

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE**

**2019**

**NIKOLA  
SZOTKOWSKÁ**



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**

## **Intervenční výkony pod CT kontrolou**

### **CT - guided interventions**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Schilla

**Nikola Szotkowská**

---

**Kladno, 2019**

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Szotkowská** Jméno: **Nikola** Osobní číslo: **469762**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**  
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Intervenční výkony pod CT kontrolou**

Název bakalářské práce anglicky:

**CT-guided Interventions**

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce budou intervenční výkony pod CT kontrolou. Celá práce bude rozdělena na dvě části. V teoretické části se student nejprve zaměří na popis principu výpočetní tomografie. Následně se bude věnovat vybraným nevasculárním intervenčním výkonům pod CT kontrolou, úlohou radiologického asistenta při intervenčních výkonech a indikacím. Praktická část práce se bude věnovat porovnáním dávek dvou přístrojů a to Toshiba Aquilion One a Siemens Somatom Force při intervenčních výkonech. Potřebná data budou získána na radiologickém oddělení ve Fakultní nemocnici Motol. Data budou zpracována ve formě tabulek a grafů.

Seznam doporučené literatury:

- [1] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN, Základy zobrazovacích metod, Praha: Galén, 2015, ISBN 978-80-7492-164-3
- [2] NEKULA, Josef, Klinická radiologie: skriptum, Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014, ISBN 978-80-7464-564-8
- [3] SEIDL, Zdeněk, Radiologie pro studium i praxi, Praha: Grada, 2012, ISBN 978-80-247-4108-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Mgr. Tomáš Schilla**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

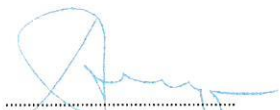
**Bc. Alena Davidová**

Datum zadání bakalářské práce: **18.02.2019**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2020**



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



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

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Intervenční výkony pod CT kontolou vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

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

V Praze dne 14.05.2019

.....  
podpis

## **Poděkování**

V první řadě bych ráda poděkovala mému vedoucímu práce Mgr. Tomáši Shillovi za cenné rady, trpělivost a ochotu, kterou mi při tvorbě práce věnoval. Dále bych ráda poděkovala za odborné konzultace Bc. Aleně Davidové. V neposlední řadě také náměstkovi FN v Motole panu MUDr. Martinu Holcátovi, MBA za umožnění sběru dat v informačním systému PACS ve Fakultní nemocnici v Motole.

## **Abstrakt**

Bakalářská práce se zabývá nevasculárními intervenčními výkony prováděnými pod CT kontrolou.

V teoretické části se zaměřuje na vysvětlení pojmů k tématu této problematiky. Záměrem je popsat problematiku výpočetní tomografie, její historii, typy přístrojů, postupy při vyšetření pomocí CT a ve zkratce i postprocessingové metody dostatečně přehledně a pochopitelně i pro laika. Dále práce obsahuje popis jednotlivých druhů nevasculárních intervencí, jejich průběh, použité instrumentarium a také indikaci k výkonům. Závěr teoretické části práce se věnuje úloze radiologické asistenta při intervenčních výkonech a postupu při vyšetření.

V praktické části práce je obsaženo porovnávání dat, která byla nasbírána retrospektivně na dvou různých CT přístrojích. Porovnává se četnost vybraných intervencí, velikost dávek, které pacient při jednotlivých intervencích dostal a to vše s doplněním dalších upřesňujících údajů, například věku, pohlaví a hmotnosti. V diskusi se nachází zamyšlení nad získanými daty, obdrženými dávkami, výsledky praktické části, odborně praktickým vysvětlením rozdílů, důsledků jejich odchylek a odlišností.

## **Klíčová slova**

Výpočetní tomografie; nevasculární intervence; perkutánní biopsie; perkutánní drenáž; perkutánní punkce; radiofrekvenční ablace; periradikulární terapie

## **Abstract**

Bachelor thesis is focused on non-vascular interventions under CT controll.

In theorethical part there is some introduction to the main theme and description of some basic terms can be found in. The main point of this thesis is to show the problematics of interventions guided by CT as easy as it is possible. Then there are some informations about postprocessing methods and other basic operations CT is connected with. There can be found photos of instruments used in some interventions. In the end of theoretical part there can be found basics that radiological assistant is in charge for.

Practical part is dedicated to comparing. There are comparated data which were gathered from operations made past. Data which are compared like size of dosages and number of same interventions and those all are influenced by other factors like age is etc. Evaluation of those comparisons are easy to see in coloured graphs. In discusion there can be found thinking about comparations and why results are like they are and at the end there are some explanations connected with influencing factors enriched by practical knowledge.

## **Keywords**

Computed tomography; non-vascular interventions; percutaneous biopsy; percutaneous drainage; percutaneous puncture; radiofrequency ablation; periradicular therapy.

## Obsah

1	Úvod .....	10
2	Současný stav .....	11
2.1	Výpočetní tomografie.....	11
2.2	Historický úvod .....	11
2.3	Typy CT přístrojů .....	12
2.4	Komponenty CT.....	14
2.5	Průběh CT vyšetření.....	15
2.5.1	Topogram .....	15
2.5.2	Rekonstrukce CT obrazu .....	15
2.5.3	Postprocessingové metody .....	16
2.6	Nevaskulární intervence.....	17
2.6.1	Perkutánní biopsie .....	17
2.6.2	Perkutánní drenáž .....	21
2.6.3	Perkutánní punkce .....	23
2.6.4	Radiofrekvenční ablace .....	23
2.6.5	Vertebroplastika.....	24
2.6.6	Perkutánní kyfoplastika .....	28
2.6.7	Periradikulární terapie .....	30
2.7	Úloha radiologického asistenta .....	31
3	Cíl práce.....	33
4	Metodika .....	34
5	Výsledky.....	36
5.1	Somatom Force, Siemes .....	38



5.2	Aquilion One Next Generation, Toshiba.....	40
5.3	Srovnání hodnot DLP .....	42
5.4	Porovnání jedné intervence na dvou různých přístrojích .....	43
6	Diskuze .....	45
7	Závěr .....	48
8	Seznam použitých zkratk.....	49
9	Seznam použité literatury.....	50
10	Seznam použitých obrázků .....	52
11	Seznamu použitých tabulek .....	53

# 1 ÚVOD

Intervenční radiologie je v dnešní době velmi pokročilá miniinvazivní technika, která má velký rozkvět. Především proto, že je podstatně méně náročnější než chirurgický zákrok, jak pro pacienta, tak i pro personál. U většiny zákroků nemusí pacient podstupovat anestezii, to je především pro starší pacienty přínosné.

Intervenční výkony můžeme rozdělit do dvou základních skupin - vaskulární a nevaskulární výkony. K vaskulárním výkonům se řadí především rekonstrukce v oblasti krevního řečiště (cévy, žíly). Ve své bakalářské práci popisuji pouze vybrané nevaskulární výkony. Jsou to výkony, které se provádějí kdekoliv, kde je to možné a přístupné, krom krevního řečiště. Dále se v teoretické části zaměřím na úlohu radiologického asistenta při těchto výkonech, protože se domnívám že přispívá jak ke komfortu pacienta při vyšetření a mnohdy také k snižování dávek při výkonu.

Miniinvazivní techniky se provádějí pod diagnostickými přístroji, například ultrazvuk, magnetická rezonance nebo výpočetní tomografie. Já se zaměřím na výkony, které se provádějí pod CT kontrolou. V praktické části se zaměřím na porovnávání dávek záření u různých vybraných intervencí na dvou různých přístrojích a to na starším modelu Aquilion One a novějším Somatom Force.

Téma své bakalářské práce jsem si vybrala především z důvodu problematiky dávek záření, které je dle mého názoru v dnešní době hodně diskutované téma ze všech hledisek jak z pohledu lékaře, obsluhujícího personálu tak i pacienta. Nasbíraná data o dávkách budu čerpat z FN Motol.

## 2 SOUČASNÝ STAV

### 2.1 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie neboli CT vychází z anglického „Computed tomography“. CT je zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazit 3D objekty. Při této technice nedochází k překrývání orgánů či tkání jako například ve 2D zobrazování. [10]

### 2.2 Historický úvod

W. C. Röntgen objevil v roce 1895 paprsky x, které se do dnešních dob používají jako základ rentgenových snímků. Nedostatkem rentgenových snímků je sumace. Proto nejde vždy jednoznačně určit, kterým orgánem paprsek prošel.

Koncem šedesátých let dvacátého století se podařilo zavést počítače do lékařské diagnostiky, což napomohlo vyřešit problém s překrýváním snímků a bylo možno vytvořit anatomický řez těla. Brit Godfrey Newbold Founsfield a Američan Allan McLeod Cormack nezávisle na sobě učinili objev principu výpočetní tomografie a v roce 1979 získali Nobelovu cenu. [9]

První zprovozněný počítačový tomograf měl malou rozlišovací schopnost s maticí 80 x 80 pixelů a hloubkou až 3 bitů. Zobrazení jedné vrstvy s počítačovým vyhodnocením trvalo kolem 20 minut. V dnešní době mají běžné CT přístroje matici o rozměrech 512 x 512 pixelů, hloubku až 15 bitů a průměrný čas zhotovení snímku se pohybuje kolem jedné vteřiny. [3]

Z vývojového hlediska jsou dva konstrukční principy, a to vějířovitý a kruhový. Vějířovitý spočívá v tom, že rotují jak rentgenky, tak detektorová souprava. U kruhové konstrukce jsou detektory a rentgenka statické. Nejstarší přístroje fungovaly především na principu konvenčního zobrazení. Uvedenou problematikou se zabývám v následující kapitole.

Do současné doby vzniklo celkem pět generací CT přístrojů. Tyto dělíme podle technického vývoje:

Přístroje 1. generace charakterizujeme jako systém, kde se detektor a rentgenka pohybují okolo pacienta a kolimují svazek záření do tenkého paprsku, takzvaného tužkového tvaru.

Přístroje 2. generace obsahují větší počet detektorů umístěných do tvaru kružnicové výseče ležící naproti rentgence. Záření je tvarováno do tvaru vějíře.

Funkčnost přístrojů 3. generace spočívá v tom, že je záření kolimováno do vějířovitého tvaru. Záření je však detekované větší řadou detektorů, které jsou umístěny ve více řadách. Takto je snímáno více řezů.

Přístroje 4. generace mají detektory umístěny do kruhu. Kolem pacienta rotuje pouze rentgenka.

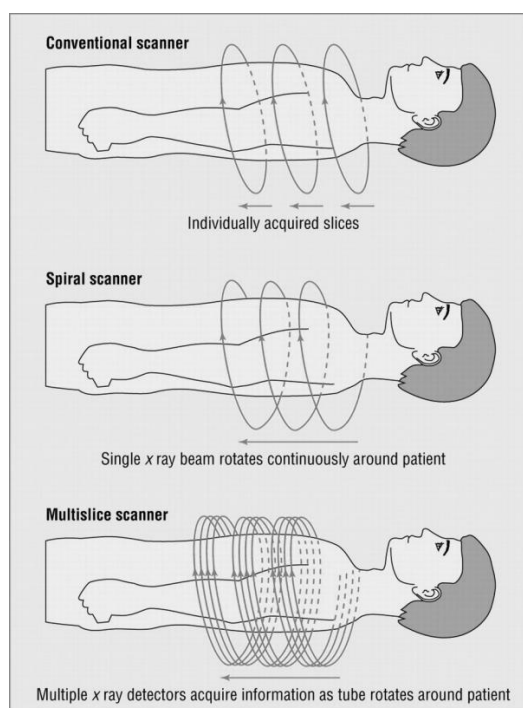
U přístrojů 5. generace, neboli kardiografů s elektronovým svazkem, vzniká X záření dopadem elektronu na anodu, přičemž elektrony jsou vystřelovány z elektronového děla a dopadají na prstencovitě uspořádané detektory za pomoci vychylovacích cívek. Zde se nenachází žádný mechanický pohyb dílů. [9]

## 2.3 Typy CT přístrojů

Typy CT přístrojů máme konvenční, spirální (helikální) a MDCT - přístroje (multidetektorové). Konvenční CT se používalo především u starších generací. Využívala sekvenční skenování. Rentgenka rotuje zároveň se soustavou detektorů, přičemž stůl zůstává na místě a posouvá se až na další vyšetřovací místo. Vzdálenost posunu stolu si vždy volíme tak, abychom měli pokrytou celou vyšetřovanou oblast. Nevýhodou tohoto vyšetřování je ta, že rekonstrukce trvají několik minut. Výhodou je, že nedochází k geometrickému zkreslení a používají se nižší kV, což vytváří lepší kontrast obrazu. Proto se dnes s nimi můžeme setkat u MDCT přístrojů při sekvenčního skenování mozku. [6,9]

V případě spirální techniky dochází k rotaci rentgenky a detektorů a zároveň se pohybuje stůl s pacientem v gantry. Pohyb rentgenky kolem pacienta má tvar šroubovice. Během rotace se snímají data, která na sebe navazují, což tvoří jednotlivé vrstvy. Při posunu stolu za jednu rotaci rentgenky v gantry se udává takzvaný pitch faktor, který můžeme měnit a udává se v mm. Faktor také udává vzdálenost jednotlivých řezů od sebe. Ty se následně rekonstruuji v počítači. Spirální technika je oproti konvenční mnohem méně časově náročná, což je vhodné při vyšetření neklidných pacientů nebo při vyšetření různých pohyblivých orgánů. [4,3,9]

Nejmodernější jsou MDCT přístroje, kde se vyskytuje více řad detektorů. Přístroj pracuje ve vysokých hodnotách kV, především u angiografických vyšetření. Využívají se velmi kvalitní rentgenky a citlivé detektory. Používají submilimetrové kolimace což má za následek izotropní zobrazení, jejichž důsledkem jsou nezkreslené informace, které odpovídají vyšetřovanému orgánu. Přínos této techniky je především zkrácení vyšetřovacího času, snížení artefaktu, perfúzní zobrazení a redukce množství kontrastní látky. [6]



Obrázek 1 Výpočetní tomografie konvenční a spirální technika [23]

## 2.4 Komponenty CT

Součástí CT přístroje je stůl, kde je umístěna posouvací deska. Jeho nosnost je 150 kg a délka vyšetřovací plochy 170 cm. Úkolem je posun pacienta do gantry. Systém obsahuje rentgenku, kolimaci a detektory. Rentgenka je napájena generátorem o výkonu 120 – 140 kV, kdy při low dose režimu využívá pouze 80 - 100 kV. Tato energie umožňuje krátké expoziční časy s tvrdým spektrem. Rentgenka produkuje vějířovitý svazek, který je před vstupem do pacienta upravován za pomoci flat filtru a bow – tie filtru. Flat filtr je z Al nebo Cu a slouží k odfiltrování nízkoenergetických fotonů. Bow-tie filtr je umístěn před rentgenkou, kde napomáhá homogenizaci svazků záření za účelem stejných dávkových distribucí. V každém CT jsou minimálně dva bow-tie filtry, jeden o větším průměru na zobrazení trupu a druhý, menší, na zobrazení hlavy.

Před detektorem se nachází protirozptylová mřížka, která je tvořena wolframovými septy. Mřížka se nachází v neaktivních částech detekčního elementu, aby nedocházelo ke snížení detekční účinnosti.

Detektory se v dnešní době konstruuji tak, že obsahují více úzkých řad vedle sebe. Detektory mají velmi dobrou detekční účinnost a rychlou odezvu. Dnes převažují ultracitlivé keramické detektory. Detektory přemění následně energii rtg fotonu na fotony viditelného světla. Následně jsou fotony viditelného světla detekovány pomocí fotodiod, které převedou signál na elektrický, který je základem CT obrazu. Tento jev se nazývá nepřímá konverze. Scintilátory jednotlivých detektorů jsou ionizovány, aby nedocházelo k interakcím na jiném místě detektoru. Detektory jsou díky scintilační vrstvě rychlejší a dochází k tvorbě lepšího obrazu. [4,6,10]

## 2.5 Průběh CT vyšetření

Nejprve uložíme pacienta do gantry a následně se dle vyšetřovacího protokolu pacient nastaví do správné polohy. [3]

### 2.5.1 Topogram

Před zahájením CT vyšetření se provádí takzvané „plánovací“ radiografické zobrazení. Při této projekci se nepohybuje ani rentgenka ani detektory. Proveďte se nejčastěji AP a boční planární snímek. Snímek pomáhá určit začátek a konec skenované oblasti. Využívá se také k expoziční automaticce, které slouží k optimalizaci kvality a radiační zátěže pacienta. [9,3]

### 2.5.2 Rekonstrukce CT obrazu

Metoda využívá RTG záření, které prochází pacientem, částečně se absorbuje a dopadá na detektory. Záření se mění na elektrický proud, následně se digitalizuje a rekonstruuje do automatického obrazu. Rentgenka kolimuje svazek záření do tvaru vějíře. Paprsek prochází sadou detektorů, které tato kvanta přemění na elektrický signál. Rentgenka a detektory rotují kolem pacienta v protisměru a v průběhu vyšetření se provádí kvantum měření absorpce z mnoha úhlů ve zvolené axiální (transverzální) rovině. Rotace trvá přibližně 0,3 -2 sekundy. [6]

Základním parametrem při tvorbě obrazu je součinitel zeslabení, který je udáván v jednotlivých pixelech tzv. voxelech obrazové matice. Určuje absorpci materiálů. V každém potočení získáváme profily zeslabení. Následně z profilu zeslabení vznikne takzvaný sinogram. Sinogram je hrubé nasbírání dat. Po nasbírání dat dojde k rekonstrukci obrazu. Rekonstrukce obrazu může být buď filtrovaná zpětná projekce, která funguje na principu zpětného nasnímání sinogramů, což je základ pro vznik obrazu. Dále je zde iterativní rekonstrukce, která pracuje na podobném principu jako filtrovaná zpětná projekce, kde se dělí prostorové rozlišení a šum v obraze. Tato skutečnost napomáhá ke snížení šumu

v obraze a nižší dávce záření pro dostatečnou kvalitu snímku. Využívá filtrování zpětné projekce a následně získané profily zeslabení porovnává se skutečným obrazem. Nevýhodou je vyšší nárokovost na výpočetní techniku. [10]

Absorpční účinnost jednotlivých pixelů je dána takzvaným CT číslem, které vyjadřuje Hounsfieldova stupnice (HU). Stupnice je rozdělaná dle denzity jednotlivých absorpčních materiálů a tkání. HU je rozdělena od -1000 do +3000. Zápornou denzitu mají například tuky a plíce, neutrální – tj. 0, má voda a kladnou například kosti. Denzita je určovaná dle stupně šedi. Vyšší absorpce znamená světlejší zobrazení. Lidské oko rozezná jen 16 stupňů šedi, proto určujeme takzvané okno denzity. Okno denzity má přesně definovanou šířku a střed. V případě, že se objeví bod mimo okno denzity, vše ostatní se zobrazí jako černé (pod dolní hranicí) nebo bílé (nad horní hranicí). Při využívání oken lze rozlišit různé absorpce tkání. Okénka máme tři a to plicní (plicní parenchym), měkkotkaňové (měkkotkaňové struktury a břišní dutiny) a kostní (kostní struktury).[3]

### 2.5.3 Postprocessingové metody

Podrobnější informace lze získat postprocessingovou metodou, která následuje po získání základního obrazu v axiálním řezu. V dnešní době se těchto metod nachází nespočetně a starší metody se nahrazují z velké části novými, pokročilejšími postupy.

Multiplanární rekonstrukce napomáhá k získání rovin nejen v axiální, ale také i v koronální nebo sagitální rovině. Je součástí MDCT. Maximum intenzity projection, je jedna z dalších technik, která zlepšuje zvýraznění struktur s vyšší denzitou, za potlačení měkkotkaňových struktur. Tak se zobrazí například cévy s kontrastní látkou, kalcifikace atd. Opakem k maximum intenzity projection je minimum intenzity projection, který se využívá především k zobrazení měkkotkaňových struktur jako je například plicní parenchym. Volume rendering



technic se využívá při patologických nálezech, kde nahrazuje 3D CT obrazy. Barevně se rozliší různé orgány (cévy, kosti). [6]

## **2.6 Nevaskulární intervence**

Intervenční radiologie se vyvinula z technických dovedností diagnostické angiografie. První známý výkon byl proveden roku 1953 ve Švédsku. První provedená nevaskulární intervence byla perkutánní katetrizace, při níž se následně také vyvinul radiokontrastní katetr. Čeští radiologové se učili především z dostupné literatury, kdy v 50. letech zavedli vysoce kvalitní angiografii. [5] V dnešní době má své nezaměnitelné místo v diagnostice. Využívá se především k léčbě mnoha orgánových postižení, protože nahrazuje a nebo usnadňuje chirurgický zákrok. [11] Je rozdělena na vaskulární a nevaskulární intervence. Vaskulární intervence se zabývají miniinvazními výkony na cévním systému. Nevaskulární intervence se provádějí mimo cévní systém. [4]

Intervence se mohou provádět skioskopii, ultrazvukem (UZ), CT, nebo magnetickou rezonancí (MR). V dnešní době se u nevaskulárních intervencí využívá velmi často výpočetní tomografie. [3]

### **2.6.1 Perkutánní biopsie**

Jedná se o jednu z nejpoužívanějších metod na radiologických odděleních, a to z důvodu přesného určení lézí a odebrání vzorků. [4] Nejčastěji se provádí pod CT kontrolou nebo ultrazvukem. U ultrazvukové kontroly je velkou výhodou, že zde lze sledovat výkon v reálném čase, což napomáhá k urychlení výkonu. Úspěšnost provedeného výkonu pod UZ záleží rovněž na lékařských dovednostech a zvládnutí ultrazvukové techniky. Problémy při UZ vyšetření způsobuje např. obezita, plynatost, kost, plyn, špatná anatomická přehlednost vyšetřované oblasti nebo špatná dostupnost vyšetřované oblasti. Z toho vyplývá, že pokud se nález nachází na špatně dostupném místě, nevhodném pro zobrazení

pod ultrazvukem, je potřeba zvolit provedení výkonu pod výpočetní tomografií. Výhodou CT je především lepší anatomické zobrazení vyšetřované oblasti. Výkony lze provádět i pod skiaskopickou kontrolou. V dnešní době se provádí minimálně, například u stereotaktické biopsie prsu. Magnetická rezonance se provádí minimálně, a to ze dvou důvodů. Nejprve jde o vysokou ekonomickou náročnost takového výkonu a dále rovněž proto, že je zde vysoký nárok na použití speciálního lékařského materiálu. Provádí se například při biopsii mozku nebo páteřního kanálu. [3,1]

Základní indikací perkutánní biopsie je zjištění histologického a cytologického původu patologického útvaru, který byl diagnostikován. Nejčastěji se určuje, zda je benigní nebo maligní. Může se vyskytnout i nález s neznámým původem. [4] Při indikaci biopsie by měly převažovat kladné a přínosné výsledky jak pro pacienta, tak i pro lékaře, nikoliv negativní výsledky nebo komplikace při výkonu. [1]

Základní kontraindikací biopsie je koagulopatie. Koagulopatie je krvácivý stav, při kterém dochází ke snížení koncentrace a aktivity plasmatických koagulačních faktorů a trombocytů. Projevuje se nezastavitelným krvácením u pacientů a postižením srážlivosti krve. [12] Další kontraindikace je nebezpečná přístupová cesta. [4]

Pacient by měl být nalačno a před výkonem by mělo být provedeno základní laboratorní vyšetření zaměřené na krvácivost a srážlivost. Před výkonem by měl být nachystán sterilní stolek. V první řadě je vyhledáno vhodné místo pro vpich bioptické jehly, které je následně označeno fixem nebo kovovou značkou, která se využívá při CT kontrole. Místo vpichu je dezinfikováno a okolí je překryto sterilním krytím. Následuje lokální anestezie a zavedení biopsické jehly. Je odebrána část patologické tkáně, která se umístí do fixačního roztoku, nebo

na sklíčko. Výsledek je odeslán do laboratoře. Po skončení výkonu je provedeno kontrolní vyšetření, kde se vyloučí další komplikace. [3,5]





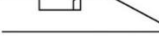

Používají se dva druhy bioptických jehel, mechanické aspirační jehly automatické, nastřelovací, podtlakové jehly včetně bioptického děla. První z nich pracují na Menginiho principu. Automatické nastřelovací, podtlakové jehly a bioptické dělo pracují na principu Tru-Cut nebo FullCore. [3,4]

Aspirační jehly využívají k odběru vzorku tkáně ostrý okraj jehly a podtlak, který vzniká ve stříkačce. Používají se jehly, které se skládají z mandrénu s hrotem (nejčastěji trokarovým) a kanyly. Kanyly mají na konci různě tvarovaný ostrý hrot (např. pro odběr biopsie plic se používá hrot s vroubkovaným ostřím). Při odběru vzorku tkáně se zavádí hrot do středu patologického nálezu a následně je vytažen mandrén. S kanylou se rotuje a pohybuje v podélné ose, přičemž se provádí aspirace. Aspirace může probíhat buď se speciální stříkačkou nebo běžnou stříkačkou, která je napojena na některý z mechanických aspirátorů. Následně se jehla vytáhne a odebraná tkáň je umístěna na sklíčko, kde se nachází fixační roztok. Používají se pro cytologické vyšetření, což znamená, že se odebere jen část jednotlivé buňky, nebo její vrstvy. Jde o takzvanou fine needle aspiration (FNA) biopsii. [4]Výhodou těchto jehel je, že jsou levné a manipulace je jednoduchá. Naopak nevýhoda je jejich nevhodnost k odběru tuhé tkáně. [1,5]

Automatické jehly pracují na principu Tru-Cut, který se využívá k odebrání většího množství materiálu pomocí nastřelení. Má tři fáze. Jehla se natáhne tak, že dojde ke stlačení ocelové pružiny vystřelovacího mechanismu. Jehla s hrotem je zavedena do těsné blízkosti patologického ložiska a mandrén s hrotem jehly se vysune tak, že je celý zanořený do patologické tkáně. V poslední řadě je uvolněna pružinka a odebere se tkáň. Jednou z velkých nevýhod Tru-Cut principu je, že se jehly nedají sterilizovat, z čehož vyplývá vysoká pořizovací cena jehel. Při této metodě je získán váleček o délce 10 – 20 mm a šířce 1,4 – 2 mm.

U každého vzorku se určuje struktura tumoru, morfologie nádorových buněk a provádí imunologické vyšetření. [2] Proto je použit jen na jednom pacientovi. V závislosti na rychlosti a síle pružiny je určena kvalita a bezpečnost odběru patologického ložiska. Největší síla bývá u takzvaného bioptického děla. Bioptické dělo se skládá z nastřelovací jehly, jehož součástí jsou ocelové pružiny nabíjecího mechanismu a výměnné jehly. Bioptické dělo lze proto aplikovat i opakovaně. Po natažení pružiny se vloží jehla, která je vyměnitelná a především levná. Některé části se dají i sterilizovat. Automatická podtlaková jehla má výhodu v tom, že je možné odebrat celý váleček tkáně. Tato skutečnost má za následek možnost získat 2x větší vzorek tkáně. Nevýhodu těchto jehel je rovněž vysoká cena a nemožná sterilizace. Tyto jehly se mohou používat například při biopsii prsu. Pokud je potřeba provést vícenásobný odběr tkáně, využívá se k odběru kovová kanyla, díky které se dá udržet pevný pracovní kanál pro vlastní bioptickou jehlu. [1,3,5]

Lze také využít takzvanou cytologii kartáčkem (brush cytology). Tento přístup je vysoce závislý na zkušenostech patologa a má malou senzitivitu nálezu, proto se nejčastěji využívá takzvaná klešťová metoda. [13]

Aspiration biopsy needles			
	Design		Gauges
Chiba		25° bevel	22, 23
Turner		45° bevel	16, 18, 20, 22
Madayag		90° bevel	22
Greene		90° bevel	22, 23
Westcott		Slotter	20
Franseen		Trephine	18, 20, 22

Obrázek 2 Typy bioptických jehel [24]

## 2.6.2 Perkutánní drenáž

Perkutánní drenáž se využívá při odvodu patologických látek z těla. Ve většině případů nahrazuje chirurgický výkon. K indikacím patří nejčastěji různě hnisavé nebo infikované tekutiny, abscesy a nejméně vhodné jsou drenáže hematomu. Všechno může vzniknout buď na spontánně, nebo na podkladě chirurgického zákroku. Drenáž napomáhá také ke zmírnění obstrukčního onemocnění, které je nejčastěji důsledkem maligního nádoru. Drenáž je specifická oproti biopsii, protože se jedná především o terapeutický výkon, tj. jde především o řešení potíží nemocného. Drenáž je alternativa k chirurgickému zákroku. Z tohoto důvodu je důležité vždy správně rozhodnout, jestli pacient podstoupí chirurgický zákrok nebo drenáž, a to především u náhodných nálezů. Drény jsou nejčastěji vyrobené z polyethylemu, polyurethanu, nylonu, teflonu, nebo dalších látek. [3,5] Při aplikaci drénu je třeba vzít v úvahu umístění sběru tekutin, pravděpodobnosti infekce a celkový stav pacienta. Vždy je vybíráno optimální přístupové místo, které by mělo být co nejkratší, mělo by se vyhýbat strukturám, které jsou v blízkosti drénu, a které by případně mohly ohrozit životně důležité orgány. [14]

Drény se rozdělují podle mnoha kritérií. Například podle tvaru, velikosti, způsobu použití, apod. Podle techniky se drény dělí na dva hlavní typy:

- Jednokroková technika (one stop technika)
- Postupová technika (Seldingerova technika)

Jednokroková technika se používá nejčastěji. Využívá se zde trokarový drén, u kterého se nachází vnitřní jehla, která je zasunuta do kovové vyztužovací kanyly. Na konci jehly se nachází ostrý trokarový hrot. Celý systém kanyly, drénu a jehly bývá nejčastěji uzavřen rotačním zámkem. Hrot jehly přesahuje tvar drénu o několik milimetrů. [1,5] Kontrola posunu jehly směrem k patologické tekutině se sleduje pod řezy CT. Po dosažení středu patologie jsou jehla a drén vytaženy a současně se zavádí měkký drén.

U postupné Seldigerovy techniky je zavedena dutá jehla, pomocí které je provedena punkce. Měkký konec se nechává zamotaný v drénové dutině a jehla je následně vytažena. Po vodiči je zavedena skupina katetrů a další zdravotnické instrumentarium. [5]

Drén se fixuje na kůži, aby nedošlo k odtržení, vytažení nebo posunutí z místa aplikace drénu. Drén se může propláchnout kontrastní látkou nebo fyziologickým roztokem za účelem kontroly správné pozice drénu. Drenáž netrvá dlouho a ukončuje ji lékař.

Nejčastěji se používají drény, které jsou stočené do tvaru písmene J nebo drény, které jsou na konci stočeny do tzv. „pigtail“ kličky. Dále se používá také dvoucestný drén, který umožňuje zároveň odsát a propláchnout drénovanou dutinu.

Vždy se musí používat kvalitní drény, měly by být hladké a bez postranních otvorů a ostrých hran. Měly by být měkké, ohebné a po zavedení kanyly bez nerovností na povrchu. Drény se rozlišují podle délky (cm) a šířky (F). Nejčastěji hodnoty přibližně 6 - 14 F. [3,5]



Obrázek 3 Lékařské instrumentarium [25]

### 2.6.3 Perkutánní punkce

Perkutánní punkce je metoda, při které se používá automatická punkční jehla. Pomocí jehly jsou tekutiny aspirovány z abscesu. Odebraná tekutina je odeslána do laboratoře na cytologické vyšetření. Punkce se provádí nejčastěji pod výpočetní tomografii nebo ultrazvukem. [5]



Obrázek 4 Lékařské instrumentárium

### 2.6.4 Radiofrekvenční ablace

Radiofrekvenční ablace je technika, při které se využívá radiofrekvence, což je druh energie, který vytváří vysoké teploty. Je aplikována po určitou dobu a výsledkem je odumření nežádoucí poškozené tkáně.

Používá se generátor o výkonu s vysokofrekvenčním střídavým proudem (460 – 480kHz). Aplikační sonda se umístí přímo do poškozené tkáně. Na sondě se nachází několik malých elektrod, které mohou mít tvar například jehel, svazku jehel nebo destiček. Po zapnutí RF generátoru proud protéká elektrodami, rozkmitá ionty a dochází k ohřevu tkáně okolo 55 – 100 stupňů. Pokud je dosaženo dostatečné teploty, dochází k nekróze tkáně, následně je tkáň dále absorbovaná a přirozenou cestou se dostane z těla ven. Na každé elektrodě jsou umístěny

teploměry (termistory), které napomáhají k monitorování teploty tkáně, aby nedocházelo ke změně k její změně. Tento výkon probíhá buď to pod CT kontrolou, UZ anebo MR. Trvá méně než 15 minut.

Výhody radiofrekvenční ablace jsou redukce velikosti nebo eliminace nádorů. Je velmi efektivní u nádoru větších než 7 cm a tyto výkony lze opakovat. Také se může využívat u laparoskopických a otevřených operačních výkonů. Jsou zde minimální komplikace a vedlejší účinky. [15]

### **2.6.5 Vertebroplastika**

Vertebroplastika je miniinvazivní výkon při kterém je pomocí injekce aplikován speciální kostní cement (polymethylmetakrylát – PMMA, kalciumfosfátová), kterým je vyplněný postižený obratel. Zakladatelem vertebroplastiky jsou neuroradiologové Gablibert a Deramont, kteří v roce 1984 provedli první výkon u hemangiomu na druhém krčním obratli. Ze začátku se tato technika dostala mezi úzký kolektiv radiologů, ale dnes už patří mezi standardně využívané techniky. [16] Miniinvazivní techniky se stále indikují u stále většího počtu pacientů. Výkon se nejčastěji provádí pod výpočetní tomografií. Vyšetření se může také provádět pod magnetickou rezonancí anebo pod scintigrafií. [8,5]

#### **Indikace**

Základní indikace u vertebroplastiky je osteoporotická zlomenina páteře (dále teč „osteoporóza“). Osteoporóza je onemocnění, které vede ke zvýšené křehkosti kostní tkáně. V obratlové oblasti dochází k deformacím obratlů nebo může nastat neurologické postižení. Tyto obtíže se léčí konzervativně, pomocí analgetické terapie a fixační ortézy, nebo chirurgicky. Vertebroplastika se volí v případě, že pacient nemá bolesti, pokud je osteoporotická zlomenina čerstvá (do 3 měsíců), myelinové postižení obratlů bez propagace do páteřního kanálu a bolestivých hemangiomů. [8,17]



Mezi další indikace patří metastatické onemocnění. Šíření metastáz v kosti je třetí nejčastější prostředí, přitom v páteři se vyskytuje nejvíce. Volba využití techniky záleží na celkové době přežití pacienta. Pokud je celková doba přežití pacienta více než 3 měsíce, musí se brát v potaz riziko komplikací. Miniinvazivní výkon by měl splňovat dva cíle, a to dekompresi neurálních struktur a obnovení ohrožené stability. [18]

Páteřní hemangiom je indikován především pokud se vyskytne symptomatický nebo neurologický deficit. Muže se projevovat lokální bolestí páteře, nereaguje na analgetickou léčbu, je zvětšený příčný trámec a vyskytují se osteolytické defekty. [8]

Dalšími indikacemi mohou být například osteonekróza obratle (Kümmell disence), neboli Osteogenesis imperfecta. Toto onemocnění se projevuje u pacientů, u kterých vznikají zlomeniny už od útlého věku. V případě tohoto onemocnění se provádí vertebroplastika pouze u pacientů starších 18 let. Indikovány mohou být u takzvaného Schmorlova uzlu, únavových zlomenin páteře, pagetovi choroby a dalších. V neposlední řadě je vertebroplastika součástí jiného operačního zákroku, jako je například chirurgický zákrok upevnění šroubu v páteři, kde šroub zvyšuje stabilitu páteře, nebo také upevnění mnoha dalších implantátů. [8, 16]

### **Kontraindikace**

Mezi absolutní kontraindikace patří nesouhlas pacienta s výkonem nebo nespolupráce pacienta při výkonu. Výkon se nesmí provádět u těhotných žen. Další absolutní kontraindikací jsou různé poruchy srážlivosti krve nebo antikoagulační léčba. Další důvod k neprovedení zákroku může být zánět nebo sepse. Kontraindikací jsou taky různé alergické reakce na cement či instrumentarium a anestezii. [8]

Mezi relativní kontraindikace jsou řazeny různé nestabilní zlomeniny, zlomeniny krčních obratlů, zlomeniny horní hrudní páteře od prvního po pátý hrudní obratel z důvodu problémů se zavedením instrumentaria, které je spojené s rizikem zejména pneumothoraxu, poranění pleury, žeber a plic. Další relativní kontraindikace nastává při ošetření osteoporotické nebo bolestivé zlomeniny.

### **Průběh vyšetření a instrumentarium**

1. Před samostatným výkonem pacient podepíše informovaný souhlas, kde je pacient seznámen s průběhem a možnými riziky zákroku. Následně lékař seznámí pacienta se zákrokem a zodpoví mu jeho případné dotazy. Podepsaný souhlas s výkonem je založen do zdravotnické dokumentace pacienta.
2. Poloha pacienta je na břiše, může být vypodložen hrudník. Při vyšetření se sleduje tlak krve, EKG, neurologický status a puls. Z důvodu možných kontraindikací je nutné znát před vyšetřením výsledky krevních koagulačních testů a případné alergie. [5]
3. Označí se zlomený obratel a pedikly. Poté se označí laterální body, asi 2 cm od zevní hrany pediklu v AP projekci a následně proběhne kontrola v boční projekci. Jehla prochází středem pediklů a má mírný sklon do centra zlomeného obratle.
4. Připravené operační pole je standardně vydezinfikované a vyrouškované.
5. Instrumentarium se dělí podle tlaku plnění na vysokotlaké, středotlaké a nízkotlaké. Poté podle struktury kosti na sety pro pevné kosti a pro osteoporotické zlomeniny. Sety obsahují 2 aplikační jehly, systém pro aplikaci cementu do zlomeného obratle a vlastní vertebroplastický cement.

6. Pacientovi je zavedena lokální anestezie a dojde k lokálnímu znecitlivění.
7. Následně zavádíme plnicí jehlu pomocí kladívka a postupné kontroly posunu jehly pod projekcí. Nejčastější přístupové cesty jsou anterolaterální, přičemž tato cesta je doporučována u krčních obratlů. Dále - posterolaterální (interkostovertebrální), která se doporučuje u postižení na hrudní páteři. Nakonec transpedikulární, která se využívá v lumbální oblasti. Tento přístup je nejpoužívanější proto, že zamezuje úniku cementu do nervových kořenů. Pokud je obratel více poškozen, využíváme bipedikulární přístup, kdy zavádíme jehlu z obou stran k lepší distribuci cementu. Vždy kontrolujeme vodící a plnicí jehlu. [5]
8. Příprava cementu PMMA. Obsahuje dvě složky, a to tekutou a práškovou. Tyto dvě složky spolu důkladně promícháme, buď v misce nebo ve speciálním zařízení, které je určeno k tomuto účelu. Poté nastává 2 – 3 minutová fáze klidu. Následně je cement připraven k plnění, přičemž má vykazovat konzistenci zubní pasty.
9. Následně vpíchneme malé množství smíchaného cementu s kontrastní látkou, abychom se ujistili, že nikde kontrastní látka neuniká. Pokud někde kontrastní látka uniká, nebo nelze správně kontrastní látku zobrazit, je vhodné výkon ukončit.
10. Následně můžeme pokračovat ve vlastní aplikaci cementu. Aplikáční stříkačku napojíme na zavedenou jehlu a pomalým otáčením jehly vyplňujeme obratel. Opět postupně kontrolujeme pod boční projekcí výplň obratle. [5]
11. Po vyplnění obratle je posledním krokem vytažení jehel a neurologické vyšetření dolních končetin. [5]

12. Po operaci je pacientovi indikován klid na lůžku v poloze na zádech. Po lokální anestezii nejméně 4 hodiny po zákroku. V případě akutní zlomeniny je pacientovi indikována nějaká z fixačních pomůcek, jako je například bederní pás nebo Jewetův korzet. V neposlední řadě je s pacientem provedena domluva na kontrolách. [8]

#### **2.6.6 Perkutánní kyfoplastika**

Perkutánní kyfoplastika je miniinvazivní technika, kterou poprvé provedl Američan Mark. A. Reiley v roce 1998. Kyfoplastika je modernější technika než vertebroplastika. Tato technika se liší oproti vertebroplastice tím, že využívá balónek k rozvinutí obratlového těla do původního stavu. Tato technika vede k větší restauraci výšky obratlového těla a lepšímu zakřivení páteře. Je velmi výhodná i z důvodů menších celkových rizik a komplikací než u vertebroplastiky. [17]

#### **Indikace**

Indikace u kyfoplastiky se moc neliší od vertebroplastiky. [19] Mezi hlavní indikace patří osteoporotická kompresivní zlomenina páteře, osteolytické postižení obratle při myelomu (nebo u metastáz) s patologickou kompresivní zlomeninou, nebo když pacient odmítá chirurgickou léčbu. Ideální je zlomenina starší 2 týdnů, u vertebroplastiky 4-6 týdnů po úrazu. [20]

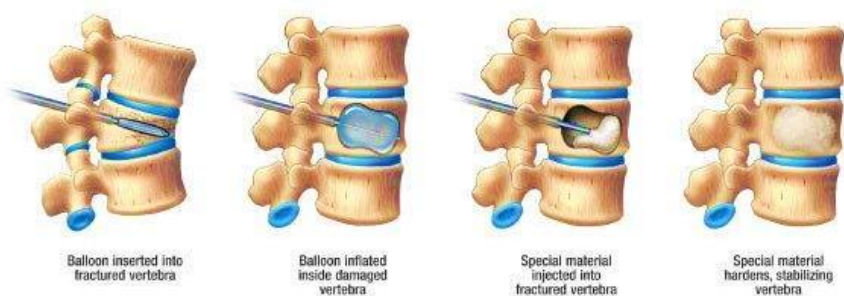
#### **Kontraindikace**

Mezi absolutní kontraindikace patří nekorigovaná koagulopatie, infekce sepse nebo těhotenství. Mezi relativní kontraindikace patří například komprese obratle starší jednoho roku, dále například zúžení páteřního kanálu, které je větší než 20%, vertebra plana a nebo zlomenina s neurologickým postižením či tříštivou

frakturou obratle. Všechny kontraindikace jsou velmi podobné jako u vertebroplastiky. [20]

### **Průběh vyšetření plus instrumentarium**

1. Pacient jako u vertebroplastiky podepíše informovaný souhlas a je polohován na břiše. Následuje lokální, nebo celková anestezie. Proveďte se základní projekce, dezinfekce a sterilizace místa výkonu. Vykonává se standardní vyšetření jako vertebroplastiky.
2. Lékař vede malý řez a zavede úzkou trubičku. Za pomoci fluoroskopie je trubice vedena do správné polohy přes pedikl do zlomeného obratle.
3. Za pomoci rentgenových snímků se do obratle přes vodící trubičku vloží balonek. Balonek se jemně a opatrně nafoukne. Po nafouknutí balonku se zvedne zlomenina a kusy obratle se vrátí do nejpřirozenější polohy. Dojde ke ztužení měkké vnitřní kosti a vytvoření dutiny uvnitř obratlů.
4. Balónek lékař odstraní. Využije při tom speciálně navržených přístrojů k vyplnění dutiny cementem (PMMA). Po vstříknutí cementu dojde k rychlému ztvrdnutí a stabilizaci kosti.
5. Po výkonu jsou indikované podobné postupy jako u vertebroplastiky. [20,21]



Obrázek 5 Průběh kyfoplastiky [26]

### **2.6.7 Periradikulární terapie**

Periradikulární terapie je metoda, která napomáhá ke zmírnění bolesti v zádech a minimalizaci rizika invalidity. Provádí se aplikace anestetik a steroidů do epidurálního prostoru na úrovni patologického disku. Může docházet k radikulárnímu syndromu s postižením nervového kořene. [5,22]

#### **Indikace**

Kritéria k indikacím se hodnotí podle klinických výsledků, je potřeba především neurologického vyšetření, které poskytuje informace o stavu a funkčnosti pohybového systému. Dále je zapotřebí radiodiagnostické vyšetření, které poskytuje informace o morfologii a vylučuje patologické stavy páteře jako je například tumor a podobně. Mezi hlavní indikaci periradikulární terapie (PRT) patří především léčba akutních bolestí zad s klinickým nálezem radikulárního syndromu s postižením nervového kořene. Příčinou bolesti mohou být různě protržené a vyhrěznuté ploténky, stenózy páteřního kanálu, recidivy, nebo spondylolistéza. [5]

#### **Průběh vyšetření a instrumentarium**

Výkon se provádí ambulantně pod CT kontrolou. Před vyšetřením je pacient poučen o nutné spolupráci. Dojde k zajištění anatomické identity struktur všech obratlů páteře pod CT kontrolou. V bederní úrovni je pacient polohován na zádech se vzpaženýma rukama. Pokud dojde k indikaci v oblasti krku, je lehce pootočen v poloze na zádech. Pacienta je ukládán tak, aby v poloze vydržel minimálně několik málo minut. Je proveden boční topogram, kde je vymezena rovina příslušného intravertebrálního prostoru a následuje několik axiálních řezů, kde je určeno optimální místo pro zavedení jehly. Vhodná místa se označí. Proveďte se lokální anestezie 22 G jehlou. Před dlouhodobým působením steroidů v epidurálním prostoru je aspirací ověřeno, jestli se zde nenachází mozkomíšni

mok. Pokud se jehla nachází v durálním prostoru, injektuje se 1,5 ml vzduchu a kontroluje se, jestli při CT kontrole nedošlo k perforaci durálního vaku. Pokud dojde k preformaci, musí se jehla posunout dozadu. Zkontroluje se aspirace mozkomíšního moku a v případě, že se zde nenachází, injektuje se kortikosteroid bez anestetika. V průběhu injekce může docházet k lokální bolesti, která by měla trvat pouze několik vteřin. [5,22]

## 2.7 Úloha radiologického asistenta

Úlohou radiologického asistenta (RA) při intervenční radiologii je především kontrola technického stavu a provozní stálosti rtg zařízení. Tak aby byl přístroj připraven k provozu a nedocházelo k poškození některé funkce, jako například funkce výstražných signálů, funkce všech ovládacích prvků a podobně. Při radiodiagnostických vyšetřeních se musí dbát na to, aby dávka ionizujícího záření byla tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout, toto vychází z principu ALARA. Pokud je používána injekční stříkačka, zkontroluje se její funkčnost. Dále by měl být zkontrolován převod elektronické žádanky do worklistu. Asistent by měl z worklistu nastavit správný vyšetřovací protokol dle vyšetřované oblasti. Jedním z klíčových úkolů radiologického asistenta je správné zpracování obrazové dokumentace. Všechna data musí zpracovat, zálohovat systém a provést kontrolu dostupnosti. Další úlohou je administrativní práce, která je spojena s vykazováním kódů výkonů pro zdravotní pojišťovny, vedení statistiky výkonů na pracovišti, tisk deníku a jiné potřebné činnosti na oddělení. [5,7] Radiologický asistent, spolu se sestrou, dbá na přípravu stolu s veškerým potřebným instrumentariem, které bude lékař při výkonu potřebovat. Radiologický asistent přísně dodržuje sterilitu.

RA se orientuje v průběhu jednotlivých výkonů, ale také v rentgenové anatomii. Zná materiál, který se používá. Pokud by hrozilo nějaké nebezpečí, včas pohotově reaguje. Má připravené vhodné ochranné pomůcky proti záření.

Před výkonem lékař pošle elektronickou žádanku, zkontroluje všechna potřebná vyšetření, která jsou nutná provést před výkonem. Informuje pacienta o prováděném výkonu a jeho rizicích. Nechá ho podepsat informovaný souhlas o výkonu a zodpoví mu případné dotazy. Pokud se výkon provádí pod celkovou anestezii, musí zde být doprovod ARO, který dbá na základní životní funkce.

Radiologický asistent zavolá pacienta do kabinky, zkontroluje iniciály, alergie a požádá pacienta, aby se svlékl. Položí pacienta na vyšetřovací stůl podle typu výkonu a pokud si výkon vyžaduje nějaké fixační pomůcky, tak je využije. RA provede topogram a zvolí si cílenou oblast. Lékař vybere z transverzálních řezů nejvhodnější přístupovou oblast k intervencím, zvolí vhodný program a zafixuje pozici stolu. V rámci programu může vybrat i fluoroskopii, pevné zafixování vybraného scanu a ochranu ruky. [5,11]



### 3 CÍL PRÁCE

Cílem této bakalářské práce je porovnání dávek na dvou rozdílných CT přístrojích při vybraných nevasculárních intervenčních výkonech. Porovnávají jsou přístroje, které se nachází v Fakultní nemocnici Motol a to Somato Force Siemens a Aquilion One Toshiba.

V práci se nachází procentuální porovnání mužů a žen při vybraných nevasculárních intervenčních výkonech za rok. Porovnává se poměr vybraných intervenčních výkonů, zjištění četnosti výkonů a zkoumaných oblastí. V závěru práce je obsaženo souhrnné porovnání dávek na obou přístrojích v závislosti na druhu výkonu.

## 4 METODIKA

Retrospektivně nasbíraná data z informačního systému Kliniky zobrazovacích metod ve Fakultní nemocnici Motol za období 2017 až 2019 napomohla k objektivnějšímu porovnání dávek dvou porovnávaných přístrojů. FN Motol totiž upřednostňuje v posledních letech přístroj nový a porovnání dávek by tak nebylo dostatečně podloženo množstvím výkonů.

Data pro srovnání jsou čerpána z dose reportu, který je součástí každého vyšetření a jsou uloženy v PASC (Obrázek 1). V PASC jsou zaznamenány hodnoty každého scanu (napětí, proud, DLP, CTDIvol). Dose report výstup je odlišný v závislosti na přístroji.

V záznamu přístroje se nachází i hodnoty DLP (dose length product), který je udáván v jednotkách  $mGy \cdot cm$ . Zaznamenává velikost dávky včetně plánovacího diagnostického zobrazení, kontrolního zobrazení po výkonu a dávku CT skioskopie samotného intervenčního zákroku. Je velmi citlivý na změny skenovacích parametrů, jako například napětí, proudu rentgenky a pitch faktoru.

Drobné odchylky v dávkách jsou způsobeny různorodostí výkonů, pacientů apod. Dávky se liší například u mužů a žen, dále záleží na tělesné váze, výšce a kondici. Výběr výkonů (PRT, perkutánní biopsie, drenáž a punkce, radiofrekvenční ablace) byl proveden v závislosti na četnosti výkonů ve FN Motol z důvodu objektivnosti výstupu porovnání. V porovnání však chybí kyfoplastika a vertebroplastika, zmíněny jsou pouze v části teoretické. Tyto výkony se v FN Motol vykonávají pouze zřídka a ve smluveném období pro retrospektivní sběr dat chyběly.

Hodnoty z PACS byly získávány manuálně, vyhodnoceny a zpracovány do několika přehledných grafů a tabulek. V porovnání je i několik výkonů na dětských pacientech, tyto hodnoty jsou podstatně nižší, způsobují drobné odchylky, ale pro objektivnost této práce jsou nezbytné.

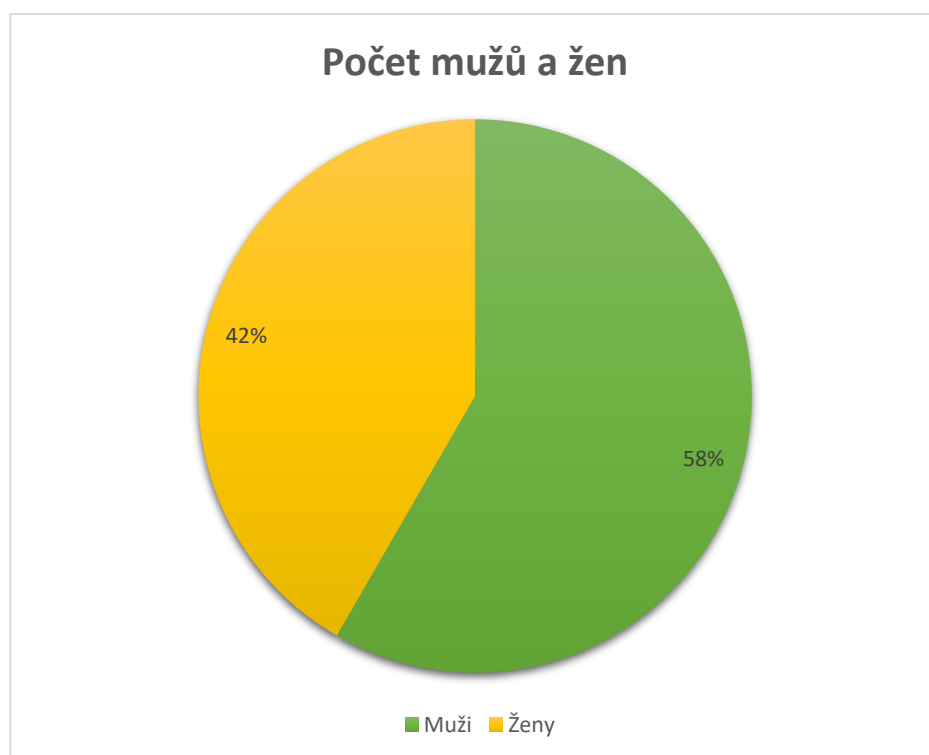
Scan	kV	mAs	ref.	CTDvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
1	Sn100	73	mA	0.01 L	0.4	2.3	0.6
2	100	77	/179	3.13 L	35.3	0.5	1.2

Obrázek 6 Zaznamenávací protokol Somatom Force

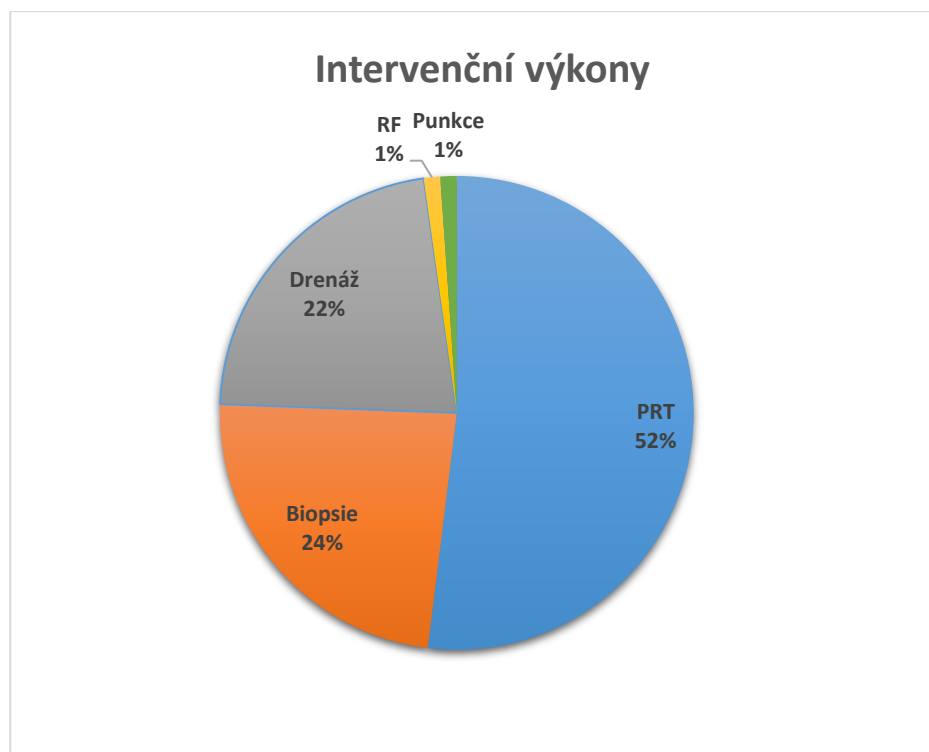
## 5 VÝSLEDKY

Ve FN Motol se za rok provede více než 700 intervencí pod CT kontrolou. Ve dvou následujících grafech se nachází základní procentuální rozdělení pacientů a výkonů. Věkové rozpětí pacientů se pohybuje od 5 do 92 let u obou porovnávaných přístrojů. (Obrázek 2)

V rozdělení nevasculárních výkonů dominuje PRT, která tvoří 52% všech výkonů. Druhým nejčetnějším výkonem je biopsie s 24% a třetím je drenáž s 22%. Ostatní výkony jako například radiofrekvenční ablace a punkce tvoří přibližně 2% všech výkonů. (Obrázek 3)



Obrázek 7 Procentuální poměr mužů a žen při intervenčních výkonech



Obrázek 8 Poměr jednotlivých typu intervencí

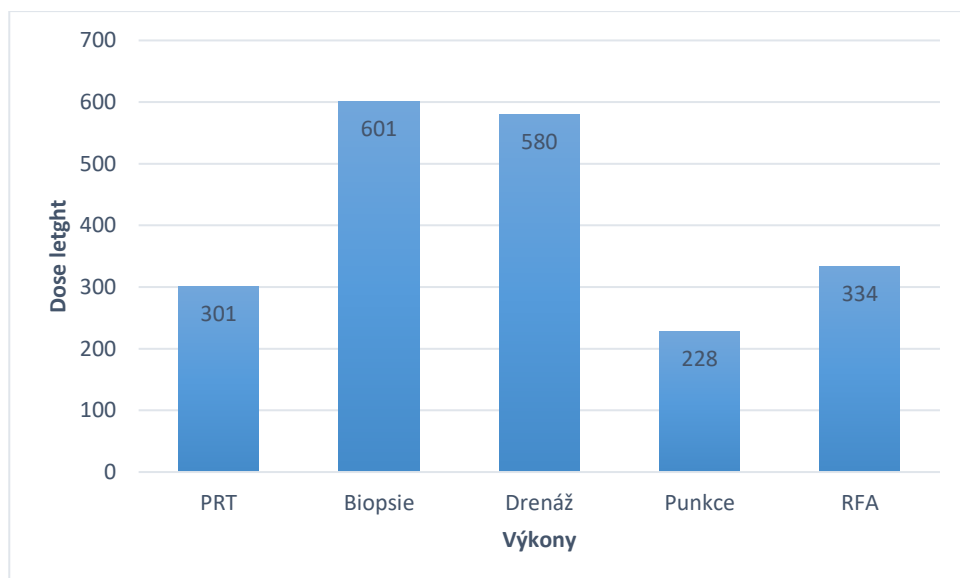
## 5.1 Somatom Force, Siemes

Vybrané výkony byly vyhodnoceny a sepsány do přehledné tabulky (Tabulka 1), kde jsou porovnávané výkony vybrány na základě velmi podobných vstupních dat, jako jsou váha, věk a výška. Tyto hodnoty společně s hodnotou kV tvoří vstupní hodnoty pro výkon. DLP v mGy\*cm je pak výstupní hodnota a její velikost záleží na přístroji a na již výše zmíněných vstupních datech pacienta.

Výkony	kV	DLP (mGy*cm)	Výška	Váha	věk
PRT	-110/+150 Ø130	-154/+754 Ø301	-155/+195 Ø174	-50/+171 Ø84	-29/+92 Ø61
Biopsie	-100/+150 Ø110	-36/+2108 Ø601	-157/+185 Ø171	-49/+130 Ø78	-37/+82 Ø65
Drenáž	-110/+150 Ø110	-13/+1326 Ø580	-110/+190 Ø170	-19/+107 Ø76	-5/+74 Ø51
Punkce	-120/+150 Ø120	-81/+479 Ø228	-170/+189 Ø177	-60/+91 Ø74	-25/+72 Ø50
RFA	-100/+150 Ø120	-285/+456 Ø334	-177/+188 Ø182	-77/+92 Ø86	-20/+86 Ø52

Tabulka 1 Souhrnná data intervenčních výkonů pod CT přístrojem Somatom Force Siemens kontrolou ve FN v Motol. Hodnoty minimální (-), maximum (+) a průměr (Ø)

Souhrnné výsledky na přístroji Somatom Force v tabulce 1. Ze sesbíraných dat vyplývá, že nejčastějším výkonem je Periradikulární terapie s nejvyšším průměrným napětím, konkrétně 130kV. Druhým nejčastějším výkonem je Perkutánní biopsie, u které byl nejvyšší věkový průměr pacienta. Třetím nejvíce prováděným výkonem byla Perkutánní drenáž a punkce. Nejméně se prováděly radiofrekvenční ablace, na kterých však byly nejvyšší průměrné hodnoty. Tyto hodnoty byly ovlivněny tělesnou konstitucí pacientů.



Obrázek 9 Průměrné hodnoty dávek DLP na přístroji Somatom Force

Ve výše uvedeném grafu (Obrázek 4) lze vidět, že pacient obdrží nejvyšší průměrnou dávku DLP při intervenci perkutánní biospii (674 mGy\*cm). Následně u Perkutánní drenáže (580 mGy\*cm), u Radiofrekvenční ablace (334 mGy\*cm), a poté u Peradikulární terapie (301 mGy\*cm). Nejnižší průměrné hodnoty dávek byly zaznamenány při intervenci Perkutánní punkce (228 mGy\*cm).



Obrázek 10 Somatom Force, Siemens

## 5.2 Aquilion One Next Generation, Toshiba

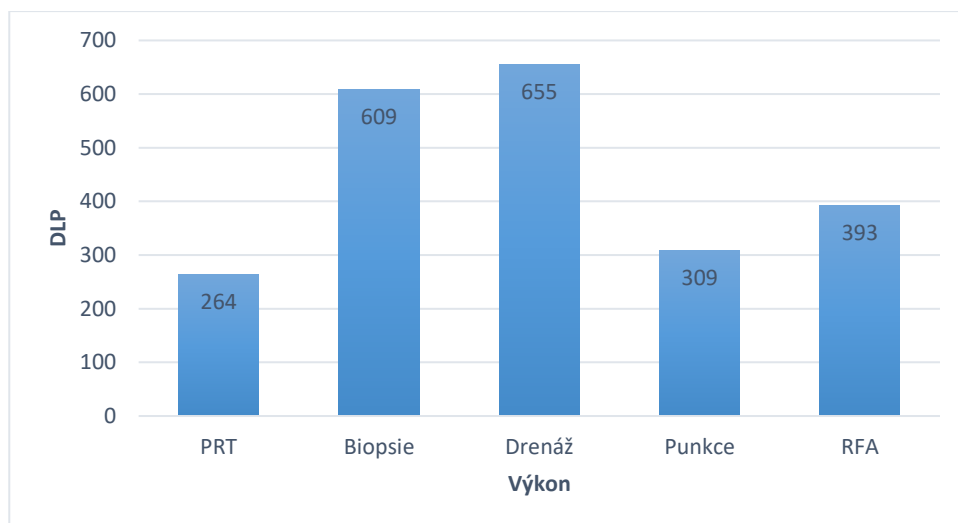
Vybrané výkony byly vyhodnoceny a sepsány do přehledné tabulky (Tabulka 2), kde jsou porovnávány výkony vybrány na základě velmi podobných vstupních dat, jako jsou váha, věk a výška. Tyto hodnoty společně s hodnotou kV tvoří vstupní hodnoty pro výkon. DLP v mGy\*cm je pak výstupní hodnota a její velikost záleží na přístroji a na již výše zmíněných vstupních datech pacienta.

Výkony	kV	DLP (mGy*cm)	Výška	Váha	Věk
PRT	-120/+135 Ø120	-50/+891 Ø264	-116/+196 Ø170	-50/-+198 Ø77	-36/+84 Ø60
Biopsie	-120/+135 Ø120	-78/+2103 Ø609	-159/+195 Ø173	-46/-+185 Ø87	-26/+76 Ø63
Drenáž	-110/+120 Ø120	- 336/+1170 Ø655	-164/+189 Ø171	-46/+95 Ø67	-16/+84 Ø65
Punkce	-120/+120 Ø120	-226/+478 Ø309	-160/+175 Ø169	-50/+96 Ø64	-68/+78 Ø76
RFA	-120/+120 Ø120	-200/+572 Ø393	-165/+192 Ø175	-55/+110 Ø77	-17/+86 Ø56

Tabulka 2 Souhrnná data intervenčních výkonů pod CT přístrojem Aquilion One Toshiba kontrolou ve FN v Motol. Hodnoty minimální (-), maximální (+) a průměr (Ø)

Souhrnné výsledky na přístroji Aquilione One v tabulce 2. Z nastřádaných dat vyplývá, že nejčastěji prováděným výkonem je Periradikulární terapie s nejvyšším průměrným napětím, konkrétně 135 kV. Druhým nejčtenějším výkonem je Perkutánní biopsie, kde se vyskytuje největší průměrná váha pacienta. Třetí nejčastěji prováděným výkonem byla Perkutánní drenáž a Perkutánní punkce, byl zde nejvyšší věkový průměr pacienta. Nejméně častým výkonem je radiofrekvenční ablace s největší průměrnou výškou pacienta.





Obrázek 11 Průměrné hodnoty dávek DLP na přístroji Aquilion One

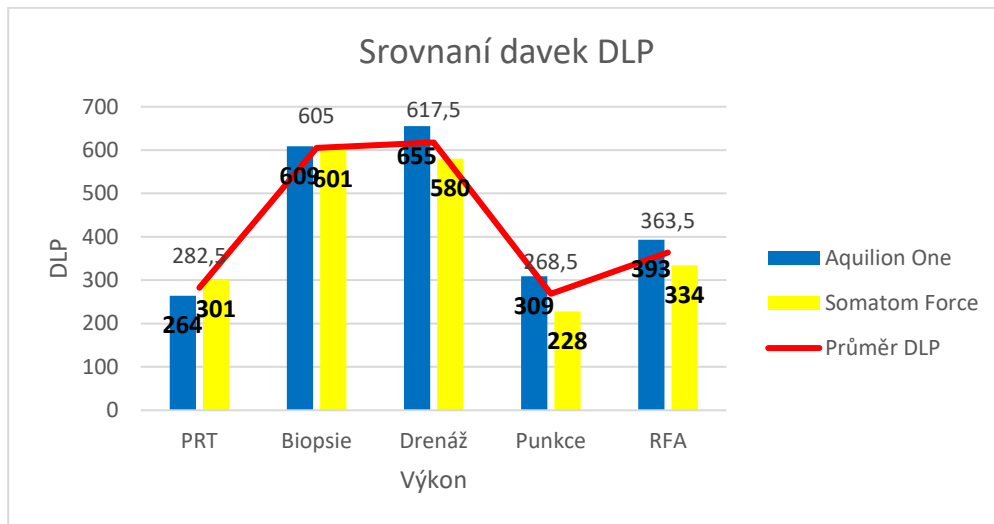
Ve výše uvedeném grafu (Obrázek 5) vyplývá, že nejvyšší průměrné dávky DLP obdržel pacient při perkutánní drenáži (655 mGy\*cm). Druhá nejvyšší dávka byla zaznamenána u perkutánní biopsie (609 mGy\*cm) Následovala radiofrekvenční ablace (393 mGy\*cm) a Perkutánní punkce (309 mGy\*cm). Nejnižší průměrné dávky pacient obdržel při Periradikulární terapii (264 mGy\*cm)



Obrázek 12 : Aquilion One Next Generation, Toshiba

### 5.3 Srovnání hodnot DLP

V následujícím grafu je porovnání dávek na daných přístrojích. Křivkou je zde znázorněn průměr pro každé vyšetření. V provedených intervencích nebyl brán ohled na jakýkoliv fakt, který dávku ovlivňuje.



Obrázek 13 Srovnání průměrných hodnot DLP na přístroji Aquilion One a Somatom Force

Z výsledného grafu lze vidět, že u každé intervence je dávka nižší na přístroji Somatom Force. Výjimkou je však intervence PRT, což mohlo být ovlivněno řadou faktorů, které jsou zmíněny výše. Rozdíly nejsou až tak markantní, průměrné hodnoty na obou přístrojích se pohybují u PRT 282,5 mGy\*cm, biopsie 605 mGy\*cm, drenáž 617,5 mGy\*cm, punkce 268,5 mGy\*cm a radiofrekvenční ablace 363,5 mGy\*sm.

Cílem bylo zjistit, kde se vyskytuje celková nižší dávka na vyšetření. Celková nižší průměrná dávka DLP se vyskytuje na přístroji Somatom Force. Záleží především na jakém pacientovi se provádí intervence a na zkušenosti lékaře. Další aspekt je zkušenost radiologického asistenta, který nastavuje parametry na CT přístroji a pacienta. Novější přístroj také nabízí lepší zobrazení výsledků kde i při nižších dávkách lze získat stejně kontrastní obraz jako na starším přístroji Aquilion One.

Ze získaných dat lze také zjistit, že nejčastější výkon je PRT, který se provádí především v oblasti L5/S1 páteře, kde je dávka vyšší, než například u obratlů krčních. Další časté výkony jsou biopsie, nejčastěji jater, dále pak hrudníku a pánve. Nejméně časté intervence jsou pak radiofrekvenční ablace a punkce. Radiofrekvenční ablace se nejčastěji provádí v oblasti břicha a punkce v oblastech břicha a hrudníku.

## 5.4 Porovnání jedné intervence na dvou různých přístrojích

Při porovnávání protokolu je třeba brát v potaz, že každý z CT přístrojů má své nastavení, svůj program pro nastavení a hodnocení dat. U přístroje Aquilion One je vyhodnocovací systém AIDR3, kde lze nastavit sílu a stupeň intervence. U Aquilion One se volí nastavení tří základních stupňů a to silná, mírná a standardní. S rostoucí silou se redukuje šumy v obraze. U přístroje Somatom Force se využívá technika IRIS, která pracuje v pětibodové stupnici (1-5). S rostoucím číslem je spojeno snižování šumu v obraze. Porovnávání dvou pacientů bude zaměřeno především na celkovou DLP a hodnoty napětí, které se při úkonu využilo.

Hodnoty	Věk/výška/váha	Vyšetření	Napětí	DLP (mGy*cm)	Přístroj
Pacient 1	49/185/80	PRT - C6/C7	120kV	89,6	Aquilion one
			130kV	180	Somatom Force
Pacient 2	73/170/87	Biopsie - plíce	120kV	406	Aquilion one
			120kV	384	Somatom Force

Tabulka 3 Srovnání hodnot dvou pacientů

U prvního pacienta lze vidět, že celková dávka na přístroji Somatom Force je vyšší z důvodu zvýšení napětí při vyšetření. Pokud by se napětí při vyšetření nezvýšilo, byly by minimální rozdíly v dávce. Při intervencích

v oblasti krční páteře se používají nižší dávky než při PRT bederní páteře z důvodu možného ozáření okolních citlivějších struktur, jako je například mozek nebo oči. Z karty pacienta se lze dozvědět, že napětí mohlo být ovlivněno tím, že výkon prováděl jiný lékař. Mohl například hůř vidět opichovanou oblast, nebo si vybral komplikovanější místo vpichu, tím pádem zvýšil napětí, což mu vytvořilo kvalitnější obraz a zvýšila se i dávka na vyšetření.

U druhého pacienta je vyšší dávka na přístroji Aquilion One. Rozdíly nejsou tak markantní, protože výkony byly podobné a bez komplikací. Tenhle výkon vykonával stejný lékař na obou přístrojích, takže tento faktor nehrál při výsledných hodnotách žádnou roli. Dávka i tak byla větší na starším přístroji. Jak už je popsáno výše, tak dávka se zvyšuje především kvůli lepšímu kontrastu obrazu.

No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	DualScano	1	120		
2	DualScano	1	120		
3	Helical	1	120	14.20 (Body)	66.20 (Body)

No.	Name	SD	SURE IQ	Image Thickness	Recon FC	Dose Reduction	XY
3	Hl Quality	7.80	Neck:Standard	3.0	FC08	AQR3D STD	3D

No.	Protocol	#of scan(s)	kVp	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)
1	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)
2	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)
3	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)
4	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)
5	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)
6	CTF	1	120	1.80 (Body)	3.40 (Body)

Obrázek 14 : Zaznamenávací protokol Aquilion One

Scan	kV	mAe / ref	CTDIvol* (mGy)	DLP (mGy.cm)	TI s	cBL mm
1	120	19 mA	0.07 L	1.9	2.8	0.8
2	150	216 / 189	24.79 L	146.8	0.5	1.2
3	120	60	21.36 L	30.8	0.36	1.2

Obrázek 15 Zaznamenávací protokol Somatom Force

## 6 DISKUZE

Cílem praktické části bylo porovnání nevasculárních intervenčních výkonů. Výkony jsem porovnávala jak z hlediska četnosti na přístroji, tak především z hlediska dávek DLP. Data jsem nasbírala na Klinice zobrazovacích metod ve Fakultní nemocnici v Motole.

Jak jsem už zmínila výše v kapitole 5, ve Fakultní nemocnici v Motole převažuje vyšetření periradikulární terapie, které tvoří přibližně polovinu nevasculárních intervenčních výkonů (52%). Perkutánní biopsie (24%) a perkutánní drenáž (22%) mají přibližně stejné procentuální zastoupení. Nejméně časté výkony jsou perkutánní punkce (1%) a radiofrekvenční ablace (1%). Na Klinice zobrazovacích metod se provede přes 700 nevasculárních výkonů, při těchto výkonech převažují muži, kteří tvoří 58% všech výkonů.

V první řadě jsem sesbírala data z obou přístrojů. V tabulkách (Tabulka 1, Tabulka 2) jsou získané a přehledně sepsané hodnoty napětí, DLP, výška, váha a věk pacienta. V tabulkách je znázorněno maximum, minimum a průměr těchto hodnot. Jak jsem už zmínila, hodnoty DLP jsou zvolené pro celé vyšetření. Jak pro plánovací, tak pro kontrolní skiaskopii po výkonu. Hodnoty DLP jsou určovány v  $\text{mGy}\cdot\text{cm}$ , jedná se o součin  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ , který nám určuje dávku na jeden řez, neboli hustotu skenování každého řezu ( $\text{mGy}$ ) a délku scanu ( $\text{cm}$ ).

U přístroje Somatom Force byla data sbírána od začátku provozu března 2018 do března 2019. Pacient největší dávku DLP získal při perkutánní biopsii ( $2108 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ ), kde je i největší průměrná dávka na vyšetření ( $601 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ ). Nejnižší dávka se vyskytuje u perkutánní punkce, která byla  $228 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ . Při vyšetřeních na přístroji Somatom Force se vyskytuje nejnižší průměrný věk u drenáží, punkcí a radiofrekvenční ablací, kde je rozdíl pouze jeden rok.

U staršího přístroje Aquilion One lze vidět, že hodnoty se mírně liší. Především jsou o několik málo jednotek DLP vyšší než u novějšího přístroje. Hodnoty na tomto přístroji byly sesbírány od roku 2017 do úplného přechodu na přístroj novější. Největší hodnoty DLP se vyskytly při perkutánní biopsii (2103 mGy\*cm), největší průměrná hodnota se však vyskytuje při perkutánní drenáži (665 mGy\*cm). Nejnižší průměrné hodnoty DLP se vyskytují u periradikulární terapie (264 mGy\*cm), kde se vyskytuje i nejnižší hodnota DLP 50 mGy\*cm. Po dohledání v dokumentaci jsem zjistila, že výkon nebylo možno provést z důvodu nedostupnosti opichu S1/L5 a špatné spolupráce pacienta.

Při srovnání průměrných dávek DLP na obou přístrojích (Obrázek 6) lze usoudit, že nejvyšších průměrných hodnot se dosahuje u perkutánní biopsie a drenáže. Nejmenší odchylka je u perkutánní biopsie, při které se hodnota DLP liší od průměru pouze minimálně. U perkutánních drenáží je rozdíl mezi průměrnými dávkami na novějším a starším přístroji 75 mGy\*cm, což mohlo být zapříčiněno tím, že u přístroje Somatome Force byla započtena intervence, která byla prováděna na pětiletém dítěti. Při intervenci, která je prováděna na dítěti se radiologové snaží snížit celkovou dávku pomocí napětí, kde volí přibližně 100 kV, a proudu. Cílem je snížit celkové radiační zatížení dětského pacienta. Musíme brát v úvahu, že poměr mezi proudem a napětím nám ovlivňuje rušivým šum v obraze. Napětí nám ovlivňuje pronikavost svazku, například u obéznějších pacientů volíme vyšší hodnotu kV. Proud nám určuje hladinu rušivého šumu v obraze. Všechny tyto hodnoty musí být nastaveny tak, aby výsledkem byl správně kontrastní obraz. Při volbě vyššího napětí a nižšího proudu nám vznikne méně kontrastní obraz. Jedny z nejnižších hodnot se vyskytují u punkce, kde je opět největší rozdíl především z toho důvodu, že v použitých datech je velmi markantní rozdíl ve věku pacientů. Průměrný věk na novějším přístroji je 50 let a na starším 70 let. Zde může hrát roli i dostupnost a závažnost výkonu. Z grafu však vidíme, že celkově nižší hodnoty se nám vyskytují na přístroji Somatom Force.

Lze vidět, že pokud nebudeme brát v potaz vyšetření s komplikací při peradikulární terapii, dávky jsou nižší na novějším přístroji Somatom Force.

Jak už z praxe vím, dávka záření je ovlivněna mnoha způsoby, jak proudem, napětím, délkou vyšetření, tak i samostatným pacientem a to především výškou, váhou, ale i věkem. V mnoha případech záleží i na spolupráci pacienta a na zkušenostech lékaře. Po odborné poradě s konzultantkou Bc. Alenou Davidovou jsme dospěla k názoru, že i v praxi u intervenčních výkonů je obraz lepší na novějším přístroji Somatom Force. I za použití nižších vstupních hodnot se provede plnohodnotné vyšetření, dokonce i s nižšími DLP na pacienta.

Ke snížení dávek pro obsluhující personál při intervenčních výkonech v praxi je hodně důležité pracovat s časem, snažíme se omezit dobu expozice na nejkratší možnou dobu. Dalším důležitým faktorem je ochrana pomocí vzdálenosti. Lékař by měl být co nejdále od rentgenky a pokud možno tak i do pacienta, který je zdrojem sekundárního záření. Následně by se měl vymezit svazek záření jen na diagnostikovanou oblast, kde se snižuje radiační zátěž jak pro personál, tak i pro pacienta a zvyšuje se i kvalita zobrazení. Personál ve vyšetřovně by se měl chránit ochrannými pomůckami a to olovněnou zástěrou (Pb0,25mm), rukavicemi a límcem, který nám chrání štítnou žlázu a brýlemi s olovnatým sklem. Následně by měly být použity ochranné závěsy z olovněné gumy, které jsou upevněny na vyšetřovacím stole. Ve vyšetřovně by měla být barytová omítka a mezi ovládací místností a vyšetřovnou by mělo být olovnaté sklo.

## 7 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo porovnávání dávky záření na dvou různých CT přístrojích při nevasculárních intervencích. Byly zvoleny dva různé přístroje od různých firem. Dávky byly porovnávány z nasbíraných dat ve Fakultní nemocnici v Motole. Při sbírání dat do praktické části byla zahrnuta porovnání i z dalších různých hledisek a faktorů, například četnosti výskytu nevasculárních intervenčních výkonů, počet mužů a žen při výkonech a data pacienta. Cíle se podařilo dosáhnout s uspokojivým výsledkem.

Výsledky ukázaly, že ne vždy záleží na stáří přístroje, ale na mnoho okolních faktorech. Z výsledků je vidět, že na obou přístrojích nejnižší průměrnou dávku pacient získal při vyšetření peradikulární terapie. Nejvyšší průměrnou dávku záření dostal při perkutánní drenáži. Z celkových dat lze odvodit, že však celkově nižší dávky získávali pacienti při vyšetření na novějším přístroji Somatom Force. Data jsou však do jisté míry relevantní, záleží však na již mnohokrát zmíněných ostatních faktorech.

Tato práce splnila má očekávání, mnohé jsem se dozvěděla nejen o nevasculárních intervenčních výkonech u CT vyšetření. Rozšířila jsem si své dosavadní znalosti a doplnila je o praktickou stránku věci. Při získávání informací jsem mohla nahlédnout do dat z vyšetření, přečíst si kartu pacienta a zjistit jak byl výkon proveden, indikace k výkonům a další informace mi ucelily teoretickou část vzdělávání na akademické půdě.



## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ALARA – as low as reasonably achievable

AP – předozadní projekce

CT – výpočetní tomografie

DLP - dose length product

HU – Hounsfieldova stupnice

MDCT – multidetektorová výpočetní tomografie

MR – magnetická rezonance

PA – zadopřední projekce

PACS - Picture Archiving and Communication

PMMA - polymethylmetakrylát

PRT – periradikulární terapie

RA – radiologický asistent

rtg – rentgenové záření

UZ - ultrazvuk

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BOUDNÝ, Jaroslav a Vlastimil VÁLEK. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-298-1.
2. CIBULA, David a Luboš PETRUŽELKA. *Onkogynekologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2665-6.
3. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.
4. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
5. KRAJINA, Antonín a Jan H. PEREGRIN. *Intervenční radiologie: miniinvazivní terapie*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2005. ISBN 80-86703-08-8.
6. NEKULA, Josef. *Klinická radiologie: skriptum*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.
7. PROCHÁZKA, Václav a Vladimír ČÍŽEK. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-284-1.
8. RYŠKA, Pavel a Jana HRUBEŠOVÁ. *Perkutánní vertebroplastika a kyfoplastika*. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2010. ISBN 978-80-86703-36-7.
9. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
10. SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
11. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
12. *Koagulopatie* [online]. 2012. Brno: sestra.in, 2012 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://ucebna.net/mod/resource/view.php?id=465>
13. PERKUTÁNNÍ KLEŠŤOVÁ BIOPSIE U MALIGNIT POSTIHUJÍCÍCH ŽLUČOVÉ CESTY. *Česká radiologie*. 2016, **70**(4), 228-234. ISSN 1210-7883.
14. Percutaneous Drainage of Abscess PAD technique. *Medscape* [online]. New York: Medscape, 2015 [cit. 2019-03-25]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1821039-technique>
15. Radiofrekvenční ablace. *Sab-medical* [online]. Brno: sab-medical, 2011 [cit. 2019-03-25]. Dostupné z: <http://www.lecba-rakoviny.com/radiofrekvencni-ablace.php>
16. Vertebroplastika – možnost léčby strukturálně narušených obratlů. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2012, **108**(1), 8 - 17
17. Kyfoplastika a vertebroplastika v léčbě osteoporotických obratlových zlomenin. *Medicína po promoci*. 2010, **11**(6), 88.
18. *Linkos* [online]. Praha: Česká onkologická společnost ČLS JEP pacientům a jejich blízkým, 2006 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/>

19. Kyphoplasty. *Semin intervent* [online]. 2010, **27**(2), 172 - 184. Dostupné také z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3036523/>
20. POSTAVENÍ PERKUTÁNNÍ KYFOPLASTIKY PŘI LÉČBĚ OSTEOPOROTICKÝCH ZLOMENIN PÁTEŘE. *Česká radiologie*. 2007, **61**(2), 184 - 188. ISSN 1210-7883.
21. *Description of Kyphoplasty Surgery: Spine-health: Knowledge from veritas* [online]. Deerfield: Veritas Health, 2009 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <https://www.spine-health.com>
22. Percutaneous periradicular infiltration. *Interventional Radiology Site* [online]. Strasbourg: Plone Foundation, 2016 [cit. 2019-03-26]. Dostupné z: <http://www.openradiology.org/survey/periradicular%20infiltration>
23. British Medical Journal. In: *BMJ* [online]. Great Britain: BMJ Publishing Group, 2002 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/bmj.324.7345.1077>
24. Transthoracic needle aspiration biopsy for the diagnosis of localised pulmonary lesions: a meta-analysis. In: *BMJ* [online]. Great Britain: Thorax, 1999 [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: <https://thorax.bmj.com/content/54/10/884>
25. Therapy of Liver Abscesses. In: *ResearGate* [online]. Leipzig University Hospital: Visceral medicina, 2014 [cit. 2019-04-09]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/267097467\\_Therapy\\_of\\_Liver\\_Abscesses](https://www.researchgate.net/publication/267097467_Therapy_of_Liver_Abscesses)
26. VERTEBROPLASTY & KYPHOPLASTY. In: *Tricity Pain Associates* [online]. Stone Oak: Tricity Pain Associates, 2018 [cit. 2019-05-09]. Dostupné z: <https://sapaindoc.com/treatment/vertebroplasty-kyphoplasty/>

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Výpočetní tomografie konvenční a spirální technika [23] .....	13
Obrázek 2 Typy bioptických jehel [24].....	20
Obrázek 3 Lékařské instrumentárium [25].....	22
Obrázek 4 Lékařské instrumentárium .....	23
Obrázek 5 Průběh kyfoplastiky [26].....	29
Obrázek 6 Zaznamenávací protokol Somatom Force .....	35
Obrázek 7 Procentuální poměr mužů a žen při intervenčních výkonech .....	36
Obrázek 8 Poměr jednotlivých typu intervencí .....	37
Obrázek 9 Průměrné hodnoty dávek DLP na přístroji Somatom Force .....	39
Obrázek 10 Somatom Force, Siemens .....	39
Obrázek 11 Průměrné hodnoty dávek DLP na přístroji Aquilion One .....	41
Obrázek 12 : Aquilion One Next Generation, Toshiba .....	41
Obrázek 13 Srovnání průměrných hodnot DLP na přístroji Aquilion One a Somatom Force .....	42
Obrázek 14 : Zaznamenávací protokol Aquilion One.....	44
Obrázek 15 Zaznamenávací protokol Somatom Force .....	44

## 11 SEZNAMU POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 Souhrnná data intervenčních výkonů pod CT přístrojem Somatom Force Siemens kontrolou ve FN v Motol. Hodnoty minimální (-), maximum (+) a průměr ( $\emptyset$ ).....	38
Tabulka 2 Souhrnná data intervenčních výkonů pod CT přístrojem Aquilion One Toshiba kontrolou ve FN v Motol. Hodnoty minimální (-), maximální (+) a průměr ( $\emptyset$ ).....	40
Tabulka 3 Srovnání hodnot dvou pacientů.....	43