

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**Ústav radiologických metod**

Bc. Martina Sovová

**Přínos spinální navigace na operačním sále**

**Diplomová práce**

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Pavel Nedbal

Olomouc 2024

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

Olomouc 2. května 2024

.....

Podpis

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce Mgr. et Mgr. Pavlovi Nedbalovi za vstřícnost, vždy přínosné a užitečné rady, připomínky a za odborné vedení diplomové práce. Poděkování patří též Mgr. Janě Štěpánkové, Ph.D. a MUDr. Davidovi Štěpánkovi, Ph.D. za přínosné a odborné konzultace.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová

**Téma závěrečné práce:** Využití 3D zobrazení na operačním sále při osteosyntéze

**Název diplomové práce:** Přínos spinální navigace na operačním sále

**Název práce v AJ:** Benefits of Spinal Navigation in the Operating Theatre

**Datum zadání:** 2023-01-28

**Datum odevzdání:** 2023-05-02

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

**Autor práce:** Bc. Martina Sovová

**Vedoucí práce:** Mgr. et Mgr. Pavel Nedbal

**Oponent práce:** Ing. Erich Radmacher

**Abstrakt v ČJ:** Diplomová práce se zabývá srovnáním dvou perioperačních zobrazovacích metod, skiaskopie a spinální navigace, během implantace transpedikulární fixace. V teoretické části je rešerší zdrojů porovnána úspěšnost správného umístění pedikulárních šroubů pod danými zobrazovacími metodami.

Cílem výzkumu je zjištění a porovnání radiační zátěže pacienta i personálu při využití skiaskopie a spinální navigace. Dílčím cílem je pak srovnání časové náročnosti zavedení jednotlivých pedikulárních šroubů v závislosti na zvolené metodě.

Výzkum proběhl metodou záměrného výběru pacientů z nemocničního informačního systému Fakultní nemocnice Plzeň. Výzkumný soubor je tvořen pacienty staršími 18 let, kteří podstoupili neurochirurgickou operaci páteře v letech 2022 a 2023 ve Fakultní nemocnici Plzeň Lochotín. Na základě retrospektivně získaných dat bylo za využití fantomu provedeno vlastní měření rozptýleného záření pro operátéry a odhad efektivní dávky pro pacienta.

Výsledky výzkumu potvrdily přínos spinální navigace ve zkrácení času zavedení pedikulárních šroubů a snížení radiační zátěže personálu operačního sálu. Zvýšení přesnosti zavedení pedikulárních šroubů bylo potvrzeno nepřímou, ve skupině s navigací nebyla provedena jediná revizní operace oproti skupině skiaskopie, kde byly provedeny revizní operace tři. Nevýhodou CBCT zobrazování, kterou výzkum potvrdil, je zvýšení radiační zátěže pacienta.

**Abstrakt v AJ:** This diploma thesis deals with comparison of two intraoperative imaging methods, fluoroscopy and spinal navigation, during implantation of transpedicular fixation. In the theoretical part the success rate of correct placement of pedicle screws is compared under these imaging methods using a literature review.

The aim of the research is to determine and compare the radiation exposure to both the patient and the staff when using fluoroscopy and spinal navigation. A secondary objective is to compare the time required to insert individual pedicle screws depending on the chosen method.

The research was conducted using a method of purposeful sampling of patients from the information system of the University hospital of Pilsen. The study sample consists of patients over 18 years of age who underwent neurosurgical spinal surgery in years 2022 and 2023 at the University hospital of Pilsen Lochotín. Scatter radiation measurements for surgeons and the estimation of the effective dose for a patient were performed on the basis of retrospectively obtained data and by using a phantom.

The research results confirmed the benefits of spinal navigation in reducing the time required to insert pedicle screws and the radiation exposure to operating room staff. The increase in the accuracy of the insertion of pedicle screws was confirmed indirectly, no revision surgery had to be performed compared to three revision surgeries in the fluoroscopy group. The study confirmed that the increased radiation exposure to the patient is a disadvantage of CBCT imaging.

**Klíčová slova v ČJ:** perioperační, 3D zobrazování, cone-beam CT (CBCT), spinální navigace, pedikulární šroub

**Klíčová slova v AJ:** intraoperative, 3D imaging, cone-beam CT (CBCT), spinal navigation, pedicle screw

**Rozsah:** 63 stran/0 příloh

## Obsah

Úvod .....	8
1. Popis rešeršní činnosti .....	9
2. Radiační ochrana .....	10
2.1. Zdroje ozáření na operačním sále .....	11
2.1.1. Radiační ochrana personálu operačního sálu .....	12
2.1.2. Radiační ochrana pacienta na operačním sále .....	13
2.2. Biologické účinky ionizujícího záření .....	15
2.2.1. Stochastické účinky záření .....	15
2.2.2. Deterministické účinky .....	15
2.3. Dozimetrické veličiny .....	16
2.3.1. Základní dozimetrické veličiny .....	16
2.3.2. Radiobiologické dozimetrické veličiny .....	18
2.4. Měření a odhad radiační dávky (radiačního rizika) .....	20
3. Anatomie .....	22
3.1. Specifika krčních obratlů .....	22
3.2. Specifika hrudních obratlů .....	23
3.3. Specifika bederních obratlů .....	24
4. Specifika CBCT ve srovnání s konvenčním CT .....	25
5. Strategie osteosyntézy obratlů .....	29
5.1. Zobrazovací technologie na operačních sálech .....	30
5.1.1. Skiaskopie 2D C-rameno .....	30
5.1.2. Skiaskopie/3D C-rameno .....	31
5.1.3. Spinální navigace – CBCT .....	32
5.2. Indikace k transpedikulární fixaci .....	35
5.3. Využití 2D skiaskopie .....	36
5.4. Využití spinální navigace .....	36
6. Srovnání metod dle správnosti usazení transpedikulární fixace .....	38
7. Metodika výzkumu .....	42
7.1. Výzkumné cíle a hypotézy .....	42
7.2. Metoda sběru dat a realizace výzkumu .....	43
7.3. Charakteristika výzkumného souboru .....	43
7.4. Fantom .....	44
7.5. Přístroje .....	45

7.6.	Dozimetrické měření .....	46
7.7.	Vlastní měření.....	46
8.	Zpracování dat a výsledky.....	51
8.1.	Radiační zátěž během operace bederní páteře.....	51
8.1.1.	Efektivní dávka pacienta LS páteř.....	51
8.1.2.	Rozptýlené záření LS páteř.....	53
8.2.	Radiační zátěž během operace hrudní páteře .....	53
8.2.1.	Efektivní dávka pacienta Th páteř.....	54
8.2.2.	Rozptýlené záření Th páteř.....	55
8.3.	Radiační zátěž během operace krční páteře.....	56
8.3.1.	Efektivní dávka pacienta C páteř.....	56
8.3.2.	Rozptýlené záření C páteř.....	58
8.4.	Rozdíl časové náročnosti implantace transpedikulárních šroubů.....	59
8.4.1.	Statistické šetření pro porovnání délky implantace v C a Th oblasti .....	59
8.4.2.	Statistické šetření pro porovnání délky implantace v LS oblasti.....	61
9.	Diskuze .....	65
9.1.	Přínos pro praxi .....	68
9.2.	Limity práce.....	68
	Závěr.....	70
	Seznam použité literatury .....	71
	Seznam zkratk.....	75
	Seznam tabulek.....	76
	Seznam obrázků.....	77

## Úvod

Úrazy páteře, ale i její degenerativní, nádorová či zánětlivá postižení často vyžadují chirurgickou léčbu. Zlatým standardem v operačním postupu je nepřímá osteosyntéza postižených obratlů dorzálním přístupem neboli transpedikulární fixace. Ke správnému umístění pedikulárních šroubů je zapotřebí perioperačního zobrazování, k němuž bývá nejčastěji využívána klasická skiaskopie prostřednictvím C-ramene.

Technologické pokroky na poli výpočetní tomografie daly vzniknout perioperačnímu CT s kuželovým paprskem (CBCT) a možnosti připojení k navigační stanici. Perioperačně je tak možné zhotovit 3D snímky, které chirurgům přinášejí lepší přehlednost, umožňují snazší orientaci v oblastech, které jsou na dvourozměrných snímcích nepřehledné a sledování pohybu navigovaných nástrojů v reálném čase ve třech rovinách objektu.

Předmětem této práce je tedy porovnání zobrazovacích metod využívaných na operačních sálech ve Fakultní nemocnici Plzeň k perioperačnímu zobrazování páteře, respektive zhodnocení přínosu perioperačního Cone Beam CT pro spinální navigaci.

Hlavním cílem práce je srovnání radiační zátěže pacienta a také operačního týmu, jak při využití skiaskopického zobrazování, tak při spinální navigaci. Především spondylochirurgové se často při skiaskopicky vedených operacích páteře nacházejí poměrně blízko zdroje primárního i sekundárního rentgenového záření. Při operaci pod spinální navigací odchází před použitím rentgenového záření kompletně celý operační tým do předsálí. Předpokládáme tedy, že radiační zátěž personálu bude, při využití spinální navigace, naprosto minimální.

Dílčím cílem práce je zhodnotit časovou náročnost zavedení transpedikulárních šroubů za využití jednotlivých zobrazovacích metod.



# 1. Popis rešeršní činnosti

## ALGORITMUS REŠERŠNÍ ČINNOSTI



### VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

- klíčová slova v ČJ: perioperační, 3D zobrazování, cone-beam CT (CBCT), spinální navigace, pedikulární šroub
- klíčová slova v AJ: intraoperative, 3D imaging, cone-beam CT (CBCT), spinal navigation, pedicle screw
- jazyk: český jazyk, anglický jazyk
- období: 2013–2024
- další kritéria: plný text práce, recenzovaná periodika



### DATABÁZE:

PubMed, EBSCO Host, Google Scholar



Nalezeno 163 článků



### Vyřazující kritéria:

Duplicitní články,  
Kvalifikační práce,  
Články, které neodpovídaly cílům práce



### SUMARIZACE VYUŽITÝCH DATABÁZÍ A DOHLEDANÝCH DOKUMENTŮ:

PubMed – 13 článků    EBSCO Host – 3 články    Google Scholar – 1 článek



Pro tvorbu teoretických východisek bylo použito 17 dohledaných článků

## 2. Radiační ochrana

Jednou ze základních vlastností ionizujícího záření aplikovaného ve skiagrafii a skiaskopii, je vzhledem k používaným energiím, jeho prokázaný biologický efekt. Proto bylo v minulosti přistoupeno k zavedení systému radiační ochrany, tedy k zajištění maximální prevence před vznikem tohoto efektu. Cíli radiační ochrany je snížit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na minimum a zabránit vzniku deterministických účinků. K tomu v praxi slouží využití čtyř základních principů radiační ochrany – princip zdůvodnění, princip optimalizace, princip limitování a princip bezpečnosti zdrojů.

Cílem principu zdůvodnění je správná indikace vyšetření zobrazovacími metodami, tedy volba mezi metodami využívajícími ionizující záření či nikoli. Rovněž volba z jednotlivých modalit využívajících ionizující záření je z hlediska radiační ochrany rozhodující.

Využití principu optimalizace vede k zajištění co nejnižší úrovně individuálních dávek, avšak za podmínky získání dostatečně kvalitního výsledku vyšetření. V zahraniční literatuře je nejčastěji označován akronymem ALARA – „As Low As Reasonably Achievable“.

Princip limitování nastavuje „bezpečnou“ úroveň ozáření. Je stanoven pro různé skupiny populace – pro obecnou populaci, studenty a radiační pracovníky. Nevztahuje se však na lékařské ozáření pacientů, jelikož by tyto limity omezovaly zdravotní přínos vyšetření. Limity pro jednotlivé skupiny jsou uvedeny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb. (Vyhláška o radiační ochraně). Ve stejném prováděcím předpisu je stanoven rozsah a četnost zkoušek dlouhodobé stability a provozní stálosti zdroje ionizujícího záření, které spadají pod princip bezpečnosti zdrojů. (Súkupová, 2018)

Vedle principů radiační ochrany, které vycházejí z legislativních požadavků a fungují spíše v teoretické rovině, jsou známy tři základní způsoby radiační ochrany. Ty při správném využití přinášejí snížení dávky z lékařského ozáření nejen pacienta, ale i personálu, který je tomuto vyšetření přítomen. V radiodiagnostice jsou uplatňovány tři z těchto způsobů, a to ochrana časem, vzdáleností a stíněním.

Prvním aspektem ochrany časem je, že radiační pracovník by měl být přítomen ve vyšetřovně v době expozice jen v případě nutnosti a strávit tam co nejkratší dobu. Druhý aspekt je využíván při skiaskopii. Přístroje používané pro tuto metodu nevyužívají v dnešní době kontinuální skiaskopii – fluoroskopii, ale skiaskopii pulzní. Nastavení délky pulzu nebo častěji frekvence pulzů vede k významnému snížení dávky pro pacienta i přítomný personál. (Súkupová, 2018)

Pro personál dále platí nutnost zdržovat se co nejdále od zdroje ionizujícího záření, kterým je pro něj vyšetřovaný objekt. Závislost vzdálenosti a obdržené dávky, respektive dávkového příkonu není lineární, protože intenzita záření klesá se čtvercem vzdálenosti. Tedy normou je stanoveno, že pokud není možné ovládat zdroj ionizujícího záření z chráněné oblasti, je nutné, aby byla zajištěna možnost ovládnutí zdroje z dostatečně velké vzdálenosti. (Český normalizační institut, 2008)

Taktéž by měl personál využívat vhodné dostupné ochranné prostředky proti IZ v závislosti na situaci, tedy ochrannou zástěnu, zástěru, límec, brýle a popřípadě i rukavice. Na radiační pracovníky se vztahují limity uvedené ve vyhlášce o radiační ochraně a jsou stanoveny tak, aby při jejich dodržení nedošlo ke vzniku deterministických účinků a riziko vzniku stochastických účinků bylo minimální. (Súkupová, 2018)

## **2.1.Zdroje ozáření na operačním sále**

V radiační ochraně a ke správnému odhadu radiačního rizika je potřeba uvažovat všechny typy rentgenových fotonů vznikajících při radiodiagnostickém perioperačním zobrazování. Kterýmkoliv z těchto typů fotonů může nastat nežádoucí ozáření pacienta nebo také personálu operačního sálu. (Podzimek, 2021)

Rentgenové záření se šíří z rentgenky všemi směry divergentně avšak fotony pohybující se v jiném než požadovaném směru, tedy k pacientovi jsou z většiny absorbovány v ochranném krytu rentgenky. Přesto však minimální část záření může krytem procházet a nazývá se unikající záření. (Podzimek, 2021) Povolené množství unikajícího záření je stanoveno normou, jako dávkový příkon v libovolném místě maximálně 1 mGy/hod ve vzdálenosti 1 m od ohniska na ploše 100 cm<sup>2</sup>. (Český normalizační institut, 2008)

Svazek fotonů vycházející z rentgenky ve směru k pacientovi, tedy svazek záření záměrně generovaný, kolimovaný a dopadající na vyšetřovaný objekt, se nazývá primární záření. Při výstupu z rentgenky prochází záření povinnou inherentní primární filtrací. Minimální filtrace je opět stanovena normou, jako první polotloušťka pro specifikované napětí rentgenky. Norma umožňuje alternativní výklad a tím použití univerzální primární filtrace o ekvivalentu 2,5 mm hliníku. (Český normalizační institut, 2008)

Výsledné vznikající spektrum je tvořeno směsí brzděného a charakteristického záření. Při průchodu primárního svazku vyšetřovaným objektem dochází, v závislosti na jeho složení a energii procházejícího záření, k interakci fotonů, nejčastěji pomocí fotoefektu a Comptonova rozptylu. Následkem interakce Comptonovým rozptylem vzniká sekundární (rozptýlené)

záření. To se opět šíří všemi směry, ale v závislosti na místě interakce se většina rozptýlených fotonů pohybuje proti směru primárního svazku. (Podzimek, 2021)

### **2.1.1. Radiační ochrana personálu operačního sálu**

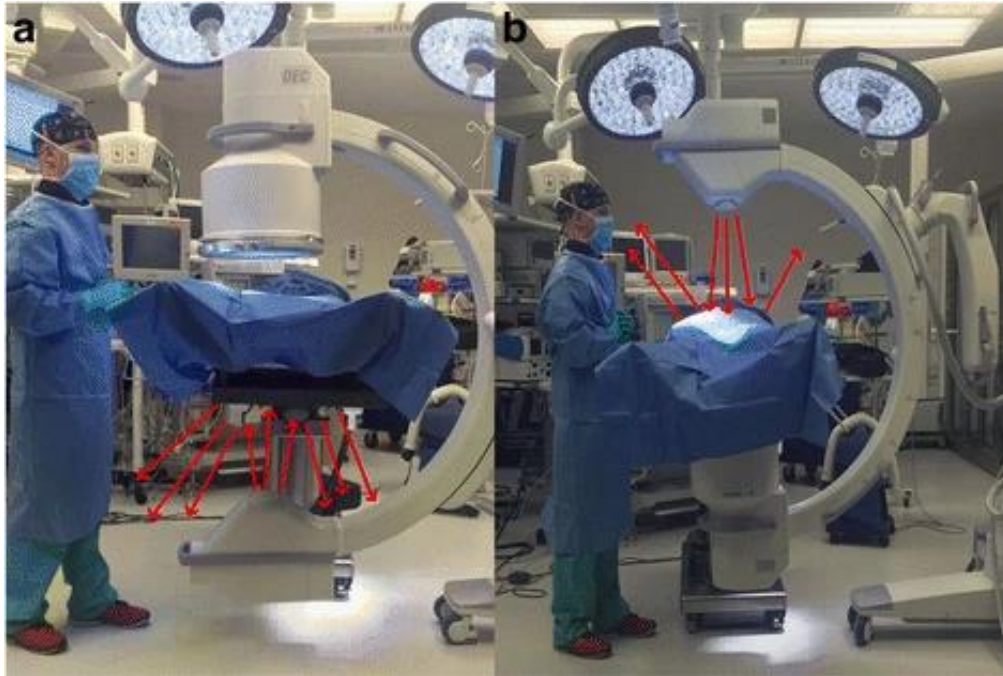
Vyhláška č. 422/2016 Sb. stanovuje povinnost monitorování osobních dávek radiačních pracovníků, a tedy i operačního týmu využívá-li perioperačně zdroj ionizujícího záření. Zároveň stanovuje také limity zevního ozáření jako nástroj optimalizace radiační ochrany. K monitorování dávek pracovníků slouží osobní dozimetry, které musí měřit všechny druhy záření podílející se na zevním ozáření a musí být umístěny na referenčním místě (levá přední polovina hrudníku). V případě využití ochranné zástěry je dozimetr umístěn zevně na tomtéž místě. (Vyhláška č. 422/2016 Sb.)

Při skiaskopii na operačním sále je nutné dodržovat všechny základní způsoby radiační ochrany – čas, vzdálenost, stínění. V dnešní době by v případě skiaskopie mělo být již samozřejmostí využití pulzního skiaskopického režimu a v ideálním případě by měl být skiaskopický i akviziční mód nastaven co neoptimálněji. Tedy na co nejnížší počet pulzů/obrazů za sekundu. Tím je možné výrazně zkrátit celkový expoziční čas a chránit tak přítomný personál i pacienta.

Důležité také je, aby se personál operačního sálu zdržoval v co možná největší vzdálenosti od exponovaného pacienta. V případě lékařů, kteří vzhledem k povaze prováděných výkonů často poodstoupit nemohou, je vhodné, aby bylo C-rameno umístěno tak, že umožní pozici personálu na straně receptoru obrazu a nikoliv na straně, kde je umístěna rentgenka. Směrem k rentgence dochází k významnému zpětnému rozptylu záření vycházejícího u ozařovaného objektu – pacienta. Samozřejmostí je v případě AP/PA projekce, umístění rentgenky pod pacientem a receptoru obrazu nad ním. Vzhledem ke geometrii rozptýleného záření je tím zajištěna podstatně nižší radiační zátěž operujícího lékaře než při opačném umístění, kdy se rozptýlené záření šíří výrazně směrem na horní polovinu těla přítomného pracovníka.

Dalším důležitým krokem je správné využití ochranných pomůcek pro personál operačního sálu. Jedná se o zástěny, zástěry, límce a vhodné je u operatérů i využití ochranných brýlí. (Súkupová, 2018)

Velmi důležité je zabránit přítomnosti rukou operátora nebo nadbytečného materiálu v oblasti zájmu. Každý takto přítomný materiál negativně ovlivňuje celkovou atenuaci primárního svazku a tím i činnost AERC. Dochází tak k nadbytečnému zvyšování expozičních hodnot a tím i k navyšování obdržených dávek. (Súkupová, c2011 - 2024)



Obrázek 1 Znázornění rozptýleného záření při pozici rentgenky pod pacientem (vlevo) a nad pacientem (vpravo). (Súkupová, c2011 - 2024)

Z hlediska radiační ochrany personálu má jistou výhodu využití O-ramene pro spinální navigaci. Pokud to stav pacienta umožňuje, je vhodné, aby veškerý personál opustil místnost operačního sálu po dobu expozice. Tím je možné dosáhnout nulového nebo minimálního ozáření operačního týmu. Pokud je v průběhu navigované operace nutné provést i klasické 2D snímky bez možnosti opustit operační sál, je potřeba dodržet výše zmíněné postupy k dosažení co nejnižší radiační dávky pro personál. (Guong et al., 2022)

### **2.1.2. Radiační ochrana pacienta na operačním sále**

V radiační ochraně pacientů se uplatňují principy zdůvodnění a optimalizace. Tedy zvolená zobrazovací metoda využívající ionizující záření by měla svým přínosem převažovat rizika spojená s předpokládanou dávkou záření. Odůvodnění využití zobrazovací metody CBCT je sdílenou odpovědností mezi indikujícím lékařem a radiologickým asistentem. Indikující lékaři mají často malé nebo žádné znalosti o radiačních dávkách nebo rizicích a limitech radiologických vyšetření. Radiologický asistent je v tomto případě garantem zajištění radiační ochrany díky odborným znalostem týkajících se zobrazovacích metod, včetně možných alternativ, které mohou přinést obdobné informace s nižší radiační zátěží pacienta. Naopak zase nemají znalosti o stavu pacienta. V praxi je ale tato konzultace těžce proveditelná, ač by měla značný přínos. (ICRP, 2015)

Princip optimalizace udává, že vyšetření s využitím ionizujícího záření má být provedeno za co nejnižší, rozumně dosažitelné dávky při získání požadované diagnostické

informace. Jelikož nelze v radiační ochraně pacientů uplatnit princip limitování, jsou nástrojem optimalizace dávek lékařského ozáření tzv. diagnostické referenční úrovně (DRÚ) a jsou stanoveny ve vyhlášce č. 422/2016 Sb.. DRÚ představují úrovně dávek pro skupinu standartních pacientů při běžně prováděných vyšetřeních využívajících ionizující záření. (Súkupová, c2011 - 2024) K optimalizaci dávek během CBCT zobrazování je potřeba tento nástroj teprve vytvořit. (ICRP, 2015) Při skiaskopii musí být správně využíván výše zmíněný pulzní režim, kdy radiologický asistent dle charakteru výkonu a zobrazované části těla zvolí vhodný počet pulzů za sekundu a případně jej dle získaného obrazu může dodatečně měnit. (Súkupová, 2018)

V rámci přípravy přístroje jsou před zahájením zobrazování zadány parametry vyšetřovaného pacienta, jako je váha, výška, pohlaví a věk. Následně je důležitá správná volba zobrazované části těla a polohy pacienta, zda pacient leží v pozici pronace či supinace a v jakém směru ve vztahu k pacientovi bude gantry najíždět do pracovní pozice. Volba expozičních parametrů v případě O-ramene Loop-X neprobíhá přímo, ale přístroj tyto parametry volí dle zadaných informací o vyšetřovaném pacientovi. (BrainLab, c2024)

U obou z uváděných zobrazovacích metod je nutné využívat také správnou kolimaci na oblast zájmu, což vede ke snížení dávky pacientovi a tím i snížení množství rozptýleného záření, tudíž vede také k lepší kvalitě obrazu. V případě využití CBCT (není důležité, zda se jedná o C- nebo O-rameno) je oblast zájmu pro skenování plánována na dvou ortogonálních projekcích – AP/PA a LAT. Primární svazek by měl být kolimován v ose Z dle požadované oblasti k zobrazení, laterální rozsah FOV je omezen v závislosti na vzdálenosti mezi zdrojem záření a detektorem. Je však rovněž vhodné dle uvažované anatomie pole zájmu upravit i v této ose. (ICRP, 2015)

Studie Tonetti et al., 2019 uvádí snížení radiační dávky jak pro operační tým, tak i pro pacienta v případě využití O-ramene k perioperačnímu zobrazování. Dle studie Guong et al., 2022 naopak vede intraoperační využití O-ramene k významně vyšším dávkám pro pacienty než zobrazování pomocí 2D skiaskopie. Riziko spojené s absorbovanou dávkou je zde však vyváжено zkrácením operačního času, přesností zavedení transpedikulárních šroubů s velmi nízkým rizikem poškození okolních struktur a tím také snížením pravděpodobnosti reoperace, potažmo dalšího vystavení pacienta peroperačnímu ionizujícímu záření.

## **2.2. Biologické účinky ionizujícího záření**

Rentgenové záření je druh fotonového ionizujícího záření, jehož charakteristickým účinkem je ionizace molekul začínající na fyzikálně-chemické úrovni. Ve větších dávkách tak může způsobit trvalé poškození buněk a tkání. V ozářené tkáni vznikají ionty, které následně zapříčiňují biologické účinky. Tyto ionizované částice jsou vysoce reaktivní a dochází díky nim k chemickým reakcím, které mohou změnit genetickou informaci buňky dané tkáně nebo zapříčinit smrt buňky. Biologické účinky záření rozlišujeme na dva základní druhy, a to stochastické neboli náhodné, a deterministické tedy prahové. (Seidl, 2012)

### **2.2.1. Stochastické účinky záření**

Stochastické účinky vznikají náhodně, jsou bezprahové. Tím, že nevznikají v závislosti na překročení určitého prahu dávky, nelze jejich výskyt s určitostí předvídat, jejich vznik je tak pravděpodobnostního charakteru. Účinek opakovaných expozic ionizujícímu záření se sčítá a se zvyšující se celkovou dávkou roste frekvence výskytu stochastických účinků, nikoli však jejich závažnost. Stochastické účinky lze rozdělit na dvě skupiny v závislosti na druhu ozářených buněk, a to na somatické a genetické (dědičné). Přičemž tato postižení se nijak neliší od jiných, spontánně vzniklých v neozářené populaci. (Seidl, 2012)

Pravděpodobnost vzniku somatických – kancerogenních účinků je mnohem vyšší než pravděpodobnost vzniku účinků dědičných. To vyplývá z publikace ICRP 2007, která uvádí, že koeficient rizika vzniku rakoviny po vystavení nízkým dávkám je 5,5 % na 1 Sv a 0,2 % je koeficient rizika pro dědičné účinky. (ICRP, 2015) Odhad rizika vzniku těchto účinků záření je založen na epidemiologických studiích z Hirošimy a Nagasaki a Černobyli. (Súkupová, 2018)

### **2.2.2. Deterministické účinky**

Deterministické účinky záření se označují jako prahové. K jejich vzniku dochází v případě, kdy dávka záření na tkáň překročí určitý práh. Ten je odlišný pro různé tkáně, jež jsou charakterizovány určitým váhovým koeficientem. Deterministické účinky vznikají krátce po ozáření v důsledku smrti buněčné populace v ozářené tkáni a jsou pouze somatické s charakteristickým klinickým obrazem. S rostoucí dávkou tak vzrůstá závažnost těchto účinků. Pokud není dosaženo prahové dávky, k deterministickým účinkům nedojde. (Seidl, 2012)

Klasickým příkladem deterministických účinků je erytém na ruce, který se běžně vyskytoval v počátcích radiologie. V posledních letech se objevily zprávy o účincích ionizujícího záření na oční čočku, která je jednou z nejvíce radiosenzitivních tkání v těle.

Katarakta jako účinek ionizujícího záření byla prokázána u pracovníků zapojených do intervenčních výkonů využívajících IZ, respektive 2D skiaskopii, ne CBCT. Podobné účinky na oční čočku lze očekávat u pacientů podstupujících CBCT vyšetření, kdy může oční čočku zasáhnout primární svazek záření. Za hranici vedoucí ke kataraktě se nyní považuje absorbovaná dávka 0,5 Gy, zatímco dříve byla stanovena na 2 Gy. (ICRP, 2015)

## 2.3. Dozimetrické veličiny

### 2.3.1. Základní dozimetrické veličiny

Vlastnosti a účinky ionizujícího záření lze popsat pomocí základních dozimetrických veličin. Pro fotonové, tudíž i rentgenové záření byly zavedeny specifické veličiny expozice a kerma. K popisu ionizačních účinků v plynu, a tedy i ve vzduchu je zavedena veličina expozice. Je definována jako podíl absolutní hodnoty celkového náboje iontů stejného znaménka ( $Q$ ) v objemu plynu o určité hmotnosti ( $m$ ), které vznikly interakcemi fotonového záření. Veličina expozice je označována  $X$  a jednotkou je C/kg. Dříve využívanou jednotkou byl Rentgen. Tato veličina neumožňuje přímo určit dávku absorbovanou jiným materiálem než plynem. (Súkupová, 2018)

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Důležitější veličinou, dnes běžně používanou pro odhad biologické dávky, je kerma. Kerma umožňuje popsat přenos energie ze záření nepřímo ionizujícího na přímo ionizující. Definována je jako podíl součtu všech počátečních kinetických energií všech nabitých částic ( $E_k$ ), uvolněných během interakcí nenabitými částicemi (fotony rentgenového záření) v elementu látky o určité hmotnosti ( $m$ ). Jednotkou kermy je Gray [Gy]. (Súkupová, 2018)

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

Tato veličina není přímo měřitelná, a proto je potřebné užívat veličiny zástupné. Mezi ně patří dopadající kerma ve vzduchu  $K_i$ , která je měřitelná v místě vstupu svazku do pacienta, ale neuvažuje zpětný rozptyl, nebo vstupní povrchová kerma ve vzduchu  $K_e$ , která jej uvažuje.

Pro praktické využití je kerma měřena ve své plošné formě (tedy jako součin kermy a ozářené plochy, jednotkou je Gray/metr<sup>2</sup> [Gy/m<sup>2</sup>]). Tato veličina je přímo měřena při skiagrafii a je využívána jako jedna ze vstupních veličin pro výpočet odhadu ekvivalentní a efektivní dávky. (Súkupová, 2018)

$$P_{KA} = \int_A K_i(x, y) dx dy$$



Měřidlem – KAP metrem je povinně vybaven každý skiografický přístroj, který je využíván pro lékařské ozáření. (Vyhláška č. 422/2016 Sb.: Vyhláška o radiční ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016) Jako KAP metr se využívá ionizační komora, která je nejčastěji umístěna pod kolimátorem přístroje. (Súkupová, 2018)

Další základní dozimetrickou veličinou je absorbovaná dávka. Je definována jako podíl střední energie ( $\varepsilon$ ) předané látce o určité hmotnosti ( $m$ ). Stejně jako kerma, není tato veličina přímo měřitelná. Jednotkou je Gray [Gy]. (Ullmann, b. r.)

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

Dávkový příkon  $D'$  je definován jako absorbovaná dávka ( $D$ ) v určitém místě za jednotku času ( $t$ ). Jednotkou je Gray/sekunda [Gy/s]. (Ullmann, b. r.)

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

Velikost dávky je tedy závislá jak na parametrech svazku záření – tedy na jeho intenzitě a energii, tak i na vlastnostech materiálu, v kterém toto záření způsobuje interakce. Tyto veličiny lze však použít pouze k popisu fyzikálních účinků, jaké bude záření mít na ozařovanou hmotu. Pro zjištění radiobiologické účinnosti záření je nutné uvažovat jiné, „korigované“ veličiny. Ty pro objektivní posouzení biologického účinku kromě měřitelných faktorů uvažují také jakostní faktory, které umožňují popsat vliv různých typů záření na tkáň s různou radiosenzitivitou. (Ullmann, b. r.)

Součin absorbované dávky ( $D$ ) a ozářené plochy ( $S$ ) je označován jako DAP (Dose Area Product). Tato veličina je důležitá pro následný výpočet odhadu biologických dávek. Používá se v planárním zobrazování – ve skiografii a skiaskopii. Vzhledem k nemožnosti přesného měření, bývá tato hodnota ve výpočtu nahrazována plošnou kermou KAP. (Ullmann, b. r.)

$$DAP = D \cdot S$$

Pro CBCT je celkový DAP vypočítán jako součet všech dílčích DAP jednotlivých expozic provedených pro vytvoření 3D skenu. V případě volby n esférické oblasti zájmu jsou brány v úvahu rozdíly kolimace pro jednotlivé projekce. (medPhoton GmbH, 2021)

Pro tomografické objemové měření – výpočetní tomografie se používá veličina DLP (Dose Length Product), která je součinem absorbované dávky ( $D$ ) a délky ozářené oblasti ( $l$ ).

$$DLP = D \cdot l$$

Vážený dávkový index pro cone beam  $CBDI_w$  je veličina, která umožňuje odhad objemové dávky během CBCT vyšetření. Hodnoty, které přístroj indikuje, jsou odvozeny z měření na cylindrických dozimetrických fantomech o průměru 16 a 32 cm. Dávka na tomto fantomu je měřena v pěti oblastech uprostřed (1 dozimetr) a na periferii (4 dozimetry) fantomu. Vážený dávkový index je pak vypočítán s váhami 1/3 střed a 2/3 průměru periferie.

$$CBDI_w = \frac{1}{3} CBDI_c + \frac{2}{3} CBDI_p$$

Indikovaný dávkový index je však pouze hrubým odhadem objemové dávky, která byla aplikována pacientovi. Při modelaci expoziční situace jsou sice uvažovány připravené expoziční hodnoty (kV, mA, ms, filtrace), ne vždy ale reálná situace umístění pacienta odpovídá referenčnímu měření. Pokud je umístění pacienta ve vztahu ke gantry neizocentrické, bude index odlišný. (medPhoton GmbH, 2021)

$CBDI_w$  je analogií parametru  $CTDI_w$ , který je používán pro běžné Fan Beam CT skenery. Umožňuje posoudit dávkový výstup tomografického zařízení při použití fantomu referenční velikosti. Dá se tedy konstatovat, že tato hodnota reprezentuje dávku, kterou obdrží pacient o stejné velikosti jako referenční fantom.  $CBDI_w$  tedy nemůžeme považovat za reálně obdrženou hodnotu dávky záření v případě pacienta, který této velikosti neodpovídá. Hodnoty CTDI i CDBI jsou tak závislé na zvolených expozičních hodnotách a použitém filtru, ne však na velikosti pacienta. (Súkupová, 2015a)

Pro přesnější odhad dávky z dávkového indexu lze využít empiricky získaný konverzní faktor pro přepočítání na SSDE (Size-Specific Dose Estimate), vytvořený čtyřmi nezávislými týmy fyziků. Stanovení konverzních faktorů probíhalo jak matematickou modelací pomocí Monte Carlo simulace, tak i měřeními na různých velkých fantomech. Parametr SSDE pak velmi dobře koreluje s dávkou, jakou obdržel vyšetřovaný objem. (Súkupová, 2015a)

### 2.3.2. Radiobiologické dozimetrické veličiny

Protože biologická účinnost různých druhů záření není stejná, byl zaveden empiricky stanovený jakostní faktor  $Q$ , závislý na hustotě ionizace, kterou každý daný druh záření způsobuje. Tento faktor popisuje, kolikrát je daný druh záření biologicky účinnější než záření fotonové. Pro fotonové záření (X i gama) a záření beta je tento faktor  $Q = 1$ . Pro neutronové záření  $Q = 2-20$  podle energie neutronů, pro protonové záření  $Q = 5$  a pro alfa částice, těžká jádra a štěpné produkty  $Q = 20$ .

Základní biofyzikální veličinou je ekvivalentní dávka (v měřitelné veličině se jedná o dávkový ekvivalent) a je uvažována ve tkáni ozářené dávkou  $D$ , zářením o určité jakosti  $Q$ . Jednotkou je Sievert [Sv].

$$H = Q \cdot D$$

Pro zohlednění radiosenzitivity různých orgánů a orgánových systémů, byla zavedena veličina efektivní dávka. Je vyjádřena jako součet vážených středních hodnot ekvivalentních dávek ( $H_T$ ), tedy jako součet hodnot všech uvažovaných tkání. Radiosenzitivita každé tkáně, jako relativní příspěvek orgánu nebo tkáně k možné zdravotní újmě, je vyjádřena pomocí tkáňového nebo také orgánového váhového faktoru  $w_T$ . Hodnoty tkáňových faktorů jsou stanoveny ICRP. Rizikové faktory, které jsou zdrojem dat pro hodnoty  $w_T$  byly získány experimentálně z radiobiologických dat ve střední a vyšší oblasti dávek. Pro nižší oblast dávek byla použita extrapolace hodnot. (ICRP, 2007)

Tabulka 1 Hodnoty tkáňových váhových faktorů

Tkáň	Tkáňový váhový faktor	$\Sigma w_T$
Kostní dřev, tlusté střevo, plíce, žaludek, prs, ostatní celkem (nadledviny, žlučník, srdce, ledviny, mízní uzly, sval, sliznice ústní dutiny, slinivka, prostata ♂, tenké střevo, slezina, brzlík, děloha ♀)	0.12	0.72
Gonády	0.08	0.08
Močový měchýř, jícn, játra, štítná žláza	0.04	0.16
Kosti, mozek, slinné žlázy, kůže	0.01	0.04
	<b>celkem</b>	<b>1.00</b>

ICRP, 2007

Jednotkou efektivní dávky je Sievert [Sv].

$$D_{ef} = \sum w_T \cdot H_T$$

Efektivní dávka umožňuje vyjádřit radiační zátěž, vzniklou z lékařského ozáření, pomocí jediného čísla i při nerovnoměrném ozáření. Díky tomu je možné tuto hodnotu používat pro porovnávání radiační zátěže při použití různých zdrojů ozáření. Je to také veličina, která umožňuje posoudit míru zdravotního rizika, které z příslušného lékařského ozáření vyplývá.

Tato veličina není přímo měřitelná, stanovuje se empiricky z hodnot naměřených při expozici. Vzhledem ke své definici, zohledňuje biologickou účinnost použitého záření i radiosenzitivitu tkání. Je ale potřeba zdůraznit, že koncept této veličiny má charakter pouze

kvalifikovaného odhadu dávky s možnou nepřesností v řádu až desítek procent. (Ullmann, b. r.)

## **2.4.Měření a odhad radiační dávky (radiačního rizika)**

Pro měření radiační dávky a následný odhad radiačního rizika lze využít dvě základní metody. První metoda je přímá, tedy výpočet z hodnot známých před a po expozici vyšetřovaného objektu. Nejdůležitějšími hodnotami pro tento výpočet jsou součin kermy a plochy, reálné expoziční hodnoty a parametry vyšetřovaného objektu. Je možné provést výpočet pomocí konverzních faktorů či použitím vhodného softwarového nástroje. Důležitým aspektem pro výpočet dávky je i směr vstupu primárního svazku do vyšetřovaného objektu. (Súkupová, 2018)

Druhou metodou je metoda nepřímá, která k výpočtu dávky využívá simulaci expoziční situace na fantomech, na něž jsou virtuálně aplikovány expoziční hodnoty použité při vyšetření. Tyto fantomy mohou mít podle zvoleného simulačního softwarového nástroje podobu běžných geometrických prostorových útvarů – válec, kvádr, krychle či dokonce antropomorfní složení, které dokáže věrněji simulovat atenuaci a případně i zpětný rozptyl záření. (Súkupová, 2018)

Jako odhad dávky při planárním vyšetření pomocí C ramene je pak možno uvažovat součet dílčích dávek sdělených jednotlivými expozičními. Pro odhad dávky u vyšetření CBCT by mělo být uvažováno obdobně. Rozdílem oproti klasickému vyšetření C ramenem je však geometrie primárního svazku. Při konvenčním vyšetření jsou nejčastěji použity ortogonální projekce v latero-laterálním a předozadním/zadopředním směru. V případě použití CBCT je však vstup primárního svazku během načítání zdrojových dat jiný pro každou projekci. Proto je pro co nejpřesnější odhad nutné provést velké množství dílčích výpočtů se zadáním úhlu vstupu, či použití extrapolace pro výpočet dílčích hodnot dávek pouze z několika úhlů. Proto se pro odhad dávky využívají spíše indikované hodnoty  $CBDI_w$ . (Súkupová, 2018)

Míru rizika pro jednotlivé orgány lze pak posoudit z vypočtené hodnoty ekvivalentní dávky, častěji se však posuzuje míra rizika vzniku stochastických účinků vzniklá ozářením více orgánů nebo soustav pomocí hodnocení dávky efektivní. Rizikové hodnoty stanovují instituce Committee on the Biological Effects of Ionizing radiation (BEIR) a International Commission on Radiological Protection (ICRP). (Martin et al., 2017)

Tabulka 2 Rizikové hodnoty

<b>Efektivní dávka [mSv]</b>	<b>Popis rizika</b>
< 0,1	Zanedbatelné
0,1 – 1	Minimální
1 – 10	Velmi nízké
10 – 100	Nízké
> 100	Mírné

(Martin et al., 2017)

Komise ICRP uvádí, že model odhadu dávky a rizika je považován za nejvíce vhodnou interpretaci experimentálních dat. Zavádí však poměrně vysokou míru nejistoty, obzvláště u expozičních situací s nízkým dávkovým příkonem. Míra nejistoty se však vzhledem k různým parametrům expozičních situací nedá určit. (ICRP, 2007)

### 3. Anatomie

Páteř obecně se skládá ze 7 krčních, 12 hrudních a 5 bederní obratlů, kosti křížové, která je tvořena 5 srostlými obratli a kostrče složené rovněž srostlými 4-5 obratli. Jednotlivé obratle (vertebrae) se skládají ze třech hlavních částí s odlišnými funkcemi – tělo obratle, obratlový oblouk a výběžky. (Čihák, 2011)

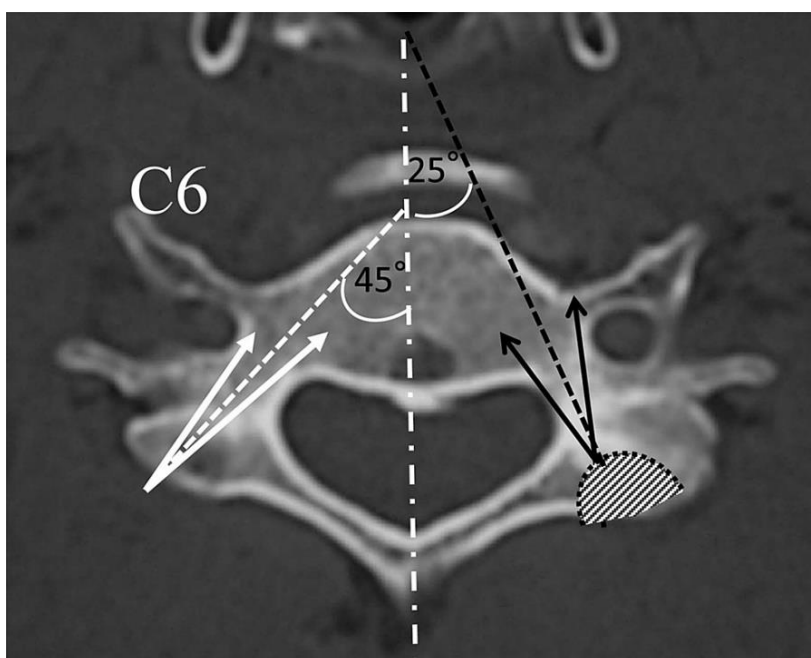
Fyziologicky jsou na páteři dospělého člověka přítomna zakřivení v sagitální rovině, v některých případech se vyskytuje i zakřivení v rovině frontální (fyziologická skolióza). Zakřivení v sagitální rovině představuje lordóza, tedy ventrální vyklenutí páteře, a kyfóza, dorzální vyklenutí páteře. Kraniokaudálně se střídají – lordóza krční s vrcholem v úrovni C4-C5, kyfóza hrudní s vrcholem v úrovni Th6-Th7 a bederní lordóza s vrcholem při L3-L4. Promotorium je oblast úhlovitého zalomení přechodu bederní páteře v sacrum, sacrum je opět kyfotického zakřivení. (Čihák, 2011)

Nosnou složku představuje tělo obratle (corpus vertebrae) s nímž je spojena meziobratlová ploténka (discus intervertebralis) a tvoří pohyblivý úsek páteře. První, nejnižší discus intervertebralis se nachází v meziobratlovém prostoru C2/3, mezi obratli atlas a axis discus není. Nejvyšší a poslední meziobratlová ploténka je mezi obratli L5 a S1. Na zadní ploše obratlového těla se k němu vpravo a vlevo připojuje obratlový oblouk (arcus vertebrae) prostřednictvím úzké oblé patky (pediculus arcus vertebrae). Tím vzniká obratlový otvor (foramen vertebrale), který vytváří páteřní kanál a chrání míchu s odstupujícími míšními kořeny (medulla spinalis). (Čihák, 2011) Právě v místě pediklů jsou zaváděny transpedikulární šrouby v rámci prováděné nepřímé osteosyntézy páteře.

#### 3.1. Specifika krčních obratlů

Krční obratle (vertebrae cervicales) se označují v kraniokaudálním směru C1-C7. Obratlový oblouk (foramen vertebrale) je trojhranného tvaru. Příčné výběžky (processus transversus) krčních obratlů s foramina transversaria vyčnívají laterálně z obratlových těl a jsou zakončeny dvěma hrbolky, mezi nimiž v prohnutí probíhá míšní nerv vystupující z meziobratlového otvoru. Foramina transversaria jsou otvory jimiž probíhá v rozsahu C6-C1 arteria vertebralis. První krční obratel (atlas) nemá obratlové tělo, na jeho místě je kostěný oblouk (arcus anterior) z něhož po stranách vystupují příčné výběžky. (Čihák, 2011) Kloubní spojení prvních dvou obratlů (atlas, axis) je důležité z hlediska rotačního pohybu krčních obratlů a hlavy. Tato oblast je však velmi náchylná k úrazům, novotvarům i zánětlivým onemocněním, která mohou způsobit nestabilitu krční páteře. (Lee et al., 2020)

Pedikly obratlů krční páteře mají malý průměr a ve vztahu k obratlovému tělu jsou umístěny pod vysokým úhlem v kraniokaudálním směru. Velikosti pediklů od kaudálně uložených se směrem k C2 zmenšují, nejmenší rozměr mají pedikly obratlů C3 a C4, přičemž dosahují průměru menšího než 4 mm. Lateromeidiální úhel pediklu je variabilní, v rozsahu 25° až 45°, kdy nejnižší lateromeidiální úhel je na obratli C2 a kaudálně se zvyšuje. Laterální stěna je nejtenčí strukturou pediklů krční páteře, její perforace by vedla k porušení foramen transversarium a potenciálně tak k poranění arteria vertebralis. Mediální stěna je silnější a poranění míchy nebo jejích obalů je méně pravděpodobné. (Ghori et al., October 01, 2015)



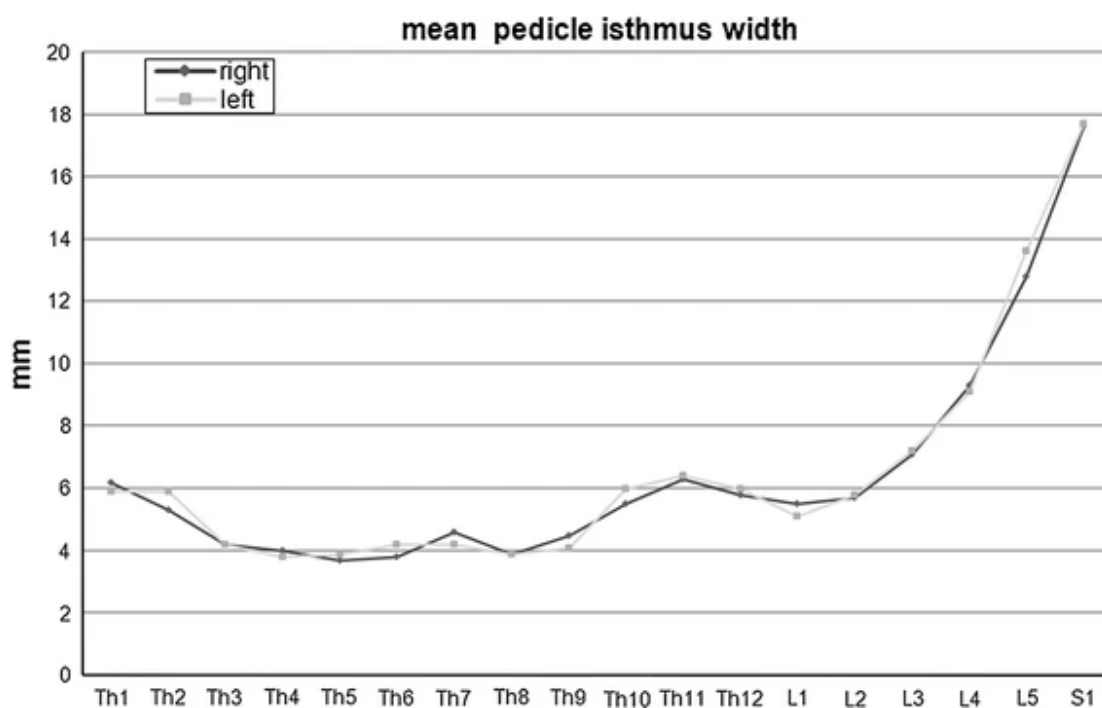
Obrázek 2 Lateromedialní úhel trajektorie pedikulárního šroubu C6 (Ghori et al., October 01, 2015)

### 3.2. Specifika hrudních obratlů

Hrudní obratle (vertebrae thoracicae) se v kraniokaudálním směru označují Th1-Th12. Foramen vertbrale je okrouhlého tvaru a těla hrudních obratlů jsou poměrně vysoká, výška obratlového těla přibývá kaudálně od Th1. Těla obratlů Th1 a Th2 připomínají svým tvarem krční obratle, Th11 a Th12 jsou velmi podobné obratlům bederním. Příčné výběžky (processus transversi) směřují dorzálně a na jejich koncích ventrálně se nachází kloubní plošky pro spojení s hrbolky žebere. (Čihák, 2011) Zimmermann et al., 2021 uvádí šířku pediklů horních hrudních obratlů do 4 mm. Takže i při využití tenkých pedikulárních šroubů může dojít k perforaci kortikalis pediklu. Také blízkost ramen, lopatek a žebere značně ztěžuje přehlednost oblasti horní hrudní páteře na planárních snímcích.

### 3.3. Specifika bederních obratlů

Obratle bederní (vertebrae lumbales) se označují zkratkou L1-L5 a jsou ze všech obratlů největší. Z processus transversi zbyly na každé straně bederních obratlů dva malé výběžky. Foramen vertebrale mají trojúhelníkového tvaru, arcus vertebrae je mohutný. Pedikly bederních obratlů jsou většího průměru, zároveň je v této oblasti menší riziko poškození vitální struktury pedikulárním šroubem. (Čihák, 2011; Perna et al., 2016)



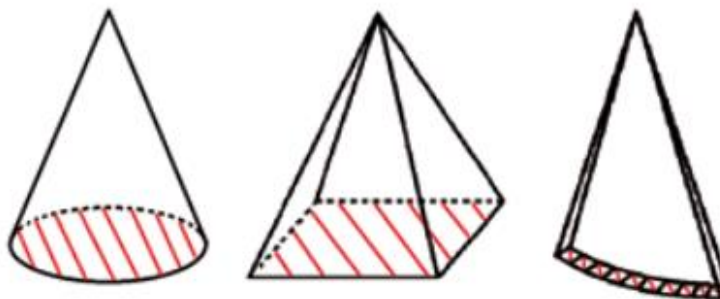
Obrázek 3 Vážený průměr šíře pediklů jednotlivých obratlů v jejich nejužším místě kolmo k ose páteře (Waschke et al., 2013)



## 4. Specifika CBCT ve srovnání s konvenčním CT

Cone Beam CT je tomografickou zobrazovací modalitou vycházející z matematické rekonstrukce planárních zdrojových dat na výsledná data volumová. Použití této metody v radiodiagnostice je v dnešní době velmi rozšířené. Je využíváno v dentálním zobrazování, v intervenční radiologii a kardiologii jako jedna z možností, kterou nabízejí angiografické přístroje, v radioterapii jako verifikační nástroj a v neposlední řadě také jako zdroj dat pro operační navigační systémy. (Súkupová, 2015a)

Hlavní odlišností od konvenčního výpočetního tomografu je tvar svazku rentgenového záření. V případě CBCT je využíván kužel (pro zesilovač rentgenového záření) nebo jehlan (pro flat panel), u konvenčního přístroje je využíván svazek tvaru vějíře (Fan Beam CT). Tomu odpovídá i konstrukční odlišnost receptorů záření. U konvenčního přístroje jsou detektory poskládány do několika úzkých řad do oblouku, u CBCT je využíván zesilovač rentgenového záření nebo v dnešní době již výhradně flat panel čtvercového nebo obdélníkového tvaru. (Súkupová, 2015a)



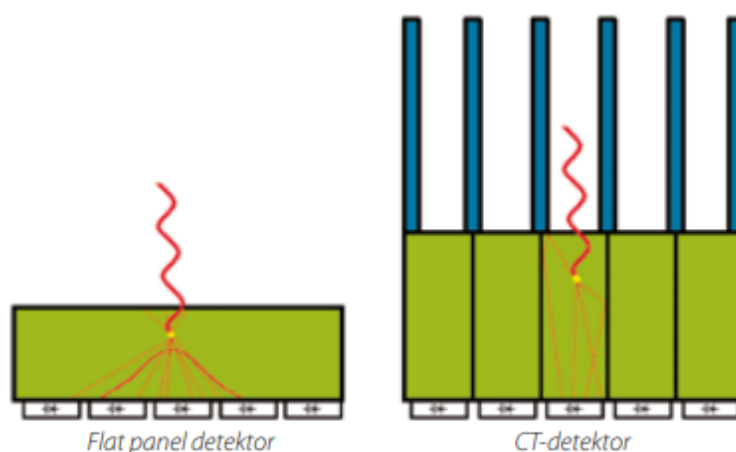
Obrázek 4 Tvary RTG svazku záření pro zesilovač obrazu, FPD a CT detektor (Súkupová, 2015a)

Odlišný je i náběh zdrojových dat. V případě konvenčního skeneru jsou data nabírána helikálně v jednotlivých řezech, nejčastěji v transversální rovině. Poté dochází k rekonstrukční fázi aplikací matematických algoritmů (filtrovaná zpětná projekce) a konverzní fázi, ve které jsou již jednotlivým voxelům s atenuačním koeficientem přiřazeny hodnoty CT čísla. Při použití CBCT jsou data nabírána volumetricky, tedy zaznamenáním atenuačních koeficientů celé vyšetřované oblasti zájmu z jednotlivých úhlů najednou. Pro získání celé sady dat systém rentgenka-receptor opíše pouze jednu, obvykle neúplnou rotaci kolem vyšetřovaného objektu – často se využívá kyvu okolo 200°. Způsobu náběru dat tak odpovídá rozsah zobrazené oblasti zájmu. Zatímco u konvenčního CT jsme omezeni pouze rozsahem pohybu vyšetřovacího stolu,

při použití CBCT je maximální velikost zobrazené oblasti determinována rozměrem použitého flat panelu. Při použití panelu o velikosti 40x40 cm je možné získat zobrazení objemu o velikosti cca 25x25x18 cm. (Súkupová, 2015a)

Při expozici nelze u CBCT používat tak rozsáhlé možnosti modulace expozičních hodnot jako u konvenčního CT. Nelze tedy využít běžně používanou automatickou kontrolu dávkového příkonu. Ta zajišťuje změnu napětí a proudu podle dávky na vstupu detektoru podle zvolené expoziční křivky. U CBCT je při expozici nastavena fixní hodnota vysokého napětí a modulován je pouze použitý proud. (Súkupová, 2015a)

Flat panely používané u CBCT systémů jsou vybaveny detekčními elementy o velikosti 0,1 – 0,2 mm. To je zhruba třetinová nebo poloviční velikost detekčních elementů konvenčních CT skenerů. Přestože je velikost elementů u CBCT menší, prostorové rozlišení není ve skutečnosti lepší. Je to dáno další konstrukční odlišností. U konvenčních skenerů je použit strukturovaný systém sestavení detekčních elementů, tedy pro každý polovodičový element existuje vlastní scintilační element, který díky odrazivé vrstvě po obvodu může ovlivnit pouze polovodič pod sebou. Nedochozí tedy k cross-talk efektu, kdy foton světla z jednoho scintilačního elementu ovlivňuje elementy vedlejší. V případě flat panelů je použita scintilační vrstva. Díky tomu může docházet k „přezářování“ tedy rozptylu fotonů světla na jiná místa, než je místo dopadu fotonu X záření. Jsou však používány různé metody potlačení vlivu cross-talk, ať už postprocessingové softwarové nástroje nebo i nástroje konstrukční – použití scintilátoru v jehlovité podobě. Pro výrobu scintilátorů se využívá majoritně dvou materiálů CsI a Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S. Zatímco jodid cesný nabízí vyšší detekční kvantovou výtěžnost, oxisulfid gadolinia má rychlejší vyhasínání. (Súkupová, 2015a)



Obrázek 5 Demonstrace cross-talk efektu – rozptyl fotonu světla ve scintilátoru CBCT a CT detektoru (Súkupová, 2015a)

Vzhledem k odlišné podobě hrubých zdrojových dat je pro rekonstrukci využíván jiný matematický algoritmus – Feldkamp rekonstrukce. Jedná se o typ filtrované zpětné projekce, umožňující volumetrickou rekonstrukci ve směru původního svazku paprsků do několika řezů. To je odlišné od rekonstrukce dat z konvenčního CT, kdy je projekováno pouze do řezu jednoho. Kvalita rekonstrukce je závislá na prekolimaci svazku záření. Zatímco u konvenčního CT je kolimováno v řádu nižších jednotek stupňů, u CBCT až několik desítek stupňů. To přináší možný vznik artefaktů zobrazení v periferních částech oblasti zájmu. Na snižování kvality zobrazení se také projeví prekolimace svazku. Tvorba rozptýleného záření u vějířovitého svazku je výrazně nižší než u svazku tvary jehlanu, vzhledem k menšímu objemu ozářené tkáně. Pro víceřadé konvenční CT je hodnota poměru rozptýleného záření k primárnímu (Scatter to Primary Ratio, SPR) rovna 0,2, u CBCT je SPR rovna až hodnotě 3. Dynamický rozsah používaných flat panelů je nižší než u receptorů používaných v konvenčním CT. V obraze z konvenčního CT lze rozlišit struktury s rozdílem 5 HU (Hounsfield unit, CT číslo), v CBCT obraze to možné není. Obecně mají flat panely dynamický rozsah  $10^3$ , zatímco detektory pro CT  $10^7$ .

Tabulka 3 Porovnání parametrů konvenčního CT a CBCT

Parametr	Konvenční CT	CBCT
Typ scintilátoru	Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S	CsI
Tloušťka scintilační vrstvy	1,4 mm	0,6 mm
Účinnost absorpce energie	90 %	50 %
Velikost detekčního elementu	0,5 mm	0,2 mm
Velikost matice (rovina xy)	512–1024	512 – 2490
Počet řad detekčních elementů	16–320	512 – 2490
Šířka skenovaného objemu (osa Z)	2–160 mm	100 – 180 mm
Velikost pole (FoV) (rovina XY)	500–700 mm	100 – 250 mm
Velikost ohniska	0,6–1,2 mm	0,4 – 1,2 mm
Napětí rentgenky	80–140 kV	60 – 125 kV
Výkon	≈ 100 kW	≈ 50 kW
Nejkratší rotační čas	≈ 0,3 s	≈ 3 s
Časové rozlišení	≈ 0,07 s	≈ 3 s
Snímkovací rychlost	≈ 5000 fr/s	≈ 30 fr/s
Rozlišení kontrastu	≈ 3 HU	≈ 30 HU
Dynamický rozsah	103	107

(Súkupová, 2015a)

CBCT obraze je také významněji zatíženo artefakty. Jedním z těchto artefaktů je cupping artefakt, který se projevuje obzvláště u cylindrických objektů jako pokles hodnot zeslabení ve směru ke středu. Tento artefakt je závislý na množství rozptýleného záření, které se podílí na tvorbě obrazu a lze ho částečně potlačit přítomností protirozptylové mřížky. To je však spojeno se zvyšující se dávkou z vyšetření. Dalším artefaktem je čárový streak artefakt. Projeví se jako lineární změna signálu a následně i obrazu. Má několik příčin, mezi něž patří například tvrdnutí svazku. Truncation artefakt vzniká v případě, že se do vzniku obrazu projeví změny atenuace z částí objektu, které jsou položeny mimo oblast zájmu. Ring artefakty, kruhové čáry v obraze vznikají jako následek pomalé odezvy jednoho nebo několika detekčních elementů. Velmi významnou roli mohou v CBCT obraze hrát artefakty pohybové. Jejich vznik je způsoben delší dobou načítání zdrojových dat oproti konvenčnímu CT. (Súkupová, 2015a)

## 5. Strategie osteosyntézy obratlů

Při zavádění transpedikulární fixace je stěžejní určit správné umístění šroubů v pediklu. Ideálně by měl být šroub umístěn v pediklu centrálně, aniž by jakkoliv narušoval jeho kortikalis. Mediální perforace pediklu může způsobit závažné neurologické postižení, špatné postavení šroubu laterálně může ovlivnit stabilitu. Zároveň by pedikulární šroub neměl procházet skrze tělo obratle ventrálně, jeho špička by měla ležet v těle obratle. V opačném případě by mohlo dojít k poškození okolních struktur v závislosti na místě fixace (aorta, duté žíly, trachea, jícen a další). Proto je potřeba kontrolovat a hodnotit správnost usazení pedikulárních šroubů perioperačně. K posouzení polohy zavedeného pedikulárního šroubu slouží Gertzbein–Robbinsova klasifikace, která udává, že již při odchylce 2 mm je potřeba usazení šroubu opravit. (Zimmermann et al., 2021)

Pozice transpedikulárního šroubu se podle Gertzbein-Robbinsovy klasifikace hodnotí na stupnici od A do E dle toho, v jakém rozsahu narušuje šroub kortikalis pediklu:

- A: bez porušení kortikalis pediklu, plně intrapedikulární poloha šroubu
- B: přesahující kortikalis pediklu < 2 mm
- C: přesahující kortikalis pediklu 2-4 mm
- D: přesahující kortikalis pediklu 4-6 mm
- E: přesahující kortikalis pediklu > 6 mm nebo je mimo pedikl.

Stupně A a B lze považovat za uspokojivý výsledek operace. V ostatních třech stupních se mohou objevit neurologické obtíže a výsledek operace je tak považován za neuspokojivý, může být indikován k reoperaci a přesazení daného transpedikulárního šroubu. (Neubauer et al., 2020)

Pro kontrolu zavádění pedikulárních šroubů bylo zavedeno několik technik. Pravděpodobně nejčastěji je chirurgy stále využívána tzv. technika volné ruky, která je založena na kontrole prostřednictvím perioperačního zobrazování konvenční 2D skiaskopii v jedné rovině. K jistější orientaci v anatomických strukturách a zlepšení polohy pedikulárních šroubů byly vyvinuty složitější techniky v podobě CBCT spojené s navigačním systémem. Tato technika se stává čím dál tím vyhledávanější. Dalším vývojem jsou robotické techniky, které mají za cíl další zvýšení přesnosti usazení transpedikulární fixace. (Laudato et al., 2018)

## **5.1. Zobrazovací technologie na operačních sálech**

V závislosti na oblasti fixace páteře může být posouzení správnosti usazení pedikulárního šroubu za využití konvenční dvourozměrné (2D) skiaskopie velmi náročné a se značnou nejistotou. Následné zjištění neadekvátního umístění šroubu na pooperačně provedeném CT vyšetření může vést k revizní operaci. Proto bylo vyvinuto perioperační 3D zobrazování výpočetní tomografií využívající svazek záření ve tvaru kužele (Cone Beam CT – CBCT). (Zimmermann et al., 2021)

Trojrozměrným obrazem navigované neurochirurgické operace se začaly provádět v roce 1995, kdy k perioperačnímu navigování sloužila předoperační vyšetření multislice výpočetní tomografií (multislice computed tomography – MSCT). Předoperační obrazová dokumentace byla za využití ultrasonografie nebo skiaskopie spárována s obrátek určeným k fixaci během operace. Rozvoj perioperační navigace byl limitován párováním předoperačních trojrozměrných MSCT obrazů podle perioperačních dvourozměrných skiaskopických obrazů. Přesnost takto založené perioperační navigace byla zpochybněna. Technologické pokroky na poli výpočetní tomografie s kuželovým paprskem daly vzniknout CBCT perioperační navigaci. Perioperační dostupnost těchto přístrojů je nízká, ale výhoda CBCT zobrazování byla prokázána nejen v chirurgii páteře, ale i v jiných anatomických oblastech. (Tonetti et al., 2020)

### **5.1.1. Skiaskopie 2D C-rameno**

Nejčastěji používanou zobrazovací metodou při obrazem navigovaných operacích všeobecně je dvourozměrná skiaskopie prováděná prostřednictvím C-ramene. Výhodou použití C-ramene je především snadná obsluha a v některých anatomických oblastech krátká operační doba. Za nevýhodu využívání této metody se považuje možná vyšší radiační dávka pro operační tým. Je tedy velice důležité dbát na radiační ochranu, zejména na správné postavení personálu, využívání ochranných prostředků a optimalizování expozičních parametrů. (Ojodu et al., 2018)

Základními součástmi tohoto zobrazovacího řetězce je rentgenka, receptor obrazu, kolimátor a displej. Rentgenka je konstrukcí ve tvaru písmene C spojena s receptorem obrazu. U starších C-ramen je receptorem zesilovač obrazu, častěji je to již flat panel detektor. Kolimátor by měl být využíván k úpravě velikosti svazku produkovaného RTG záření a okamžité zobrazení požadovaných snímků probíhá na displejích dvou obrazovek. (Súkupová, c2011 - 2024)



Obrázek 6 Zobrazovací řetězec C-ramene (vlevo s FPD, vpravo se zesilovačem obrazu)  
(Súkupová, c2011 - 2024)

### 5.1.2. Skiaskopie/3D C-rameno

Možností perioperačního 3D CBCT zobrazování disponují některá C-ramena různých výrobců (například Cios Spin 3D od firmy Siemens Healthineers). Jedná se o přístroj s mobilním, izocentrickým C-ramenem vybaveným plochým detektorem (flat-panel detector – FPD) a možností trojrozměrného volumetrického zobrazování. C-rameno lze také využít i pro klasické 2D skiakopické pooperační i perioperační zobrazování, případně je možné během výkonu kombinovat skiaskopický režim a 3D zobrazení. Přístroje CBCT v konfiguraci C-ramene mají široké využití při intervenčních výkonech v angiografii, chirurgii, ortopedii a dalších. (Sheth et al., 2020; ICRP, 2015)

Zdrojem záření je rentgenka s rotující wolframovou anodou (2,6 MHU) s dvěma ohnisky velikostí 0,3 a 0,5 mm, inherentní filtrací 0,1 mm Cu a přídatnou filtrací 3,0 mm Al. Zobrazovací řetězec je založen na nepřímé konverzi záření v polovodičovém plochém detektoru (CsI:TI). Aktivní plocha detektoru, a tedy i velikost pole zájmu (field of view – FOV) pro 2D zobrazování má rozměr 30 x 30 cm<sup>2</sup>. To zároveň koresponduje s maximálním možným úhlem kužele záření 15° a velikosti objemového FOV o rozměrech 16 x 16 x 16 cm<sup>3</sup>. K symetrickému přizpůsobení velikosti pole oblasti disponuje přístroj motorizovanými kolimačními clonami. Před receptorem obrazu je umístěna odnímatelná protirozptylová mřížka s hustotou 80 lamel/cm a poměr 15:1 (poměr vzdáleností mezi lamelami a jejich výškou). (Sheth et al., 2020)

Pohyb C-ramene kolem středové osy je motorizovaný a počítačem řízený během akvizice 3D obrazu. Sklonění C-ramene je možné v rozsahu 220° a vertikálně je možný pohyb 45 cm, oba pohyby jsou motorizované, ale nejsou řízeny počítačově. Od osy v laterálním směru lze s C-ramenem manipulovat v rozmezí 20 cm a vytočit jej lze v rozmezí 10°, toto polohování lze ovládat pouze ručně, není motorizované. 3D skenování

lze provést při sklonu C-ramene maximálně 15° a skenovací úhel oblouku je 195°. (Sheth et al., 2020)

### **5.1.3. Spinální navigace – CBCT**

Pro navigační systémy mohou být CBCT přístroje v konfiguraci C-ramene nebo O-ramene, kdy je různé od výrobce, zda je gantry konstruováno pevně nebo se vysune a uzavře nad pacientem z konstrukce C-ramene. Zobrazování probíhá na principech popsaných v kapitole výše, rovněž i zde je možné využít také 2D skiaskopický režim. Konfigurace O-ramene s možnou rotací 360° zajišťuje lepší distribuci záření oproti isocentrickému systému C-ramene s rotací 180°, kdy může být zvýšena ekvivalentní dávka na senzitivní orgány jako jsou játra. (Tonetti et al., 2020)

Pro účely této práce máme k dispozici O-rameno Loop-X Mobile Imaging Robot (medPhoton GmbH, Salzburg, Rakousko) s navigační pracovní stanicí (BrainLab AG, Mnichov, Německo). Tento i další komerčně dostupné navigační systémy pracují na základě optické lokalizace infračervenými kamerami. Po obvodu O-ramene jsou umístěné lokalizační značky. Další komponentou je růžice s referenčními body, kterou umístí operatér na okraj operační rány – nejčastěji je připevněna k processus spinosus obratle ve fixované oblasti. Všechny tyto komponenty musí být dobře viditelné pro infračervenou kameru, která je při spinální navigaci umístěna u nohou pacienta a poté je možné provést CT skenování. Rovněž operační nástroje disponují lokalizačními body, jsou sterilizovatelné a pro každé další použití se musí kalibrovat. Do navigační stanice jsou přeneseny CBCT skeny a poté je možné sledovat pohyb operačních nástrojů v reálném čase ve třech rovinách objektu. (BrainLab, c2024; Tonetti et al., 2020; Yokota et al., 2023)



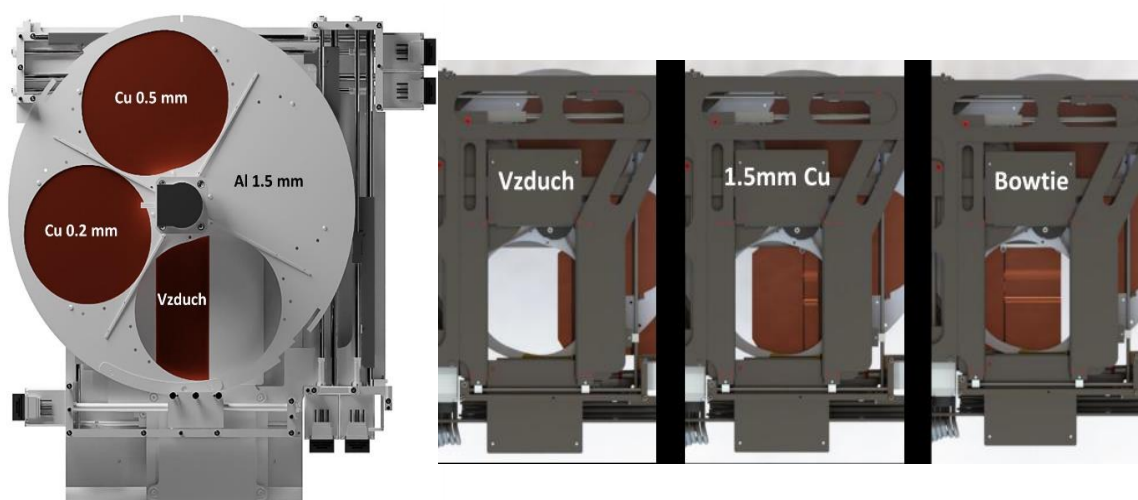


Obrázek 7 CBCT O-rameno Loop-X s navigačním systémem (BrainLab, c2024)

Přístroj Loop-X Mobile Imaging Robot disponuje 121 cm velkým otvorem gantry, respektive vzdáleností zdroje záření od receptoru obrazu. Generátorem záření je rentgenka s rotační anodou cílového materiálu RT-TZM, což je slitina titanu, zirkonia a molybdenu. Anoda je skloněna pod úhlem  $10^\circ$ . Katoda sestává z fokusační mističky se dvěma vlákny pro velikosti ohnisek 0,3 a 0,6 mm. Generátor záření pro urychlení elektronů poskytuje napětí v rozsahu 40–120 kV. Rozsah proudu pro generaci elektronů je v závislosti na velikosti ohniska v rozmezí 5–80 mA pro pulzní režim, 0,2 – 8 mA pro režim kontinuální. (BrainLab, c2024; medPhoton GmbH, 2021)

Kolimátor sloužící k vymezení primárního svazku záření sestává ze čtyřech nezávisle na sobě pohyblivých clon. Vymezením svazku záření výhradně na vyšetřovanou oblast lze podstatně snížit DAP (Dose Area Product) a celkovou dávku záření pacientovi. Software soustavy zajišťuje dynamické kolimování primárního svazku záření tak, aby emitované paprsky dopadaly do vymezeného FOV a zároveň na aktivní plochu receptoru obrazu. (medPhoton GmbH, 2021)

Součástí kolimátoru je přídavná filtrace a je vkládána do cesty primárnímu svazku prostřednictvím filtračního kotouče a nosiče filtrů. Filtrační kotouč sestává ze čtyřech možných filtrů – 0,5 mm Cu (13 mm Al ekv. při 75 kVp), 1,5 mm Al, vzduch (bez filtrace) a 0,2 mm Cu (5,2 mm Al ekv. při 75 kVp). Nosič filtrů má k volbě filtrace tři možnosti – vzduch (bez filtrace), 1,5 mm Cu (31,3 mm Al ekv. při 75 kVp) a Bow-tie filtr 0,3 mm Cu optimalizovaný pro zobrazování pánve. Nastavení přídavné filtrace je optimalizované přístrojem dle zadané váhy a výšky pacienta, pro maximální vytvrzení svazku lze pomocí filtračního kotouče a nosiče filtrů vložit do cesty primárnímu svazku až 41,6 mm Al ekv. při 75 kVp. Inherentní filtrace je 4,4 mm Al ekvivalentní při 75 kVp. (medPhoton GmbH, 2021)



Obrázek 8 Filtrační kotouč (vlevo, pohled od generátoru záření) a nosič filtrů (vpravo, pohled od receptoru obrazu) (medPhoton GmbH, 2021)

Rameno generátoru i rameno detektoru jsou osazeny samostatně na otočných prstencích gantry a pohybují se nezávisle na sobě. Obě ramena jsou osazena senzory pro zabránění kolizi, rameno detektoru je vybaveno liniovými lasery k promítnutí FOV nebo centračního kříže na pokožku pacienta. Receptorem obrazu je plochý scintilační (CsI:TI) detektor FPD umožňující planární skiaskopické (2D) a volumetrické (3D) digitální zobrazování. Velikost aktivní plochy detektoru je 43,2 x 43,2 cm<sup>2</sup> a udává tak maximální rozměr oblasti zájmu v planárním zobrazení. Pro 3D zobrazování je minimální velikost FOV 3 x 3 x 3 cm<sup>3</sup> a maximální 25 x 25 x 25 cm<sup>3</sup>. Zpracování obrazových dat, korekce obrazu a 3D rekonstrukce nevyžadují externí počítače, vše probíhá v procesorech umístěných přímo v konstrukci O-ramene. (BrainLab, c2024; medPhoton GmbH, 2021)

Vzhledem k možnosti nezávislého pohybu zdroje a receptoru obrazu umožňuje toto O-rameno izocentrické i neizocentrické zobrazování. Neizocentrické zobrazení je přínosné

zejména v situacích, kdy z jakéhokoliv důvodu nelze umístit vyšetřovanou oblast do středu gantry. Zdroj a detektor jsou tak při tomto způsobu zobrazení umístěny pod menším úhlem, ne protilehle jako při izocentrickém zobrazování. Tím přístroj nabízí velkou flexibilitu při perioperačním zobrazování. Skenovací úhel, který opíše soustava zdroj-detektor, se liší podle velikosti pole zájmu a jeho ne-/izocentrickém umístění. (medPhoton GmbH, 2021)

Ovládání O-ramene probíhá skrze bezdrátově připojený ovládací panel – tablet. Pohyb přístroje je možný v osách longitudinálně, transversálně, laterálně a rotačně do obou stran o 360°. Samotné gantry je možné naklonit v rozmezí +30° - -60° pro 2D i 3D zobrazení, pro navigační skenování je možnost sklonění gantry omezená. Před začátkem vyšetření je nutné zadat údaje o pacientovi včetně jeho věku, váhy, výšky a pohlaví a také zvolit požadovanou anatomickou oblast, polohu pacienta vůči gantry a zobrazovací techniku (2D nebo 3D). Software dle zadaných parametrů nabídne adekvátní expoziční parametry, které je v případě potřeby možné upravit radiologickým asistentem. Přepsat je možné tyto parametry záření: energie (kV), proud (mA) a filtrace. Další možností je volba ze tří přednastavených dávkových protokolů – LowDose, Standart a HighDose.

Užitečnou funkcí z hlediska radiační ochrany pacienta i personálu a minimalizace velikosti operační rány je funkce plánování řezu (Incision planning) – kdy je možné na dvou ortogonálních snímcích zvolit orientační bod, který je následně lasery promítnut na pokožku pacienta. Funkce časové osy snímku umožňuje přesun O-ramene do pracovní polohy, v které byl zvolený snímek pořízen. Pokud se tedy poloha vyšetřované oblasti vůči gantry nemění, je možné již získané snímky použít například ke zvolení FOV před pořízením 3D skenu a tím opět šetřit pacienta před vyšší dávkou ionizujícího záření. Prohlížeč rovněž umožňuje postprocessingové úpravy jednotlivých 2D snímků i dodatečné rekonstrukce 3D skenů. (BrainLab, c2024; medPhoton GmbH, 2021)

## **5.2. Indikace k transpedikulární fixaci**

Dorzální fixace páteře pomocí pedikulárních šroubů je v současné době standardním postupem v chirurgické léčbě traumatických i patologických zlomenin obratlů, ale i degenerativních a vrozených vad páteře jako například skolióza. Dalšími indikacemi mohou být infekce či nádorová onemocnění páteře. Zpočátku byla transpedikulární fixace využívána výhradně v oblasti bederní páteře, kde jsou pedikly většího průměru a je zde menší riziko poškození vitálních struktur. Následně bylo využití pedikulárních šroubů rozšířeno i na hrudní páteř, zde jsou ale vitální struktury uloženy v blízkosti pediklů a při nesprávném umístění šroubu může snadno dojít k jejich závažnému poškození. V současnosti je v oblasti hrudní a

bederní páteře fixace pomocí pedikulárních šroubů hojně využívána. Transpedikulární fixace krční páteře je prováděna méně často, zejména proto, že je technicky velice obtížně proveditelná a lze ji nahradit relativně snadno proveditelnou stabilizací laterálních mas krčních obratlů. (Ghori et al., October 01, 2015; Zimmermann et al., 2021; Perna et al., 2016)

### **5.3. Využití 2D skiaskopie**

Skioskopické snímkování je nejčastěji využívanou zobrazovací metodou k zavádění transpedikulární fixace. Poskytuje užitečné 2D informace pro určení vstupního bodu a trajektorie jednotlivých šroubů a je poměrně snadno dostupné. Pedikulární šrouby jsou zaváděny pomocí biplanární skiaskopie, zhotovují se tedy snímky v předozadní (AP) a bočné projekci (LAT). Kanylaci pediklu je možno provést z AP snímku technikou „sovího oka“, následně na LAT snímku se provádí kontrola po zavedení šroubu. Vždy se tedy k volbě trajektorie a kontrole zavádění šroubů zhotovuje několik AP i LAT snímků, z nichž rozptýleným zářením dochází k expozici operačního týmu. (Perna et al., 2016; Waschke et al., 2013)

Po podání celkové anestezie je pacient otočen na operační stůl do polohy na břicho, transpedikulární fixace se provádí zadním chirurgickým přístupem. Vzhledem k vyššímu průměru pediklů bederní, popřípadě dolní hrudní páteře, a malému riziku poškození blízké vitální struktury, se pedikulární šrouby zpočátku zaváděly výhradně v této oblasti. Vzhledem k dobrým výsledkům se následně jejich použití rozšířilo i na další segmenty páteře. Nesprávné umístění šroubů ve vyšších oblastech páteře však může snadno vést k závažným poškozením, vzhledem k přítomnosti vitálních neurovaskulárních struktur. Rovněž struktura žeber, ramen a lopatek snižuje přehlednost úseku horní hrudní páteře na 2D snímcích, což může zásadně snižovat správnost zavedení fixace hrudních obratlů. (Perna et al., 2016)

### **5.4. Využití spinální navigace**

Všechny zákroky prováděné pod spinální navigací byly stejně jako v předchozí kapitole provedeny v celkové anestezii v poloze na břicho, rozdílem bylo uložení pacientů na radiolucenční nebo karbonový stůl. V případě fixace krční páteře je hlava pacienta zajištěna hlavovou svorkou a nastavena do adekvátní polohy. 3D skenování by na standartním operačním stole nebylo možné pro množství artefaktů z jeho kovové konstrukce. Po uvedení pacienta do operační polohy je možné provést plánování řezu v rámci již dříve zmíněné funkce Incision Planning. Následuje příprava operačního pole, kdy je pacient zahalen sterilními rouškami. Roušky při skenování oblasti nesmí zasahovat ke kolizním čidlům O-ramene, v opačném případě by byl pohyb zobrazovacího řetězce zastaven. (Gan et al., 2021; Yokota et al., 2023)

Po incizi a adekvátním odhalení kostních struktur obratlů je na processus spinosus posledního obratle určeného k fixaci, připevněna růžice s referenčními body. Po zvolení odpovídajícího protokolu (krční/hrudní/bederní páteř) následuje provedení vstupního (předinstrumentačního) CBCT vyšetření s automatickou registrací referenčních bodů infračervenou kamerou. Na několika orientačních anatomických bodech je poté možné provést kontrolu přesné registrace obrazu pomocí referenční sondy. Rozměry jednotlivých šroubů jsou vybírány na základě navigačním systémem virtuálně vytvořeného šroubu, který je v reálném čase superponován na snímcích odpovídající oblasti ve třech rovinách. Navigačním ukazovátkem je ověřen vstupní bod a následně je vyvrtán otvor pro zavedení šroubu, vlastní šroub je pak zaveden po vodícím drátu nebo s pomocí navigovaného šroubováku. Po zavedení všech pedikulárních šroubů je zhotoveno kontrolní (poinstrumentační) CBCT ke kontrole jejich polohy. Chirurgové se tak mohou před uzavřením operační rány rozhodnout, zda je poloha všech šroubů správná či je nutné u některého provést okamžitou revizi. (Hagan et al., 2022; Alqurashi et al., 2021; Gan et al., 2021)

Technologie perioperační CBCT navigace je přínosná nejen v oblasti spinální chirurgie, protože poskytuje trojrozměrné zobrazení anatomických struktur pacienta v reálném čase. Obzvláště užitečná je tato technologie v situacích, kdy je požadovaná oblast páteře těžce zobrazitelná pomocí 2D skiaskopie a je pro operátora složité se v daném zobrazení orientovat. Perioperační zobrazování technologií CBCT s navigačním systémem při chirurgické fixaci krční páteře je považováno za přesné především z důvodu vysoké variability pediklů krčních obratlů a přilehlých neurovaskulárních struktur. (Lee et al., 2020)

## 6. Srovnání metod dle správnosti usazení transpedikulární fixace

Lee et al. provedli studii hodnotící postavení šroubů zavedených pouze do oblasti krční páteře, konkrétně do obratlů C1 a C2 u 34 pacientů. Z nich 19 podstoupilo operaci se zobrazováním pomocí perioperačního CT, u dalších 15 pacientů byla fixace umístěna pod skiaskopickou kontrolou. Analyzováno bylo vcelku 135 šroubů – 76 šroubů ve skupině O-ramene a 59 šroubů ve skupině skiaskopie. Míra přesnosti umístění šroubů pomocí navigace byla ve stupni A 94,7 % (72 šroubů), stupni B 3,9 % (3 šrouby) a stupni C odpovídal 1 šroub (1,3 %). Ve skupině C-ramene bylo stupněm A klasifikováno 53 šroubů (89,8 %), 4 šrouby (6,8 %) stupněm B a 2 šrouby (3,4 %) stupněm D. (Lee et al., 2020)

Retrospektivní kohortová studie Gan et al. hodnotila přesnost a bezpečnost zavedení pedikulárních šroubů do krční páteře pod 3D navigací prostřednictvím O-ramene. Celkem bylo zavedeno 297 krčních pedikulárních šroubů. Bez porušení pediklu, tedy ve stupni A, bylo zavedeno 229 šroubů (77,1 %) a 51 (17,2 %) šroubů odpovídalo stupni B. Stupeň C, porušení kortikalis pediklu 2-4 mm, vykazovalo 13 šroubů (4,4 %), 4 šrouby (1,3 %) byly hodnoceny jako stupeň D. Celkovou míru perforace pediklu uvádí studie 22,9 %, ovšem i stupeň B v G&R klasifikaci je považován za optimální umístění pedikulárního šroubů. V takovém případě pak přesnému umístění v této studii odpovídá 280 krčních pedikulárních šroubů (94,3 %). (Gan et al., 2021)

Kumar et al. provedli retrospektivní analýzu správnosti umístění transpedikulární fixace pouze v rámci perioperační navigace O-ramenem. Do studie bylo zařazeno 219 pacientů, kterým v letech 2010-2017 bylo implantováno celkem 1152 šroubů. Ve skupině krční páteře bylo do obratlů C2-C7 zavedeno 241 šroubů, z nichž 17 (7,05 %) určitým způsobem narušovalo kortikalis pediklu. Stupni B, tedy porušení méně než 2 mm, odpovídalo 9 šroubů (3,73 %) a 8 šroubů (3,32 %) vykazovalo porušení kortikalis stupně C. Do hrudní páteře bylo umístěno 300 pedikulárních šroubů, 11 z nich (3,67 %) neodpovídalo stupni A. Narušení kortikalis pediklu stupně B vykazovalo 6 šroubů (2 %), stupně C 3 šrouby (1 %) a stupně D, tedy více než 4 mm, vykazovaly 2 šrouby (0,67 %). Bederních pedikulárních šroubů bylo implantováno celkem 611, z nichž narušujících pedikulární kortikalis bylo 22 (3,6 %). Stupni B odpovídalo 14 šroubů (2,29 %) a stupni C 5 šroubů (0,82 %). (Kumar et al., 2020)

Studie Zimmermann et al. zahrnovala transpedikulární fixaci krční, hrudní i bederní páteře, přičemž nejvíce šroubů bylo zavedeno do oblasti hrudní páteře. Ve skupině s 3D perioperačním zobrazením bylo implantováno 501 šroubů u 73 pacientů, kontrolní skiaskopická skupina představovala 500 šroubů zavedených u 82 pacientů. Hodnocení přesnosti umístění

pedikulárních šroubů proběhlo pomocí pooperačního CT. Využitím perioperačního 3D zobrazení bylo 445 šroubů umístěno ve stupni A-B (88,8 %), z nichž 410 (81,8 %) bylo klasifikováno jako stupeň A a 35 šroubů (7 %) jako stupeň B. Neoptimální umístění, tedy stupeň C-E, vykazovalo 56 šroubů (11,2 %). Oproti tomu v kontrolní skupině bylo v optimální poloze 384 šroubů (76,8 %), stupni A jich odpovídalo 282 (56,4 %) a stupni B 102 (20,4 %). Stupni C-E bylo klasifikováno 116 šroubů (23,2 %). (Zimmermann et al., 2021)

Studie Hagan et al. retrospektivně analyzovala zdravotnickou dokumentaci pacientů, kteří podstoupili pedikulární fixaci C/Th, Th a LS páteře v letech 2015-2017. Celkem 208 pacientům bylo implantováno 1400 šroubů prostřednictvím perioperační CT navigace. Pozice šroubu bez perforace pediklu byla vyhodnocena u 1255 šroubů (89,6 %), stupněm B bylo hodnoceno 101 šroubů (7,2 %). Optimální umístění tak studie uvádí u 1356 z 1400 šroubů (96,8 %). Klasifikováno stupni C a D bylo 19 (1,4 %) a 25 (1,8 %) šroubů, 37 šroubů u 31 pacientů bylo revidováno perioperačně v rámci téže operace. (Hagan et al., 2022)

Waschke et al. provedli retrospektivní studii na souboru 1006 pacientů operovaných v letech 1995-2005. Tato studie porovnávala přesnost zavedení transpedikulárních šroubů jak v oblasti bederní, tak i hrudní páteře. V bederní oblasti byla přesnost zavedení 96,4 % pod CT navigací a 93,9 % přesnost pod skiaskopickou kontrolou. Výraznější rozdíl v přesnosti zavedení šroubů byl v oblasti hrudní páteře, kdy pod navigací bylo optimálně umístěno 95,5 % šroubů oproti 79% přesnosti umístění ve skupině operací vedených skiaskopicky. Metodou CT navigace bylo provedeno 505 operací, při kterých bylo umístěno celkem 2422 pedikulárních šroubů – z toho 1648 bylo zavedeno do bederní a 774 do hrudní páteře. V bederní páteři bylo s CT navigací nesprávně zavedeno 59 ze 1648 šroubů (3,6 %) a v oblasti hrudní páteře bylo chybně umístěno 74 ze 774 šroubů (9,6 %). Skiaskopickou metodou bylo v rámci 501 operací umístěno 2002 šroubů – 1394 do bederní a 608 do hrudní páteře. V oblasti bederní páteře bylo pod skiaskopickou kontrolou z 1394 šroubů chybně umístěno 85 (6,1 %), zatímco v hrudní páteři bylo nesprávně umístěno 129 ze 608 šroubů (21 %). (Waschke et al., 2013)

V roce 2018 Laudato et al. hodnotili přesnost zavedení pedikulárních šroubů v retrospektivní studii založené na prospektivním výběru pacientů. Studie porovnávala metody skiaskopické perioperační kontroly, navigaci s O-ramenem a robotickou asistencí. Z celkového počtu 84 pacientů zařazených do studie bylo 48 ve skupině skiaskopie, 25 ve skupině O-ramene a 11 ve skupině s robotickou asistencí. Celkem bylo zavedeno 569 bederních a hrudních šroubů, kdy 314 jich bylo implantováno pomocí skiaskopie, 191 pod CT navigací a 64 šroubů bylo zavedeno s robotickou asistencí. Jako nesprávně umístěné bylo hodnoceno 6,4 % šroubů ve

skupině skiaskopie, 4,7 % ve skupině s robotem a nejmenší chybovost vykazala navigace pomocí O-ramene se 4,2 % šroubů s nesprávným umístěním. (Laudato et al., 2018)

Retrospektivní studie Jing et al. hodnotila 341 hrudních a lumbosakrálních pedikulárních šroubů zavedených v období 2015-2018 technikou volné ruky a navigace založené na O-rameni. Sledovaný soubor 60 pacientů byl rozdělen do skupiny O-ramene a do skupiny volné ruky, kdy z celkových 341 šroubů bylo 191 zavedeno navigovaně a 150 šroubů technikou od ruky dle anatomických orientačních bodů. Za optimální usazení byly v této studii považovány stupně A a B, kterým ve skupině O-ramene odpovídalo 183 šroubů (95,81 %) a ve skupině od ruky 135 šroubů (90 %). Stupni C-E bylo tedy hodnoceno usazení 8 šroubů (4,19 %) ve skupině O-ramene a 15 šroubů (10 %) zavedených technikou volné ruky. (Jing et al., 2019)

Alqurashi et al. v roce 2021 provedli prospektivní kohortovou studii na oddělení neurochirurgie v King Abdulaziz University Hospital ve městě Džidda v Saudské Arábii. Studie mimo jiné hodnotila správnost usazení transpedikulárních šroubů dle klasifikačního systému Gertzbein a Robbins. Do studie bylo zařazeno 57 pacientů, z nichž 15 pacientů podstoupilo CBCT navigovanou operaci bederní páteře a 42 pacientů podstoupilo operaci bederní páteře vedenou pod skiaskopickou kontrolou v období 2016-2017. Ve skupině s navigací bylo zavedeno 98 šroubů se 100% úspěšností, z nichž dle zmíněné klasifikace bylo optimálně (stupeň A) zavedeno 85 – tedy 87,8 %. S porušením pedikulární kortikalis do 2 mm (stupeň B) bylo umístěno 13 šroubů – 12,2 % z celkového počtu šroubů zavedených ve skupině s navigací. Pod skiaskopickou kontrolou bylo zavedeno 252 transpedikulárních šroubů s přesností 86,9 %, u dvou pacientů bylo nutné provést revizní operaci. Umístění ve stupni A odpovídalo 176 šroubů (69,8 %) a 43 šroubů bylo umístěno ve stupni B (17,1 %). Ve stupni C, tedy narušení pedikulární kortikalis 2-4 mm bylo klasifikováno 28 šroubů (11,1 %) a 5 šroubů (2 %) narušovala kortikalis pediklu o více než 4 mm. Z celkového počtu 252 šroubů umístěných pod skiaskopickou kontrolou bylo tedy 76 šroubů klasifikováno mimo stupeň A, z toho 42 (55,3 %) bylo vychýleno laterálně a 34 (44,7 %) mediálně. (Alqurashi et al., 2021)

Studie La Rocca et al. hodnotila postavení pedikulárních šroubů zavedených perkutánně pomocí C-ramene nebo CT navigace u 192 pacientů s degenerativní bederní spondylolistézou a stenózou. Ve skupině C-ramene bylo provedeno 101 výkonů s implantací 502 šroubů, navigovaně bylo během 91 operací zavedeno 450 šroubů. Přesnost implantace byla v této studii vyhodnocena signifikantně vyšší ve skupině s navigací, kde stupni A a B bylo hodnoceno 434 šroubů (96,4 %), než ve skupině C-ramene, kde bylo v optimální poloze umístěno 462 šroubů (92 %). (La Rocca et al., 2022)



Tabulka 4 Shrnutí výsledků studií

	Navigace	Skiaskopie
Lee et al.	98,60 %	96,60 %
Gan et al.	94,30 %	\
Kumar et al. - C	96,68 %	\
Kumar et al. - Th	98,33 %	\
Kumar et al. - LS	98,69 %	\
Zimmermann et al.	88,80 %	76,80 %
Hagan et al.	96,80 %	\
Waschke et al. - LS	96,40 %	93,90 %
Waschke et al. - Th	95,50 %	79 %
Laudato et al.	95,80 %	93,60 %
Jing et al.	95,81 %	90 %
Alqurashi et al.	100 %	86,90 %
La Rocca et al.	96,40 %	92 %

## 7. Metodika výzkumu

### 7.1. Výzkumné cíle a hypotézy

Hlavním cílem této práce je zjistit a porovnat radiační zátěž pacienta i operačního týmu při využití spinální navigace oproti klasické perioperační skiaskopii během implantace nepřímé osteosyntézy obratlů ve Fakultní nemocnici Plzeň Lochoťín. Pro přehlednější zpracování byl hlavní cíl práce rozdělen do tří částí dle oblasti páteře fixovaných obratlů. Prvním cílem práce je tedy srovnání radiační zátěže při zavádění transpedikulární fixace bederních obratlů, druhý cíl práce srovnává totéž u fixace hrudních obratlů a třetí cíl u fixace obratlů krčních.

Dalším cílem práce je zjištění rozdílu délky implantace transpedikulární fixace krčních, hrudních a bederních obratlů v závislosti na využití spinální navigace či skiaskopického perioperačního zobrazení. Pro lepší přehlednost výsledků jsme stanovili dvě hypotézy, první pro krční a hrudní páteř společně a druhou pro bederní páteř.

#### **K jednotlivým cílům práce byly stanoveny následující hypotézy:**

**H<sub>11</sub>:** Při využití spinální navigace během transpedikulární fixace bederních obratlů bude významně vyšší radiační zátěž pacienta.

**H<sub>12</sub>:** Při využití 2D skiaskopie během transpedikulární fixace bederních obratlů bude významně vyšší radiační zátěž personálu.

**H<sub>21</sub>:** Při využití 3D zobrazení během nepřímé osteosyntézy hrudní páteře bude významně vyšší radiační zátěž pacienta.

**H<sub>22</sub>:** Při využití 2D skiaskopie během nepřímé osteosyntézy hrudní páteře bude významně vyšší radiační zátěž personálu.

**H<sub>31</sub>:** Při využití spinální navigace během transpedikulární fixace krčních obratlů bude významně vyšší radiační zátěž pacienta.

**H<sub>32</sub>:** Při využití 2D skiaskopie během transpedikulární fixace krčních obratlů bude významně vyšší radiační zátěž personálu.

**H<sub>41</sub>:** S využitím 3D zobrazení dochází ke statisticky významnému zkrácení doby implantace transpedikulární fixace při operaci krční a hrudní páteře.

**H<sub>42</sub>:** S využitím 3D zobrazení dochází ke statisticky významnému zkrácení doby implantace transpedikulární fixace při operaci bederní páteře.

## **7.2. Metoda sběru dat a realizace výzkumu**

Sběr dat byl proveden retrospektivně metodou záměrného výběru z nemocničního informačního systému WinMedicalc Fakultní nemocnice Plzeň. Výzkumný soubor tvoří pacienti starší 18 let, kteří v této nemocnici v letech 2022-2023 podstoupili 2D nebo 3D obrazem navigovanou neurochirurgickou operaci krční, hrudní nebo bederní páteře s fixací prostřednictvím transpedikulárních šroubů.

Dalším krokem bylo stanovení mediánu počtu expozic při skiaskopicky navigovaných fixacích jednotlivých úseků páteře a následně za využití fantomu byly tyto expozice nasimulovány ke zjištění příslušné absorbované dávky „tělem pacienta“ a rozptýleného záření. Tatož simulace na fantomu byla provedena na jednotlivých oblastech páteře také s O-ramenem Loop-X.

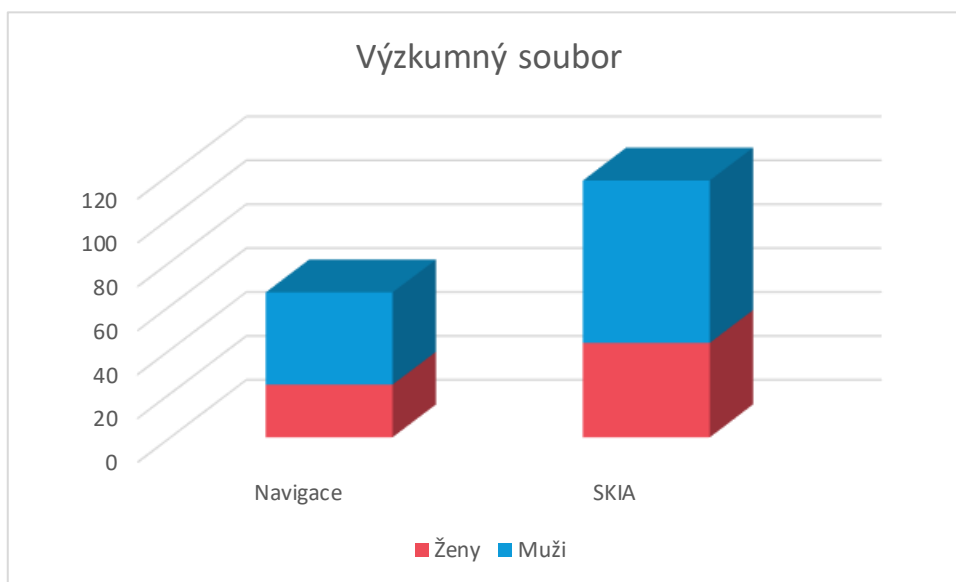
U téhož souboru pacientů byl z nemocničního systému zjištěn rozsah transpedikulární fixace, respektive počet zavedených šroubů a zároveň byl zaznamenán čas prvního a posledního snímku z obou skupin zobrazovacích metod.

## **7.3. Charakteristika výzkumného souboru**

Z nemocničního systému WinMedicalc Fakultní nemocnice Plzeň byla za výzkumné období 2022-2023 získána data z celkem 183 operací pro nepřímou osteosyntézu páteře. Jedinou podmínkou pro nezařazení do výzkumného souboru byla absence radiologického protokolu nebo celé radiologické klinické události v nemocničním systému. Výzkumný soubor byl rozdělen do dvou skupin podle využití zobrazovací metody. První skupinu tvoří pacienti za období ledna až prosince 2022, kteří podstoupili skiaskopicky vedenou neurochirurgickou operaci páteře. Ve druhé skupině jsou zařazeni pacienti, kteří podstoupili neurochirurgickou operaci za využití CBCT spinální navigace v období ledna až prosince 2023. V obou skupinách bylo následně provedeno rozdělení dle úrovně fixované páteře – krční, hrudní a bederní páteř. Přičemž, vzhledem k anatomické podobnosti příslušných obratlů, jsme oblast přechodu C/Th páteře zařadili do skupiny krční páteře a přechod Th/L páteře do skupiny bederní páteře.

Skupina pro skiaskopicky vedenou transpedikulární fixaci páteře za rok 2022 sestávala ze 117 pacientů, z nichž bylo 43 žen (36,75 %) a 74 mužů (63,25 %). Fixaci krční páteře podstoupilo 11 pacientů, 6 pacientů podstoupilo fixaci hrudní páteře a 100 pacientů fixaci bederní páteře. Pod skiaskopickou kontrolou bylo zavedeno celkem 593 transpedikulárních šroubů, z nichž bylo 78 implantováno do krčních obratlů, 28 šroubů bylo zavedeno do hrudních obratlů a 487 šroubů do obratlů bederních.

Za rok 2023 bylo v nemocničním systému dohledáno 66 pacientů, kteří podstoupili neurochirurgickou operaci pro nepřímou osteosyntézu páteře vedenou pod spinální navigací. Tato skupina sestávala z 24 žen (36,36 %) a 42 mužů (63,64 %). Z celkového počtu 66 dohledaných navigovaných operací, podstoupilo operaci krční páteře 14 pacientů, hrudní páteře 16 pacientů a 36 pacientů podstoupilo operaci páteře bederní. Pod spinální navigací bylo zavedeno celkem 413 transpedikulárních šroubů, 83 do obratlů krční páteře, 118 do hrudních obratlů a 212 šroubů bylo implantováno do bederních obratlů.



Obrázek 9 Graf - výzkumný soubor

#### 7.4. Fantom

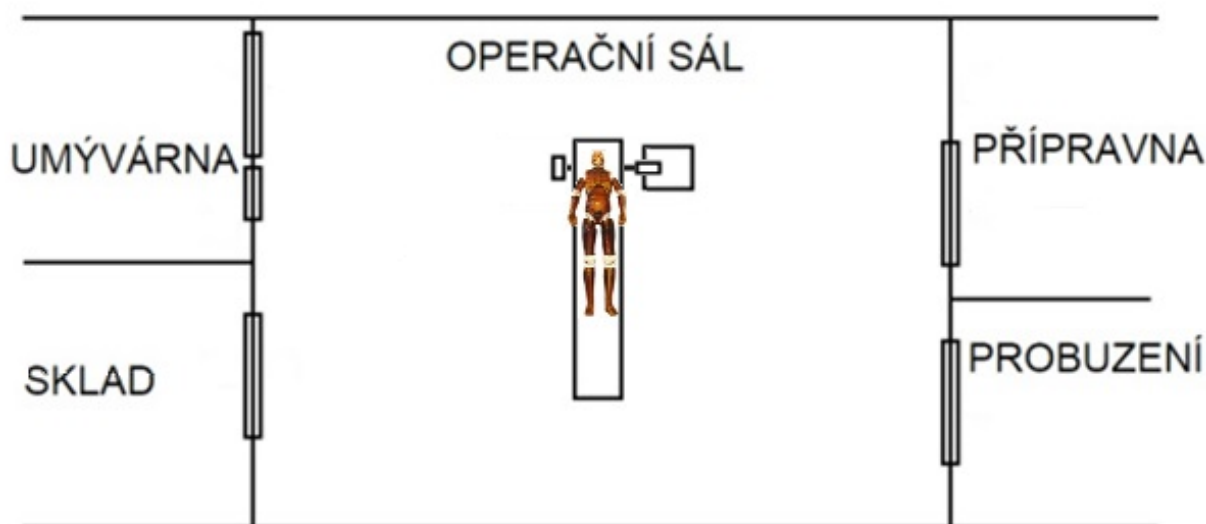
Vzhledem k nehomogenitě habitu pacientů z použitého souboru, byl pro dozimetrická měření použit pro naměření hodnot dávkového zatížení antropomorfní celotělový fantom Adult Full Body Phantom with Muscles for X-Ray, CT, US (True Phantom Solutions, Windsor, Kanada). Primárním určením fantomu je simulace lidského těla pro výzkum a výuku pomocí zobrazovacích modalit RTG, CT, USG a MR a optimalizaci zobrazovacího procesu. Fantom reprezentuje mužské tělo o váze 70 kg a výšce 175 cm. Měkké tkáně jsou vyrobeny z materiálu na bázi uretanu, kosti pak ze speciálního třívrstvého materiálu, který věrně kopíruje strukturu reálné kosti.

Při vlastním měření byl fantom napolohován do pozice odpovídající reálné pozici během operace páteře. V případě operace hrudní a bederní páteře do pronační pozice s končetinami v plné abdukci a lokty ve flexi pro skiaskopicky naváděné operace. Pro simulaci operace krční, hrudní i bederní páteře s využitím spinální navigace byl fantom taktéž v pronační poloze, ale s horními končetinami připaženými k tělu. Stejně tak v případě krční páteře se skiaskopickým zobrazováním.

Fantom byl uložen na standardním operačním stole Maquet (Rastatt, Německo) s rentgentransparentní karbonovou deskou 1160.45AC (Getinge AB, Švédsko) umožňující zobrazení vyšetřovaného objektu z libovolného úhlu. Vlastní deska má atenuaci odpovídající ekvivalentu 1,3 mm hliníku. Tato deska je s vhodným příslušenstvím používána pro standardní operace s použitím navigačního CBCT.

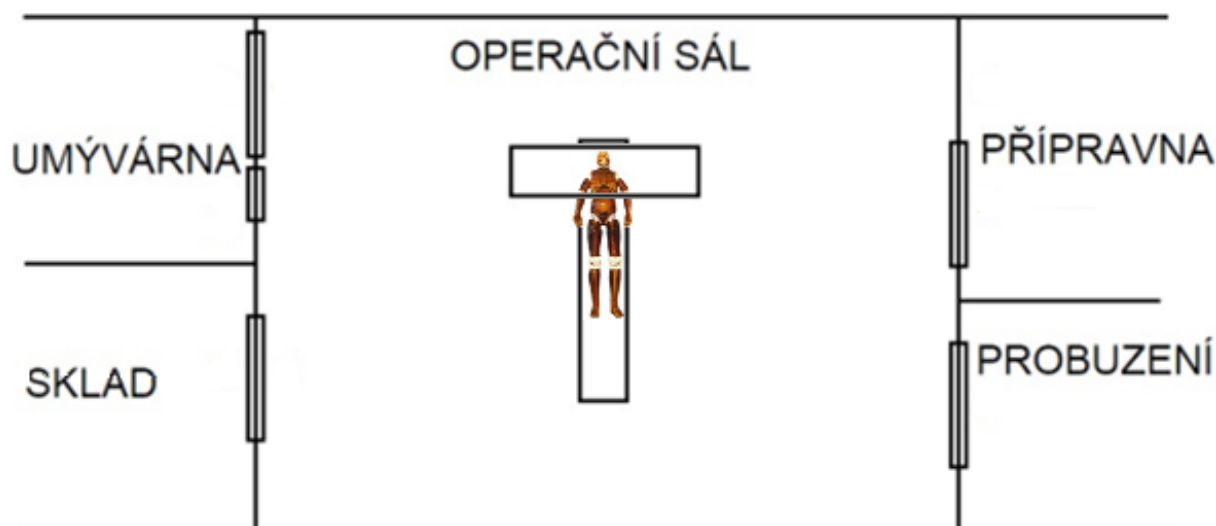
### 7.5. Přístroje

Pro získání dat byly vybrány přístroje, které jsou běžně využívány k práci na operačním sále. Jako C-rameno byl využit přístroj Cios Flow (Siemens Healthineers, Erlangen, Německo) vybavený CMOS flat panelem o rozměrech 30x30 cm. Tento přístroj umožňuje volbu expozičního režimu, volbu počtu pulzů skiaskopického obrazu a je vybaven standardní expoziční automatikou AERC. Pro tvorbu experimentálních obrazů byla použita skiaskopie se záznamem posledního skiaskopického obrazu LIH. Během skiaskopie přístroj indikuje aktuální expoziční hodnoty a po ukončení expozice DAP.



Obrázek 10 Schéma operačního sálu se skiaskopickým C-ramenem v pracovní pozici

Pro CBCT vyšetření bylo použito O-rameno Loop-X Mobile Imaging Robot (medPhoton GmbH, Salzburg, Rakousko).



Obrázek 11 Schéma operačního sálu s CBCT O-ramenem v pracovní pozici

## 7.6. Dozimetrické měření

Pro měření dávky na kůži fantomu byl využit dozimetr Raysafe Xi (Unfors RaySafe, Billdal, Švédsko) s transparentním detektorem RaySafe Xi Transparent Detector a pro měření rozptýleného záření tentýž dozimetr s detektorem RaySafe Xi Survey Detector s platným metrologickým ověřením.

Detektor rozptýleného záření má průměr 65 mm a umožňuje měřit dávky v rozmezí 0  $\mu\text{Sv}$  – 9999 Sv. Transparentní detektor umožňuje měřit dávky v rozmezí 10 nGy – 9999 Gy v až 9999 pulzech. Vzhledem k pozici detektoru byla měřena vzdušná kerma v místě vstupu centrálního paprsku pro vyšetření C-ramenem respektive vzdušná kerma v laterální pozici pro vyšetření O-ramenem.

## 7.7. Vlastní měření

Celkově jsme provedli dva druhy měření, tedy měření dávky na kůži a měření rozptýleného záření, a to pro každou zobrazovací modalitu zvlášť – skioskopii a spinální navigaci. Pro skioskopické měření jsme vytvořili dvě sady dat pro oba druhy měření. Pro spinální navigaci vznikla pro každé měření jedna sada dat.

První sada měření dávky na kůži pacienta při skioskopii byla vytvořena „zkušeným“ radiologickým asistentem, tedy s přesnější centrací na oblast zájmu, volbou správného expozičního režimu, počtu pulzů skioskopie a skioskopického času. Druhou sadu měření pak vytvořil „méně zkušený“ radiologický asistent s volbou správného expozičního režimu, ale

pouze s přednastaveným počtem pulzů skiaskopie (15 p/s). Na stejném principu byly vytvořeny skiaskopické sady dat pro měření rozptýleného záření.

Při použití O-ramene jsme vytvořili pouze jednu sadu dat pro měření dávky na kůži pacienta a jednu sadu pro měření rozptýleného záření zhotovené podle standardního postupu dle doporučení výrobce.

### **1. Měření dávky záření na kůži pacienta při skiaskopii – „zkušný RA“**

Simulované skiaskopické perioperační vyšetření „zkušným RA“ proběhlo v nastavení s přesnou centrací, volbou správného expozičního režimu, skiaskopického času a počtu pulzů skiaskopie odpovídajícího oblasti zájmu. V oblasti krční páteře byl počet pulzů nastaven na 5 pulzů za sekundu (p/s), v oblasti hrudní páteře na 7,5 až 10 p/s a v oblasti bederní páteře na 10 p/s. Transparentní detektor byl v oblasti krční páteře umístěn na úrovni obratle C3, v oblasti hrudní páteře na úrovni obratle Th6 a v oblasti bederní páteře na úrovni L3.

### **2. Měření dávky záření na kůži pacienta při skiaskopii – „nezkušný RA“**

Skiaskopické nastavení ve variantě s „nezkušným“ RA proběhlo s volbou správného expozičního režimu, ale pouze s přednastaveným počtem pulzů skiaskopie. Simulace skiaskopického navádění během všech tří oblastí páteře – krční, hrudní i bederní, proběhla s nastavením 15 p/s. Pozice transparentního detektoru byla neměnná oproti předchozí sadě dat.



Obrázek 12 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během perioperačního zobrazení C-páteře



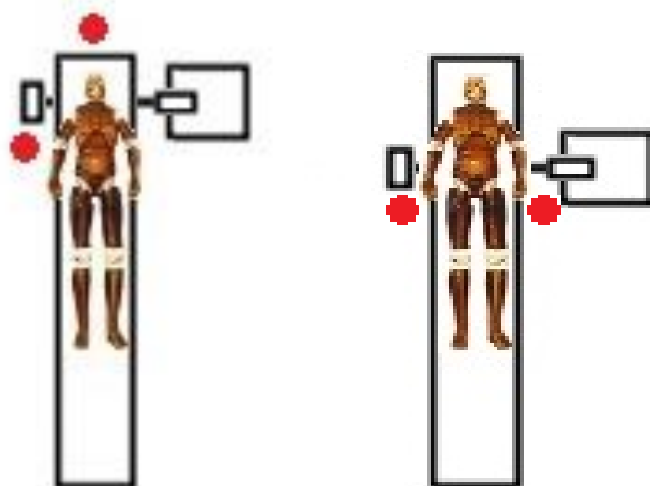
Obrázek 13 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během skiaskopického perioperačního zobrazení LS-páteře

### 3. Měření rozptýleného záření při skiaskopii v místě pozice operátéra – „zkušený RA“

Toto měření proběhlo ve stejném skiaskopickém nastavení jako pro předchozí sadu dat „zkušeného RA“. Detektor pro měření rozptýleného záření byl během měření umístěn v místech, kde se za běžných okolností nachází operatéři a ve výšce správně umístěného osobního dozimetru operátéra. V případě operace krční páteře se jeden z operátérů nachází u hlavy pacienta, druhý pak z boku pacienta, v případě operací hrudní a bederní páteře jsou pak oba operatéři z boku pacienta. Jeden na straně receptoru a druhý na straně rentgenky C-ramene.

### 4. Měření rozptýleného záření při skiaskopii v místě pozice operátéra – „nezkušený RA“

Skiaskopické nastavení bylo stejné jako v předchozí sadě dat vytvořené „nezkušeným RA“, tedy v pulzní režimu 15 p/s. Pozice detektoru rozptýleného záření byla neměnná oproti přechozí sadě dat měření rozptýleného záření.



Obrázek 14 Pozice operátérů během skiaskopicky vedené operace (vlevo: krční páteře, vpravo hrudní/bederní)





Obrázek 15 Měření rozptýleného záření během skiaskopie

### 5. Měření dávky záření na kůži pacienta při spinální navigaci

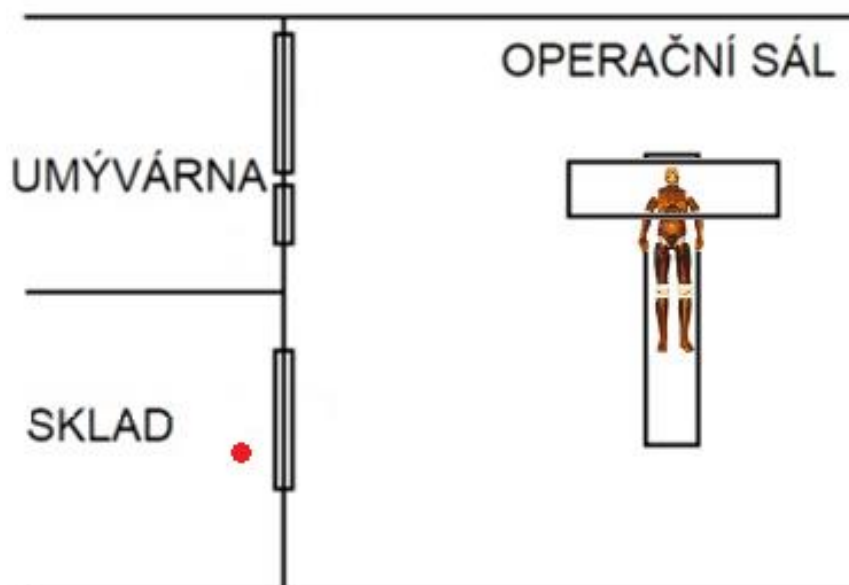
Pro měření dávky na kůži pacienta při spinální navigaci byl na O-rameni pro skenovanou oblast zvolen příslušný protokol (krční páteř – cervical spine, hrudní páteř – upper torso, thoracic spine, bederní páteř – lower torso, lumbar spine). Transparentní detektor byl opět umístěn v úrovních obratlů C3, Th6 a L3.



Obrázek 16 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během spinální navigace Th-páteře

## 6. Měření rozptýleného záření při spinální navigaci v předsálí

Toto měření bylo provedeno pouze v jedné variantě, kdy během CBCT skenování bederní páteře byl detektor pro měření rozptýleného záření umístěn za dveřmi Skladu v předsálí, kde se reálně nachází celý operační tým během akvizice 3D obrazu.



Obrázek 17 Pozice operačního týmu během akvizice CBCT



Obrázek 18 Měření rozptýleného záření během spinální navigace

## 8. Zpracování dat a výsledky

### 8.1. Radiační zátěž během operace bederní páteře

Pro zjištění radiační zátěže pacienta během skiaskopie a CBCT bederní páteře byla měřena dávka na kůži pacienta prostřednictvím transparentního dozimetru umístěného na fantomu v úrovni obratle L3. Simulace skiaskopického vyšetření v provedení „zkušeného“ radiologického asistenta proběhlo v nastavení s přesnou centrací, volbou správného expozičního režimu, skiaskopického času a při skiaskopickém módu 10 p/s. Skiaskopická simulace „nezkušeného“ radiologického asistenta byla provedena obdobně, ale s přednastaveným počtem pulzů skiaskopie – tedy 15 p/s. Za těchto podmínek bylo nasimulováno na operačním sále 40 expozic – 10 expozic v předozadním směru a 30 expozic v laterolaterálním směru. V případě spinální navigace pro fixaci bederní páteře byl transparentní detektor umístěn stejně jako v provedení se skiaskopíí, tedy v úrovni třetího bederního obratle. Pro skenování byl pak zvolen příslušný protokol – lower torso, lumbar spine. Z hodnot indikovaných přístroji a při daných nastaveních „zkušeného“ a „nezkušeného“ radiologického asistenta jsou provedeny výpočty odhadů efektivních dávek na fantom.

#### 8.1.1. Efektivní dávka pacienta LS páteř

Pro výpočet odhadu efektivní dávky při skiaskopických expozicích využijeme softwarový nástroj PCXMC 2.0 a hodnoty indikované přístrojem po provedení expozice při daných nastaveních „zkušeného“ a „nezkušeného“ RA. Důležité pro provedení výpočtu jsou hodnoty definující vyšetřovaný objekt – váha, výška, věk a vyšetřená oblast pacienta a dále informace o použitých expozičních parametrech – peakové napětí, indikovaná plošná kerma a úhel vstupu primárního svazku.

Výpočet odhadu efektivní dávky pak probíhá v prvním kroku metodou Monte Carlo pomocí nasimulování expozice na fantomu, který odpovídá dospělému jedinci o váze 70 kg a výšce 175 cm. Při simulaci je důležitá hodnota peakového napětí a odhadovaný počet fotonů na expozici. Po jejím provedení dojde k vytvoření datasetu pro samotný výpočet odhadu efektivní dávky. Parametry pro výpočet jsou pak peakové napětí, vlastnosti rentgenky (sklon dopadové plochy anody), použitá filtrace a množství vznikajícího záření při jedné expozici (indikovaná plošná kerma). Po zadání těchto hodnot do programu jsou vypočítány ekvivalentní dávky pro orgány a celková efektivní dávka podle ICRP60 a ICRP103. V našem výzkumu byla použita data ze simulace 30 expozic v laterolaterálním směru a 10 v předozadním směru. Ze souboru pacientů, kteří podstoupili transpedikulární fixaci bederní páteře, byli v NIS vyhledány počty expozic a následně stanoven medián počtu expozic během skiaskopicky vedených výkonů (82). Tento

medián expozic jsme poté využili k přepočtu odhadu efektivní dávky obdržené během modelové operace bederní páteře.

K výpočtu odhadu efektivní dávky CBCT jsou použity dvě metody. První metoda využívá koeficientů stanovených podle BMI pacienta dle studie Yi-Shuan Hwang (2018), tedy zjištěného vztahu BMI pacienta a efektivní dávky. Koeficient pro pacienta ve velikosti použitého fantomu je 0,29. Jím je vynásoben DAP indikovaný přístrojem po vyšetření, výpočet je proveden pro každý zkoumaný úsek páteře zvlášť. Tato metoda nabízí jednoduchou možnost rychlého odhadu efektivní dávky. (Hwang et al., 2018)

Druhá použitá metoda je odhad efektivní dávky konvenčním způsobem výpočtu opět za použití softwarového nástroje PCXMC 2.0. Pro výpočet se používají hodnoty indikované přístrojem Loop-X po provedení expozice na tomtéž fantomu. Jelikož je celková expozice pacienta složena z dílčích expozic, je metoda výpočtu zjednodušena na výpočet dávky v pěti úhlech (projection angle) - 0°, 180°, 225°, 270°, a 315°. To odpovídá geometrii oběhu zdroje primárního záření kolem vyšetřované oblasti během vyšetření. Výsledný odhad efektivní dávky je součtem dílčích hodnot. Pro odhad celkové efektivní dávky pacienta během navigované operace je získaná hodnota vynásobena dvěma z důvodu běžně zhotovovaných dvou CBCT skenů, vstupního předinstrumentačního a kontrolního postinstrumentačního. Odhady efektivních dávek vypočtených z hodnot indikovaných využitými zobrazovacími modalitami během transpedikulární fixace bederní páteře jsou přehledně zaznamenány v tabulce 5.

Tabulka 5 Efektivní dávky pacienta LS páteř

	<b>LAT</b>	<b>AP</b>	<b>3D</b>	<b>celkem fantom</b>	<b>celkem za výkon</b>
Skiaskopie „Z“	0,001	0,211	\	0,212	0,43 mSv
Skiaskopie „N“	0,0156	0,311	\	0,3266	0,67 mSv
Navigace PCXMC	0,1	0,03	1,64	1,77	3,41 mSv
Navigace koef.	\	\	1,68	\	3,36 mSv

Z výsledků je patrné, že při využití spinální navigace během transpedikulární fixace bederních obratlů je významně vyšší radiační zátěž pacienta oproti skiaskopickému zobrazování. Oproti hodnotám „nezkušeného“ RA se jedná o pětinasobné a oproti „zkušenému“ RA o osminásobné zvýšení efektivní dávky pacienta při využití spinální navigace. Potvrzujeme tak příslušnou hypotézu H1<sub>1</sub>. Vedlejším zjištěním je pak podobnost odhadu efektivní dávky při CBCT, kdy výpočet pomocí koeficientů téměř odpovídá výpočtu pomocí softwarového nástroje PCXMC 2.0, respektive liší se pouze o 0,04 mSv za jednu akvizici.

### 8.1.2. Rozptýlené záření LS páteř

Rozptýlené záření bylo měřeno ve stejných dvou výše uvedených provedeních „zkušného“ a „nezkušného“ radiologického asistenta, provedeno bylo v obou případech 10 laterolaterálních expozic s následným přepočtem dle stanoveného mediánu na počet expozic během reálné operace bederní páteře (82). Dozimetr pro měření rozptýleného záření byl umístěn po bocích pacienta v místech, kde ve skutečnosti stojí operatři během fixace bederní páteře a ve výšce správně umístěného osobního dozimetru. Rozptýlené záření bylo tedy v případě skiaskopie měřeno jak na straně zdroje primárního záření, tak na straně receptoru obrazu. Pro CBCT bylo provedeno pouze jedno měření rozptýleného záření, a to v předsáli, kam se po dobu skenování přesouvá celý operační tým. Dozimetr pro měření rozptýleného záření během spinální navigace byl tak umístěn ve vzdálenosti 5,2 m kolmo na osu gantry. Naměřená hodnota byla následně vynásobena dvěma, jelikož při běžné navigované fixaci páteře se provádí dva CBCT skeny, vstupní a kontrolní.

Tabulka 6 Hodnoty rozptýleného záření během fixace LS páteře

	Rentgenka	Receptor	Celkem
"zkušný" RA	107,42 $\mu\text{Gy}$	12,874 $\mu\text{Gy}$	120,294 $\mu\text{Gy}$
"nezkušný" RA	145,878 $\mu\text{Gy}$	18,491 $\mu\text{Gy}$	164,369 $\mu\text{Gy}$
Spinální navigace	352,1 nGy (0,3521 $\mu\text{Gy}$ )		0,7042 $\mu\text{Gy}$

Z výsledků je patrný řádově několikanásobný rozdíl v množství rozptýleného záření, kterému jsou vystaveni zejména spondylochirurgové. Námí vyslovená hypotéza H<sub>2</sub>, že při využití klasické skiaskopie během transpedikulární fixace bederních obratlů bude výrazně vyšší radiační zátěž personálu, je tedy potvrzena.

### 8.2. Radiační zátěž během operace hrudní páteře

Pro zjištění radiační zátěže pacienta během skiaskopie a CBCT hrudní páteře byla měřena dávka na kůži pacienta prostřednictvím transparentního dozimetru umístěného na fantomu v úrovni obratle Th6. Simulace skiaskopického vyšetření proběhla opět v provedení „zkušného“ a „nezkušného“ radiologického asistenta, kdy v prvním případě bylo nastavení s přesnou centrací a při skiaskopickém módu 7,5-10 p/s a v druhém bylo ponecháno základní nastavení skiaskopického módu 15 p/s. Za těchto podmínek bylo nasimulováno na operačním sále 40 expozic - 10 expozic v předozadním směru a 30 expozic v laterolaterálním směru. Pro měření dávky na kůži pacienta v případě spinální navigace při fixaci hrudní páteře byl transparentní detektor umístěn stejně jako v provedení se skiaskopii v úrovni šestého hrudního

obratle. Pro skenování byl pak zvolen příslušný protokol – upper torso, thoracic spine. Z hodnot indikovaných přístroji a při daných nastaveních „zkušného“ a „nezkušného“ radiologického asistenta jsou provedeny výpočty odhadů efektivních dávek na fantom.

### **8.2.1. Efektivní dávka pacienta Th páteř**

Pro výpočet odhadu efektivní dávky při skiaskopických expozicích využijeme softwarový nástroj PCXMC 2.0 a hodnoty indikované přístrojem po provedení expozice. Výpočet odhadu efektivní dávky pak probíhá v prvním kroku metodou Monte Carlo pomocí nasimulování expozice na fantomu, který odpovídá dospělému jedinci o váze 70 kg a výšce 175 cm. Po provedení simulace, kde je důležitá hodnota peakového napětí a odhadovaný počet fotonů na expozici, dojde k vytvoření datasetu pro samotný výpočet odhadu efektivní dávky. Parametry pro výpočet jsou peakové napětí, vlastnosti rentgenky (sklon dopadové plochy anody), použitá filtrace a množství záření na expozici (indikovaná plošná kerma). Po zadání těchto hodnot jsou vypočítány ekvivalentní dávky pro orgány a celková efektivní dávka podle ICRP60 a ICRP103. V našem výzkumu byla použita data ze simulace 30 expozic v laterolaterálním směru a 10 v předozadním směru. Ze souboru pacientů, kteří podstoupili transpedikulární fixaci hrudní páteře, byli v NIS taktéž vyhledány počty expozic a následně stanoven medián počtu expozic během skiaskopicky vedených výkonů (95). Tento medián expozic jsme poté využili k přepočtu odhadu efektivní dávky obdržené během skutečné operace hrudní páteře.

K výpočtu odhadu efektivní dávky CBCT jsou použity dvě metody. První metoda využívá koeficientů stanovených podle BMI pacienta dle studie Yi-Shuan Hwang (2018), tedy zjištěného vztahu BMI pacienta a efektivní dávky. Koeficient pro pacienta ve velikosti použitého fantomu je 0,29. Jím je vynásoben DAP indikovaný přístrojem po vyšetření, výpočet je proveden pro každý zkoumaný úsek páteře zvlášť. Tato metoda nabízí jednoduchou možnost rychlého odhadu efektivní dávky. (Hwang et al., 2018)

Druhá použitá metoda je odhad efektivní dávky konvenčním způsobem výpočtu za využití softwarového nástroje PCXMC 2.0. Pro výpočet se rovněž používají hodnoty indikované přístrojem po provedení expozice na tomtéž fantomu. Výsledný odhad dávky je součtem dílčích hodnot odhadů efektivních dávek získaných zjednodušeným výpočtem dávky z expozic z pěti úhlů – 0°, 180°, 225°, 270°, a 315°. To odpovídá geometrii oběhu zdroje primárního záření kolem pacienta během vyšetření. Pro odhad celkové efektivní dávky pacienta během navigované operace je získaná hodnota vynásobena dvěma z důvodu dvou standardně prováděných akvizic 3D obrazu, vstupního předinstrumentačního a kontrolního postinstrumentačního. Odhady efektivních dávek vypočtených z hodnot indikovaných

využitými zobrazovacími modalitami během implantace pedikulárních šroubů v oblasti hrudní páteře jsou přehledně zaznamenány v tabulce 7.

Tabulka 7 Efektivní dávky pacienta Th páteř

	LAT	AP	3D	celkem fantom	celkem za výkon
Skiaskopie „Z“	0,082	0,149	\	0,231	0,55 mSv
Skiaskopie „N“	0,047	0,317	\	0,364	0,86 mSv
Navigace PCXMC	0,12	0,1	1,36	1,58	2,94 mSv
Navigace koef.	\	\	1,24	\	2,48 mSv

Skiaskopie v provedení „nezkušného“ RA vychází ve výsledku s třikrát nižší efektivní dávkou za výkon než spinální navigace, ve variantě „zkušného“ RA se jedná o pětinasobné snížení efektivní dávky pacienta. Z výsledků je tak patrné, že při využití spinální navigace během transpedikulární fixace hrudních obratlů je opět významně vyšší radiační zátěž pacienta oproti skiaskopickému zobrazování. Potvrzujeme tak příslušnou hypotézu H2<sub>1</sub>.

### 8.2.2. Rozptýlené záření Th páteř

Rozptýlené záření bylo měřeno opět ve variantách „zkušného“ a „nezkušného“ RA, kdy v prvním případě byl pulzní režim nastaven na 7,5-10 p/s a v druhém bylo ponecháno základní nastavení – 15 p/s. Za využití fantomu a umístění detektoru pro měření rozptýleného záření opět na standardní pozici chirurgů během operace hrudní páteře a ve výšce správně umístěného osobního dozimetru, bylo nasimulováno v obou variantách 10 expozic. Následně byly naměřené hodnoty přepočítány dle stanoveného mediánu na reálný počet expozic během fixace hrudních obratlů (95). Pro CBCT bylo provedeno pouze jedno měření rozptýleného záření výše uvedené, tedy ve vzdálenosti 5,2 m kolmo na osu gantry, na pozici operačního týmu během akvizice CBCT skenu.

Tabulka 8 Hodnoty rozptýleného záření během fixace Th páteře

	Rentgenka	Receptor	Celkem
"zkušný" RA	70,2335 μGy	13,4045 μGy	83,638 μGy
"nezkušný" RA	132,525 μGy	28,595 μGy	161,12 μGy
Spinální navigace	352,1 nGy (0,3521 μGy)		0,7042 μGy

Z výsledků je patrná opět několikanásobně vyšší hodnota rozptýleného záření během skiaskopicky vedené operace hrudní páteře. Potvrzujeme tedy náš předpoklad, že za využití skiaskopie během nepřímé osteosyntézy hrudní páteře bude významně vyšší radiační zátěž personálu (H2<sub>2</sub>).

### **8.3. Radiační zátěž během operace krční páteře**

Pro zjištění radiační zátěže pacienta během skioskopie a CBCT krční páteře byla měřena dávka na kůži pacienta prostřednictvím transparentního dozimetru umístěného na fantomu v úrovni obratle C3. Simulace skioskopického vyšetření byla opět provedena ve variantách „zkušného“ a „nezkušného“ radiologického asistenta. Nastavení „zkušného“ RA spočívalo především v přesné centraci a skioskopickém módu 5 p/s a nastavení „nezkušného“ RA v ponechání základního skioskopického módu 15 p/s. Za těchto podmínek bylo nasimulováno na operačním sále 40 expozic – 30 laterolaterálních a 10 předozadních. Pro měření dávky na kůži pacienta v případě spinální navigace při fixaci krční páteře byl transparentní detektor umístěn stejně jako v provedení se skioskopií v úrovni třetího krčního obratle. Pro skenování byl pak zvolen příslušný protokol – cervical spine. Z hodnot indikovaných přístroji a při daných nastaveních „zkušného“ a „nezkušného“ radiologického asistenta jsou provedeny výpočty odhadů efektivních dávek na fantom.

#### **8.3.1. Efektivní dávka pacienta C páteř**

Pro výpočet odhadu efektivní dávky při skioskopických expozicích opět využijeme softwarový nástroj PCXMC 2.0 a hodnoty indikované přístrojem po provedení expozice. Výpočet odhadu efektivní dávky pak probíhá v prvním kroku metodou Monte Carlo pomocí nasimulování expozice na fantomu, který odpovídá dospělému jedinci o váze 70 kg a výšce 175 cm. Po provedení simulace, kde je důležitá hodnota peakového napětí a odhadovaný počet fotonů na expozici, dojde k vytvoření datasetu pro vlastní výpočet odhadu efektivní dávky. Parametry pro výpočet jsou peakové napětí, vlastnosti rentgenky (sklon dopadové plochy anody), použitá filtrace a množství primárního záření vzniklého při expozici (indikovaná plošná kerma). Po zadání těchto hodnot jsou vypočítány ekvivalentní dávky pro orgány a celková efektivní dávka podle ICRP60 a ICRP103. V našem výzkumu byla využita data ze simulace 30 expozic v laterolaterálním směru a 10 v předozadním směru. Ze souboru pacientů, kteří podstoupili transpedikulární fixaci krční páteře, byli v NIS taktéž vyhledány počty expozic a následně stanoven medián počtu expozic během skutečných skioskopicky vedených výkonů (90). Tento medián expozic jsme poté využili k přepočtu efektivní dávky obdržené během reálné operace krční páteře.

K výpočtu odhadu efektivní dávky CBCT jsou použity dvě metody. První metoda využívá koeficientů stanovených podle BMI pacienta dle studie Yi-Shuan Hwang (2018), tedy zjištěného vztahu BMI pacienta a efektivní dávky. Koeficient pro pacienta ve velikosti použitého fantomu je 0,29. Jím je vynásoben DAP indikovaný přístrojem po vyšetření, výpočet



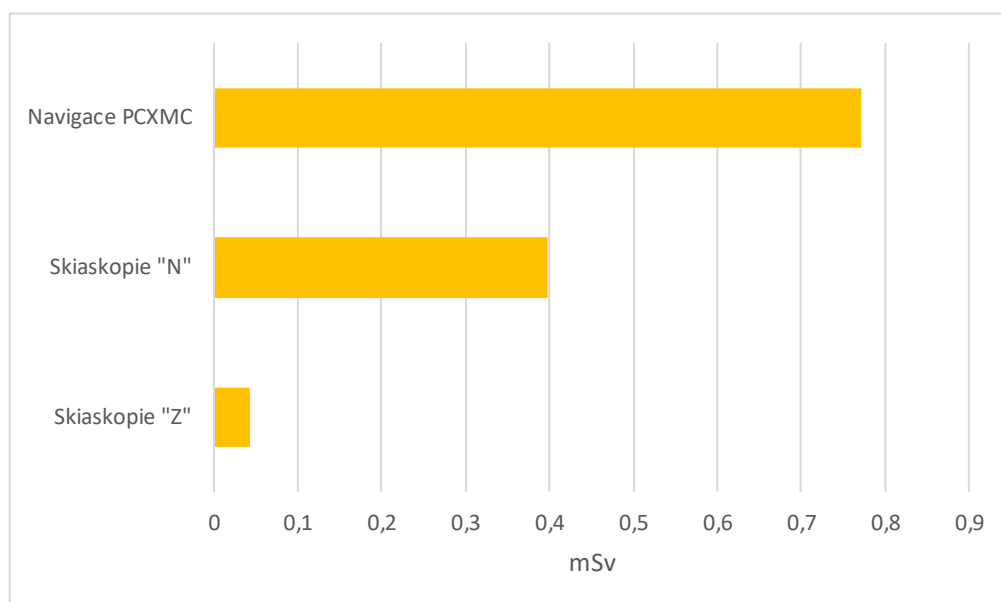
je proveden pro každý zkoumaný úsek páteře zvlášť. Tato metoda nabízí jednoduchou možnost rychlého odhadu efektivní dávky. (Hwang et al., 2018)

Druhou metodou pro CBCT je odhad efektivní dávky konvenčním způsobem výpočtu za využití softwarového nástroje PCXMC 2.0. Pro výpočet se používají hodnoty indikované přístrojem Loop-X po provedení expozice na tomtéž fantomu. Výsledný odhad dávky je součtem dílčích hodnot odhadů efektivních dávek získaných zjednodušeným výpočtem dávky z expozic z pěti úhlů – 0°, 180°, 225°, 270°, a 315°. To odpovídá geometrii oběhu zdroje primárního záření kolem pacienta během vyšetření. Pro odhad celkové efektivní dávky pacienta během navigované operace je získaná hodnota následně vynásobena dvěma z důvodu standardně prováděných dvou CBCT skenů, předinstrumentačního a postinstrumentačního. Odhady efektivních dávek vypočtených z hodnot indikovaných využitými zobrazovacími modalitami během transpedikulární fixace krční páteře jsou přehledně zaznamenány v tabulce 9.

Tabulka 9 Efektivní dávky C páteř

	LAT	AP	3D	celkem fantom	celkem za výkon
Skioskopie „Z“	0,018	0,001	\	0,019	0,043 mSv
Skioskopie „N“	0,132	0,045	\	0,177	0,4 mSv
Navigace PCXMC	0,007	0,005	0,38	0,392	0,772 mSv
Navigace koef.	\	\	0,32	\	0,64 mSv

Ač se jedná o násobně nižší hodnoty efektivních dávek než během operací Th a LS páteře je patrné, že i během fixace krčních obratlů je při využití spinální navigace podstatně vyšší radiační zátěž pacienta oproti skiaskopickému zobrazování. Efektivní dávka během spinální navigace krční páteře tak vychází téměř dvojnásobná oproti dávce v nastavení „nezkušeného“ RA a osmnáctinásobná „zkušeného“ RA. Potvrzujeme tak příslušnou hypotézu H3<sub>1</sub>. Vedlejším výsledkem je srovnání odhadu efektivních dávek v provedení „zkušeného“ a „nezkušeného“ RA, které podtrhuje důležitost správného nastavení pulzního režimu skiaskopie z hlediska radiační ochrany.



Obrázek 19 Graf odhadu efektivních dávek C-páteř

### 8.3.2. Rozptýlené záření C páteř

Měření rozptýleného záření během skiaskopie při transpedikulární fixaci krční páteře bylo opět provedeno ve dvou variantách. V případě „zkušeného“ radiologického asistenta byl skiaskopický mód nastaven na 5 p/s a v případě „nezkušeného“ radiologického asistenta bylo opět ponecháno základní nastavení pulzního režimu – 15 p/s. Během operace krční páteře je rozmístění operatérů odlišné oproti operacím Th a LS páteře. První z chirurgů stojí „v čele“ pacienta, tedy zhruba v polovině vzdálenosti zdroje a receptoru obrazu stranou od C-ramene, druhý chirurg pak stojí na straně zdroje primárního záření. Detektor pro rozptýlené záření byl umístěn v těchto standardních pozicích chirurgů při fixaci krční páteře a opět ve výšce správně umístěného osobního dozimetru. Za těchto podmínek proběhla za využití fantomu, pro obě pozice chirurgů a v obou variantách nastavení, simulace 10 expozic s následným přepočtem na počet expozic během reálné operace C páteře (90). Pro srovnání s CBCT je opět uvedena hodnota rozptýleného záření měřeného ve vzdálenosti 5,2 metru kolmo na osu gantry, v místě setrvání operačního týmu po dobu akvizice 3D obrazu.

Tabulka 10 Hodnoty rozptýleného záření během fixace C páteře

	V čele	Rentgenka	Celkem
"zkušený" RA	2,3202 $\mu$ Gy	1,5939 $\mu$ Gy	3,9141 $\mu$ Gy
"nezkušený" RA	11,79 $\mu$ Gy	6,9642 $\mu$ Gy	18,7542 $\mu$ Gy
Spinální navigace	352,1 nGy (0,3521 $\mu$ Gy)		0,7042 $\mu$ Gy

Z výsledků je patrné, že během transpedikulární fixace krční páteře jsou skiaskopické hodnoty rozptýleného záření násobně vyšší než hodnoty při spinální navigaci. Potvrzujeme tak hypotézu H3<sub>2</sub>, že při skiaskopicky vedené transpedikulární fixaci krčních obratlů bude významně vyšší radiační zátěž personálu.

#### 8.4. Rozdíl časové náročnosti implantace transpedikulárních šroubů

Pro srovnání časové náročnosti implantace transpedikulárních šroubů v jednotlivých segmentech páteře v závislosti na využití zobrazovací metodě byly v NIS vyhledány časy prvních a posledních skiaskopických snímků, respektive CBCT skenů. Data byla zpracována do tabulek dle rozdělení na skupiny skiaskopie a spinální navigace a daného úseku páteře. Dále byl zaznamenán rozsah fixace a počet implantovaných šroubů, z čehož byla následně stanovena časová náročnost zavedení jednoho šroubu. K posouzení statistické významnosti rozdílu spotřeby času k implantaci jednoho šroubu za využití daných zobrazovacích metod jsme použili metody základní statistiky a následně i parametrické statistické testy. Pro statistická šetření byla zvolena společná skupina pro krční a hrudní páteř zejména z důvodu velmi malých souborů po samostatných segmentech páteře. Také ale z důvodů podobně úzkých pediklů C a Th obratlů a ztížené přehlednosti těchto úseků na skiaskopických snímcích. Toto šetření bylo provedeno ke zhodnocení přínosu nově zavedené zobrazovací metody na operačních sálech ve FN Plzeň.

##### 8.4.1. Statistické šetření pro porovnání délky implantace v C a Th oblasti

Hromadný náhodný jev: čas zavedení transpedikulární fixace.

Statistická jednotka: neurochirurgická operace krční a hrudní páteře.

Statistický znak: hodnota času (min) implantace jednoho transpedikulárního šroubu.

Statistický soubor: 30 hodnot získaných za využití spinální navigace, 17 hodnot získaných za využití skiaskopie.

Ke statistickému šetření jsem využila tabulkový procesor Excel (Microsoft Office 360, Microsoft). Tabulky jsou barevně rozděleny dle úseku páteře pro přehlednější následné výpočty (žlutá – krční páteř, modrá – hrudní páteř).

##### Soubor dat pro spinální navigaci

Tabulka 11 Čas implantace šroubu C a Th - skupina Navigace

11,75	24,8	25,875	5	13,125
16,75	15,2	17,25	16,8	12,167
25,57	14,75	37,834	8,25	25,5
12,834	18,25	21,834	19,778	12,375
25,5	14	16,667	13,25	16,57
18,25	23	23	32,5	16,25

Počet prvků:  $n_1 = 30$

$$\sum_{i=1}^{30} x_i = 554,679$$

Střední hodnota souboru: 18,4893

Rozptyl souboru: 49,2813265620689

Počet stupňů volnosti:  $v_1 = n_1 - 1 = 29$

### Soubor dat pro skiaskopii

Tabulka 12 Čas implantace šroubu C a Th - skupina Skiaskopie

27,5	18,125	35,5
30,25	23,75	20,25
22,75	29,625	22,5
20,5	43,75	43
16,2	23,5	11,125
11,3	45,5	

Počet prvků:  $n_2 = 17$

$$\sum_{j=1}^{17} x_j = 445,125$$

Střední hodnota souboru: 26,1838235294118

Rozptyl souboru: 112,518120404412

Počet stupňů volnosti:  $v_2 = n_2 - 1 = 16$

### Parametrické testování – F-test

F-test slouží ke zjištění variability získaných dat dvou souborů, kde předpokládáme platnost nulové hypotézy o rovnosti rozptylů.

Nulová hypotéza:  $H_0: \sigma_1^2 = \sigma_2^2$

Alternativní hypotéza:  $H_a: \sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$

F-test byl proveden v prostředí tabulkového procesoru Excel.

Tabulka 13 Dvouvýběrový F-test pro rozptyl

Dvouvýběrový F-test pro rozptyl		
	Skiaskopie	Navigace
Stř. hodnota	26,18382353	18,4893
Rozptyl	112,5181204	49,28132656
Pozorování	17	30
Rozdíl	16	29
F	2,283179619	
P(F<=f) (1)	0,025871573	
F krit (1)	2,007346432	

Výsledkem je zamítnutí nulové hypotézy  $H_0$  na podkladě výsledku  $F \geq F_{krit}$  a  $P < 0,05$ , což znamená, že mezi rozptyly obou výběrů je, při zvolené hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , signifikantní rozdíl.

### Parametrické testování – Studentův t-test

Studentův t-test jsem zvolila na základě ověření F-testem, že  $\sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$ . Jedná se o test významnosti rozdílu dvou výběrových průměrů.

Nulová hypotéza  $H_{T0}: \mu_1 = \mu_2$

t-test byl opět proveden v prostředí tabulkového procesoru Excel.

Tabulka 14 Studentův t-test s nerovností rozptylů

Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů		
	Skioskopie	Navigace
Stř. hodnota	26,18382353	18,4893
Rozptyl	112,5181204	49,28132656
Pozorování	17	30
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	24	
t Stat	2,677036422	
P(T<=t) (1)	0,006590849	
t krit (1)	1,71088208	
P(T<=t) (2)	0,013181697	
t krit (2)	2,063898562	

Na základě výsledku t-testu, kde  $t \text{ Stat} > t_{krit}(2)$ , tedy  $2,677036422 > 2,063898562$ , zamítáme nulovou hypotézu  $H_{T0}: \mu_1 = \mu_2$ . Rozdíl výběrových průměrů je tedy statisticky významný na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ . Statistickou významnost rozdílu průměrů poznáme také podle velikosti pravděpodobnosti  $P(T \leq t) (2)$  v porovnání s hladinou významnosti  $\alpha$ . Tedy když  $P(T \leq t) (2) < \alpha$ ,  $0,013181697 < 0,05$ , jedná se o statisticky významný rozdíl mezi průměry výběrových souborů.

#### 8.4.2. Statistické šetření pro porovnání délky implantace v LS oblasti

Hromadný náhodný jev: čas zavedení transpedikulární fixace v bederní páteři.

Statistická jednotka: neurochirurgická operace bederní páteře.

Statistický znak: hodnota času (min) implantace jednoho transpedikulárního šroubu.

Statistický soubor: 36 hodnot získaných za využití spinální navigace, 100 hodnot získaných za využití skioskopie.

Ke statistickému šetření jsem využila tabulkový procesor Excel (Microsoft Office 360, Microsoft). Tabulka jsou barevně označena červeně dle úseku páteře (bederní) pro přehlednější následné výpočty.

### Soubor dat pro spinální navigaci

Tabulka 15 Čas implantace šroubu LS - skupina Navigace

38	8	29,25	26,625	10,75	16,875
8,3	9,125	16,5	26	32,5	41,75
32,5	18,125	39,25	17,8	31,334	39
24,667	22	24,75	30,7	37,75	40,875
26,834	15	20,5	24,667	39,5	14,2
34,25	17,25	36,25	34,75	29,667	57,75

Počet prvků:  $n_1 = 36$

$$\sum_{i=1}^{36} x_i = 973,044$$

Střední hodnota souboru: 27,029

Rozptyl souboru: 128,672289371428

Počet stupňů volnosti:  $v_1 = n_1 - 1 = 35$

### Soubor dat pro skiaskopii

Tabulka 16 Čas implantace šroubu LS - skupina Skiaskopie

32	33,25	32,25	34	22,75	32	20,25
15,37	34,25	24,167	34,5	33,75	12,667	15,5
12,5	31,5	26,25	34	21,25	38	30,5
12,5	33,5	17,5	27,75	21,25	16,5	37,75
34,25	27,5	30,75	24,75	18,25	29	25,334
29,75	27,5	21,167	21	21,25	18,375	28,834
28,5	23,834	19,25	13,25	39	10,75	14,8
49	22,75	19,334	15,5	23	16,834	40
26,5	9,167	16	17,75	17,75	33,25	29,25
31	15,834	13,5	22,25	21,75	9,75	18,75
24,75	12,667	54,5	7,5	28,75	6,875	
29	20,375	35,25	26,75	32,667	18,25	
23	26,5	16,75	28,167	24,75	24,667	
13	34	18,5	26	32,25	6,5	
13,167	30,167	31,75	40,75	22,5	47	

Počet prvků:  $n_2 = 100$

$$\sum_{j=1}^{100} x_j = 2470,219$$

Střední hodnota souboru: 24,70219

Rozptyl souboru: 87,2149739534345

Počet stupňů volnosti:  $v_2 = n_2 - 1 = 99$

### Parametrické testování – F-test

Nulová hypotéza:  $H_{F0}: \sigma_1^2 = \sigma_2^2$

Alternativní hypotéza:  $H_{Fa}: \sigma_1^2 \neq \sigma_2^2$

F-test byl proveden v prostředí tabulkového procesoru Excel.

Tabulka 17 Dvouvýběrový F-test pro rozptyl LS páteř

Dvouvýběrový F-test pro rozptyl		
	Navigace	Skiaskopie
Stř. hodnota	27,029	24,70219
Rozptyl	128,6722894	87,21497395
Pozorování	36	100
Rozdíl	35	99
F	1,475346303	
P(F<=f) (1)	0,069772686	
F krit (1)	1,5419138	

Výsledkem je potvrzení nulové hypotézy  $H_0$  na podkladě výsledku  $F \leq F_{krit}$  a  $P > 0,05$ , což znamená, že mezi rozptyly obou výběrů není, při zvolené hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , signifikantní rozdíl.

### Parametrické testování – Studentův t-test

Na základě ověření F-testem, že mezi sledovanými výběry není statisticky signifikantní rozdíl mezi rozptyly ( $\sigma_1^2 = \sigma_2^2$ ), jsem zvolila Studentův t-test s rovností rozptylů. Jedná se o test významnosti rozdílu výběrových průměrů.

Nulová hypotéza  $H_{T0}: \mu_1 = \mu_2$

t-test byl opět proveden v prostředí tabulkového procesoru Excel.

Tabulka 18 Studentův t-test s rovností rozptylů LS páteř

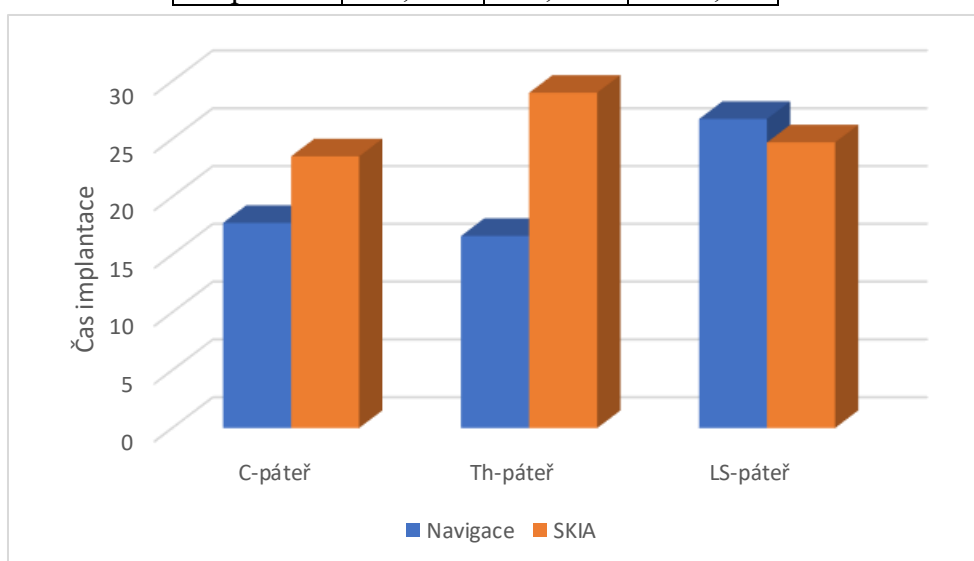
Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů		
	Navigace	Skiaskopie
Stř. hodnota	27,029	24,70219
Rozptyl	128,6722894	87,21497395
Pozorování	36	100
Společný rozptyl	98,04337723	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	134	
t Stat	1,209020282	
P(T<=t) (1)	0,114392001	
t krit (1)	1,656304542	
P(T<=t) (2)	0,228784002	
t krit (2)	1,977825758	

Na základě výsledku t-testu, kde  $t_{\text{Stat}} < t_{\text{krit}}(2)$ ,  $1,209020282 < 1,977825758$ , potvrzujeme nulovou hypotézu  $H_{T0}: \mu_1 = \mu_2$ . Mezi průměry výběrových souborů tak, na hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ , není statisticky významný rozdíl. Též dle  $P(T \leq t) (2) > \alpha$ , tedy  $0,228784002 > 0,05$ , potvrzujeme, že se nejedná o signifikantní rozdíl mezi výběrovými průměry.

Ze získaných hodnot byly dále stanoveny mediány hodnot minut potřebných k implantaci jednoho šroubu v jednotlivých segmentech páteře.

Tabulka 19 Časová náročnost implantace transpedikulárního šroubu

	Navigace	SKIA	Rozdíl
C-páteř	17,75	23,5	-5,75
Th-páteř	16,6185	29	-12,3815
LS-páteř	26,7295	24,7085	2,021



Obrázek 20 Graf - časová náročnost implantace transpedikulárního šroubu

Z výsledků statistických parametrických testů můžeme tedy potvrdit naši hypotézu  $H_{41}$ , že s využitím spinální navigace dochází k významnému zkrácení doby implantace transpedikulární fixace při operaci krční a hrudní páteře. Hypotéza  $H_{42}$  statistickými parametrickými testy potvrzena nebyla. Z hodnot uvedených v tabulce 15 je viditelné významné zkrácení spotřeby času k implantaci jednoho transpedikulárního šroubu v oblasti krční a hrudní páteře. V bederní oblasti vychází časová náročnost zavedení pedikulárních šroubů za využití spinální navigace i skiaskopie velice podobně. V oblasti krční páteře došlo ke zrychlení o necelých šest minut na zavedení jednoho šroubu a v oblasti hrudní páteře o téměř dvanáct a půl minuty pod spinální navigací. Spinální navigace v oblasti bederní páteře vychází naopak s prodloužením času na zavedení jednoho šroubu o dvě minuty oproti skiaskopii.



## 9. Diskuze

Radiační ochrana je nedílnou součástí práce radiologického asistenta, a především s tímto ohledem byla diplomová práce vypracována. V celkovém pojetí je zaměřena na zjištění přínosu v roce 2023 nově instalované zobrazovací modalitě CBCT na operačních sálech Fakultní nemocnice Lochotín.

V teoretické části byly shrnuty výsledky 10 studií zabývajících se správností umístění pedikulárních šroubů pod spinální navigaci samotnou nebo ve srovnání s umístěním pod skiaskopickou kontrolou. Shrnutím všech deseti studií vychází **úspěšnost spinální navigace**, týkající se správnosti umístění pedikulárních šroubů v rozmezí **88,8 – 100 %**. Správně umístěných šroubů **pod skiaskopii** bylo ve studiích klasifikováno **76,8 – 96,6 %**. Ve výzkumné části nebylo možné provést srovnání výsledků studií s naším souborem pacientů, protože naši pacienti standardně nepodstupují pooperační kontrolní CT vyšetření, na kterém by mohlo být hodnocení provedeno. Nicméně můžeme zhodnotit náš soubor co do počtu kontrolních CT vyšetření indikovaných z důvodů pooperačních potíží (neurologických příznaků) a počtu případných reoperací. Ve skupině pacientů, kteří podstoupili navigovanou operaci páteře, bylo indikováno pouze jedno kontrolní CT vyšetření, a to po fixaci v oblasti C/Th přechodu páteře. V druhé skupině, pod skiaskopickou kontrolou, bylo pooperačně indikováno celkem 14 kontrolních CT vyšetření, jedno po fixaci v oblasti přechodu C/Th páteře, jedno v oblasti horní hrudní páteře a dvanáct po fixaci bederní páteře. Ve skupině s navigací nebyla provedena jediná revizní operace, ve skupině skiaskopie byly provedeny pro nesprávně umístěnou fixaci revizní operace tři – jedna v oblasti C/Th přechodu a dvě v oblasti bederní páteře.

První část výzkumné práce se zabývala měřením pro výpočet a porovnání odhadů efektivních dávek sdělených pacientovi během 2D a 3D obrazem navigované operace pro nepřímou osteosyntézu obratlů, rovněž tak měřením a porovnáním hodnot rozptýleného záření, které je zdrojem ozáření personálu operačního sálu. Hlavní cíl práce byl, pro přehlednost vstupních a výstupních dat výzkumu, rozdělen do tří částí řešících konkrétní oblast páteře, kde byla provedena transpedikulární fixace obratlů.

Hodnoty naměřené prostřednictvím detektoru pro měření dávky na kůži byly původně zamýšleny k porovnání dávek záření na fantomu. Jelikož však nebyla během našeho měření transparentní ionizační komora umístěna v izocentru oblasti zájmu, nebylo by srovnání takto naměřených hodnot validní. Přistoupili jsme tak k výpočtům odhadů efektivních dávek dle expozičních hodnot indikovaných příslušnými přístroji.

Odhad efektivní dávky pacienta byl, za využití expozičních hodnot indikovaných přístroji, vypočítán pomocí softwarového nástroje PCXMC 2.0 pro obě zobrazovací modalities, skiaskopii i spinální navigaci, pro každou zobrazovanou oblast páteře zvlášť. Expoziční hodnoty indikované skiaskopickým přístrojem byly zaznamenány při simulovaných expozicích na fantomu s centrací na úrovně L3, Th6 a C3 v provedeních „zkušeného“ a „nezkušeného“ radiologického asistenta. Tedy v první variantě byl upraven pulzní režim skiaskopie dle zobrazovaného úseku páteře (pro krční 5 p/s, pro hrudní 7,5-10 p/s a bederní 10 p/s), v druhé variantě bylo vždy ponecháno základní nastavení pulzního režimu skiaskopie na 15 p/s. Pro srovnání byl pro CBCT proveden ještě výpočet odhadu efektivní dávky pomocí koeficientů. Výsledky odhadů efektivních dávek během CBCT skenů z obou druhů výpočtu byly velice podobné, v oblasti bederní páteře se výsledky lišily o 0,04 mSv, v oblasti hrudní páteře o 0,12 mSv a krční páteře o 0,06 mSv, vždy za jeden sken. Ve srovnání výsledných odhadů efektivních dávek během skiaskopie a spinální navigace byly výsledky za každou oblast páteře nižší v případě skiaskopie. **Spinální navigace** vykazuje v oblasti bederní páteře pěti až osminásobné **zvýšení efektivní dávky**, tři až pětinasobné zvýšení v oblasti hrudní páteře a dvou až osmnáctinásobné zvýšení v oblasti páteře krční oproti výkonům pod skiaskopickou kontrolou.

Měření rozptýleného záření proběhlo pouze jedno pro spinální navigaci, kdy byl příslušný detektor umístěn ve výšce správně umístěného osobního dozimetru v předsáli, ve vzdálenosti 5,2 metru kolmo na osu gantry. Rozptýlené záření bylo tedy měřeno v místě pobytu celého operačního týmu během akvizice 3D obrazu. Během skiaskopie bylo rozptýlené záření měřeno v provedeních dvou různých nastavení, v první variantě byl opět upraven pulzní režim skiaskopie dle zobrazovaného úseku páteře (pro krční 5 p/s, pro hrudní 7,5-10 p/s a bederní 10 p/s), ve variantě druhé bylo vždy ponecháno základní nastavení pulzního režimu na 15 p/s. Detektor pro měření rozptýleného záření byl opět umístěn ve výšce správně umístěného osobního dozimetru a vždy ve dvou standardních pozicích operatérů – pro krční páteř „v čele“ pacienta a u zdroje primárního záření, pro hrudní a bederní páteř po bocích pacienta, tedy na straně zdroje i receptoru obrazu. Za těchto podmínek bylo provedeno pro skiaskopii deset expozic a pro spinální navigaci jeden CBCT sken za využití fantomu o výšce 175 cm a váze 70 kg, aby bylo možné provést srovnání množství vzniklého rozptýleného záření na jednom zdroji – pacientovi. Poté byl proveden, za využití mediánů počtu expozic během skutečných operací, výpočet množství rozptýleného záření vznikajícího během fixace jednotlivých úseků páteře. Pro CBCT byla naměřená hodnota vynásobena dvěma z důvodu standardně prováděných dvou skenů – vstupní předinstrumentační a kontrolní postinstrumentační. Pro každou oblast páteře zvlášť jsme vyslovili jednotlivé hypotézy, že při využití klasické skiaskopie během

transpedikulární fixace krčních (H3<sub>2</sub>), hrudní (H2<sub>2</sub>) a bederních (H1<sub>2</sub>) obratlů bude významně vyšší radiační zátěž personálu. Z výsledků zaznamenaných v přehledných tabulkách byly všechny tři hypotézy potvrzeny – **množství rozptýleného záření je několikanásobně až řádově vyšší během skiaskopicky vedených operací** krční, hrudní i bederní páteře oproti navigovaným operacím. **Spinální navigace má tedy jednoznačný přínos z hlediska radiační ochrany personálu.** Zejména v měřítku v podstatě denního provádění operačních výkonů, i jiných než transpedikulárních fixací obratlů, pod kontrolou zobrazovacích metod využívajících ionizující záření.

Guong et al. ve své studii porovnávali radiační zátěž personálu i pacientů rovněž během skiaskopie oproti spinální navigaci. Ač se jednalo o endoskopické výkony, výsledky míry radiační zátěže je možné, vzhledem k porovnávaným zobrazovacím modalitám, porovnat s výsledky našeho výzkumu. Studie uvádí významné snížení radiační zátěže personálu za současného několikanásobného zvýšení radiační zátěže pacienta. Studie Tonetti et al. naopak uvádí snížení radiační dávky obdržené jak personálem, tak pacienty v případě využití spinální navigace. S touto studií jsou tak v rozporu naše výsledky významného zvýšení radiační zátěže pacienta. (Guong et al., 2022; Tonetti et al., 2020)

Předmětem druhé části výzkumu byla délka doby zavedení jednoho pedikulárního šroubu v jednotlivých úsecích páteře v závislosti na využití skiaskopie či spinální navigace. Z NIS byly získány časy prvních a posledních skiaskopických snímků, popřípadě CBCT skenů a jejich odečtením byl zjištěn reálný čas potřeby využití zobrazovacích metod pro zavedení transpedikulární fixace. Zároveň byla z NIS získána data o rozsahu fixace a počtu zavedených šroubů a následně byl z těchto dat vypočítán čas zavedení jednoho pedikulárního šroubu. Soubory skiaskopie a navigace byly dále rozděleny dle oblasti fixovaných obratlů – krční, hrudní a bederní. Pro statistické šetření byla skupina C a Th páteře sloučena pro nízký počet pacientů v obou souborech, pro podstatně užší průměry pediklů oproti bederní páteři a ztíženou přehlednost úseků při skiaskopickém zobrazování. Bederní páteř tvořila samostatnou skupinu pro statistické šetření. Výzkumem bylo zjištěno, že **spinální navigace** v porovnání mediánů poskytuje **zkrácení doby** implantace jednoho pedikulárního šroubu v oblasti **krční páteře** o 5 minut a 45 vteřin a v oblasti **hrudní páteře** o 12 minut a 23 vteřin oproti zavedení pod skiaskopií, parametrickými statistickými testy bylo pak potvrzeno, že se jedná o **signifikantní rozdíl**. Potvrdili jsme tak námi vyslovenou hypotézu H4<sub>1</sub>, že s využitím 3D zobrazení dochází ke statisticky významnému zkrácení doby implantace transpedikulární fixace při operaci krční a hrudní páteře. Dalším výsledkem našeho šetření byla kratší délka implantace pedikulárního šroubu v oblasti **bederní páteře** v případě skiaskopicky vedené operace. Potřebný čas

k zavedení jednoho šroubu pod **spinální navigací** vychází o 2 minuty a 1 vteřinu **delší** než pod skiaskopickou kontrolou. Náš předpoklad formulovaný v hypotéze H4<sub>2</sub>, že s využitím 3D zobrazení dochází ke statisticky významnému zkrácení doby implantace transpedikulární fixace při operaci bederní páteře, potvrzen nebyl. Rozdíl mezi soubory v délce implantace pedikulárního šroubu v oblasti bederní páteře byl však parametrickými testy zjištěn jako **statisticky nevýznamný**.

### **9.1. Přínos pro praxi**

Přínosem pro praxi by mohl být výstup, který vznikl jako nezáměrný vedlejší výsledek práce. Zjištění poměrně velkého rozdílu v radiační zátěži pacienta a zejména pak personálu operačních sálů, který výkony s využitím ionizujícího záření provádí téměř denně, by mělo vést k zodpovědnějšímu přístupu dodržování radiační ochrany zejména ze stran radiologických asistentů. Měřeními jsme ověřili zpětný rozptyl sekundárního záření, zjistili jsme tedy markantní rozdíl v množství rozptýleného záření na straně receptoru obrazu a množství rozptýleného záření na straně zdroje primárního záření. Během operačních výkonů chirurgové často nemají možnost odstoupit od operační rány, a proto je důležitá správná volba expozičních parametrů, zejména pulzního režimu skiaskopie. Výsledný rozdíl naměřených hodnot rozptýleného záření, v závislosti na místě měření vůči zdroji primárního záření, je osminásobně vyšší hodnota během operace LS páteře a pětinasobně vyšší hodnota v případě Th páteře právě na straně zdroje primárního záření oproti pozici chirurga na straně receptoru obrazu. Správná manipulace s expozičními hodnotami, respektive nastavení počtu pulzů, oproti ponechání základního pulzního nastavení skiaskopie způsobila výsledný rozdíl snížení hodnot rozptýleného záření na  $\frac{3}{4}$  v případě operace bederní páteře a na  $\frac{1}{2}$  v případě Th páteře. Značný rozdíl v závislosti na použitém pulzním režimu se také projevil ve výsledných odhadech efektivních dávek pacienta během skiaskopie.

### **9.2. Limity práce**

Za hlavní limit práce považují krátkou dobu provozu O-ramene Loop-X Mobile Imaging Robot (medPhoton GmbH, Salzburg, Rakousko) a tím poměrně nízký počet pacientů, kteří podstoupili transpedikulární fixaci pod spinální navigací. Přístroj byl ve Fakultní nemocnici Plzeň instalován v polovině měsíce ledna 2023, načež několik týdnů trvalo zaškolení několikačlenného operačního týmu a operace s využitím O-ramene tak nebylo možné zpočátku běžně provádět. Rovněž by při hlubším zkoumání byla pravděpodobně znatelná křivka učení a tím postupné zkracování operačního času.

Dalším limitem, který by mohl být zároveň výhodou, bylo provedení všech měření za využití fantomu Adult Full Body Phantom with Muscles for X-Ray, CT, US (True Phantom Solutions, Windsor, Kanada), jehož primárním účelem je simulace lidského těla pro výzkum a výuku pomocí zobrazovacích modalit RTG, CT, USG a MR a optimalizaci zobrazovacího procesu. Fantom byl využit jak pro zjištění hodnot indikovaných přístroji pro výpočet efektivních dávek za operační výkony pod skiaskopickou kontrolou i spinální navigací, tak pro měření rozptýleného záření, jehož zdrojem jsou především měkké tkáně pacienta. Fantom reprezentuje mužské tělo o váze 70 kg a výšce 175 cm a poskytl nám tak neměnnou konstituci pacienta, jedinou proměnnou při měření zmíněných hodnot tak byl pouze zdroj primárního záření. Pokud by bylo měření provedeno během reálných operačních výkonů, nebylo by možné naměřené hodnoty přímo porovnávat, jelikož by byly ovlivněné konstitucí jednotlivých pacientů.

Třetím limitem je absence pooperačně zhotovených CT vyšetření vhodných k hodnocení správnosti umístění jednotlivých šroubů v pediklech, čímž byl znemožněn námi původně zamýšlený výzkum tímto směrem. Indikace kontrolních CT vyšetření ve Fakultní nemocnici Plzeň se odvíjí až od případných neurologických příznaků u jednotlivých pacientů, standardně se provádí pouze kontrolní skiagrafické snímky následující den po operaci.

## Závěr

Diplomová práce byla vypracována především s ohledem na radiační ochranu personálu i pacienta na operačních sálech vzhledem k v roce 2023 do provozu uvedenému O-rameni Loop-X Mobile Imaging Robot (medPhoton GmbH, Salzburg, Rakousko). Práce je zaměřena zejména na zjištění přínosu CBCT obrazem vedených operací ve srovnání s obdobnými výkony pod skiaskopickou kontrolou. Hlavním cílem bylo tedy zjistit radiační zátěž operačního týmu a taktéž pacienta během perioperační skiaskopie oproti spinální navigaci. Dílčím cílem pak bylo srovnání spotřeby času pro implantaci jednoho pedikulárního šroubu v závislosti na využití zobrazovací modalitě.

Data byla získána jak z prostředí nemocničního informačního systému Fakultní nemocnice Plzeň, tak zároveň vlastním měřením a následně výpočty. Simulace perioperačních expozičních byly provedeny dle standardně prováděných transpedikulárních fixací páteře za využití daných zobrazovacích metod. Ke splnění dílčího cíle jsme využili statistických parametrických testů k posouzení významnosti výsledků.

Hlavním výstupem je přínos spinální navigace při implantaci pedikulárních šroubů především snížením radiační zátěže personálu, ač její nevýhodou je značné zvýšení radiační zátěže pacienta. Ten však takový výkon absolvuje s největší pravděpodobností jednou za život i vzhledem k přesnosti umístění šroubů pod spinální navigací. Operační tým naopak v prostředí s ionizujícím zářením provádí různé výkony opakovaně a poměrně často.

Dle zpracovaných materiálů pro teoretický základ práce a výsledků výzkumné části se jeví využití spinální navigace vhodné v úseku krční a hrudní páteře a jejich přechodu, zejména pro velmi malé rozměry pediklů a nedostatečnou přehlednost ve 2D zobrazení. Výzkumem bylo také prokázáno statisticky významné zkrácení času implantace jednotlivých pedikulárních šroubů v těchto oblastech. Spinální navigace je rovněž přínosná u velmi objemných pacientů, kdy není možné prostřednictvím klasického C-ramene docílit kvalitního a přehledného zobrazení.

Případný další výzkum přínosu 3D perioperačního zobrazení by bylo vhodné zaměřit i na jiné anatomické struktury, například talokrurální či sakroiliakální skloubení. Přínosné by také mohlo být podrobné hodnocení správnosti umístění pedikulárních šroubů, které v naší výzkumné části nebylo možné provést.

## Seznam použité literatury

Alqurashi, A., Alomar, S. A., Bakhaidar, M., Alfiky, M., & Baesa, S. S. (2021). Accuracy of Pedicle Screw Placement Using Intraoperative CT-Guided Navigation and Conventional Fluoroscopy for Lumbar Spondylosis. *Cureus*, *13*(8), E17431. <https://doi.org/10.7759/cureus.17431>

BrainLab (c2024). *Loop-X Mobile Imaging Robot*. <https://www.brainlab.com/surgery-products/overview-platform-products/robotic-intraoperative-mobile-cbct/>

Český normalizační institut. (2008). Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1-3: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost - Skupinová norma: Radiační ochrana u diagnostických rentgenových zařízení.

Čihák, R. (2011). *Anatomie 1* (3. upravené a doplněné vydání). Grada Publishing.

Gan, G., Kaliya-Perumal, A. -K., Yu, C. S., Nolan, C. P., & Oh, J. Y. -L. (2021). Spinal Navigation for Cervical Pedicle Screws: Surgical Pearls and Pitfalls. *Global Spine Journal*, *11*(2), 196-202. <https://doi.org/10.1177/2192568220902093>

Ghori, A., Le, H. V., Makanji, H., & Cha, T. (October 01, 2015). Posterior Fixation Techniques in the Subaxial Cervical Spine. *Cureus*, *7*(10), 1-13. [10.7759/cureus.338](https://doi.org/10.7759/cureus.338)

Guong, J., Huang, X., Luo, L., Liu, H., Wu, H., Tan, Y., Li, C., Tang, Y., & Zhou, Y. (2022). Radiation Dose Reduction and Surgical Efficiency Improvement in Endoscopic Transforaminal Lumbar Interbody Fusion Assisted by Intraoperative O-arm Navigation: *Neurospine*, *19*(2), 376-384. <https://doi.org/10.14245/ns.2143324.662>

Hagan, M. J., Syed, S., Leary, O. P., Persad-Paisley, E. M., Lin, Y., Zheng, B., Shao, B., Abdulrazeq, H., Yu, J. Y. H., Telfeian, A. E., Gokaslan, Z. L., Fridley, J. S., & Oyelese, A. A. (2022). Pedicle Screw Placement Using Intraoperative Computed Tomography and Computer-Aided Spinal Navigation Improves Screw Accuracy and Avoids Postoperative Revisions: Single-Center Analysis of 1400 Pedicle Screws. *World Neurosurgery*, *160*(April 2022), e169-e179. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.12.112>

Hwang, Y. -S., Tsai, H. -Y., Lin, Y. -Y., & Lui, K. -W. (2018). Investigations of organ and effective doses of abdominal cone-beam computed tomography during transarterial chemoembolization using Monte Carlo simulation. *BMC Medical Imaging*, *18*(1), 2. <https://doi.org/10.1186/s12880-018-0247-7>

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4)

ICRP, 2015. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann. ICRP 44(1)

Jing, L., Wang, Z., Sun, Z., Zhang, H., Wang, J., & Wang, G. (2019). Accuracy of pedicle screw placement in the thoracic and lumbosacral spines using O-arm-based navigation versus conventional freehand technique. *Chinese Neurosurgical Journal*, *5*(1), 6 (2019). <https://doi.org/10.1186/s41016-019-0154-y>

Kumar, D. S., Ampar, N., & Lim, L. W. (2020). Accuracy and reliability of spinal navigation: An analysis of over 1000 pedicle screws. *Journal of Orthopaedics*, *18*(March–April 2020), 197-203. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.10.002>

La Rocca, G., Mazzucchi, E., Pignotti, F., Nasto, L. A., Galieri, G., Olivi, A., De Santis, V., Rinaldi, P., Pola, E., & Sabatino, G. (2022). Intraoperative CT-guided navigation versus fluoroscopy for percutaneous pedicle screw placement in 192 patients: a comparative analysis. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, *23*(1), 44 (2022). <https://doi.org/10.1186/s10195-022-00661-8>

Laudato, P. A., Pierzchala, K., & Schizas, C. (2018). Pedicle Screw Insertion Accuracy Using O-Arm, Robotic Guidance, or Freehand Technique. *Spine*, *43*(6), E373-E378. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000002449>

Lee, J. S., Son, D. W., Lee, S. H., Ki, S. S., Lee, S. W., & Song, G. S. (2020). Comparative Analysis of Surgical Outcomes of C1–2 Fusion Spine Surgery between Intraoperative Computed Tomography Image Based Navigation-Guided Operation and Fluoroscopy-Guided Operation. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, *63*(2), 237-247. <https://doi.org/10.3340/jkns.2019.0172>



Martin, C. J., Vassileva, J., Vano, E., Mahesh, M., Ebdon-Jackson, S., Ng, K. H., Frush, D. P., Loose, R., & Damilakis, J. (2017). Unintended and accidental medical radiation exposures in radiology: guidelines on investigation and prevention. *Journal of Radiological Protection*, 37(4), 883-906. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/aa881e>

medPhoton GmbH. (2021). Uživatelská příručka: ImagingRing m/Loop X Mobile Imaging Robot.

Neubauer, J., Kusel, K., & Knipe, H. (2020). *Gertzbein and Robbins classification*. Radiopaedia. <https://radiopaedia.org/articles/82155>

Ojodu, I., Ogunsemoyin, A., Hopp, S., Pohlemann, T., Ige, O., & Akinola, O. (2018). C-arm fluoroscopy in orthopaedic surgical practice. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 28(8), 1563-1568. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2234-7>

Perna, F., Borghi, R., Pilla, F., Stefanini, N., Mazzotti, A., & Chehrassan, M. (2016). Pedicle screw insertion techniques: an update and review of the literature. *Musculoskeletal surgery*, 100(3), 165-169. <https://doi.org/10.1007/s12306-016-0438-8>

Podzimek, F. (2021). Radiologická fyzika - Aplikace ionizujícího záření. ČVUT v Praze.

Seidl, Z. (2012). Radiologie pro studium i praxi. Grada Publishing.

Sheth, N. M., De Silva, T., Uneri, A., Ketcha, M., Han, R., Vijayan, R., Osgood, G. M., & Siewerdsen, J. H. (2020). A mobile isocentric C-arm for intraoperative cone-beam CT: Technical assessment of dose and 3D imaging performance. *Medical Physics*, 47(3), 958-974. <https://doi.org/10.1002/mp.13983>

Súkupová, L. (2015a). Co představuje parametr  $CTDI_{VOL}$  uváděný CT skenery a je tento paramter skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? *Česká radiologie*, 69(3), 194-200. [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1503\\_194\\_200.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1503_194_200.pdf)

Súkupová, L. (2015). Klinické CT a cone-beam CT. *Česká radiologie*, 69(1), 48-54. [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1501\\_48\\_54.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1501_48_54.pdf)

Súkupová, L. (2018). Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi. Grada Publishing.

Súkupová, L. (c2011 - 2024). *Radiační ochrana při operačních výkonech v ortopedii*. Lucie Súkupová. <http://www.sukupova.cz/radiacni-ochrana-pri-operacnich-vykonech-v-ortopedii/>

Tonetti, J., Boudissa, M., Kerschbaumer, G., & Seurat, O. (2020). Role of 3D intraoperative imaging in orthopedic and trauma surgery. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, *106(1)*, S19-S25. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2019.05.021>

Ullmann, V. (b. r.). *Vliv ionizujícího záření na živé organismy - rizika a využití v medicíně: Biologické účinky ionizujícího záření*. AstroNuklFyzika. <https://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>

Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje. (2016). <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>

Waschke, A., Walter, J., Duenisch, P., Reichart, R., Kalff, R., & Ewald, C. (2013). CT-navigation versus fluoroscopy-guided placement of pedicle screws at the thoracolumbar spine: single center experience of 4,500 screws. *European Spine Journal*, *22(3)*, 654-660. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2509-3>

Yokota, K., Kawano, O., Sakai, H., Morishita, Y., Masuda, M., Hayashi, T., Kubota, K., Hirashima, H., Nakashima, R., Nakashima, Y., & Maeda, T. (2023). Intraoperative Radiation Exposure from O-arm-based 3D Navigation in Spine Surgery. *Spine Surgery and Related Research*, *7(6)*, 496-503. <https://doi.org/10.22603/ssrr.2023-0057>

Zimmermann, F., Kohl, K., Privalov, M., Franke, J., & Vetter, S. Y. (2021). Intraoperative 3D imaging with cone-beam computed tomography leads to revision of pedicle screws in dorsal instrumentation: a retrospective analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, *16(706)*, 1-6. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02849-w>

## **Seznam zkratek**

2D – dvoudimenzionální

3D – třídimenzionální

C – krční

CT – výpočetní tomografie (Computed Tomography)

CBCT – Cone Beam Computed Tomography

ICRP – International Commission on Radiological Protection

IZ – ionizující záření

LS – bederní

MSCT – MultiSlice Computed Tomography

NIS – nemocniční informační systém

p/s – pulzy za sekundu

RA – radiologický asistent

Th – hrudní

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Hodnoty tkáňových váhových faktorů.....	19
Tabulka 2 Rizikové hodnoty.....	21
Tabulka 3 Porovnání parametrů konvenčního CT a CBCT.....	28
Tabulka 4 Shrnutí výsledků studií.....	41
Tabulka 5 Efektivní dávky pacienta LS páteř.....	52
Tabulka 6 Hodnoty rozptýleného záření během fixace LS páteře.....	53
Tabulka 7 Efektivní dávky pacienta Th páteř.....	55
Tabulka 8 Hodnoty rozptýleného záření během fixace Th páteře.....	55
Tabulka 9 Efektivní dávky C páteř.....	57
Tabulka 10 Hodnoty rozptýleného záření během fixace C páteře.....	58
Tabulka 11 Čas implantace šroubu C a Th - skupina Navigace.....	59
Tabulka 12 Čas implantace šroubu C a Th - skupina Skiaskopie.....	60
Tabulka 13 Dvouvýběrový F-test pro rozptyl.....	60
Tabulka 14 Studentův t-test s nerovností rozptylů.....	61
Tabulka 15 Čas implantace šroubu LS - skupina Navigace.....	62
Tabulka 16 Čas implantace šroubu LS - skupina Skiaskopie.....	62
Tabulka 17 Dvouvýběrový F-test pro rozptyl LS páteř.....	63
Tabulka 18 Studentův t-test s rovností rozptylů LS páteř.....	63
Tabulka 19 Časová náročnost implantace transpedikulárního šroubu.....	64

## Seznam obrázků

Obrázek 1 Znázornění rozptýleného záření při pozici rentgenky pod pacientem (vlevo) a nad pacientem (vpravo). (Súkupová, c2011 - 2024) .....	13
Obrázek 2 Lateromedialní úhel trajektorie pedikulárního šroubu C6 (Ghori et al., October 01, 2015).....	23
Obrázek 3 Vážený průměr šíře pediklů jednotlivých obratlů v jejich nejužším místě kolmo k ose páteře (Waschke et al., 2013) .....	24
Obrázek 4 Tvary RTG svazku záření pro zesilovač obrazu, FPD a CT detektor (Súkupová, 2015a).....	25
Obrázek 5 Demonstrace cross-talk efektu – rozptyl fotonu světla ve scintilátoru CBCT a CT detektoru (Súkupová, 2015a).....	26
Obrázek 6 Zobrazovací řetězec C-ramene (vlevo s FPD, vpravo se zesilovačem obrazu) (Súkupová, c2011 - 2024).....	31
Obrázek 7 CBCT O-rameno Loop-X s navigačním systémem (BrainLab, c2024).....	33
Obrázek 8 Filtrační kotouč (vlevo, pohled od generátoru záření) a nosič filtrů (vpravo, pohled od receptoru obrazu) (medPhoton GmbH, 2021) .....	34
Obrázek 9 Graf - výzkumný soubor .....	44
Obrázek 10 Schéma operačního sálu se skiaskopickým C-ramenem v pracovní pozici.....	45
Obrázek 11 Schéma operačního sálu s CBCT O-ramenem v pracovní pozici .....	46
Obrázek 12 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během perioperačního zobrazení C-páteře.....	47
Obrázek 13 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během skiaskopického perioperačního zobrazení LS-páteře .....	48
Obrázek 14 Pozice operatérů během skiaskopicky vedené operace (vlevo: krční páteře, vpravo hrudní/bederní) .....	48
Obrázek 15 Měření rozptýleného záření během skiaskopie .....	49
Obrázek 16 Pozice transparentního detektoru pro měření dávky na kůži pacienta během spinální navigace Th-páteře.....	49
Obrázek 17 Pozice operačního týmu během akvizice CBCT.....	50
Obrázek 18 Měření rozptýleného záření během spinální navigace .....	50
Obrázek 19 Graf odhadu efektivních dávek C-páteř.....	58
Obrázek 20 Graf - časová náročnost implantace transpedikulárního šroubu .....	64