

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

DIPLOMOVÁ PRÁCA

Bc. Marek Kuchta

2023

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

**Minimalizácia nežiadúceho ožiarenia lekárskeho personálu a
pacientov behom CT intervencií s aktívnym prístupom radiologického
asistenta.**

Diplomová práca

Vedúci práce: MUDr. Radim Pavlík

Konzultant práce: Ing. Stanislav Kaczor

Olomouc 2023

Prehlasujem, že som túto diplomovú prácu vypracoval samostatne a použil som iba uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 16. 5. 2023

Bc. Marek Kuchta

Pod'akovanie

Na riešení a tvorbe tejto práce sa podieľalo parciálne veľké množstvo ľudí, ktorí aj keď malým kúskom prispeli, už len akoukoľvek malou odpoveďou na moje otázky, ktorých bolo naozaj veľa. Týmto by som chcel poďakovať vedúcemu práce MUDr. Radimovi Pavlíkovi za jeho cenné rady, za to, že mi ukázal správny smer, ktorého som sa pri tvorbe tejto diplomovej práce držal a za jeho vľúdny a motivujúci prístup. Ďalšou osobou ktorej by som rád poďakoval, je radiologický fyzik a konzultant práce Ing. Stanislav Kaczor, ktorý mi poskytol metodiku, ukázal mi, ako pedantne a správne merať veličiny, ktoré bolo nutné získať pre vypracovanie tejto diplomovej práce a za to, že mi ich sám pomáhal získať, za jeho nesmierne vľúdny prístup, kontrolu diplomovej práce, jeho poznámky, smerovanie a v neposlednom rade za to, že mi ukázal svet radiologickej fyziky tak, ako som ho doteraz nevidel. Taktiež by som sa rád poďakoval Mgr. Tomášovi Schillovi, vedúcemu radiologickému asistentovi oddelenia Kliniky zobrazovacích metod FN Motol, Lukášovi Richtarovi, úsekovému KZM FN Motol a Bc. Petre Svobodovej, úsekovej KZM FN Motol, za to, že mi umožnili absolvovať štúdium, poskytli mi priestor na to vykonávať merania a vždy, keď som to nutne potreboval, podali mi pomocnú ruku a vyšli v ústrety. Taktiež by som sa rád poďakoval svojim kolegom, radiologickým asistentom, sestram a v neposlednom rade intervenujúcim lekárom KZM FN Motol, za to, že so mnou nestrácali trpezlivosť, za ich aktívny prístup pri optimalizácii a za ich podporu. V neposlednom rade ďakujem svojej priateľke za jej podporu a za celú cestu, ktorú spoločne so mnou prešla.

ANOTÁCIA

Typ záverečnej práce: Diplomová práca

Téma práce: Minimalizácia nežiadúceho ožiarenia lekárskeho personálu a pacientov behom CT intervencií s aktívnym prístupom radiologického asistenta.

Názov práce v AJ: Minimization of unwanted exposure of medical staff and patients during CT interventions with an active approach of a radiological technologist

Dátum zadania: 2021/2022

Dátum odovzdania: 16. 5. 2023

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouc

Fakulta zdravotníckych vied

Ústav radiologických metod

Autor práce: Bc. Marek Kuchta

Vedúci práce: MUDr. Radim Pavlík

Konzultant práce: Ing. Stanislav Kaczor

Kľúčové slová v SJ: CT, počítačová tomografia, nízka dávka, CT fluoroskopia, PRT, periradikulárna terapia

Kľúčové slová v AJ: CT, computed tomography, low dose, CT fluoroscopy, PRT, periradiculotherapy

Rozsah: 89 strán

Abstrakt v SJ:

Diplomová práca sa zaoberá minimalizáciou nežiadúceho ožiarenia primárne intervenujúcich lekárov, ale aj pacientov v priebehu intervenčného výkonu periradikulárna terapia (PRT), v bedrovokrížovej oblasti s využitím CT fluoroskopie. V priebehu „in vivo“ meraní boli znižované expozičné parametre zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs a 100 / 20 mAs. Pri „in vitro“ meraniach zo 120 kV na 100 kV a 80 kV. Dôvod znižovania radiačnej záťaže primárne pre intervenujúceho lekára je ten, že práve on je periodicky v priebehu intervenčných výkonov s využitím CT fluoroskopie exponovaný nežiadúcim rozptýleným žiarením. Dôvod prečo sa táto práca nezaobera primárne znižovaním radiačnej záťaže pre pacienta je ten, že CT fluoroskopia tvorí iba 24 % z celkovej radiačnej záťaže, ktorou je exponovaný, preto samotná optimalizácia expozičných parametrov v priebehu CT fluoroskopie signifikantne neznižuje celkovú radiačnú záťaž pre pacienta z výkonu PRT. Merania boli vykonávané na prístroji CT Somatom Force (Siemens), pomocou elektronických dozimetrov DMC 2000 S a Unfors EDD – 30.

Prvým cieľom diplomovej práce bolo optimalizovať radiačnú záťaž pre intervenujúceho lekára a pre pacienta, pomocou znižovania expozičných parametrov, ktoré môže radiologický asistent meniť a tým významne zasahovať do radiačnej záťaže, zároveň však aj do výsledného obrazu CT fluoroskopie. Ďalším cieľom bolo pri simulovanom meraní výkonu PRT „in vitro“ a pomocou meraní pri výkonoch PRT „in vivo“ poukázať na efekt znižovania expozičných parametrov na radiačnú záťaž, či už intervenujúceho lekára alebo pacienta. Tretím cieľom diplomovej práce bolo zistiť, či je pre intervenujúceho lekára zobrazenie pri optimalizovaných expozičných parametroch dostačujúce pre úspešné vykonanie PRT.

Merania „in vitro“ ukázali, že pri znížení napätia zo 120 kV na 100 kV vieme znížiť radiačnú záťaž pre pacienta plynúcu z CT fluoroskopie o 40 %, v prípade intervenujúceho lekára o 56 %. Ak znížime napätie zo 120 kV na 80 kV, znížime radiačnú záťaž pre pacienta plynúcu z CT fluoroskopie o 72 %. V prípade intervenujúceho lekára sme schopní znížiť radiačnú záťaž na telo o 87 % a na ruku o 73 %. Pomocou 50 meraní „in vivo“ sme zistili, že pri znížení expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs a 100 kV / 20 mAs vieme znížiť radiačnú záťaž pre intervenujúceho lekára na telo o 73 % a 74 % a na ruku o 65 % a 79 %. Zároveň sme zistili, že znížením expozičných parametrov môžeme znížiť radiačnú záťaž pre pacienta plynúcu z CT fluoroskopie takmer o 70%. V dôsledku toho, že iba v menej ako 10% prípadov sme museli pri optimalizovaných expozičných parametroch zvyšovať či už napätie alebo elektrické množstvo, považujeme expozičné hodnoty 100 kV/ 30 mAs pre väčšieho pacienta a 100 kV / 20 mAs pre menšieho pacienta v rámci CT fluoroskopie za dostačujúce pre výkon PRT, no zároveň zásadne znižujúce radiačnú záťaž plynúcu z CT fluoroskopie pre intervenujúceho lekára, ale aj pacienta. V rámci CT intervencií pomocou CT

fluoroskopie vedie aktívny prístup a spolupráca radiologického asistenta, ktorý manipuluje s expozičnými parametrami k ovplyvneniu finálneho obrazu CT fluoroskopie a k významnému zníženiu radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára a pacienta.

Abstrakt v AJ:

This diploma thesis deals with minimization of unwanted exposure of interventional physicians primarily, but also of patients during CT fluoroscopy guided periradicular therapy (PRT) in lumbosacral area. Exposure parameters were reduced during “in vivo” procedures from 120 kV / 60 mAs to 100 kV / 30 mAs and to 100 kV / 20 mAs depending on the lateral diameter of the patient. Exposure parameters were reduced during “in vitro” procedures from 120 kV to 100 kV and to 80 kV. The main reason why is this thesis primarily dedicated to interventional physicians is their periodical exposure to scattered radiation from interventional procedures. The reason why this thesis doesn't primarily optimize radiation doses of patients is that, CT fluoroscopy makes up only 24 % of the total radiation dose of PRT procedure, so by optimizing exposure parameters of CT fluoroscopy we cannot reduce radiation doses of patients significantly enough. All measurements were performed on CT Somatom Force (Siemens), with electronic dosimeters DMC 2000 S and Unfors EDD – 30.

The first objective of this thesis is to optimize radiation dose of interventional radiologist performing the PRT procedure and of patients by reducing exposure parameters that radiologic technologist can set to significantly reduce radiation dose and influence the image quality of CT fluoroscopy (with minimal degradation in image quality). The second objective is to point out how much reducing of exposure parameters can reduce the radiation dose of interventional radiologist and patient by measuring simulated PRT „in vitro“, and PRT „in vivo“. The third objective of this thesis is to find out, if optimized parameters aren't too low for performing the PRT procedure successfully.

„In vitro“ measurements show that, by reducing the voltage from 120 kV to 100 kV, the radiation dose of CT fluoroscopy for patients is reduced by 40 % and by 56 % for interventional radiologist. Reducing the voltage from 120 kV to 80 kV, leads to reduction in radiation dose of patients from CT fluoroscopy by 72 %. For interventional radiologist we can reduce the body dose by 87% and hand dose by 73 %. „In vivo“ measurements during 50 PRT procedures show that reducing exposure parameters from 120 kV / 60 mAs to 100 kV / 30 mAs and to 100 kV / 20 mAs respectively, can lead to reduction of radiation dose of interventional radiologist's body by 73 % and 74 % respectively and for hand dose to 65 % and 79 % respectively. By this, we can also reduce the radiation dose of patients from CT fluoroscopy by almost 70 %. Because interventional radiologists asked for the increase of exposure parameters only in less than 10 % of optimized cases, we can assume that the optimized exposure parameters of 100 kV / 30 mAs for bigger patients and 100 kV / 20 mAs for smaller patients during PRT CT fluoroscopy are enough to achieve the adequate image quality meanwhile greatly reducing the radiation dose for both, interventional physicians and patients. During CT interventions using CT fluoroscopy, the active approach and cooperation of radiologic

technologist, who can manipulate with exposure parameters, can significantly reduce the radiation dose and influence the final image quality.

Obsah

ÚVOD	12
TEORETICKÁ ČASŤ	14
1. ZÁKLADNÁ ANATÓMIA CHRBTICE A MIECHY	14
1.1. CHRBTICA	14
1.2. VÄZIVOVÉ, CHRUPAVKOVITÉ A KÍLBOVÉ SPOJENIA	15
1.3. SVALY CHRBTICA	16
1.4. MIECHA	17
2. PATOLOGICKÉ STAVY CHRBTICE	19
2.1. KOREŇOVÉ SYNDRÓMY	19
2.1. SYNDRÓM KAUDY	20
2.2. DEGENERATÍVNE ZMENY CHRBTICE	20
2.3. FAILED BACK SURGERY SYNDROME (FBSS)	22
3. POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIA	23
3.1. ZÁKLADNÉ PRINCÍPY POČÍTAČOVEJ TOMOGRAFIE	23
3.2. KONŠTRUKCIA CT PRÍSTROJA	25
3.2.1. Rentgenka CT prístroja a filtrácia	25
3.2.2. Detektory CT prístroja	27
3.3. CT REKONŠTRUKCIE OBRAZU, SPÁTNÁ FILTROVANÁ PROJEKCIA A INTERATÍVNE REKONŠTRUKCIE ...	29
3.4. SKENOVACÍ ČAS, ROZLIŠENIE PRI NÍZKOM A PRI VYSOKOM KONTRASTE	30
3.5. DOBA ROTÁCIE RENTGENKY, PRÚD A NAPÄTIE RENTGENKY	31
3.6. PITCH FAKTOR A HRÚBKA REKOŠTRUOVANEJ VRSTVY	31
3.7. EXPOZIČNÉ PARAMETRE A EXPOZIČNÁ AUTOMATIKA	32
3.8. CT MÓDY ZBERU DÁT	33
3.9. DETEKTORY, REKONŠTRUKČNÉ ALGORITMY A KERNELY	34
3.10. TECHNIKA OVPLYVŇUJÚCA DÁVKU PACIENTA	34
3.11. CT FLUOROSKOPIA	35
4. ZÁKLADY RADIAČNEJ OCHRANY, FYZIKÁLNE VELIČINY A ICH SKRATKY	37
4.1. FYZIKÁLNE VELIČINY A ICH SKRATKY	38
PRAKTICKÁ ČASŤ	41
5. REŠERŠNÁ OTÁZKA	41
6. CIEĽ	41
7. DOTERAJŠIE ZISTENIA	42

8. VYUŽITÉ PROSTRIEDKY.....	44
8.1. CT SOMATOM FORCE (SIEMENS)	44
8.2. OSOBNÝ DOZIMETER DMC 2000 S	46
8.3. UNFORS EDD – 30.....	47
9. METODIKA.....	48
9.1. MERANIE RADIACNEJ ZÁŤAŽE LEKÁRA PRI SIMULOVANÍ VÝKONU PRT.....	48
9.2. MERANIE RADIACNEJ ZÁŤAŽE LEKÁRA PRI VÝKONE PRT	50
10. VÝSKUMNÁ VZORKA	52
11. PRIEBEH PERIRADIKULÁRNEJ TERAPIE.....	54
12. SPRACOVANIE DÁT ZÍSKANÝCH PRI MERANÍ SIMULOVANEJ SITUÁCIE PRT A VÝSLEDKY	55
13. SPRACOVANIE DÁT ZÍSKANÝCH PRI MERANÍ POČAS VÝKONU PRT A VÝSLEDKY	59
14. DISKUSIA	70
ZÁVER.....	74
REFERENCIE.....	76
INTERNETOVÉ ZDROJE	79
ZOZNAM SKRATIEK.....	80
ZOZNAM GRAFOV.....	82
ZOZNAM TABULIEK.....	83
ZOZNAM OBRÁZKOV	84
ZOZNAM PRÍLOH	85

Úvod

Témou tejto diplomovej práce je: „Minimalizácia nežiadúceho ožiarenia lekárskeho personálu a pacientov behom CT intervencií s aktívnym prístupom radiologického asistenta.“ Motiváciou pre výber tejto témy je fakt, že práve radiologický asistent je osoba, ktorá môže priamo ovplyvniť radiačnú záťaž pri CT intervenčných výkonoch s využitím CT fluoroskopie pomocou mnohých faktorov, ako je správna voľba softwareovej ochrany rúk intervenujúceho lekára, manipuláciou s viacerými parametrami ako je hrúbka rezu, množstvo využitých rezov alebo v neposlednom rade úpravou expozičných parametrov tak, aby bolo zobrazenie dostatočné pre úspešné vykonanie intervencie, ale zároveň aby sme dosiahli radiačnú záťaž primárne pre intervenujúceho lekára, sekundárne pre pacienta najnižšiu, ako je rozumne dosiahnuteľné.

V dôsledku širokého spektra intervenčných výkonov, pri ktorých sa CT fluoroskopia využíva, sa budeme v tejto práci zaoberať iba jedným z nich – periradikulárnou terapiou.

V teoretickej časti diplomovej práce sa budeme zaoberať základnou anatómiou a patológiou chrbtice a miechy, ktorá môžu priviesť pacienta práve k výkonu periradikulárnej terapie, základnými princípmi výpočtovej tomografie, jeho konštrukciou, zberom a spôsobom spracovania dát, spôsobmi ovplyvňovania radiačnej záťaže, obrazu a nakoniec aj samotnej CT fluoroskopii a základom radiačnej ochrany.

Doterajšie zistenia hovoria o značnom znížení radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára pri CT intervenciách iba samotným znižovaním expozičných parametrov, napätím medzi anódou a katódou v rentgenke a elektrického množstva. Prvým cieľom tejto diplomovej práce preto je, pomocou meraní optimalizovať radiačnú záťaž tak, aby bola čo najnižšia pre intervenujúci personál a pre pacienta, najmä pomocou expozičných parametrov, ktoré dokáže ovplyvniť radiologický asistent, je schopný ich meniť a tým aj priamo významne zasahovať či už do množstva radiačnej záťaže pacienta a intervenujúceho personálu, ale aj do výsledného obrazu CT fluoroskopie.

Radiačnú záťaž sa budeme snažiť znížiť primárne pre intervenujúceho lekára najmä kvôli tomu, že práve on býva periodicky zaťažovaný pri intervenčných výkonoch či už rozptýleným žiarením alebo primárnym zväzkom rentgenového žiarenia. Sekundárne pre pacienta najmä kvôli doterajším zisteniam, ktoré hovoria, že 2/3 radiačnej záťaže pre pacienta tvorí preintervenčný, eventuálne postintervenčný helikálny sken.

Druhým cieľom je pomocou experimentu („in vitro“) a meraní pri výkonoch periradikulárnej terapie (in vivo), poukázať na efekt znižovania expozičných parametrov pri CT fluoroskopii na

radiačnú záťaž, či už intervenujúceho lekára alebo pacienta. S využitím elektronického dozimetra pripevneného na referenčnom mieste, teda na hrudníku lekára a elektronického dozimetra pripevneného na dorze ruky s ktorou lekár intervenue, budeme sledovať, ako sa znižuje radiačná záťaž pre intervenujúceho lekára a pomocou parametrov DLP fluoro, DLP total a CTDI_{vol} fluoro, ktoré získame z dávkových správ pre pacienta.

Najprv bude nasimulovaný výkon periradikulárnej terapie „in vitro“ pomocou vodného CTDI_{vol} fantómu, simulujúceho referenčného pacienta a antropomorfného fantómu, ktorý bude mať umiestnené dozimetre totožne, ako intervenujúci lekár pri meraní „in vivo“. Pri tomto meraní budeme sledovať efekt znižovania napätia na radiačnú záťaž lekára a pacienta. Ďalším krokom bude meranie „in vivo“ počas výkonu PRT, kedy budeme rovnako sledovať efekt znižovania expozičných parametrov na radiačnú záťaž a zároveň budeme hľadať odpoveď k tretiemu stanovenému cieľu tejto diplomovej práce, teda či budú optimalizované expozičné parametre pre intervenujúceho lekára dostatočné k úspešnému navedeniu ihly pri tomto výkone.

Predpokladaný prínos tejto diplomovej práce môže byť v poukázaní na to, ako veľmi ovplyvňujú expozičné parametre radiačnú záťaž pre lekára a pacienta, no hlavne dokázaním, že práve radiologický asistent je osoba, ktorá by sa nemala báť manipulovať s expozičnými parametrami pri CT fluoroskopii, znižovať ich a spolupracovať s intervenujúcim lekárom, čím sa významne znižuje radiačná záťaž pre obe zúčastnené strany.

Teoretická časť

V prvých kapitolách teoretickej časti, ktoré popisujú anatómiu a patológiu budú popisované iba štruktúry vzťahujúce sa priamo k praktickej časti a to periradikulárnej terapii (PRT).

1. Základná anatómia chrbtice a miechy

1.1. Chrbtica

Je súčasťou osového skeletu, to znamená, že je nosnou oporou a pohyblivým pilierom celého tela. Je zložená z 33 až 34 stavcov (*vertebrae*), ktoré sú spojené pohyblivými no zároveň pevnými spojmi. Segmentálne sa chrbtica rozdeľuje na krčnú (C1- C7), hrudnú (TH1 – TH12), krížovú (L1 – L5), krížovú (S1- S5) a kostrčovú (Co1 – Co 4). (Čihák, 2011)

Stavce majú dve dôležité funkcie. Nesú hornú časť tela a chránia miechu (*medulla spinalis*). Ich základnými časťami sú :

- **Telo** – *corpus vertebrae* – je takzvaná nosná časť, ktorá sa nachádza ventrálne. Vnútro corpus vertebrae tvorí červená kostná dreň. Telá stavcov sú spolu spojené medzistavcovou platničkou (*discus intervertebralis*). Jediný stavec, ktorý nemá telo, je C1 nosič – atlas. Jeho telo je nahradené zubom čapovca.
- **Oblúk** – *arcus vertebrae* – má dve časti
 - o *Pediculus arcus vertebrae* (zúžený úsek)
 - o *Lamina arcus vertebrae* (kostenná platnička) (Štětkařová, 2019, s. 17 – 18)

Corpus a arcus vytvárajú chrbticový kanál (*canalis vertebralis*), v ktorom prechádza miecha a miechové nervy, ktoré zároveň aj chráni. Stavce majú, v rámci pohybového aparátu výbežky, na ktoré sa upínajú svaly a väzy. Okrem toho prvého (C1 – nosič, *atlas*) má každý stavec k základným častiam (telo a oblúk), aj výbežky (zozadu dopredu) :

- ***Processus spinosus*** – nepárový výbežok vystupujúce zo stredu oblúka dozadu.
- ***Processus transversus*** – párový priečny výbežok, vystupujúci z oblúka na každej strane.
- ***Processus articularis*** – párové výbežky (dva hore a dva dole), ktoré zabezpečujú spojenie so susednými stavcami.

V mieste spojenia tela a oblúka je oblúk zúžený, takže dva na seba nasadajúce stavce ohraničujú medzistavcový otvor (***foramen intervertebralis***) na každej strane. Týmito otvormi vystupujú z chrbticového kanála miechové nervy. (Mellová, 2011, s. 20)

Krčné stavce C1 - C7 (*vertebrae cervicales*) sa kraniálne spájajú s lebkou a zaisťujú jej pohyb. Ich telá sú nízke a majú oválny tvar. Prvé dva stavce (nosič – *atlas* a čapovec – *axis*) majú svoj názov, ostatné stavce sa označujú iba číslom (C3 – C7). Stavce krku majú na oboch stranách hornej plochy tela hranu *uncus corporis*, na transverzálnych výbežkoch sa popisujú dva hrboly – *tuberculum anterius* a *posterius*, medzi ktorými sa nachádza miesto, ktorým prechádzajú miechové nervy (*sulcus nervi spinalis*). V transverzálnych výbežkoch sa tiež nachádza otvor (*foramen transversarium*), ktorým prechádza *arteria vertebralis*.

Na **hrudné stavce Th 1 – Th 12** (*vertebrae thoracicae*) sú pripojené rebrá, ktoré sú spojené s priečnymi výbežkami. Rebrá obmedzujú pohyb v hrudnej chrbtici. Na telách stavcov TH4-TH9 sa nachádza otláčok zostupnej aorty.

Pri **bedrových stavcoch L1 – L5** (*vertebrae lumbales*) sa počas vývoja rebrá premenili na *processus costalis*, na ktorých sa ďalej popisujú *processus mamillaris* a *processus accessorius*.

Krížová kosť S1 – S5 (*os sacrum*) sa skladá z piatich spojených a zarastených stavcov. Vnútri *os sacrum* je situovaný kanál, ktorým prechádza *cauda equina* a vystupuje z nej štyrmi párovými otvormi. Ďalej sa na krížovej kosti nachádzajú *basis ossis sacri* alebo časť, na ktorú sa pripojujú lumbálne stavce, *apex ossis sacri*, časť, na ktorú sa pripájajú kostrče. Ďalej sa na krížovej kosti popisujú *facies pelvina*, predná plocha krížovej kosti a *facies dorsalis*, zadná plocha, na ktorú sa upínajú svaly a kde sa tiež nachádzajú výstupy zadných vetiev krížových miechových nervov. (Štětkařová, 2019, str. 18 – 19), (Kos, 2020)

Kostrč je zložená zo štyroch alebo piatich spojených stavcov.

Chrbtica je fyziologicky dvojesovito prehnutá. Zakrivenie dopredu sa nazýva lordóza a nachádza sa v krčnej a bedrovej oblasti. Zakrivenie dozadu sa volá kyfóza a nachádza sa v hrudnej a krížovej oblasti. (Čihák, 2011)

1.2. Väzivové, chrupavkovité a kĺbové spojenia

Na chrbtici sa nachádzajú dva typy väzov: dlhé a krátke.

Medzi dlhé sa radia :

- ***Ligamentum longitudinale anterius*** – nachádza sa na prednej strane tela stavca a stabilizuje ho od C1 po S1.
- ***Ligamentum longitudinale posterius*** – je situovaný na zadnej strane tela stavca a jeho úlohou je brániť vykľnutiu medzistavcovej platničky do miechového kanálu. Kraniálne pokračuje ako *membrana tectoria*.

- ***Ligamentum sacrococcygeum posterius superficiale*** – ohraničuje hiatus sacralis.

Ku krátkym väzom patria:

- ***Ligamenta flava*** – nachádzajú sa medzi oblúkmi stavcov. Tvoria ich elastické vlákna.
- ***Ligamenta interspinalia*** – nachádzajú sa medzi trňovými výbežkami.
- ***Ligamentum supraspinale*** – spája vrcholy trňových výbežkov. Na lebke pokračuje ako *ligamentum nuchae*.
- ***Ligamenta intertransversaria*** – nachádzajú sa medzi priečnymi výbežkami. (2019, str. 20)

Seidl podotýka, že degeneratívne zmeny postihujú všetky štruktúry chrbtice, však najviac skloňovanou štruktúrou je medzistavcová platnička (*discus intervertebralis*). Anatomicky je disk členený na *anulus fibrosus* a *nucleus pulposus*, pričom *nucleus pulposus* sa nachádza vo vnútri disku a *anulus fibrosus* je štruktúra, ktorá ho obaluje. Ďalšími štruktúrami, ktoré Štětkařová vo svojej monografii spomína sú tiež spojenia *symphysis lumbosacralis et sacrococcygea*, teda medzistavcové platničky, ktoré spájajú bedrovokřížovú oblasť a krížovokostrčovú oblasť. (2019, str. 337) (2019, str. 20)

Ďalšími štruktúrami, ktoré nemožno nespomenúť sú medzistavcové kĺby (*articulationes zygapophysiales*), ktoré umožňujú pohyb vo všetkých smeroch, aj keď obmedzene. Medzi ne radíme:

- ***Articulatio atlantooccipitalis*** – párové sklbenie lebky a prvého stavca, ktoré umožňuje úklony dopredu a dozadu a obmedzene úklony do strán.
- ***Articulatio atlantoaxialis mediana*** – spojenie medzi *dens axis* a *atlasom*. Tento kĺb je fixovaný ďalšími niekoľkými väzmi a to *ligamentum cruciforme atlantis*, *ligamenta alaria*, *ligamentum apicis dentis* a *membrana tectoria*. Toto sklbenie dovoľuje 30 stupňové otočenie atlasu k axisu na každú stranu.
- ***Articulatio atlantoaxialis lateralis*** – umožňuje drobné pohyby všetkými smermi.

(Štětkařová, 2019)

1.3. Svaly chrbta

Svaly chrbta delíme na štyri vrstvy a to na povrchovú, prvú a druhú vrstvu, medzi ktoré patria svaly, ktoré sa pripájajú na hornú končatinu a k zadnej stene hrudníka, tretiu vrstvu svalov, ktoré sa rozvíjajú od chrbtice k rebrám a na štvrtú vrstvu, hĺbkové svaly chrbta, ktoré sú tvorené zložitým komplexom vlastného chrbtového svalstva. (Čihák, 2016, str. 367)

Svaly prvej vrstvy spinohumerálnych svalov prispievajú k pohybom hornej končatiny v ramennom kĺbe. Patria k nim :

- ***Musculus trapezius*** – trapézový sval – jeho začiatok sa nachádza na *processus spinosus* hrudníkových a krčných stavcov a upína sa na lopatku (*spina scapulae, acromion*) a na kľúčnu kosť.
- ***Musculus latissimus dorsi*** – najširší sval chrbta – začína sa na *processus spinosus* dolných hrudníkových stavcov, driekových stavcov a križovej kosti. (Mellová, 2011, str. 60)

Druhá vrstva, ktorá tiež patrí do skupiny spinohumerálnych svalov sa skladá:

- ***Musculi rhomboidei (musculus rhomboideus minor et major)*** – upínajú sa na trňových výbežkoch C6 -C7 (*m. rhomboideus minor*), a TH1 až TH4 (*m. rhomboideus major*) a upínajú sa na *margo medialis scapulae*.
- ***Musculus levator scapulae*** – zdvíhač lopatky, je štíhly sval, ktorý sa začína na *tubercula dorsalia* priečných výbežkov krčných stavcov C1 – C4 a upínajú sa na *angulus superior scapulae*.

Tretia vrstva spinokostálnych svalov je tvorená dvoma plochými a tenkými svalmi:

- ***Musculus serratus posterior superior*** – pomocný vdychový sval, ktorý dvíha rebrá, začína sa na C6 – Th2 a upína sa na 2. až 5. rebro.
- ***Musculus serratus posterior inferior*** – pomocný dýchací sval, fixujúci kaudálne rebrá, so začiatkom na TH11 – L2, s úponom na posledných štyroch rebrách.

Hĺbkové svaly chrbta spájajú stavce medzi sebou a to *processus spinosus* s *processus transversus* susedných, ale aj vzdialenejších stavcov. Spolu vytvárajú komplex svalov, ktorý môže vykonávať extenziu chrbta a tiež udržiava vzpriamenú polohu a preto sa aj jeho názov je *musculus erector spinae*. (Mellová, 2011) (Čihák, 2016)

1.4. Miecha

Prechádza v chrbticovom kanáli. Jej začiatok je plynulo napojený na predĺženú miechu (*medulla oblongata*) a končí sa niekde v oblasti druhého driekového stavca kuželovitým *conus medullaris*. Ďalej miecha pokračuje len ako miechové nervy, ktoré sa nazývajú konský chvost (*cauda equina*). Miecha je 40 – 50 cm dlhá, 1,0 – 1,3 cm široká a váži asi 30 – 35 g. Z miechy vystupujú miechové

nervy (*nervi spinales*), ktoré cez medzistavcové priestory opúšťajú chrbticový kanál. (Mellová, 2011, s. 146), (Štětkářová, 2019, str. 21)

Miecha je taktiež rozdelená na segmenty. Jeden segment zodpovedá úseku miechy, z ktorého sa zbieha 1 pár miechových nervov (dohromady 31 párov – 8 krčných, 12 hrudníkových, 5 driekových, 5 krížových a 1 kostrčový). (Čihák, 2011)

Nervové korene miechových nervov C1 – C7 vystupujú nad odpovedajúcimi stavcami, koreň C8 nad prvým hrudným stavcom a od segmentu Th1 nižšie vychádzajú korene vždy vo foráminách pod daným stavcom. (Růžička, 2021, str. 129)

Miechu tvorí sivá a biela hmota. Sivá hmota je tvorená telami neurónov a biela hmota je tvorená ich vláknami.

Sivá hmota (*substantia grisea*) – Je obalená bielou hmotou (*substantia alba*). Rozlišujú sa na nej predné a zadné rohy. Predné rohy (*cornua anteriora*) obsahujú zhluky motorických buniek, nazývanými motorické jadrá (*nuclei motorii*). Cez predné miechové korene vedú vzruchy k efektorom. Zadné rohy (*cornua posteriora*) obsahujú senzitívne prepojovacie jadrá (*nucleus proprius et nucleus thoracicus*). Skrz zadné rohy sú privádzané vlákna z receptorov v koži, svalov a vnútorných orgánov. Medzi prednými a zadnými rohmi, na ich prechode, sa nachádzajú takzvané autonómne jadrá (*nucleus intermediolateralis*). Sú to pregangliové autonómne vlákna, ktoré sú určené pre inerváciu vnútorných orgánov, ciev, srdca a potných žliaz.

Biela hmota sa skladá z axónov jednotlivých neurónov. Rozlišujeme na nej tri párové miechové povrazce – *funiculus anterior, lateralis et posterior*, tie sú oddelené ryhami *sulcus anterolateralis et posterolateralis* a medzi prednými ryhami sa nachádza *fissura mediana anterior*.

Skupiny koreňových vláken (*fila radicularia*) miechových nervov sa spájajú a vytvárajú miechové korene. Predné korene (*radices anteriores*) vystupujú z miechy a vedú vzruchy ku svalom a zadné korene (*radices posteriores*) do miechy vstupujú a vedú informácie z periférnej časti nervového systému. Korene následne vytvárajú kmeň miechových nervov (*truncus nervi spinalis*), ktorý prechádza medzistavcovým otvorom. Mimo chrbticový kanál sa miechové nervy rozdeľujú na prednú vetvu (*ramus anterior*) a na zadné vetvy (*rami posteriores*).

Area radicales sú oblasti inervované z jedno miechového segmentu. Oblasť, ktorá je inervovaná jedným zadným miechovým koreňom sa nazýva *area radicularis sensoria*. Je tvorený takzvaným dermatomom, čo je oblasť kože a príslušnou viscerálnou oblasťou, ktorá je inervovaná týmto zadným miechovým koreňom. Oblasť, ktorá je inervovaná daným periférnym nervom sa nazývajú *areae nervinae*, ktoré sa následne rozdeľujú na *area nervina sensoria* a *area nervina motorica*. (Štětkářová, 2019, str. 24)

2. Patologické stavy chrbtice

2.1. Koreňové syndrómy

Ako koreňové syndrómy sú označované také bolesti, ktoré sú spôsobované degeneratívnymi zmenami chrbtice, kedy dochádza k iritácii alebo stlačeniu miechového koreňa v medzistavcovom priestore. Ide o postihnutie, ktoré môže byť buď to obojstranné (*bilaterálne*) alebo jednostranné (*unilaterálne*). Starší pacienti bývajú postihovaní v dôsledku dlhodobých degeneratívnych zmien polyradikulárnym postihnutím, pričom u mladších pacientov sa zväčša jedná o postihnutie jedného koreňa vyklenutím platničky. (Kasík, 2002)

Najviac sú vystavované útlaku alebo lokálnemu dráždeniu práve miechové korene krčnej a lumbosakrálnej chrbtice. V prípade krčnej chrbtice sa najčastejšie vyskytujú problémy spojené s vyčnievajúcimi kostnými výrastkami, osteofytmi, do medzistavcových otvorov, v úseku bedrovej chrbtice vykľutím medzistavcových platničiek alebo posun jedného stavca vzhľadom k tomu druhému (spondylolistéza). (Růžička, 2021, str. 137)

Podľa Seidla až 80 percent populácie má počas svojho života problém s chrbticou, čo znamená pre neuroradiologické zobrazovanie tlak a veľké ekonomické zaťaženie. S narastajúcim vekom dochádza k zmenám intervertebrálnych diskov a tiel stavcov v zmysle či už anatomickým alebo biologickým, ktoré sú typické a zákonité. Taktiež uvádza, že neprítomnosť degeneratívnych zmien chrbtice po 60. roku života je skôr výnimočnosťou. V rámci klinických príznakov dominuje bolesť, pričom jej vzťah k morfológickým zmenám nie je jednoduchý. Osoby s malými morfológickými zmenami môžu mať veľké vertebrogénne ťažkosti, čo podporuje teóriu, že ďalším významným faktorom bude porucha funkcie chrbtice, čo spôsobuje hypermobilitu určitého segmentu, v dôsledku čoho je preťažovaný väzivový a svalový aparát, čo prispieva k dráždeniu receptorov v tejto lokalite. (2014, str. 337, 338)

U koreňových syndrómov bývajú rôzne typy bolestí :

- **Lokálna bolesť** – bolesť je lokalizovaná tam, kde vznikla, nešíri sa do okolia. Označovaná je podľa jej lokality (napr. *Lumbalgie* – bolesti v driekovej oblasti).
- **Radikulárna bolesť** – bolesť propagujúca pozdĺž daného dermatómu, ktorý je inervovaný daným miechovým koreňom. Býva ukazovateľom vykľutia medzistavcovej platničky a ďalších degeneratívnych zmien chrbtice.

- **Pseudoradikulárna bolesť** – Najčastejšie lokalizovaná v oblasti sakroiliakálneho skĺbenia alebo v oblasti trochanterov. Šíri sa a neprekračuje hranicu kolenného kĺbu. Sprevádza poruchy chrbtice alebo aj kĺbov. (Mumenthaler, 2002) Ich príčinou bývajú zväčša :
 - **coxartróza** – môže provokovať zmeny statiky bázy chrbtice, preťažiť lumbálnu chrbticu a tým podnietiť prejavy diskopatie v danej oblasti.
 - **SI blokáda** – pravidelne sprevádza koreňové syndrómy.
 - **Syndróm hypertónie panvového dna** – prevažuje u žien. Je provokovaný gynekologickými zápalmi, zrastami po operáciách v oblasti malej panvy, úrazy kostrče. Tento syndróm sa niekedy pridáva k chronickým radikulopatiám, imituje všetky koreňové iritácie do dolnej končatiny, triesla alebo podbruška. (Mečíř, 2006)

2.1. Syndróm kaudy

Podľa Růžičku je syndróm kaudy tvorený príznakmi obojstranného postihnutia niekoľkých sakrálnych a lumbálnych koreňov, pričom bežnou príčinou je mediálne vyklenutie medzistavcovej platničky v lumbálnej oblasti, najmä L4/L5, L5/S1. Pri útlaku viacerých koreňov sa prejaví postihnutím autonómneho nervového systému , predovšetkým parasympatika, ktorý inervuje urogenitálny systém. Prejavuje sa prudkými vystreľujúcimi bolesťami, svalovou slabosťou a nevybavnosťou reflexov. Diagnosticky zásadným príznakom je retencia moču, porucha citlivosti pozdĺž príslušných dermatómov vrátane perianogenitálnej citlivosti a nevybavnosť análneho reflexu. (2021, str. 139)

2.2. Degeneratívne zmeny chrbtice

Podľa Seidla sa v rámci degeneratívnych zmien chrbtice používajú určité termíny:

Spondylóza – Hovorí sa o degeneratívnych zmenách, ktoré postihujú štruktúry stavcov aj medzistavcových diskov, ktoré zasahujú do jeho chemického zloženia, prejavujúce zmenou signálu v MR modalite, jeho vyklenutím, zmenou výšky, herniáciou alebo tvorbou osteofytov.

Spondylartróza – Degeneratívne zmeny postihujúce intervertebrálne kĺby, kedy dochádza k ich hyperplázii, vytvárajú sa osteofyty a synoviálne cysty a je často sprevádzaná stenózou miechového kanálu alebo *foramen intervertebrale*. Často sa vyskytuje spoločne so spondylózou. Zosilnenie žltého väzu vzniká reaktívne lokalizovane v mieste segmentu a zužuje kanál zozadu. Podľa Petrovej môžu

podobne zväčšiť svoj objem facetové kĺby, ktoré sa následne vyklenujú do kanálu zo strán a podmieniajú laterálnu stenózu. Ich kombináciu vzniká zmiešaná stenóza.

Spondylolistéza – Prejavujú sa zmenou výšky medzistavcovej platničky a zvýšenou mobilitou v intervertebrálnych kĺboch, čo spôsobuje posun jedného stavca k tomu druhému. Vždy sa udáva posun kraniálnejšie uloženého stavca voči tomu kaudálnejšie uloženému. Najčastejšie môžeme spondylolistézu badať v oblasti L4/5 a L5/S1. Etiologicky ju možno rozdeliť na vrodenú a získanú.

Stenóza chrbtícového kanálu – je spôsobená vo väčšine prípadov degeneratívnymi zmenami chrbtice všeobecne, ale môže byť aj vrodená. V minulosti sa najväčší význam prikladal stenóze chrbtícového kanálu v oblasti krčnej chrbtice, dnes je jej význam známy vo všetkých oblastiach. Klinické príznaky v krčnej a hrudnej oblasti môžu byť príčinou myelopatie (centrálnej stenózy). Prejavujú sa bolesťami, poruchou hybnosti a citlivosti dolných, niekedy horných končatín, prípadne poruchami sfinkterov. Patofyziologická príčina pri takýchto príznakoch nie je iba na podklade kompresívnych zmien miechových štruktúr, ktoré sú spôsobené stenózou, ale tiež útlak *a. spinalis anterior*, spôsobujúci poruchu cievneho zásobovania. V prípade lumbálnej chrbtice sa stenóza prejavuje bolesťami, zánikovo iritačným koreňovým syndrómom, príznakmi miechovej kaudy. (Seidl, 2014, str. 338, str. 354) (Peterová, 2005, str. 201)

Degenerácia platničky (Chondróza) – zahrňuje dehydratáciu medzistavcovej platničky, anulárne fisúry, ale aj vykľutie nucleus pulposus. O herniácii hovoríme, ak propagácia platničky za okraje príľahlého stavca viac ako 25 % obvodu disku. Ak sa jedná o propagáciu nucleus pulposus za okraj tela príľahlého stavca a zahrňa menej ako 90° obvodu disku, hovorí sa o protrúzii. Ak medzistavcová platnička propaguje za okraj tela príľahlého stavca a je spojená s nucleus pulposus a má bázu širšiu ako kupolu hernie, hovorí sa o extrúzii. Difúzna propagácia platničky sa nazýva bulging. V prípade oddelenia platničky a vzniku sekvestra, hovoríme o sekvestracii. Ak vykľutie platničky zužuje celý miechový kanál, hovorí sa o centrálnej stenóze. (Peterová, 2002) (Gaillard, 2009)

Fasetový syndrom má príčinu v degeneratívnych zmenách intervertebrálnych kĺbov. Degenerácia diskov spôsobuje zníženie ich výšky, čo má za následok zvýšenú pohyblivosť intervertebrálnych kĺbov a predĺženie chrbtícových väzov. Toto predĺženie spôsobuje veľkú záťaž v oblasti intervertebrálnych kĺbov, ich degeneratívne zmeny v zmysle hypertrofických kĺbných výbežkov, osteofytmi, hypertrofickými žltými väzmi a synoviálnymi cystami. Tieto zmeny sú často sprevádzané stenózou chrbtícového kanálu alebo foraminostenózou. (Seidl, 2014, str. 357)

Zmeny krycích doštičiek stavcov, ktoré priliehajú k poškodeným platničkám (end plate disease), zahrňujúce fibrotizáciu, sklerotizáciu a prítomnosť osteofytov, môžu tiež prominovať do kanálu. (Weishaupt, 2001)

Fyziologicky sa v rámci vývoja kostná dreň od narodenia premieňa z červenej na žltú, tukovú kostnú dreň. Keďže tento proces postupuje od periférie k chrbtici, červená kostná dreň sa v stavcoch nachádza aj v starobe. Jedným z príznakov degeneratívnych zmien na chrbtici je predčasná zmena kostnej drene a to najmä v oblasti krycích platničiek. Seidl vo svojej monografii: „Diagnostická radiologie“ uvádza, že zmenu kostnej drene v rámci zobrazovania rozdeľuje do troch stupňov podľa Modica:

- **I. stupeň – endplate disease** - náhrada kostnej drene fibrovaskulárnym tkanivom
- **II. stupeň – endplate disease** – náhrada kostnej drene tukovou kostnou dreňou
- **III. stupeň – endplate disease** – kostná sklerotizácia.

Stupeň I. a II. je možné rozlíšiť iba na zobrazovacej modalite magnetická rezonancia. (Seidl, 2014, str. 343)

Degeneratívne cysty môžu tiež v chrbticovom kanály svojim zväčšovaním stláčať vystupujúce miechové korene a miechu samotnú. (Peterová, 2005, str. 201)

2.3. Failed back surgery syndrome (FBSS)

Ak po operácii bedrovej chrbtice pretrvávajú bolesti v lumbálnej oblasti a v dolných končatinách, hovorí sa o failed back surgery syndrome. (Štětkařová, 2019)

Po operačných zákrokoch dochádza k zmenám na mäkkých aj kostených častiach chrbtice, pričom sa väčšina zotaví do šiestich týždňov. V rámci chronických komplikácii sa najčastejšie vyskytujú :

- **Epidurálna fibróza a recidíva vyklenutia disku** – je nutné ich rozlíšiť, vzhľadom k rozdielnemu riešeniu. Recidíva herniace disku sa zvykne operovať, zatiaľ čo operácia pacienta trpiaceho epidurálnou fibrózou, by došlo k ďalšej fibrotizácii jazvou. Rozlíšiť ich možno pri MR vyšetrení, kedy sa po podaní kontrastnej látky epidurálna fibróza homogénne sýti, pričom pri disku zvyšuje intenzitu iba na svojich okrajoch.
- **Discitída** – ide o najčastejšiu pooperačnú komplikáciu. Jedná sa o zápal disku prejavujúci sa bolesťami v operovanej oblasti značne obmedzujúcimi pohyb.
- **Arachnoitída** – takisto pomerne častá pooperačná komplikácia s nejasnou etiológiou. Príčinou môže byť trauma, krvácanie do durálneho vaku, infekcia alebo intrathekálna injekcia. (Seidl. 2014, str. 359)

3. Počítačová tomografia

Vzhľadom k tomu, že sa táto diplomová práca bude zaoberať intervečnými výkonmi, ktoré sa vykonávajú pod CT kontrolou, v rámci teoretickej časti tiež rozoberieme základné princípy CT, tak isto ako aj jeho konštrukciu, princíp naberania dát, jeho spracovania a v neposlednom rade aj princíp CT fluoroskopie a radiačnú ochranu s ňou spojenú.

3.1. Základné princípy počítačovej tomografie

Počítačová (tiež označovaná aj ako výpočtová) tomografia je metóda využívajúca sa k diagnostike, pomocou ktorej sme schopný merať intenzitu úzko kolimovaného zväzku rentgenového žiarenia, ktoré prechádza rôznymi smermi. Z hodnôt intenzity, ktoré sú prostredníctvom tejto metódy namerané je vypočítaný obraz pomocou počítača. (Beneš, 2015, s. 189)

Podľa Vomáčku, táto metóda využíva vlastnosti rentgenového žiarenia, ktoré sa rôzne absorbuje v tkanivách s rôznym zložením. (2015)

Pri použití planárneho, dvojrozmerného RTG zobrazenia sa premietajú tkanivá iba do určitej roviny, takže v daný moment sa môže zachycovať iba časť reality, nie sme schopní rozlíšiť tretí, hĺbkový rozmer. Pri takomto zobrazení dochádza k superpozícii, teda prekrytiu jednej štruktúry druhou a preto nemôžeme vylúčiť falošný nález. Pre odstránenie týchto nevýhod a pre zobrazenie štruktúr v rôznych hĺbkach využívame CT, tiež v literatúre, z ktorej čerpám nazývaná ako transmisná rentgenová tomografia. Vyšetrovaná oblasť sa rozdelí na určitý počet tenkých rezov, ktoré sú snímané pod mnohými uhlami. (Seidl, 2012)

Po dopade oslabeného zväzku fotónov pod rôznymi uhlami na detektory prístroja je počítač schopný ich absorpciu v jednotlivých voxeloch vyjadriť vo forme Hounsfieldových jednotiek (HU, alebo tiež CT čísel). Hounsfieldové jednotky sa pohybujú v rozmedzí – 1000 až + 3096. Keďže je však ľudské oko schopné rozpoznať iba 16 odtieňov šedej, využívame iba určitú časť tohoto spektra. Toto využívané užšie spektrum šedi sa nazýva okno a je definované jeho šírkou a jeho stredom. (2015, s. 42)

Vyšetrovaný orgán	Šírka okna	Stred okna
Mozog	75	30
Brucho	350	35
Mediastínium	400	40
Pľúca	1600	-600
Skelet 1	1300	300
Skelet 2	3700	600

Tabuľka č. 1: Okná denzít v Hounsfieldových jednotkách

Zdroj: Denzitné okná (Vomáčka, 2015, str. 43)

Samotné Hounsfieldové jednotky (HU) alebo CT čísla sú vyjadrením absorpcie žiarenia v určitom voxely, vo vzťahu s absorpciou žiarenia vo vode, ktorej CT číslo je 0. Hounsfieldové jednotky sú teda vyjadrením denzity alebo miery absorpcie a rozptylu v konkrétnych voxeloch. Hodnoty absorpcie sú namerané pre každý voxel, z čoho sa následne vypočítajú HU.

Hodnota HU je definovaná podľa vzťahu :

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot k$$

k : dohodnutá konštanta o veľkosti 1000

μ : koeficient zoslabenia vyšetřovaného tkaniva

μ_w : koeficient zoslabenia vody

(Navrátil, 2005)

Podľa Vomáčku sa CT stalo v priebehu niekoľkých desaťročí diagnostickou metódou, ktorá je dostupná prakticky vo všetkých nemocničných zariadeniach v Českej republike. (2015)

3.2. Konštrukcia CT prístroja

Podľa Súkupovej patrí do základného zloženia zobrazovacieho reťazca CT rentgenka, ktorá je napájaná generátorom, prídavná „prepacientská“ filtrácia, ku ktorej sa radí flat filter a bow tie filter, „postpacientská“ filtrácia v podobe protirozptylovej mriežky a detektory. Celá táto skupina vytvára gantry CT prístroja. (Súkupová, 2018, str. 113)

Samotné gantry, alebo tiež portál je vyšetrovací tunel, skrz ktorý prechádza vyšetrovacia doska na ktorej je uložený pacient. Vyšetrovacia doska je súčasťou vyšetrovacieho stola, ktorej posun sme schopní riadiť počítačom. Vo svojej podstate je gantry konštrukcia, ktorá obsahuje vyššie spomenuté komponenty s chladiacim systémom, ktorý zabraňuje jej prehriatiu. Gantry musí mať dostatočný priemer, aby v ňom mohli byť vyšetřovaní aj obézni pacienti a aby v ňom bolo možné udržať stálu polohu, čo je v rámci zobrazovania CT modalitou zásadné. Gantry tiež možno obmedzene, zhruba do tridsiatich stupňov nakláňať a tým voliť rovinu rezu. (Hrazdira, 2001)

Správne nastavenie pacienta môžeme korigovať pomocou svetelného kríža alebo tiež laseru. (Válek, 1998, str. 84)

3.2.1. Rentgenka CT prístroja a filtrácia

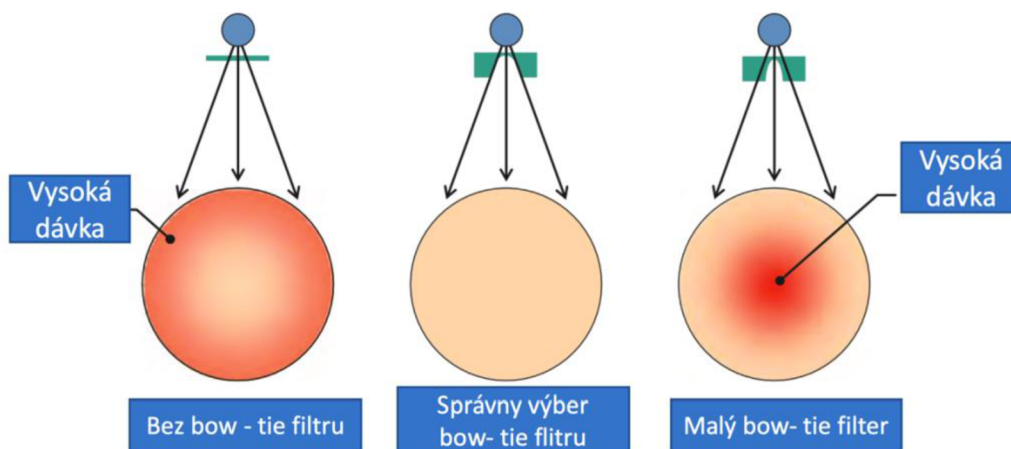
Rentgenka CT prístroja, ktorá je umiestnená v gantry rotuje a produkuje divergentný zväzok v uhle asi 50 – 60 stupňov. Tento zväzok vejárovitého tvaru je vysielaný v axiálnej rovine v uhle asi 2 – 18 stupňov v pozdĺžnej Z ose pacienta. Rentgenky nachádzajúce sa v gantry výpočtovej tomografie patria k tým najvýkonnejším, aj vzhľadom k tomu, že musia umožňovať krátke expozičné časy a relatívne tvrdé spektrá s efektívnou energiou asi 40 – 55 keV.

Základná filtrácia rentgenky je zabezpečená základnou hliníkovou filtráciou v hrúbke 1 – 3 mm a prídavnou medenou filtráciou flat filtru o hrúbke 0,1 mm, no niektoré CT prístroje disponujú filtrami s vyššou schopnosťou filtrácie. Pri nábere dát je kontinuálne produkované RTG žiarenie a tým je získavaných až 1000 – 3000 projekcií. Dáta sú naberané štandardne pri napätí 120 kV, no mnoho skenerov v dnešnej dobe ponúka aj hodnoty napätia od 70 – 150 kV. (Súkupová, 2018, str. 113,114).

Prídavná filtrácia upravuje zväzok vystupujúci z rentgenky ešte pred vstupom do pacienta. Táto prídavná filtrácia je tvorená flat filtrom a bow-tie filtrom.

Flat filter slúži na filtráciu nízkoenergetických fotónov, ktoré by nepriaznivo pôsobili na radiačnú záťaž pacienta, pričom by tiež znižovali kvalitu zobrazenia.

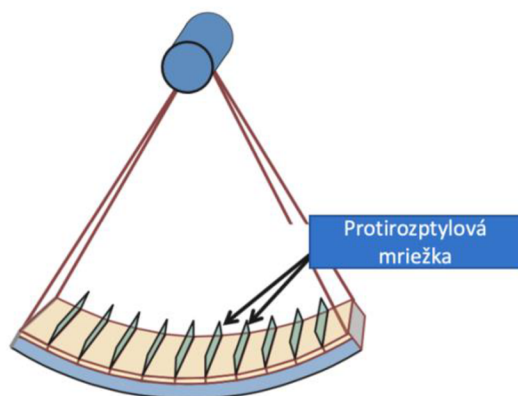
Bow- tie filter má podľa Bushberga rovnako vplyv na radiačnú záťaž pacienta, tak ako aj na samotnú kvalitu zobrazenia. Ide o filter, ktorý tvaruje zväzok tak, aby okrajové časti pacienta boli exponované menej, keďže periférna časť pacienta zväzok zoslabuje menej a centrum, stred pacienta, bol exponovaný viac, vzhľadom k tomu, že v centre pacienta dochádza k zvýšeniu atenuácie rentgenového zväzku. Bez bow- tie filtru je distribúcia žiarenia heterogénna, takže bow- tie filter spôsobuje homogénnejšie rozloženie zväzku dopadajúceho na pacienta. Každý CT prístroj by mal obsahovať dva bow- tie filtre. Jeden by mal byť konštruovaný na zobrazenie hlavy, druhý by mal obsiahnuť telo dospelého človeka. Dôvodom sú rozmery jednotlivých anatomických častí. Hlava dospelého pacienta má priemer 17 centimetrov, pričom priemer trupu dospelého človeka sa pohybuje v rozmedzí 24 až 45 centimetrov. Vďaka tejto variabilite by funkcia jedného bow- tie filtru nebola efektívna. Niektoré skenery môžu mať aj tretí bow- tie- filter, ktorý slúži na vyšetrenie hlavy detského pacienta.



Obrázok č. 1: Dávka pacienta vzhľadom k výberu bow- tie filtru.

Zdroj: (Bushberg, 2011, str. 328)

Protirozptylová mriežka tvorí postkolimáciu, teda prechádza ňou zväzok žiarenia až po tom, ako vystúpi z pacienta. Jednoradové CT prístroje obsahovali 1D mriežku, ktorá bola tvorená wolframovými septami. Príchodom multislice prístrojov sa zmenila aj mriežka na 2D. Tieto septá sú uložené v neaktívnych častiach detekčných elementov. (Bushberg, 2011, str. 327 – 329)



Obrázok č. 2: Protirozptylová mriežka.

Zdroj: (Bushberg, 2011, str. 320)

3.2.2. Detektory CT prístroja

Z fyzikálneho hľadiska, by detektory CT skenerov mali mať čo najrýchlejšiu odozvu a dostatočne dobrú detekčnú účinnosť. (Súkupová, 2018, str. 116)

Detektory CT prístroja sa skladajú z troch častí:

1. Scintilačný materiál
2. Fotodiódy
3. Substrát prenášajúci elektrický signál k elektronike, ktorá ho zosilňuje a ďalej spracováva.

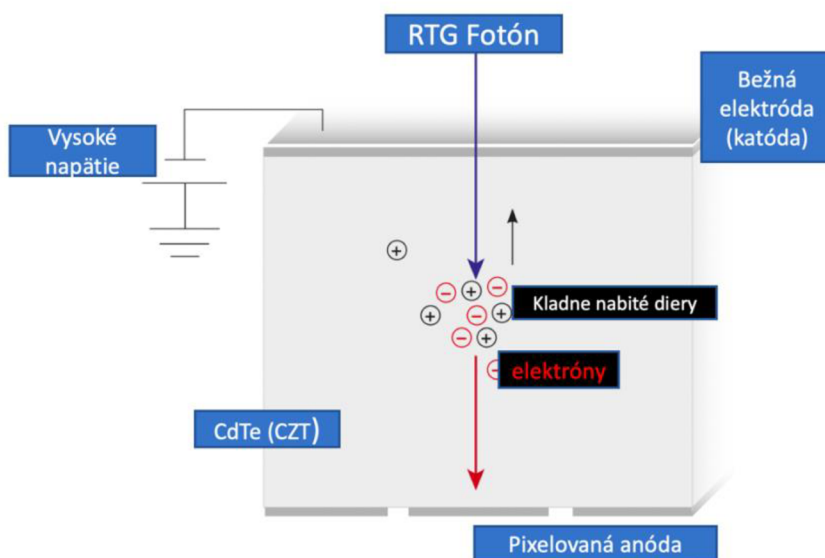
(Shefer, 2013)

V radiografii sa ako zosilňovače využívajú vzácne kryštály, ako Gd_2O_2S , spojené dohromady. Práve zosilňovače nám pomáhajú zvýšiť efektivitu detekcie, tým, že prevedú energiu fotónov RTG žiarenia na fotóny viditeľného svetla. (Bushberg, 2011, str. 329)

Viditeľné svetlo je následne detekované fotodiódami, ktoré sú umiestnené na výstupnej strane scintilátoru. Optický signál sa prevádza na signál elektrický, ktorý tvorí základ obrazu CT. Každý element scintilátoru je oddelený od toho druhého odrazovým materiálom, aby nedochádzalo k takzvanému cross-talku, čo je jav, kedy svetlo zaznamenané jedným detekčným prvkom, je zároveň zaznamenané aj inými, susednými prvkami. Scintilačné detektory sú značne rýchlejšie, ako detektory používané v minulosti, čo umožňuje skrátenie rotačného času rentgenky a zároveň využitie vyššieho prúdu. Nové scintilačné detektory využívajú ultrarýchle materiály z keramiky alebo gemstone materiály. Vďaka integrácii týchto materiálov do vyčítacej elektroniky, kedy nie je potrebná iná spojovacia elektronika, sa zredukoval elektronický šum, čím dosahuje zníženie dávky. (Súkupová, 2018, str. 116)

Ďalším typom detektorov, ktorých vývoj prebieha už viac ako 15 rokov, no prvé prototypy CT prístrojov, ktoré využívajú túto technológiu sa dostali na trh až v roku 2021 sú photon counting detektory. Na rozdiel od klasických energy integrated detektorov, ktoré pri naberaní dát zosumarizujú všetky fotóny absorbované v jednom detekčnom elemente do jedného signálu, photon counting detektory po absorpcii v materiály polovodiča vytvárajú nabité častice– záporne nabité elektróny a kladne nabité diery. Kladné nabité diery sa pohybujú smerom ku katóde a pri detekcii nehrajú rolu, elektróny, ktoré vznikli absorpciou jedného fotónu sú zosílené a vytvarované do pulzu tak, aby sa jeho výška rovnala energii dopadnutých elektrónov, teda aj dopadnutého fotónu. Vďaka tomu môžeme pomocou photon counting detektorov získať aj spektrálnu informáciu. Vďaka spektrálnej informácii je možné pomocou týchto detektorov znížiť radiačnú záťaž a zároveň zlepšiť kvalitu obrazu. Súkupová tiež uvádza, že vďaka tejto technológii a znalosti spektrálnej informácie je možné tiež zredukovať množstvo podanej kontrastnej látky. (Súkupová, 2022, str. 159 – 165)

Obrázok č 3: Detekcia fotónu u photon counting detektoru.

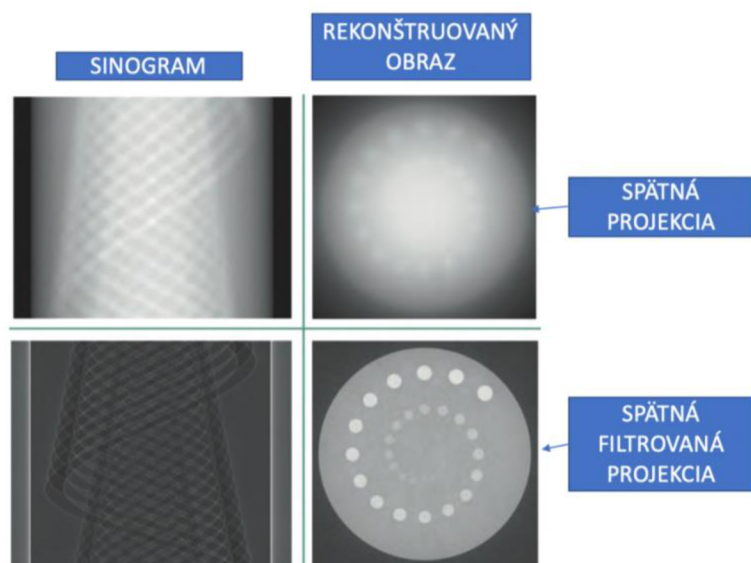


Obrázok č 3: Detekcia fotónu u photon counting detektoru.

Zdroj: (Súkupová, 2022, str. 160)

3.3. CT rekonštrukcie obrazu, spätná filtrovaná projekcia a interatívne rekonštrukcie

Základom planárneho zobrazenia je prechod rentgenového žiarenia tkanivom, jeho zoslabenie a vznik sumačného obrazu. Pri CT zobrazení sa získavajú hodnoty zobrazenia v rôznych projekciách. V jednotlivých pixeloch alebo voxeloch matice obrazu môžeme následne rozlišovať rôzne materiály a vytvárať výsledný obraz. Sinogram je zobrazenie profilov zobrazenia v závislosti na uhle, inak ho môžeme tiež označovať aj ako hrubé dáta, z anglického jazyka raw data. Po získaní profilov zobrazenia vo všetkých projekciách sa obraz môže rekonštruovať. Pomocou spätnej projekcie sa všetky riadky sinogramu premietnu späť do matice, ktorá je základom vznikajúceho obrazu. Pri spätnej projekcii dochádza k rozmazaniu, ktoré sa prejavuje ako hviezdicovitý artefakt, čomu môžeme zabrániť filtráciou, inak tiež konvolúciou profilov zoslabenia, pred tým, než dôjde k spätnej projekcii, vznikne spätná filtrovaná projekcia. Filtráciu môžeme vykonať pomocou konvolúcie sinogramu v radonovom alebo k- priestore, alebo prostredníctvom ramp filteru. K- priestor je abstraktný priestor v ktorom sa nachádzajú dáta, ktoré sa spracovávajú pomocou matematickej funkcie, najčastejšie furierovej transformácie, z čoho následne vzniká finálny obraz. Ramp filter poskytuje optimálne priestorové rozlíšenie, ale zvyšuje šum. Shepp – Loganov filter zasa poskytuje menej šumu, čím zlepšuje rozlíšenie kontrastu, ale zhoršuje priestorové rozlíšenie. Ramp, aj Shepp - Loganov filter sú filtre využívajúce sa pri spätnej filtrovanej projekcii.



Obrázok č. 4: Spätná projekcia a spätná filtrovaná projekcia.

Zdroj: (Bushberg, 2011, str. 355)

Okrem spätnej filtrovanej projekcie sa v praxi využívajú aj iteratívne rekonštrukcie. Pri spätnej filtrovanej projekcii sa za lepšie priestorové rozlíšenie platí zvýšením šumu v obraze. Pri iteratívnych rekonštrukciách sa dá rozlíšenie a šum oddeliť. Iteratívne rekonštrukcie využívajú korekčné slučky na zníženie šumu v obraze, prípadne na zníženie radiačnej záťaže pre pacienta pri dostatočnej kvalite zobrazenia. Pomocou poklesu šumu v obraze môžeme využívať nižšie hodnoty prúdu a tým zároveň znižovať efektívnu dávku. Implementácia interaktívnych rekonštrukcií je podľa dostupných zdrojov obmedzená nárokmi na výkonnosť výpočtovej techniky. Napriek tomu sa stále vyvíjajú nové postupy s nižšími časovými nárokmi, ktoré možno využiť v reálnom čase. (Kozubíková, 2011, str.178), (Súkupová, 2018, str. 120, 121)

3.4. Skenovací čas, rozlíšenie pri nízkom a pri vysokom kontraste

Skenovací čas je celkový čas, počas ktorého sa naberajú dáta pri CT vyšetrení. Čas by nemal presiahnuť zhruba 15 sekúnd alebo dobu jedného zadržania dychu. Skracovaním času sa snažíme eliminovať pohybové artefakty, ktoré sú častým problémom najmä pri detských a traumatických pacientoch.

Rozlíšenie pri nízkom kontraste je schopnosť zobrazovacieho systému zobrazovať čo i len malé zmeny v stupňoch šedi a odlíšiť ich od šumu. Detekovateľnosť málo kontrastných objektov je ovplyvnená tvarom, veľkosťou a šumom v obraze. Pre popis rozlíšenia pri nízkom kontraste sa používajú veličiny CNR (Contrast-to-Noise-Ratio) a SNR (Signal-to-Noise-Ratio).

Pokiaľ potrebujeme rozlíšiť štruktúry pri nízkom kontraste, rekonštruujeme stredné hrúbky rezov, ktoré znižujú šum a nepoužívame tenké rezy, ktoré šum naopak zvyšujú. S rastúcou energiou fotónov tiež znižujeme rozlíšenie pri nízkom kontraste, so znižujúcou energiou však ale zvyšujeme radiačnú záťaž pre pacienta, preto je nutné expozičné parametre optimalizovať tak, aby bola dávka čo najnižšia a obraz čo najkvalitnejší.

Rozlíšenie pri vysokom kontraste je zásadné napríklad pri vyšetrení kostí. V takomto prípade je tolerovateľné väčšie množstvo šumu. To, na čom však záleží je zobrazenie jemných detailov, vďaka čomu sa využívajú tenké rezy. (Súkupová, 2018, str. 123)

3.5. Doba rotácie rentgenky, prúd a napätie rentgenky

Doba rotácie rentgenky je doba, za ktorú sa v gantry otočí rentgenka o 360° okolo pacienta. Za bežných okolností sa doba rotácie rentgenky pohybuje v rozmedzí 0,25 s až 1 s. Ak rentgenka rotuje pomalšie, umožňuje využitie väčšieho množstva fotónov vo vyšetřovanom objeme, čím sa znižuje šum a rozlíšenie pri nízkom kontraste. Pomalá rotácia však znamená pomalé zhotovenie skenu, čo hraje rolu pri vyšetřeniach s náberom dát pri zadržanom dychu alebo pri kontrastných vyšetřeniach. Optimálnou možnosťou je tak krátka doba rotácie rentgenky, ako je len možné dosiahnuť, pre zhotovenie vyšetřenia dostatočnej kvality. Skrátenie doby rotácie rentgenky kladie vyššie nároky na výkon CT prístroja, vzhľadom k tomu, že kratší čas rotácie má priamy vzťah k vyššej produkcii rtg fotónov, pre dosiahnutie rovnakej kvality zobrazenia. Práve výkon CT prístroja limituje dobu rotácie rentgenky.

Prúd rentgenky je podľa Súkupovej prúd, ktorý tečie medzi katódou a anódou rentgenky. Fluencia produkovaných rentgenových fotónov je priamo úmerná prúdu rentgenky. Veľkosť šumu je tiež nepriamo úmerný druhej odmocnine počtu fotónov, čo znamená, že zvýšenie hodnoty prúdu vedie k poklesu šumu a tým aj k zlepšeniu rozlíšenia pri nízkom kontraste. Radičná záťaž pacienta je však tiež priamo úmerná hodnote prúdu, preto pri zdvojnásobení prúdu taktiež dvojnásobne zvýšime radičnú záťaž pre pacienta, pričom šum v obraze znížime iba o 40%. Súkupová tiež udáva, že maximálny možný prúd je daný kapacitou generátora a zvolenou hodnotovou napätia (kV).

Napätie rentgenky je definované ako rozdiel v elektrických potenciáloch medzi anódou a katódou rentgenky, teda ide o napätie, ktorým sú urýchľované elektróny vyletujúce z katódy. Napätie určuje maximálne energie fotónov v rentgenovom spektre, energetickú distribúciu a celkový výstup z rentgenky. Ak budeme meniť napätie, meníme tým absorbciu zväzku v rôznych materiáloch, čo má vplyv na radičnú záťaž, šum a kontrast. Pri nižších energiách sa zlepšuje kontrast, zvyšuje to však radičnú záťaž pre pacienta. Pri manipulácii s kV tiež hrá rolu objem pacienta. Pri objemnejších pacientoch a zvolených nižších hodnotách kV, fotóny rentgenového zväzku nie sú schopné dostatočne penetrovať tkanivo pacienta, zvyšujeme tým radičnú záťaž. Naopak pri objemovo menších pacientoch znížením napätia zlepšujeme kontrast a to najmä pri použití jódoých kontrastných látok. (Súkupová, 2018, str 124 -131) (Bushberg, 2011, str. 321 – 327)

3.6. Pitch faktor a hrúbka rekoštruuovanej vrstvy

Pitch faktor sa podľa Súkupovej definuje ako pomer posunu stola (mm) na jednu rotáciu rentgenky (360°) a celkovú kolimáciu rentgenového zväzku (mm). Pri helikálnom skenovaní sa dáta naberajú prostredníctvom rotujúcej rentgenky (a protiľahlých detektorov) a súčasne sa pohybujúceho sa stola. Práve pitch faktor udáva to, ako veľmi od seba budú rezy vzdialene alebo ako sa budú rezy s tými susednými prekrývať. Ak budeme zvyšovať pitch faktor, zvýšime aj množstvo šumu v obraze, čím znižujeme rozlíšenie pri nízkom kontraste, na druhú stranu tým tiež znížime radiačnú záťaž pre pacienta. Pri nízkom pitch faktore naopak radiačnú záťaž zvyšujeme. Toto však nie je pravidlom pri moderných CT prístrojoch vďaka využitiu automatickej modulácie prúdu, ktorá sa snaží kompenzovať zvýšený pitch faktor zvýšením prúdu.

Hrúbka rekonštruovanej vrstvy vyplýva z princípu helikálneho náberu dát. Pri tomto spôsobe náberu dát, sú získavané takzvané volumetrické dáta, teda nie iba axiálne rezy, ale bloky, ktoré môžu byť následne ďalej rekonštruované v rôznych rovinách. Hrúbku rezu ďalej limituje detekčný element. Pokiaľ je veľkosť detekčného elementu 0,5 mm, tak najtenšie vrstvy, ktoré môžu byť zrekonštruované sú 0,5 mm. Vo všeobecnosti môžeme tvrdiť, že s tenšími rekonštruovanými rezmi stúpa aj šum v obraze vďaka zníženému množstvu detekovaných fotónov v danom reze. (2018)

3.7. Expozičné parametre a expozičná automatika

Pri moderných prístrojoch sa nevolia expozičné parametre manuálne, ale pomocou expozičnej automatiky, ktorá sa nazýva automatická modulácia prúdu z anglického pojmu automatic tube current modulation so skratkou ATCM. Funguje tak, že pri dopade dostatočného množstva fotónov na detektory, expozíciu ukončí. ATCM pri väčších objemoch prúd zvyšuje, naopak pri menších objemoch ju znižuje, preto je užitočná najmä pri skenovaní nehomogénnych oblastí. Pri použití automatickej prúdovej modulácie je dôležitá správna centrácia. Pomocou pozdĺžnej modulácie prúdu sa optimalizuje ožiarenie v ose Z, v závislosti na objeme a štruktúre anatómie. Použitím angulárnej modulácie sa optimalizuje ožiarenie v rôznych uhloch rotácie rentgenky, čo vychádza z princípu rôznej atenuácie žiarenia v rôznych projekciách. Uhlová ATCM spôsobuje to, že na detektor dopadne vždy rovnaké množstvo žiarenia bez ohľadu na zmenu projekcie. Riadenie prúdovej modulácie sa deje dvoma spôsobmi:

1. **Prúd je modifikovaný na základe topogramu**, kedy sa porovnáva zoslabenie žiarenia u aktuálneho pacienta s referenčným, štandardným pacientom. V prípade iba jedného topogramu (AP alebo laterogramu), je kolmý rozmer potom dopočítaný podľa matematického modelu. Tento spôsob využívajú výrobcovia GE a Toshiba.

2. Spôsob online merania profilu zoslabenia je meraný vždy z predošlej polrotácie rentgenky a na základe profilu uhlového a pozdĺžneho zoslabenia je priamo z generátoru riadená modulácia množstva prúdu. Tento spôsob využívajú výrobcovia Siemens a Philips.

Pri veľmi obéznych pacientoch je použitie ATCM často komplikované. Každá rentgenka CT prístroja má určité limity prúdu, ktoré môže použiť, aby nedošlo k jej poškodeniu, preto v prípade veľmi obéznych pacientov modulácia prúdu využije najvyššiu možnú hodnotu mAs, no napriek tomu sa nedosiahne referenčnej kvality zobrazenia. V rámci radiačnej ochrany je ATCM dôležitou zložkou, vďaka ktorej je možné znížiť pacientovi dávku až o 20 – 70%. (Súkupová, 2018, str. 135, 136)

3.8. CT módy zberu dát

Každé vyšetrenie sa začína lokalizačným skenom. Ide o dvojrozmerné lokalizačné zobrazenie slúžiace na plánovanie vyšetrenia. Každá firma ich označuje inak, napríklad topogram, scout, scanogram a podobne. Býva vykonávaný v AP alebo v PA projekcii, niekedy sa vykonáva iba alebo aj laterogram.

Po zhotovení lokalizačného skenu a naplánovaní vyšetrenia, prichádzame k samotnej akvizícii a naberaniu dát pomocou vybraného módu.

Špirálový mód náberu dát je dnes využívaný najfrekventovanejšie. Rentgenka počas expozície rotuje okolo pacienta, pričom sa súčasne posúva vyšetrovací stôl, čím získavame dáta v špirále, ktoré sme následne v postprocesingu schopní rekonštruovať v rôznych rovinách.

Sekvenčný alebo axiálny mód náberu dát sa využíva prevažne u prístrojov s väčším počtom radov detektorov, napríklad pri vyšetrení srdca, kedy je nutné jednou rotáciou prekryť celý skenovaný objem. Pri sekvenčnom skenovaní sa vyšetrovací stôl počas skenovania neposúva, po skončení rotácie sa stôl posunie, zastaví sa a opäť stôl počas expozície stojí. Podľa Súkupovej sa tento spôsob náberu dát tiež označuje aj ako „step and shoot“. Pri samotnom zobrazení srdca sa tiež využíva EKG triggering a EKG gating alebo prospektívny EKG triggering a retrospektívny EKG gating. Počas vyšetrenia musí byť zber dát v súlade s fázami srdca, aby sa zabránilo náberu dát v rozdielnych fázach, či už diastole alebo systole. Pri retrospektívnom EKG gatingu v špirálovom móde sú dáta naberané počas viacerých srdcových cyklov, následne sa vytvárajú rekonštrukcie srdca v diastole, pretože je v tejto fáze srdce najmenej pohyblivé. Tento spôsob je výhodný aj u pacientov s nepravidelným rytmom. Pri využití sekvenčného módu sa využíva prospektívny triggering, kedy každá R vlna spustí expozíciu. Nevýhoda tohoto spôsobu je nemožnosť rekonštruovať obrazy v iných fázach s'ahu srdcovej svaloviny. Využíva sa pri pacientoch s pravidelným srdcovým rytmom.

Flash mód je špirálové vyšetrenie, ktoré sa využíva na zobrazenie celého objemu srdca v jednej fáze pomocou dual source prístroja. Zobrazenie celého srdca umožňuje veľká kolimácia detektorov a vysoký pitch faktor. (Súkupová, 2018, str. 133, 134)(Bushberg, 2011, 335 – 349)

3.9. Detektory, rekonštrukčné algoritmy a kernely

CT obraz tiež môže ovplyvniť to, ako sú detektory CT prístroja konfigurované. Dnešné multislice prístroje majú niekoľko radov detektorov v ose Z, z ktorých sú signály prenášané skrz dátové kanály k ďalšiemu spracovaniu. Počet týchto kanálov je vo väčšine rovnaký, ako je maximálne naberané množstvo rezov. Prístroje s plávajúcim ohniskom umožňujú prostredníctvom takzvaného double -samplingu náber dvojnásobného množstva rezov. Detektory a ich usporiadanie v najnovších prístrojoch sú schopné pokryť tkanivo v izocentre až o 16 cm. Hrúbka rezu ovplyvňuje aj dobu CT skenovania. Väčšia hrúbka skenu znamená väčšiu kolimáciu, čím sa zvýši množstvo naberaných dát počas jednej rotácie, čo spôsobuje zníženie doby skenovania. Väčšia kolimácia tiež však spôsobuje väčšie množstvo comptonového rozptylu, čo nepriaznivo vplyva na rozlíšenie pri nízkom kontraste. V praxi sa využívajú čo najmenšie hrúbky rezov, aby sme mohli naberané dáta ďalej rekonštruovať. (Súkupová, 2018)

Hrubé dáta sú tiež filtrované pomocou rekonštrukčného algoritmu. Hrubé dáta majú určité artefakty, ktoré vznikajú pri spätnej projekcii, preto sa aplikuje takzvaný rekonštrukčný kernel, ktorý ich filtruje a tým tieto artefakty kompenzuje. Kernely môžu obraz vyhladiť alebo zvýrazniť detaily prítomné v obraze. V prípade vyhladenia, ktoré redukuje šum v obraze, však dochádza k rozmazaniu hrán a v prípade zvýraznenia detailov je v obraze viac citelný šum, no napriek tomu je možné o niečo lepšie hodnotiť hrany. Existuje množstvo kernelov, ktoré sú využívané za rôznymi účelmi. Na hrubé dáta je možné aplikovať viac rôznych kernelov bez toho, aby bolo nutné vyšetrenie opakovať. Kernely je tiež možné aplikovať v prípade obéznych pacientov, kedy je možné pomocou vyhladzovacieho kernelu redukovat' množstvo šumu. (Súkupová, 2018)(Bushberg, 2011)

3.10. Technika ovplyvňujúca dávku pacienta

Radiačnú záťaž pacienta môžeme ovplyvniť aj variáciou automatickej modulácie prúdu, ktorú sme spomenuli v predchádzajúcich kapitolách a to orgánovou moduláciou prúdu, takzvanou organ –

based ATCM. Organ based ATCM berie ohľad na radiosenzitivitu orgánov, pre príklad pri vyšetrení hrudníku sa v AP projekcii s ohľadom na prsné tkanivo znižuje prúd, v protiľahlej PA projekcii sa prúd musí paradoxne zvýšiť, čím sa mení aj distribúcia dávky. Ďalším spôsobom ako ovplyvniť dávku pacienta je automatická modulácia napätia. Mimo bežné použitie napätia 120 kV, sa môže použiť napríklad 100 kV alebo až 80 kV, čo zlepšuje kontrast a zvyšuje podiel fotoefektu, zároveň znižuje množstvo rozptýleného žiarenia, čo umožňuje znížiť prúd, a tým zároveň znížiť radiačnú záťaž pre pacienta. Radiologický asistent môže radiačnú záťaž významne ovplyvniť už pri plánovaní vyšetrenia a to správnou centráciou, ktorá je zásadná pri použití automatickej modulácie prúdu. Pokiaľ nie je pacient správne centrováný, dochádza k nárastu radiačnej záťaže. Jednak kvôli nesprávnemu využitiu bow-tie filtru, kedy pacient môže byť nehomogénne prežiarený v jednej oblasti, na druhej strane podžiarený v druhej oblasti. Nesprávna centrácia tiež vedie ku skresleniu tvaru na lokalizačnom skene, z čoho sa následne môže nesprávne vypočítať potrebné množstvo prúdu potrebné pre efektívny náber dát. Podľa štúdií, centrácia 5-6 cm nad izocentrum vedie k nárastu radiačnej záťaže až o 20 – 47%. Overscanning sa podieľa na radiačnej záťaži v rozmedzí 5 – 25%. Ide o skenovanie mimo oblasť záujmu, aby bolo získaných dostatok dát aj na rekonštrukciu krajných rezov v pozdĺžnej ose. Veľká časť žiarenia pri overscanningu je neužitočná, napriek tomu musí byť nabraná. Minimalizovať overscanning je dôležité najmä u pediatrických pacientov. Obmedziť absorpciu overscanningu môžeme pomocou aktívnej kolimácie. Pomocou interaktívnych rekonštrukcií vieme zlepšiť kvalitu obrazu, vďaka čomu v dnešnej dobe vieme optimalizovať protokoly, čím môžeme znížiť radiačnú záťaž o 30 – 40 %. Podľa Súkupovej narastá ročne počet CT vyšetrení o 5 – 10 %, čo vedie aj k nárastu kolektívnej dávky, aj napriek tomu, že sa stále znižuje radiačná záťaž pre jednotlivé vyšetrenia. (Súkupová, 2018)(Bushberg, 2011)

3.11. CT fluoroskopia

CT fluoroskopia využíva výhody oboch modalít. Jednak priestorové rozlíšenie a orientáciu CT modality, jednak využitie zobrazenia v reálnom čase, ktorú poskytuje fluoroskopia. V oboch prípadoch ide o faktory, ktoré v minulosti nebolo možné kombinovať najmä z technických dôvodov. Dôležitú rolu v aplikácii CT fluoroskopie do praxe zohrávajú najmä pokroky na poli výkonnosti rentgeniek, ktoré sú schopné zniesť omnoho vyššiu záťaž a majú väčšiu tepelnú kapacitu. Tak isto pomocou inovácií detekčných systémov a rekonštrukčných algoritmov schopných rýchleho spracovania obrazu. (Daníčková, 2016)

Hlavným prostriedkom vedenia intervenčných výkonov v minulosti bola fluoroskopia. Vývoj CT modality preto zákonite viedol k nárastu jeho využitia a využívania najmä v oblasti biopsií a drenáží. CT fluoroskopia využíva priečne rezy s real – time módom, teda zobrazením v reálnom čase, čo tiež umožňuje sledovať pohyb a zacieliť objem, ktorý je nutné intervenovať, čo je využiteľné najmä vo fyziologicky sa pohybujúcich oblastiach, ako je hrudník s periodicky inšpirujúcimi a expirujúcimi pľúcami. (Drew, 2018)

Rekonštrukcia obrazu pri CT fluoroskopii poskytuje rýchlu priestorovú, pohybovú a anatomickú odozvu prostredníctvom využitia menšej rekonštrukčnej mriežky (256x 256 namiesto 512x 512), využitia parciálnej alebo inkrementovej rekonštrukcie, čo znamená, že obraz sa na obrazovke intervenujúceho zobrazí po každej 15 stupňovej otáčke rentgenky. Najčastejšie sa využíva 6 až 12 obrázkov za sekundu. (Drew, 2018)

CT fluoroskopia so sebou tiež nesie pomerne veľkú radiačnú záťaž, či už pre pacienta alebo pre rádiológa, ktorý intervenciu vykonáva. Povrchová alebo vstupná dávka na kožu pacienta sa pohybuje v rozmedzí 2 – 10 mGy/s, čo pri dlhotrvajúcich vysokodávkových procedúrach môže viesť aj k deterministickým účinkom. Rovnako radiačná záťaž pre intervenujúceho lekára je porovnateľná ako pri katetrizačných zákrokoch v intervenčnej rádiológii a kardiológii. Zásadná je radiačná záťaž na ruku intervenujúceho lekára, ktorá môže dosahovať až 1,1 mGy/ s dávkového príkonu. (Bell, 2018) (Daničková, 2016)

4. Základy radiačnej ochrany, fyzikálne veličiny a ich skratky

„Cieľom radiačnej ochrany je vylúčiť deterministické účinky ionizujúceho žiarenia (IŽ) a obmedziť pravdepodobnosť vzniku stochastických účinkov.“ (Lepej, 2018, str. 170) Samotná definícia , ktorá vychádza z atómového zákona 263/2016 Sb., ktorý je platný od 1. 1. 2017 hovorí o radiačnej ochrane ako o systéme technických a organizačných opatrení k obmedzeniu ožiarenia fyzickej osoby a k ochrane životného prostredia pred účinkami ionizujúceho žiarenia.

Prácou rádiologického asistenta je tiež dbať na radiačnú ochranu a teda primárne na ochranu zdravotníckeho personálu, ktorý sa často musí zdržiavať v blízkosti vyšetřovaného pacienta, ale tiež na ochranu pacienta.

Zatiaľ čo na radiačnú záťaž pre pacienta sa nevzťahujú žiadne limity, pre lekárskeho personál sú však už limity stanovené. V rámci radiačnej ochrany by vo všeobecnosti malo tiež dbať na princípy :

- **Odôvodnenie ožiarenia** – Použitie ionizujúceho žiarenia by malo byť odôvodnené a zároveň vyvážené jeho prínosom.
- **Princíp optimalizácie** – Každé ožiarenie by malo byť optimalizované tak, aby bola veľkosť jednotlivých dávok, počet jednotlivých osôb a riziko ich ožiarenia na čo najnižšej úrovni.
- **Princíp stanovenia limitov** – Ožiarenie pracovníkov a obyvateľstva by nemalo prekročiť stanovené limity ožiarenia, ktoré sú stanovené legislatívnymi predpismi a požiadavkami na zabezpečenie radiačnej ochrany. Do týchto limitov sa nezahŕňa lekárske ožiarenie. (Lepej, 2018, str. 170 – 171)
- **Princíp bezpečnosti zdrojov** - Každý zdroj ionizujúceho žiarenia by mal byť bezpečný, spoľahlivý a podliehať systematickej kontrole. Pri začatí prevádzky rtg systému je vykonaná prvá preberacia skúška, počas prevádzky sa funkčnosť, jeho parametre a bezpečnosť kontrolujú pomocou skúšok dlhodobej stability a skúšok prevádzkovej stálosti. (Súkupová, 2018, str. 25)

Podľa Súkupovej, radiačná ochrana pacientov a lekárskeho personálu spolu významne súvisí, takže zníženie radiačnej záťaže pre pacienta, tiež vedie k zníženiu radiačnej záťaže pre lekárskeho personál. Každopádne kompetentnosť na prácu s rentgenovými systémami si vyžaduje dostatočujúci a odpovedajúci výcvik a vzdelanie v oblasti radiačnej ochrany.

Pri radiačnej ochrane lekárskeho personálu je práve rozptýlené žiarenie, ktoré vzniká interakciou fotónu rentgenového žiarenia z primárneho zväzku s rôznymi objektami vrátane pacienta a šíri sa všetkými smermi, to čo ich ohrozuje. Primárny zväzok je zdrojom nežiadúceho žiarenia

zriedka, ale najmä vtedy, ak lekár, rádiológ, vkladá ruky do primárneho zväzku v priebehu výkonu. (Súkupová, 2018, str. 199)

Každá osoba pracujúca so zdrojom ionizujúceho žiarenia by mala poznať princípy jeho vlastnej ochrany :

- **Princíp ochrany časom** – Dávkový príkon klesá s trvaním ožiarenia. Čím kratšia expozícia, tým nižšia radiačná záťaž (či už pre pacienta alebo zdravotnícky personál).
- **Princíp ochrany vzdialenosťou** – Dávkový príkon klesá s druhou mocninou vzdialenosti od zdroja.
- **Ochrana tienením** – Na oddelenie výraznej časti ionizujúceho žiarenia, ktoré môže lekárskeho personál ohrozovať slúžia pomôcky s vhodným materiálom. Medzi nich patria napríklad závesné tienenia, mobilné zásteny alebo osobné pomôcky ako zástery, goliere, ochranné okuliare a rukavice. Materiál v ochrannej pomôčke by mal byť rovnomerne rozložený a jeho atómové číslo by malo byť minimálne 47. (Lepej, 2018, str. 173) (Súkupová, 2018, str. 199)

Ďalším zo spôsobov radiačnej ochrany personálu je ich monitorovanie, ktoré slúži na kontrolu účinnosti radiačnej ochrany. Osobným monitorovaním sa zisťujú osobné dávky monitorovaných osôb. U pracovníkov kategórie A, ktorých efektívna dávka môže presiahnuť 6 mSv/ rok alebo 3/10 limitu ožiarenia na šošovku, kožu alebo končatiny sa vykonáva systematicky oprávnenou dozimetrickou službou. U pracovníkov kategórie B sa nosenie dozimetrov nevyžaduje. Osobný dozimeter meria osobný dávkový ekvivalent, ktorý sa po vyhodnotení prepočítava na efektívnu dávku pracovníka. Využívajú sa filmové dozimetre, ktorých výhodou je možnosť opakovaného premerania, nevýhodou však ich nízka presnosť. Ďalším monitorovacím prostriedkom sú osobné termoluminiscenčné dozimetre, ktoré by sa mali nosiť na referenčnej časti tela, teda ľavej strane hrudníka, v prípade používania ochrannej zástery by sa mal dozimeter nosiť na nej. (Lepej, 2018, str. 180)

4.1. Fyzikálne veličiny a ich skratky

Medzi základné veličiny v radiodiagnostike patrí kerma a absorbovaná dávka. Samotná absorpcia žiarenia v látke je dvojstupňový proces, kedy najprv interagujú nenabitú fotóny rentgenového žiarenia v látke, kedy dochádza k ich zoslabeniu a predaniu energie, v následku čoho vznikajú nabitú častice, ktoré sa následne absorbujú v látke a predávajú jej tak energiu. Prvý krok sa označuje ako kerma (K) a druhý ako dávka.

Kerma K je podiel súčtu počiatočných kinetických energií dE_k všetkých nabitých častíc uvoľnených nenabitými časticami v elemente látky a hmotnosti dm tohoto elementu.

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

Jednotkou kermy je gray, jeho značka je Gy. Kerma hovorí o prenose energie nenabitých častíc nabitým časticami v látke.

Absorbovaná dávka D sa definuje ako podiel strednej odovzdanej energie (de) predanej ionizujúcim žiarením látky v malom priestore o hmotnosti tejto látky (dm).

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

Jednotkou absorbovanej dávky je Gray, jeho značkou je Gy. Absorbovaná dávka sa vzťahuje k množstvu odovzdanej energie nabitými časticami v látke.

Ani kerma K , ani absorbovaná dávka D , nie sú veličiny, ktoré môžeme priamo merať. Preto sa využívajú :

- **Dopadajúca kerma vo vzduchu K_i** – kerma vo vzduchu od rtg zväzku meraná na centrálnej ose zväzku v mieste vstupu zväzku do pacienta, spätný rozptyl z pacienta alebo z fantómu sa nezapočítava. Jednotka je Gray, značka je Gy.
- **Vstupná povrchová kerma vo vzduchu K_e** - kerma vo vzduchu od rtg zväzku meraná na centrálnej ose zväzku v mieste vstupu zväzku do pacienta. K_e zahŕňa spätný rozptyl z pacienta alebo fantómu. Jednotkou je Gray, značka je Gy. (Súkupová, 2018, str. 151 – 153)

Ekvivalentná dávka H_T : „ je priemerná absorbovaná dávka v tkanive alebo v orgáne D_{TR} , vynásobená príslušným radiačným váhovým faktorom (W_R)“ (Lepej, 2018, str. 24)

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

Radiačný váhový faktor w_R je vyjadrením rozdielov biologických účinkov jednotlivých druhov žiarenia.

Dávkový ekvivalent H je definovaný ako súčin absorbovanej dávky v danom bode tkaniva D_T faktora kvality Q . Práve dávkový ekvivalent sa využíva k praktickému meraniu radiačnej záťaže

a osobnému monitorovaniu. Napríklad $H_p = 0,07$ mm sa využíva na meranie radiačnej zátáže na kožu, $H_p = 3$ mm na meranie ožiarovania oka a $H_p = 10$ mm na meranie neprenikavého žiarenia.

$$H = D_T \cdot Q$$

Efektívna dávka E je podľa Lepeja súčet ekvivalentných dávok H_T vo všetkých orgánoch alebo v tkanivách vynásobeným príslušným tkanivovým váhovým faktorom w_T . (Lepej, 2018, str. 25)

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T \cdot R}$$

Dávkový príkon je podiel prírastku dávky za jednotku času. Jeho jednotkou je Gray za sekundu (Gy/s), v praxi sa však využívajú skôr nižšie jednotky, napríklad $\mu\text{Gy/h}$.

Kernový index výpočtovej tomografie C alebo tiež známy ako CTDI_{VOL}, je definovaný ako integrál kerry vo vzduchu pozdĺž špecifikovanej dĺžky (100 mm) delený nominálnou hrúbkou rezu T . Hodnota CTDI_{VOL} podľa Súkupovej kvantifikuje veľkosť ožiarovania pacienta, v prípade ak by bol pacient referenčnej veľkosti. CTDI_{VOL} už však nehovorí o tom, akým množstvom žiarenia by bol pacient exponovaný, pokiaľ by referenčnú veľkosť nemal.

DLP alebo dose length product je veličina odpovedajúca hodnote súčinu CTDI_{VOL} a dĺžky celkového skenovaného objemu. (Súkupová, 2015, str. 195)

Praktická časť

5. Rešeršná otázka

Rešeršná otázka, ktorú sme si stanovili pred začatím šetrenia znela : „Ako veľmi znižuje používanie low dose protokolov radiačnú záťaž v porovnaní s používaním štandardných protokolov pri intervenciách vedenými CT fluoroskopiou.“ ?

Odborné články boli vyhľadávané pomocou portálu PubMed, kde pomocou Booleanského operátora AND, boli vyhľadávané termíny CT guided interventions, teda intervencie vedené CT, low dose, teda nízkodávkový alebo nízka dávka a CT fluoroscopy, teda CT fluoroskopia. Po selekcii, bolo zo 48 článkov vybraných 14, ktoré odpovedali kritériám a teda boli vydané po roku 2010.

Informácie a výskumné články boli vyhľadané aj pomocou vyhľadávača Mendeley a primárne sme sa zameriavali na zdroje, v ktorých sa nachádzali kľúčové slová Low dose a CT guided interventions, voľne preložené nízkodávkový a intervencie pod CT kontrolou. Šlo o zdroje, ktoré boli vydané po roku 2010, z dôvodu aktuálnosti informácii.

Pre opísanie problematiky v teoretickej časti boli vybrané aj staršie monografie, aj vzhľadom k tomu, že bazálne poznatky z oblasti anatómie, ktorou sa zaoberajú, prípadne definície jednotlivých patológií a bazálne princípy jednotlivých dejov sa menia iba minimálne a zároveň postačujú pre načrtnutie problematiky, ktorou sa zaoberá výskumná časť tejto diplomovej práce.

6. Cieľ

Prvým cieľom tejto diplomovej práce je pomocou meraní optimalizovať radiačnú záťaž tak, aby bola čo najnižšia pre intervenujúci personál, teda lekára a sekundárne pre pacienta, najmä pomocou expozičných parametrov, ktoré dokáže ovplyvniť rádiologický asistent a je schopný ich meniť a tým aj priamo významne zasahovať, či už do množstva radiačnej záťaže pacienta a intervenujúceho personálu a tým aj do výsledného obrazu CT fluoroskopie.

Ďalším, druhým stanoveným cieľom je pomocou experimentu („in vitro“) a meraní pri výkonoch periradikulárnej terapie („in vivo“), poukázať na efekt znižovania expozičných parametrov pri CT fluoroskopii na radiačnú záťaž či už intervenujúceho lekára alebo pacienta.

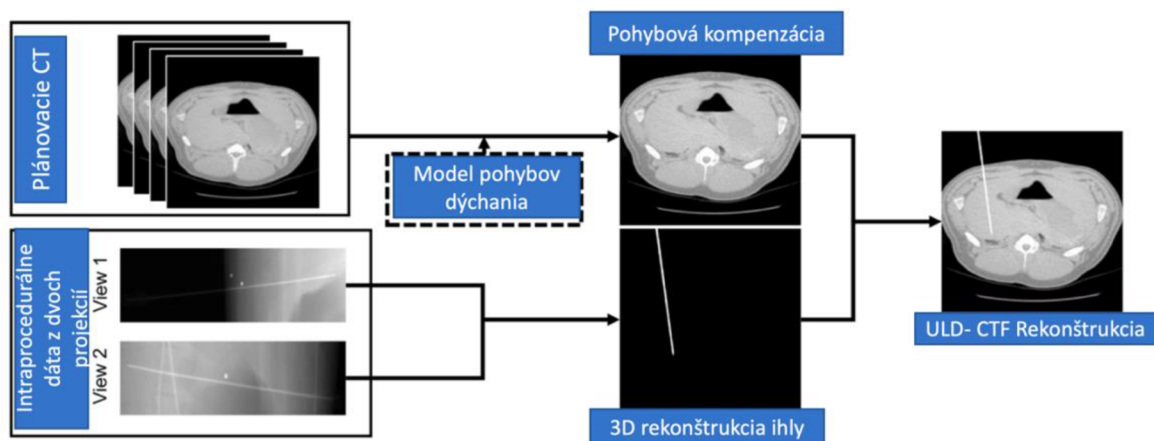
Tretím cieľom diplomovej práce bolo zistiť, či je pre intervenujúceho lekára zobrazenie pri optimalizovaných expozičných parametroch dostačujúce pre úspešné vykonanie PRT.

7. Doterajšie zistenia

Z doterajších informácií je zrejmé, že využívanie nízkodávkových protokolov je pre pacienta značne prospešné, o čom hovorí aj metaanalýza publikovaná v roku 2021, v ktorej porovnávali použitie štandardných protokolov a protokolov s nízkou radiačnou záťažou u pacientov, ktorým bolo nutné vykonať biopsiu pľúc pod CT kontrolou. V rámci tejto štúdie porovnávali viacero kritérií (technické prevedenie, diagnostický prínos, diagnostické využitie, operačný čas, vznik komplikácií, ako je pneumothorax, teda nahromadenie plynu v pohrudnicovej dutine, hemoptýza, teda vykašliavanie krvi a samozrejme radiačnú záťaž), pričom neboli zistené zásadné heterogenity. Jedinou heterogenitou, ktorú sa im podarilo zaznamenať bola radiačná záťaž, ktorá bola pri využití low dose protokolov značne nižšia. (Ping, 2021)

Štúdia z roku 2019 sa zaoberá implementáciou takzvaných ultra- low dose protokolov CT fluoroskopie, kedy namiesto rekonštrukcie z 1000 projekcií v danom prípade pri CT fluoroskopii, využívali iba 2 projekcie (-45° , $+45^{\circ}$) z čoho následne do dát z helikálnych skenov (low dose CT) rekonštruovali dáta o polohe používanej ihly. Pre elimináciu pohybových artefaktov využívali pohybovú kompenzáciu. Autor uvádza, že všetky dáta boli získavané pri expozičných parametroch 120 kV, pri intervenciách v oblasti pľúc využívali prúd 100 mA a pri ultra- low dose fluoroskopii 10 mA, prúd v iných oblastiach bol 200 mA a 20 mA pri ULD fluoroskopických protokoloch. Štúdia uvádza, že ULD CT fluoroskopia umožňuje až 55% redukciiu radiačnej záťaže oproti konvečnému CT a 21 % oproti konvenčnej CT fluoroskopii. Táto štúdia bola vykonávaná na zvieratách. Štúdia tvrdí, že využitie iba dvoch projekcií pri ULD-CTF má potenciál znížiť periprocedurálnu radiačnú záťaž až 500 násobne a zároveň poukazuje na vysoké priestorové rozlíšenie ihly spôsobené vysokou atenuáciou materiálu z ktorej je zhotovená. (Wagner, 2019, str. 241 – 249)

Obrázok č. 5: Flow diagram ULD – CTF rekonštrukcie pre perkutánne intervencie.



Obrázok č. 5: Flow diagram ULD – CTF rekonštrukcie pre perkutánne intervencie.

Zdroj: (Wagner, 2019, str. 244)

Ďalšia štúdia z roku 2019, sa snažila o znižovanie radiačnej záťaže pri periradikulárnej terapii v oblasti krčnej chrbtice pomocou manipulácie s expozičnými parametrami (napätie a prúd), rovnako pokrytia CT fluoroskopie. Do štúdie bolo zahrnutých 183 pacientov. Využívali hodnoty 80 kV, 5 mAs v 4 mm hrúbke rezu, pri step-and-shoot metóde CT fluoroskopie. Pri zlej alebo nedostatočnej kvalite obrazu, ktorá im zabráňovala v bezpečnom zavedení ihly bola zvyšovaná hodnota mAs o 5. Tieto dáta následne porovnávali s dátami získanými pri expozičných parametroch 100 kV, 28 mAs, 5 mm hrúbka rezu. Výsledky štúdie ukazujú viac ako 75 % zníženie hodnôt DLP, čím sa znižuje radiačná záťaž pre pacienta, no zároveň aj pre intervenujúci personál. (Elsholtz, 2019)

Štúdia z roku 2016 ukazuje, že najnižšiu radiačnú záťaž pre lekára z celého spektra intervenčných zákrokov vykonávaných pomocou CT fluoroskopie je práve periradikulárna terapia. V prípade drenáží a biopsií môže byť radiačná záťaž až 3- 4x vyššia. V tejto štúdii zistili, že najefektívnejším prostriedkom optimalizácie radiačnej záťaže je využitie softwareovej ochrany až o 2/3 dávky. Zároveň sa uvádza, že preintervenčný a postintervenčný kontrolný sken predstavuje pre pacienta 2/3 dávky. Štúdia tiež uvádza fakt, že okrem modulácie prúdu je možnosť znížiť aj napätie. Zníženie napätia zo 120 kV na 80 kV vedie k 300 % redukcie $CTDI_{VOL}$. (Daničková, 2016, str. 99)

Väčšina zdrojov sa zaoberala primárne biopsiami pľúc pod CT kontrolou, menšia časť sa zaoberala celým spektrom intervenčných zákrokov, časť sa zaoberala liečbou periradikulárneho syndrómu pomocou CT fluoroskopie.

8. Využitie prostriedky

8.1. CT Somatom Force (Siemens)

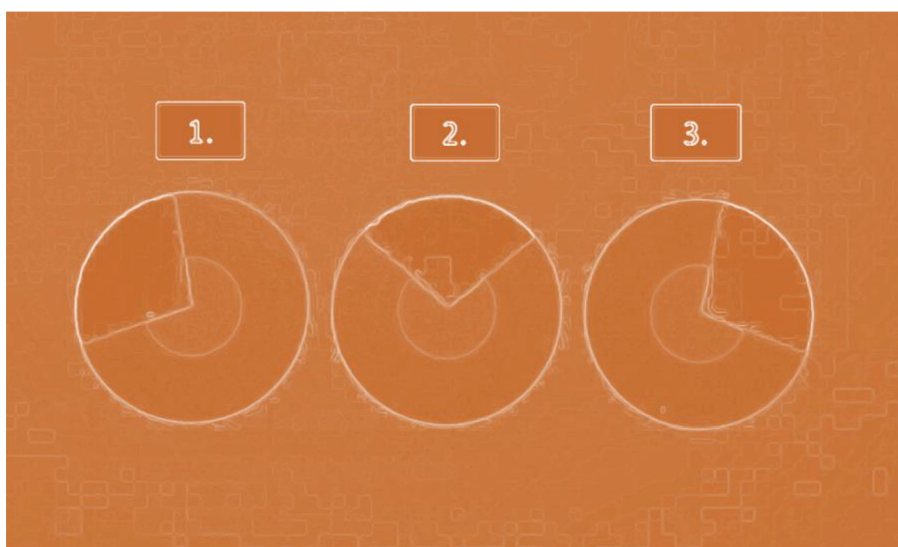
CT Somatom Force je CT prístroj obsahujúci 2 rentgenky Vectron™ umožňujúci vyšetrenia s duálnou energiou a 2 detektory Stellar^{Infinity} s 3D protirozptylovou mirežkou, ktoré poskytujú náber dát až z 384 rezov (2x 192). Rentgenky Vectron umožňujú zobrazenie pri nízkom napätí (70 , 80 kV) s vysokým prúdom (podľa dostupných zdrojov 1200mA až 1300 mA), čo umožňuje minimalizovať radiačnú záťaž pre pacienta a zároveň zvýšiť kontrast zobrazenia. Rentgenka má ohnisko vo veľkosti 0,4 x 0,5 mm. Maximálna rýchlosť rotácie rentgenky je 0,25 s⁻¹. Detektory Stellar^{Infinity} disponujú technológiou TrueSignal, ktorá umožňuje znížiť elektronický šum v obraze pri nízкодávkových vyšetreniach, tým zvýšiť kvalitu zobrazenia, čo je výhodné aj pri obéznych a objemných pacientoch, alebo pri pediatrických pacientoch. Veľkosť matice je 512/768/1024, ktorá je volená automaticky. CT Somatom Force obsahuje cínové filtre, ktoré zachycujú nízkoenergetické fotóny. Výkon generátora je 240 kW (2x 120 kW) a napätie rentgenky sa dá voliť v rozmedzí 70 – 150 kV v 10 kV krokoch. Maximálna rýchlosť skenovania je 737 mm/s⁻¹ v móde Turbo Flash. Maximálna nosnosť stola je 307 kg a priemer gantry je 78 cm.



Obrázok č. 6: CT Siemens Somatom Force.

CT Somatom Force má svoje vlastné prostriedky pre znižovanie radiačnej záťaže, podľa manuálu sú to najmä :

1. **Systém HandCARE:** pre zníženie radiačnej záťaže pre obsluhujúci personál môžeme využiť ochranu, ktorú spoločnosť Siemens nazvala HandCARE. V HandCARE zozname môže operátor zvoliť polohu rentgenky, v ktorej sa bude zariadenie vypínať (Napríklad pri výkone periradikulárnej terapie, kedy pacient leží na bruchu - prone a lekár k nemu pristupuje zľava, používa ľavú ruku a snaží sa ihlu zaviesť čo najbližšie k miechovému koreňu, využijeme nastavenie v polohe 10 hodín). HandCARE primárne znižuje radiačnú záťaž na ruku lekára, ktorý vykonáva danú intervenciu. Túto funkciu je možné využiť iba v režimoch i- Sequence a i- Fluoro. (Manuál Siemens syngo CT VA50A, str. 288, str. 357)



Obrázok č. 7: Schéma vypnutia žiarenia podľa zvolenej oblasti 10 hodín, 12 hodín a 2 hodiny.

2. **CARE Dose4D:** pri helikálnych skenoch sa využíva automatické riadenie expozície, ktorú spoločnosť Siemens nazýva CARE Dose4D. Táto funkcia zabezpečuje konštantnú kvalitu obrazu pre všetky veľkosti a oblasti tela pri optimalizovanej radiačnej záťaži. CARE Dose4D upravuje prúd v priebehu akvizície. Základná definícia kvality obrazu je stanovená podľa referenčných mAs pre referenčného pacienta s hmotnosťou 70 až 80 kg. Skutočná atenuácia pacienta sa určuje z topogramu, kedy sa podľa skenovacieho protokolu a veľkosti pacienta efektívna hodnota mAs môže v priebehu akvizície zvýšiť alebo znížiť. Prispôbenie dávky v ose sa meria prostredníctvom atenuačného profilu, ktorý sa získava špeciálnym algoritmom

pre kolmú projekciu. Pokiaľ je topogram získaný v AP projekcii, atenuačný profil zmeraný v predozadnom smere je tiež vypočítaný v laterálnej projekcii a naopak. Uhlová modulácia prúdu prispôsobuje prúd v priebehu každého jednotlivého otočenia rentgenky podľa uhlového atenuačného profilu, ktorý sa meria v priebehu každej jednotlivej otáčky. Prúd je následne modulovaný pre nasledujúcu otáčku s oneskorením polovice otáčky rentgenky. (Manuál Siemens syngo CT VA50A, str. 351, 352, 353)

3. **CARE kV:** ide o rozšírenú funkciu CARE Dose4D, kedy sa pri aktivovaní tejto funkcie okrem hodnoty mAs navrhuje aj nastavenie kV, čím sa dosahuje optimálne pomeru kontrast-šum (SNR), teda kvalita obrazu je zachovaná, ale aplikovaná dávka je optimalizovaná. Návrh sa zakladá na:
- Atenuácii pacienta vypočítanú na základe topogramu
 - Typu vyšetrenia
 - Referenčných hodnotách mAs pre zaistenie kvality. (Manuál Siemens syngo CT VA50A, str. 354)

V priebehu intervencií boli využité všetky vymenované prostriedky, ktoré poskytuje spoločnosť Siemens k zníženiu radiačnej záťaže.

8.2. Osobný dozimeter DMC 2000 S

Na meranie dávkového ekvivalentu $H_p(10)$ sme využívali elektronický osobný dozimeter DMC 2000 S, zaznamenávajúci rentgenové a gama žiarenia, s rozsahom merania energií od 50 keV – 6 MeV, s minimálnou zaznamenateľnou dávkou 1 μSv a najväčšou zaznamenateľnou dávkou až 10 Sv. Tento dozimeter je možné využívať ako samostatné zariadenie alebo ako súčasť integrovaného dozimetrického systému. Okrem vizuálneho zobrazenia radiačnej záťaže poskytuje aj alarm pri prekročení naprogramovateľného limitu, taktiež pri vybití batérie.



Obrázok č. 8: Osobný dozimeter DMC 2000S.

8.3. Unfors EDD – 30

Na meranie radiačnej záťaže na ruku intervenujúceho lekára, teda $H_p(0,07)$, sme využívali elektronický dozimeter Unfors EDD 30. Ide o elektronický dozimeter využívaný ako prostriedok na meranie pri fluoroskopii s malým senzorom, ktorý je káblom pripojený do jednotky s displayom. Tento senzor je schopný merať ekvivalentnú dávku a dávkový príkon na rôznych špecifických miestach tela. Unfors EDD - 30 disponuje alarmom pri prekročení naprogramovateľnej naakumulovanej dávky alebo dávkového príkonu.



Obrázok č. 9: Dozimeter Unfors EDD – 30.

9. Metodika

9.1. Meranie radiačnej záťaže lekára pri simulovaní výkonu PRT

Pred zahájením meraní „in vivo“ sme na CT Siemens Somatom Force, teda na CT prístroji, ktorý sa využíva na CT intervencie v danom zariadení, vytvorili simulovanú situáciu výkonu periradikulárna terapia. Využili sme vodný CTDI_{VOL} fantóm, ktorý bol umiestnený do izocentra CT prístroja simulujúci referenčného pacienta a antropomorfný fantóm, ktorý sme pripevnili ku gantry CT prístroja. Na Antropomorfnom fantóme bola umiestnená sonda elektronického dozimetra Unfors EDD – 30 na dorzálnnej časti ruky a osobný dozimeter DMC 2000 S na hrudníku, bližšie k ožarovanému poľu. Pomocou štandardného protokolu sme zvolili miesto akvizície CT fluoroskopie. V danom protokole počas akvizície zhotovujeme 3 rezy (cranial, central, caudal) v hrúbke 4,8 mm, kernel Br40. Fantóm bol pripevnený na ľavej strane prístroja, čo simuluje intervenciu nervového koreňa vľavo, takže sme zvolili možnosť softwareovej ochrany HandCARE 10 hodín. Fantóm mal ruku voľne pozdĺž tela, keďže sme predpokladali, že aj intervenujúci lekár odstupuje a nekladá ruku do primárneho zväzku, keď to nie je nutné. Využívali sme metódu krátkej rýchlej expozície zhotovujúcej jeden sken (3 obrázky), ktorú štandardne využívajú intervenujúci lekári. Dáta z dozimetrov sme zaznamenávali po desiatich expozíciách. Využili sme expozičné parametre 120 kV / 60 mAs, kedy sme zhotovili 30 expozícií, 100 kV / 60 mAs v 30 expozíciách a 80 kV / 60 mAs, kedy sme zhotovili opäť 30 expozícií.

Do tabuľky sme zaznamenávali:

- Expozičné parametre
- H_p na telo pri desiatich expozíciách
- H_p na telo pri dvadsiatich expozíciách
- H_p na telo pri tridsiatich expozíciách
- H_p na ruku pri desiatich expozíciách
- H_p na ruku pri dvadsiatich expozíciách
- H_p na ruku pri tridsiatich expozíciách
- CTDI_{VOL} fluoro
- DLP Fluoro



Obrázok č. 10: Umiestnenie antropomorfného fantómu a dozimetrov.

Zdroj: Bc. Marek Kuchta, FN Motol



Obrázok č. 11: Poloha antropomorfného fantómu a vodného CTDI_{vol} fantómu

Zdroj: Bc. Marek Kuchta, FN Motol

9.2. Meranie radiačnej záťaže lekára pri výkone PRT

V období od septembra 2022 do decembra 2022 sme pri intervečných výkonoch PRT, ktoré sa vykonávajú vo Fakultní nemocnici v Motole na prístroji CT Somatom Force s pomocou CT fluoroskopie, merali radiačnú záťaž na telo a na ruku intervenujúceho lekára, s pomocou digitálnych samoodčítacích dozimetrov DMC 2000 S a Unfors EDD – 30. Pre získavanie ďalších dát, ako CTDI_{vol} fluoro, DLP fluoro a DLP total sme zaznamenávali aj mená a rodné čísla pacientov, aby sme tieto informácie mohli prostredníctvom archivovacieho systému PACS získať z dávkových správ. Tieto dáta boli následne anonymizované. Každý pacient, ktorého dáta boli zaznamenané bol poučený a prostredníctvom štandardizovaného informovaného súhlasu univerzity Palackého v Olomouci súhlasil so spracovaním dát s podmienkou ich anonymizácie. Meranie prebehlo u 50 pacientov, pričom sme využili dáta namerané u 38 pacientov z dôvodu nesprávneho merania. Vzorku 50 meraní sme doplnili 12 meraniami už doposiaľ anonymizovaných dát z predchádzajúcej optimalizácie CT fluoroskopie, ktorá prebiehala pomocou rovnakej metodiky.

Do tabuľky sme zaznamenávali :

- Oblasť výkonu (Patriční miechový koreň napr. L4, L5, S1 ...)
- Laterálny priemer pacienta (šírka intervenovanej oblasti)
- H_p na telo
- H_p na ruku
- Expozičné parametre
- CTDI_{VOL} Fluoro
- DLP Fluoro
- DLP Total
- Zmena expozičných parametrov
- Pozícia lekára
- Ruka, ktorou lekár intervenuje
- Softwareová ochrana (HandCARE)
- Intervenujúci lekár

CT protokol pozostával z lokalizačného skenu, krátkeho helikálneho skenu a samotnej CT fluoroskopie, ktorú sme využívali pri expozičných parametroch 120 kV / 60 mAs, 100 kV / 30mAs, 100kV / 20 mAs, hrúbka rezu 4,8 mm. Využívali sa 3 rezy (center, caudal, cranial) . Pre spätnú filtrovanú projekciu bol využitý kernel Br40 a okno „Spine“. Využíval sa HandCARE podľa pozície

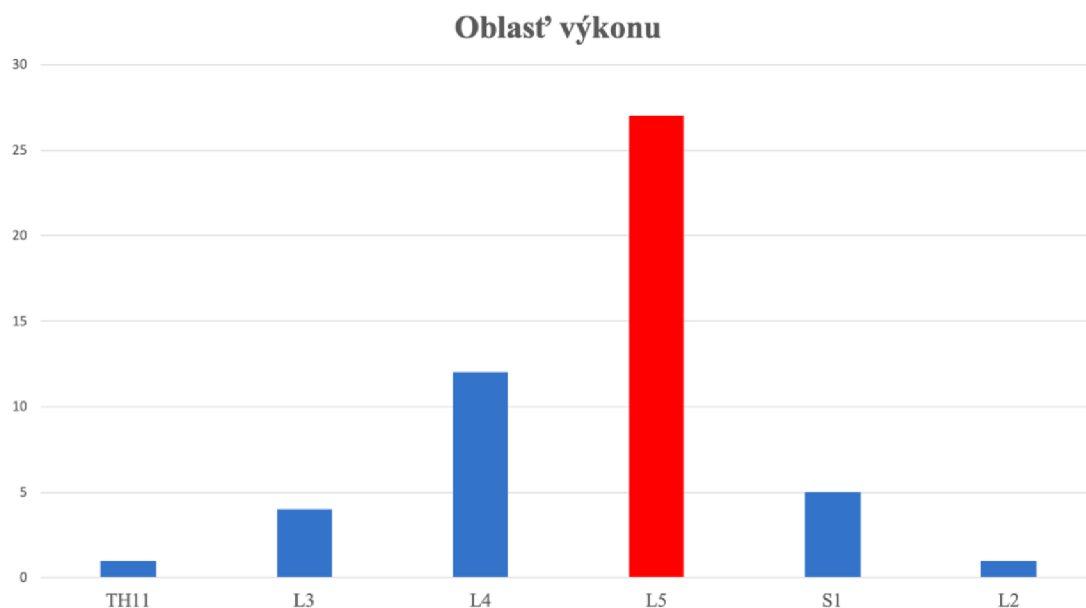
intervenujúceho lekára a podľa miesta intervencie. Samoodčítací dozimeter Unfors EDD – 30 bol pripevnený na dorzálnu časť ruky, ktorou lekár intervenoval, dozimeter DMC 2000 S bol umiestnený na zástere na referenčnom mieste (ľavá časť hrudníka). Počas CT fluoroskopie sa využíval spôsob rýchlej krátkej expozície, zhotovujúcej jeden sken (3 rezy). Dáta o množstve šliapnutí boli získané zo skenov uložených v systéme PACS, kedy sme celkový počet snímok CT fluoroskopie vydělili tromi. V prípade, keď intervenujúci lekár označil obraz CT fluoroskopie za nedostatočný alebo nekvalitný, skutočnosť sme zaznamenali a parametre podľa jeho požiadaviek upravili a expozičné parametre zvýšili. Intervencie sa vykonávali prevažne v okne pre mäkké tkanivá (Spine), intervenujúci lekári však mohli využiť aj kostné okno, ktoré bolo po ich požiadaní zvolené.

10. Výskumná vzorka

Dáta meraní pri výkone PRT boli získavané v období od septembra 2022 do decembra 2022. Išlo o kvantitatívne prospektívne šetrenie a do výskumnej vzorky boli zahrnutí všetci, ktorým bol indikovaný výkon periradikulárnej terapie v tomto období, dovŕšili vek najmenej 18 rokov a súhlasili so spracovaním dát v súlade s nariadením Európskeho parlamentu a Rady EÚ 2016/679 zo dňa 27. 4. 2016 o ochrane fyzických osôb v súvislosti so spracovaním osobných údajov a o voľnom pohybe týchto údajov prostredníctvom štandardizovaného informovaného súhlasu Univerzity Palackého v Olomouci. Ďalšou podmienkou zaradenia do výskumnej vzorky bola oblasť výkonu. Do výskumnej vzorky boli zaradené iba merania v oblasti bedrovej chrbtice a v jednom prípade v oblasti hrudnej chrbtice v spodnej etáži. Merania neprebíhali pri výkonoch PRT v krčnej oblasti. Oblasť merania bola označovaná podľa príslušného nervového koreňa, ku ktorému sa v priebehu výkonu podávala medikácia. Meranie bolo vykonané pri 50 pacientoch, ktorí súhlasili so spracovaním dát, pričom bolo použitých 38, teda 12 sme zo vzorky vylúčili z dôvodu nesprávneho merania (pád dozimetru, opomenutie aplikácie jedného z dozimetrov v časovej tiesni danej prevádzky, opomenutie zapnutia dozimetra na začiatku výkonu a zachytenie iba časti radiačnej záťaže). Túto vzorku sme doplnili 12 meraniami už anonymizovaných dát získaných rovnakou metodikou v období od marca 2022 do júna 2022. Najviac meraní, až 54 % bolo v oblasti koreňa L5.

Oblasť výkonu	Počet meraní	Percentil
TH11	1	2%
L3	4	8%
L4	12	24%
L5	27	54%
S1	5	10%
L2	1	2%

Tabuľka č. 2: Počet meraní v daných oblastiach záujmu.



Graf. č. 1. Grafické znázornenie počtu meraní v jednotlivých oblastiach

Pri meraniach sme odhadovali laterálny priemer pacienta. Pred tým bola zmeraná šírka stola CT prístroja, čo nám pomohlo hrubo odhadnúť laterálny priemer v intervenovanej oblasti. Laterálny priemer v našich dátach sa teda odvíja od subjektívneho odhadu merajúceho.

	Laterálny priemer
Priemer	44,8 cm
Medián	42,5 cm
Modus	40 cm
Minimum	30 cm
Maximum	75 cm

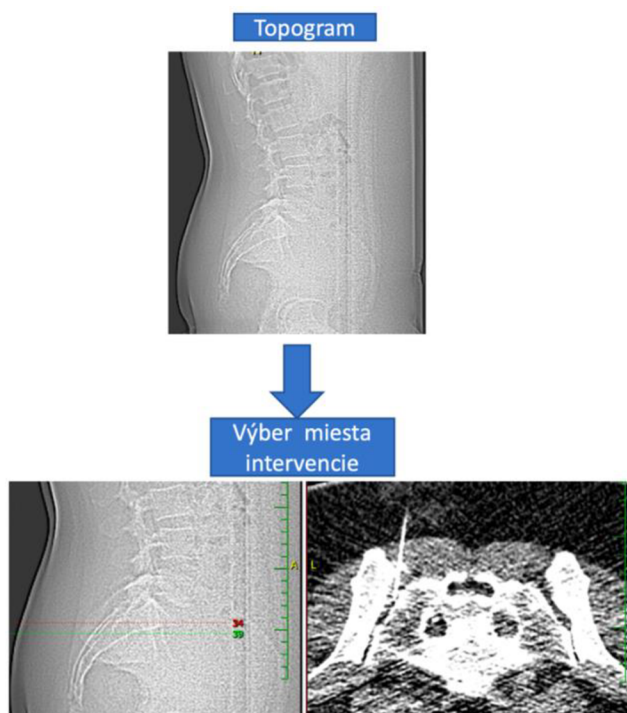
Tabuľka č. 3: Odhadovaný laterálny priemer pacienta.

11. Priebeh periradikulárnej terapie

U pacienta polohovaného na bruchu je zhotovený lokalizačný sken, na ktorom sa v indikovanej oblasti naplánuje krátky helikálny sken. Následne sa zvolí vrstva, ktorá sa bude využívať ako referenčná v oblasti intervencie. Lekár po lokálnom znecitlivení kože pod CT fluoroskopickou kontrolou zavedie tenkú ihlu do blízkosti nervového koreňa, kde aplikuje liečebnú zmes ktorá obsahuje malé množstvo kontrastnej látky, ktorú je možné podať intratekálne (0,5 ml), aby bolo možné miesto podania vizualizovať, zmes kortikoidu (3 ml DEPO-MEDROL) a anestetika (3 ml 0,5 % Marcain). Po podaní liečiv a kontrastnej látky sa podľa indikácie intervenujúceho môže vykonať ďalší krátky helikálny sken.

Vo FN Motol sa zhotovujú v priebehu CT fluoroskopie pri PRT 3 rezy o hrúbke 4,8 mm (center, caudal, cranial) . Pre spätnú filtrovanú projekciu bol využitý kernel Br40 a okno „Spine“. Je možnosť využiť kostné okno, pre lepšiu orientáciu. Vzhľadom k predchádzajúcim štúdiám sa štandardne využíva ochrana rúk intervenujúceho lekára s komerčným názvom HandCARE (Siemens).

Periradikulárna terapia je efektívnou symptomatickou liečbou u pacientov s bolestivými syndrómami. (Elshotz, 2019)

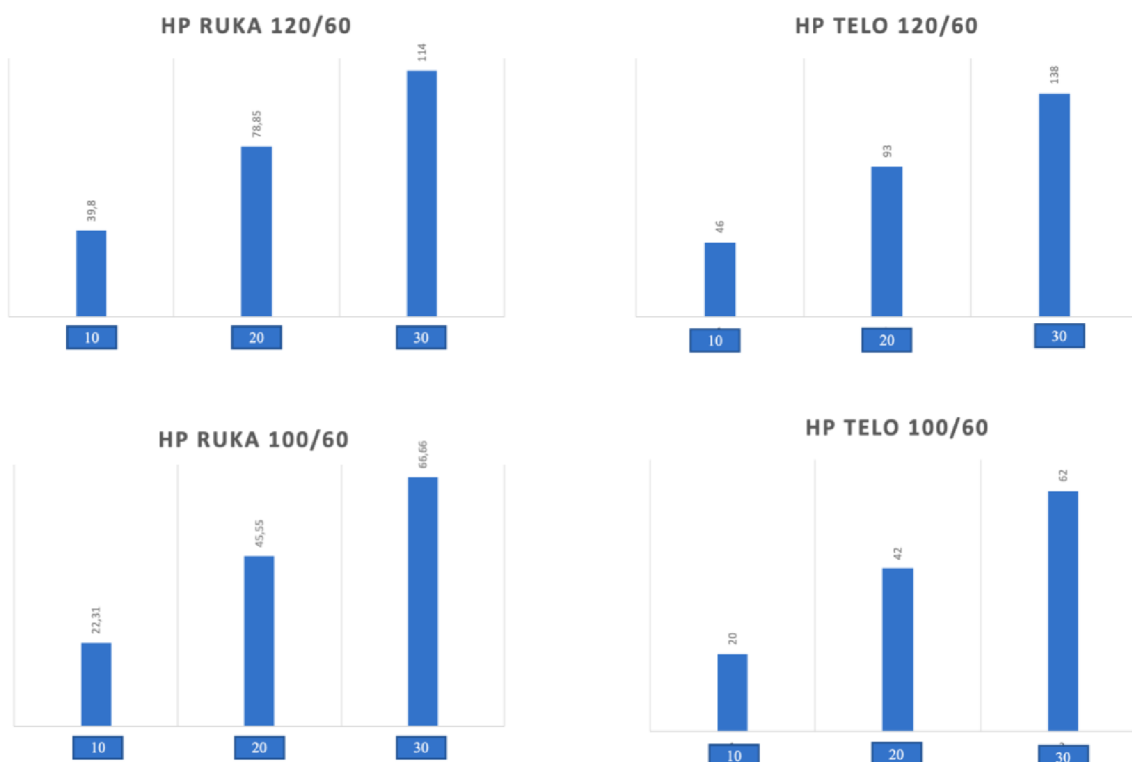


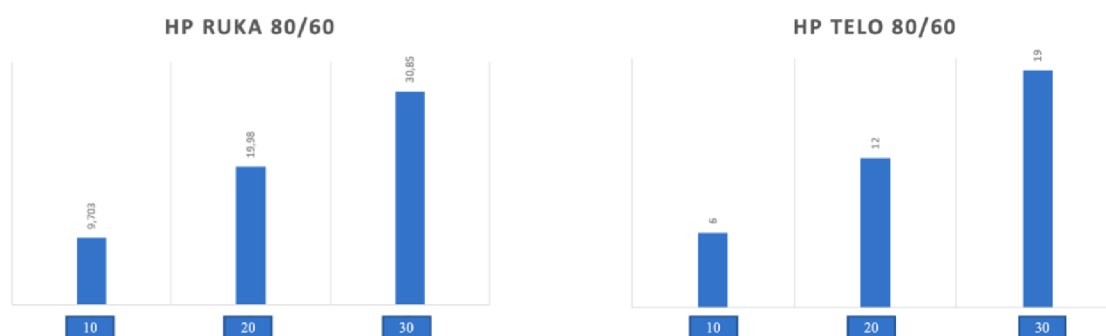
Obrázok č. 12: Topogram a výber miesta intervencie z preintervenčného helikálneho skenu.

Zdroj: PACS - FN Motol / Somatom Force

12. Spracovanie dát získaných pri meraní simulovanej situácie PRT a výsledky

Údaje získané pri simulovanom výkone PRT boli spracovávané v programe Microsoft Excel. Dáta boli kategorizované a radené podľa expozičných parametrov. Získané dáta CTDI_{VOL} fluoro a DLP fluoro zodpovedajú radiačnej záťaži pre pacienta pri tridsiatich expoziáciách. Dáta získané po 10 a 20 expoziáciách boli použité ku kontrole linearitu navyšovania radiačnej záťaže na ruku a na telo, teda k dôkazu relevantnosti naberaných dát a správnosti merania.





Grafy č. 2 – 7: Linearita zvýšenia radiačnej záťaže v závislosti na počte expozícií pri simulovanom výkone PRT s použitím CT fluoroskopie.

Následne bola vytvorená tabuľka údajov zodpovedajúca radiačnej záťaži pri tridsiatich expozíciách.

Exp. Par.	Hp ruka	Hp telo	počet expozícií	CTDIvol fluoro	DLP fluoro
120 kV/ 60 mAs	114 μSv	138 μSv	30	153,79 mSv	221,5 mSv
100 kV/ 60 mAs	66,66 μSv	62 μSv	30	92,84 mSv	133,7 mSv
80 kV/ 60 mAs	30,85 μSv	19 μSv	30	44,46 mSv	64 mSv

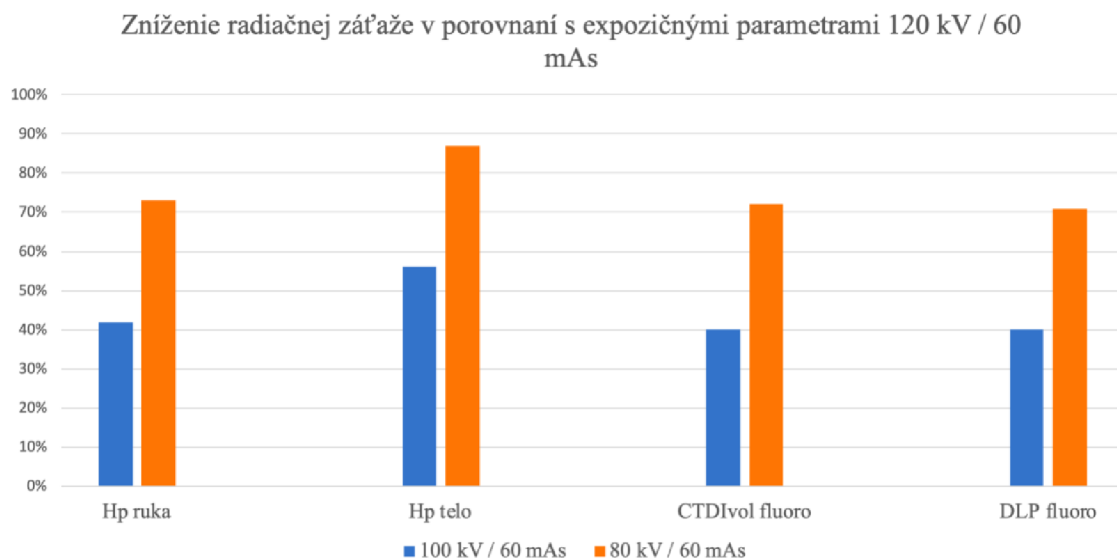
Tabuľka č. 4: Údaje radiačnej záťaže získanej pri tridsiatich expozíciách pri simulovanom výkone PRT s použitím CT fluoroskopie.

Pre zistenie ako veľmi sa znižuje radiačná záťaž pri znižovaní napätia medzi anódou a katódou rentgenky sme využili porovnanie pomerov radiačnej záťaže. Porovnávané boli vždy optimalizované expozičné parametre s neoptimalizovanými expozičnými parametrami 120 kV / 60 mAs.

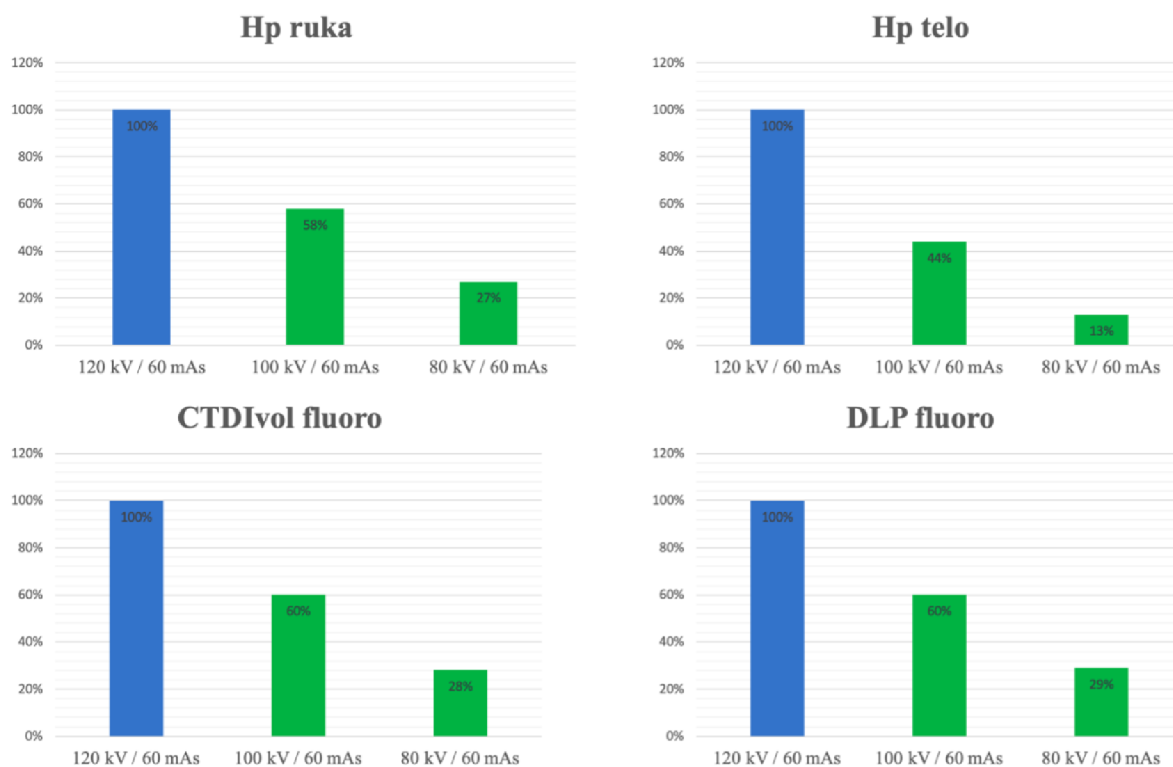
Zistili sme že :

- Pri porovnaní radiačnej záťaže **Hp ruka** pri expozičných parametroch **100 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na ruku o 42 %.
- Pri porovnaní radiačnej záťaže **Hp ruka** pri expozičných parametroch **80 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na ruku o 73 %.
- Pri porovnaní radiačnej záťaže **Hp telo** pri expozičných parametroch **100 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na telo o 56 %.
- Pri porovnaní radiačnej záťaže **Hp telo** pri expozičných parametroch **80 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na telo o 87 %.

- Pri porovnaní radiačnej zátáže **CTDI_{vol}** fluoro pri expozičných parametroch **100 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej zátáže o 40 %.
- Pri porovnaní radiačnej zátáže **CTDI_{vol}** fluoro pri expozičných parametroch **80 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej zátáže o 72 %.
- Pri porovnaní radiačnej zátáže **DLP fluoro** pri expozičných parametroch **100 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej zátáže o 40 %.
- Pri porovnaní radiačnej zátáže **DLP fluoro** pri expozičných parametroch **80 kV / 60 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej zátáže o 71 %.



Graf. č. 8: Porovnanie nameraných hodnôt pri 30 šliapnutiach počas CT fluoroskopie



Grafy č. 9 – 12: Percentuálne znázornenie znižovania radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára a pre pacienta vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Grafy ukazujú, že pri znížení napätia na 80 kV, klesne radiačná záťaž pre intervenujúceho lekára na 27% pôvodnej hodnoty v prípade dávkového ekvivalentu na ruku a až na 13% pôvodnej hodnoty dávkového ekvivalentu na telo. Zároveň pozorujeme zníženie radiačnej záťaže vyplývajúcej z CT fluoroskopie pre pacienta o viac ako 70% pôvodnej hodnoty CTDI_{vol} fluoro a DLP fluoro.

13. Spracovanie dát získaných pri meraní počas výkonu PRT a výsledky

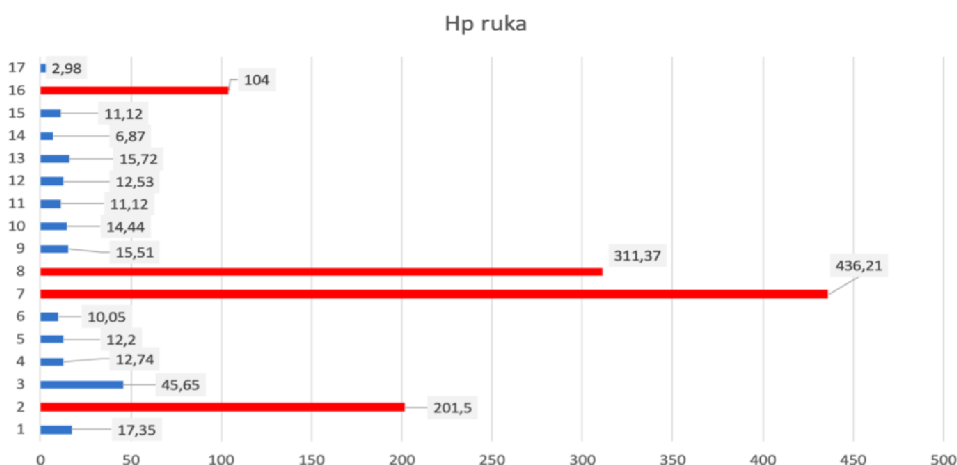
Namerané dáta, ktoré sme zaznamenávali do fyzickej tabuľky boli následne v anonymizovanej podobe zaznamenané do programu Microsoft Excel, v ktorom tiež prebiehalo ich spracovanie. Dáta boli rozdelené na dáta kvalitatívne a kvantitatívne.

Následne boli získané údaje rozdelené na kontrolné, teda dáta potvrdzujúce polohu lekára, umiestnenie dozimetra na správnej ruke a využitie správnej možnosti softwareovej ochrany HandCARE a na údaje dôležité pre štatistické spracovanie.

Ďalším krokom v spracovaní bola kategorizácia dát, ktorú nám umožnil fakt, že sme využívali 3 skupiny expozičných parametrov a to:

- 120 kV/ 60 mAs – pôvodná neoptimalizovaná hodnota – množstvo nameraných dát s týmito expozičnými parametrami bolo 17
- 100 kV / 30 mAs – optimalizovaná hodnota využívaná pri stredných a väčších pacientoch - množstvo nameraných dát s týmito expozičnými parametrami bolo 14
- 100 kV/ 20 mAs– optimalizovaná hodnota využívaná pri menších a stredných pacientoch – množstvo nameraných dát s týmito expozičnými parametrami bolo 19

Pred samotným spracovaním dát sme si vytvorili v každej kategórii údajov graf z nameraných hodnôt (H_p ruka) a sledovali sme výrazné heterogenity v súbore.



Graf č. 13: Heterogenity H_p ruka v kategórii 120 mAs/ 60 mAs

Skupinový pruhový graf v kategórii H_p ruka nám ukazuje v 24% (4 zo 17) prípadov výrazné heterogenity. Tieto heterogenity sa nachádzajú aj v iných parametroch v daných meraniach.

Pre získanie informácie o normálnosti rozloženia parametrických dát, teda či majú dáta tvar Gaussovej krivky sme použili test normality podľa Jarque- Bera. V kategórii, kde sa nachádzajú najväčšie heterogenity, teda v kategórii parametrických dát získaných pri expozičných parametroch 120 kV a 60 mAs sme pomocou popisnej štatistiky získali informácie o šikmosti a špicatosti, ktorú tento test využíva. Vzhľadom k tomu, že Microsoft Excel testom podľa Jarque- Bera nedisponuje, využili sme v tomto programe manuálny výpočet.

Vzorec pre výpočet Jarque- Bera testu normálnosti:

$$JB = \frac{n}{6} \left(S^2 + \frac{K^2}{4} \right)$$

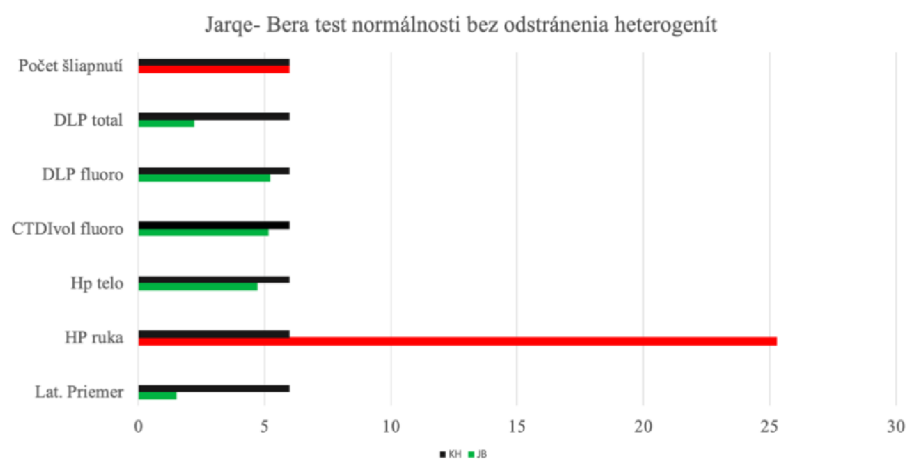
JB – Jarque- Bera, n – počet meraní, S - Skewness (šikmost'), K – Kurtosis (špicatosť)

Cieľom Jarque- Bera testu normálnosti je zistiť normálnosť rozloženia údajov na hladine významnosti $\alpha = 0,05$, teda s možnosťou chybovosti 5%.

Pre každý parameter získaných údajov sme si určili nulovú a alternatívnu hypotézu:

- H_0 : Získané údaje majú normálne rozloženie.
- H_1 : Získané údaje nemajú normálne rozloženie.

Údaje získané výpočtom sme následne porovnávali s tabuľkovou hodnotou pre hladinu významnosti 5%. Tabuľková kritická hodnota pre hladinu významnosti 5% je 5,99.



Graf č. 14: Jarque- Bera test normálnosti bez odstránenia heterogenít

Graf ukazuje, že v prípade piatich parametrov je $JB < 5,99$, z čoho vyplýva:

- V Jarque- Bera teste normálnosti s dátami **bez odstránenia heterogenít** na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ v kategóriách **laterálny priemer, H_p telo, $CTDI_{VOL}$ fluoro, DLP fluoro a DLP total** nezamietame H_0 , teda získané údaje majú **normálne rozloženie**.

V kategórii H_p ruka je $JB 25,26 > 5,99$, z čoho vyplýva:

- V Jarque- Bera teste normálnosti s dátami **bez odstránenia heterogenít** na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ zamietame nulovú hypotézu, teda údaje v kategórii H_p ruka nemajú normálne rozloženie.

V kategórii počet šliapnutí je $JB 6 > 5,99$, z čoho vyplýva:

- V Jarque- Bera teste normálnosti s dátami **bez odstránenia heterogenít** na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ zamietame nulovú hypotézu, teda údaje v kategórii počet šliapnutí nemajú normálne rozloženie.

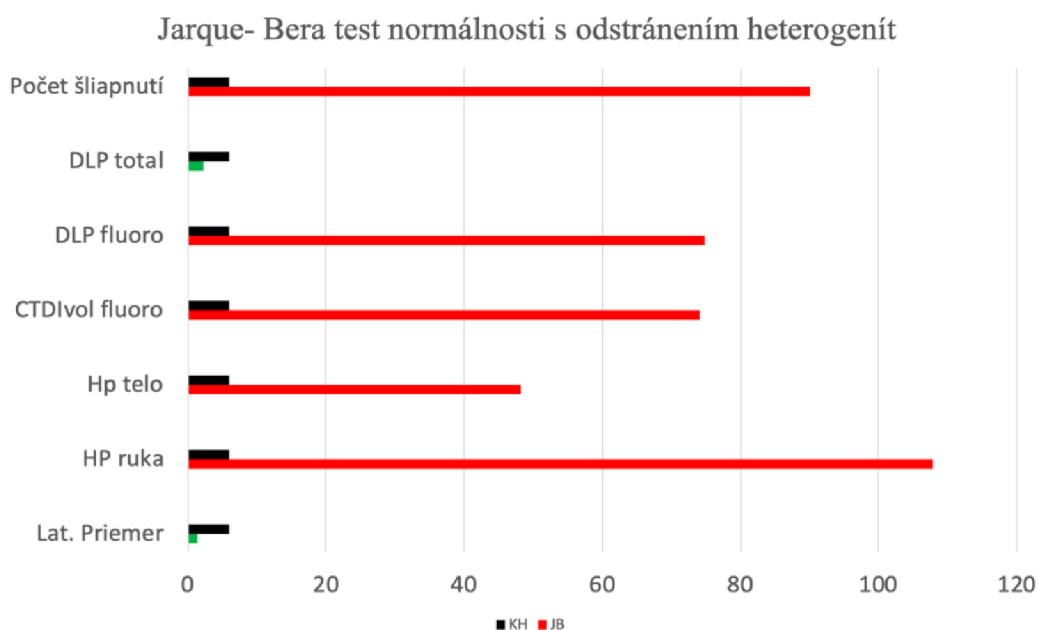
Preto, aby sme zistili, či po odstránení meraní s najväčšími heterogenitami budú mať dané parametre normálne rozloženie sme Jarque- Bera test normálnosti zopakovali na vzorke bez heterogenít.

Cieľom opakovaného Jarque- Bera testu normálnosti je zistiť, či majú dáta po odstránení heterogenít normálne rozloženie.

Pre dané parametre sme si stanovili totožnú nulovú a alternatívnu hypotézu:

- H_0 : Získané údaje majú normálne rozloženie.
- H_1 : Získané údaje nemajú normálne rozloženie.

Údaje získané výpočtom sme následne tak isto porovnávali s tabuľkovou hodnotou pre hladinu významnosti 5%. Tabuľková kritická hodnota pre hladinu významnosti 5% je 5,99.



Graf č. 15: Jarque- Bera test normálnosti s odstránením heterogenít

Graf ukazuje, že u piatich parametrov je $JB > 5,99$ z čoho vyplýva:

- V Jarque- Bera teste normálnosti s **odstránením heterogenít** na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ v kategóriách **H_p ruka, H_p telo, CTDI_{vol} fluoro, DLP fluoro a poččet šliapnutí** zamietame H_0 , takže získané údaje nemajú normálne rozloženie.

V kategórii laterálny priemer a DLP total je $JB < 5,99$ z čoho vyplýva:

- V Jarque- Bera teste normálnosti s **odstránením heterogenít** na hladine významnosti $\alpha = 0,05$ v kategóriách v kategóriách laterálny priemer a DLP total nezamietame H_0 , teda údaje majú normálne rozloženie.

Po porovnaní Jarque- Bera testu normálnosti bez odstránenia heterogenít a po odstránení heterogenít, kedy po ich odstránení má viac parametrov nenormálne rozloženie, sme sa rozhodli v ďalšej štatistike heterogenity ponechať. To, že má po odstránení heterogenít menej parametrov normálne rozloženie môže byť spôsobené aj znížením už tak malej vzorky, čo pri využití tohoto testu znamená jeho zníženú citlivosť. Ďalším dôvodom, prečo sme ponechali merania s výrazne heterogénnymi hodnotami je ten, že boli spôsobené komplikáciami pri výkone kvôli anatomickým pomerom alebo iným faktorom, ktoré sa pri tomto type výkonu vyskytujú a vždy vyskytovať budú, preto je ich zaradenie do štatistiky relevantné.

Kvôli menšej vzorke meraní v pri daných expozičných parametroch boli následne porovnávané priemery z nominálnych údajov, ktoré boli dosadené do tabuľky priemerov.

Expozičné parametre	Priemer z Hp Telo	Priemer z Hp ruka	Priemer z CTDI _v fluoro	Priemer z DLP total	Priemer z DLP fluoro	Priemer z Počet. Šliap.
120kV / 60 mAs	5,88 μSv	73,02 μSv	50,71 mSv	296,65 mSv	73,58 mSv	10,12
100 kV / 30 mAs	1,57 μSv	25,78 μSv	20,925 mSv	267,14 mSv	30,1 mSv	12,79
100 kV / 20 mAs	1,53 μSv	15,61 μSv	16,42 mSv	156,37 mSv	23,6 mSv	12,05

Tabuľka č. 5: Tabuľka priemerov nameraných hodnôt v jednotlivých kategóriách

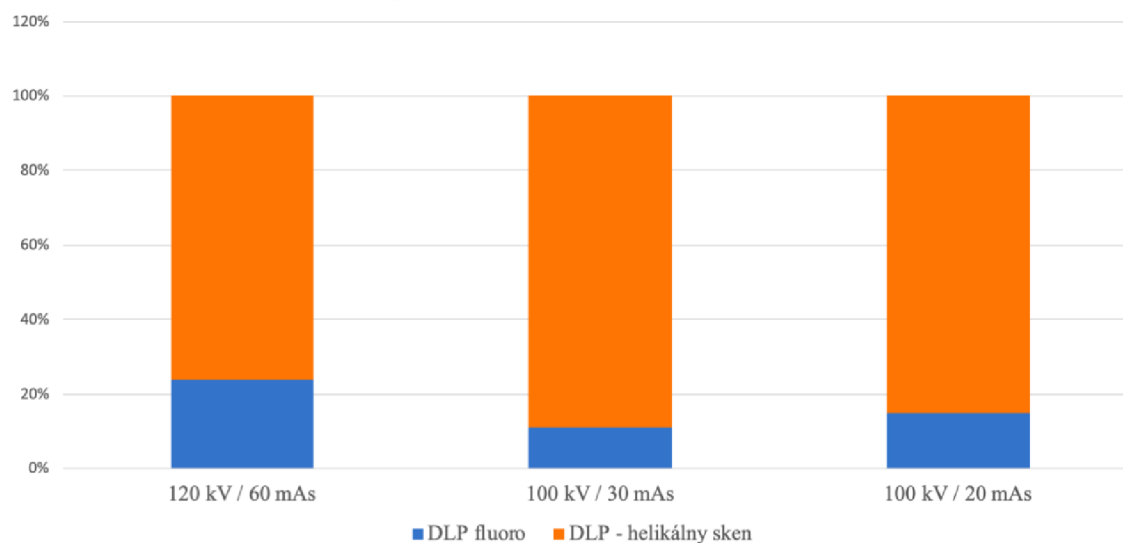
Pre zistenie, akú časť radiačnej záťaže pre pacienta tvorí CT fluoroskopia, sme vytvorili pomery priemerov, kde sme porovnávali priemer DLP total a DLP fluoro pre jednotlivé expozičné parametre zvlášť.

Pomer priemerov DLP fluoro a DLP total	DLP fluoro	DLP – helikálny sken
120 kV / 60 mAs	24%	76%
100 kV / 30 mAs	11%	89%
100 kV / 20 mAs	15%	85%

Tabuľka č. 6: Tabuľka pomeru priemerov DLP fluoro a DLP total.

Tabuľka ukazuje, že pri neoptimalizovanej hodnote expozičných parametrov tvorí preintervenečný, eventuálne postintervenčný helikálny sken 76% a CT fluoroskopia 24% radiačnej záťaže pre pacienta. Pri optimalizovanej hodnote 100 kV / 30 mAs sa pomer DLP pri helikálnom skene zvyšuje na 89%, zatiaľ čo pomer DLP fluoro klesá na 11%. Pri optimalizovanej hodnote 100 kV / 20 mAs je hodnota DLP pri helikálnom skene 85% a pomer DLP fluoro 15 %.

Pomer priemerov DLP fluoro a DLP total



Graf č. 17: Pomer priemerov DLP fluoro a DLP total

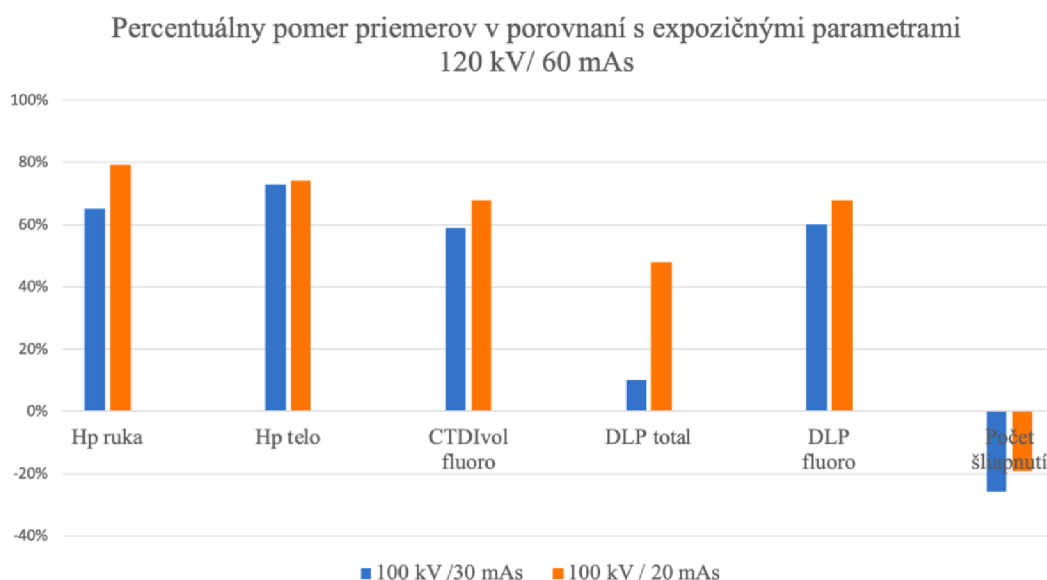
Graf znázorňuje pomer priemerov DLP fluoro a DLP total. Je zjavné, že zatiaľ čo pri neoptimalizovaných hodnotách tvorí CT fluoroskopia pri PRT približne 1/4 radiačnej záťaže pre pacienta, pri optimalizovaných expozičných parametroch sa radiačná záťaž pre pacienta pri výkone PRT z CT fluoroskopie môže pohybovať v rozmedzí zhruba 1/6 až takmer 1/10 z celkovej radiačnej záťaže.

Aby sme zistili, ako veľmi súvisí znižovanie expozičných parametrov, boli porovnávané pomery priemerov z tabuľky číslo 5. Porovnávaný bol vždy priemer hodnôt získaných pomocou optimalizovaných expozičných parametrov a priemer hodnôt získaný pomocou neoptimalizovaných expozičných parametrov 120 kV / 60 mAs.

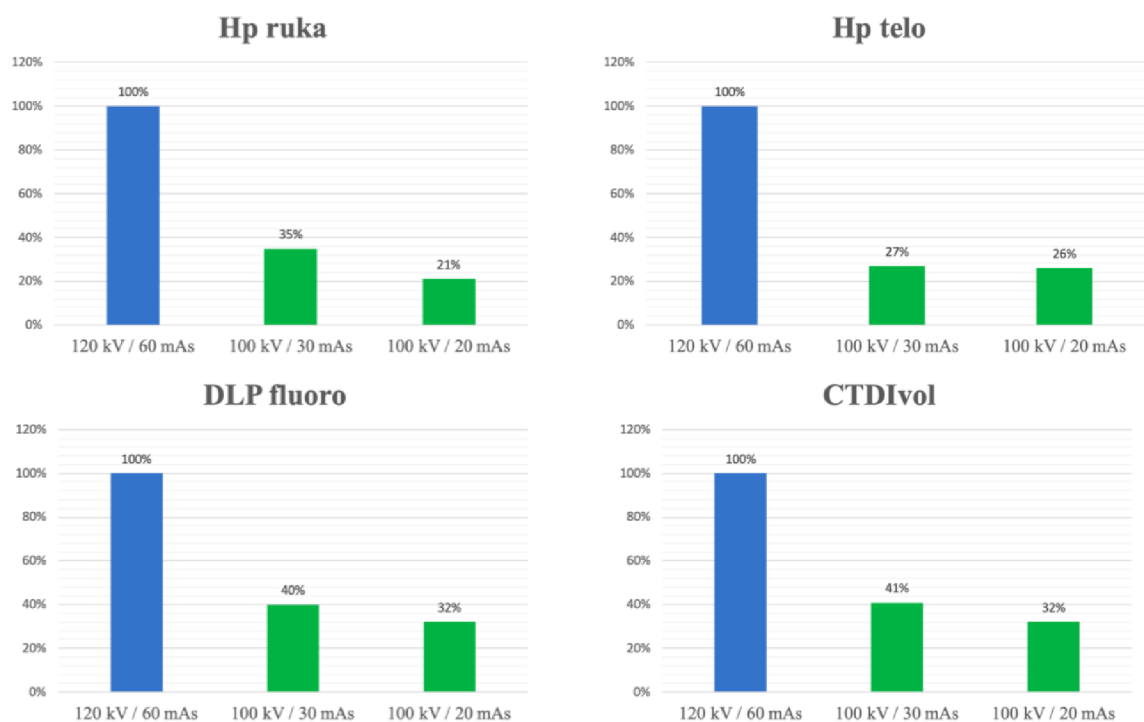
Tabuľka priemerov ukazuje na výrazné heterogenity v nameraných hodnotách :

- Pri porovnaní priemerov nameraných hodnôt **H_p telo** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na telo o 73%.
- Pri porovnaní priemerov nameraných hodnôt **H_p telo** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na telo o 74%.
- Pri porovnaní priemerov nameraných hodnôt **H_p ruka** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na ruku o 65%.
- Pri porovnaní priemerov nameraných hodnôt **H_p ruka** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie radiačnej záťaže na ruku o 79%.

- Pri porovnaní priemerov hodnôt **CTDI_{vol} fluoro** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 59 %.
- Pri porovnaní priemerov hodnôt **CTDI_{vol} fluoro** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 68%.
- Pri porovnaní priemerov hodnôt **DLP total** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 10%.
- Pri porovnaní priemerov hodnôt **DLP total** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 48%
- Pri porovnaní priemerov hodnôt **DLP fluoro** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 60 %.
- Pri porovnaní priemerov hodnôt **DLP fluoro** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs sledujeme zníženie o 68%.
- Pri porovnaní priemerov **počtu expozícií** pri expozičných hodnotách **100 kV / 30 mAs** a 120 kV / 60 mAs potreboval intervenujúci lekár o 24% viac šliapnutí.
- Pri porovnaní priemerov **počtu expozícií** pri expozičných hodnotách **100 kV / 20 mAs** a 120 kV / 60 mAs potreboval intervenujúci lekár o 19% viac šliapnutí.

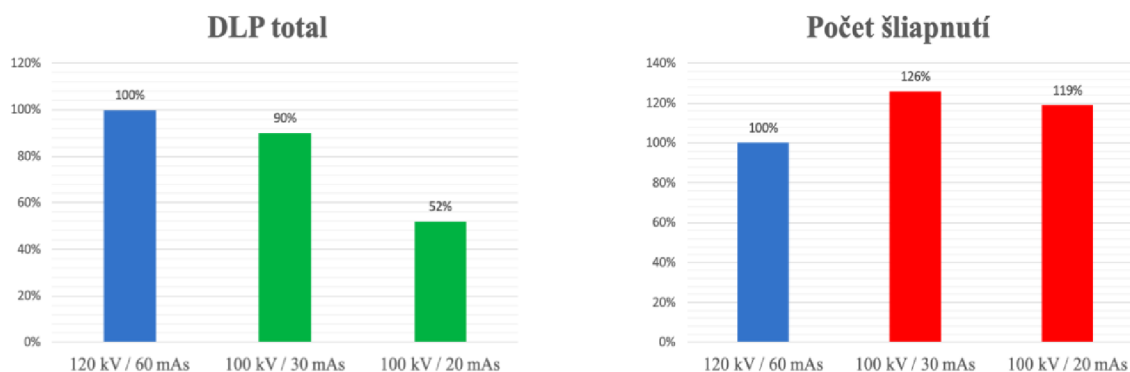


Graf č. 18: Porovnanie priemerov nameraných hodnôt s použitím CT fluoroskopie pri výkone PRT



Grafy č. 19 - 22: Percentuálne znázornenie znižovania priemernej radiačnej záťaže vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Grafy ukazujú, že po optimalizácii expozičných parametrov, sme schopní znížiť priemernú radiačnú záťaž na ruku intervenujúceho lekára na 35% a 21% hodnoty, ktorú sme získali pri meraní pomocou neoptimalizovaných expozičných parametrov. V prípade $H_p(10)$, teda dávkového ekvivalentu na telo, tvorí priemerná radiačná záťaž s optimalizovanými expozičnými parametrami takmer 1/4 pôvodnej, priemernej hodnoty získanej s neoptimalizovanými expozičnými parametrami. Rovnako priemerná radiačná záťaž pre pacienta po optimalizácii ožiarenia dosahuje 41% až 32% hodnôt neoptimalizovaných v oboch parametroch DLP fluoro a $CTDI_{vol}$.



Grafy č. 23 – 24: Percentuálne znázornenie zníženia radiačnej záťaže pre pacienta vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov a percentuálne znázornenie zvyšovania počtu šliapnutí vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Na grafoch je zreteľné, že napriek optimalizácii expozičných parametrov pri CT fluoroskopii sme znížili celkovú priemernú radiačnú záťaž pre pacienta zahrňujúcu aj helikálny preintervenčný a postintervenčný sken v prípade 100 kV / 30 mAs na 90% z pôvodnej priemernej hodnoty získanej pri neoptimalizovaných expozičných parametroch a v prípade 100 kV / 20 mAs na 52%.

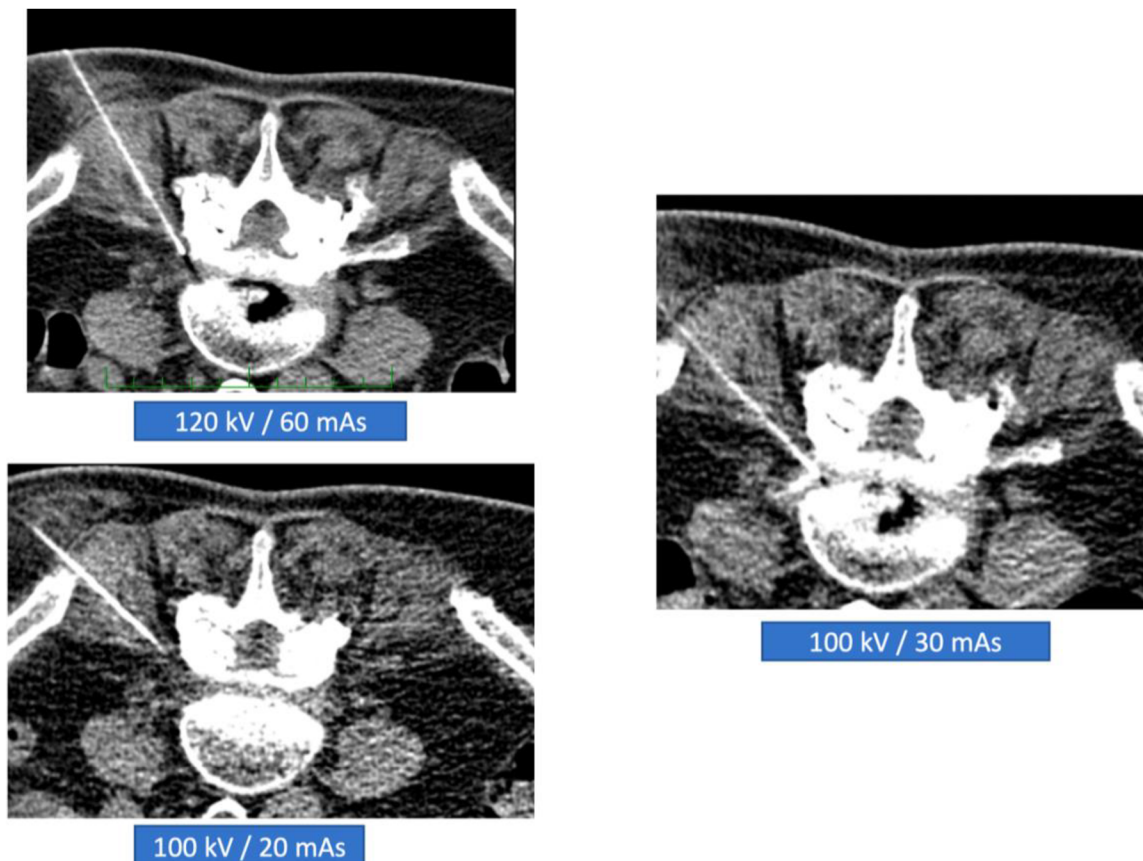
Taktiež je značné, že so znížením expozičných parametrov intervenujúci lekári využívajú viac šliapnutí. Pri expozičných parametroch 100 kV / 30 mAs využili intervenujúci lekári priemerne o 26 % šliapnutí viac ako pri neoptimalizovaných expozičných parametroch a pri 100 kV / 20 mAs o 19 %.

Následne sme hodnotili koľko krát intervenujúci lekár potreboval zvýšiť expozičné parametre, pretože mu dané zobrazenie nestačilo. Z celkového množstva nameraných dát, ktoré boli optimalizované (33 meraní), intervenujúcemu lekárovi nestačilo zobrazenie v troch prípadoch, čo je 9%.

Zmena expozičných parametrov	Dôvod
100 kV/ 30 mAs	po stabilizácii chrbtice vedúce k artefaktom
100 kV/ 30 mAs	habitus pacienta, komplikácie
100 kV/ 20 mAs	habitus pacienta, komplikácie

Tabuľka č. 7: Zmeny expozičných parametrov pri optimalizovaných meraniach pomocou CT fluoroskopie pri výkone PRT.

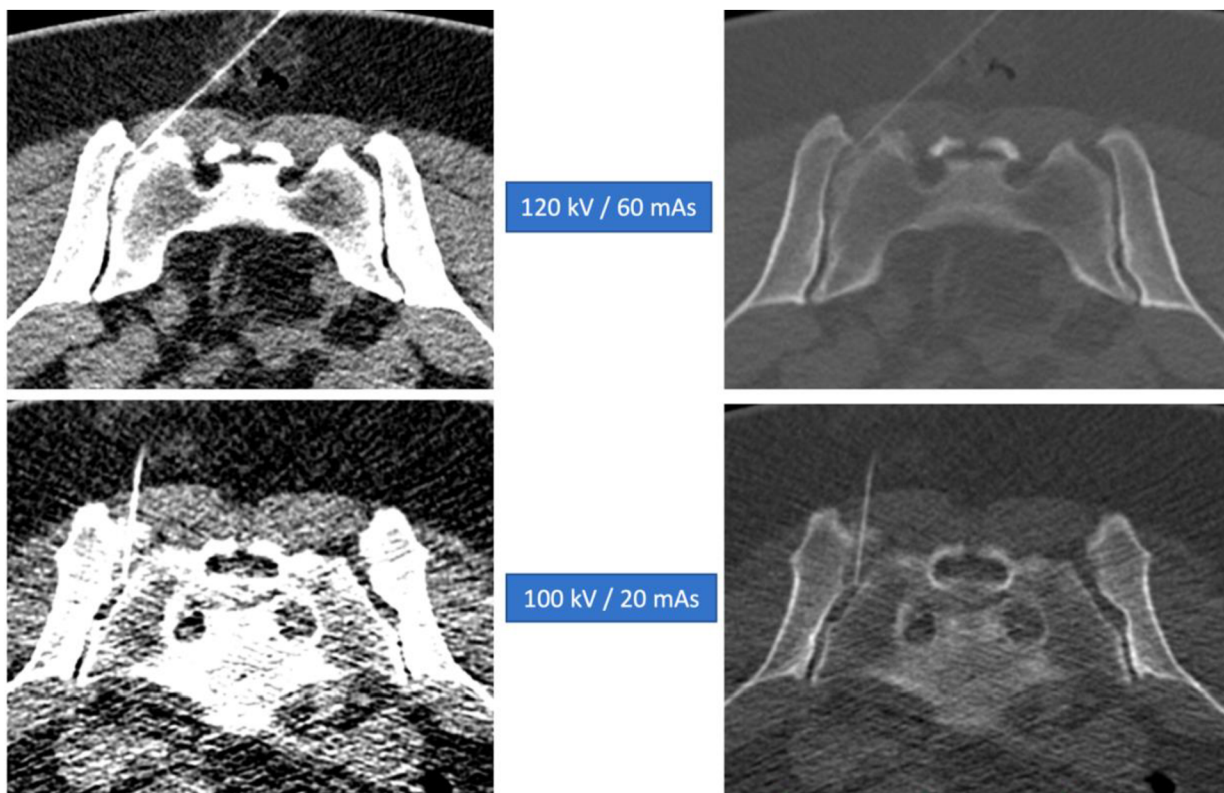
Intervenujúci lekár požiadal o zvýšenie expozičných parametrov z dôvodu kovového materiálu v intervenovanej oblasti a v dvoch prípadoch z dôvodu habitu pacienta a pridruženým komplikáciám.



Obrázok č. 13: Efekt znižovania expozičných parametrov na výslednú kvalitu zobrazenia u totožného pacienta, v oblasti nervového koreňa L4 vľavo.

Zdroj: PACS – FN Motol/ Somatom Force

V rámci porovnania efektu znižovania expozičných parametrov na kvalitu zobrazenia, sme u totožného pacienta, mali možnosť porovnať obrazy CT fluoroskopie. Merania sme vykonávali 2 krát, prvý krát v rámci internej optimalizácie nežiadúceho ožiarenia a druhý krát, pri meraní dát pre účely tejto diplomovej práce. Je zreteľné, že so znižovaním expozičných parametrov sa znižuje aj kvalita zobrazenia, v obraze sa objavuje väčšie množstvo šumu. Napriek tomu, je zobrazenie pre vykonanie výkonu PRT dostatočné. Odhadovaný laterálny priemer pacienta je 45 cm. Pri oboch meraniach bol však uvedený laterálny priemer pacienta iný. Preto sa aj expozičné parametre pri optimalizovaných hodnotách líšia a odhad laterálneho priemeru je teda pomerne subjektívny.



Obrázok č. 14: Efekt znižovania expozičných parametrov na výslednú kvalitu zobrazenia u totožného pacienta, v oblasti S1, opich sakroiliakálneho skĺbenia vľavo.

Zdroj: PACS - FN Motol/ Somatom Force

Z obrázkov je zreteľné, že u pacienta, ktorému merajúci odhadol laterálny priemer 55 cm, je optimalizované zobrazenie v okne „spine“ pri expozičných parametroch 100 kV / 20 mAs veľmi blízke sa nedostatočnému. Pri porovnaní zobrazenia pri neoptimalizovaných expozičných parametroch je možné vidieť omnoho väčšie množstvo šumu a menšiu diferencovanosť anatomických štruktúr. Pri meraní sme po dohode s intervenujúcim lekárom namiesto zvyšovania expozičných parametrov zvolili namiesto mätko tkanivového okna (Spine), okno kostné, čo umožnilo lekárovi úspešne vykonať PRT.

14. Diskusia

Výsledky meraní „in vitro“ a výsledky meraní „in vivo“ ukazujú, ako veľmi manipulácia s expozičnými parametrami pri CT fluoroskopii znižuje radiačnú záťaž pre intervenujúceho lekára a pacienta. Táto diplomová práca je primárne zameraná na znižovanie radiačnej záťaže pre lekára, ktorý je rutinne exponovaný žiarením či už rozptýleným alebo v nevyhnutných prípadoch, ak je nutné pri intervenčných výkonoch vkladať ruku do primárneho zväzku, žiarením z primárneho zväzku. Každopádne, znižovanie radiačnej záťaže pre pacienta a lekára sú spolu zviazané a nedajú sa oddeliť. (Súkupová, 2018, str. 199)

V rámci „in vivo“ meraní sme si vybrali výkon periradikulárnej terapie kvôli tomu, že sa jedná o najfrekvencovanejší výkon využívajúci CT fluoroskopiю vo Fakultnej nemocnici v Motole.

Podľa Daníčkovej tvorí celkovú radiačnú záťaž pre pacienta z viac ako 2/3 preintervenčný a postintervenčný sken. Nami získané údaje ukazujú, že pri neoptimalizovaných expozičných parametroch 120 kV / 60 mAs tvorí priemerne preintervenčný a postintervenčný sken 76 % celkovej radiačnej záťaže pre pacienta. Po meraniach s optimalizovanými expozičnými parametrami 100 kV / 30 mAs a 100 kV / 20 mAs tvoril priemerne preintervenčný a postintervenčný sken 85 až 89 % celkovej radiačnej záťaže pre pacienta. Z týchto výsledkov vyplýva, že optimalizácia CT fluoroskopie vedie k zníženiu celkovej radiačnej záťaže vyplývajúcej z CT fluoroskopie pre pacienta. Limitom tohoto zistenia je fakt, že pri meraniach sme nezaznamenávali kedy bol okrem preintervenčného helikálneho skenu využitý aj sken postintervenčný, čo mohlo tiež viesť k nadhodnoteniu výsledku neoptimalizovaných hodnôt a podhodnoteniu hodnôt optimalizovaných. O tom tiež svedčí aj zníženie celkovej radiačnej záťaže pre pacienta z celého výkonu pri znížení expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs iba o 10 % a pri znížení na 100 kV / 20 mAs o 48 %.

Elzhotz v štúdiu z roku 2019 uvádza, že pri periradikulárnej terapii v oblasti krčnej chrbtice, znížením expozičných parametrov zo 100 kV / 28 mAs na 80 kV / 5 mAs znížili celkovú radiačnú záťaž pre pacienta v priebehu CT fluoroskopie o viac ako 75%. Naše dáta ukazujú, že zníženie expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs spôsobilo zníženie radiačnej záťaže DLP plynúcej z CT fluoroskopie o 60 % a znížením expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 20 mAs sme dosiahli zníženie o 68 %. Napriek rozdielnym intervenovaným oblastiam a expozičným parametrom môžeme tvrdiť, že dáta hovoria o značnom znížení radiačnej záťaže plynúcej z CT fluoroskopie pre pacienta a tým aj pre intervenujúceho lekára. (Elzhotz, 2019)

Ako znižovanie expozičných parametrov vplyva na radiačnú záťaž pacienta môžeme dokázať aj prostredníctvom hodnoty $CTDI_{VOL}$. Znižovaním kV zo 120 kV na 100 kV sme podľa meraní pri simulovanom výkone PRT dosiahli zníženie radiačnej záťaže pre pacienta kvantifikovanú hodnotou $CTDI_{VOL}$ počas CT fluoroskopie o 40 % a pri znížení zo 120 kV na 80 kV o 72 %. Podľa meraní „in vivo“, sme dosiahli prostredníctvom zníženia iba expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs pokles radiačnej záťaže pre pacienta kvantifikovanej hodnotou $CTDI_{VOL}$ o 59% a pri znížení expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 20 mAs o 68 %.

V štúdií, ktorú Daničková a kol. publikovali v Českej radiológii v roku 2016 sa zaoberali prvou skúsenosťou s CT fluoroskopiou a najlepšimi možnosťami znižovania radiačnej záťaže pre lekára aj prostredníctvom rukavíc s Pb ekvivalentom, so softwareovou ochranou a s kombináciou oboch. V tejto štúdií zistili, že najúčinnjšou ochranou je softwareová ochrana, ktorá znižuje dávkový ekvivalent $H_p = 0,07$ mm, predstavujúci radiačnú záťaž na kožu o viac ako 2/3. Dnes sa vo FN Motol využíva softwareová ochrana s komerčným názvom spoločnosti Siemens - HandCARE štandardne, takže bola aktívna, aj s ohľadom na intervenovanú stranu pri každom meraní. Na meranie radiačnej záťaže na ruku ($H_p = 0,07$ mm) pri simulovanom výkone „in vitro“ a pri samotnom výkone „in vivo“, sme využili elektronický dozimeter Unfors EDD – 30 so sondou, ktorú sme umiestnili na dorzálnu časť ruky, či už antropomorfného fantómu alebo intervenujúceho lekára. Pomocou týchto meraní sme zistili, že optimalizácia radiačnej záťaže pomocou zníženia napätia medzi anódou a katódou, ktoré dokáže pri využívaní CT fluoroskopie rádiologický asistent meniť, sme schopní znížiť radiačnú záťaž na ruku pri znížení zo 120 kV na 100 kV o 42 %. Ak znížime napätie zo 120 kV na 80 kV, sme schopní znížiť radiačnú záťaž na ruku o 73 %. Pri meraniach „in vivo“ sme zistili, že zníženie expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs, teda hodnotu, ktorú sme využívali pre väčších pacientov vedie k 65 % zníženiu radiačnej záťaže na ruku intervenujúceho lekára a zníženie expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 20 mAs, teda hodnotu, ktorú sme využívali pre menších pacientov vedie k 79 % zníženiu radiačnej záťaže na ruku intervenujúceho lekára. Rozdiel v percentuálnom zhodnotení zníženia radiačnej záťaže na ruku pri simulovanom výkone PRT a pri „in vivo“ meraní môže byť spôsobený aj tým, že pri experimentálnom meraní sme predpokladali, že intervenujúci lekár nebude vkladat' ruku do primárneho zväzku, teda ruku antropomorfného fantómu sme ponechali voľne pozdĺž tela. Pri meraniach „in vivo“ bol výsledok silne závislý na intervenujúcom lekárovi, na tom ako veľmi odstupoval, ako ďaleko mal ruku od primárneho zväzku počas expozície alebo či ruku do primárneho zväzku vkladal. Limitom tohoto merania je tiež fakt, že sme túto skutočnosť nezaznamenávali. Rozdiel vytvára aj to, že sme okrem napätia znižovali aj elektrické množstvo, čo nám umožnil fakt, že pri znížení napätia, sme schopní docieľiť lepšieho kontrastu, čím môžeme znížiť množstvo

fotónov, pretože je šum v obraze omnoho viac tolerovateľný. Je však nutné dbať na habitus pacienta, pretože pri znížení napätia sa tiež znižuje penetrabilita žiarenia, v dôsledku čoho pri objemnejších pacientoch na detektor nedopadne dostatočné množstvo fotónov, teda dochádza k degradácii obrazu šumom, tým pádom je nutné elektrické množstvo opäť zvýšiť. Ďalším limitom je iba orientačné zaznamenávanie laterálneho priemeru pacientov. (Súkupová, 2018) (Bushberg, 2011, str. 321 – 327)

Znižovanie radiačnej záťaže na telo intervenujúceho lekára sme sa snažili dokázať pomocou elektronického osobného dozimetra DMC 2000 S, ktorý bol pripevnený na referenčnom mieste (na ľavej strane hrudníka na zástere). Pri simulovanom výkone PRT sme pozorovali zníženie dávkového ekvivalentu $H_p = 10$ mm pri znížení napätia zo 120 kV na 100 kV o 56 % a pri znížení napätia na 80 kV o 87 %. Pri „in vivo“ meraniach sme pozorovali pri znížení expozičných parametrov zo 120 kV / 60 mAs na 100 kV / 30 mAs zníženie dávkového ekvivalentu v hĺbke 10 mm o 73 % a pri znížení na 100 kV / 20 mAs o 74 %. Prostredníctvom tohoto merania môžeme tvrdiť, že sme znížili radiačnú záťaž na telo intervenujúceho lekára až takmer na 1/4. Limitáciou tohoto merania však je samotný elektronický dozimeter, ktorý je schopný zaznamenať dávkový ekvivalent najmenej 1 μ Sv s energiou najmenej 50 keV, preto sa v dátach objavujú hodnoty 0 μ Sv, čo však neznamená, že intervenujúci lekár nebol exponovaný vôbec, ale len to, že bol exponovaný menšou radiačnou záťažou ako je 1 μ Sv s nižšou energiou ako je 50 keV alebo rozptýleným žiarením s nižšou energiou ako je 50 keV, ktorú tento dozimeter nebol schopný zachytiť. So znižujúcim sa napätím použitým pri CT skene sa znižuje aj spektrum energií fotónov rozptýleného žiarenia, preto sa táto práca primárne opiera o dáta z dozimetra Unfors EDD – 30, pretože hodnoty zaznamenané osobným dozimetrom DMC 2000 S nemusia byť relevantné pri porovnaní radiačnej záťaže z rozptýleného žiarenia s použitím spektier 100 kV a 120 kV vzhľadom k minimálnemu limitu zaznamenateľnej energie fotónov 50 keV.

So znižovaním expozičných parametrov sme tiež pozorovali zvýšený počet šliapnutí (step and shoot metóda). Pri znížení expozičných parametrov na 100 kV / 30 mAs intervenujúci lekári priemerne šliapli o 24 % viac a pri znížení expozičných parametrov na 100 kV / 20 mAs šliapli viac o 19 %. V priemere teda pri optimalizovaných expozičných parametroch potrebovali intervenujúci lekári o 2 až 3 šliapnutia viac. Ide však o hodnotu s pomerne veľkým rozptylom, keďže sme v získaných dátach zaznamenali od 3 šliapnutí až po 26 šliapnutí. Merania sme vykonávali pri intervenciách, ktoré vykonávalo 8 lekárov, z čoho niektorí súhlasili s meraním pri 3 výkonoch PRT a iní zas pri až 10 výkonoch PRT. Ide však o hodnotu, ktorá súvisí z mnohými faktormi, ako sú anatomické pomery, komplikovanosť výkonu, skúsenosť lekára a podobne.

Tretím cieľom diplomovej práce bolo zistiť, či je pre intervenujúceho lekára zobrazenie pri optimalizovaných expozičných parametroch dostačujúce pre úspešné vykonanie PRT. Z celkového

množstva meraní s optimalizovanými expozičnými parametrami 100 kV / 30 mAs a 20 mAs, ktorých bolo 33, zobrazenie nebolo dostačujúce v 3 prípadoch, čo tvorí menej ako 10 %. V jednom prípade išlo o nedostatočné zobrazenie v dôsledku kovovej stabilizácie chrbtice a artefaktom z nej, v ďalších dvoch prípadoch o neodhadnutie habitu pacienta a s tým spojené komplikácie pri zavádzaní ihly k nervovému koreňu.

Celkovou limitáciou spracovania dát v tejto diplomovej práci bola nerovnomerne rozložená malá vzorka meraní (dohromady 50, pri exp. parametroch 120 kV / 60 mAs - 17 meraní, pri 100 kV / 30 mAs - 14 meraní a pri 100 kV / 20 mAs - 19 meraní). Zo vzorky 50 pacientov, ktorí súhlasili s meraním sme vyradili 12, u ktorých boli merania nesprávne vykonané z rôznych dôvodov a so súhlasom etickej komisie Univerzity Palackého v Olomouci sme chybné namerané časti dát doplnili už anonymizovanými dátami z predchádzajúcej optimalizácie CT fluoroskopie pri PRT s rovnakou metodikou.

Napriek všetkým limitáciám táto práca dokazuje, že na radiačnú záťaž intervenujúceho lekára má vplyv veľa aspektov. Rádiologický asistent je však osoba, ktorá je schopná prostredníctvom svojho aktívneho prístupu, len malou zmenou v expozičných parametroch a spoluprácou s intervenujúcim lekárom značne znížiť radiačnú záťaž v priebehu CT fluoroskopie s dostačujúcim obrazom.

Presnejšie, štatisticky významnejšie výsledky by sme dosiahli celkovým, väčším množstvom meraní s homogénnejším rozložením. Ďalšie zlepšenie štatistickej významnosti by sme dosiahli prostredníctvom presného merania laterálneho priemeru a presnou identifikáciou, čo znamená väčší a menší pacient. V tomto prípade by však išlo iba o štatistickú významnosť, keďže aj rádiologický asistent veľkosť pacienta iba odhaduje a v praxi sa meranie laterálneho priemeru pre akúsi definíciu habitu pacienta nevyužíva. Pri výkone PRT sa u jedného pacienta môže laterálny priemer pri výkone v oblasti miechového koreňa L5 a v oblasti miechového koreňa L2 značne líšiť a preto je samotný odhad pomerne náročný. Ďalším spôsobom, ako zlepšiť štatistickú významnosť je zbavenie sa alebo obmedzenie limitov, ako je nezaznamenávanie preintervenčného a postintervenčného skenu, prípadne na meranie dávkového ekvivalentu $H_p = 10$ mm využiť citlivejší dozimeter.

V rámci tejto diplomovej práce sme sa vzhľadom k náročnosti naberania dát zamerali na výkon periradikulárnej terapie v oblasti bedrovej, sakrálnej a hrudnej chrbtice. Podľa metaanalýzy publikovanej v roku 2021, kde porovnávali nízкодávkové protokoly so štandardnými protokolmi pri biopsiách pľúc pod CT kontrolou je zjavné, že znižovanie expozičných parametrov má význam a je bezpečné aj pri iných CT intervenčných výkonoch. (Ping, 2021)

Prínos tejto diplomovej práce tkvie tiež v poukázaní na to, ako veľmi aktívny prístup rádiologického asistenta vplýva na radiačnú záťaž nie len intervenujúceho lekára, ale aj pacienta.

Záver

Pri intervenciách vedenými CT fluoroskopiou je práve intervenujúci lekár ten, kto je primárne a periodicky exponovaný nežiadúcim ožiarením. Pre pacienta pri CT intervenciách podľa našich výsledkov tvorí väčšinu, teda viac ako 3/4 radiačnej záťaže preintervenčný, prípadne postintervenčný sken s využitím neoptimalizovaných hodnôt a v prípade tých optimalizovaných 85% až 89%. Napriek tomu sa však znižovanie radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára a pre pacienta od seba nedajú oddeliť. Práve radiologický asistent je osoba, ktorá svojim aktívnym prístupom prispieva k znižovaniu radiačnej záťaže, či už pacienta alebo lekára už len tým, že pri CT fluoroskopii manipuluje s expozičnými parametrami a znižuje ich. Prínosom tejto diplomovej práce je poukázanie na to, ako veľmi znižovanie a manipulácia s napätím medzi anódou a katódou v rentgenke a s elektrickým množstvom môžu znížiť radiačnú záťaž.

Odpovede na stanovené ciele, ako veľmi vieme znížiť radiačnú záťaž pomocou znižovania expozičných parametrov sme dosiahli spracovaním dát získaných pri dvoch typoch meraní. Prvý typ meraní bol realizovaný pri simulovanom výkone PRT pomocou vodného CTDI_{vol} fantómu, ktorý simuloval štandardného pacienta, antropomorfného fantómu simulujúceho intervenujúceho lekára a dvoch elektronických dozimetrov, jedného pripevneného na hrudníku antropomorfného fantómu bližšie k ožarovanému miestu a druhý so sondou na dorze ruky bližšie k pacientovi, simulujúc ruku ktorou lekár intervenuje. Vo FN Motol sa softwareová ochrana ruky využíva štandardne, takže v nadväznosti na predchádzajúce štúdie bola aktívna pri každom meraní. Sledovali sme znižovanie radiačnej záťaže pri znižovaní napätia pri CT fluoroskopii zo 120 kV na 100 kV a následne na 80 kV. Dokázali sme, že pri znížení napätia na 100 kV v prípade radiačnej záťaže pre pacienta plynúcej z CT fluoroskopie vieme dosiahnuť zníženie takmer o polovicu a v prípade radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára sa v prípade zníženia napätia na 100kV dostávame nad 50 %. Ak napätie znížime na 80 kV, radiačnú záťaž pre pacienta plynúcu z CT fluoroskopie vieme znížiť takmer 73 a 74 %. V prípade radiačnej záťaže na telo intervenujúceho lekára sme schopní dosiahnuť zníženie o 87 % a v prípade radiačnej záťaže na ruku intervenujúceho lekára pozorujeme 73% zníženie. Druhým typom meraní bola realizácia 50 meraní pri samotnom výkone PRT v oblasti prevažne bedrovej, krížovej, ale aj hrudnej chrbtice, kde sme sledovali znižovanie radiačnej záťaže pri znižovaní napätia a elektrického množstva vzhľadom k odhadovanému laterálnemu priemeru pacienta. Dokázali sme, že prostredníctvom znižovania expozičných parametrov vieme v priemere znížiť priemernú radiačnú záťaž plynúcu z CT fluoroskopie na telo lekára takmer o 3/4 a na ruku o viac ako 3/4. Celková radiačná záťaž pre pacienta sa odvíja aj od toho, či sa využije iba

preintervenčný sken alebo sa využije aj postintervenčný, kontrolný, helikálny sken. Napriek tomu sme pozorovali v prípade meraní pri 100 kV / 30 mAs 10% zníženie celkovej priemernej radiačnej záťaže pre pacienta a pri 100 kV / 20 mAs 48% zníženie celkovej priemernej radiačnej záťaže pre pacienta. Pri pozorovaní znižovania radiačnej záťaže plynúcej iba z CT fluoroskopie však sledujeme takmer 70 % zníženie priemernej radiačnej záťaže pre pacienta. Ďalším zistením je, že so znižovaním expozičných parametrov sa zvyšuje priemerne aj počet expozícií, ktoré potrebuje lekár využiť k navedeniu ihly a to od 19% až po 24%. Zistili sme tiež, že pri CT fluoroskopii s optimalizovanými expozičnými parametrami bolo zobrazenie nedostatočné a museli sme zvyšovať napätie alebo elektrické množstvo v menej ako 10% prípadov.

Z našich zistení vyplýva, že využitie expozičných parametrov 100 kV / 30 mAs pre väčších pacientov a 100 kV / 20 mAs pre menších pacientov, je pri použití CT fluoroskopie dostačujúce k výkonu PRT, zároveň zásadne znižuje radiačnú záťaž plynúcu z CT fluoroskopie pre intervenujúceho lekára, ale aj pre pacienta.

Referencie

1. 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.
2. BUSHBERG, Jerrold T., J. Anthony SEIBERT, Edwin M. LEIDHOLDT a John M. BOONE. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2011. ISBN 978-0-7817-8057-5.
3. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
4. DANÍČKOVÁ, Kateřina, Daša CHMELOVÁ, Vojtěch SUCHÁNEK, Radek PÁDR a Miroslav ROČEK. *RADIČNÍ ZÁTĚŽ U INTERVENČNÍCH VÝKONŮ PŘI POUŽITÍ CT FLUOROSKOPIE - PRVNÍ ZKUŠENOSTI* [online]. Praha: Galén, 2016, **70**(2), 93-99 [cit. 2023-01-19]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=560>
5. ELSHOLTZ, Fabian Elsholtz a Julia KAMP et. al. *Periradicular Infiltration of the Cervical Spine: How New CT Scanner Techniques and Protocol Modifications Contribute to the Achievement of Low-Dose Interventions*. *Rofo* [online]. New York: Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 2019, 2019, **191**(1), 54-61 [cit. 2023-01-30]. Dostupné z: doi:DOI: 10.1055/a-0632-3930
6. HRAZDIRA, Ivo a kol. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno: Neptun, 2001, dotisk 2004. ISBN 80-902896-1-4.
7. KASÍK, Jiří, et al. *Vertebrogenní kořenové syndromy: diagnostika a léčba*. 1. vydání. Praha: Grada, 2002. ISBN 80-247-0142-1.
8. KOS, Jaroslav. *Přehled topografické anatomie*. Vydání třetí, v Karolinu druhé. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2020. ISBN 978-80_246.4494-3.
9. KOZUBÍKOVÁ, Petra a Martin HORÁK. *Porovnání klasického rekonstrukčního algoritmu filtrované zpětné projekce (FBP) a algoritmu interaktivní rekonstrukce (IRIS)* *Česká radiologie* [online]. Praha: Galén, 2011, **65**(3), 177-182 [cit. 2022-11-13]. ISSN ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=344>
10. LEPEJ, Ján a Anton MACKO. *Nukleární medicína: Všeobecná část*. Košice: EQUILIBRIA, s. r. o, 2018. ISBN 978-80-8143-222-4.
11. MEČÍŘ, Petr. *Radikulární a pseudoradikulární bolesti dolních končetin - praktické zkušenosti z diagnostiky a léčby* [online]. 2006. Solen, 2006 [cit. 2022-10-17]. ISSN 1803-5310.

12. MELLOVÁ, Yveta a kol., 2011, *Anatómia človeka pre nelekárske študijné odbory*, Osveta, ISBN: 9787070633356
13. MUMENTHALER, Marco a Claudio L BASSETTI. *Neurologická diferenciální diagnostika*. 5. vydání. Praha : Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2298-6
14. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
15. PETEROVÁ, Věra a kol. *Etiopatogenetické a klinické aspekty lumbalgii, racionální indikace zobrazovacích metod a současné názory na možnosti léčby* II. Prakt. Lék. 2002; 82 (10): 588–94
16. PETEROVÁ, Věra, *Lumbalgie – nejčastější diagnóza v praxi*, Urologie pro praxi, 2005, 5, 200 – 205, dostupné z: https://www.urologiepropraxi.cz/artkey/uro-200505-0005_Lumbalgie-nejcastejsi_diagnoza_v_praxi.php?back=%2Fsearch.php%3Fquery%3DLumbalgie%2BNEJ%25C8AST%25CCJ%25A9%25CD%2BDIAGN%25D3ZA%2BV%2BPRAXI%2Bin%253Aauth%2Bname%2Bkey%2Babstr%26sfrom%3D0%26spage%3D30
17. PING, Zhang a JingMei Liu JING. *Computed tomography-guided lung biopsy: A meta-analysis of low-dose and standard-dose protocols*. *J Cancer Res Ther*. [online]. 2021, 2021, **17**(3), 695-701 [cit. 2023-01-20]. Dostupné z: doi:10.4103/jcrt.JCRT_1274_20
18. RŮŽIČKA, Evžen. *Neurologie*. 2., rozšířené vydání. Praha: Triton, 2021. ISBN 978-80-7553-908-3.
19. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
20. SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. *Diagnostická radiologie*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4546-6.
21. SHEFER, Efrat, Ami ALTMAN a kol. *State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review* [online]. february, 2013, (1), 76-91 [cit. 2022-11-10]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1007/s40134-012-0006-4>
22. SÚKUPOVÁ, Lucie. *CO PŘEDSTAVUJE PARAMETR CTDIVOL UVÁDĚNÝ CT SKENERY A JE TENTO PARAMETR SKUTEČNĚ VHODNÝ PRO STANOVENÍ DÁVEK PACIENTŮM?*. *Česká radiologie* [online]. Praha: Galén, 2015, 2015, **69**(3), 194- 200 [cit. 2023-01-16]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=523>
23. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Photon-counting CT*. *Česká radiologie* [online]. Praha: Galén, 2022, **76**(3), 158-166 [cit. 2023-02-19]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=800>

24. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
25. ŠAJTER, Vít, Ladislav TURECKÝ, Rudolf KADLEČÍK a Peter BOŘUTA. *Biofyzika, biochémia a rádiológia*. Martin: Osveta, 2006. ISBN 80-8063- 210-3.
26. ŠTĚTKÁŘOVÁ, Ivana. *Spinální neurologie*. Praha: Maxdorf, 2019. Jessenius. ISBN 978-80-7345-626-9.
27. VÁLEK, V a kol., *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Překlad Zdeněk Bureš. Brno: IDVPZ, 1998,. Edic Kronik. ISBN 80-701- 3294-9.
28. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
29. WAGNER, Martin G., J. Louis HINSHAW, Yinsheng LI, Timothy P. SZCZYKUTOWICZ, Paul LAESEKE, Charles A. MISTRETTA a Fred T. LEE. Ultra–Low Radiation Dose CT Fluoroscopy for Percutaneous Interventions: A Porcine Feasibility Study. *Radiology* [online]. 2019, **291**(1), 241-249 [cit. 2023-01-30]. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2019181362
30. WEISHAUPT D., *Painful lumbar disk derangement: Relevance of endplate abnormalities at MR imaging*. *Radiology* 2001; 218 (2): 420–427.

Internetové zdroje

1. BASHIR, Usman. [online]. 2012 [cit. 2023-01-14]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.53347/rID-18820>
2. BELL, D. a Z. DREW. *Radiation dose considerations in CT fluoroscopy* [online]. 2018, 2018 [cit. 2023-01-19]. Dostupné z: doi:<https://radiopaedia.org/articles/62862>
3. Drew, Z. a A, Haouimi . *Image reconstruction in CT fluoroscopy* [online]., 2018, doi:<https://doi.org/10.53347/rID-62861> [cit. 2023-01-19]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/62861>
4. DREW, Z. a A. MURPHY. *CT fluoroscopy* [online]. <https://doi.org/10.53347/rID-62860>, 2018 [cit. 2023-01-19]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/62860>
5. <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/15/155.html> [cit. 2023-01-19].
6. GAILLARD, F a I KANBOUR. *Intervertebral disc disease nomenclature* [online]. 20 Mar 2009 [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.53347/rID-5756>
7. Medical Device Network, Siemens Somatom X.cite CT Scanner, [cit. 2023- 02-03]. Dostupné z: <https://www.medicaldevice-network.com/projects/siemens-somatom-x-cite-ct-scanner/>
8. Siemens, Somatom Force syngo CT VA50A, Návod na použití, [cit. 2023- 02-03]. Dostupné z: www.siemens.com/healthcare
9. Siemens, Somatom Force, [cit. 2023-01-19]. dostupné z : <https://www.siemens-healthineers.com/cz/computed-tomography/dual-source-ct/somatom-force>
10. Siemens, The Stellar detector, [cit. 2023- 02-03]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/at/computed-tomography/technologies-innovations/stellar-detector>
11. Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky. *Wikiskripta* [online]. [cit. 2022-11-06]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky

Zoznam skratiek

AP – predozadný

ATCM – automatic tube current modulation

C1-C7 – krčné stavce

CNR – Contrast to noise ratio – pomer kontrastu k šumu

Co1- Co4 – kostrčové stavce

CT – computed tomography – počítačová alebo výpočtová tomografia

CTDI_{VOL} – Volume computed tomography dose index – kermový index výpočtovej tomografie

CTDI_{VOL} fluoro – CTDI_{VOL} vyplývajúce iba z CT fluoroskopie

D – absorbovaná dávka - podiel strednej odovzdanej energie predanej ionizujúcim žiarením látke v malom priestore o hmotnosti tejto látky.

DLP – dose length product

DLP fluoro – DLP vyplývajúce iba z CT fluoroskopie

DLP total – DLP vyplývajúce z celého vyšetrenia

E – efektívna dávka

EKG – elektrokardiogram

FBSS – failed back surgery syndrome

Gd₂O₂S – Gadolínium oxysulfid

Gy- Gray

H – dávkový ekvivalent

H_p – Dávkový ekvivalent v určitej hĺbke (H_p = 0,07 mm, H_p = 3 mm, H_p = 10 mm)

H_T – ekvivalentná dávka

HU – Hounsfieldova jednotka

kV – kilovolt, napätie

K – kerma - je podiel súčtu počiatkových kinetických energií dE_k všetkých nabitých častíc uvoľnených nenabitými časticami v elemente látky a hmotnosti dm tohoto elementu.

L1 – L5 – bedrové stavce

mAs – elektrické množstvo

PA – zadopredný

Pb – Olovo

PRT – periradikulárna terapia

Q - faktor kvality

RTG – Rentgen, rentgenový

rtg – rentgen, rentgenový

S1- S5 – krížové stavce

SNR – Signal to noise ratio

TH1 – TH12 – hrudné stavce

w_R – radiačný váhový faktor

w_T – tkanivový váhový faktor

Zoznam grafov

Graf. č. 1: Grafické znázornenie počtu meraní v jednotlivých oblastiach.

Grafy č. 2 – 7: Linearita zvýšenia radiačnej záťaže v závislosti na počte expozícií pri simulovanom výkone PRT s použitím CT fluoroskopie.

Graf. č. 8: Porovnanie nameraných hodnôt pri 30 šliapnutiach počas CT fluoroskopie.

Grafy č. 9 – 12: Percentuálne znázornenie znižovania radiačnej záťaže pre intervenujúceho lekára a pre pacienta vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Graf č. 13: Heterogenity H_p ruka v kategórii 120 mAs/ 60 mAs.

Graf č. 14: Jarque- Bera test normálnosti bez odstránenia heterogenít.

Graf č. 15: Jarque- Bera test normálnosti s odstránením heterogenít.

Graf č. 17: Pomer priemerov DLP fluoro a DLP total.

Graf č. 18: Porovnanie priemerov nameraných hodnôt s použitím CT fluoroskopie pri výkone PRT.

Grafy č. 19 - 22: Percentuálne znázornenie znižovania priemernej radiačnej záťaže vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Grafy č. 23 – 24: Percentuálne znázornenie zníženia radiačnej záťaže pre pacienta vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov a percentuálne znázornenie zvyšovania počtu šliapnutí vzhľadom k znižovaniu expozičných parametrov.

Zoznam tabuliek

Tabuľka č. 1: Očná denzita v Hounsfieldových jednotkách.

Tabuľka č. 2: Počet meraní v daných oblastiach záujmu.

Tabuľka č. 3: Odhadovaný laterálny priemer pacienta.

Tabuľka č. 4: Údaje radiačnej záťaže získanej pri tridsiatich expozíciách pri simulovanom výkone PRT s použitím CT fluoroskopie.

Tabuľka č. 5: Tabuľka priemerov nameraných hodnôt v jednotlivých kategóriách.

Tabuľka č. 6: Tabuľka pomeru priemerov DLP fluoro a DLP total.

Tabuľka č. 7: Zmeny expozičných parametrov pri optimalizovaných meraniach pomocou CT fluoroskopie pri výkone PRT.

Zoznam obrázkov

Obrázok č. 1: Dávka pacienta vzhľadom k výberu bow- tie filtru.

Obrázok č. 2: Protirozptylová mriežka.

Obrázok č. 3: Detekcia fotónu u photon counting detektoru.

Obrázok č. 4: Spätná projekcia a spätná filtrovaná projekcia.

Obrázok č. 5: Flow diagram ULD – CTF rekonštrukcie pre perkutánne intervencie.

Obrázok č. 6: CT Siemens Somatom Force.

Obrázok č. 7: Schéma vypnutia žiarenia podľa zvolenej oblasti 10 hodín, 12 hodín a 2 hodiny.

Obrázok č. 8: Osobný dozimeter DMC 2000S.

Obrázok č. 9: Dozimeter Unfors EDD – 30.

Obrázok č. 10: Umiestnenie antropomorfného fantómu a dozimetrov.

Obrázok č. 11: Poloha antropomorfného fantómu a CTDI_{vol} fantómu.

Obrázok č. 12: Topogram a výber miesta intervencie z preintervenčného helikálneho skenu.

Obrázok č. 13: Efekt znižovania expozičných parametrov na výslednú kvalitu zobrazenia u totožného pacienta, v oblasti nervového koreňa L4 vľavo.

Obrázok č. 14: Efekt znižovania expozičných parametrov na výslednú kvalitu zobrazenia u totožného pacienta, v oblasti S1, opich sakroiliakálneho sklbenia vľavo.

Zoznam príloh

Príloha č. 1: Vyjadrenie etickej komisie.

Príloha č. 2: Štandardizovaný informovaný súhlas UPOL, Fakulta zdravotníckych vied.

Príloha č. 3: Súhlas so zberom dát za účelom vypracovania diplomovej práce FN Motol.



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 191926/FZV-2022

Vážený pan
Bc. Marek Kuchta

2022-09-19

Vyjádření Etické komise FZV UP


Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem **„Minimalizácia nežiadúceho ožiarenia lekárskeho personálu a pacientov behom CT intervencií s aktivným prístupom rádiologického asistenta“**, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

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


Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce - Minimalizace nežádoucího ozáření lékařského personálu a pacientů během CT intervencí s aktivním přístupem radiologického asistenta.

Období realizace: 1. 9. 2022 – 30. 4. 2023

Řešitelé projektu: Bc. Marek Kuchta

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je pomocí měření optimalizovat radiační zátěž tak, aby byla co nejnižší pro intervenující personál a pro pacienta, pomocí parametrů, které dokáže ovlivnit radiologický asistent, je schopen je měnit a tím významně zasahovat do množství radiační zátěže personálu i pacienta a tím také do výsledné CT fluoroskopie. CT fluoroskopie je režim, v kterém je možné skenovat malou oblast zájmu v reálném čase. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: rizika pouze ta, která plynou ze samotného výkonu periradikulární terapie pod CT kontrolou. Výhodou je snížení radiační zátěže během výkonu pro Vás, jako pacienta a tím také pro intervenující personál. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): _____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Marek Kuchta, U hrušky 236/17, 150 00 Praha 5

Fakultní nemocnice v Motole
V Úvalu 84/1
150 06 Praha


Praha, 03.05.2022

Žiadosť o povolenie na zber dát za účelom vypracovania diplomovej práce.

Týmto žiadam o povolenie na zber dát, za účelom vypracovania diplomovej práce. Téma diplomovej práce je : "Minimalizácia nežiadúceho ožiarenia lekárskeho personálu a pacientov behom CT intervencií s aktívnym prístupom rádiologického asistenta." Hlavným cieľom tejto diplomovej práce je pomocou zistení získaných meraním optimalizovať radiačnú záťaž tak, aby bola čo najnižšia pre intervenujúci personál, teda primárne pre lekára a sekundárne pre pacienta. Do tabuľky budú zaznamenávané hodnoty osobného dávkového ekvivalentu Hp (d), Hp(10) v hĺbke 10 mm, teda radiačná záťaž dopadajúca na telo intervenujúceho lekára, Hp(0,07) v hĺbke 0,07 mm, teda radiačná záťaž dopadajúca na ruku intervenujúceho lekára, veličiny CTDIvol a DLP, oblasť výkonu, laterálny priemer pacienta, kVp(napätie), mAs (elektrické množstvo), meno intervenujúceho lekára, pozícia intervenujúceho, rodné číslo pacienta a meno a priezvisko pacienta. Do štúdie budú zahrnuté dáta získané pri výkonoch PRT na prístroji Siemens Somatom Force na Klinike zobrazovacích metod dospelých. Osobné údaje pacienta budú zaznamenávané iba pre získanie dávkových správ a veličín CTDIvol a DLP, nebudú však zverejnené, teda budú prísne anonymizované.

Vopred ďakujem za posúdenie mojej žiadosti.

S pozdravom


Marek Kuchta

- 6 -05- 2022

J. Nováková

Mgr. JANA NOVÁKOVÁ, MBA
náčeskykný pro ošesřovateľskou péči
Fakultní nemocnice Motol