



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Studies

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

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta
KATEDRA RADIOBIOLOGIE A OCHRANY OBYVATELSTVA

Bakalářská práce

Peroperační zobrazení 3D
při osteosyntéze zlomenin a srovnání s 2D
zobrazením

Vypracoval: Eva Antonínová
Vedoucí práce: prof. MUDr. Radek Hart, Ph.D., FRCS
České Budějovice 2015

Abstrakt

Tématem bakalářské práce je zhodnocení perioperačního využití mobilního skiaskopického přístroje s technikou 3D zobrazení při osteosyntéze v oblasti kolenního kloubu a zápěstí. Součástí práce je porovnání aplikovaných plošných dávek záření (DAP) a délky skiaskopického času u techniky 3D a běžně používané 2D techniky.

Teoretická část je rozdělena do několika kapitol. První kapitola přehledně popisuje anatomii zápěstí. Druhá kapitola se zabývá anatomii kolena. Jelikož předmětem práce jsou zlomeniny zasahující do kloubů, jsou v obou kapitolách popsána kloubní spojení a jejich funkce. Třetí kapitola je věnována traumatologii, konkrétně úrazům kostí, mechanismu vzniku úrazů, typům zlomenin, klasifikaci zlomenin, diagnostice a léčbě. Čtvrtá kapitola teoretické části se zbývá zobrazovacími metodami u vybraných oblastí, které jsou důležité z diagnostického a prognostického hlediska. Pátá kapitola popisuje fyzikální a technické principy vybraných zobrazovacích metod, zahrnující podstatu vzniku záření a technickou část zobrazování. Šestá kapitola pojednává o vlivu záření na živý organismus. Sedmá kapitola rozebírá radiační ochranu, která je nedílnou součástí všech zobrazovacích metod používajících rentgenové záření.

Cílem práce je zhodnocení využití mobilního skiaskopického přístroje vybaveného 3D technologií, používaného ve znojenské nemocnici na traumatologickém operačním sále při osteosyntéze zlomenin v oblasti zápěstí a kolena. Pro porovnání kvality repozice a fixace zlomeniny bylo provedeno měření postavení přilehlé kloubní plochy k osovému postavení radia a v druhé oblasti k osovému postavení tibie. Práce se dále zabývá skiaskopickými plošnými dávkami a porovnává rozdíl mezi 2D a 3D zobrazovací technologií. V práci není ani opomenuta doba osvitů u obou zobrazovacích technik.

Byly stanoveny dvě hypotézy:

1. Využití perioperačního zobrazení 3D technikou přispívá k přesnosti repozice a osteosyntézy zlomenin.
2. Délka skiaskopie a dávka záření je u 3D zobrazení významně vyšší v porovnání se zobrazením 2D.

V metodické části se práce zabývá randomizovaným souborem pacientů. Do souboru bylo zahrnuto 80 pacientů s operační léčbou. Studie zahrnuje pacienty

se zlomeninami distálního radia a proximální tibie. Soubory zájmových oblastí byly statisticky hodnoceny podle pohlaví, věku a zvolené technologie zobrazování. U souborů byly stanoveny střední hodnoty průměr, medián, modus, byl vypočítán maximální a minimální věk pacientů. Dále byl pomocí PC programu Excel stanoven rozptyl a směrodatná odchylka souborů. Data byla graficky zpracována. Soubor byl randomizovaně rozdělen do dvou skupin:

1. skupinu tvořili pacienti, kteří byli léčeni operační osteosyntézou zlomenin za pomoci mobilního skiaskopického přístroje s 3D technologií zobrazení.

2. skupinu tvořili pacienti, u kterých byla užitá během operační repozice a fixace zlomenin běžně používaná technologie zobrazení 2D mobilním C ramenem.

Metodická část se dále zabývá přínosem technologie 3D zobrazení u repozice a osteosyntézy zlomenin distálního radia a proximálního bérce. Tato otázka je hodnocena na rentgenových snímcích (měřením osového postavení a sklonu kloubních ploch a posouzením jejich kongruencí). U distálního radia bylo provedeno měření sklonu kloubní plochy proti osovému postavení radia. Na snímku v posteroanteriorní projekci byl měřen radiální úhel, jehož fyziologická hodnota je 20°- 24°. Hodnoty byly zařazeny do škály anatomického postavení od velmi dobré (0°- 4°), dobré (5°- 9°), uspokojivé (10°- 14°) až po špatné (> 15°). Dále byl ve stejné projekci změřen radiální zkrat (s fyziologickou hodnotou 11 – 12 mm rozdílu délky vzhledem k ulně). Byla zvolená škála, u které se naměřené hodnoty odečítaly od fyziologické hodnoty. Pro rozdíly hodnot byla zvolena stupnice velmi dobré (0 -2 mm), dobré (3 – 6 mm), uspokojivé (7 – 11 mm) a špatné (> 12 mm). V bočné projekci na snímku byl naměřen sagitální úhel, který má fyziologickou hodnotu volárního sklonu 11°- 12°. Naměřené hodnoty byly odečteny od fyziologické hodnoty a odchylky byly zaznamenány do škály velmi dobré (0°), dobré (1°- 10), uspokojivé (11°- 14°) a neuspokojivé (> 15°). Hodnoty byly zanesené do tabulky a statisticky zpracovány. U proximální tibie byl na RTG snímcích měřen sklon kloubní plochy v anterioposteriorní (AP) a bočné projekci vůči osovému postavení tibie. V AP projekci byl měřen mediální nebo laterální tibialní úhel (podle typu zlomeniny), jehož fyziologická hodnota je 90°, a v bočné projekci byl měřen dorzální úhel (sklon),

u kterého je fyziologická hodnota 80°- 85°. V AP projekci bylo hodnoceno postavení fragmentů (schodek kloubní plochy), hodnoty byly zařazeny do škály a následně byly statisticky zpracovány.

Práce se dále zabývá délkou skiaskopie při osteosyntéze zlomenin u technologií 2D a 3D zobrazení. Získané hodnoty z monitorů byly statisticky zpracovány a porovnány dvouvýběrovým testem. Přístroje jsou vybaveny DAP metrem, který poskytuje kvantitativní informaci o plošné dávce záření aplikované pacientovi. Získané informace o plošné dávce (DAP) byly u obou technik statisticky zpracovány a porovnány dvouvýběrovým testem.

Výsledky měření v oblasti zápěstí u obou technik byly porovnány Studentovým t-testem: Radiální úhel měl $p = 0,315$, sagitální úhel měl $p = 0,7132$ a u zkrácení radia bylo $p = 0,58382$. U oblasti proximální tibie hodnota měření v AP projekci byla $p = 0,100796$, u hodnota v bočné projekci byla $p = 0,967$ a u snížení fragmentu byla Studentovým t-testem stanovena hodnota $p = 0,709175$. Během peroperační skiaskopie byl u zápěstí průměrný čas 31,45 sekund u 2D a u 3D 34,9 sekund ($p = - 0,80321$). U proximální tibie byl průměrný skiaskopický čas 54,1 sekund pro 2D techniku a 77,6 sekund pro 3D ($p = - 3,000812$). Průměrná plošná dávka DAP aplikovaná pacientovi u osteosyntézy distálního radia byla 20, 4 cGy · cm² u 2D a 3D 46,1 cGy · cm² ($p = - 5,9624$) a u proximální tibie 113,4 cGy · cm² u 2D a 3D zobrazení mělo průměrnou plošnou dávku DAP 272,3 cGy · cm² ($p = - 6,344589$).

Práce byla porovnána se studii jiných autorů, kteří se zabývají stejnou problematikou.

Naše analýza nepotvrdila větší příspěvek technologie 3D zobrazení k repozici a fixaci nitrokloubních zlomenin z radiologického pohledu. Problematika 3D zobrazení by si zasloužila rozsáhlejší studii s větším randomizovaným výběrem pacientů a podrobnějším sledováním léčby nejen z radiologického pohledu. U zlomenin distálního radia byly naměřené hodnoty DAP vyšší u 3D, hypotézu jsme tedy potvrdili a u skiaskopického času byly hodnoty téměř srovnatelné, hypotézu jsme zamítli. U proximální tibie měla 3D technika delší dobu osvitů a vyšší DAP než 2D zobrazení, tuto hypotézu jsme přijali.

Klíčová slova

peroperační

plošná dávka DAP

skiaskopický čas

2D zobrazení

3D zobrazení

Abstract

The topic of this Bachelor thesis is evaluation of perioperative use of a mobile skiascopic device with 3D imaging technique during osteosynthesis in the knee joint and wrist. The part of this work is a comparison of planar radiation doses (DAP) and the length of skiascopic time at the 3D technique and the commonly used 2D technique.

Theoretical part is divided into several chapters. The first one describes clearly the anatomy of the wrist. The second one deals with the anatomy of the knee. As the subject of the work is the fractures mainly affecting the joints, the joint connections and their functions are described in both chapters. The third chapter is devoted to the traumatology, specifically bone injuries, mechanism of injuries, fracture types, fracture classification, diagnosis and treatment. The fourth chapter of the theoretical part deals with imaging methods of the selected areas that are important from the diagnostic and prognostic points of view. The fifth chapter describes physical and technical principles of selected imaging methods, including the nature of radiation emergence and the technical part of imaging. The sixth chapter discusses the effect of radiation on living organisms. The seventh chapter analyses radiation protection which is an integral part of all imaging methods using X-rays.

The aim of the work is evaluation of the use of a mobile skiascopic device equipped with 3D technology used in the traumatologic operating room of Znojmo Hospital during osteosynthesis in the wrist and knee area. To compare the quality of fracture reposition and fixation, measuring the position of the adjacent articular surface to the axial radius position and to the axial tibia position in the second area was made. The study also discusses skiascopic planar doses and compares the difference between 2D and 3D imaging techniques.

Two hypotheses were determined:

1. The use of perioperative 3D imaging contributes to the precision of fracture reposition and osteosynthesis.

2. The length of skiascopy and radiation dose in the 3D imaging are significantly higher in comparison to the 2D imaging.

Methodological part of the thesis deals with a randomized group of patients. The group consisted of 80 patients with surgical treatment. Patients with distal radius fractures in the wrist area and patients with proximal tibia fractures in the knee area were selected. The research sample was statistically evaluated according to the gender, age, area of interest and selected imaging technology.

The following mean values were determined in the sample – diameter, median, modus and maximal / minimal age of patients was calculated. Further, variance and standard deviation of the sample were determined by using PC Excel programme. The surveyed values were graphed.

The set was randomly divided into two groups:

1. Patients who were treated with surgical fracture osteosynthesis using a mobile skiascopic device with 3D imaging technology.

2. Patients who were used a common 2D imaging technology with a mobile C-arm during surgical fracture reposition and fixation.

Further, the methodical section deals with the benefit of 3D imaging technology for fracture reposition and osteosynthesis of the distal radius and proximal tibia. This question is evaluated on radiographs (by measuring the axial position and gradient of articular surfaces and by assessing their congruences). At the distal radius measurement of articular surface gradient against the axial position of radius was taken. On the picture in the posteroanterior projection a radial angle with the physiological value of 20° - 24° was measured. The values were included in the scale of anatomical position from very good (0° - 4°), good (5° - 9°), satisfying (10° - 14°) to poor ($> 15^{\circ}$). Further, in the same projection a radial short circuit (with the physiological value of 11 - 12 mm difference in length relative to the ulna) was measured. It was selected a scale, at which the measured values were deducted from the physiological value. For differences in the

values the scale very good (0 – 2 mm), good (3 – 6 mm), satisfying (7 – 11 mm) and poor (> 12) was chosen. In the lateral projection on the picture a sagittal angle with the physiological value of volar gradient of 11° - 12° was measured. The measured values were deducted from the physiological value and the deviations were recorded in the scale of very good (0°), good (1° - 10°), satisfying (11° - 14°) and unsatisfying (> 15). Data were entered into the table and statistically analyzed. At the proximal tibia the articular surface gradient in the anteroposterior (AP) and lateral projection according to the position of tibia was measured. In the AP projection medial or lateral-tibial angle (depending on the type of fracture) with the physiological value of 90° was measured, and in the lateral projection a gradient of dorsal angle with the physiological value of 80° - 85° was measured. In the AP projection a position of fragments (a shortfall of articular surface) was evaluated. The values were included in the scale and subsequently statistically analyzed.

The study also deals with the length of skiascopy during the fracture osteosynthesis at 2D and 3D imaging technologies. The values obtained from the monitors were statistically analyzed and compared by a two-selective test. The devices are equipped with a DAP metre, which provides quantitative information about the planar radiation dose applied to the patient. Acquired information about the planar radiation dose (DAP) at the both techniques were statistically analyzed and compared by the two-selective test.

The results of measurements in the wrist area (at both techniques) were compared by Student's t-test: Radial angle was $p = 0,315$; sagittal angle was $p = 0,7132$ and the shortened radius was $p = 0,58382$. In the area of proximal tibia the value of measurement in the AP projection was $p = 0,100796$, the value in the lateral projection was $p = 0,967$ and at the reduction of fragment the value $p = 0,709175$ was determined. During the perioperative skiascopy of the wrist the average time was 31,45 seconds for 2D and 34,9 seconds for 3D ($p = -0,80321$). In the proximal tibia, the average skiascopic time was 54,1 seconds for 2D technique and 77,6 seconds for 3D technique ($p = -3,000812$). The average planar dose (DAP) applied to the patient in the

case of osteosynthesis of distal radius was 20,4 cGy · cm² u 2D and 3D 46,1 cGy · cm² ($p = -5,9624$) and in the case of proximal tibia 113,4 cGy · cm² u 2D and 3D imaging had an average planar dose DAP 272,3 cGy · cm² ($p = -6,344589$).

The work was compared with studies of some other authors dealing with the same issue.

Our analysis did not confirm greater contribution of 3D imaging technology to the reposition and fixation of intra-articular fractures from the radiological point of view. The issue of 3D imaging technology would deserve a larger study with more patients selected randomly and more detailed monitoring of the treatment not only from the radiological point of view. In fractures of the distal radius the measured values DAP at 3D were higher, therefore the hypothesis was confirmed. In the skiascopic time the values were almost comparable, therefore the hypothesis was rejected.

In the case of proximal tibia 3D technique had a longer exposure time and a higher DAP than 2D imaging technique, therefore the hypothesis was accepted.

Keywords:

perioperative

planar dose (DAP)

skiascopic time

2D imaging

3D imaging

Prohlášení

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

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

V Českých Budějovicích dne 4. 5. 2015

.....

Eva Antonínová

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala prof. MUDr. Radkovi Hartovi, Ph.D., FRCS za odborné a vstřícné vedení bakalářské práce, cenné rady a připomínky.

Za poskytnutí cenných informací k této práci také děkuji MUDr. Tomáši Kozákovi.

Obsah

| | |
|--|-----------|
| Úvod | 15 |
| 1 Teoretická část | 16 |
| 1.1 Anatomie předloktí a zápěstí | 16 |
| 1.1.1 Kosti předloktí, ossa antebrachii | 16 |
| 1.1.2 Kosti zápěstí, ossa carpi | 18 |
| 1.1.3 Kloubní spojení předloktí a zápěstí | 19 |
| 1.1.4 Biomechanika předloktí a zápěstí..... | 20 |
| 1.2 Anatomie kolena a bérce | 21 |
| 1.2.1 Kosti kolenního kloubu, ossa articulationis genus | 21 |
| 1.2.2 Kloubní spojení kolena..... | 22 |
| 1.2.3 Biomechanika kolena | 23 |
| 1.3 Traumatologie | 25 |
| 1.3.1 Mechanismus úrazu distálního předloktí..... | 25 |
| 1.3.2 Mechanismus úrazu kolena | 25 |
| 1.3.3 Typy zlomenin..... | 26 |
| 1.3.4 Klasifikace zlomenin | 27 |
| 1.3.5 Diagnostika zlomenin..... | 29 |
| 1.3.6 Terapie zlomenin | 30 |
| 1.4 Zobrazovací metody vhodné pro oblast zápěstí a kolenního kloubu | 31 |
| 1.4.1 Skiografie..... | 32 |
| 1.4.2 Skiaskopie | 34 |
| 1.4.3 Výpočetní tomografie..... | 34 |
| 1.4.4 Magnetická rezonance | 35 |
| 1.4.5 Scintigrafické vyšetření..... | 35 |

| | |
|---|-----------|
| 1.5 Fyzikální a technické principy vybraných RTG zobrazovacích metod.. | 35 |
| 1.5.1 Rentgenové záření | 35 |
| 1.5.2 Princip skiografie..... | 36 |
| 1.5.3 Princip skiaskopie..... | 37 |
| 1.6 Biologické účinky ionizujícího záření | 38 |
| 1.7 Radiační ochrana | 40 |
| 1.7.1 Legislativa | 40 |
| 1.7.2 Princip radiační ochrany..... | 41 |
| 1.7.3 Technické faktory ovlivňující dávku u skiaskopie..... | 42 |
| 1.7.4 Základní zásady radiační ochrany v radiodiagnostice..... | 43 |
| 2 Hypotézy a metodika výzkumu. | 45 |
| 2.1 Hypotézy | 45 |
| 2.2 Metodika | 46 |
| 2.2.1 Soubor pacientů | 46 |
| 2.2.2 Měření osového postavení..... | 51 |
| 2.2.3 Sledované skiaskopické hodnoty..... | 54 |
| 3 Výsledky..... | 56 |
| 3.1 Sledování kvality repozice a fixace..... | 56 |
| 3.1.1 Zlomeniny distálního radia..... | 56 |
| 3.1.2 Zlomeniny proximální tibie..... | 61 |
| 3.2 Hodnocení skiaskopického času | 65 |
| 3.3 Hodnocení plošné dávky DAP | 69 |
| 4 Diskuze..... | 74 |
| 5 Závěr | 77 |
| 6 Seznam použité literatury | 78 |
| 7 Seznam příloh..... | 82 |
| I Seznam obrázků | 82 |

| | |
|-------------------------|-----------|
| II Seznam tabulek | 82 |
| III Seznam grafů | 83 |
| 8 Přílohy | 84 |

Seznam použitých zkratk

ALARA – As low as reasonably achievable
AO - Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AP - Anteriposteriorní
ANO – Akutní nemoc z ozáření
cGy - centigray
CT – Computed tomography
CCD – Charge-coupled device
2D – dvoudimenzionální obraz
3D – třídimenzionální obraz
DAP – Dose area product
DICOM - Digital imaging and communications in medicine
DNA – Deoxyribonukleová kyselina
DRÚ – Diagnostická referenční úroveň
DLP – Dose length product
ICRP – Internacionál Commission on Radiological Protection
IZ – Ionizující záření
lig. - ligamentum
LL - Laterolaterální
MR – Magnetic resonance
m. – musculus
ODDC - Object detected dose control
PA - Posterioanteriorní
PACS – Picture archiving and communication systém
PCXMC – PC-based Monte Carlo program
RTG – Rentgen
SD – Směrodatná odchylka
SÚJB – Státní úřad pro jadernou energii
ZIZ – Zdroj ionizujícího záření

Úvod

Rychlý vývoj medicínských technologií přináší na trh stále nové a dokonalejší přístroje, které nejenom že dodržují přísná kritéria radiační ochrany, ale i zvyšují kvalitu zobrazení. Mezi vybavení znojenské nemocnice patří přístroj Ziehm Vision² FD Vario, který byl firmou Ziehm uveden na trh v roce 2006. Jeho předností je možnost perioperačního zobrazení 2D i 3D technologií. Velkým přínosem tohoto přístroje je plochý detektor s plně digitalizovaným zobrazovacím systémem, který se stává neocenitelným nástrojem v úrazové chirurgii. Technologie 3D poskytuje lékařům v průběhu osteosyntézy zlomenin optimální pohled na postavení úlomků kostí a umístění fixačního materiálu. Získané informace mohou snížit riziko operační chyby a vzniku posttraumatické artrózy u nitrokloubních zlomenin. Osteoartritida znamená pro pacienta bolesti a snížení funkce poraněného kloubu.

Cíl práce

Zhodnocení využití C ramena s 3D rekonstrukcí při operacích traumat v oblasti kolenního kloubu a zápěstí:

- Zhodnocení délky skiaskopie při zobrazení 3D technikou a 2D technikou.
- Porovnání dávky záření během skiaskopie při využití 3D a 2D techniky.
- Porovnání kvality repozice při využití 3D a 2D techniky.

1 Teoretická část

1.1 Anatomie předloktí a zápěstí

1.1.1 Kostí předloktí, *ossa antebrachii*

Ke kostem předloktí patří kost loketní, *ulna*, a kost vřetenní, *radius*. Radius se nachází na palcové straně a ulna na malíkové straně předloktí. Na proximální straně se ulna kloubí s pažní kostí a tvoří loketní kloub. Na distální straně tvoří kloub s proximální řadou zápěstních kůstek. (1)

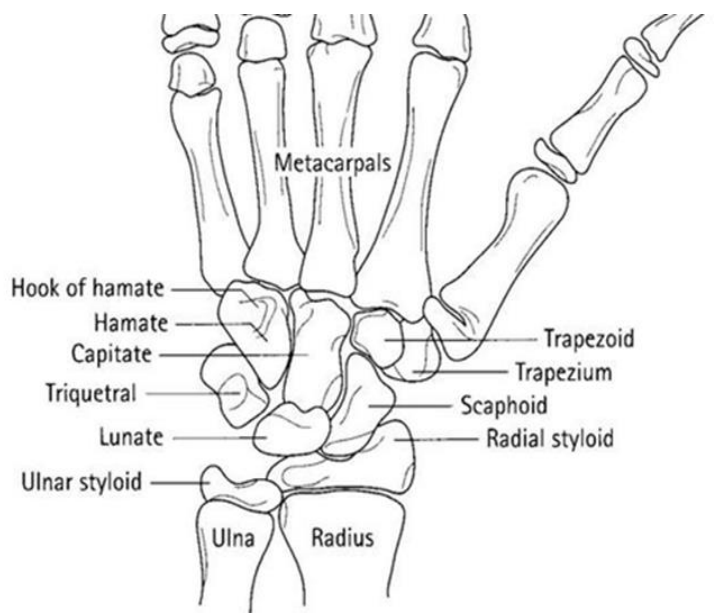
Kost loketní, *ulna*

Ulna je typ dlouhé kosti, skládá se z těla a dvou konců, proximálního a distálního. Tělo ulny, *corpus ulnae*, má tři plochy a tři hrany. Jedna plocha mírně konkávní je na přední - ventrální straně, *facies anterior*, na zadní - posteriorní straně se nachází druhá plocha, *facies dorsalis*, a na malíkové straně je třetí plocha, *facies medialis*. Mezi plochami se nacházejí hrany, ventrálně je uložena *margo anterior*, mediálně, odvrácená směrem k vřetenní kosti, je *margo interosseus* a třetí hrana je orientována dorzálně *margo posterior*. Proximální konec kosti je zesílen a vybíhá na dorzální straně v olecranon. Přední plocha olecranonu tvoří zářez, *incisura trochlearis*, kterou zakončuje ventrálně výběžek, *processus coronoideus*. Mediálně od výběžku na radiální straně je zářez s kloubní plochou, *incisura radialis*. Distální konec ulny je zakončen hlavičkou, *caput ulnae*. *Caput ulnae* má na radiální straně kloubní plošku artikulující s vřetenní kostí a dorsálně na ulnární straně vybíhá z hlavičky výběžek, *processus styloideus ulnae*. (1,2,3)

Vřetenní kost, *radius*

Radius je typická dlouhá kost. Na vřetenní kosti se rozlišuje tělo a proximální a distální konec. Tělo, *corpus radii*, je trojúhelníkového tvaru, má tři hrany a tři plochy.

Přední hrana, *margo anterior*, je uložena ventrálně, zadní hrana, *margo posterior*, je orientována dorzálně a třetí hrana, *margo intrerosseus*, se nachází radiálně. Na přední straně kosti vřetenní je umístěna plocha, *facies anterior*, na dorzální straně je uložena plocha, *facies posterior* a laterálně na palcové straně předloktí je orientována plocha, *facies lateralis*. Proximální konec radia tvoří hlavice kosti vřetenní, *caput radii*, která má cylindrický tvar. Skládá se ze dvou kloubních ploch, proximálně je uložena plocha, *fovea capitis radii*, která artikuluje s hlavičkou kosti pažní. Druhá plocha válcového tvaru se nachází po obvodu hlavice, *circumferentia articularis radii*, a zapadá do zářezu na loketní kosti. Hlavici kosti vřetenní s tělem spojuje krček, *collum radii*. Na ulnární straně pod krčkem se nachází hrbol, *tuberositas radii*. Distální konec radia je zesílený a radioulnárně rozšířený. Na zevním okraji distálního konce radia je bodcovitý výběžek, *processus styloideus*, na vnitřní straně distálního konce je zářez, *incisura ulnaris*, který artikuluje s hlavicí ulny. Distální konec radia pokrývá kloubní plocha, *facies articularis carpalis*, a tvoří skloubení se zápěstními kůstkami. (1,2,3)



Obrázek č. 1 Anatomie zápěstí. (42)

1.1.2 Kostí zápěstí, ossa carpi

Kostí zápěstí jsou seřazeny do dvou řad, proximální a distální. Proximální řada radioulnárně artikuluje s distálním koncem předloktí a skládá se ze čtyř kůstek. Distální strana artikuluje s proximální částí záprstních kůstek a je tvořena čtyřmi kůstkami.

Radioulnární řadu- uloženou proximálně- tvoří kůstky:

***Os scaphoideum*, kost loďková** – je uložena radiálně, proximálně má uloženu kloubní plochu, kterou artikuluje s kostí vřetenní. Mediodistálně je uložena ploška tvořící kloubní spojení s *os capitatum*. Mediálně v proximální části se nachází ploška pro *os lunatum*. Na distálním konci k laterální straně jsou uloženy dvě plošky pro *os trapezium* a *os trapezodeum*.

***Os lunatum*, kost poloměsíčitá** – leží ulnárně od kosti loďkové, v proximální části má uloženu kloubní plošku pro skloubení s radiem. Ploška na radiální straně se kloubně spojuje s *os scaphoideum*. Distální ploška se kloubí radiálně s *os capitatum* a ulnárně s *os hamatum*. Ploška uložena na mediální straně artikuluje s *os triquetrum*.

***Os triquetrum*, kost trojhranná** – leží ve středu řady radioulnárních kůstek. Ploška uložena proximálně artikuluje s kostmi distálního předloktí. Na zevní straně je kloubní plocha pro *os lunatum*, distálně pro *os hamatum* a palmárně pro *os pisiforme*.

***Os pisiforme*, kost hrášková** – nachází se palmárně, připojená okrouhlou kloubní plochou k *os triquetrum*. (1,2)

Distální řadu od radiální strany tvoří kůstky:

***Os trapezium*, kost mnohohranná větší** – je uložena radiálně, distálně od *os scaphoideum*, se kterou artikuluje proximálně uloženu kloubní ploškou. Distální ploška tvoří kloub s metakarpem palce. Na mediální straně jsou dvě kloubní plochy, větší proximální pro *os trapezodeum* a menší uložena distálně pro basi II. metakarpu.

Os trapezoideum, kost mnohohranná menší – je uložena mediálně, distálně artikuluje s II. metakarpem, proximálně s os scaphoideum, laterálně s *os trapezium* a mediálně s *os capitatum*.

Os capitatum, kost hlavatá – je objemnější karpální kůstka, proximálně se nachází hlavice, *caput ossis capitati*. Mediální ploška artikuluje s *os hamatum*, laterálně s os trapezoideum a distálně s III. metakarpem. Na přechodu distální plochy laterální jsou dvě plošky pro II. a IV. metakarp.

Os hamatum, kost hákovitá – je poslední zápěstní kůstkou distální řady. Na ulnárním okraji směrem do dlaně vystupuje hákový výběžek, *hamulus ossis hamati*. Proximálně artikuluje s *os lunatum* a laterálně s *os capitatum*. Na mediální straně v proximální části se stýká kost s *os triquetrum*. Distálně jsou dvě plošky pro basi IV. a V. metakarpu. (1,2)

1.1.3 Kloubní spojení předloktí a zápěstí

Naší zájmovou částí je distální předloktí, které se z pohledu funkčnosti podílí na stavbě zápěstí. Zápěstí, *articulatio carpi*, je složeno ze tří kloubů, *articulatio radioulnaris distalis*, *articulatio radiocarpalis* a *articulatio mediocarpalis*. (1)

Articulatio radioulnaris distalis je skloubení ulny a radia v distální části předloktí, kde spolu artikulují kloubní plochy *caput ulnae a incisura ulnae radia* a tvoří kolový kloub. Vazivové části distálního radioulnárního kloubu jsou velice složité. Základem celého aparátu je vazivově chrupavčitá destička, *discus articularis*, která odděluje hlavičku ulny od proximální řady zápěstních kůstek. (1,4) Prostorné kloubní pouzdro je upevněno na okraje styčných plošek a na okraj *discus articularis*, dovoluje rotaci distálního konce radia okolo hlavice ulny a spolu s proximálním radioulnárním kloubem vytváří kombinovaný kloub, který umožňuje supinační a pronační pohyb předloktí. (1,3) *Articulatio radiocarpalis* spojuje zápěstí s radiem. Ploška distálního konce radia s distální stranou disku spolu tvoří konkávní kloubní plochu, která artikuluje s proximálními kůstkami zápěstí – *os scaphoideum*,

os lunatum a os triquetrum. Kloubní pouzdro zesilují vazy na palmární i dorsální straně. Hlavní vazy se táhnou od radia a ulny šikmo přes střed karpu. Další ligamenta jdou paprscitě od středu karpu. Krátké vazy zesilují skloubení okolních kostí.

Mezi hlavní vazy patří:

Lig. collaterale carpi laterale et radiale et ulnare

Lig. collaterale carpi palmare et dorsale

Lig. ulnocarpale palmare a slabší *dorsale*

Lig. carpi radiatum

Lig. intercarpalia

Kloub umožňuje tyto pohyby: flexi, extenzi, radiální a ulnární dukci ruky a cirkumdukci. Zápěstí má dorzálně konvexní postavení. Silný vaz na volární straně, *retinaculum flexorum*, je rozepjatý mezi *eminetia carpi radialis a ulnaris*, ve spojení s karpem tvoří *canalis carpi*, ve kterém probíhají cévy, nervy a šlachy ohybačů zápěstí a ruky. *Artikulatio intercarpalis* je skloubení mezi jednotlivými kůstkami v jedné řadě karpu. *Artikulatio mediocarpalis* je skloubení mezi proximální a distální řadou karpálních kostí. *Artikulatio metacarpalis* je skloubení mezi záprstními články ruky a distální řadou karpálních kůstek. (2,3)

1.1.4 Biomechanika předloktí a zápěstí

Zápěstní kloub je kloub složený, který tvoří funkční celek kloubů radiokarpálního, mediokarpálního a karpometarpálního. Funkčně umožňuje pohyby palmární a dorsální flexi v rozsahu 150° - 170° na obě strany, radiální a ulnární dukci, jedná se o úklony v rozsahu 60° do strany. Cirkumdukce je krouživý pohyb ruky, který vzniká spojením flexe s dukcí. Svaly *m. flexor carpi ulnaris*, *m. extensor carpi ulnaris* umožňují ulnární dukci. Svaly *m. flexor carpi radialis*, *m. extensor carpi radialis brevis* a *longus*, *m. abduktor pollicis longus* umožňují stahy a radiální dukci zápěstí. (3,6)

1.2 Anatomie kolena a bérce

1.2.1 Kostí kolenního kloubu, *ossa articulationis genus*

V kolenním kloubu spolu artikulují tři kosti, distální část femuru, proximální část tibie a patella.

Distální část stehenní kosti, *os femoris*

Artikulující distální část femuru, *extremitas inferior*, se skládá ze zesílené části v příčné rovině, ukončené dvěma hrboly, *condylus medialis et lateralis*. Mohutnější mediální kondyl vybíhá více mediolaterálně. Na zevní části kondylů se nachází *epicondylus medialis* a *epicondylus lateralis*. Ze zadní strany je mezi kondyly prohlubeň, *fossa interkondilaris*. Na přední straně se nachází malá prohnutá plocha, která kondyly spojuje a je kloubní plochou pro patellu, *facies patellaris*. (1,3)

Češka, *patella*

Největší sezamská kůstka lidského těla, *patella*, má dvě plochy- přední, *facies anterior* a zadní kloubní plochu, *facies articularis*. Zadní kloubní plocha se skládá ze dvou ploch konkávního tvaru potažených chrupavkou, větší je uložena laterálně a menší mediálně. Obě kloubní plochy patelly naléhají *facies patellaris*, která se nachází na distálním femuru. Širší proximální okraj pately je zaoblený, *basis patellae*, distální okraj je o něco špičatější, *apex patellae*. Patela je uložena v úponové šlaše *m. quadriceps femoris*. (1,3)

Kostí bérce, *ossa cruris*

Bérec je složen ze dvou kostí, mediálně uložená mohutná kost holenní, která plní nosnou funkci bérce, a laterálně uložená štíhlá kost lýtková.

Kost holenní, *tibia*

Holenní kost patří mezi dlouhé kosti lidského těla. Nachází se na vnitřní straně dolní končetiny a je součástí nosného systému. Osa nosného systému spojuje středy kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu (7). Holenní kost se skládá ze tří částí: těla, proximálního a distálního konce. Proximální konec tibie je rozšířen a tvoří dva kloubní hrbole, *condylus medialis* a *lateralis*, s mírně konkávními kloubními plochami pro spojení s kloubními plochami kondylů femuru. Mezi mediálním a laterálním kondylem je malá vyvýšenina, *eminentia intercondylaris*, dělicí se na mediální a laterální hrbolek. Ventrálně od vyvýšeniny se nachází plocha, *area intercondylaris anterior*, a posteriorně plocha, *area intercondylaris posterior*. Pod laterálním kondylem na zadní straně tibie je kloubní plocha, *facies articularis fibularis*, která artikuluje s hlavičkou fibuly. Pod rozšířeným proximálním koncem ve středu tibie vybíhá drsnatina, *tuberositas tibie*. (2,3) Tělo tibie je mohutnější a začíná pod drsnatinou. Tvar těla je trojhranný, přední hrana, *margo anteroir*, směřuje ventrálně, v distální části tibie se stáčí k mediálnímu kotníku. Druhá hrana směřuje laterálně k lýtkové kosti, *margo interoseum*, a třetí hrana vystupuje mediálně, *margo medialis*. Mezi třemi hranami se nacházejí plochy, na ventromediální straně je mírně vypouklá plocha, *facies medialis*, ventrolaterálně vystupuje plocha, *facies lateralis* a dorsálně je plocha *facies posterior*. (1,3)

1.2.2 Kloubní spojení kolena

Kolenní kloub, *articulatio genus*, je nejsložitější a největší kloubní aparát v lidském těle. Jako styčné plochy fungují kondyly stehenní kosti, které jsou vypouklé vejčitého tvaru potažené chrupavkou. Na přední straně mezi kondyly je styčná chrupavčitá plocha, která zapadá do dvou faset na posteriorní kloubní ploše patelly. Kondyly stehenní z laterálního pohledu jsou skoro spirálovitě zakřivené v předozadním směru i v příčném. Tuto nerovnost vyrovnávají menisky, *meniscus medialis et lateralis*, které mají po obvodu husté vazivo a přecházejí ve vazivovou chrupavku.

Mediální meniskus má poloměsíčitý tvar a menší laterální meniskus je kruhového tvaru. Oba menisky se upínají na horní ploše tibie k *eminentia intercondylaris*. Kloubní plocha tibie je téměř plochá. Má dvě mírně prohloubené chrupavčité plochy, mezi nimiž se nachází *eminentia intercondylaris*. Oba menisky přesně zapadají do kloubní plochy tibie. Ve střední části jsou propojeny příčným vazem, *lig. transversum genus* a dále se upínají k přední a zadní hraně lýtkové kosti. Kloubní pouzdro kolena začíná nad okrajem kloubních ploch femuru. Na patellae a tibií se připojuje k okrajům kloubních ploch. Pouzdro je poněkud volnější, stabilitu kloubu zajišťují zesilující vazy. Mezi stabilizátory kloubu patří zkřížené vazy *ligg. cruciata genus*. *Lig. cruciatum anterior* se upíná na mediální okraj laterálního kondylu stehenní kosti a na *area intercondylaris anterior*, druhý zkřížený vaz, *lig. cruciatum posterius*, jde od laterální plochy vnitřního kondylu femuru a zevně se upíná na *area intercondylaris posterior*. Jako stabilizátory kolenního kloubu slouží postranní vazy. Vnitřní vaz, *lig. collaterale tibie*, začíná na vnitřním epikondylu stehenní kosti a končí na vnitřní straně tibie. Zevní vaz, *lig. collaterale fibulare*, se upíná na laterální epikondyl stehenní kosti a končí na hlavičce fibuly. Přední stranu kloubu zpevňuje silná šlacha, *lig. patellae*, která se upíná na drsnatinu tibie. Jde o pokračování m. quadriceps femoralis. Zadní strana je zesílená pomocí *lig. popliteum obliquum*. Vazy uvnitř a po stranách zabezpečují stabilitu kolenního kloubu, uvnitř kloubu je výstelka synovie produkující tekutinu, která snižuje tření kloubních ploch. Pod laterálním kondylem tibie se nachází skloubení tibie s hlavičkou fibuly, *articulatio tibiofibularis*. Skloubení má pevné krátké pouzdro, které je zesíleno *lig. capitis fibule anterior a posterior*. Mezi kostmi tibií a fibulou je tuhá mezikostní membrána, *membrana interossea cruris*, která zabezpečuje pevné spojení obou kostí. (2,3)

1.2.3 Biomechanika kolena

Kolenní kloub patří mezi složené klouby se složitým kloubním mechanismem, který zabezpečuje kloubní stabilitu a funkci dynamického pohybu. Stabilitu kloubu

zajišťují statické stabilizátory, kloubní plochy, menisky, vazy a kloubní pouzdro. Na dynamické složce se podílí dynamické stabilizátory, svaly. Kolenní kloub vykonává aktivní pohyby: flexi, extenzi a rotační pohyby vnitřní a zevní. (1,3)

Extenze je základní postavení kloubu, v úplné extenzi se napínají všechny vazivové struktury a na sebe naléhají stehenní kost, menisky a lýtková kost. Jedná se o postavení „uzamčeného“ kolena. Základní pohyby jsou flexe a extenze (návrat). Flexi můžeme rozdělit do tří částí:

- *počáteční rotace* je spojena s flexí, uvolňuje postranní vazy a „odemyká“ koleno.
- *valivý pohyb* vykonává flexi valivým pohybem kloubních ploch a menisků.
- *posuvný pohyb* posouvá kondyly femuru do zadní části kloubní plochy tibie.

Při flekčním pohybu kloubu jsou statickým stabilizátorem zkřížené vazy a dynamický stabilizátorem dvojhlavý sval femuru, *m. biceps femoris*, sval pološlašitý, *m. semitendinosus* a *m. semimembranosus*. Kolenní kloub umožňuje flexi v rozsahu 130° – 160°. Postavení pately ve flexi se posouvá distálněji a v extenzi se proximálně vrací do základního postavení. Extenze je obrácený pohyb flexe. Všechny statické stabilizátory jsou napjaté, dynamický stabilizátor *m. quadriceps femoris* se podílí na tzv. uzamknutí kolena. (2,3,8)

Rotační pohyby v kolenním kloubu jsou možné pouze při flexi tzv. odemknutí kloubu, kdy dochází k uvolnění statických stabilizátorů. Rotace známe zevní a vnitřní. Při rotaci se posouvají oba menisky. Rozsah vnitřní rotace je 5° -10°. Dynamickou složku vnitřní rotace tvoří svaly *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. popliteus*, *m. gracilis*. Zevní rotace má rozsah 30° – 50°. Na zevní rotaci se podílí svaly *m. biceps femoris*, *m. pectineus*. (3,8)

1.3 Traumatologie

1.3.1 Mechanismus úrazu distálního předloktí

Úrazy distálního předloktí a zápěstí jsou nejčastějším poraněním. Při pádu dochází ke vzniku lomné linie, způsobené nepřímým mechanismem násilí. Nepřímý mechanismus se vyznačuje působením síly ve vzdáleném místě. Zlomeniny distálního konce předloktí se vyskytují u mladších i u starších pacientů. Nejčastější příčinou poranění u mladších lidí bývají dopravní nehody nebo pády z výšky. U seniorů zvyšuje riziko úrazu špatná motorika, stabilita těla a objevující se řídnutí kostí - osteoporóza, která se vyskytuje nejčastěji u žen nad 50 let. (10,12)

Příčinou vzniku zlomenin distálního zápěstí je pád na extendované, nebo flektované zápěstí. Při působení násilí je rozhodující úhel mezi předloktím a rukou. Nejčastěji vznikají zlomeniny distálního předloktí, když je zápěstí v extenzi a svírá úhel 40 – 90°. U zápěstí ve flexi dochází k poranění volární hrany radia. Na míru poranění distálního předloktí má také vliv přenos násilí ve směru a velikosti dukce. (9, 11)

1.3.2 Mechanismus úrazu kolene

Poranění kolena vzniká většinou vysokoenergetickým mechanismem, např. pádem z výšky, nebo u automobilových nehod. U mladých pacientů je zapotřebí větší síly než u starších, u kterých dochází ke vzniku poranění pouhým pádem. (9,13)

Při poranění distálního femuru v době působení násilí bývá kolenní kloub ve flexi. Míra poranění závisí na stupni flekčního postavení kloubu. Fragменты mohou být dislokovány působením svalů. Poranění patelly může být způsobeno přímým mechanismem (pádem na koleno) nebo nepřímým mechanismem (kombinací s jiným poraněním). Vlivem působení násilí dochází ke vzniku lomné linie patelly

nebo ke vzniku tříštivých fragmentů s možnou dislokací. Poranění proximální tibie je časté, vzniká přímým pádem z výšky nebo působením násilí při dopravních nehodách (vysokoenergetickým mechanismem). Nízkoenergetickým mechanismem většinou dochází ke vzniku izolovaných intraartikulárních zlomenin, vzniklých při vykloubení kolenního kloubu. (15)

1.3.3 Typy zlomenin

Zlomenina je charakterizována jako porušení kontinuity kosti. Vlivem působení násilí dochází k překonání elastických schopností kosti a ke vzniku poranění. Na porušení kontinuity se podílí mechanismus přímého, anebo nepřímého násilí. Zlomeniny dělíme na úrazové, únavové nebo patologické. Dělení podle průběhu lomné linie je příčné, šikmé, spirální a vertikální. Další dělení je podle počtu fragmentů dvouúlomkové až tříštivé. Na dlouhých kostech mohou vzniknout mezifragmenty. Směr posunu periferního fragmentu rozdělujeme podle postavení proti centrálnímu fragmentu.

- ad latus – posun fragmentu do strany
- ad axim – posun s úhlovou dislokací fragmentu
- ad longitudinem – posun v podélné ose, mimo osu centrálního fragmentu
(distakce), nebo zkrácení
- ad periferiam – rotační posun fragmentu

Pro stanovení léčebných postupů je důležité mít informace o postavení fragmentů.
(18s. 9,13)

1.3.4 Klasifikace zlomenin

Klasifikace zlomenin měla dlouhý historický vývoj. Některé zlomeniny byly pojmenovány po lékařích, kteří je podrobněji studovali a poprvé popsali. Klasifikace poranění usnadňuje volbu léčebných postupů. Jednoduchou formou jednoznačně definuje typy zlomenin a jejich zařazení do skupin. Nevýhodou je rozdílné hodnocení v jednotlivých anatomických oblastech, které je dáno například různými biomechanickými poměry a rozdílným vzhledem. (13)

Klasifikace zlomenin předloktí a zápěstí

Collesova zlomenina – obvykle se jedná o extraartikulární zlomeninu distálního radia tzv. extenční zlomeninu, která se řadí do skupiny nejčastějších zlomenin. Vzniká při pádu na ruku se zápěstím v extenzi a dochází ke zlomení distální části radia s lehkým posunem fragmentu dorsálně. Někdy dochází k odlomení zobcovitého výběžku ulny.

Smithova zlomenina – je flekční zlomenina, při pádu je zápěstí ve flekčním postavení. Linie lomu může zasahovat intraartikulárně nebo extraartikulárně. Při násilí dochází ke zlomení dolního konce rádia s volárním posunem fragmentu, někdy i rozdrčením ulomeného fragmentu.

Bartonova zlomenina – jedná se o intraartikulární nestabilní zlomeninu, kdy dochází k vylomení části kloubní plochy a posunutí fragmentu dorsálním nebo volárním směrem. Souběžně s distálním radiem bývá dislokována i proximální řada karpu (14).

AO klasifikace - je souhrnná klasifikace, které sjednotila několik vzniklých klasifikací. První model pro traumatologii pohybového ústrojí vypracovali v roce 1987 Müller, Nazarian a Koch. V roce 1990 byla AO klasifikace (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) zpracována do konečné podoby a stala se nejpoužívanější klasifikací vůbec. Princip klasifikace se používá pro všechny kosti a řadí je do číselné škály od jedné do devíti, podle anatomické oblasti. (tab. 1) Hodnocení AO klasifikace vychází z důkladného popisu RTG snímku. Rozděluje zlomeniny podle linie lomu

na diafyzární a juxtaartikulární. Dále AO klasifikace zohledňuje dislokaci - posun fragmentů. (9,13)

Tabulka č. 1 AO klasifikace dlouhých kostí. (13)

| číslo - AO | dlouhé kosti |
|------------|--------------|
| 1 | humerus |
| 2 | předloktí |
| 3 | femur |
| 4 | bérec |

Dále je přiřazena číselná hodnota k jednotlivým segmentům kosti. (tab. 2)

Tabulka č. 2 AO klasifikace podle segmentů. (13)

| číslo - AO | segmenty |
|------------|------------------|
| 1 | proximální konec |
| 2 | diafýza |
| 3 | distální konec |

Například: distální konec předloktí má podle AO klasifikace označení AO 23 a proximální konec bérce AO 41. Další údaj při klasifikaci zohledňuje povahu zlomeniny, kterou dělíme do tří hlavních typů. (tab. 1,2)

Tabulka č. 3 AO klasifikace podle typu zlomeni. (13)

| typy AO | povaha zlomeniny |
|---------|----------------------------|
| A | extraartikulární |
| B | částečně artikulární |
| C | kompletně intraartikulární |

Klasifikace zlomenin kostí kolenního kloubu a proximální tibie

V oblasti kolenního kloubu může dojít k poranění kostí distálního femuru, patelley a proximálního bérce. Pro hodnocení zlomenin se nejčastěji používá AO klasifikace. S rostoucím počtem kloubních náhrad se setkáváme se zlomeninami periprotetickými, k poranění kosti dochází pod nebo nad náhradou. (8)

AO klasifikace distálního femuru. Zlomeniny dolní části stehenní kosti nebývají časté. Distální oblast femuru je tvořena metafýzou a kloubní plochou. Všechny zlomeniny se stabilizují a většinou se řeší operační léčbou. Jedná se o přidružená poranění působících sil na kolenní kloub. U nitrokloubních zlomenin dochází k mezikondylárnímu rozlomení. Každý z kondylů může být rozbit na několik drobnějších fragmentů. Charakteristika poranění kondylů a metafýzy řadí tento typ zlomenin distálního femuru mezi závažná poranění. (8,13)

AO klasifikace zlomenin proximální tibie – je založená na podobném principu jako AO klasifikace distálního femuru. Nejčastěji dochází k poranění laterálního a mediálního kondylu. Poranění obou kondylů se vyskytují méně než monokondylární poranění. Zlomeniny mohou být způsobené nízkoenergetickým mechanismem (distorzí), nebo vysokoenergetickým mechanismem. Konzervativní terapie bývá vzácně u nedislokovaných zlomenin, jinak ve většině případů dochází k operační léčbě. (9)

1.3.5 Diagnostika zlomenin

Součástí správné diagnózy je důkladná anamnéza, která nám pomůže objasnit mechanismus vzniku poranění, čas úrazu, předchozí úrazy, operace, věk pacienta, nemoci, které mohou souviset se vznikem poranění. (9)

Klinickým vyšetřením - zjišťujeme známky poranění. Všíáme si různých stupňů otoků, hematomu, poranění kůže, zbarvení kůže a sliznic. Hodnotíme nepřirozené postavení končetiny a její případné deformity, které mohou být příznakem zlomeniny, např. deformace bajonet – typická pro Collesovu zlomeninu. Důležitým příznakem,

který vyšetřujeme palpací, je bolestivost, svalové napětí a krepitace. Posuzujeme stav kůže, prokrvení, funkci vazů, citlivost a stabilitu poraněné oblasti. (9)

Zobrazovací rentgenové metody – přinášejí informace o míře poranění a přispívají ke správné klasifikaci zlomenin. Základní skiagrafické snímky se provádějí ve dvou na sebe kolmých rovinách. V případech, kdy základní projekce neobjasní problematiku dané oblasti, doplní se speciální projekce pro danou oblast. V některých případech nitrokloubních zlomenin bývá indikováno CT, které objasní míru poranění kloubní plochy a postavení fragmentů. (8,13)

1.3.6 Terapie zlomenin

Principem léčby je dosáhnout kostní celistvosti a obnovení funkce. Terapie je založená na repozici, stabilizaci zlomeniny a následné rehabilitaci. (9)

Konzervativní léčení – základem je správná fixace zlomenin v dobrém postavení končetiny, a tím dosažení optimálního kostního hojení. Při nesprávném postavení kostních úlomků se provádí zavřená repozice za pomoci skiaskopické kontroly. Repozice je prováděna tahem, šetrně a s co největší přesností. U všech zlomenin je důležitá správná stabilní fixace s ohledem na poranění a celkový zdravotní stav pacienta. První kontrola se skiagrafickým vyšetřením ve dvou základních projekcích se provádí hned po fixaci sádrovým obvazem. Lomná linie se nejčastěji hojí svalkem do 6 týdnů, pak následuje za pomoci rehabilitace mobilizace poraněné oblasti a celého pacienta. Nevýhodou konzervativní terapie je dlouhodobá imobilita postižené oblasti sádrovou fixací. Znehybnění poraněné části, trvající dlouhou dobu, s sebou přináší i možné komplikace jako je atrofie svalstva, změny v žilním a lymfatickém systému s chronickými otoky. (13,15,16)

Repozice – dislokace fragmentů má velký význam z terapeutického i prognostického pohledu hojení zlomenin. V praxi se setkáváme s repozicí zavřenou, polozavřenou a otevřenou. Zavřená repozice se používá u výše uvedené konzervativní terapie nebo u některé operační terapie. Úspěšná repozice znamená pro pacienta

jednodušší léčbu s lepší prognózou. Při nezdařilé zavřené repozici se stává operativní léčba indikací. Polozavřená repozice se provádí v případech, kdy není vhodné kvůli poranění jak tvrdých, tak měkkých tkání provést otevřenou repozici. Otevřená repozice se používá u metafyzárních a epifyzárních zlomenin zasahujících do kloubní plochy. Bezprostředně po repozici následuje osteosyntéza. (9,13)

Operační léčba – vyžaduje repozici a stabilizaci zlomenin za pomoci instrumentária v lokální, svodné nebo celkové anestezii. Léčba bývá indikována v případech, kdy nelze docílit anatomického postavení fragmentů konzervativní léčbou nebo v případech, kdy konzervativní léčba selhává a nedochází k hojení zlomenin. U operační terapie se může provádět repozice fragmentů zavřená, polozavřená nebo otevřená. Po repozici vždy následuje stabilizace (osteosyntéza) fragmentů, která se dělí na zevní a vnitřní fixaci.

Zevní fixace – bývá indikována u otevřených zlomenin a při rozsáhlém poranění měkkých tkání. Dočasná zevní fixace bývá indikací u polytraumat, sdružených poranění, kostní infekci a juxtartikulárních fraktur. Přídavná fixace se aplikuje u adaptačních osteosyntéz. (8,13)

Vnitřní osteosyntéza – bývá indikována u nestabilních zlomenin. Chirurgickým zákrokem se redukují a fixují úlomky kostí implantáty z kovových materiálů. Cílem osteosyntézy je stabilizovat a fixovat fragmenty do původního postavení kosti. K osteosyntéze používáme: dlahy, nitrodřeňové hřeby, šrouby, cerkláže, Kirschnerovy dráty. Vnitřní osteosyntéza se provádí na operačním sále v anestezii. (9)

1.4 Zobrazovací metody vhodné pro oblast zápěstí a kolenního kloubu

Zobrazovací metody hrají důležitou úlohu při hodnocení rozsahu poranění a klasifikaci zlomenin. Na základě anamnézy, klinického vyšetření a rentgenového

vyšetření lékař stanoví terapii. Chirurgické výkony na operačním sále se provádí za skiaskopické kontroly. Hojení zlomenin se sleduje v určitých časových intervalech a součástí hodnocení léčby je skiagrafický snímek. (16)

1.4.1 Skiografie

Základní vyšetřovací zobrazovací metodou je rentgenový snímek, který přispívá ke správnému stanovení typu zlomeniny a pomáhá určit míru poranění skeletu. Vyšetření se vždy provádí ve dvou základních projekcích, pokud to zdravotní stav pacienta dovolí. Snímek musí být správně provedený, za kvalitu snímku odpovídá radiologický asistent. Zlomeniny, tedy lomné linie, se jeví na snímku jako linie projasnění.

Základní projekce v oblasti zápěstí:

Posterioranterorní projekce (PA), dorzoventrální, zadopřední – projekce slouží k objasnění fraktur a kostních patologických změn. Pacient sedí za vyšetřovacím stolem, s obnaženým předloktím včetně zápěstí, které leží anteriorní stranou na podložce (kazetě), centrální paprsek míří kolmo na střed vyšetřované oblasti, ohnisková vzdálenost je 100 cm, primární clony vymezují paprsek na velikost vyšetřované oblasti zápěstí a distálního předloktí (5). Sekundární clony se nepoužívají, při snímkování se používá malé ohnisko. Pokud není nastavena orgánová automatika, nastavuje se napětí 48 kV.

Laterolaterální projekce (LL), radioulnární, bočná – cílem projekce je odhalit zlomeniny nebo patologie kostí. Pacient sedí na židli, distální část horní končetiny má položenou na vyšetřovacím stole. Obnažená oblast zápěstí a distálního předloktí leží ulnární stranou na podložce, palec směřuje směrem vzhůru. Centrální paprsek, primární clony, snímkové hodnoty, velikost ohniska a ohnisková vzdálenost jsou stejné, jako u zadopřední projekce. Sekundární clona se nepoužívá. Pokud fixační dlahy znemožňují provést PA snímek, snímujeme v anterioposteriorní projekci za stejných podmínek jako u PA projekce. Na základním skiagramu v PA, AP a bočné projekci

musí být zachyceno proximální část metakarpu, celé zápěstí a distální část předloktí. Vlastním skiagramem získáváme základní přehled o oblasti zápěstí, který umožňuje změřit sklony kloubních ploch a délku kostí. Údaje získané odečtením a měřením informují o stavu a míře poškození této oblasti. Na základě těchto údajů lékař stanoví léčebný postup, event. doplní dalším zobrazovacím vyšetřením (26,31). V nejasných případech je možno doplnit srovnávací snímky, v tomto případě snímkuje se i neporaněné zápěstí ve dvou projekcích. Při podezření na zlomeninu loďkové kosti bývá indikována třetí projekce na os scaphoideum, jedná se PA projekci spojenou s ulnární dukcí zápěstí tzv. Stecherovou projekcí. Centrální paprsek míří kolmo na os scaphoideum, ohnisková vzdálenost je 100 cm, primární svazek je vymezen na oblast scaphoidea. Pro zlomeniny člunkové kosti je typické šterbinové projasnění, které probíhá napříč tělem kosti (13,32). Vyšetření lze doplnit i šikmým snímkem. Zápěstí je v šikmé poloze a s podložkou (kazetou) svírá úhel 45°. (16)

Základní projekce v oblasti kolenního kloubu:

Anteriorposteriorní projekce (AP), ventrodorzální, předozadní – snímky slouží k objasnění zlomenin a patologických změn kostí. Pacient sedí na vyšetřovacím stole, má napnuté dolní končetiny a položené na desce stolu. Zadní část kolena naléhá na desku stolu (kazetu), centrální paprsek směřuje kolmo na střed vyšetřované části, ohnisková vzdálenost je 100cm. Používá se malé ohnisko a napětí 55 kV. Sekundární clony se nepoužívají a primární clony vymezují paprsek v rozsahu zájmové oblasti. (31)

Laterolaterální projekce (LL), tibiofibulární, bočná – používá se ze stejného důvodu a za stejných technických parametrů jako předozadní projekce. Pacient leží na boku, koleno má v mírné flexi a fibulární stranou leží na podložce stolu (kazetě), primární clony vymezují snímkovanou oblast. (26)

Axiální projekce pately, proximodistální – pacient sedí na vyšetřovacím stole, dolní končetinu má v 30° flexi a centrální paprsek směřuje pod úhlem 15° kraniálně na kazetu, která naléhá na oblast distálního femuru. (31)

1.4.2 Skiaskopie

Skiaskopie se používá v diagnostice pro sledování dynamických dějů při vyšetření, anebo u intervenčních výkonů, kde je potřebná vizuální kontrola a navigace. V traumatologii má široké uplatnění skiaskopický mobilní přístroj C-rameno. Používá se při repozici a také při fixaci zlomenin. Skiaskopie umožňuje zhodnotit rozsah poranění před repozicí, kontrolu během repozice a konečné postavení kostí po ní. U běžně používaného 2D zobrazení se provádí skiaskopie ve dvou projekcích. V roce 2001 byl představen nový skiaskopický přístroj C – rameno se systémem 3D, který intraoperačně umožňuje diagnostiku operačních postupů. Technologie 3D poskytne chirurgovi získat vizuální informace ve formě multiplanárních rekonstrukcí ve třech základních rovinách, nebo ve formě cine smyčky během operačního výkonu. V roce 2006 byl firmou Ziehm uveden na trh mobilní skiaskopický přístroj Ziehm Vision FD Varío. Mobilní C – rameno je vybaveno plochý detektorem s plně digitálním zobrazením. Digitální technologie plochých detektorů u pojízdných mobilních přístrojů výrazně zvýšila kvalitu obrazu. Tento mobilní skiaskopický přístroj umožňuje kombinaci obou zobrazovacích technik 2D i 3D. (32,34)

1.4.3 Výpočetní tomografie

CT je doplňková zobrazovací diagnostická metoda, která bývá indikací v případě nejasností komplikovaných intraartikulárních zlomenin. Vyšetření výpočetní tomografie odhalí nejen vzájemné vztahy kostí, ale i lomné linie a uložení fragmentů. Některá poranění, například karpálních kůstek, často odhalí až CT. Výhodou dnešních CT přístrojů je možnost kvalitní postprocessingové úpravy v různých rovinách a trojrozměrné rekonstrukce, které umožní detailní hodnocení obrazu. Nevýhodou vyšetření je vyšší radiační zátěž. (13,16)

1.4.4 Magnetická rezonance

Výhodou magnetické rezonance je vysoké tkáňové rozlišení. MR poskytuje detailnější zobrazení chrupavek, vazů, šlach, kloubních pouzder, svalů, kostí a ostatních měkkých tkání. Pro časovou náročnost a malou dostupnost bývá MR spíše indikováno u dlouhodobě přetrvávajících potíží nebo jako kontrola po léčbě. (13)

1.4.5 Scintigrafické vyšetření

Scintigrafické vyšetření podává informace o poškození kostí častěji u chronických stavů (16). Vyšetření bývá indikováno, pokud je skiografický snímek negativní a u pacienta přetrvávají potíže. Scintigrafie skeletu zachycuje degenerativní změny kloubu, nekrózy, artritidy a metastatický proces. Jedná se o emisní vyšetření, založeném na distribuci radionuklidů v lidském těle a jejich detekci. (14)

1.5 Fyzikální a technické principy vybraných RTG zobrazovacích metod

1.5.1 Rentgenové záření

Rentgenové záření je z fyzikálního hlediska elektromagnetické záření o velmi krátké vlnové délce 10^{-10} m, s vlastností pronikat prostorem velkou rychlostí, která se rovná rychlosti světla. Záření se šíří přímočaře a jeho intenzita ubývá se čtvercem vzdálenosti (19). V radiodiagnostice se podílí na vzniku obrazu schopnost záření pronikat hmotou, kde je diferencovaně absorbováno. Záření prošlé hmotou vyvolá v některých látkách luminiscenční a fotochemický efekt, který se uplatní

při vzniku rentgenového obrazu. (27) Nežádoucími účinky rentgenového záření je ionizace a rozptyl záření. Rentgenové záření vzniká v umělém zdroji (rentgence). Elektronů s velkou kinetickou energií letící mezi katodou a anodou rentgenky, kde je velký napěťový potenciál, dopadají na anodu. Při dopadu na anodu je kinetická energie transformována na fotony rentgenového záření 1% a tepelnou energii 99 %. (26) Když zvýšíme napětí mezi katodou a anodou, zvýšíme energii fotonů a jejich pronikavost. Schopnost vyšší pronikavosti se uplatní při snímkování silnějších částí těla. Průchodem těla je záření zeslabeno a částečně absorbováno tkáněmi.

Zeslabení vyjádříme vztahem:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

I_0 – je intenzita dopadajícího záření, I – je intenzita prošlého záření, μ - absorpční koeficient zeslabení, d – tloušťka vrstvy, e – exponenciální funkce.

Vznik a kvalita obrazu je závislá na faktorech zeslabení záření v různých tkáních těla a jejich projekci na film nebo detektor rentgenového záření. (28)

1.5.2 Princip skiografie

Skiagram je dvourozměrný obraz, vzniklý z trojrozměrného objektu za pomoci detekovaného rentgenového záření. Princip vzniku obrazu je založen na různé absorpci rentgenového záření v tkáních lidského organismu. Snímek musí mít správnou diagnostickou výtěžnost. K tomu je zapotřebí správné nastavení expozičních parametrů vyhovující vyšetřované oblasti lidského těla. Záření prošlé objektem dopadne na paměťovou folii nebo flat panel. Detekční flat panel převádí energii záření na elektrický signál, který je analogově – digitálními převodníky převeden do počítače – metoda tzv. přímé digitalizace. Metoda nepřímé digitalizace využívá pro detekci energie záření citlivé folie z euripia uložené v kazetě. V citlivé vrstvě vlivem záření vznikne latentní obraz, který je digitizérem převeden do digitální podoby potřebné pro vznik skiagramu v digitální podobě. (18,28) Digitalizace přináší své výhody

v podobě nižších dávek záření, vysoké kvality snímků, které je možno postprocessingově upravovat a následně archivovat v systému PACS a umožnit dostupnost obrazů jiným pracovištím nemocničního zařízení i na vzdálenější úrovni.

1.5.3 Princip skiaskopie

Fluoroskopie je přímé pozorování reálného obrazu vzniklého prošlým rentgenovým zářením, které dopadlo na zesilovač nebo digitální snímač rentgenového obrazu. (28) Ve snímacím zařízení je energie prošlých fotonů přeměněna na elektrický signál a převedena analogově digitálními převodníky na digitální rentgenový obraz. Na operačním sále u traumatologických výkonů se používá mobilní diagnostické C - rameno. Klasické skiaskopické C – rameno pracuje pouze s obrazem 2D, s vývojem nových technologií byl představen přístroj s 2D i 3D zobrazením. Přístroj Ziehm Visio FD Vario umožňuje 3 - dimenzionální zobrazení ze získaných digitálních dat. Mobilní zařízení je vybaveno systémem ODDC (Object Detected Dose Control), který automaticky koriguje dávku na co nejnižší dávku, za předpokladu kvalitního obrazu. Automaticky redukuje šum, pohyb a provádí korekci kovového materiálu. Cílem ODDC systému je kvalitní obraz, ke kterému přispívá plochý integrovaný Si detektor o rozměrech 20 x 20 cm. Výhodou přístroje je dotyková obrazovka na mobilní části C ramene, která umožňuje ovládat počítačový software na dálku. Ke zhotovení 3D obrazu je zapotřebí izocentrické nastavení vyšetřovaného objemu. Rentgenka je umístěna naproti flat panelu a vyšetřovaný objem ve středu. Před vyšetřením se zkontroluje správnost nastavení AP a LL projekcí, vyšetřovaný objem musí být vždy ve středu izocentra, pro kontrolu nastavení se provede kolizní test. Při správném nastavení spustíme vyšetření, rentgenka s flat panelem oběhne kolem vyšetřované části v úhlu 165° a zhotoví několik skiaskopických obrazů (cca 112 – 115 obrazů), obrazy jsou ihned softwarem zpracovány v podobě cine smyčky. Softwarové vybavení umožňuje rekonstrukci projekcí v různých rovinách. Operatér získá informace o uložení fixace a postavení fragmentů. Počítačové vybavení

přístroje je kombinovatelné s obrazovým systémem DICOM. Přístroj během skiaskopie zobrazuje na monitoru použité parametry kV, mA, skiaskopický čas a plošnou dávku DAP v $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ a na závěr operace nám vyhodnotí množství aplikované plošné dávky a délku skiaskopie v minutách. (32,34)

1.6 Biologické účinky ionizujícího záření

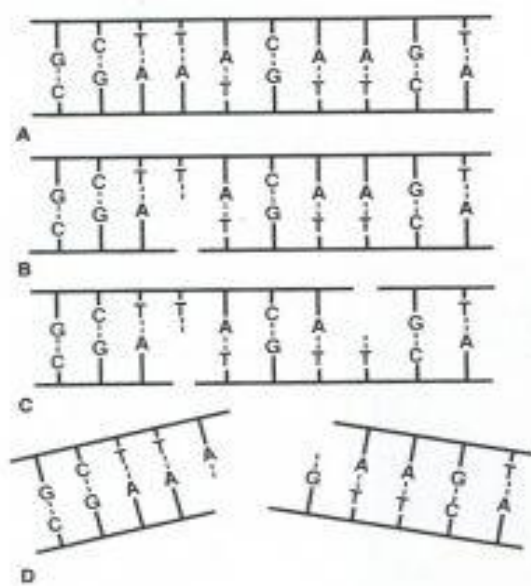
Účinky ionizujícího záření mohou znamenat významné riziko jak pro pacienta, tak i pro zdravotnický personál. Znalost působení záření na živou hmotu by měla být samozřejmostí každého aplikujícího odborníka.

Při dopadu záření na živou hmotu dochází v místě průchodu k interakci s obaly a jádry atomů a ke vzniku ionizací a excitací, přičemž je absorbována energie v tkáních. Interakce záření s živou hmotou může způsobit fyzikální a chemické reakce v těle. Důsledkem těchto reakcí nastávají biochemické změny, které mohou vést k poškození organismu nebo dokonce i ke smrti. Při poškození organismu dochází ke změně cytogenetických informací a k následné reparaci postižených buněk. Vznik stochastických a deterministických účinků je závislý na míře poškození DNA (18, 22). Ionizující záření poškodí molekulu DNA zlomy a tím může zablokovat buněčný cyklus (obr. 2). Výsledkem je snížený počet buněk až mitotická smrt buněk. Jelikož velké množství molekul DNA je obsaženo v chromozomu, dochází vlivem záření ke vzniku chromozomálních abnormalit (obrázek 3). Tvarové změny ovlivňují přežívání proliferujících buněk a vznik mutací, které mění genetickou informaci.

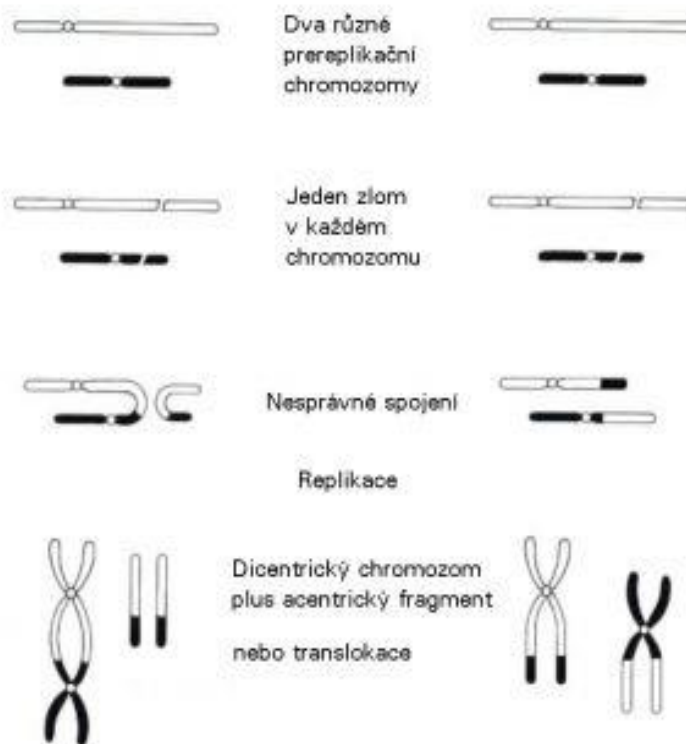
Deterministické účinky – nastávají při vyšším množství energie záření (dávce), které poškodí buňky natolik, že dochází k velkým buněčným ztrátám. Poškozené části orgánů nebo celé orgány jsou jen částečně schopny vykonávat svojí funkci. Při lokálním poškození např. kůže dochází k zarudnutí kůže až nekróze, míra poškození závisí na dávce. Deterministické účinky se projeví při překročení dávkového prahu a jsou předvídatelné. Mezi časné účinky patří: akutní nemoc z ozáření, akutní poškození kůže,

akutní lokální změny, sterilita a mezi pozdní patří: zákal oční čočky, chronické dermatitidy, nenádorová pozdní poškození. Časné účinky vznikají krátce po ozáření a pozdní účinky vznikají za podmínek protrahované expozice s prahovou dávkou. (18, 22, 30)

Stochastické účinky – jsou pozdní somatické bezprahové účinky ionizujícího záření. Účinky ovlivňují vznik zhoubných novotvarů a dědičných genetických změn. Vznikají na podkladě změn v buňce, které jsou způsobené ionizujícím zářením, při reparaci dochází ke změně cytogenetických informací buňky (mutaci). Nevznikají po ozáření, ale v průběhu několika let. Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků stoupá s dávkou, ale riziko vzniku poškození existuje i při nízkých dávkách. Mechanismy ovlivňující vznik zhoubných novotvarů nejsou přesně známy. (18, 22, 30)



Obrázek č. 2 Poškození molekuly DNA ionizujícím zářením (36).



Obrázek č. 3 Vznik strukturních abnormalit chromozomu u dvojitéch zlomů (36).

1.7 Radiační ochrana

1.7.1 Legislativa

V roce 1928 byla ustanovena Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (ICRP) a ta vydala doporučení v podobě zákonů a norem k ochraně před ionizujícím zářením. Na základě těchto doporučení si jednotlivé státy vytvořily legislativu. Požadavky na ochranu před ionizujícím zářením v České republice stanovují zákony a vyhlášky.

- Zákon č.18/1997 Sb. o mírovém využití jaderné energie a ionizujícího záření „Atomový zákon“, který byl novelizován zákonem č. 13/2002 Sb.
- Vyhláška č. 214/1997 Sb. ukládá zajišťování ochrany a bezpečné jakosti každému, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření.
- Vyhláška č. 307/2002 Sb. zajišťuje sledování, měření, hodnocení, ověřování a zaznamenávání parametrů a vlastností zdrojů ionizujícího záření.
- Vyhláška č. 318/2002 Sb. pojednává o havarijním řádu a zajišťuje havarijní připravenost pracovišť.
- Vyhláška č. 373/2011 Sb. ustanovuje klinickou odpovědnost aplikujícího odborníka. Pojednává o národních a místních standardech. Stanovuje prováděcí a právní předpisy v souvislosti s radiační ochranou.

Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) vykonává správu a dozor v této oblasti.
(20, 22)

1.7.2 Princip radiační ochrany

Cílem radiační ochrany je snížit, nebo omezit vznik deterministických a stochastických účinků na přijatelnou úroveň. K dosažení cíle radiační ochrany se v praxi používají čtyři principy:

Odůvodnění radiační činnosti – lékařské ozáření musí mít větší odůvodněný přínos, než jsou rizika, která mohou nastat s vykonávanou činností. Indikujícím odborníkem je lékař a odborníkem pracujícím se zdroji ionizujícího záření je radiologický asistent.
(23, 25)

Optimalizace radiační ochrany – cílem optimalizace je získání kvalitního zobrazení při aplikaci co nejnižší dávky a tím snížení radiační zátěže pacienta a personálu. (21) Je dodržován princip ALARA „as low as reasonably achievable“ – tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek. (255s. 22) V diagnostice se používají úrovně hodnot stanovené vyhláškou č. 307/2002 Sb. (diagnostické referenční úrovně). Referenční úroveň je vypočítána na dospělého

člověka vážícího 70 kg při použití standardních postupů u jednotlivých zobrazovacích technik. Diagnostické referenční úrovně (DRÚ) jsou nadnárodní, národní a místní. Místní DRÚ má každé pracoviště vlastní pro jednotlivá standardně používaná vyšetření podle vyhlášky č. 389/2012 Sb. (24). Dalším nástrojem optimalizace jsou provozní zkoušky stálosti, zkoušky dlouhodobé stability a přejímací zkoušky, které jsou prováděny kvalifikovanými pracovníky. (22, 23)

Princip limitů – je povinen dodržovat každý, kdo provádí činnost vedoucí k ozáření. Vyhláška č. 307 z roku 2002 stanovuje tři druhy limitů – obecné, pro radiační pracovníky pracujícími se zdroji ionizujícího záření (IZ), pro učně a studenty. Lékařské ozáření nepodléhá limitům, oblast se řídí základními principy – zdůvodnění a optimalizace. (22)

Princip zabezpečení zdroje ionizujícího záření (ZIZ) – usměrňuje přístupy a chování při používání ZIZ. Cílem je mít stálou kontrolu nad ZIZ a tím omezit pravděpodobnost vzniku radiačních událostí. V případě vzniklé události zmírnit následky. (22)

1.7.3 Technické faktory ovlivňující dávku u skiaskopie

Znalost technických faktorů ovlivňujících dávku vede k nižší radiační zátěži jak u pacienta, tak i u zdravotnického personálu. Správné nastavení parametrů zároveň ovlivňuje kvalitu získaného rentgenového obrazu.

Správné nastavení expozičních parametrů (kV, mAs) – anodové napětí významně ovlivňuje dávku pro pacienta. Na volbu parametrů má vliv druh vyšetření a tělesná stavba pacienta. Snížení dávky lze dosáhnout zvýšením anodového napětí, které musí být kompenzováno snížením proudu (mAs). Zvyšováním elektrického proudu (mAs) se zvyšuje i radiační zátěž pacienta.

Expoziční automatika – u skiaskopie zabezpečuje optimální nastavení parametrů pro vyšetřovanou oblast. Ionizační komůrky jsou součástí expoziční automatiky a řídí

velikost kermového příkonu a kerry dopadající na snímací zařízení (CCD detektor, flat panel, zesilovač).

Pulzní skiaskopie – je automatické intervalové přerušování skiaskopie. Tento režim zmenší radiační dávku pro pacienta i personál.

Zvětšení obrazu – na monitoru můžeme dosáhnout dvěma způsoby:

- elektronické zvětšení – zvětšení obrazu na monitoru, není potřeba větší radiační zátěž na pacienta,
- zvětšení na receptoru – získáme lepší obraz než u elektronického zvětšení za cenu větší dávky na pacienta a vzniku rozptýleného záření, které ovlivňuje radiační zátěž personálu.

Skiaskopický čas – prodlužuje nebo zkracuje dobu expozice. Ovlivňuje radiační zátěž pacienta a operačního personálu, proto by měl být co nejkratší.

Vzdálenost ohniska od pacienta – by měla být co největší, jelikož hustota záření klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. U mobilního C – ramene bývá detektor umístěn co nejbližší k pacientovi, tímto postavením se získá dostatečná vzdálenost rentgenky od pacienta a sníží se nejen dávka, zlepšuje se i geometrická neostrost.

Filtrace – eliminuje nízkoenergetickou složku záření, která je neúčinná pro vznik obrazu a zcela se absorbuje v těle pacienta. Spektrum záření je zeslabeno vlastní filtrací (okénko krytu rentgenky, chladicí olej), kterou můžeme doplnit přídavnou filtrací podle zvoleného napětí.

Stínící pomůcky – stínící pomůcky jsou vhodné pro ochranu před ionizujícím zářením. Nejčastěji se na operačním sále používají stínící zástěry pro pacienty i pro zdravotnický personál (rukavice, ochranné brýle, límce na ochranu štítné žlázy).

(32)

1.7.4 Základní zásady radiační ochrany v radiodiagnostice

Existují tři základní zásady ochrany před IZ, které mají největší uplatnění při používání skiaskopických metod.

Ochrana časem – skiaskopický čas by měl být co nejkratší. Správné nastavení přístroje před skiaskopií ovlivňuje i délku osvitů. Během vyšetření nebo operačního výkonu se v kontrolovaném pásmu zdržují pouze pracovníci nezbytně nutní k provedení výkonu. Je důležité si uvědomit přímou úměru mezi absorbovanou dávkou a dobou expozice.

Ochrana vzdáleností – radiační dávka klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje IZ. Vždy je lepší se zdržovat od zdroje ionizujícího záření co nejdál.

Ochrana stíněním – všichni pracovníci pohybující se kolem zdroje IZ používají ochranné zástěry. Pracovníci, kteří jsou v bezprostřední blízkosti zdroje, používají ochranné rukavice a brýle s olovnatým sklem. (18, 36)

2 Hypotézy a metodika výzkumu.

2.1 Hypotézy

1. Využití perioperačního zobrazení 3D technikou přispívá k přesnosti repozice a osteosyntézy zlomenin.
2. Délka skiaskopie a dávka záření je u 3D zobrazení významně vyšší v porovnání se zobrazením 2D.

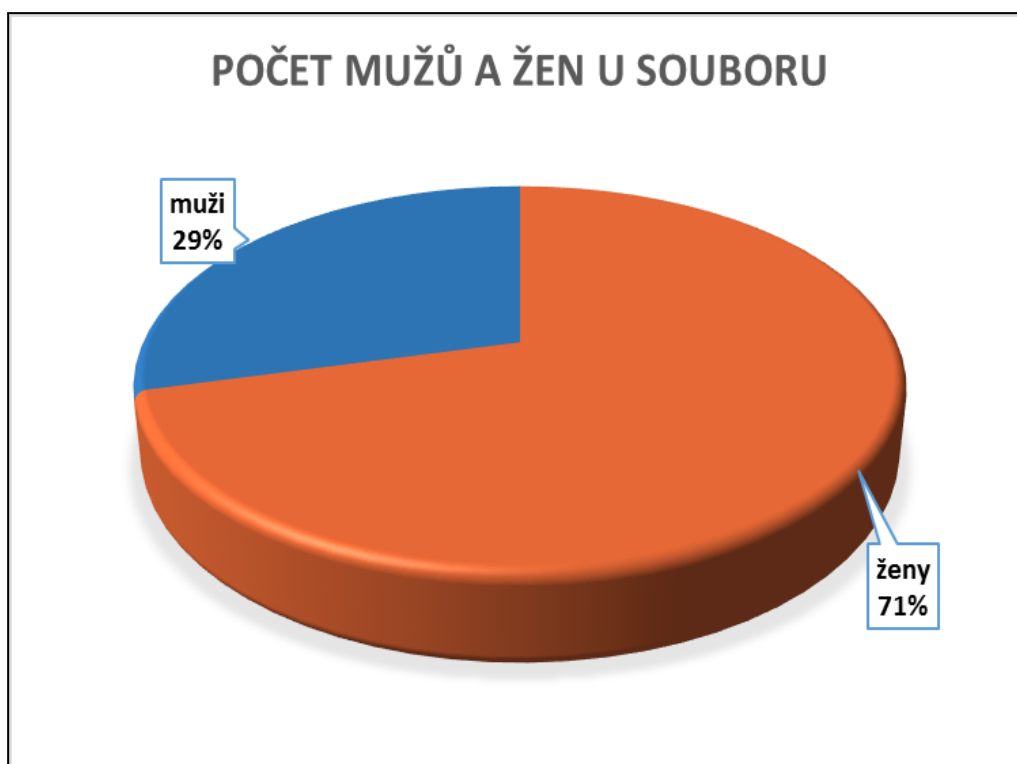
2.2 Metodika

Práce se zabývá využitím mobilního skiaskopického C ramene s 3D zobrazovacím systémem u operací traumat v oblasti kolenního kloubu a zápěstí.

Sledovaný randomizovaný soubor pacientů byl vybrán prospektivně v Nemocnici Znojmo. Všichni pacienti byli léčeni pro nitrokloubní zlomeniny v oblasti zápěstí a kolenního kloubu. Operace probíhaly za skiaskopické kontroly na přístroji 3D nebo 2D (obr. 2). Jedná se o soubor pacientů léčených repozicí a operační osteosyntézou v celkové nebo svodné anestezii na operačním sále. Podle typu zlomeniny (AO klasifikace) byli pacienti zařazeni nejčastěji do skupin B2 až C3, které se označují jako nestabilní fraktury. Při osteosyntéze těchto zlomenin se dříve během operace používala pouze zobrazovací metoda 2D skiaskopie, která slouží pro hodnocení kvality repozice a fixace zlomenin, prováděná většinou ve dvou základních projekcích. U některých vážnějších poranění bývalo často indikováno po operaci CT vyšetření pro kontrolu postavení fragmentů a správně provedené fixace zlomeniny. Použitím skiaskopického přístroje s 3D zobrazením během operace odpadá indikace kontrolního vyšetření CT. Traumatolog může posoudit správnost repozice a fixace během operace. Aplikovaná dávka záření u 2D a 3D skiaskopie je mnohem nižší než u vyšetření CT. Diagnostická výpovědní hodnota v zájmové oblasti u 3D techniky je téměř srovnatelná s CT. Sledovaný soubor pacientů byl randomizovaně rozdělen do dvou skupin.

2.2.1 Soubor pacientů

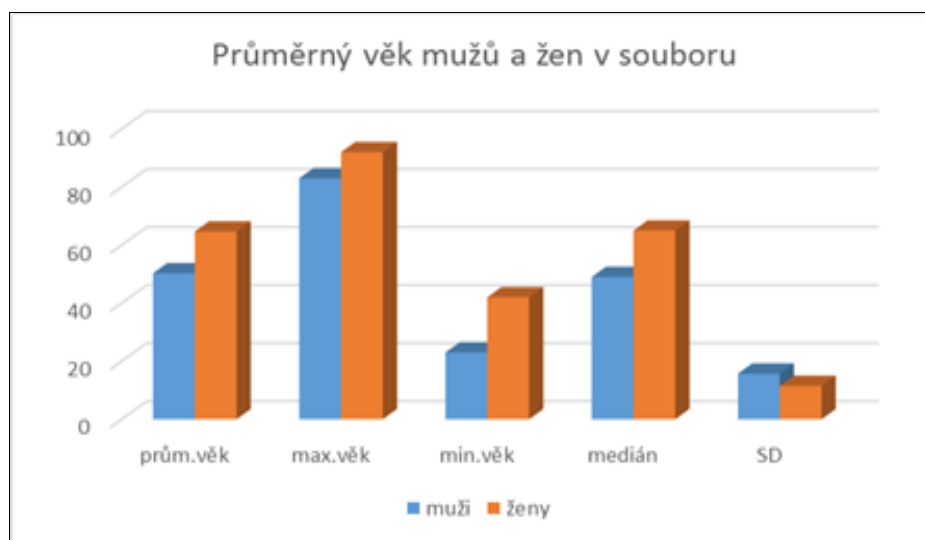
Výběr obsahoval 80 pacientů, kteří byli rozděleni do skupin podle zájmové oblasti místa zlomenin a dle použitých skiaskopických technik. Mezi poraněnými randomizovaného výběru bylo 51 žen (64 %) a 29 mužů (36 %), viz graf č. 1.



Graf č. 1 Přehled mužů a žen ve výběrovém souboru.

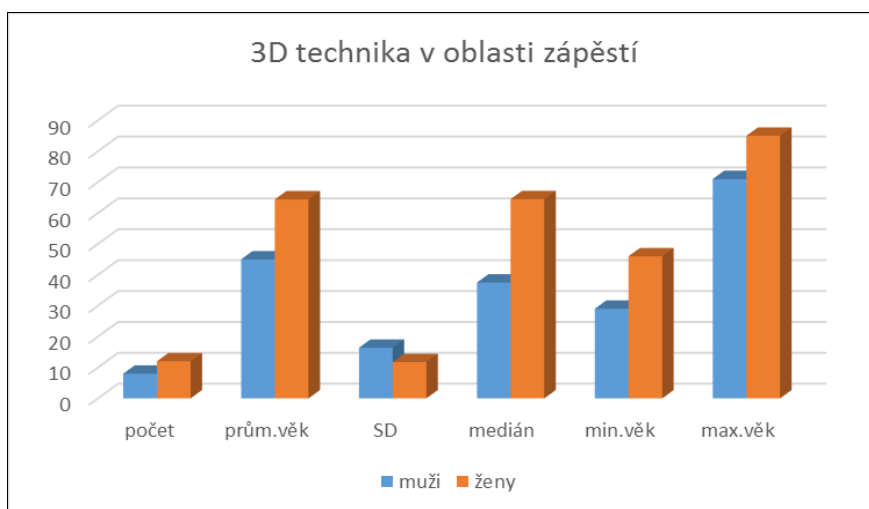
Pacienti zařazení do 1. skupiny byli operováni za pomoci zobrazovací technologie 3D. U této skupiny byl vypočítán průměrný věk, medián, $SD \pm$, byl určen maximální věk a minimální věk a pacienti byli rozdělení podle pohlaví. 2. skupinu tvořili pacienti léčení za pomoci 2D zobrazovací technologie. Stejně jako u 1. skupiny byl sledován průměrný věk, medián, $SD \pm$, maximální věk, minimální věk a rozdělení podle pohlaví.

Jednalo se o soubor pacientů s průměrným věkem 59,1 roků ($SD \pm 14,9$) a střední hodnota věku (medián) je 60,5 roků. Nejstaršímu pacientovi ve výběrovém souboru bylo 92 let a nejmladšímu 23 let. Průměrný věk žen byl 64,7 let ($SD \pm 11,5$) a medián byl 65 let. Nejstarší ženě bylo 92 let a nejmladší 42 let. Operovaní muži výběrového souboru měli průměrný věk 50,3 let ($SD \pm 15,7$) a medián byl 49let, nejmladšímu bylo 23 let a nejstaršímu 83 let. Pro větší přehlednost byla data graficky zpracována, viz následující graf.



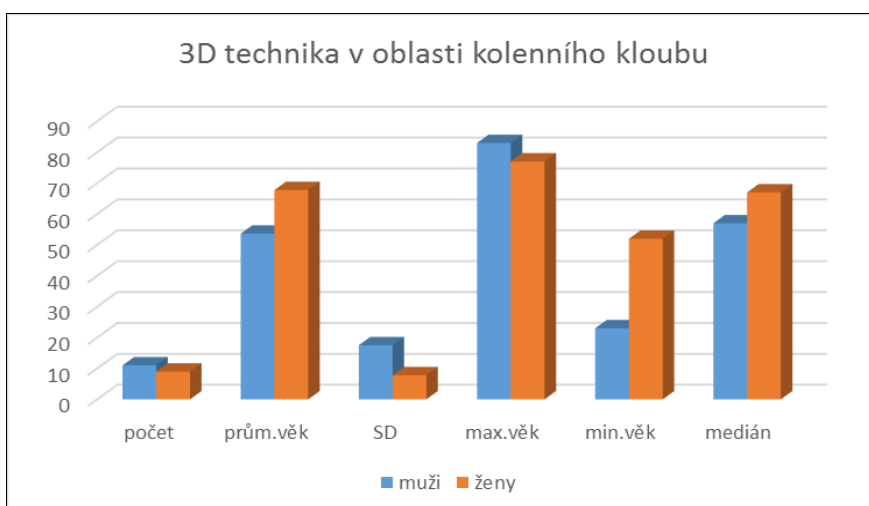
Graf č. 2 Průměrný věk mužů a žen v souboru.

Do první skupiny bylo zařazeno 40 případů, z toho 20 zlomenin zápěstí a 20 zlomenin kolena. Do druhé skupiny bylo zařazeno 40 pacientů, z toho 20 zlomenin zápěstí a 20 zlomenin kolena. U případů první skupiny byl užit mobilní přístroj s 3- dimenzionálním zobrazením a u druhé skupiny byla zvolena dříve běžně používaná 2 – dimenzionální zobrazovací technika. V první skupině bylo 19 mužů a 21 žen, všichni podstoupili osteosyntézu nitrokloubní zlomeniny v oblasti zápěstí nebo kolena za skiaskopické kontroly s 3D zobrazovací technologií. Průměrný věk této skupiny byl 58,3 roků (SD \pm 16,3) a medián byl 64 roků. Nejnižší věk pacienta byl 23 let a nejstarší měl 85 let. Průměrný věk žen první skupiny činil 65,9 roků (SD \pm 10,1), střední hodnota roků (medián) byla 65 let. Nejstarší žena, u které byla užitá 3D technologie, měla 85let a nejmladší měla 46 let. Průměrný věk mužů byl 50 roků (SD \pm 17,15), medián byl 50 roků. Věková skupina mužů se pohybovala od 23 let do 83 let. Část souboru 3D techniky s poraněním zápěstí zahrnovala 8 mužů a 12 žen. Průměrný věk mužů byl 45 roků (SD \pm 16,4) a medián byl 37,5 roků. Věk poraněných se pohyboval u mužů v rozmezí 29 – 71 let. Průměrný věk žen s poraněním v oblasti zápěstí byl 64,4 roků (SD \pm 11,7) a střední hodnota byla 64,5 roků. Nejmladší ženě této skupiny bylo 46 roků a nejstarší 85 roků, viz následující graf.



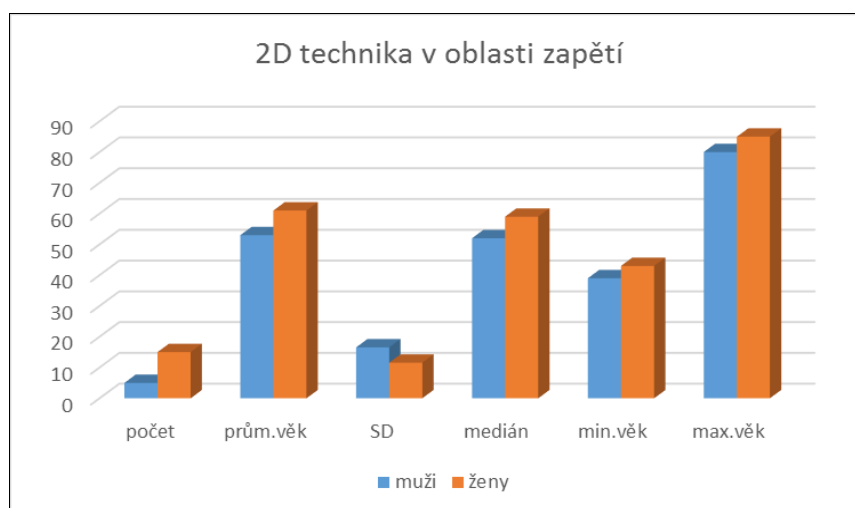
Graf č. 3 Pacienti s poraněním zápěstím (3D technika).

V oblasti kolena byla užitá 3D technika u 11 mužů a 9 žen. Průměrný věk činil 60 roků (SD \pm 15,5) a medián byl 65 let. Nejstaršímu pacientovi, který podstoupil osteosyntézu proximální tibie, bylo 83 roků a nejmladšímu 23 roků. Muži měli průměrný věk 53,6 roků (SD \pm 17,5) a střední hodnotu 57 roků ve věkovém rozpětí od 23 roků do 83 roků. U žen s osteosyntézou proximální tibie byl průměrný věk 67,8 let (SD \pm 7,8), medián byl 67let a věkové rozpětí bylo od 52 do 77 let, viz graf 4.



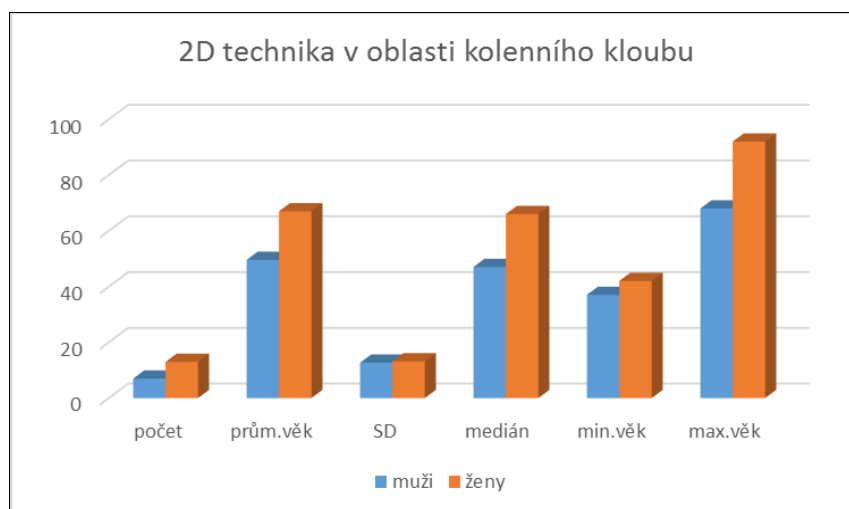
Graf č. 4 Pacienti s poraněním kolenního kloubu (3D technika).

U techniky 2D použité v oblasti zápěstí byl výběrový soubor zastoupen 28 ženami a 12 muži. Průměrný věk žen byl 64 roků (SD \pm 12,3), medián byl 66 roků. Nejmladší ženě bylo 42 let a nejstarší 92 let. Muži této skupiny měli průměrný věk 51,3 roků (SD \pm 13,8) a střední hodnota byla 48 let. Věková skupina mužů poraněných v oblasti zápěstí u 2D techniky se pohybovala od 37 do 80 let, viz graf 5.



Graf č. 5 Pacienti s poraněním zápěstím (2D technika).

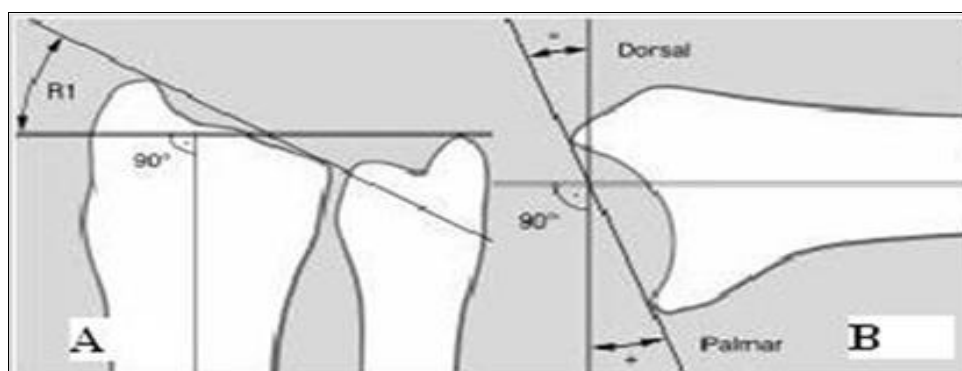
Poslední část souboru představovali pacienti operačně léčeni s nitrokloubním poraněním kolenního kloubu za přispění 2D techniky. Průměrný věk těchto 20 pacientů byl 60,9 roků (SD \pm 15,3), medián byl 65 let, věková hranice se pohybovala od 37 do 92 let. Žen bylo 13 s průměrným věkem 67 let (SD \pm 13,1), střední hodnota věku byla 66 let a věkové rozpětí od 42 do 92 let. Mužů bylo 7, jejich průměrný věk byl 49,6 roků (SD \pm 12,7) a střední věk byl 47roků. Nejmladšímu muži bylo 37 let a nejstaršímu 68 let. Data byla graficky zpracována, viz následující graf.



Graf č. 6 Pacienti s poraněním kolenního kloubu (2D technika).

2.2.2 Měření osového postavení

U obou skupin byla po operaci sledována kvalita repozice a přesnost provedení osteosyntézy. Kvalita osteosyntézy byla sledována měřením úhlů kloubních ploch za pomoci rentgenového snímku. K měření byly použity snímky zhotovené s odstupem 7 – 14 dnů po operaci. Měření mělo za úkol zhodnotit kvalitu repozice a osteosyntézy při použití skiaskopické kontroly 3D zobrazením a výsledky byly porovnány s metodou 2D. Do souboru byli vybráni pacienti s nitrokloubní zlomeninami distálního radia, které jsou nejčastějšími zlomeninami. Základní rentgenové projekce zápěstí (zadopřední a boční) umožnily získat radiologické informace o míře poranění distálního radia. Na zadopředním (PA) snímku byl hodnocen frontální sklon (úhel) kloubní plochy distálního radia, který má fyziologickou hodnotu 20° - 24°. Délka radia byla měřena na skiagrafickém snímku v PA projekci a byla posuzována i míra zkrácení radia, ke kterému dochází při mechanismu poranění. V bočné projekci na rentgenovém snímku byl měřen volární nebo dorzální sklon kloubní plochy (fyziologická hodnota 11° – 12° volárně). (obr. 1)



Obrázek č. 4 A - radiální úhel distální plochy radia, B - měření sklonu kloubní plochy (5s, 35).

Hodnoty měření z rentgenového snímku u distálního radia byly zadány do tabulek. Výběr stupnice se odvíjel od fyziologických hodnot a jejich odchylek. Pro radiální úhel měřený v PA projekci byla zvolena škála na základě odchylky od fyziologické hodnoty, viz následující tabulka.

Tabulka č. 4 Škála pro radiální úhel. (35)

| velmi dobré | dobré | uspokojivé | špatné |
|-------------|--------|------------|--------|
| 0°- 4° | 5°- 9° | 10°- 14° | > 15° |

U měření sklonu plochy v sagitální rovině byla škála rozdělena podle odchylky od fyziologického postavení, které popisuje tabulka č. 5.

Tabulka č. 5 Škála pro úhel v sagitální rovině. (35)

| velmi dobré | dobré | uspokojivé | špatné |
|-------------|---------|------------|--------|
| 0° | 1°- 10° | 11° - 14° | > 15° |

Radius má fyziologickou hodnotu zkratu 11 – 12 mm (rozdílu délky vzhledem k ulně), hodnoty měření byly zařazeny do škály na základě odchylky od fyziologického postavení, viz tabulka č. 6.

Tabulka č. 6 Škála pro měření zkrácení radia. (35)

| velmi dobré | dobré | uspokojivé | špatné |
|--------------------|--------------|-------------------|---------------|
| 0 – 2 mm | 3 – 6 mm | 7 – 11 mm | > 12 mm |

Ve druhé části souboru bylo provedeno měření kloubní plochy v oblasti proximálního bérce. Cílem osteosyntézy je obnovení anatomického postavení osy tibie, kterého docílíme kvalitní repozicí a správnou fixací. Při zlomenině tibie může dojít k varóznímu nebo valgóznímu postavení kosti. Po operaci se provádí kontroly repozice a fixace za pomoci skiagrafického snímku. U nitrokloubních zlomenin se hodnotí stav kloubních ploch (kongruence) a osově postavení tibie. Posuzuje se nerovnost kloubní plochy a osa kloubní plochy vůči diafýze tibie. Měření bylo odečteno ze skiagrafického snímku a bylo provedeno s odstupem 7 -14 dní po osteosyntéze. Cílem měření bylo zjistit, zda přispění 3D technologie vede ke zkvalitnění repozice a stabilizaci zlomenin proximální tibie. Sklon kloubní plochy byl měřen v AP projekci, byla nanesena vertikální osa diafýzy tibie a druhá osa byla souběžná s kloubní plochou tibie. Osy se protnuly pod určitým úhlem (mediální a laterální úhel, podle typu zlomeniny), který byl měřen. Optimální hodnota tohoto úhlu je $90^\circ \pm 3^\circ$. Hodnoty byly zapsány do škály, viz tabulka č. 7.

Tabulka č. 7 Hodnocení úhlu v AP projekci.

| dobré | uspokojivé | špatné |
|------------------------|-----------------------|---------------|
| $90^\circ \pm 3^\circ$ | $93^\circ - 96^\circ$ | $> 96^\circ$ |
| | $84^\circ - 87^\circ$ | $< 84^\circ$ |

Druhé měření bylo provedeno v bočné projekci, opět se měřil sklon kloubní plochy vůči diafýze tibie, optimální hodnota tohoto úhlu je $80^\circ - 85^\circ$. Naměřené hodnoty byly zařazené do stupnice, kterou popisuje tabulka č. 8.

Tabulka č. 8 Hodnocení úhlu v bočné projekci.

| dobré | uspokojivé | špatné |
|--------------|-------------------|---------------|
| 80° - 85° | 80° - 77° | > 77° |

Dále bylo měřeno snížení fragmentů v kloubní ploše (schodek kloubní plochy). Při měření na RTG snímku byly zakresleny dvě rovnoběžné linie. První probíhala rovnoběžně s kloubní plochou a druhá probíhala v horní části sníženého fragmentu. Následně byla odečtena vzdálenost mezi liniemi a hodnoty byly zaneseny do škály, viz tabulka č. 9. Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány Studentovým t-testem u obou technik.

Tabulka č. 9 Hodnocení kloubní plochy v AP projekci.

| dobré | uspokojivé | špatné |
|--------------|-------------------|---------------|
| 0 - 1 mm | 2 – 4 mm | > 4 mm |

2.2.3 Sledované skiaskopické hodnoty

U výběrového souboru v průběhu operačního výkonu byl sledován skiaskopický čas v minutách a aplikovaná plošná dávka v jednotkách $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$.

DAP metr je měřicí přístroj, který nás informuje o kvantitativním záření, jež je pacientovi aplikované v průběhu osteosyntézy. Kvantitativní záření je definováno součinem aplikované dávky a plochy. Přístroj pracuje na principu rentgentransparentní ionizační komůrky, která je umístěna na krytu clony ve svazku záření mezi pacientem a rentgenkou. Komůrka je připojena k měřicímu zařízení, které zaznamenává a vyhodnocuje aplikovanou dávku na plochu. Čistý skiaskopický čas použitý během výkonu je zaznamenáván na výstupu dozimetrickým přístrojem. Všechny uvedené výstupní hodnoty byly softwarem mobilního C – ramena digitálně zpracovány v podobě obrazu a zaslány do nemocničního archivačního systému PACS. (34)

Soubor byl rozdělen do skupin podle technik zobrazení. V 1. skupině byli pacienti vyšetřováni během operace zobrazovací technikou 3D, 2. Skupina byla vyšetřena v průběhu operace zobrazovací technikou 2D. Po operaci byly zaznamenány hodnoty plošné dávky (kermy) $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ a délka osvitu (skiaskopický čas) v minutách. Skiaskopický čas byl převeden na sekundy. Získané hodnoty skiaskopického času a dávky u obou technik byly následně statisticky zpracovány. Součástí 3D techniky je i 2D technika. Během operace se používá 2D zobrazení, které je pak doplněno zobrazením 3D.

U skiaskopického času byly vypočítány střední hodnoty (průměr, medián, modus), min. a max. hodnota skiaskopického času pro celý soubor (pro obě techniky 2D i 3D a pro obě zájmové oblasti). Rovněž byla vypočítána směrodatná odchylka a rozptyl hodnot času. U skiaskopického času byl testován vztah mezi 2D a 3D, který měl za úkol potvrdit nebo vyvrátit statisticky významně delší dobu skiaskopie u 3D techniky než u 2D techniky. Testy byly provedeny zvlášť pro oblast zápěstí a zvlášť pro oblast kolena.

Plošné dávky získané dozimetrickým měřením v jednotce $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ u obou technik byly statisticky zpracovány. Byly vypočteny střední hodnoty (medián, aritmetický průměr, modus). Dále byla stanovena směrodatná odchylka a rozptyl. Hodnoty byly porovnány dvouvýběrovým testem.

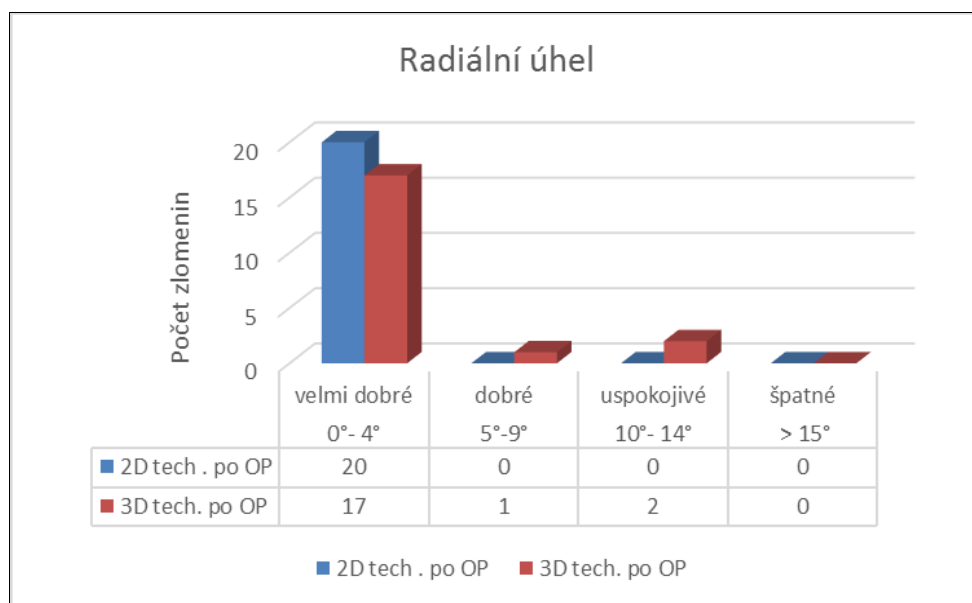
3 Výsledky

3.1 Sledování kvality repozice a fixace

3.1.1 Zlomeniny distálního rádia

Do souboru byli vybráni pacienti se zlomeninami distálního rádia (40 osob), z toho 20 bylo léčeno operačně za pomoci skiaskopické kontroly 2D technikou a 20 osob bylo operováno za pomoci 3D techniky. Ze standardně zhotovených snímků v PA a bočné projekci distálního rádia bylo změřeno osové postavení po operaci u obou technik. U distálního rádia byl měřen radiální úhel po operaci. Vytvořená tabulka hodnotí postavení rádia ve škále velmi dobré, dobré, uspokojivé, špatné a stanoví stupně odchylky od fyziologického postavení.

Po operaci byla shledána zlomenina u 3D zobrazení ve velmi dobrém (odchylka 0°- 4°) postavení u 17 pacientů, což znamenalo 85 % vybrané skupiny. Dobré (odchylka 5°- 9°) postavení měl 1 pacient, (5 % ze sledované skupiny). Uspokojivé (odchylka 10°- 14°) bylo postavení u 2 pacientů, což se rovnalo 10 % ze skupiny. Špatné postavení nebylo zjištěno u žádné zlomeniny. U techniky 2D zobrazení po operaci mělo všech 20 zlomenin postavení radiálního úhlu velmi dobré, což znamenalo 100 % sledované skupiny. Pro větší přehlednost byla data graficky zpracována, viz následující graf.



Graf č. 7 Hodnocení postavení rádia osteosyntéze v PA projekci.

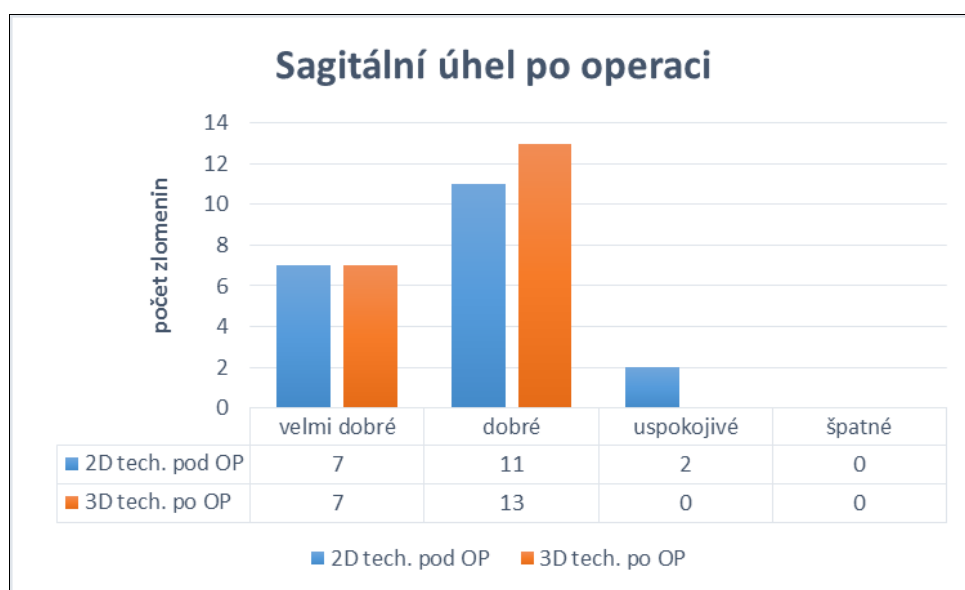
Po operaci byl průměrný radiální úhel u 3D techniky $18,3^\circ$ ($SD \pm 3,51$), medián a modus 20° , rozptyl 12,326. Nejmenší úhel měl 8° a největší 21° . U 2D techniky byla průměrná hodnota $19,15^\circ$ ($SD \pm 1,268$), střední a nejčastější úhel byl 20° . Rozmezí bylo od 16° do 20° a rozptyl 1,61°, viz tabulka č. 10. Osteosyntéza v průměrných hodnotách byla o necelý stupeň přesnější u 2D zobrazovací techniky. Měření radiálního úhlu u 3D a 2D zobrazovací techniky se lišilo o $0,85^\circ$ v průměrných hodnotách, osteosyntéza s použitím 2D techniky byla nepatrně přesnější.

Tabulka č. 10 Postavení radia po operaci v PA projekci.

| radiální úhel | průměrný | min. | max. |
|---------------|---------------|------------|------------|
| 2D technika | $19,15^\circ$ | 16° | 20° |
| 3D technika | $18,3^\circ$ | 8° | 21° |

Pomocí Studentova t – testu byla provedená analýza statistické významnosti rozdílu středních hodnot (hladina významnosti $\alpha = 0,05$), $p = 0,315$. Rozdíl mezi osteosyntézou (kontrola v AP projekci) provedenou za pomoci 2D a 3D techniky nemá u radiálního úhlu statistický význam.

V bočné projekci byl měřen sagitální úhel radia, hodnoty měření byly zaznamenány. Škála byla určena fyziologickým postavením (11° - 12°) a jeho odchylkami; odchylky byly vyjádřeny ve stupních. Hodnoty sagitálního úhlu měřeného po operaci u 3D techniky byly následující: fyziologické postavení mělo po operaci 7 pacientů a představovali 35 % sledované skupiny. Dobré (odchylka 1° - 10°) postavení v sagitálním úhlu mělo 65 % zlomenin, což bylo 13 pacientů. Uspokojivé a špatné postavení neměla žádná zlomenina. U sklonu kloubní plochy u zlomenin distálního radia v bočné projekci u 2D techniky byly zaznamenány tyto hodnoty: velmi dobré postavení u 7 zlomenin (35 %), dobré u 11 zlomenin (55 %), uspokojivé u 2 zlomenin (10 %) a špatné postavení nebylo u žádné zlomeniny. Hodnoty byly graficky zpracovány, viz graf č. 9.



Graf č. 8 Sagitální úhel měřený u 2D a 3D techniky.

Průměrná hodnota sagitálního úhlu po operaci u 3D technika měla $10,2^{\circ}$ ($SD \pm 2,76$), střední hodnota 11° a sklon kloubní plochy pohyboval v rozmezí 5° - 16° . U 2D techniky byl průměrný úhel $9,8^{\circ}$ ($SD \pm 4,11$), střední hodnota dosahovala 11° , rozmezí sagitálního úhlu se pohybovalo od 0° do 15° . Pro větší přehlednost byla

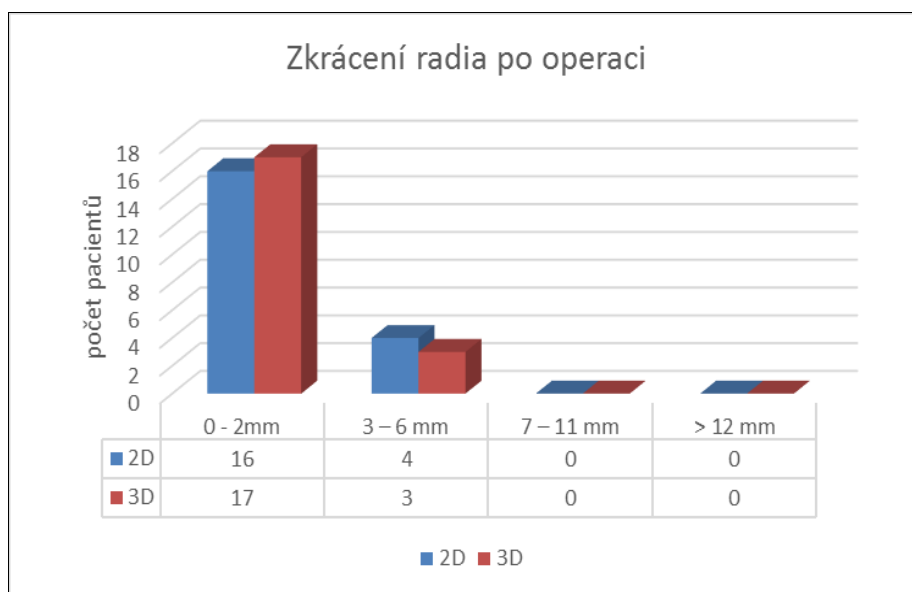
vypracována tabulka, z které jsou patrné základní charakteristiky popisné statistiky, tabulka č. 11.

Tabulka č. 11 Popisná statistika měřeného úhlu v bočné projekci.

| sagitální úhel | 2D | 3D |
|----------------|---------|---------|
| průměr | 9,9° | 10,2° |
| medián | 11° | 11° |
| min. | 0° | 5° |
| max. | 15° | 16° |
| SD ± | 4,1116 | 2,76444 |
| rozptyl | 16,9053 | 7,64211 |

Studentův t – test s hladinou významnosti $\alpha = 0,05$ měl hodnotu $p = 0,7132$. Rozdíl mezi osteosyntézou (kontrola v bočné projekci) u techniky 2D a 3D není statistický významný.

Poslední měření v oblasti distálního radia bylo provedeno v PA projekci, jednalo se o měření zkrácení distálního konce radia. Hodnoty byly měřeny v milimetrech. Velmi dobré postavení se rovnalo fyziologické hodnotě s tolerancí odchylky do 2 mm, dobré postavení mělo odchylku 3 – 6 mm, uspokojivé postavení mělo odchylku 7 – 11 mm a jako špatné bylo hodnoceno zkrácení radia o odchylku od 12 a více mm. Po operaci u techniky 3D byly naměřené hodnoty rozmezí velmi dobré u 17 zlomenin (85 %), jako dobré byly hodnoceny 3 zlomeniny (15 %). Žádná zlomenina nebyla zkrácena o více než 6 mm. Technika 2D měla po operaci jako velmi dobré 16 zlomenin (80 %), dobré hodnocení zahrnovalo 4 zlomeniny (20 %). Žádná zlomenina nebyla zkrácena o více než 6 mm. Stupnice hodnot byla graficky zpracována, viz následující graf.



Graf č. 9 Zkrácení radia u 2D a 3D techniky.

Po osteosyntéze zlomenin byla vzdálenost kloubní plochy radia od distální kloubní plochy ulny u 3D zobrazovací techniky v průměru 11,78 mm (SD ± 1,81), medián 12 mm a hodnoty měření se pohybovaly v rozmezí 7 – 17 mm. Technika 2D měla průměrnou hodnotu 11,4 mm (SD ± 2,44), medián 11mm a hodnoty distálního radia se pohybovaly od 7 do 16 mm. Pro lepší přehlednost dat byla vypracována tabulka č 12.

Tabulka č. 12 Zkrácení distálního radia.

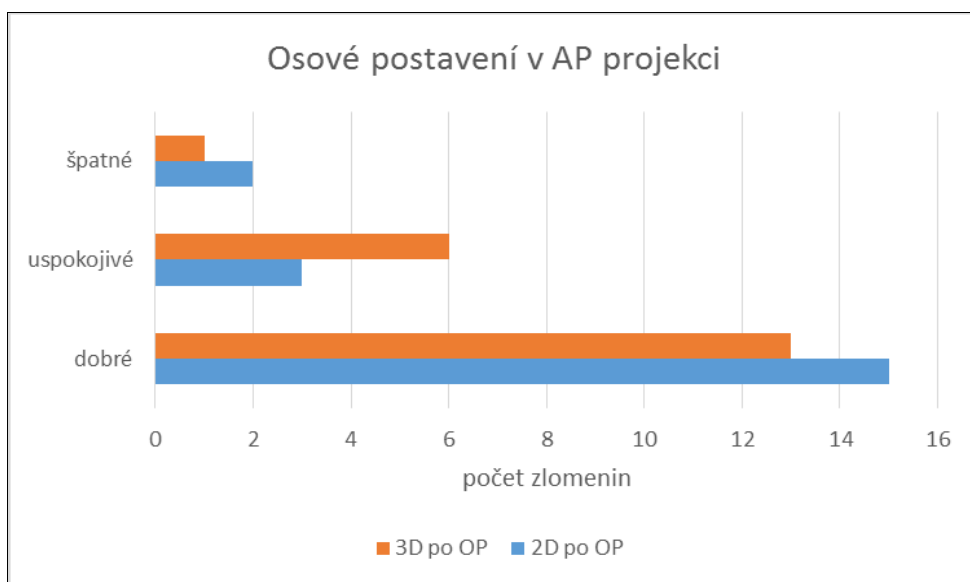
| | 3D tech. v mm | 2D tech. v mm |
|---------|---------------|---------------|
| průměr | 11,775 | 11,4 |
| medián | 12 | 11 |
| SD ± | 1,809878 | 2,436564 |
| min. | 7 | 7 |
| max. | 17 | 16 |
| rozptyl | 3,275658 | 5,936842 |

Pomocí Studentova t – testu byla provedena analýza statistické významnosti rozdílu středních hodnot (hladina významnosti $\alpha = 0,05$), $p = 0,58382$.

Rozdíl mezi osteosyntézou (kontrola zkrácení radia v PA projekci) provedenou za pomoci 2D a 3D techniky nemá statistický význam.

3.1.2 Zlomeniny proximální tibie

U pacientů se zlomeninami proximální tibie po osteosyntéze byl měřen laterální nebo mediální úhel (podle typu zlomeniny). Byla sestavena tabulka hodnotící postavení a sklon plochy proximální tibie ve škále dobré, uspokojivé, špatné. Po osteosyntéze proximálního bérce u 3D techniky měli pacienti dobré postavení ($90^\circ \pm 3^\circ$) u 13 zlomenin, což představovalo 65 %. Uspokojivé ($93^\circ - 96^\circ$; $84^\circ - 87^\circ$) postavení bylo u 6 zlomenin, jednalo se o 30 % pacientů této skupiny. Špatné (84° a méně; 96° a více) postavení měl 1 pacient, tedy 5 % ze skupiny zobrazené 3D technikou pro oblast kolena. U 2D techniky bylo hodnoceno jako dobré 15 zlomenin (75%), jako uspokojivé 3 zlomeniny (15%) a 2 zlomeniny (10%) měly špatné postavení, viz graf č. 10.



Graf č. 10 Postavení proximální tibie po operaci v AP projekci.

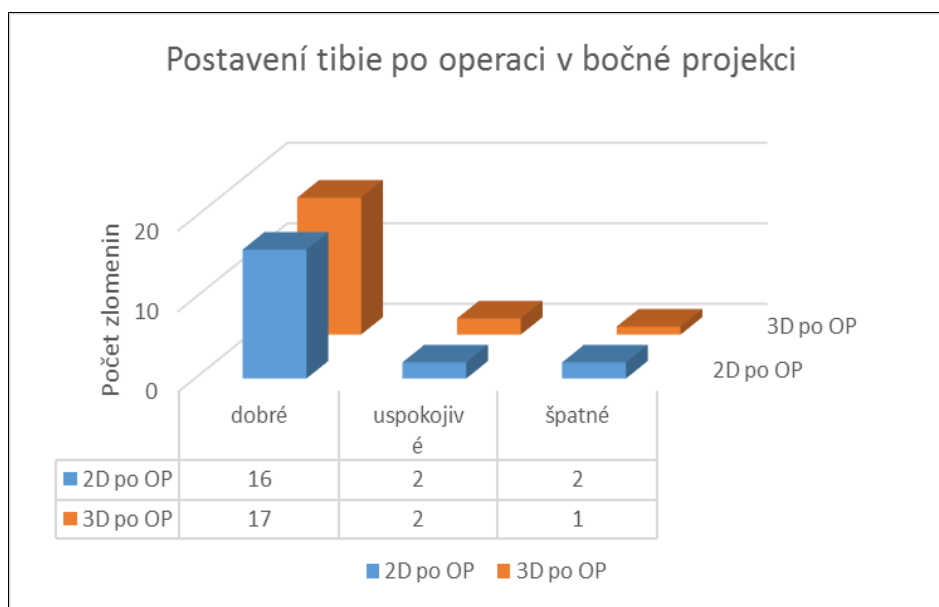
Po operaci u 3D techniky byl průměrný úhel 88,1° (SD ± 2,13), střední hodnota úhlu měla 88,3° a měření se pohybovalo v rozmezí 84° - 91,1°. U techniky 2D byl průměrný úhel 89,6° (SD ± 11,04), medián 90,1° a rozmezí se pohybovalo od 83,2° do 96,6°. Pro lepší přehlednost dat byla vypracována tabulka č. 13.

Provedená analýza statistické významnosti rozdílu středních hodnot pomocí Studentova t – testu měla (hladinu významnosti $\alpha = 0,05$) $p = 0,100796$. Rozdíl mezi osteosyntézou (kontrola v AP projekci) provedenou za pomoci 2D a 3D techniky nemá statistický význam.

Tabulka č. 13 Popisná statistika proximální tibie v AP projekci.

| | 2D ve stupních | 3D ve stupních |
|----------------|----------------|----------------|
| průměr | 89,6 | 88,115 |
| SD ± | 8,612987388 | 2,132770622 |
| medián | 90,05 | 88,3 |
| min. | 83,2 | 84 |
| max. | 96,6 | 91,1 |
| rozptyl | 11,04315789 | 4,548710526 |

Po osteosyntéze proximálního bérce u 3D techniky měli pacienti dobré postavení v bočné projekci (dorzální úhel) u 17 zlomenin, což představovalo 85 %. Uspokojivé postavení bylo u 2 zlomenin, jednalo se o 10 % pacientů této skupiny. Špatné postavení měl 1 pacient, to znamená 5 % ze skupiny zobrazené 3D technikou pro oblast kolena. U 2D techniky bylo hodnoceno jako dobré 16 zlomenin (80 %), jako uspokojivé 2 zlomeniny (10 %) a 2 zlomeniny (10 %) měly špatné postavení, viz graf č. 11.



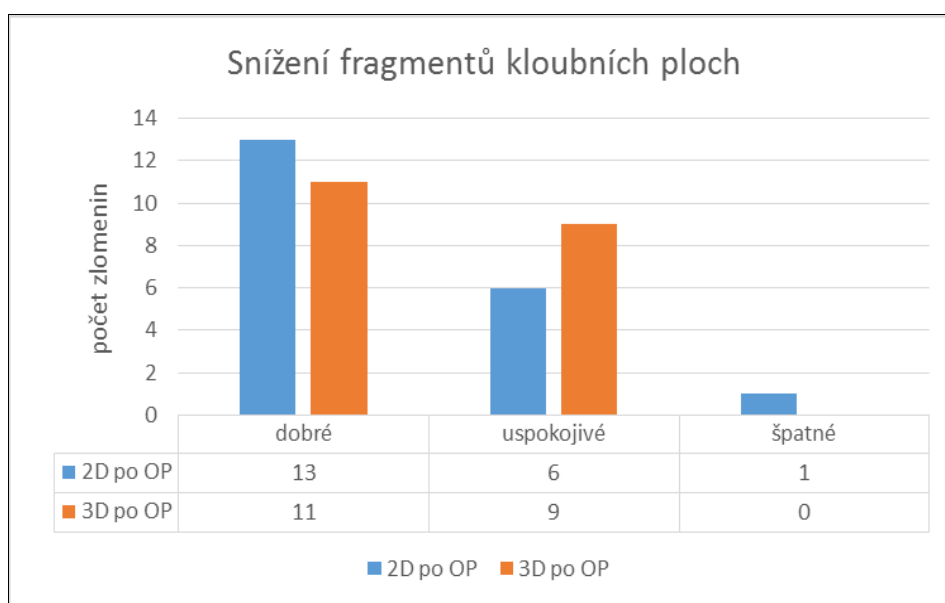
Graf č. 11 Postavení proximální tibie po operaci v bočné projekci.

Po operaci u 3D techniky byl průměrný úhel $81,77^\circ$ ($SD \pm 2,13$), střední hodnota úhlu $81,4^\circ$ a měření se pohybovalo v rozmezí $76^\circ - 85,6^\circ$. Technika 2D měla průměrný úhel $89,6^\circ$ ($SD \pm 2,58$), medián $81,85^\circ$ a rozmezí se pohybovalo od $76,6^\circ$ do $85,4^\circ$, viz tabulka č. 14. Výsledky byly porovnány Student t – testem ($\alpha = 0,05$), $p = 0,967$. Rozdíl mezi 2D a 3D zobrazovací technikou u dorzálního úhlu není statisticky významný.

Tabulka č. 14 Popisná statistika proximální tibie v bočné projekci.

| | 2D ve stupních | 3D ve stupních |
|---------|----------------|----------------|
| průměr | 81,73 | 81,765 |
| SD ± | 2,579085925 | 2,744616741 |
| medián | 81,85 | 81,4 |
| min. | 76,6 | 76 |
| max. | 85,4 | 85,6 |
| rozptyl | 6,651684211 | 7,532921053 |

U proximální tibie bylo také hodnoceno snížení fragmentu po operaci u obou technik. Pacienti byli zařazeni do škály dobré (0 - 2 mm), uspokojivé (2 – 4 mm) a špatné (4 a více mm). Po operaci bylo u techniky 3D hodnoceno dobře 11 zlomenin (55 %), 9 zlomenin (45 %) bylo hodnoceno jako uspokojivé. U 2D zobrazení mělo snížení fragmentů v rozmezí dobré 13 zlomenin (65 %), 9 zlomenin (45 %) mělo rozmezí uspokojivé a 1 zlomenina (5 %) byla hodnocena jako špatná, viz graf č. 12.



Graf č. 12 Postavení kostních fragmentů proximální tibie.

Po operaci u 3D techniky bylo průměrné snížení fragmentu kloubní plochy 1,25 mm (SD ± 1,12), střední hodnota byla 1mm a měření se pohybovalo v rozmezí 0 – 3 mm. Technika 2D měla sníženou kloubní plochu v místě fragmentu průměrně 1,4 mm (SD ± 1,39), medián byl 1mm a rozmezí se pohybovalo od 0 mm do 5 mm, viz tabulka č. 15). Výsledky byly porovnány Student t – testem ($\alpha = 0,05$), $p = 0,709175$. Rozdíl ve snížení fragmentů kloubní plochy není statisticky významný mezi oběma skupinami.

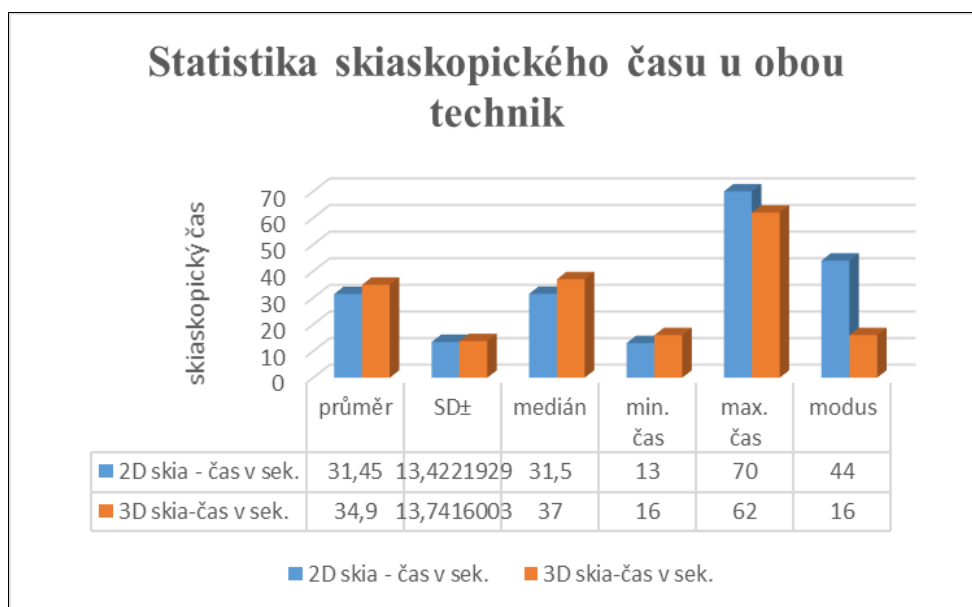
Tabulka č. 15 Popisná statistika kloubní plochy proximální tibie.

| | 2D po OP v mm | 3D po OP v mm |
|---------|---------------|---------------|
| průměr | 1,4 | 1,25 |
| SD ± | 1,39170475 | 1,11803399 |
| medián | 1 | 1 |
| min. | 0 | 0 |
| max. | 5 | 3 |
| rozptyl | 1,93684211 | 1,25 |

3.2 Hodnocení skiaskopického času

Skiaskopický čas byl měřen u každého výkonu počítačovým systémem mobilního C ramena. Po skončení výkonu jsou naměřené hodnoty uloženy v podobě obrázku v nemocničním systému PACS. Skiaskopický čas byl převeden z minut na sekundy.

Při práci s technikou 3D zobrazení při osteosyntéze distálního radia byl u 20 pacientů průměrný skiaskopický čas u výkonu 34,9 sekund (SD ± 13,74) a střední doba fluoroskopie 37 sekund (medián). Nejdelší doba osvitů během operace byla 62 sekund a nejkratší byla 16 sekund. Rozptyl u metody 3D byl 188,83 sekund. Samotný čas osvitů potřebný k trojrozměrnému zobrazení je vždy 15 sekund. Nejčastější doba skiaskopie byla 16 sekund (modus). U 2D zobrazení byl průměrný čas osvitů 34,45 sekund (SD ± 13,42) a střední hodnota doby fluoroskopie byla 31,5 sekund (medián). Rozptyl skupiny byl 180,16 a doba skiaskopie se pohybovala v rozmezí od 13 sekund do 70 sekund. Data byla graficky zpracována, viz graf č. 13.



Graf č. 13 Skiaskopický čas u zlomenin distálního radia.

Výsledek statistického zpracování

Ke zjištění rozdílu mezi skiaskopickými časy u 2D a 3D zobrazovací techniky v oblasti distálního radia byl použit dvouvýběrový t-test. Pro statistické hodnocení byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$. (41)

$$H_0: \mu_1 = \mu_2; H_a: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$\text{Statistické kritérium: } t_{\text{exp}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{(n_1 - 1)S_{x_1}^2 + (n_2 - 1)S_{x_2}^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}} =$$

$$\frac{31,45 - 34,9}{\sqrt{(20 - 1) * 13,42219293^2 + (20 - 1) * 13,74160031^2}} * \sqrt{\frac{20 * 20(20 + 20 - 2)}{20 + 20}}$$

$$t_{\text{exp}} = - 0,80321$$

$$\text{Kritický obor: } W = (-\infty, -t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2)) \cup (t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2); \infty)$$

$$W = (-\infty, -t_{228}(0,025)) \cup (t_{228}(0,025); \infty)$$

$$t_{98}(0,025) = 1,96 \Rightarrow W = (-\infty; -1,96) \cup (1,96; +\infty)$$

$\Rightarrow t_{\text{exp}} \notin W$

V oblasti skiaskopického času u operací distálního radia je statisticky nevýznamný rozdíl mezi 2D a 3D zobrazením ($p = - 0,80321$).

U osteosyntézy proximální tibie u 20 pacientů za pomoci 3D zobrazení byl průměrný skiaskopický čas u výkonu 77,6 sekund (SD \pm 17,75) a střední doba skiaskopie 75 sekund (medián). Nejdelší doba osvitů během operace byla 105 sekund a nejkratší byla 42 sekund. Rozptyl u metody 3D byl 315,1 sekund, nejčastější doba skiaskopie byla 91 sekund (modus). Samotný čas použitý k trojrozměrnému zobrazení je vždy 15 sekund. U 2D zobrazení byl průměrný čas osvitů 54 sekund (SD \pm 0,48) a střední hodnota doby fluoroskopie 56 sekund (medián). Rozptyl skupiny byl 911,5 sekund a doba skiaskopie se pohybovala v rozmezí od 2 sekund do 54 sekund. Data byla graficky zpracována, viz následující graf.



Graf č. 14 Skiaskopický čas u zlomenin proximální tibie.

Výsledek statistického zpracování

Ke zjištění rozdílu mezi skiaskopickým časem u 2D a 3D zobrazovací techniky v oblasti proximálního bérce byl použit dvouvýběrový t-test. Pro statistické hodnocení byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$. (41)

$$H_0: \mu_1 = \mu_2; H_a: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$\text{Statistické kritérium: } t_{\text{exp}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{(n_1 - 1)S_{x_1}^2 + (n_2 - 1)S_{x_2}^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$

$$\frac{54,1-77,6}{\sqrt{(20-1)*30,19044812^2 + (20-1)*17,75090806^2}} * \sqrt{\frac{20*20(20+20-2)}{20+20}}$$

$$t_{\text{exp}} = - 3,000812$$

$$\text{Kritický obor: } W = (-\infty, -t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2)) \cup \langle t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2); \infty \rangle$$

$$W = (-\infty, -t_{228}(0,025)) \cup \langle t_{228}(0,025); \infty \rangle$$

$$t_{98}(0,025) = 1,96 \Rightarrow W = (-\infty; - 1,96 \rangle \cup \langle 1,96; + \infty$$

$$\Rightarrow t_{\text{exp}} \notin W$$

Skiaskopický čas u 2D techniky je u operací proximální tibie statisticky významně nižší než u techniky 3D ($p = - 3,000812$).

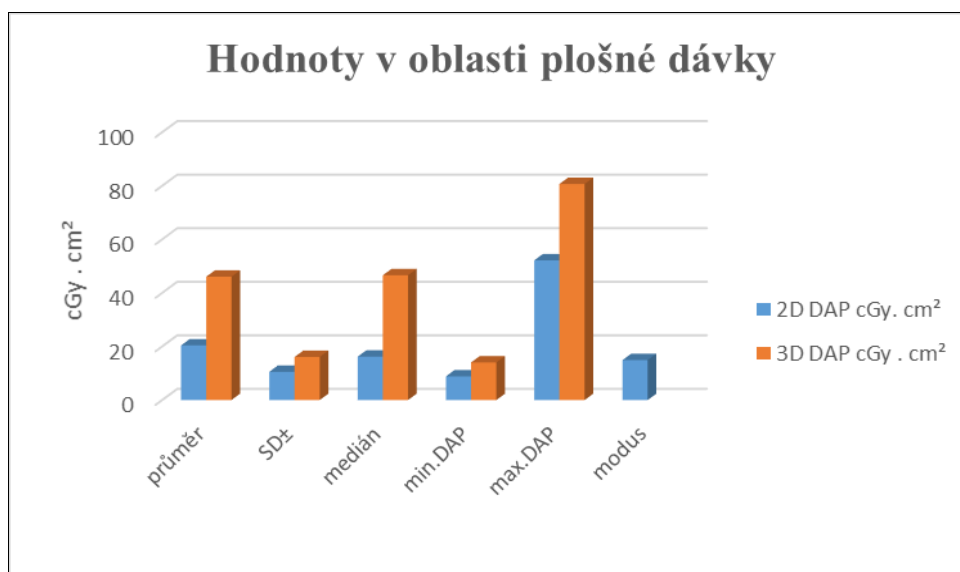
Průměrná doba skiaskopie u distálního radia byla u 3D techniky 31,45 sekund (o 6 % vyšší než u techniky 2D). U proximální tibie se průměrná doba osvitů u 3D techniky pohybovala okolo 77,6 sekund, což znamenalo o 18 % vyšší čas než u 2D techniky. (tabulka č. 16)

Tabulka č. 16 Statistika skiaskopických časů souboru.

| | 2D skia - čas v sek. | 3D skia-čas v sek. |
|----------------|----------------------|--------------------|
| zápěstí | 31,45 | 34,9 |
| <i>p</i> | - 0,80321 | |
| % | 47 | 53 |
| koleno | 54,1 | 77,6 |
| <i>p</i> | - 3,000812 | |
| % | 41 | 59 |

3.3 Hodnocení plošné dávky DAP

U osteosyntézy distálního radia u 20 pacientů za pomoci 3D zobrazení byla průměrná plošná dávka DAP u výkonu $46,1 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ ($\text{SD} \pm 16,1$) a střední plošná dávka byla skiaskopie $46,6 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ (medián). Nejvyšší dávka osvitů během operace byla $80,7 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ a nejmenší $14,04 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$. U 2D zobrazení byl průměrný DAP $20,4 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ ($\text{SD} \pm 10,6$) a střední hodnota DAP se dosahovala okolo $16,2 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ (medián), (tab. 17). Rozptyl skupiny byl 111,3 a dávka skiaskopie se pohybovala v rozmezí od $8,85 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ do $52,2 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$. Data byla graficky zpracována, viz následující graf.



Graf č. 15 Plošné dávka DAP u zlomenin distálního radia.

Pro větší přehlednost byla vypracována následující tabulka, ze které jsou patrné základní charakteristiky popisné statistiky, viz tabulka č. 17.

Tabulka č. 17 Základní statisticky dávky DAP v oblasti zápěstí.

| zápěstí | 2D DAP cGy . cm2 | 3D DAP cGy . cm2 |
|---------|------------------|------------------|
| průměr | 20,396 | 46,064 |
| SD± | 10,55038059 | 16,10410095 |
| medián | 16,2 | 46,585 |
| min.DAP | 8,85 | 14,04 |
| max.DAP | 52,16 | 80,67 |
| rozptyl | 111,3105305 | 259,3420674 |
| modus | 14,92 | |

Výsledek statistického zpracování

Ke zjištění rozdílu mezi plošnou dávkou DAP u 3D a 2D zobrazovací techniky v oblasti distálního radia byl použit dvouvýběrový t-test. Pro statistické hodnocení byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$. (41)

$$H_0: \mu_1 = \mu_2; H_a: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$\text{Statistické kritérium: } t_{\text{exp}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{(n_1 - 1)S_{x_1}^2 + (n_2 - 1)S_{x_2}^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$

$$\frac{46,064 - 20,396}{\sqrt{(20 - 1) * 16,10410095^2 + (20 - 1) * 10,55038059^2}} * \sqrt{\frac{20 * 20 * (20 + 20 - 2)}{20 + 20}} =$$

$$t_{\text{exp}} = - 5,9624$$

$$\text{Kritický obor: } W = \langle -\infty, -t_{n_1 + n_2 - 2}(\alpha/2) \rangle \cup \langle t_{n_1 + n_2 - 2}(\alpha/2), \infty \rangle$$

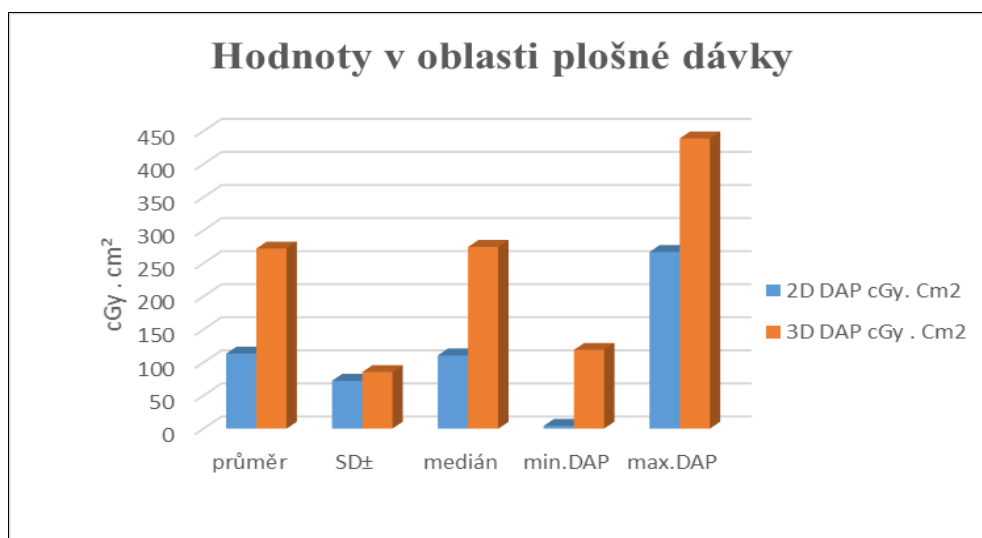
$$W = \langle -\infty, -t_{38}(0,025) \rangle \cup \langle t_{38}(0,025), \infty \rangle$$

$$t_{38}(0,025) = 1,96 \Rightarrow W = \langle -\infty; - 1,96 \rangle \cup \langle 1,96; + \infty \rangle$$

$$\Rightarrow t_{\text{exp}} \notin W$$

Plošná dávka (cGy · cm²) u techniky 3D zobrazení je statisticky významně vyšší než u zobrazovací techniky 2D v oblasti distálního radia ($p = - 5,9624$).

U osteosyntézy proximální tibie u dvaceti pacientů za pomoci 3D zobrazení byla průměrná plošná dávka DAP u výkonu 272 cGy · cm² (SD ± 85,5) a střední plošná dávka skiaskopie byla 274,9 cGy · cm² (medián). Nejvyšší dávka osvitů během operace byla 438,8 cGy · cm² a nejmenší 119 cGy · cm². Rozptyl u metody 3D byl 7318 (tab. 18). Samotná DAP použitá k trojrozměrnému zobrazení byla průměrně 40 %. U 2D zobrazení byl průměrný DAP 113,4 cGy · cm² (SD ± 72,3) a střední hodnota DAP 110,8 cGy · cm² (medián), (tab. 18). Rozptyl skupiny byl 5231 a dávka skiaskopie se pohybovala v rozmezí od 4,22 cGy · cm² do 267,2 cGy · cm². Rozdíly v dávce DAP byly graficky zpracovány, viz graf č. 16.



Graf č. 16 Plošné dávka DAP u zlomenin proximální tibie.

Tabulka č. 18 Základní statisticky dávky DAP v oblasti kolena.

| koleno | 2D DAP cGy. cm2 | 3D DAP cGy . cm2 |
|----------|-----------------|------------------|
| průměr | 113,377 | 272,302 |
| SD± | 72,32787357 | 85,54316083 |
| medián | 110,765 | 274,885 |
| min. DAP | 4,22 | 119,04 |
| max. DAP | 267,17 | 438,87 |
| rozptyl | 5231,321296 | 7317,632364 |

Výsledek statistického zpracování

Ke zjištění rozdílu mezi plošnou dávkou DAP u 2D a 3D zobrazovací techniky v oblasti proximálního bérce byl použit dvouvýběrový t-test. Pro statistické hodnocení byla zvolena hladina významnosti $\alpha = 0,05$. (41)

$$H_0: \mu_1 = \mu_2; H_a: \mu_1 \neq \mu_2$$

$$\text{Statistické kritérium: } t_{\text{exp}} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{(n_1 - 1)S_{x_1}^2 + (n_2 - 1)S_{x_2}^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$

$$\frac{113,377 - 272,302}{\sqrt{(20 - 1) * 72,32787^2 + (20 - 1) * 85,54316083^2}} * \sqrt{\frac{20 * 20 * (20 + 20 - 2)}{20 + 20}} =$$

$$t_{\text{exp}} = - 6,344589$$

Kritický obor: $W = \langle -\infty, -t_{n_1 + n_2 - 2}(\alpha/2) \rangle \cup \langle t_{n_1 + n_2 - 2}(\alpha/2), \infty \rangle$

$W = (-\infty, -t_{38}(0,025)) \cup (t_{38}(0,025), \infty)$

$t_{38}(0,025) = 1,96 \Rightarrow W = (-\infty; - 1,96 \rangle \cup \langle 1,96; + \infty)$

$\Rightarrow t_{\text{exp}} \notin W$

Plošná dávka (cGy . cm²) u techniky 3D zobrazení je statisticky významně vyšší než u zobrazovací techniky 2D v oblasti proximální bérce ($p = - 6,344589$).

Pro přehlednost rozdílu mezi dávkami DAP byla vypracována tabulka č. 19.

Tabulka č. 19 Statistika skiaskopické dávky DAP.

| cGy.cm ² | 2D - DAP | 3D skia - DAP |
|---------------------|------------|---------------|
| zápěstí | 20,396 | 46,064 |
| <i>p</i> | - 5,9624 | |
| % | 31 | 69 |
| koleno | 113,377 | 272,302 |
| <i>p</i> | - 6,344589 | |
| % | 29 | 71 |

4 Diskuze

Zkušenosti s 3D peroperačním zobrazením jsou zatím v celosvětovém měřítku velmi malé a rozsáhlejší randomizované studie dosud v odborné literatuře chybí.

Autoři B. Carelssen, R. Haverlang, D. Th. Ubbink, J. S. K. Luitse a J. C. Goslings z Nizozemí, publikovali studii "Does intraoperative fluroscopic 3D imaging provide extra information for fracture surgery?" V této studii porovnávali operační osteosyntézu zlomenin na končetinách s pomocí 3D skiaskopie a s pomocí 2D skiaskopie. Studie zahrnovala výzkum u 50 pacientů s peroperačním zobrazením 2D a 81 pacientů s 3D zobrazením a z toho 42 zlomenin dolní končetiny. Operační osteosyntézy hodnotili tři nezávislí chirurgové. Na základě chirurgického vyšetření, rentgenových snímků (i CT) a lékaři vyplněných dotazníků zhodnotili autoři studie peroperační 3D zobrazení takto: „Intraoperační 3D poskytuje hodně jasných vizuálních informací o stavu kloubních ploch, které 2D zobrazení neposkytuje.“ (38)

Autoři studie S. M. H. Beerekamp, G. S. I. Sulkers, D. T. Ubbink, M. Maas a kolektiv uzavřeli svoji studii "Accuracy and consequences of 3D-fluoroscopy in upper and lower extremity fracture treatment" slovy: „I když subjektivní kvalita obrazu je hodnocena jako nižší ve srovnání s jinými zobrazovacími metodami, intra-operativní použití 3D-skiaskopie je užitečný diagnostický nástroj pro zlepšení kvality osteosyntézy u intraartikulární zlomeniny.“ (39)

Specialista pro výzkum pohybového aparátu a lékař ortopedického oddělení Mnichovské kliniky Dr. Rainer Burgkart zhodnotil časopisu Europa Hospital své zkušenosti s mobilním přístrojem 3D Ziehm Vario Vision. Vysvětlil výhody mobilního skiaskopického přístroje s 3D technologií. Uvedl, že přístroj je velkým přínosem pro oblast ortopedie a traumatologie. Technické vybavení přístroje umožňuje kvalitní zobrazení. Rovněž vysoce ocenil perioperační trojrozměrné rekonstrukce, které umožňují lékařům posoudit, jestli byl během operace použit správný materiál pro osteosyntézu, jestli použité šrouby nezasahují do kloubní plochy a zda nejsou kloubní plochy výrazně sníženy. Dříve se během operace provádělo mnoho

skiaskopických kontrol, pacient i personál byli vystaveni radiační zátěži a získané informace byly nedostačující. Někdy se stávalo, že pacienta musel být znovu operován, což znamenalo další operační výkon a radiační zátěž. S technologií 3D zobrazení tento problém odpadá. (40)

Skiaskopické hodnoty (plošnou dávku a čas) jsem porovnávala se studií "Analysis of radiation risk to patients from intra-operative use of the mobile X-ray system (C-arm)" (33). V korejské studii autoři Yang-sub Lee a kolektiv se zabývají analýzou skiaskopických dávek (DAP) a časů u chirurgických výkonů, mimo jiné i v oblasti distálního radia (při konvenčním zobrazení 2D), kde uvádějí průměrnou plošnou dávku DAP 40 cGy . cm². Průměrná DAP v naší práci byla 20 cGy.cm² (2D) a 46 cGy.cm² (3D). Maximální dávka v publikované studii byla 120 cGy. cm² a v naší práci 52 cGy.cm² (2D), 81 cGy.cm² (3D). Průměrný čas osvitů při osteosyntéze radia podle autorů studie je 77,35 sekund. U námi sledovaného výběru byl průměrný čas 31,45 sekund u 2D techniky a 3D technika měla průměrný čas 34,5 sekund. Při srovnání obou studií je patrné, že ve znojenské nemocnici dodržují lékaři více zásady radiační ochrany. V oblasti plošné dávky a skiaskopického času u peroperační skiaskopie s technologií 3D pro zápěstí a koleno zatím nebyla v celosvětovém měřítku publikovaná žádná studie. (33)

V práci uvádím, že zobrazovací technologie by mohla mít pro traumatologa stejnou výpovědní hodnotu v oblasti kontroly repozice a fixace jako CT při nižší radiační zátěži pro pacienta. Za pomoci firmy VF a.s. a počítačového programu PCXMC byl stanoven odhad efektivní dávky u skiaskopie obou anatomických oblastí i technik. Pro složitost výpočtu efektivní dávky u zápěstí a kolena jsem požádala o pomoc výše zmíněnou firmu, která stanovila odhad efektivní dávky pro CT. (tabulka č. 19)

Tabulka č 20 Efektivní dávka.

| Efektivní dávka | 2D tech. mSv | 3D tech. mSv | CT mSv |
|-----------------|--------------|--------------|--------|
| Zápěstí | 0,396 | 0,843 | 14,739 |
| Koleno | 7,097 | 16,818 | 39,407 |

PCXMC je počítačový program Monte Carlo sloužící k výpočtu střední absorbované dávky a efektivní dávky, kterou může být pacient zatížen během rentgenového vyšetření. Program je založen na matematických výpočtech simulací interakce fotonů s hmotou (fantomem). Matematický fantom zohledňuje anatomické struktury včetně chemického složení jednotlivých orgánů a tkání. PCXMC modeluje pravděpodobnostní fyzikální procesy a matematicky určuje osud energie fotonů v orgánech a tkáních. Pro stanovení efektivní dávky byla zadána veličina plošné dávky DAP, filtrace, kV, mAs, vzdálenost od zdroje a velikost pole. (37)

Pro odhad efektivní dávky u peroperační skiaskopie byly použity průměrné hodnoty našich výsledků a u CT průměrné hodnoty DLP ze souboru deseti pacientů pro každou anatomickou oblast. Firma VF a.s. odhadla na základě studie "Estimates of Effective Dose for CT Scans of the Lower Extremities" autorů Natalia Saltybaeva, MS, Mary Ellen Jafari, MS, Martin Hupfer, PhD, Willi A. Kalender, PhD. Podle autorů, kteří vypočítali efektivní dávku pro CT na základě konverzní faktor. (44,45) Výsledky odhadu efektivní dávky vykazují velké rozdíly mezi 3D zobrazením a CT vyšetřením.

5 Závěr

S vývojem nových technologií může být 3D zobrazovací technologie výzvou, i když naše analýza nepotvrdila větší příspěvek technologie 3D zobrazení k repozici a fixaci nitrokloubních zlomenin. Problematika 3D zobrazení by si zasloužila rozsáhlejší studii s větším randomizovaným výběrem pacientů a podrobnějším sledováním léčby nejen z radiologického pohledu. Podle výše uvedených studií publikovaných dosud v odborném literatuře poskytuje chirurgovi 3D zobrazení při osteosyntéze zlomenin více kvalitních vizuálních informací než 2D technologie. Tato skutečnost může snížit riziko operačních chyb a vzniku posttraumatické artrózy u nitrokloubních zlomenin. Větší radiační zátěž, která byla zjištěna u osteosyntézy distálního radia a proximální tibie, je z tohoto pohledu relativně nevýznamná, pokud by pro pacienta znamenala větší úspěšnost léčby a menší riziko vzniku artrózy.

Na statistické hladině významnosti $p = 0,05$ jsme:

1. - zamítli hypotézu, že využití perioperačního zobrazení 3D technologie přispívá k přesnosti repozice a osteosyntézy zlomenin distálního radia a proximální tibie;
2. - potvrdili hypotézu, pro oblast proximální tibie. Doba skioskopie je u 3D zobrazení významně vyšší v porovnání se zobrazením 2D a u distálního radia jsme hypotézu zamítli.
 - potvrdili hypotézu, že dávka (DAP) záření je u 3D zobrazení významně vyšší v porovnání se zobrazením 2D pro obě anatomické oblasti.

6 Seznam použité literatury

1. SINĚLNIKOV, R. D. *Atlas anatomie člověka*, 1. díl. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1970. 80-064/I-70.
2. FENEIS, Heinz. *Anatomický obrazový atlas*. Praha: Avicenum, 1981. 08-096-81.
3. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. ISBN 80-7169-112-2.
4. DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. Olomouc: EPAVA, 2000. ISBN 80-86297-05-5.
5. BALLINGER, Philip W. a FRANK, Eugene D. *Merill's atlas of radiographic position & radiologic procedures*. místo neznámé: Mosby, 2003. ISBN 0-323-01604-9.
6. GRIM, Miloš a DRUG, Rostislav et al. *Základy anatomie, 5. Anatomie krajín těla*. 1. vyd. Praha : Galén, 2002. ISBN 80-7262-179-3.
7. MANASTER, B. J., CRIM, Jula. a ROSENBERG, Zehava Sadka. *Imaging anatomy, knee-ankle-foot*. Salt Lake City: AMIRSYS, 2007. ISBN -978-1-931884-42-6.
8. BARTONÍČEK, Jan a HEŘT, Jiří. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
9. ŽVÁK, Ivo, a další. *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1347-0.
10. VITALE, Mark. *Distal Radius Fractures*. [Online] Orthobullets, 17. prosinec 2014. [Citace: 11. únor 2015.] <http://www.orthobullets.com/trauma/1027/distal-radius-fractures>.
11. VOLF, Vlastimil. Sanquis. *Zlomeniny distálního konce předloktí*. [Online] Sanquis, 2003. [Citace: 11. únor 2015.] <http://www.sanquis.cz/> .
12. WISS, Donald A. *Fractures*. Pennsylvania: Lippincott Williams&Wilkins, 2006. ISBN - 13: 978 1451108 149.
13. DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0550-8.

14. PILNÝ, Jaroslav a ČIŽMÁŘ, Igor. *Chirurgie zápěstí*. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-376-1.
15. POKORNÝ, Vladimír a kolektiv. *Traumatologie*. 1. vydání. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-277-X.
16. PILNÝ, Jaroslav a SLODIČKA, Roman a kolektiv. *Chirurgie ruky*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3295-4.
17. MÜLLER-MAI, Christian Matheus, FRANK, Matthias. *7 Distaler Unterarm*. Springer. [Online] Springer, 2011. [Citace: 26. 2 2015.] www.springer.com. 9783540725114-c1.
18. ULLMANN, Vojtěch. Detekce a aplikace ionizujícího záření. *astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm*. [Online] AstroNuklFyzika. [Citace: 3. 3. 2015.] [www.http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm](http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm).
19. NEKULA, Josef, CHMELOVÁ, Jana. *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. 1. vyd. Ostrava: Repronis, 2007. ISBN 80-7368-057-2.
20. KUNA, Pavel, NAVRÁTIL, Leoš a kolektiv. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: MANUS, 2005. ISBN 80-86571-09-2.
21. SINGER, Jan a HEŘMANOVSKÁ, Jindřiška. *Principy radiační ochrany*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, 2004. ISBN 80-7040-708-5.
22. KOLEKTIV AUTORŮ. *Princip a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. ISBN 80-238-3703-6.
23. ROZLÍVKA, Zdeněk. *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví*. Pardubice: učební texty, 2006.
24. HUŠÁK, V. a kol. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: učební skripta, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
25. KOLEKTIV, AUTORŮ. *Princip a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. ISBN 80-238-3703-6.
26. SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. Praha: Avicenum, 1976. 08-013-76.
27. ŠMORANC, Pavel. *Rengenová technika*. Pardubice: učební texty, 2004. ISBN 80-85438-19-4.

28. CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika 1.část*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4.
29. CHALOUPKA, Richard a kolektiv. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno : NCO NZO, 2001. ISBN 80-7013-341-4.
30. SÚJB. *SÚJB - radiační ochrana*. [Online] Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 1993. ledna 1. [Citace: 9. březen 2015.] <http://www.sujb.cz>.
31. EISENBERG, Ronald L., DENIS, Cynthia A. a MAY, Chris R. *Radiographic positioning*. Boston: Little, Brown , 1995. ISBN 0-316-22499-5.
32. SEIDL, Zdeněk, BURGETOVÁ, Andrea a HOFFMANOVÁ, Eva a kolektiv. *Radiologie pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
33. YANG-SUB, Lee, a další. Analysis of radiation risk to patients from intra-operative use of the mobile X-ray system (C-arm). *Journal of Research in Medical Sciences*. [Online] 21. 10 2014. [Citace: 27. 3. 2015.] <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>.
34. Diagnostic Healthcare Systems. *Diagnostic Healthcare Systems*. [Online] 2014. [Citace: 26. 3 2015.] <http://www.dhsys.com>.
35. BECKER, Jens. Therapieergebnisse operativ versus konservativ versorgter distaler Radiusfrakturen. <http://www-brs.ub.ruhr-uni-bochum.de>. [Online] 20. 7. 2004. [Citace: 28. 3. 2015.] <http://www-brs.ub.ruhr-uni-bochum.de>
36. Radiobiologie. <http://fbmi.sirdik.org>. [Online] [Citace: 7. 3. 2015.] <http://fbmi.sirdik.org>.
37. The Monte Carlo method. *stukl*. [Online] Radiation and Nuclear Safety Authority. [Citace: 30. 3. 2015.] <http://www.stuk.fi>.
38. CARELSEN, B. HAVERLAG, R. UBBINK, D. Th. LUITSE, J. S. K. GOSLINGS. J. C. Does intraoperative fluoroscopic 3D imaging provide extra information for fracture surgery? *link springer*. [Online] 13. 9. 2008. [Citace: 2015. 3. 30.] <http://link.springer.com/>.
39. BEEREKAMP, Susan M.H., SULKERS, George S.I., UBBINK, Dirk T., MAAS, Mario, SCHEP, NIELS, W.L., J. GOSLINGS, Carel. Accuracy and consequences of 3D-fluoroscopy in upper and lower extremity fracture treatment: A systematic

- review. *European Journal of Radiology*. [Online] 12. 9 2012. [Citace: 30. 3. 2015.] <http://www.ejradiology.com>.
40. BURGKART, Rainer. Innovative C-arm Technology, Mobile and Compatible. *White Paper*. [Online] 1 2009. [Citace: 8. 4. 2015.] <http://www.ziehm.com/>.
41. ZÁŠKODNÝ, Přemysl, a další. 2011. *Základní statistiky (s aplikací na zdravotnictví)*. Praha: CURRICULUM, 2011. ISBN 978-80-904948-2-4.
42. NOVOTNÝ, Jan a kolektiv. 2003. Kapitoly sportovní medicíny. *Kapitoly sportovní medicíny*. [Online] Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, 2003. [Citace: 10. 4 2015.] <https://is.muni.cz>.
43. HÜFNER, Tobias, a další. 2009. Utility of Intraoperative Three-Dimensional Imaging at the Hip and Knee Joints with and without Navigation. *JBJS Journals*. [Online] 1. 2009. [Citace: 20. 4. 2015.] <http://jbjs.org>.
44. SALTIBAEVA, Natalia; JAFARI, Mary Ellen; HUPFER, Martin, PhD; KALENDER, Willi A., PhD . Estimates of Effective Dose for CT Scans of the Lower Extremities. *Radiology*. [Online] 10 2014. [Citace: 10. 4 2015.] <http://www.pubs.rsna.org>. Vol. 273:153-159.
45. 41. Zdravotnictví. *VF*. [Online] © 1992–2015 VF, a.s, 1995. [Citace: 10. 4. 2015.] <http://www.vf.cz>.

7 Seznam příloh

I Seznam obrázků

| | |
|---|----|
| Obrázek č. 1 Anatomie zápěstí. | 17 |
| Obrázek č. 2 Poškození molekuly DNA ionizujícím zářením. | 39 |
| Obrázek č. 3 Vznik strukturních abnormalit chromozomu u dvojitých zlomů. | 40 |
| Obrázek č. 4 A- radiální úhel distální radia, B - měření sklonu kloubní plochy. | 52 |
| Obrázek č. 5 Mobilní skiaskopický přístroj Ziehm Vision ² FD Vario. | 84 |
| Obrázek č. 6 Princip DAP. | 84 |
| Obrázek č. 7 Osteosyntéza distálního radia. | 85 |
| Obrázek č. 8 Osteosyntéza proximální tibie. | 86 |
| Obrázek č. 9 Snímek kolena po osteosyntéze. | 87 |
| Obrázek č. 10 Záznam plošné dávky DAP. | 88 |
| Obrázek č. 11 Porovnání rekonstrukcí u mobilního C-ramene (3D) a u CT. | 88 |

II Seznam tabulek

| | |
|--|----|
| Tabulka č. 1 AO klasifikace dlouhých kostí. | 28 |
| Tabulka č. 2 AO klasifikace podle segmentů. | 28 |
| Tabulka č. 3 AO klasifikace podle typu zlomení. | 28 |
| Tabulka č. 4 Škála pro radiální úhel. | 52 |
| Tabulka č. 5 Škála pro úhel v sagitální rovině. | 52 |
| Tabulka č. 6 Škála pro měření zkrácení radia. | 53 |
| Tabulka č. 7 Hodnocení úhlu v AP projekci. | 53 |
| Tabulka č. 8 Hodnocení úhlu v bočné projekci. | 54 |
| Tabulka č. 9 Hodnocení kloubní plochy v AP projekci. | 54 |
| Tabulka č. 10 Postavení radia po operaci v PA projekci. | 57 |
| Tabulka č. 11 Popisná statistika měřeného úhlu v bočné projekci. | 59 |
| Tabulka č. 12 Zkrácení distálního radia po operaci. | 60 |
| Tabulka č. 13 Popisná statistika proximální tibie v AP projekci. | 62 |

| | |
|---|----|
| Tabulka č. 14 Popisná statistika proximální tibie v bočné projekci. | 63 |
| Tabulka č. 15 Popisná statistika kloubní plochy proximální tibie. | 65 |
| Tabulka č. 16 Statistika skiaskopických časů souboru. | 69 |
| Tabulka č. 17 Základní statisticky dávky DAP v oblasti zápěstí. | 70 |
| Tabulka č. 18 Základní statisticky dávky DAP v oblasti kolena. | 72 |
| Tabulka č. 19 Statistika skiaskopické dávky DAP. | 73 |
| Tabulka č 20 Efektivní dávka. | 75 |

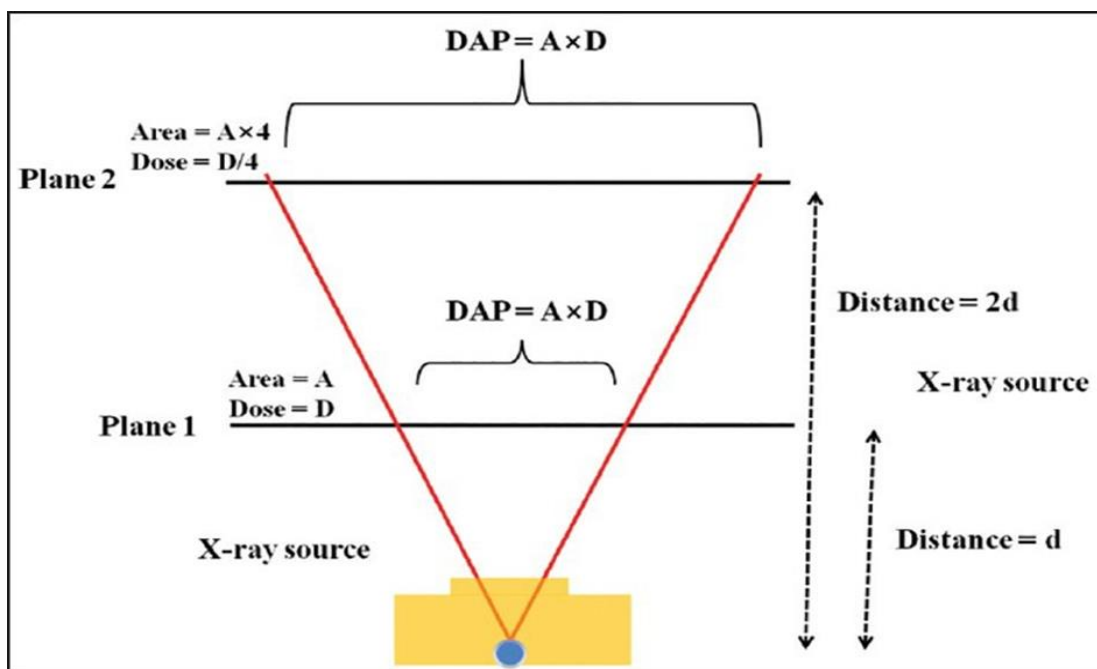
III Seznam grafů

| | |
|--|----|
| Graf č. 1 Přehled mužů a žen ve výběrovém souboru. | 47 |
| Graf č. 2 Průměrný věk mužů a žen v souboru. | 48 |
| Graf č. 3 Pacienti s poraněním zápěstím (3D technika). | 49 |
| Graf č. 4 Pacienti s poraněním kolenního kloubu (3D technika). | 49 |
| Graf č. 5 Pacienti s poraněním zápěstím (2D technika). | 50 |
| Graf č. 6 Pacienti s poraněním kolenního kloubu (2D technika). | 51 |
| Graf č. 7 Hodnocení postavení rádia osteosyntéze v PA projekci. | 57 |
| Graf č. 8 Sagitální úhel měřený u 2D a 3D techniky. | 58 |
| Graf č. 9 Zkrácení radia u 2D a 3D techniky. | 60 |
| Graf č. 10 Postavení proximální tibie po operaci v AP projekci. | 61 |
| Graf č. 11 Postavení proximální tibie po operaci v bočné projekci. | 63 |
| Graf č. 12 Postavení kostních fragmentů proximální tibie. | 64 |
| Graf č. 13 Skiaskopický čas u zlomenin distálního radia. | 66 |
| Graf č. 14 Skiaskopický čas u zlomenin proximální tibie. | 67 |
| Graf č. 15 Plošné dávka DAP u zlomenin distálního radia. | 70 |
| Graf č. 16 Plošné dávka DAP u zlomenin proximální tibie. | 72 |

8 Přílohy



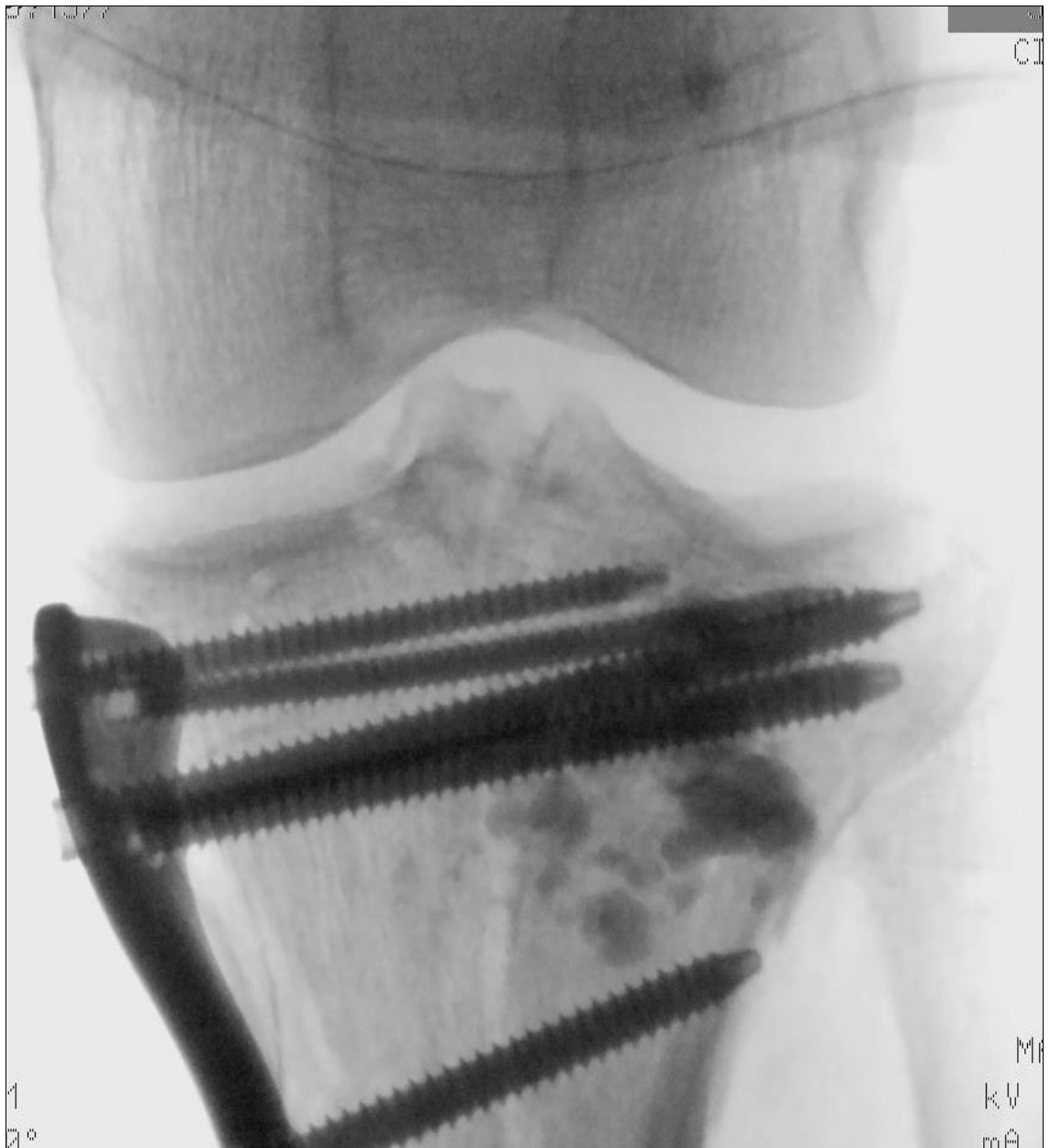
Obrázek č. 5 Mobilní skiaskopický přístroj Ziehm Vision² FD Vario (34).



Obrázek č. 6 Princip DAP, A – plocha, D – dávka, Plane – rovina, Distance – vzdálenost, X-ray source – rentgenka (33).



Obrázek č. 7 Osteosyntéza distálního radia (zdroj Nemocnice Znojmo).



Obrázek č. 8 Osteosyntéza proximální tibie (zdroj Nemocnice Znojmo).



Obrázek č. 9 Snímek kolena po osteosyntéze zhotoven na přístroji Ziehm Vision2 FD Vario (34).

| Fluoroscopy Mode | Time | Cumulative Dose |
|-------------------|-----------------|---------------------------------|
| Fluoro/Roadmap | min 1:20 | 100 % |
| HLC/Snap/Subtract | min 0:00 | 0 % |
| Radiography | min 0:00 | 0 % |
| Totals | min 1:20 | 140.70 cGycm² |
| Magnification | Time | Cumulative Dose |
| No Mag | min 1:20 | 100 % |
| Mag 1 | min 0:00 | 0 % |
| Mag 2 | min 0:00 | 0 % |
| Pulsing | Time | Cumulative Dose |
| Pulsed | min 1:20 | 100 % |
| Continuous | min 0:00 | 0 % |

Obrázek č. 10 Záznam plošné dávky DAP (zdroj Nemocnice Znojmo).



Obrázek č. 11 Porovnání rekonstrukcí u mobilního C-ramene (3D) a u CT (43).