koronárních tepen

Využití CT koronární angiografie může přispět k odhalení ischemické choroby srdeční. CT koronarografie se doporučuje u symptomatických pacientů zejména u NYHA II. Pro zvýšení přínosu se využívá CT angiografie s užitím MDCT. Kontraindikací pro spirální koronární CT angiografie jsou: rychlá srdeční frekvence, arytmie, velká koronární kalcifikace, BMI > 40 kg/m². Masivní kalcifikace až tak neovlivňují negativní prediktivní hodnotu MDCT analýzy segmentů, modernější

technologie MDCT s rychlejší rotací může snížit rozostřující artefakt spjatý s koronární kalcifikací a srdeční akcí. (17)

Vyšetření koronárních bypassů

Koronární CT angiografie je přesná metoda při diagnostice stenózy graftu. Má však určitá omezení, např. artefakty v obraze způsobené přítomností chirurgických spon a nálezem velkých kalcifikací v nativních koronárních tepnách. Pokud se jedná o reoperaci, koronární CTCA nám neinvazivně poskytne zásadní informace o postižení cévního zásobení srdečního svalu a nezatěžuje invazivně diagnostickým přístupem. (21)

Vyšetření restenózy stentu

MDCT se využívá výjimečně, zejména u vysoce selektovaných pacientů. Způsobený artefakt omezuje celkovou viditelnost vnitřního lumen stentu. (17)

Vyšetření srdečních struktur

CT se využívá zejména u pacientů se špatným akustickým oknem, kteří nemohou podstoupit CMR či transezofageální echokardiografii. Využívá se tedy pro vyšetření mitrální, aortální chlopně, u vrozených vad srdečních apod. 3D zobrazení nám pomáhá objasnit složité anatomické jevy. (17)

Vyšetření koronárních anomálií

Koronární anomálie mohou být spjaty s významnými klinickými symptomy nebo nepříznivou prognózou včetně náhlé smrti. Koronární CTA je vhodnou volbou u pacientů s očekávanou anomálií koronárních tepen. (21)

Vyšetření onemocnění perikardu

CT poskytuje velmi kvalitní zobrazení perikardu a přidružených struktur mediastina. Normální perikard je ohraničen epikardiálním a extraperikardiálním tukem, tuk má právě nízkou denzitu, a tím slouží jako přírodní kontrastní látka. 3D zobrazení anatomie pomocí CT dává přesný popis rozsahu kalcifikací a stupně narušení myokardu. CT může lehce odhalit perikardiální výpotek a dle jeho denzity lze stanovit

povahu tekutiny. Dále má schopnost rozlišit restriktivní perikarditidu či myopatii. Kinematografické zobrazení pravé síně a pravé komory může odhalit srdeční tamponádu. V tomto případě může být zobrazeno rozšíření horní a dolní duté žíly. CT zobrazení usnadňuje i mapování výkonu u radiofrekvenční ablace, zejména při fibrilaci síní či ablaci komorových tachykardií. (17, 20)

Onemocnění velkých tepen

Konvenční CT odhaluje diagnostiku aneurysmatu a disekce aorty. Při MDCT skenu během zadržení jednoho dechu mohou být získány stovky řezů o tloušťce vrstvy v rozsahu 0,625 - 2,5 mm. Opět je možné využít 3D rekonstrukci v mnoha projekcích. CT angiografie slouží k diagnostice při disekci aorty, aneurysmatu, koarktaci. (17)

Nyní se zaměříme na dané vyšetření, kterými se budeme zabývat i v praktické části práce. Jak již je uvedeno v úvodu, práce se zaměří na oblast radiologie v kardiologii.

1.3.3 Intervenční výkony v kardiologii

Selektivní koronarografie - nejčastější indikací je ischemická choroba srdeční, ta vzniká především v důsledku kornatění či aterosklerózy koronárních tepen. Mezi další příčiny řadíme vrozené a získané vady srdeční např. postižení srdečních chlopní, dále i vzácná onemocnění, kde koronarografie je součástí komplexního vyšetření. (24)

Dle nálezu je možné určit, zda postačí medikamentózní léčba nebo zda se navrhne katetrizační či operační řešení daného onemocnění. Nejčastějším přístupem pro katetrizační vyšetření je pravé třísllo, kde je sondována stehenní tepna. Dalším přístupem je pravá či levá radiální tepna. Pokud zdravotní stav pacienta umožňuje provést SKG přes radiální tepnu, je preferována. Výhoda spočívá v menších rizicích krvácení a cévních komplikacích. Výhodou femorálního přístupu je snadnější technická náročnost výkonu a menší radiační zátěž. (25)

Před vpichem je provedeno lokální znecitlivění. Do napíchnuté přístupové tepny

se zavede cévka (katétr) z umělé hmoty, která je posuvným pohybem přes hlavní tepnu (aortu) zavedena až k příslušným srdečním oddílům. Pokud je prováděno vyšetření koronárních tepen, pak katétr bude zaveden postupně do ústí levé a pravé koronární tepny, do nichž pak je vstříkována kontrastní látka s cílem jejich zobrazení pomocí speciálního rentgenového přístroje (angiografického systému). C - rameno přístroje je v průběhu vyšetření nastavováno do různých poloh v různých úhlech - projekcí, které usnadňují zobrazení koronárních tepen. Cílem tohoto vyšetření je posouzení přítomnosti, počtu i umístění stenóz, popř. uzávěrů koronárních tepen a stanovení druhu a rozsahu jejich rekonstrukce. Při vyšetření levé komory srdeční - (levostranná ventrikulografie) nebo hlavní tepny (aortografie) je kontrastní látka vpravena do těchto oddílů. Vyšetření je spojeno s pocitem horka, které se z hrudníku šíří do horní a následně pak dolní části těla. Tento pocit trvá kolem 10 sekund a poté ustoupí. Při pozitivním nálezů postižení koronárních tepen se provede perkutánní koronární intervence neboli koronární angioplastika. Ta spočívá v roztažení či zprůchodnění postiženého místa koronární tepny balónkovým katetrem - cévkou, na jejímž konci je miniaturní roztažitelný balónek. Může se také aplikovat intrakoronární stent - jde se o tzv. „výztuhu“ tepny, která má strukturu složitého pletiva a je vyrobena ze speciální a velmi kvalitní oceli. Může připomínat pružinku nebo drátěný válec. Intrakoronární stent je ve svinutém stavu připevněn na balónkový katétr a implantuje se nafouknutím balónek do stěny tepny – snižuje riziko restenózy. (26)

Intervenční kardiologie je vybavena i jinými sály, kde se provádějí výkony jako je elektrofyziologické vyšetření, radiofrekvenční ablace nebo implantace kardiostimulátoru, kardiovertru. K dispozici je také bioptický sál, kde jsou prováděny biopsie myokardu či pravostranné katetrizace. Sály jsou vybaveny speciálními angiografickými přístroji s plnohodnotnými funkcemi (plochý detektor, flat panel detector) pro různé druhy zákroků. Vyšetřovaný pacient je uložen horizontálně na vyšetřovací stůl, kolem kterého rotuje C - rameno s rentgenkou a protilehlým detektorem (u starších přístrojů zesilovač obrazu). C - rameno umožňuje libovolnou volbu úhlu zobrazení dle vyšetřované oblasti. (13)

Technické vybavení dnes umožňuje provádění velkého množství skiaskopicky - naváděných výkonů v oblasti kardiologie a kardiochirurgie. Patří sem například: transkatetrová implantace aortální chlopně (PAVR, PAVI, TAVI), zavádění stentgraftů apod. V IKEM se tyto výkony provádějí na hybridním sále, který poskytuje zázemí pro intervenční i chirurgické výkony. Sál je vybaven angiografickým systémem Siemens Artis Zeego.

2 Cíle práce a výzkumné otázky

2.1 Cíle práce

1. Zhodnocení možnosti snížení dávek u pacienta při počítačové tomografii a angiografických vyšetření.
2. Zjistit efektivitu snížení radiační zátěže při jednotlivých vyšetřeních.
3. Porovnání současné radiační zátěže s výsledky přístrojů, na kterých se vyšetření prováděla v minulých letech.
4. Stanovit závěry snížení radiační zátěže na jednotlivých pracovištích.

2.2 Výzkumné otázky

1. Sníží se radiační zátěž pomocí nastavení vhodných expozičních parametrů při zachování vysoké diagnostické hodnotě snímků pacienta při CT a angiografických vyšetřeních?
2. Je závislé snížení radiační zátěže u vyšetření pacienta na druhu, typu a stáří přístroje?

3 Metodika výzkumu

Odborné poznatky byly získané z prostudované literatury, odborných časopisů a materiálů uveřejněných v sítích internetu či jiných dokumentů a standardů určených na zkoumaném pracovišti. Výsledky dat byly zpracovány technikou analýzy dokumentů včetně komparace. Sběr dat byl prováděn v Institutu klinické a experimentální medicíny v Praze se zaměřením na CTCA a SKG. U těchto vyšetření jsem sledoval a porovnával radiační zátěž na určitých systémech. Systém Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner byl uveden do provozu v roce 2002, z tohoto roku jsem shromažďoval data. V roce 2005 byl vyměněn za systém Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner, data byla čerpána z roku 2009. V roce 2010 byl zahájen provoz systému Siemens Somatom Definition Flash - 128, který se používá dodnes na našem CT pracovišti. Data z tohoto systému jsem čerpal ze záznamu vyšetření z roku 2013. V případě SKG, jsme měli k dispozici data ze dvou sálů. V roce 2005 byl instalován systém Siemens Coroskop

T.O.P. a ze stejného roku byl proveden sběr dat. Tento přístroj byl ve starém IKEM (areál FTN pav. B5) na sále 2, do nového již nebyl přesunut z ekonomických a technických důvodů. V období 28. 2. 2006 - 7. 12. 2011 byl v provozu přístroj Siemens Axiom Artis dFC, který byl umístěn na sále 2. Data byla čerpána z roku 2006. Mezi nejnovější přístroje patří Siemens Axiom Artis Zee – Floor, na sále 1, který byl uveden do provozu 31. 12. 2011, a používá se dodnes. Sběr dat byl uskutečněn v roce 2012. Poslední data, která jsme získali v roce 2013, pochází z výkonů na systému Siemens Axiom Artis dTC, který je k dispozici na druhém sále od 28. 2. 2006, a slouží až dodnes.

Pro účely práce byly hodnoceny údaje od celkem 350 pacientů nad 18 let, u každého systému byla shromážděna data z 50-ti výkonů.

Data byla shrnuta do tabulek, grafů a textu. K tomu byl využit počítačový program Microsoft Excel a Microsoft Word. Tabulky i grafy vyjadřují převážně aritmetický průměr.

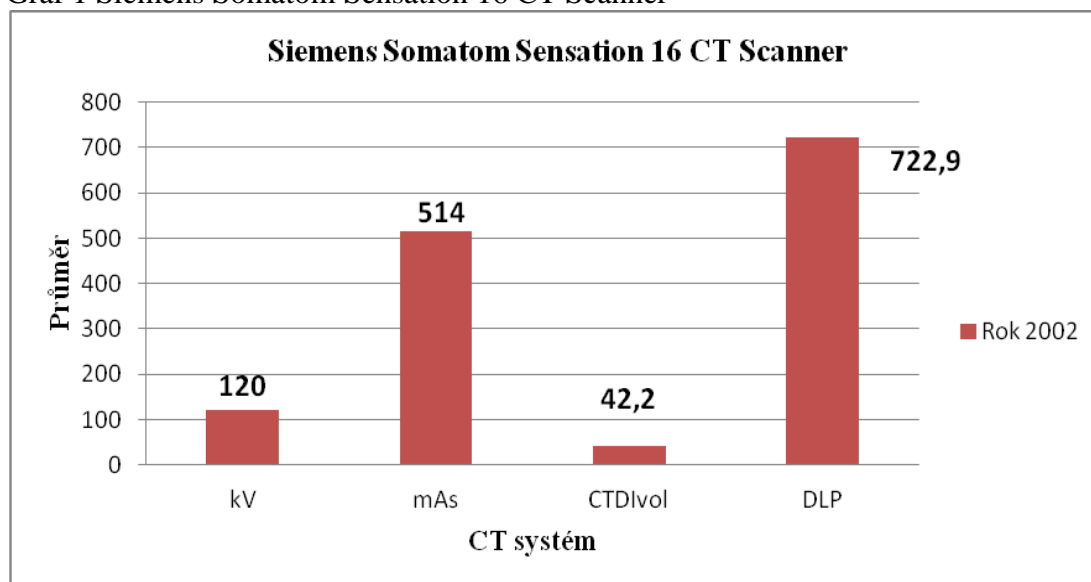
4 Výsledky

1. CT koronarografie (CTCA), Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner, rok 2002

Tabulka 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner

Sensation 16 Rok 2002	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Napětí [kV] (r)	Elektrické množství [mAs] (r)	CTDIvol [mGy] (r)	DLP [mGy*cm] (r)
	50	88	120	514	42,2	722,9

Graf 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner



Zdroj: vlastní výzkum

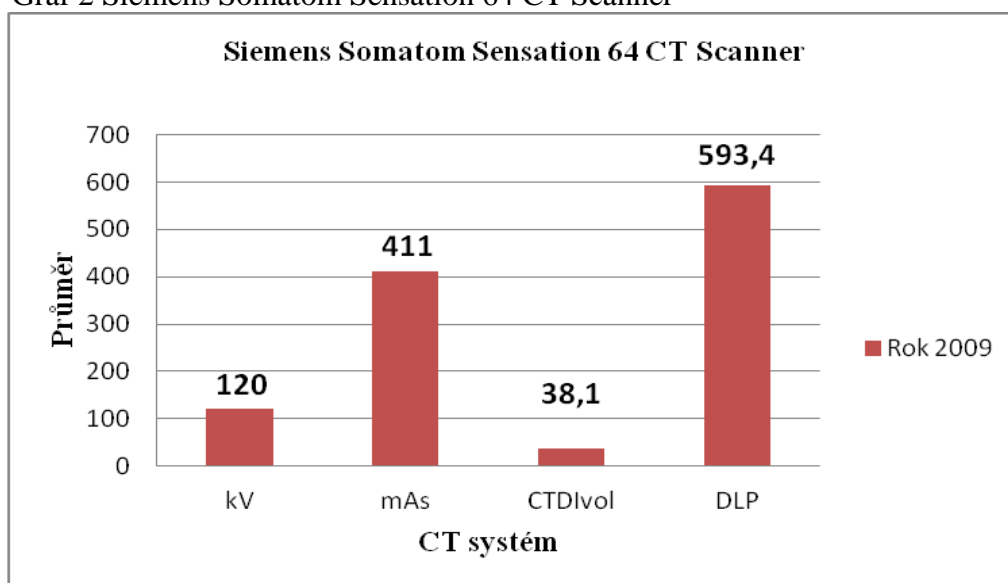
Vyšetření CTCA provedená v roce 2002 na systému Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner - v první kategorii grafu je uvedeno napětí rentgentky 120 kV, v druhé kategorii je uvedeno elektrické množství v průměrné hodnotě 514 mAs, třetí kategorie CTDIvol, kde sledujeme radiační dávku v průměrné hodnotě 42, 2 mGy a ve čtvrté položce je označen výsledný součin DLP 722,9 mGy*cm. V tabulce 1 nalezneme průměrnou hmotnost pacientů 88 kg a celkový počet provedených vyšetření 50, jak bylo již zmíněno výše v textu. Mezi nejvyšší naměřené hodnoty z tohoto počtu patří: 120 kV, 549 mAs, CTDIvol 43,0 mGy a DLP 1066 mGy*cm.

2. CTCA - Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner, rok 2009

Tabulka 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner

Sensation 64 Rok 2009	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Napětí [kV] (r)	Elektrické množství [mAs] (r)	CTDIvol [mGy] (r)	DLP [mGy*cm] (r)
	50	83	120	411	38,1	593,4

Graf 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner



Zdroj: vlastní výzkum

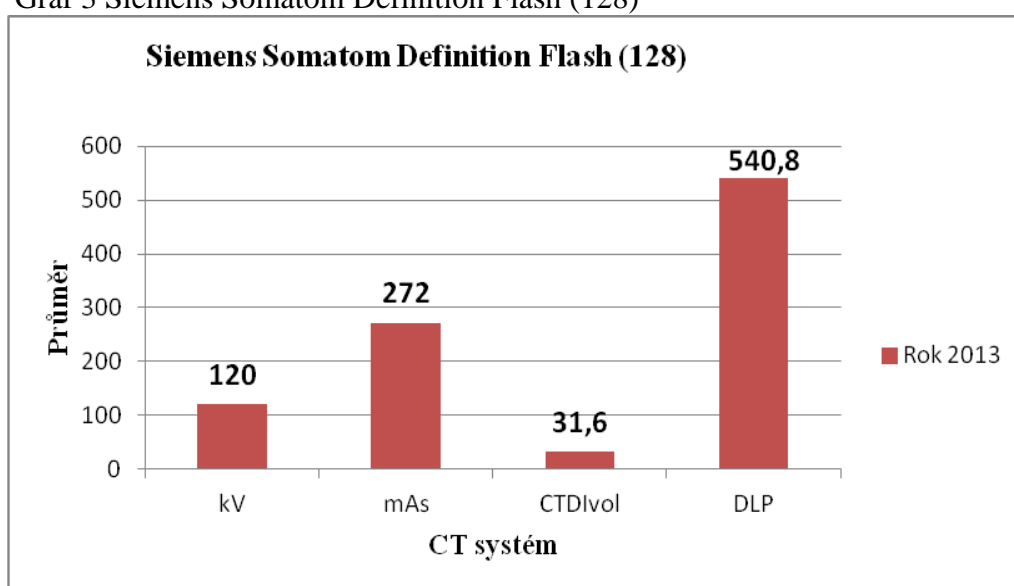
Vyšetření CTCA provedena na Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner v roce 2009. Graf udává průměrné hodnoty z počtu 50 vyšetření. První sloupec představuje napětí 120 kV, druhý elektrické množství 411 mAs, třetí sloupec udává CTDIvol s průměrnou hodnotou 38,1 mGy a poslední hodnota je DLP 593,4 mGy*cm. V tabulce 2 lze nalézt průměrnou hmotnost pacientů, ta činí 83 kg. Nejvyšší hodnoty naměřené na tomto přístroji z počtu 50 provedených vyšetření byly: 120 kV, 628 mAs, CTDIvol 48,5 mGy a DLP 909 mGy*cm.

3. CTCA - Siemens Somatom Definition Flash (128), rok 2013

Tabulka 3 Siemens Somatom Definition Flash (128)

Definition Flash 128 Rok 2013	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Napětí [kV] (r)	Elektrické množství [mAs] (r)	CTDIvol [mGy] (r)	DLP [mGy*cm] (r)
	50	84	120	272	31,6	540,8

Graf 3 Siemens Somatom Definition Flash (128)



Zdroj: vlastní výzkum

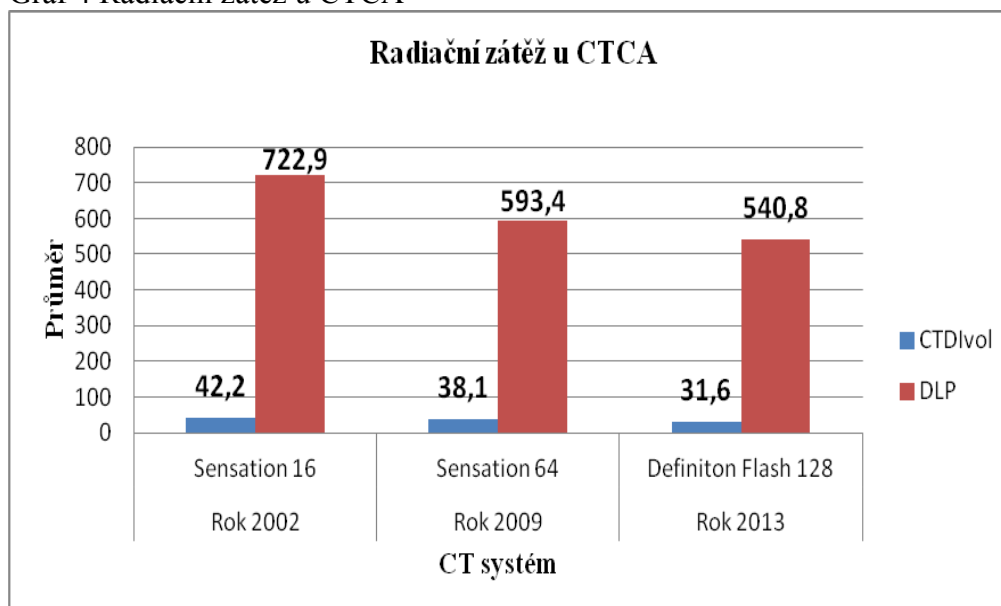
Vyšetření CTCA provedena na Siemens Somatom Sensation Definition Flash (128) v roce 2013. V tabulce je uveden počet vyšetření 50 společně s průměrnou hmotností pacientů 84 kg. Tabulka i graf dále obsahují průměrné napětí 120 kV, průměrnou hodnotu elektrického množství 272 mAs, CTDIvol je rovno 31,6 mGy a DLP je rovno 540,8 mGy*cm. U tohoto přístroje byly použity následující nejvyšší hodnoty: 120 kV, 421 mAs, CTDIvol 64,34 mGy a DLP 888 mGy*cm.

4. Radiační zátěž u CTCA

Tabulka 4 Radiační zátěž u CTCA

Radiační zátěž u CTCA	Rok 2002	Rok 2009	Rok 2013
	Sensation 16	Sensation 64	Definiton Flash 128
CTDIvol [mGy]	42,2	38,1	31,6
DLP [mGy*cm]	722,9	593,4	540,8

Graf 4 Radiační zátěž u CTCA



Zdroj: vlastní výzkum

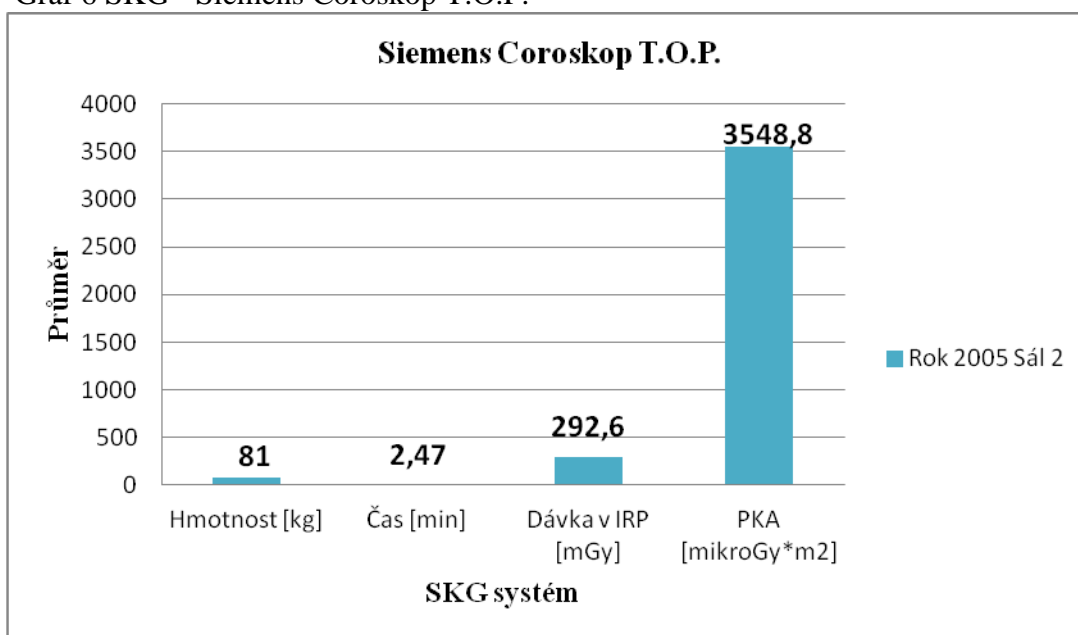
Vyšetření radiační zátěž u CTCA - v tabulce 3 a grafu 3 nalezneme přehled průměrných hodnot radiační zátěže u jednotlivých přístrojů. V tabulce i grafu jsme zhodnotili radiační dávku ve veličině CTDIvol a taktéž v celkové dávce na vyšetření DLP. U systému Siemens Somatom Sensation 16 bylo průměrné CTDIvol rovno 42,2 mGy a DLP rovno 722,9 mGy*cm. Na přístroji Siemens Somatom Sensation 64 byly získány průměrné hodnoty: CTDIvol 38,1 mGy a DLP 593,4 mGy*cm. V roce 2013 již byly vyšetření provedeny pomocí systému Siemens Somatom Definition Flash (128), přičemž průměrné hodnoty jsou následující CTDIvol 31,6 mGy a DLP 540,8 mGy*cm.

5. SKG - Siemens Coroskop T.O.P. - sál 2, rok 2005

Tabulka 6 SKG - Siemens Coroskop T.O.P.

Coroskop Rok 2007	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Čas [min] (r)	Dávka v IRP [mGy] (r)	P_{KA} [mikroGy* m2] (r)
	50	81	2,47	292,6	3548,8

Graf 6 SKG - Siemens Coroskop T.O.P.



Zdroj: vlastní výzkum

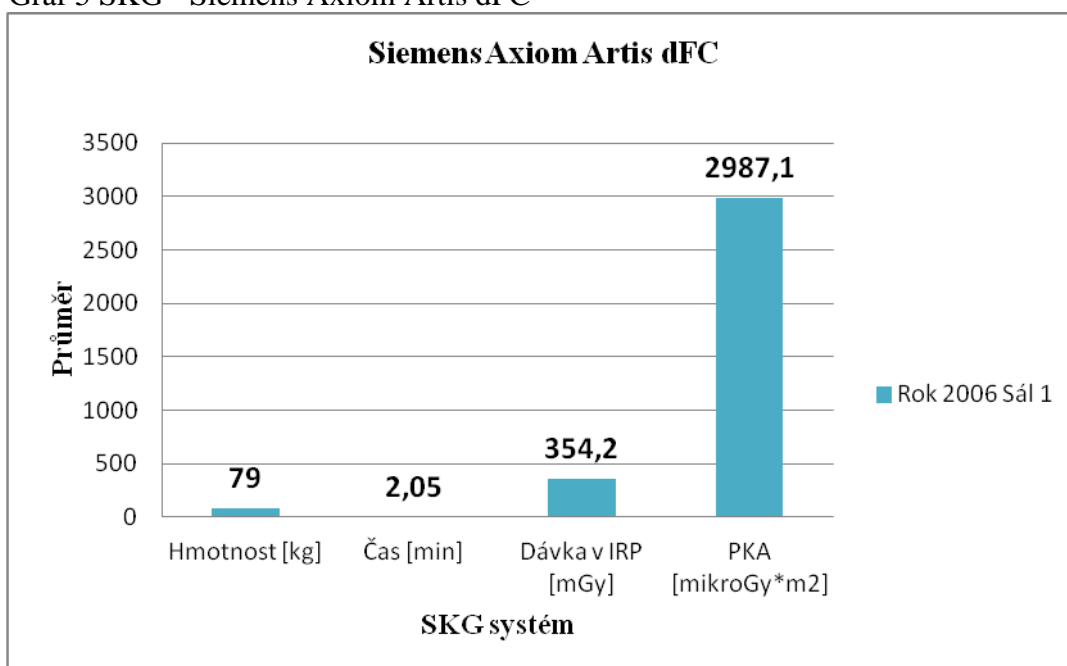
Vyšetření SKG provedena na systému Siemens Coroskop T.O.P, na sále číslo 2 v roce 2005. V grafu jsou shrnuty data s 50-ti vyšetření, přičemž průměrná hmotnost pacientů je uvedena v prvním sloupci a je rovna 81 kg. V druhém sloupci je průměrná hodnota skiaskopického času 2,47 min. Co se týče radiační zátěže, sledovali jsme dávku v IRP, která je rovna 292,6 mGy. Dále pak součin kermu a plochy P_{KA} , který je v průměru roven 3548,8 mikroGy*m2. Nejvyšší hodnoty, které byly získány u pacientů jsou následující: skiaskopický čas 4,8 min, dávka v IRP 643 mGy, a P_{KA} 5 957 mikroGy*m2.

6. SKG - Siemens Axiom Artis dFC - sál 1, rok 2006

Tabulka 5 SKG - Siemens Axiom Artis dFC

Artis dFC Rok 2006	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Čas [min] (r)	Dávka v IRP [mGy] (r)	P_{KA} [mikroGy*m2] (r)
	50	79	2,05	354,2	2987,1

Graf 5 SKG - Siemens Axiom Artis dFC



Zdroj: vlastní výzkum

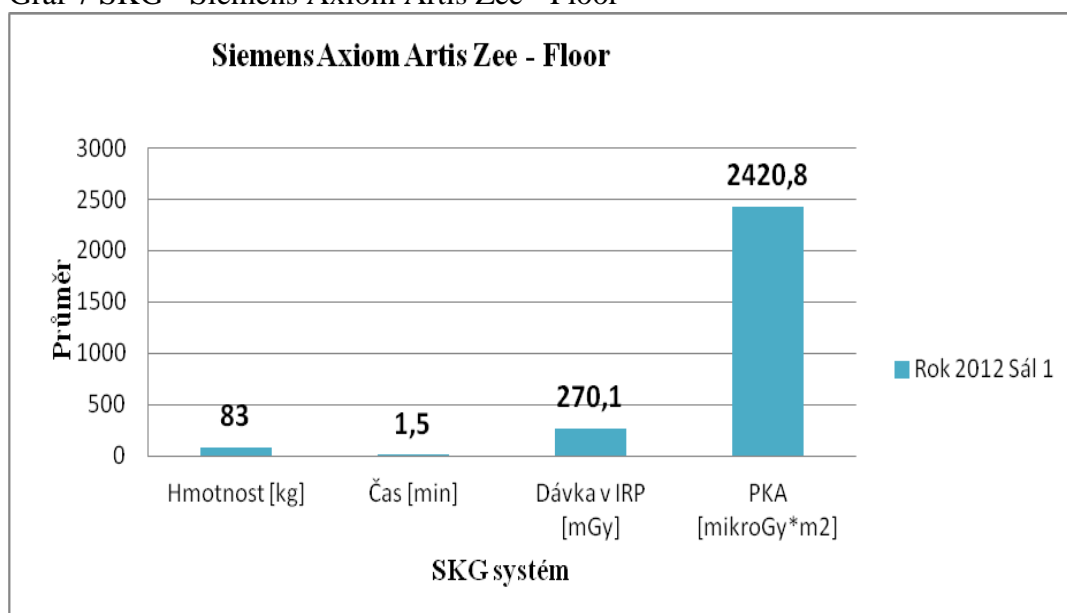
Vyšetření SKG provedena na sále číslo 1 v roce 2006, vyšetření se prováděla na přístroji Siemens Axiom Artis dFC, jako jeden z prvních ukazatelů v grafu jsme hodnotili hmotnost pacientů, která činila v průměru 79 kg. Dále jsme sledovali skiaskopický čas, který je v průměru roven 2,05 min. Další hodnotou je dávka v IRP, která je rovná 354,2 mG a součin kermy a plochy P_{KA} , jehož průměrná hodnota je rovna 2987,1 mikroGy*m2. Nejvyšší zjištěné hodnoty jsou následující: skiaskopický čas 5,5 min, dávka v IRP 1183 mGy, P_{KA} 34 442,4 mikroGy*m2.

7. SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor - sál 1, rok 2012

Tabulka 7 SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor

Artis Zee – Floor Rok 2012 Sál 1	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Čas [min] (r)	Dávka v IRP [mGy] (r)	P_{KA} [mikroGy* m2] (r)
	50	83	1,5	270,1	2420,8

Graf 7 SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor



Zdroj: vlastní výzkum

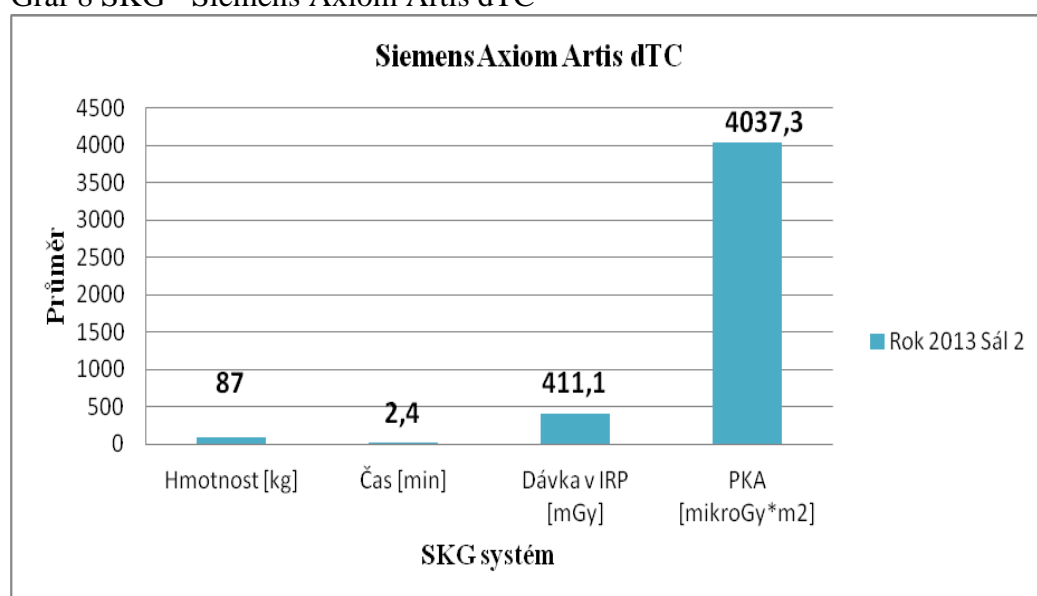
Vyšetření SKG provedena na systému Siemens Axiom Artis Zee - Floor na sále číslo 1 v roce 2012, graf znázorňuje tyto hodnoty: průměrná hmotnost vyšetřovaných pacientů 83 kg, skiaskopický čas 1,5 min, dávka v IRP 270,1 mGy a součin kerry a plochy 2420,8 mikroGy*m2. Nejvyšší hodnoty jsou následující: skiaskopický čas 7,6 min, dávka v IRP 1 255 mGy, P_{KA} 11 687 mikroGy*m2.

8. SKG - Siemens Axiom Artis dTC - sál 2, rok 2013

Tabulka 8 SKG - Siemens Axiom Artis dTC

Artis dTC Rok 2013 Sál 2	Počet vyšetření (n)	Hmotnost [kg] (r)	Čas [min] (r)	Dávka v IRP [mGy] (r)	P_{KA} [mikroGy* m ²] (r)
	50	87	2,4	411,1	4037,3

Graf 8 SKG - Siemens Axiom Artis dTC



Zdroj: vlastní výzkum

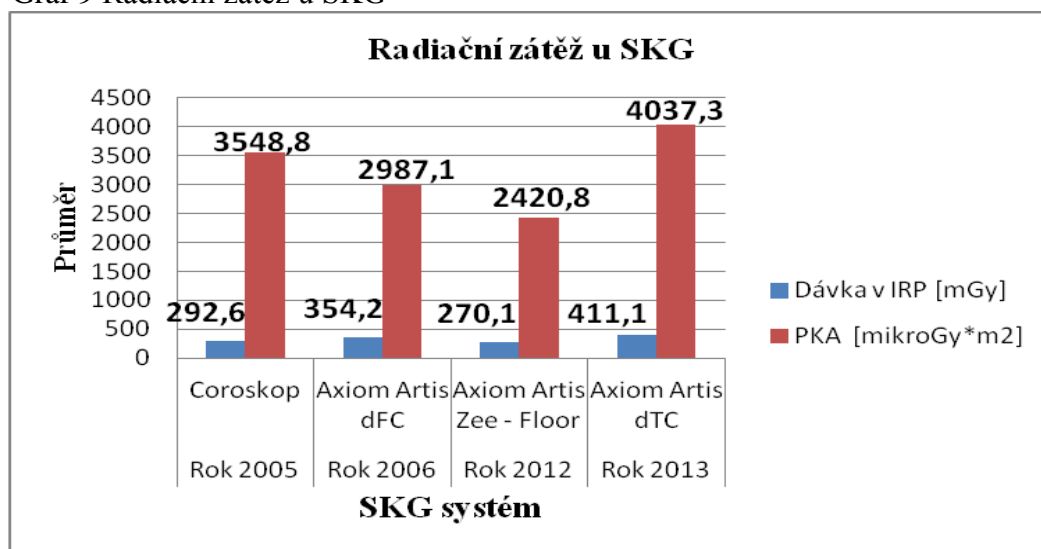
Vyšetření SKG provedena ma Siemens Axiom Artis dTC, sál číslo 2, rok 2013. Průměrná hmotnost pacientů byla rovna 87 kg, průměrný skiaskopický čas 2,4 min, dávka v IRP 411,1 mGy, průměrná hodnota P_{KA} 4037,3 mikroGy*m². I tato výsledná data byla z 50 vyšetření. Maximální hodnoty ve vzorku byly následující: skiaskopický čas 14,7 min, dávka v IRP mGy, 1 369, P_{KA} 13 800 mikroGy*m².

9. Radiační zátěž u SKG

Tabulka 9 Radiační zátěž u SKG

Radiační zátěž u SKG		Rok 2005	Rok 2006	Rok 2012	Rok 2013
		Coroskop	Axiom Artis dFC	Axiom Artis Zee - Floor	Axiom Artis dTC
Dávka v IRP [mGy]		292,6	354,2	270,1	411,1
P_{KA} [mikroGy*m2]		3548,8	2987,1	2420,8	4037,3

Graf 9 Radiační zátěž u SKG



Zdroj: vlastní výzkum

Vyšetření SKG v tabulce i grafu lze nalézt přehled průměrných hodnot radiační zátěže u daných přístrojů. Jak už jsme uvedli výše, dávku pacientům jsme hodnotili pomocí veličin: dávka v IRP mGy a P_{KA} mikroGy*m2. Na sále 2 v roce 2005 u přístroje Siemens Coroskop T.O.P. jsme získali průměrné hodnoty: 292,6 mGy a 3548,8 mikroGy*m2. U přístroje Siemens Axiom Artis dFC v roce 2006 na sále 1: 354,2 mGy a 2987,1 mikroGy*m2. Pro systém Siemens Axiom Artis Zee - Floor na sále 1, v roce 2012 jsou průměrné hodnoty rovny 270,1 mGy a 2420,8 mikroGy*m2. A v roce 2013 na sále 2 za použití systému Siemens Axiom Artis dTC byly naměřeny hodnoty, které jsme následně zprůměrovali: 411,1 mGy a 4037,3 mikroGy*m2.

4 Diskuze

Tato bakalářská práce se zabývá snížením radiační zátěže při výpočetní tomografii a angiografických vyšetřeních. Výzkumné šetření probíhalo v Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM) v Praze. Data byla získána z CT vyšetření a z vyšetření v intervenční kardiologii. Pro výzkum byly stanoveny čtyři cíle a dvě výzkumné otázky. První cíl směřoval k hodnocení možnosti snížení dávek u pacienta při počítačové tomografii a angiografických vyšetřeních. Druhý cíl se zabýval zjištěním efektivity snížení radiační zátěže při jednotlivých vyšetřeních. Třetím cílem bylo porovnat úroveň současné radiační zátěže s výsledky minulých let u přístrojů, na kterých se vyšetření prováděla a posledním, čtvrtým, cílem bylo stanovit závěry snížení radiační zátěže na jednotlivých pracovištích.

1. výzkumná otázka. Sníží se radiační zátěž pomocí nastavení vhodných expozičních parametrů při zachování vysoké diagnostické hodnotě snímků při CT a angiografických vyšetřeních? Ano, radiační zátěž lze snížit nastavením vhodných expozičních a vyšetřovacích parametrů a použitím MDCT moderní technologie. U SKG se sníží za předpokladu důsledného využití „Zásad snížení radiační zátěže“, viz příslušná kapitola práce. U obou vyšetření je možné nastavit parametr low dose, kterým lze docílit ještě kvalitního obrazu s výrazně nižší radiační zátěží.

2. výzkumná otázka. Je závislé snížení radiační zátěže u vyšetření pacienta na druhu, typu a stáří přístroje? Ano, z našich výsledků jednoznačně vyplývá, že druh, typ a stáří přístroje má vliv na snížení radiační zátěže.

Interpretace dat byla shrnuta do 9 položek, ve kterých jsme se zaměřili na vyšetření CT koronarografie a selektivní koronarografie. Sledovali jsme množství radiační zátěže na jednotlivých přístrojích. Celkem bylo hodnoceno 350 pacientů, u každého přístroje byla shromážděna data z 50 vyšetření. U CT koronarografie (CTCA) jsme hodnotili radiační zátěž u 3 přístrojů v daných letech.

Položka 1: CTCA, Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner, rok 2002.

U výkonu na tomto systému byly zjištěny následující průměrné hodnoty: průměrná hmotnost pacientů 88 kg, průměrné napětí 120 kV, průměrné elektrické množství 514

mAs, CTDIvol 42,2 mGy, tento index udává radiační zátěž, DLP 722,2 mGy*cm výsledný součin, taktéž touto hodnotou mohou posoudit dávku radiační zátěže.

Položka 2: CTCA, Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner, rok 2009.

S tímto systémem jsou spjaty tyto hodnoty: hmotnost pacientů s průměrem 83 kg, 120 kV, elektrické množství 411 mAs, CTDIvol 38,1 mGy a DLP 593,4 mGy*cm. Dle Robertze a ost. 2009 (27), CT přístroje se 64 řady detektorů umožňují neinvazní koronarografie s dostatečně kvalitními obrazy pro stanovení diagnózy. U většiny přístrojů se tepová frekvence zpomaluje na 60 za min. či nižší, a ta umožní optimální kvalitu obrazu. Zde mohu souhlasit s Robertzem, protože mé výsledky korespondují s dobrou kvalitou vyšetření za přijatelné radiační dávky.

Položka 3: CTCA - Siemens Somatom Definition Flash (128), rok 2013.

Systém obsahoval naměřené průměrné hodnoty: hmotnost vyšetřovaných pacientů 84 kg, napětí 120 kV, elektrické množství 272 mAs, CTDIvol 31,6 a DLP 540,8 mGy*cm. Dle Adly 2009 (20), který hodnotil ve FN Motol efektivní dávku u CT koronarografie na 10 mSv. Výsledná efektivní dávka závisí na použitém přístroji a vyšetřovacím protokolu, který se na různých pracovištích liší. Jeho výsledky byly orientační, zjištěné v rámci různých projektů. Domnívám se, že efektivní dávka závisí nejen na použitém přístroji, ale také na nastavení expozičních parametrů apod. Z využitých dat je viditelné, že se hodnoty liší, a proto mohu usoudit, že na snížení radiační zátěže má vliv stáří přístroje. Samozřejmě vyšší dávky může ovlivnit hmotnost pacientů, což koresponduje s výsledky vyhodnocení. Novotný, Kautznerová, 2011 (28), kteří se zabývali přínosem CTCA, uvádějí, že CT má jistě značný potenciál pro uplatnění v kardiologii. Je zapotřebí se dopracovat k postupnému zavádění jednotlivých aplikací a porovnání se současnými metodami. CTCA je v dnešní době stále v pozadí, vzhledem k silné konkurenci klasické selektivní koronarografie.

Položka 4: Radiační zátěž u CTCA. V tabulce a grafu je vidět souhrn průměrných dat radiační zátěže u daných systémů a rok, ve kterém byla data sbírána. U přístroje v roce 2002 Siemens Somatom Sensation 16 bylo CTDIvol 42,2 mGy a DLP 722,9 mGy*cm. Na systému Siemens Somatom Sensation 64 z roku 2009 byly zjištěny tyto průměrné hodnoty: CTDIvol 38,1 mGy a DLP 593,4 mGy*cm. V roce 2013 již

byly prováděna pomocí systému Siemens Somatom Definition Flash (128), kde jsem zaznamenal průměrné hodnoty: CTDIvol 31,6 mGy 28% a DLP 540,8 mGy*cm. Línková, Petr 2012 (29) uvádějí, že hlavní výhodou CTCA je její vysoká negativní prediktivní hodnota, která dosahuje 90%, u jiných autorů až 100%, závisí však na výběru pacienta, typu vyšetření a referenční hodnotě CT. Co se týče radiační zátěže u CTCA moderní přístroje umožnily snížit dávku záření, ale ovlivňuje ji správná indikace k vyšetření a příprava pacienta před ním. Při vyšetření kalciového skóre je dávka záření 1 mSv a při CTCA se pohybuje v rozmezí 4 - 10 mSv. S tvrzením, že moderní přístroje sníží dávku záření, se shodují i naše data.

Nyní přistoupím k výsledkům selektivní koronarografie (SKG), kde jsem sledoval radiační dávku u 4 přístrojů, taktéž v příslušném období.

5. Položka: SKG - Siemens Coroskop T.O.P. - sál 2, rok 2005. V tabulce a grafu je možné nalézt hmotnost pacientů o průměru 81 kg. Dále je zde hodnota skiaskopického času 2,47 min. Co se týče radiační zátěže, průměrná hodnota dávky v IRP byla 292,6 mGy a průměrná hodnota součinu kermy a plochy P_{KA} disponovala výsledkem 3548,8 mikroGy*m². Zde můžeme podotknout, že na vyšší radiační zátěž může mít vliv stáří přístroje.

6. Položka: SKG - Siemens Axiom Artis dFC - sál 1, rok 2006. Jako jeden z prvních ukazatelů v tabulce a grafu jsem hodnotil hmotnost pacientů, která činila v průměru 79 kg. Dále jsem sledoval skiaskopický čas 2,05 min. Další hodnotou je dávka v IRP 354,2 mGy a P_{KA} , která dosahovala průměr 2987,1 mGy*m² radiační dávky.

7. Položka: SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor - sál 1, rok 2012. Tabulka i graf znázorňuje tyto hodnoty: průměrná hmotnost vyšetřovaných pacientů 83 kg, průměrný skiaskopický čas 1,5 min., IRP 270,1 mGy. Dále v rámci radiační zátěže lze vidět P_{KA} s počtem 2420,8 mikroGy*m².

8. Položka: SKG - Siemens Axiom Artis dTC - sál 2, rok 2013. V tabulce i grafu jsem se opět zaměřil na hmotnost pacientů s průměrem 87 kg, na skiaskopický čas 2,4 min. Následující veličinu tvoří dávka v IRP 411,1 mGy a P_{KA} 4037,3 mikroGy*m². U vyšetření na tomto systému byly zjištěny nejvyšší dávky pacientům.

Domnívám se, že vyšší dávky mohou být zapříčiněny tím, že přístroj byl uveden doprovozu již v roce 2006 ve srovnání s Axiomem Artis Zee-Floor, který byl zakoupen v roce 2011 a patří tedy k těm nejnovějším. Dále na tomto sále katetrizují také lékaři z jiných pracovišť, kteří s tímto přístrojem zatím nemají dostatek zkušeností. Vliv má pravděpodobně také vyšší průměrná hmotnost pacientů, než u předchozích vyšetření a samozřejmě diagnóza nemocného, přidružená onemocnění pacienta a obtížnost či délka výkonu.

9. Položka: Radiační zátěž u SKG. V tabulce i grafu lze nalézt celkový přehled průměrných hodnot radiační zátěže u daných přístrojů. Jak už jsem uvedl výše, radiační dávku jsem hodnotil pomocí dávkových veličin: dávka v IRP a součin kermy a plochy. Na sále 2 v roce 2005 u přístroje Siemens Coroskop T.O.P. byly průměrné hodnoty: dávka v IRP 292,6 mGy a P_{KA} 3548,8 mGy*m². U přístroje Siemens Axiom Artis dFC v roce 2006 na sále 1 byly zaznamenány data: dávka v IRP 354,2 mGy a P_{KA} 29787,1 mikroGy*m². Přístroj SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor na sále 1, v roce 2012 vykazoval průměrné hodnoty dávka v IRP 270,1 mGy a P_{KA} 2420,8 mikroGy*m². V roce 2013 na sále 2 za použití přístroje Siemens Axiom Artis dTC byly naměřeny hodnoty, které jsem následně zprůměroval: dávka v IRP 411,1 mGy a P_{KA} 4037,3 mikroGy*m². Želízko, Toušek, Skalická 2013 (30) uvádí, že CT angiografie (CTCA) koronárních tepen zobrazuje lumen koronárních tepen. Koronární CTCA klesá s nárůstem kalcia v koronárních tepnách a byla zjištěna vysoká prevalence stenózy koronárních tepen u symptomatických nemocných s Agatstonovým skóre > 400, proto je vhodné neprovádět koronární CTCA, jestliže kalciové skóre překročí 400. Dále poukazují, na to, že CTCA koronárních tepen je méně spolehlivá u nemocných se stenty v koronárních tepnách v důsledku artefaktů vznikajících v přítomnosti kovového materiálu, omezeného prostorového rozlišení a nadhodnocení stupně stenózy. Dále tvrdí: u pacientů s vysokou PTP (před testová pravděpodobnost), závažnými obtížemi či klinickým obrazem svědčící o vysokém riziku nežádoucích příhod může být vhodnějším postupem časná SKG, bez předchozí neinvazivní rizikové stratifikace, která může identifikovat léze potenciálně vhodné k revaskularizaci.

Závěr

Snižování radiační zátěže u pacientů při výpočetní tomografii a angiografických vyšetřeních je tématem, které patří stále mezi aktuální. Radiační zátěž jsem sledoval v oblasti kardiologických vyšetřovacích metod, a to u vyšetření CT koronarografie a selektivní koronarografie. Pro výzkum byly stanoveny čtyři cíle a dvě výzkumné otázky.

Prvním cílem bylo zhodnotit míru snížení dávek u pacienta při výpočetní tomografii a angiografických vyšetřeních. U vyšetření CT koronarografie jsem sledoval radiační zátěž na 3 přístrojích a u invazivního vyšetření selektivní koronarografie jsem dávky posuzoval na 4 typech přístrojů. Zjistil jsem, že expoziční parametry jsou nastaveny správně, naměřené dávky se neblíží hodnotám vysoké radiační zátěže. S odkazem na kapitolu interpretace výsledků mohu konstatovat, že **cíl byl splněn**.

Druhý cíl měl za úkol zjistit efektivitu snížení radiační zátěže při jednotlivých vyšetřeních. Ze sledovaného souboru se podařilo zjistit, že na CT pracovišti je efektivně snižována radiační zátěž pacientů při CT koronarografii. Systém Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner z roku 2002 má nejvyšší naměřenou dávku z 50 náhodně vybraných pacientů, CTDI_{vol} je 43,0 mGy, DLP 1066 mGy*cm, 549 mAs při 120 kV. V roce 2009 na systému Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner byly naměřeny tyto nejvyšší dávky: 628 mAs, CTDI_{vol} 48,53 mGy a DLP 909 mGy*cm. U nejnovějšího přístroje Siemens Somatom Definition Flash - 128 byla nejvyšší zjištěna hodnota následující: 421 mAs, CTDI_{vol} 64,34 mGy a DLP 888 mGy*cm. U všech CT systémů bylo použito 120 kV. Na intervenčních sálech u SKG byly hodnoceny dávky opět z počtu 50 náhodně volených pacientů, nejedná se o zprůměrovaná data. U přístroje z roku 2005 Siemens Coroskop. T.O.P na sále 2 byly nejvyšší výsledky: skiaskopický čas 4,8 min, dávka v IRP 643 mGy a součin kermy a plochy - P_{KA} 5 957 mikroGy*m². V roce 2006 Siemens Axiom Artis dFC udával tyto maximální hodnoty: skiaskopický čas 5,5 min, dávka v IRP 1 183 mGy, P_{KA} 34 442,4, mikroGy*m². Rok 2012 Siemens Axiom Artis Zee - Floor s následujícími hodnotami: skiaskopický čas 7,6 min, dávka v IRP 1 255 mGy, P_{KA} 11 687 mikroGy*m². V roce 2013 byly maximální hodnoty na Siemens Axiom Artis dTC: skiaskopický čas 14,7 min, dávka v IRP 1 369

mGy, P_{KA} 13 800 mikroGy*m2. I u SKG vyšetření, efektivita snížení radiační zátěže dosahuje normálních mezí. S odkazem na data v kapitole výsledky, mohu říci, že **cíl byl splněn.**

Třetím cílem bylo porovnat současnou radiační zátěž s výsledky minulých let u přístrojů, na kterých se vyšetření prováděla. U CT koronarografie je znatelné, že radiační zátěž v současné době na novém přístroji je nižší nežli v minulých letech na přístrojích se starším softwarem. Dále z mých výsledků vyplývá, že SKG data se shodují s alternativou CT koronarografie. Zde ale srovnávám mezi sebou rok 2005, 2006 a společně rok 2012 a 2013. Data z roku 2012 pocházejí z nejnovějšího přístroje. S odkazem na kapitolu výsledky mohu sdělit, že **cíl byl splněn.**

Čtvrtý cíl měl za úkol stanovit snížení radiační zátěže na jednotlivých pracovištích. Na každém pracovišti je jistě možné stanovit snížení radiační dávky k danému vyšetření, to však závisí na mnoha okolnostech. Závisí na maximální snaze celého týmu a dodržování všech zásad radiační ochrany. Dodržování zásad a standardů je nutné stále kontrolovat a opakovat. Na CT pracovišti i katetrizačních sálech jsou parametry přístrojů nastaveny dle výrobce. Provozní stálost je kontrolována jednou za měsíc a dlouhodobá stabilita jednou ročně. Snížení radiační zátěže závisí na stáří softwaru přístroje. Způsob obsluhy zařízení je specifický pro každého lékaře či obsluhující personál. Záleží na ohniskové vzdálenosti, skiaskopickém čase, hmotnosti pacienta, počtu provedených snímků, délce vyšetření, zkušenosti lékaře, a především také na diagnóze nemocného a jeho komorbiditách. S odkazem na kapitolu výsledky lze konstatovat, že **cíl do jisté míry byl splněn.**

Tato bakalářská práce poukazuje na různé využití přístrojů u vysoce perspektivních a mnohdy životně nezbytných vyšetření. Obě pracoviště disponují moderním vybavením, což přispívá také ke snížení radiační zátěže. Výsledky šetření budou prezentovány na semináři v IKEM a publikovány v časopise Florence či Praktická radiologie. Mohou sloužit jako podklad pro další výzkumné šetření navazující na tuto práci nebo jako inspirace k jiným pracím. S výsledky budou seznámeni vedoucí pracovníci daných pracovišť, včetně hlavního radiologického fyzika a technika. Zjištěná data by mohla být podmětem pro další plánování standardů a jiné.

Seznam informačních zdrojů

1. ČESKO. Vyhláška č. 307/2002 Sb. o požadavcích na zajištění radiační ochrany (novela vyhlášky č. 184/1997 Sb.) In: *Sbírka předpisů České republiky*. 2002, částka 113/2002 Sb. Dostupné na internetu: < http://radioaktivita.euweb.cz/v307_02.html >.
2. HUŠÁK, VÁCLAV a kol. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd, 2009. s. 138. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. Radiační ochrana. Usměrnování lékařského ozáření. 2014. [online]. In: *Státní ústav radiační ochrany*. [cit. 2014-6-27]. Dostupné na internetu: < <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/usmernovani-ozareni-pri-cinnostech/usmernovani-lekarskeho-ozareni> >.
4. ŽIŠKOVÁ, RENATA - HAVRÁNEK, JIŘÍ - VILASOVÁ, ZDENĚKA. *Ochrana před ionizujícím zářením*. [online] [cit. 2014 - 6 - 7]. Dostupné na internetu: < http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch11.htm >.
5. LANG, OTTO - KAMÍNEK, MILAN - TROJANOVÁ, HELENA. *Nukleární kardiologie, Přístrojová technika*. 1. vyd., Praha: Galén, 2008. s. 130. ISBN 978-80-7262-481-2.
6. SEIDL, ZDENĚK et al. *Radiologie pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a. s., 2012. s. 368 + 4 strany barevné přílohy. ISBN 978-247-4108-6.
7. ŽÁČKOVÁ, HELENA. [online]. *Přínos nadále převažuje*. In: *Rentgen, Bulletin*. [cit. 2014-03-15]. Dostupné na internetu: < <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/> >.

8. KLENER, VLADISLAV. *Kurz radiační ochrany při nakládání se zdroji ionizujícího záření ve zdravotnictví, Biologické účinky ionizujícího záření*. Praha: Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví, subkatedra radiační hygieny, 2012. s. 22 - 24, I/2.
9. KRAJINA, ANTONÍN - PEREGRIN, JAN H. a kol. *Intervenční radiologie, miniinvazivní terapie*. 1. vyd. Hradec Králové: Prepress: Aurius, s.r.o., 2005. s. 836 + 1522 obrázky. ISBN 80-86703-08-8.
10. SÚKUPOVÁ, LUCIE - NOVÁK, LEOŠ. *Desatero pro snížení dávek v intervenční kardiologii*. Praha: Státní ústav radiační ochrany, v. v. i., Oddělení radiační ochrany v radiodiagnostice. Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, České vysoké učení technické, Praha. [online]. Poslední aktualizace: 28. 4. 2011. [cit. 2014 - 5 - 15]. Dostupné na internetu: < https://www.suro.cz/cz/lekarske/poster_Desatero_kardiosjezd_2011.pdf >.
11. RIEDEL, MARTIN. *Dějiny kardiologie*. 1. vyd., Praha: Galén, 2009. s. 668. ISBN 978-80-7262-614-4.
12. FRELIHOVÁ, JANA. *Princip tomografického vyšetření*. [online]. 2004. Poslední aktualizace: 28. 5. 2004. [cit. 2014 - 4 - 27]. Dostupné na internetu: < http://ftplf2.agarek.com/fyzio/prvak/biofyzika/semin/janina_ct.php >.
13. VOMÁČKA, JAROSLAV - NEKULA, JOSEF - KOZÁK, JIŘÍ. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd., Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. s. 160. ISBN 978-80-244-3126-0.
14. FERDA, JIŘÍ - NOVÁK, MILAN - KREUZBERG, BORIS. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd., Praha: Galén, 2012. s. 663. ISBN 80-7262-172-6.

15. NEKULA, JOSEF et al. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. s. 205. ISBN 80-244-1011-7.
16. BÍLEK, ALEŠ. Nižší dávky záření při CT vyšetření. In: *Noviny novoměstské nemocnice*. 2013. č. 3, s. 1,3.
17. A. O'ROURKE, ROBERT et al. *Kardiologie Hurstův manuál pro praxi*. 1 české vyd., Praha: Grada publishing a.s., 2010. 800 s. ISBN 978-80-247-3175-9.
18. GARCIA, MARIO J. *Textbook of interventional cardiology. Functional Testing and Multidetector Computed Tomography*. 5. vyd. Philadelphia: Saunders Elsevier, ©2008. s. 1286. ISBN 978-1-4160-4835-0.
19. KESSEL, DAVID - ROBERTSON LAIN. *Interventional Radiology a Survival Guide*. 2 vyd., Philadelphia: Elsevier churchill livingstone. 2005. s. 333. ISBN 0-443-10044-6.
20. ADLA, THEODOR. Výpočetní tomografie v kardiologii: současné možnosti a využití. In: *Postgraduální medicína*, ISSN 1212-4184, 2009, č. 9, s. 982.
21. KŘIVÁNKOVÁ, KATEŘINA, JONSZTA, TOMÁŠ. CT koronarografie. In: *Praktická radiologie*. ISSN 1211-5053, 2012, roč. 17, č. 1, s. 7-11.
22. FERDA, JIŘÍ. *CT angiografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2004. s. 408. ISBN 80-7262-281-1.
23. PROCHÁZKA, VÁCLAV - ČÍŽEK, VLADIMÍR a kol. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. 1. vyd. Praha: Maxdorf s. r. o. 2012. s. 217. ISBN 978-80-734-284-1.

24. KAPOUNOVÁ GABRIELA. *Ošetřovatelství v intenzivní péči*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2007. s. 352 + 16 stran barevné přílohy. ISBN 978-80-247-1830-9.
25. ŠTÍPAL, ROMAN, jr - MIKLÍK, ROMAN - ŠTÍPAL, ROMAN. Jak připravit pacienta ke koronarografii. In: *Interní medicína pro praxi*. ISSN 1803-5256. 2013, roč. 15 č. 11 - 12 s. 365 - 367.
26. *Angiografie srdce a selektivní koronagografie (SKG)*. [online]. In: IKEM, Klinika kardiologie. [cit. 2014-03-13]. Dostupné na internetu: < <http://www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-pacienty/vysetreni-a-zakroky/angiografie-srdce-a-selektivni-koronarografie-skg/> >.
27. ROBERTS, W.T. et al. Bezpečnost a účinnost způsobu kontroly rychlosti při vyšetření srdce CT. In: *Radiodiagnostika*. ISSN 1214-5068, 2010 roč. 56, č. 3, s. 21.
28. NOVOTNÝ, JIŘÍ - KAUTZNEROVÁ, DANA. Přínos CTA srdce pro diagnostiku kardiálních onemocnění - vymezení indikací. In: *Česká radiologie*. ISSN 1210-7883, 2011, roč. 65, č. 2, s. 149, 150.
29. LÍNKOVÁ, HANA - RÓBERT, PETR. CT v kardiologii. In: *Sjezdové noviny*, XX výroční sjezd ČKS, Brno, 2012, s. 2.
30. ŽELÍZKO, MICHAEL - TOUŠEK, FRANTIŠEK - SKALICKÁ, HANA. Seznam doporučených postupů ESC pro diagnostiku a léčbu ICHS - 2013. In: *Cor vasa*. ISSN 1803-7712, roč. 2014, č. 3, s. 313 - 328.
31. ČSN ISO 690. *Informace a dokumentace – Pravidla pro bibliografické odkazy a citace informačních zdrojů*. Praha: Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011. 40 s. Třídící znak 01 0197.

Seznam tabulek

Tabulka 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner.....	34
Tabulka 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner.....	35
Tabulka 3 Siemens Somatom Sensation Definition Flash (128).....	36
Tabulka 4 Radiační zátěž u CTCA.....	37
Tabulka 6 SKG - Siemens Coroskop T.O.P.....	38
Tabulka 5 SKG - Siemens Axiom Artis dFc.....	39
Tabulka 7 SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor.....	40
Tabulka 8 SKG - Siemens Axiom Artis dTC.....	41
Tabulka 9 Radiační zátěž u SKG.....	42

Seznam grafů

Graf 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner.....	34
Graf 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner.....	35
Graf 3 Siemens Somatom Sensation Definition Flash (128).....	36
Graf 4 Radiační zátěž u CTCA.....	37
Graf 5 SKG - Siemens Coroskop T.O.P.....	38
Graf 6 SKG - Siemens Axiom Artis dFC.....	39
Graf 7 SKG - Siemens Axiom Artis Zee - Floor.....	40
Graf 8 SKG - Siemens Axiom Artis dTC.....	41
Graf 9 Radiační zátěž u SKG.....	42

Seznam obrázků

Obrázek 1 Typy EKG synchronizace.....	24
Obrázek 2 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner.....	56
Obrázek 3 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner.....	57
Obrázek 4 Siemens Somatom Sensation Definition Flash (128).....	58
Obrázek 5 Siemens Coroskop T.O.P.....	59
Obrázek 6 Siemens Axiom Artis dFC.....	60
Obrázek 7 Siemens Axiom Artis Zee - floor.....	61
Obrázek 8 Siemens Axiom Artis dTC.....	61
Obrázek 9 CT koronarografie - normální nález.....	62
Obrázek 10 CT koronarografie - léze na RIA.....	62
Obrázek 11 SKG - pacient po náhradě aortální chlopně, na ACD + ACS normální nález.....	63
Obrázek 12 SKG - SKG – ACS - stenóza RIA, RC + PCI RC.....	63

Přílohy

Příloha 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner - technické parametry

Příloha 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner - technické parametry

Příloha 3 Siemens Somatom Definition Flash (128) - technické parametry

Příloha 4 Siemens Coroskop T.O.P. - technické parametry

Příloha 5 Siemens Axiom Artis dFC - technické parametry

Příloha 6 Siemens Axiom Artis Zee - Floor a Siemens Axiom Artis dTC -
technické parametry

Příloha 7 CT koronarografie

Příloha 8 Selektivní koronarografie

Příloha 9 Seznam velečín

Příloha 1 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner - technické parametry

Sensation 16 obsahuje Straton rentgenku, která má rychlé rychlosti ochlazování a velmi rychlou dobu rotace 0,37 s. Může provádět 3D skenování u tepenného vyšetření za méně než 20 s., 0,75 mm. Užívá z-Sharp technologii a produkuje snímky s vynikající jasností.

Vlastnosti:

- z-Sharp technologie
- STRATON x-ray tube
- PÉČE Dose4D
- Vysokorychlostní objem skenování
- Proprietární z-UHR technologie

Obrázek 2 Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner



Zdroj: Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner. [online] [cit. 2014 - 6 - 15].
Dostupné na internetu: < <http://www.siemensctscanner.com/ct-scanners/siemens-somatom-sensation-16-ct-scanner/> >.

Příloha 2 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner - technické parametry

Sensation 64 je jedním z nejrychlejších CT skenerů, jeho obrovská rychlost neznamená horší kvalitu obrazu. Zajišťuje výborné rozlišení a exkluzivní CARE Dose4D technologii, které vede ke snížení radiační zátěže. Výhodou je také nulová prodleva CT workflow. Rentgenka STRATON s přímým chlazením a s vysokou výslednou rychlostí rotace gantry, poskytuje velmi kvalitní obrazy.

Vlastnosti:

- Srdeční zobrazování pomocí otáčení čas 0,33 s
- Izotropní prostorové rozlišení 0,24 mm
- Spirála artefakt bez zobrazování
- STRATON vysoký výkon CT x-ray tube
- z-Sharp technologie
- UFC detektor

Obrázek 3 Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner



Zdroj: Siemens Somatom Sensation 64 CT Scanner. [online] [cit. 2014 - 6 - 15]. Dostupné na internetu: < <http://www.siemensctscanner.com/ct-scanners/siemens-somatom-sensation-64-ct-scanner/> >.

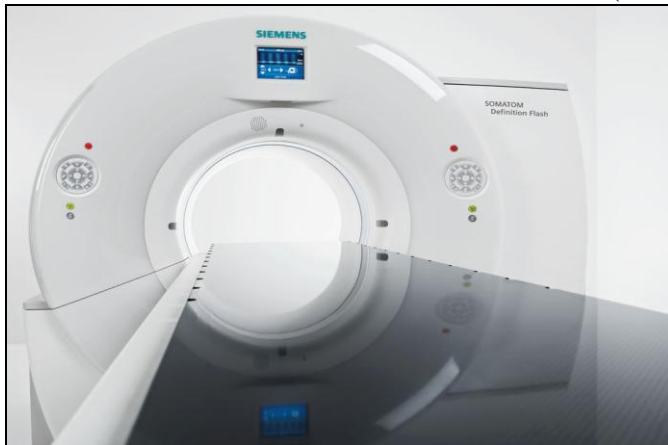
Příloha 3 Siemens Somatom Definition Flash (128) - technické parametry

Somatom definition flash zabezpečují ultrarychlý přenos dat. High-end detektory z miniaturizované elektronické komponenty vytváří ultra tenké plátky s velmi prostorovým rozlišením, např. u CT koronarografie u obézních pacientů. Díky vysokorychlostní flash spirále, umožňuje skenování u pacientů s fibrilací síní. Přidané technologie EDGE a TrueSignal zlepšují Stellar detektory, zajišťují tak velmi dobrý poměr signálu k šumu, poskytují výborné výsledky v celém zorném poli. Tento systém je unikátní pro své schopnosti generuje vynikající low-kV snímků, ušetří na dávce, hodnotí morfologii srdce, věnčité tepny, vyloučí ischemickou chorobu srdeční v méně než 1 minutě a vizualizuje kvantitativní informace perfúzních krevních cév a orgánů.

Vlastnosti:

- Detektor 2 x Stellar (hvězdný detektor)
- Počet řezů 2x128
- Čas rotace 0.28 s¹
- Časové rozlišení 75 ms¹, nezávislá srdeční frekvence
- Výkon generátoru 200 kW (2 x 100 kW)
- kV kroky 70, 80, 100, 120, 140 kV
- Izotropní rozlišení 0.33 mm
- Rozlišení Cross - plane 0.30 mm
- Max. rychlost skenování 458 mm/s¹ s Flash spirálou
- Zatížení stolu až to 307 kg
- Otevření gantry 78 cm

Obrázek 4 Siemens Somatom Definition Flash (128)



Zdroj: Siemens Somatom definition Flash. [online] [cit. 2014 - 6 - 15]. Dostupné na internetu: < <http://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-definition-flash/technical-specifications> >.

Příloha 4 Siemens Coroskop T.O.P. - technické parametry

Vlastnosti:

- DOM: 2000
- Generátor Polydorus IS / CF
- Koordinat M
- Hicor TOP
- Videomed S
- Monitor Simomed HM 44/54 cm
- TUBE Megalix CAT 125/35/80 na 121 GWWEB od roku 2012
- Vision Care
- ACOM
- ACOM software
- DIAMENTOR
- pulzní skiaskopie
- kvantifikátor
- CATHCOR
- EPCO
- Sirecust 7000
- Hemo POD

Obrázek 5 Siemens Coroskop T.O.P.



Zdroj: Siemens Coroskop T.O.P. [online] [cit. 2014 - 6 - 15].
< <http://www.pana-medical.de/8-0-Siemens-coroskop-top.html?produktID=117&clang=1> >.

Příloha 5 Siemens Axiom Artis dFC - technické parametry

Siemens Axiom Artis DFC je jeden z angiografických systémů, který je navržen na speciálně zobrazovací srdeční výkon, má řadu diagnostických a intervenčních aplikací. Může tedy provádět srdeční angiografie. Je vybaven podlahovou montáží, intervenčním systémem s detektorem, plochým panelem, kompaktním a tenkém provedením C - ramena. C - rameno je rychlé, flexibilní. Systém má výbornou kvalitu obrazu, snadné a intuitivní ovládání systému, využívá integraci se záznamovým systémem AXIOM Sensis XP, má k dispozici značné snížení radiační dávky.

Obrázek 6 Siemens Axiom Artis dFC



Zdroj: Siemens Axiom Artis dFC. [online] [cit. 2014 - 6 - 15]. Dostupné na internetu: < http://www.medimatingsales.com/medical-imaging-equipment-10000/cath-angio-85369?display_type=&page_num=2&select_categories=6&show_category_details=1&show_products=1&show_subcategories=1&show_subcategories_products=2 >.

Příloha 6 Siemens Axiom Artis Zee - Floor a Siemens Axiom Artis dTC - technické parametry

Siemens Axiom Artis Zee - Floor

Siemens Artis Zee je připevněn k podlaze. Je ideální v oblasti intervenční radiologie, dále pro univerzální angiografie, stejně tak i pro srdeční. Systém nabízí digitální detektor plochého charakteru ve dvou velikostech (30x40 cm a 20 x 20 cm), 3D syngo DynaCT zobrazování, malé stopy, krytí pacienta do 185 cm. Umožňuje vysokou klinickou propustnost.

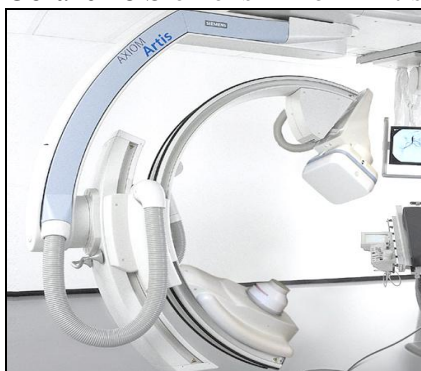
Obrázek 7 Siemens Axiom Artis Zee - Floor



Siemens Axiom Artis dTC

Siemens Axiom Artis dTC je připevněn ke stropu. Je navržen pro srdeční zobrazovací výkony včetně celou řadu diagnostických a intervenčních metod. Může provádět srdeční angiografie na EKG spouštěné skiaskopie. Má k dispozici intervenční systém podlahové montáže s detektorem a plochým panelem, C - rameno, které je rychlé, flexibilní, tenké a kompaktní. Systém využívá výborné kvality obrazu, umožňuje snadné ovládání systému, má integraci se záznamovým systémem AXIOM Sensis XP, dále dosahuje značné snížení radiační dávky.

Obrázek 8 Siemens Axiom Artis dTC



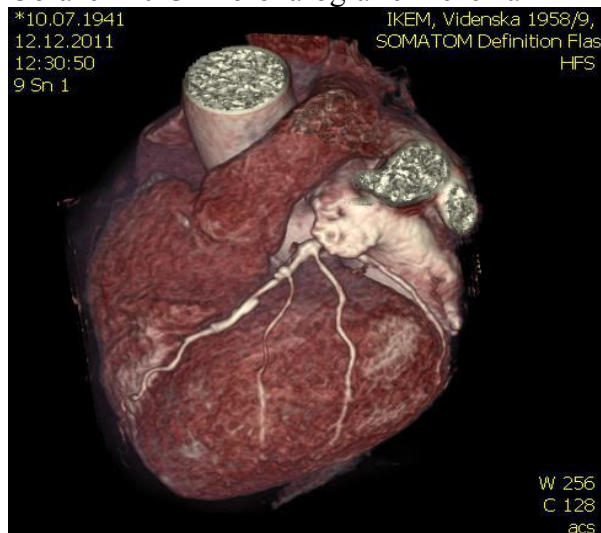
Zdroj: Siemens Axiom Artis Zee - floor, Siemens Axiom Artis dTC. [online] [cit. 2014 - 6 - 15]. Dostupné na internetu: <
http://www.medimagingsales.com/spidercatalog/102?display_type=&select_categories=6&show_category_details=1&show_products=1&show_subcategories=1&show_subcategories_products=2>.

Příloha 7 CT koronarografie

Obrázek 9 CT koronarografie - normální nález



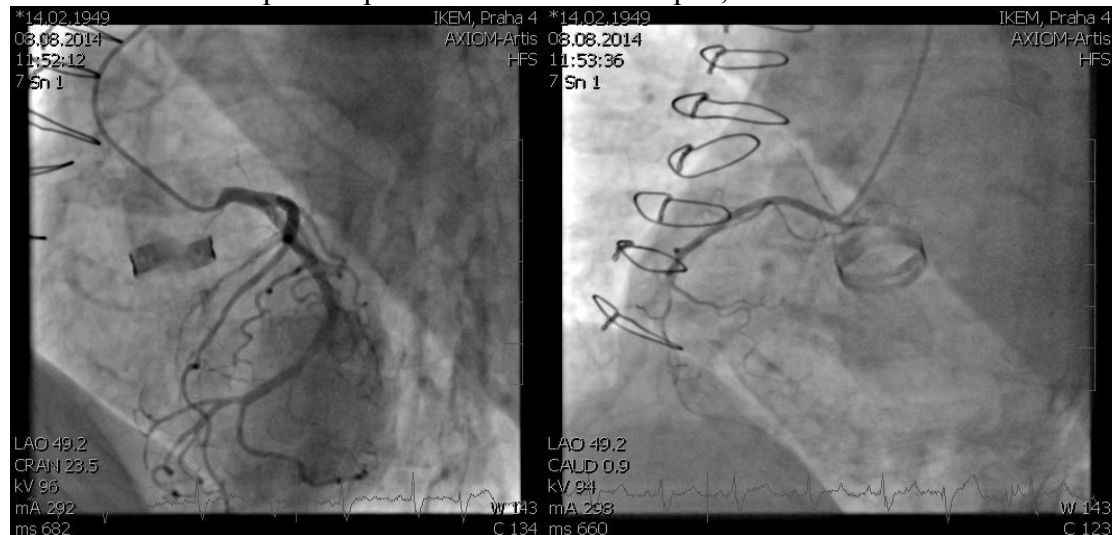
Obrázek 10 CT koronarografie - léze na RIA



Zdroj: KOČKOVÁ, RADKA - KAUTZNEROVÁ, DANA. Kdy indikovat vyšetření srdce pomocí CT nebo magnetické rezonance? [online]. Praha: IKEM, 2013. [cit. 2014 - 06 - 15]. Dostupné na internetu: < www.ikem-kardiologie.cz/cs/pro-lekare/studie/Contents/1/.../resource.pdf >.

Příloha 8 Selektivní koronarografie

Obrázek 11 SKG – pacient po náhradě aortální chlopně, na ACD + ACS normální nález



Obrázek 12 SKG – ACS - stenóza RIA, RC + PCI RC



Zdroj: JANEK, BRONISLAV. Selektivní koronarografie. Praha: IKEM. 8. 8. 2014.

Příloha 9 Seznam velečín

CTDI_{vol} - volumetrický index výpočetní tomografie

DLP - celkový součin kermy a délky

HU - Hounsfieldovy jednotky

IRP - dopadající kerma v intervenčním bodě

keV - kiloelektronvolt

Kg - hmotnost

mAs - elektrické množství

ms - expoziční čas

mSv - milisievert efektivní dávka

P_{KA} - vstupní povrchová kerma

U - napětí