

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Perkutánní vertebroplastika z pohledu radiologického asistenta

Filip Zdražil

Bakalářská práce

2016

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Filip Zdražil**
Osobní číslo: **Z13075**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Název tématu: **Perkutánní vertebroplastika z pohledu radiologického asistenta**
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

1. RYŠKA, Pavel a Jana HRUBEŠOVÁ. Perkutánní vertebroplastika a kyfoplastika. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2010, 150 s. ISBN 978-80-86703-36-7
2. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0
3. KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA. Angiografie. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 1999, 550 s. ISBN 80-901-7536-8
4. HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4
5. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5

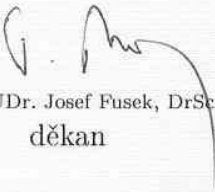
Vedoucí bakalářské práce:

MUDr. Pavel Ryška, Ph.D.

Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2014

Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2016


prof. MUDr. Josef Fusek, DrSt.
děkan

L.S.


Ing. Lukáš Čegan, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 1. března 2016

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 28. 4. 2016

Filip Zdražil

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval především MUDr. Pavlovi Ryškovi Ph.D. za cenné připomínky a odborné rady, kterými přispěl k vypracování této bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval Bc. Evě Novákové za poskytnutí základních dat z její bakalářské práce, díky kterým mohlo vzniknout porovnání přístrojů v praktické části.

ANOTACE

Bakalářská práce je zaměřena na minimálně invazivní techniku perkutánní vertebroplastiky, která je prováděna pod skiaskopickou kontrolou. Teoretická část zpracovává odbornou literaturu, která se zabývá radiologií, anatomí páteře a samotnou perkutánní vertebroplastikou. Praktická část porovnává radiační dávky pro nemocné, ošetřené ve Fakultní nemocnici Hradec Králové touto metodou, kteří zákrok absolvovali na AG kompletu bez systému pro snižování dávky (ClarityIQ) a nemocné, kteří zákrok podstoupili na AG kompletu s tímto systémem.

KLÍČOVÁ SLOVA

vertebroplastika, skiaskopie, dávka, ALARA

TITLE

Percutaneous vertebroplasty from the perspective of radiology assistant

ANNOTATION

The bachelor thesis is focused on minimal invasive technique of percutaneous vertebroplasty which is performed under skiaskopy control. The theoretical part processes scientific literature which deals with radiology, anatomy of the spine and percutaneous vertebroplasty itself. The practical part compares the radiation doses for the patients treated at the University Hospital in Hradec Kralove with this method, who underwent surgery on AG complete without a system for dose reduction (ClarityIQ) and the patients who underwent surgery at AG complete with this system.

KEYWORDS

vertebroplasty, skiaskopy, dose, ALARA

OBSAH

0	ÚVOD.....	11
1	CÍL PRÁCE.....	12
2	TEORETICKÁ ČÁST	13
2.1	Radiologie.....	13
2.1.1	Historie radiologie, objev RTG záření.....	13
2.1.2	Rentgenová lampa	14
2.1.3	Rentgenová skiaskopie.....	15
2.1.4	Angiografický komplet	16
2.1.5	Ochrana před RTG zářením	17
2.2	Anatomie páteře.....	20
2.2.1	Krční páteř	21
2.2.2	Hrudní páteř	23
2.2.3	Bederní páteř.....	24
2.2.4	Kost křížová	25
2.2.5	Kostrč	26
2.3	Perkutánní vertebroplastika.....	27
2.3.1	Indikace	27
2.3.2	Kontraindikace.....	29
2.3.3	Provedení výkonu	30
3	PRAKTICKÁ ČÁST	33
3.1	Materiál a metodika	33
3.2	Výsledky	34
3.3	Diskuze.....	42
3.4	Závěr	45
4	POUŽITÁ LITERATURA.....	46
5	PŘÍLOHY.....	48

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1 Schéma vzniku brzdného RTG záření (3)	14
Obrázek 2 Schéma vzniku charakteristického RTG záření (3).....	15
Obrázek 3 Angiografický komplet Philips AlluraClarity s technologií ClarityIQ (6).....	17
Obrázek 4 Krční obratel – pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)	22
Obrázek 5 Pohled na horní a dolní plochu prvních dvou krčních obratlů (atlas, axis) (9 s. 21)	23
Obrázek 6 Hrudní obratel – pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)	24
Obrázek 7 Bederní obratel - pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)	25
Obrázek 8 Kost křížová a kostrč - pohled zepředu a zezadu (9 s. 21)	26
Obrázek 9 Poloha plnicích jehel při bipedikulárním přístupu (12).....	30
Obrázek 10 Znázornění tří nejvyužívanějších přístupů při zavádění plnicí jehly do obratlového těla. Zelené šipky - bipedikulární přístup. Modrá šipka - monopedikulární přístup. Červená šipka - posterolaterální přístup. (13 s. 156)	31
Obrázek 11 Procentuální zastoupení věkových skupin v prvním souboru hodnot	35
Obrázek 12 Procentuální zastoupení mužů a žen v prvním souboru hodnot.....	35
Obrázek 13 Porovnání pacientů podle počtu ošetřených obratlů a ošetřené oblasti v prvním souboru hodnot.....	36
Obrázek 14 Graf porovnávací plošné kerry, naměřené u obou porovnávaných přístrojů pomocí DAP metru při výkonu na L obratel.	37
Obrázek 15 Graf porovnávací plošné kerry, naměřené u obou porovnávaných přístrojů pomocí DAP metru, při výkonu na Th obratel.	38
Obrázek 16 Průměrné skiaskopické časy přístrojů podle úseku páteře.....	39
Obrázek 17 Graf porovnávací příkony plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na L obratel.....	40
Obrázek 18 Graf porovnávací příkony plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na Th obratel.....	41
Tabulka 1 Rozdělení prvního souboru hodnot podle věku pacientů.....	34
Tabulka 2 Porovnání hodnot z DAP metru u obou přístrojů při výkonu na L obratel.	37
Tabulka 3 Porovnání hodnot z DAP metru u obou přístrojů při výkonu na Th obratel.	38
Tabulka 4 Porovnání hodnot příkonů plošné kerry při výkonu na L obratel u obou přístrojů.	40

Tabulka 5 Porovnání hodnot příkonů plošné kermy při výkonu na Th obratel u obou přístrojů.	41
Příloha 1 Soubor hodnot z roku 2009 (Siemens AXIOM artis) (16)	48
Příloha 2 Soubor hodnot vztahující se k přístroji Philips AlluraClarity se systémem snižování dávky ClarityIQ.....	49

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

CT – computed tomography – počítačová tomografie

RTG - forma elektromagnetického ionizujícího záření

el. – elektronový

DSA – digitální subtrakční angiografie

ICRP – Mezinárodní komise radiologické ochrany

IAEA – Mezinárodní atomová agentura

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO – Státní ústav radiační ochrany

ALARA – Princip optimalizace v radiační ochraně

DRL – Diagnostické referenční úrovně (z angl. diagnostic reference levels)

MR – Magnetická rezonance

PMMA – polymethylmetakrylát

CaP – Kalcium fosfát

DAP – dose area product

0 ÚVOD

Práce s názvem „Perkutánní vertebroplastika z pohledu radiologického asistenta,“ jak již z názvu vyplývá, se zabývá hlavně terapeutickým zákrokem perkutánní vertebroplastiky. Perkutánní vertebroplastika je minimálně invazivní zákrok, při kterém se do zlomeného či jinak postiženého obratle instiluje kostní (polymetylmetakrylátový PMMA) cement, za účelem jeho zpevnění, či zmírnění bolesti. Tento zákrok vede k možné časné mobilizaci nemocného. Perkutánní vertebroplastika se může provádět pod kontrolou skiaskopie nebo také případně kombinovaným zákrokem za pomoci CT a C ramena. Další možností je kontrola jedním nebo dvěma C rameny. Vlastní aplikaci cementu je nezbytné provádět pod přímou skiaskopickou kontrolou, což s sebou nese jistou radiační zátěž. V dnešní době, vzhledem k přibývajícím vědomostem o škodlivých účincích ionizujícího záření, je kladen velký důraz na co možná nejnižší radiační zátěž, a to nejen pro pacienty, ale i pro samotný zdravotnický personál. Právě proto se práce v teoretické části zabývá poznatky nejen z lékařského oboru radiologie, ale také poznatky z radiační ochrany. V těchto kapitolách je popsán mimo jiné vznik RTG záření, jeho praktické využití, ale i ochrana před tímto zářením. Vysvětlení ochrany a principů radiační ochrany, včetně systémů pro jejich zabezpečení, je též součástí těchto kapitol. Následuje anatomie páteře po jednotlivých segmentech. Závěrem teoretické části se práce věnuje samotné perkutánní vertebroplastice, a to indikacím k tomuto výkonu, kontraindikacím a postupem provedení zákroku. Největší uplatnění perkutánní vertebroplastika nachází při léčbě osteoporotických zlomenin páteře nereagujících na konzervativní léčbu. Dalšími indikacemi jsou například metastatické postižení páteře a stabilní zlomeniny obratlů.

V praktické části se práce zabývá ověřováním vytyčených předpokladů. Jedním z těchto předpokladů je, že zákrok perkutánní vertebroplastiky podstupuje více žen než mužů. Hlavním cílem je však porovnat radiační dávky pro nemocné, kteří zákrok absolvovali u stejného operátora na starším angiografickém kompletu Siemens AXIOM artis se skupinou nemocných ošetřených na novějším AG kompletu Philips AlluraClarity vybaveným systémem pro snižování radiační dávky ClarityIQ a ověřit tak předpoklad, že naměřená dávka na novějším AG kompletu Philips AlluraClarity bude nižší než naměřená dávka na starším AG kompletu Siemens AXIOM artis.

1 CÍL PRÁCE

Hlavním cílem práce je porovnání radiačních dávek pro nemocné, kteří zákrok perkutánní vertebroplastiky absolvovali na starším angiografickém kompletu se skupinou nemocných ošetřených na novějším AG kompletu vybaveným systémem pro snižování radiační dávky ClarityIQ.

Vedlejším cílem je ověřit předpoklad, že zákrok perkutánní vertebroplastiky podstupuje více žen než mužů.

2 TEORETICKÁ ČÁST

Teoretická část práce se nejdříve zabývá kapitolou radiologie. Zabývá se nejen její historií jako lékařského oboru, ale také jejího podoboru rentgenovou skiaskopií. Rentgenová skiaskopie však přináší radiační zátěž nejen pro pacienta, ale stejně tak i pro ošetřující personál. Proto jedna z podkapitol této části práce je věnována ochraně před RTG zářením. Pro lepší orientaci je další kapitolou teoretické části práce anatomie páteře po jednotlivých úsecích. Další kapitolou je samotná perkutánní vertebroplastika, její indikace, kontraindikace a další.

2.1 Radiologie

Radiologie je lékařský obor, který se zabývá zobrazováním tkání za pomoci ionizujícího záření. Zobrazování tkání se využívá nejen při získávání určité diagnostické informace, ale slouží také jako kontrola při provádění některých terapeutických zákroků.

2.1.1 Historie radiologie, objev RTG záření

RTG záření bylo objeveno na podzim roku 1895 ve Würtzburgu. Jeho objevitelem je prof. Wilhelm Conrad Röntgen, který při svých pokusech zkoumal elektrické výboje pod vysokým napětím ve vakuovaných plynových výbojkách (katodových trubcích). Röntgen ve své laboratoři sledoval světélkování, které vyvolaly katodové paprsky na luminiscenčním stínítku potaženém fluorescenční látkou (platinokyanid barya). Když katodovou trubici zakryl černým papírem, pozoroval, že stínítko stále světélkuje. Tento děj pozoroval i v případě, kdy mezi trubici a stínítko vložil tlustou knihu. Při dalších pokusech ale zjistil, že pokud mezi katodovou trubici a stínítko umístí kovový předmět, tak se na stínítku objeví stín. Tento pokus ho vedl k myšlence, že pokud katodovou trubici prochází proud, tak z trubice vychází nějaká forma záření. Toto záření však nebylo známo, a proto záření pojmenoval písmenem X. V našem jazyce hovoříme o RTG záření, avšak například v anglicky psané literatuře je toto záření označováno jako „X-ray“. Další významné zjištění bylo, že toto záření vyvolává zčernání fotografické desky. Röntgen měsíc po svém objevu zhotovil první RTG snímek na světě, a to snímek ruky své ženy s kovovým prstenem. Datum zhotovení tohoto snímku je považováno za den vzniku oboru radiologie.

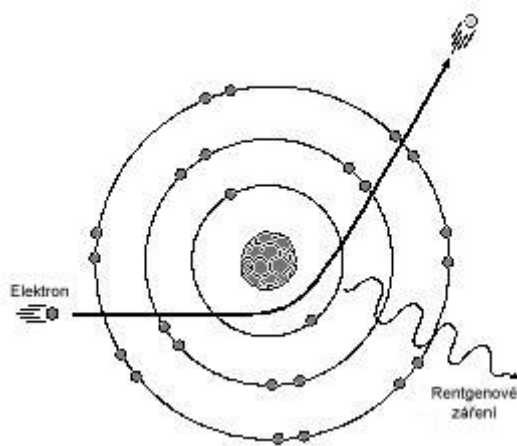
W. C. Röntgen získal jako první Nobelovu cenu za fyziku. Velkým přínosem bylo jeho rozhodnutí svůj objev nepatentovat, což vedlo k jeho rychlému rozšíření do praxe. Röntgen zemřel roku 1923 v Mnichově, a to zcela bez finančních prostředků. (1 s. 21)

2.1.2 Rentgenová lampa

Rentgenová lampa (dále „rentgenka“) je umělým zdrojem RTG záření. Jedná se o vakuovanou diodu zapojenou v obvodu s vysokým napětím. Skládá se z žhavené katody, která po zahřátí emituje elektrony směrem k protilehlé kladně nabyté anodě, což vede k urychlení těchto emitovaných elektronů. Po dopadu na anodu, která je vyrobena z těžkého materiálu s vysokou elektronovou hustotou (wolfram), se elektrony prudce zabrzdí. Toto zbrzdění vede ke vzniku dvou typů RTG záření. První typ záření označujeme jako brzdné záření a druhý typ je pak označován jako záření charakteristické. (2)

Brzdné záření:

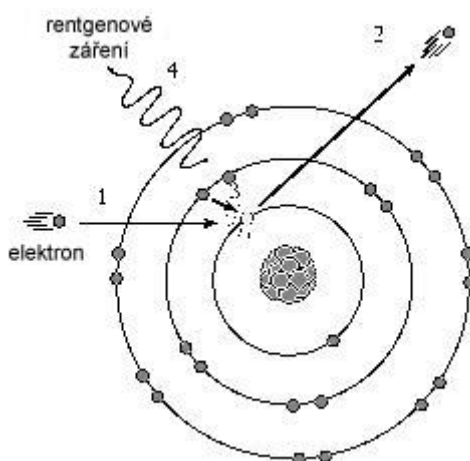
Jedná se o nejčastější typ záření vznikajícího v rentgence. Vzniká zpomalením letících elektronů v blízkosti jader atomů anody. Výsledné elektromagnetické záření je tím intenzivnější a tvrdší, čím větší je zpomalení těchto elektronů. Energie brzdného záření tedy záleží na anodovém napětí (3). Brzdné RTG záření má spojité spektrum, protože jednotlivé elektrony proniknou různě hluboko do atomů materiálu anody, čímž vyzařují rozdílné energie. (2)



Obrázek 1 Schéma vzniku brzdného RTG záření (3)

Charakteristické záření:

Vzniká srážkou letícího elektronu a elektronu z el. obalu atomu anody. Tím vznikne „díra“, kterou však zaplní elektron z jiné hladiny el. obalu. Při tomto přeskoku se uvolní energie ve formě RTG záření (3). Energie charakteristického záření tedy závisí na materiálu anody. (2)



Obrázek 2 Schéma vzniku charakteristického RTG záření (3)

2.1.3 Rentgenová skiaskopie

Skiaskopie (prosvěcování) je diagnostická a intervenční metoda sledování RTG obrazu. Skiaskopie pomocí rentgenového obrazu umožňuje nepřetržité sledování vyšetřovaného objektu, což je zásadní rozdíl oproti skiografii (snímkování). To umožňuje rentgenka, která vydává kontinuální záření. RTG záření vydané rentgenkou prochází vyšetřovaným objektem a je následně zachyceno na skiaskopický štít, který obsahuje luminiscenční látku. Luminiscenční látka přeměňuje dopadající záření na viditelné světlo, které zesiluje zesilovač obrazu. Obraz je ze zesilovače snímán videokamerou a následně zobrazen na monitoru.

Další novější možností vzniku obrazu je digitální technologie pracující s přímou konverzí RTG záření na elektrické signály (přímá digitalizace). Přímá digitalizace používá různé techniky zobrazení obrazu. Pro všechny tyto techniky je však společné, že převedení záření na elektrický signál probíhá přímo v detektoru přístroje. Nález při skiaskopickém vyšetření je uchován nejčastěji jako snímek v elektronické podobě. Velmi důležité je vědět, že skiaskopie s sebou nese větší radiační zátěž nežli skiografie. Skiaskopie má obvykle také menší rozlišovací schopnost a menší kontrast. Nespornou výhodou je však možnost zobrazování dynamických jevů. (4 s. 14-16)

2.1.4 Angiografický komplet

V dnešní době je v angiografii již standardní používání takzvané digitální subtrakční angiografie (dále DSA). To znamená skiaskopického zařízení se zesilovačem RTG obrazu v kombinaci se zařízením na digitalizaci obrazu. Používání DSA vede k okamžité dostupnosti obrazu na monitoru (odstraňuje tedy čekání na vyvolávání snímků) a k mnoha dalším výhodám jako jsou sledování průběhu plnění cév kontrastní látkou během snímování, rychlejší centrace, nižší náklady na RTG filmy (na film se vyvolávají pouze některé snímky) a možnost uchovávání snímků v digitální podobě (což vede i k urychlení distribuce snímků po síti). Základní angiografický komplet k tomu využívá:

C rameno: Základní angiografický komplet využívá pro zobrazení C rameno. C rameno se skládá z rentgenky a detektoru, přičemž tyto dvě součásti jsou upevněny naproti sobě na pohyblivém rámu ve tvaru písmene „C“. Mezi rentgenkou a detektorem se nachází vyšetřovaný objekt. Vzhledem k pohyblivosti C ramene a vyšetřovacího stolu nemusíme tímto objektem pohybovat pro dosažení námi zvolené projekce. C rameno je nejčastěji upevněno k podlaze či stropu.

Angiografický stůl: Deska angiografického stolu je pohyblivá do všech stran a směrů v horizontální rovině. Existují však i angiografické stoly, které umožňují naklonění pacienta hlavou nahoru i dolů, či naklonění do stran.

Zesilovač: Nejčastěji užívanými zesilovači při angiografii a intervenční radiologii jsou zesilovače o průměru 6 až 16 palců (15 – 40 cm) s možností až trojnásobného zvětšení pole. Zvětšení obrazu vede ke zhoršení ostrosti. Pro diagnostickou angiografií se používá 14 až 16palcový zesilovač. Menší zesilovač se používá při intervenčních zákrocích a koronarografii. Větší zesilovač se využívá při záznamu na DSA.

Digitalizace RTG obrazu: Pracuje na principu pixelů strukturovaných do matrice organizované do čtverce. Velikost jedné strany je 1024 jednotek. Pixel je rentgenogram převedený na obrazovou jednotku. Každý pixel má celkem tři souřadnice. Dvě pro osu x a y, které určují jeho polohu v matici a třetí souřadnici určující sytost šedi odpovídající jeho zčernání. Zčernání se v čase může měnit vzhledem k fázi angiografie.

Subtrakce: Subtrakcí vzniká DSA obraz charakterizovaný nulovým pozadím. Vzniká pořizováním prvního snímku bez kontrastní látky (tzv. masky), který se odečte od druhého snímku, který je pořizován kdykoliv během aplikace kontrastní látky. Za předpokladu, že se pacient během pořizování těchto dvou snímků nepohne, vzniká plně subtrahovaný obraz. Pokud dojde k pohybu během tohoto procesu, vznikají na výsledném snímku pohybové artefakty. Tyto artefakty však lze částečně či úplně odstranit, a to postupným přidáváním pozadí nebo posunem

pixelů.

Televizní monitory: Hlavní monitor je většinou spojen s monitorem referenčním z důvodu možného porovnání snímků, přičemž na hlavním monitoru je většinou zmražen poslední skiaskopický obraz do dalšího použití skiaskopie. Tyto dva monitory jsou větší. Jsou umístěny v úrovni očí na vzdálenost předpažení operatéra. Další přídatný pohyblivý monitor je využíván, pokud jsou hlavní monitory zakryty C ramenem apod.

Tlaková stříkačka: Musí být kompatibilní s angiografickým kompletem a její ovládací a programovací panel by měl být umístěn do ovladovny stejně jako akcesorní spuštění angiografií a ovládací pult skiagrafického kompletu. Obsluhující laborant tak může podle instrukcí lékaře pohybovat C ramenem, angiografickým stolem a ovládat clony. To umožňuje laborantovy se na pokyn zapojit do prováděného výkonu, ale také spustit angiografickou sérii bez nutnosti členů personálu ve vyšetřovací místnosti. (5 s. 97 – 98)



Obrázek 3 Angiografický komplet Philips AlluraClarity s technologií ClarityIQ (6)

2.1.5 Ochrana před RTG zářením

Poznatky o škodlivosti RTG záření daly vzniknout novému oboru, a to radiační ochraně. Rozvoj radiační ochrany začal ve Stockholmu na mezinárodním radiologickém kongresu roku 1928. Zde byl ustanoven nezávislý odborný orgán **Mezinárodní komise radiologické ochrany** (International Commission on Radiological Protection, dále ICRP). Dodnes se koncepce radiační ochrany opírá o doporučení ICRP 60 z roku 1991 a ICRP 103 z roku 2007, standardy

kteře byly vydány ve Vídni **Mezinárodní atomovou agenturou** (IAEA) a legislativou Evropské unie (Directive No. 96/29/Euroatom).

Česká republika vzhledem k těmto dokumentům vytvořila legislativu, která stanovuje zákonné normy a požadavky související s ochranou před ionizujícím zářením. Nejdůležitějším je **atomový zákon** (zákon č 18/1997 Sb.) o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření a o změně a doplnění některých zákonů, a na něj navazující právní předpisy. Tento zákon definuje radiační ochranu jako systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí. Další důležité opatření je vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č.307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění následných změn.

Hlavní institucí radiační ochrany u nás je **Státní úřad pro jadernou bezpečnost** (dále SÚJB) se sídlem v Praze a regionálními centry v Hradci Králové, Plzni, Ostravě, Ústí nad Labem, Brně, Českých Budějovicích, Kamenné a Praze. SÚJB v naší zemi odpovídá za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost. V Praze byla také zřizena rozpočtová organizace **Státní ústav radiační ochrany** (SÚRO) tvořící odbornou a výzkumnou základnu pro systém radiační ochrany v České republice.

SÚJB vydává povolení k činnostem souvisejícím s využíváním jaderné energie nebo zdrojů ionizujícího záření. Všichni držitelé tohoto povolení jsou evidováni. Radiační ochrana je realizována prostřednictvím **držitelů povolení**. Držitel povolení je pak povinen zajistit soustavný dohled nad radiační ochranou, který vykonávají tzv. **vybrané osoby**. Tyto vybrané osoby musí být kvalifikované v radiační ochraně a zároveň vlastnit osvědčení SÚJB o zvláštní odborné způsobilosti. Nepřetržitý dohled na pracovišti provádí tzv. **osoby s přímou odpovědností**. Supervizí pro soustavný dohled jsou pak tzv. **dohlížející osoby**. Pro zdravotnická pracoviště může být zajištěna funkce dohlížející osoby prostřednictvím smlouvy se specializovanou firmou. (7 s. 9 - 11)

Principy radiační ochrany

Lékařské ozáření, kterým se rozumí vystavení pacienta ionizujícímu záření za diagnostickým či terapeutickým účelem, nepodléhá žádným limitům. Musí se však řídit dvěma základními principy radiační ochrany. Těmito principy jsou:

Zdůvodnění: Tento princip určuje, že každý výkon vedoucí k ozáření musí být zdůvodněn přínosem pro pacienta. Přičemž míra tohoto přínosu musí vždy převažovat nad riziky, které doprovází nebo mohou doprovázet tento výkon. Musí se tedy zohlednit, jestli tentýž výsledek nelze dosáhnout jinou alternativní metodou bez ozáření pacienta, která by vedla ke stejnému výsledku. U žen v reprodukčním věku je nutné vyloučit graviditu, protože lékařské ozáření u těhotných žen je možné pouze v neodkladných případech nebo z důvodu porodnické indikace. Je také třeba vzít v úvahu, jestli pacient neabsolvoval předchozí významná ozáření.

Optimalizace: Neboli princip ALARA (z angl. „as low as reasonable achievable“). Pojednává o tom, aby ozáření spojené s výkonem a množstvím těchto výkonů spojených s ozářeními bylo tak nízké, jak jen je rozumně dosažitelné. K dodržování principu optimalizace napomáhají diagnostické referenční úrovně (dále DRL), které jsou uvedené v příloze č. 9 vyhlášky 307/2002 Sb., ve znění následných změn. V této příloze jsou dávky záření, které by při lékařském ozáření neměly být překračovány. DRL jsou uvedeny pro případy standardních postupů a správné praxe při vyšetření pacienta o hmotnosti 70 kilogramů. Pokud jsou DRL překračovány, musí držitel povolení prošetřit podmínky lékařského ozáření, výsledky šetření zaznamenat a zjednat nápravu. (7 s. 71 - 72)

Ochrana před ionizujícím zářením

Existují tři způsoby radiační ochrany před ionizujícím zářením. Jedná se o ochranu časem, vzdáleností a stíněním. Tyto tři způsoby jak lze omezit dávku záření, je potřeba si osvojit a při práci RTG laboranta jich využívat. Důvodem je nejen možné snížení dávky záření pro pacienta, ale také samotná ochrana laboranta a ostatního personálu před zářením.

Ochrana časem: Pro ochranu časem platí, že čím déle jsme vystaveni ionizujícímu záření, tím větší dávku záření obdržíme. To znamená, že v rámci radiační ochrany je snaha o co nejmenší dobu pobytu v blízkosti aktivních zdrojů ionizujícího záření.

Ochrana vzdáleností: Tento způsob ochrany před ionizujícím zářením využívá poznatku o tom, že dávka záření gama a RTG klesá se čtvercem (druhou mocninou) vzdálenosti od zdroje tohoto záření. To znamená, že pokud zvětšíme naši vzdálenost od aktivního zdroje záření např. na dvojnásobek, hodnota dávky klesne na čtvrtinu původní hodnoty.

Ochrana stíněním: Ochrana stíněním je realizována umístěním vrstvy vhodného materiálu, která účinně zeslabuje svazek záření, čímž zeslabuje obdrženou dávku tohoto záření. Vrstva použitého materiálu je závislá na polovrstvě tohoto materiálu. Polovrstva (polotloušťka) je taková vrstva daného materiálu, která při jejím průchodu zeslabí svazek záření na polovinu. Dvě polovrstvy sníží dávku záření na čtvrtinu apod. V ochraně stíněním se pokládá za optimální tloušťka stínícího materiálu rovnající se 7 polovrstvám (snižuje dávkový příkon přibližně na 1 % původní hodnoty). Použije-li se více jak 10 polovrstev (10 polovrstev snižuje dávkový příkon na hodnotu menší než 0,1 %), je takové stínění považováno za neúčelné a znamená tak porušení principu optimalizace. Stínění RTG a gama záření je nejvhodnější materiály s vysokým protonovým číslem. Nejvíce využívaným materiálem je olovo. Používají se však také betonové stropy a podlahy, barytové omítky, dveře vyložené olovem apod. (7 s. 64 - 67)

2.2 Anatomie páteře

Lidská páteř (*columna vertebralis*) je pohyblivou oporou celého těla. Páteř je součástí osového skeletu a je rozdělena do následujících segmentů. Krční segment tvoří 7 obratlů (C1 - C7), hrudní 12 obratlů (Th1 - Th12), bederní 5 obratlů (L1 - L5), křížový 5 obratlů (S1 - S5) a 4 - 5 obratlů kostrčních, které srůstají v kost kostrční. Každý obratel je složen ze tří hlavních struktur (tělo, oblouk a výběžky), které plní rozdílné funkce.

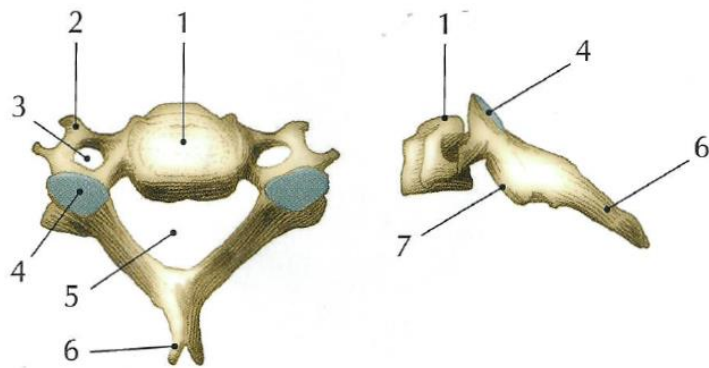
Tělo obratle (*corpus vertebrae*) je uloženo vpředu a plní nosnou funkci. Tělo je vyplněno spongiosou s červenou kostní dřeví. Kraniálně i kaudálně je zakončeno téměř rovnou meziobratlovou plochou (*facies intervertebralis*). S meziobratlovou plochou je spojena chrupavčitá meziobratlová destička (*discus intervertebralis*), která svým tvarem a velikostí kopíruje rozsah intervertebrálních ploch obratlových těl.

Oblouk obratle (*arcus vertebrae*) chrání míchu. Oblouk je umístěn vzadu a k tělu obratle je připojen vpravo i vlevo strukturou označovanou jako pedikl oblouku (*pediculus arcus vertebrae*). Tímto připojením oblouku obratle k tělu obratle vzniká obratlový otvor (*foramen vertebrale*), kterým prochází mícha. Otvory všech obratlů společně se zadními plochami meziobratlových destiček a vazy tvoří páteřní kanál (*canalis vertebralis*). Za pedikly obratlového oblouku jsou patrné oblé zářezy (*incisury*). Shora (*incisura vertebralis superior*) a zdola (*incisura vertebralis inferior*). Mezi dolní incisurou vyššího obratle, meziobratlovou destičkou, spojenými kloubními výběžky a horní incisurou dolního obratle vznikají meziobratlové otvory (*foramina intervertebralia*), jimiž vystupují míšní kořeny.

Výběžky (*processus*) jsou připojeny k oblouku obratle a slouží k jeho pohyblivosti. Jsou tři druhy výběžků, a to kloubní (*processus articulares*) a příčné (*processus transversi*), které jsou párové, a nepárový výběžek trnový (*processus spinosus*). Výběžky kloubní jsou k obratlovému oblouku připojeny v místě ukončení *incisura vertebralis superior et inferior* a dělí se na horní a dolní. Horní kloubní výběžky (*processus articulares superiores*) nižšího obratle míří kranálně a jsou spojeny s dolními výběžky obratle vyššího, čímž vzniká chrupavčité skloubení. Výběžky příčné odstupují od obratlového oblouku zevně. Nepárový trnový výběžek odstupuje směrem dozadu. (8 s. 89 - 91)

2.2.1 Krční páteř

Krční obratle (*vertebrae cervicales*) oproti ostatním segmentům páteře mají nízká a do stran prodloužená těla. Meziobratlová plocha krčních obratlů je na pravém i levém konci mírně sagitálně vyvýšena (*uncus corporis*). Další odlišností je trojhranný tvar obratlového otvoru. Kromě dvou obratlů krční páteře C1 a C7, jsou trnové výběžky krčních obratlů krátké a na koncích rozdvojené. První krční obratel (C1) trnový výběžek nemá a poslední krční obratel (C7) má tento výběžek naopak dlouhý, paličkovitě zakončený a dobře hmatatelný. Příčné výběžky krčních obratlů jsou zevně zakončeny dvěma hrbolky, a to předním hrbolkem (*tuberculum anterius*), který je zakrnělým žebrem a zadním hrbolkem (*tuberculum posterius*), který je zakončením původního příčného výběžku. Mezi těmito hrbolky se nachází prohlí (*sulcus nervi spinalis*), kde prochází míšní nerv vystupující z *foramen intervertebrale* a otvor (*foramen processus transversi*), kterým v rozsahu C6 - C1 prochází a. *vertebralis* doprovázená jednou nebo dvěma žilami (*v. vertebralis*), která také prochází otvorem v příčném výběžku obratle C7. Kloubní výběžky krčních obratlů mají své kloubní plošky mírně zakřivené a dorzokaudálně sklopené. Velikost obratlů C páteře se zvětšuje kaudálně od nejmenšího obratle C3. Tvarově nejodlišnějšími obratli C páteře jsou obratel C1 (nosič) a C2 (čepovec).



Obr. 2.13. Krční obratel – pohled na horní a boční plochu obratle

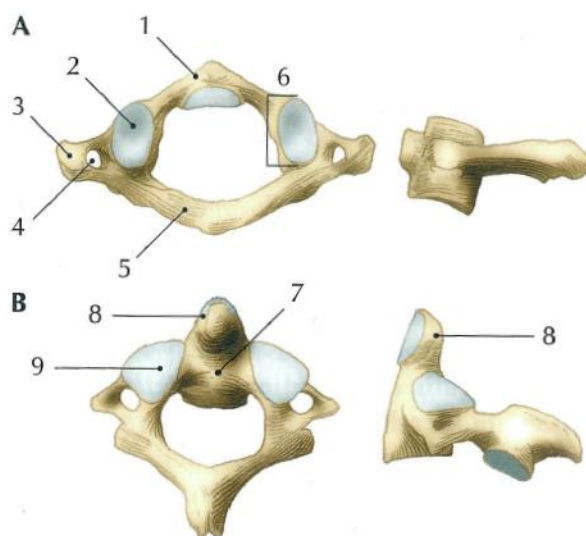
- 1 – tělo obratle
- 2 – processus transversus
- 3 – foramen transversarium
- 4 – processus articularis superior
- 5 – široké foramen vertebrae
- 6 – processus spinosus
- 7 – processus articularis inferior

Obrázek 4 Krční obratel – pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)

Nosič (*atlas*) se odlišuje tím, že nemá tělo, ale jen kostěný oblouk. Kostěný oblouk nosiče je složen z předního oblouku (*arcus anterior*), zadního oblouku (*arcus posterior*) a *massae lateralis*. *Massae lateralis* jsou mohutné postranní části spojující přední a zadní oblouk. Uprostřed předního oblouku vyčnívá směrem dopředu nízký hrbolek (*tuberculum anterius*) a ze zadního oblouku (*arcus posterior*) pak hrbolek zadní (*tuberculum posterius*). Příčné výběžky a *foramina transversaria* atlasu vyčnívají zevně z laterálních mas. Připojení nosiče k dalším strukturám je zajištěno kloubně. Kloubní výběžky na horní straně *massae lateralis* (*facies articulares superiores*) jsou místem skloubení s kostí týlní. Kloubní plošky dolních kloubních výběžků (*facies articulares inferiores*) spojují nosič s čepovcem. Kloubní jamka (*fovea dentis*) slouží ke spojení se zubem čepovce a je umístěna uprostřed na vnitřní straně předního oblouku nosiče. Na horní ploše zadního oblouku je patrný žlábek (*sulcus arteriae vertebralis*) pro *a. vertebralis*.

Čepovec (*axis*) má tvar typického krčního obratle. Jeho odlišností je nápadný sloupcovitý útvar vystupující kraniálně z těla obratle, a to zub čepovce (*dens axis*). Kuželovité zakončení *dens axis* označujeme jako *apex dentis*. Čepovec obdobně jako nosič má mimo typických výše popsaných struktur také struktury, charakteristické pro jeho tvar. *Facies articularis anterior* je kloubní plocha pro spojení s *fovea dentis* atlasu a nachází se vpředu na *dens axis*. *Facies articularis anterior* se nachází na zadní straně *dens axis* a opírá se o *ligamentum*

transversum atlantis. Processus articulares superiores jsou kloubní výběžky, komunikující s facies articulares inferiores nosiče. (8 s. 91-98)



Obr. 2.15. Pohled na horní a boční plochu prvních dvou krčních obratlů. A – atlas, B – axis

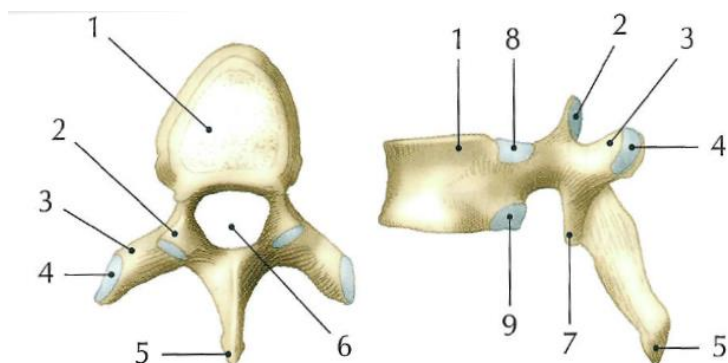
- | | |
|------------------------------------|------------------------------------|
| 1 – přední oblouk atlasu | 6 – massa lateralis atlantis |
| 2 – ploška pro kondyly týlní kosti | 7 – tělo axis |
| 3 – processus transversus | 8 – dens axis |
| 4 – foramen transversarium | 9 – ploška pro skloubení s atlasem |
| 5 – zadní oblouk atlasu | |

Obrázek 5 Pohled na horní a dolní plochu prvních dvou krčních obratlů (atlas, axis) (9 s. 21)

2.2.2 Hrudní páteř

Obratle hrudní (vertebrae thoracicae) se nejvíce přibližují obecnému tvaru obratle. Mají však také určité charakteristické vlastnosti, které je odlišují od ostatních segmentů páteře. Hrudní obratle mají vysoká těla a jejich výška se zvětšuje kaudálně. Těla prvních dvou hrudních obratlů připomínají svým tvarem obratle krční, stejně tak jako poslední dvě těla připomínají obratle bederní. Od Th4 po Th7 - 9 jsou těla asymetrická a zepředu zleva zploštělá otiskem aorty. Foramen vertebrale je u hrudních obratlů okrouhlé. Příčné výběžky hrudních obratlů jsou delší, silnější a na jejich koncích jsou kloubní plošky pro hrbolky žebere. Pro výběžky trnové od Th1 - Th7 platí, že jsou dlouhé a stále více se sklánějí kaudálně, čímž se navzájem překrývají. Od obratle Th7 se začínají opět napřimovat a připomínat tak destičkový tvar obratlů bederních. Kloubní plošky hrudních obratlů se sklánějí téměř do frontální roviny, a proto dolní kloubní výběžky nasedají na horní kloubní výběžky téměř zezadu. Na bocích obratlových těl jsou styčné plochy (foveae costales) pro hlavice žebere. Fovea costalis processus tranverzi jsou pak kloubní

plochy na hrotu příčných výběžků pro spojení s hrbolkem žebra. (Th11 a Th12 nemají).
(8 s. 98)



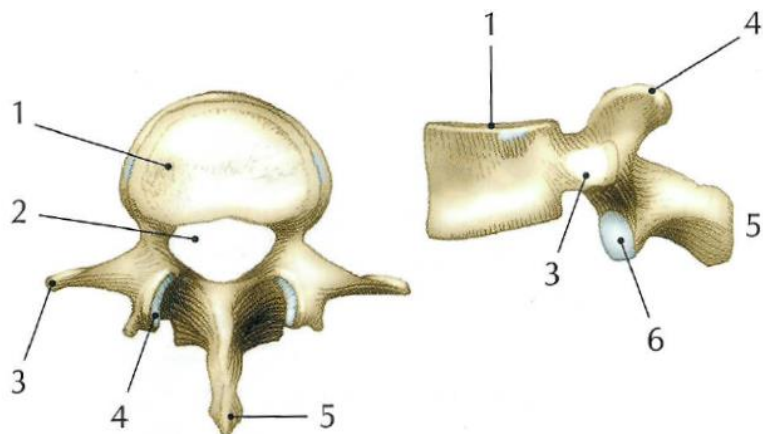
Obr. 2.11. Hrudní obratel – pohled na horní a boční plochu obratle

- 1 – tělo obratle
- 2 – processus articularis superior
- 3 – processus transversus
- 4 – artikulační ploška pro spojení s žebrem
- 5 – processus spinosus
- 6 – foramen vertebrae
- 7 – processus articularis inferior
- 8, 9 – horní a dolní ploška na těle obratle pro spojení s hlavičkou žebra

Obrázek 6 Hrudní obratel – pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)

2.2.3 Bederní páteř

Bederní obratle (vertebrae lumbales) jsou největší. Tělo bederních obratlů je vysoké a transversálně rozšířené. Meziobratlová plocha má ledvinovitý tvar. Tělo L5 obratle je vpředu vyšší než vzadu, což vytváří charakteristické zalomení (promontorium) na přechodu L5 a kosti křížové. Oblouk L obratlů je mohutný a foramen vertebrae má trojúhelníkový tvar. Trnové výběžky mají tvar ze stran zploštělých čtverhranných destiček. Příčné výběžky u bederních obratlů jsou zastoupeny processus costalis, která jsou vlastně zakrnělými žebry. Kloubní výběžky hrudních obratlů jsou vysoké. Někdy jsou kloubní plošky silněji zakřivené a mohou se tak postavením blížit sagitální rovině. (8 s 98-99)



Obr. 2.12. Pohled na horní a boční plochu bederního obratle

- 1 – tělo obratle ledvinovitého tvaru
- 2 – foramen vertebrae trojúhelníkového tvaru
- 3 – processus transversus (costarius)
- 4 – processus articularis superior
- 5 – processus spinosus
- 6 – processus articularis inferior

Obrázek 7 Bederní obratel - pohled na horní a boční plochu (9 s. 20)

2.2.4 Kost křížová

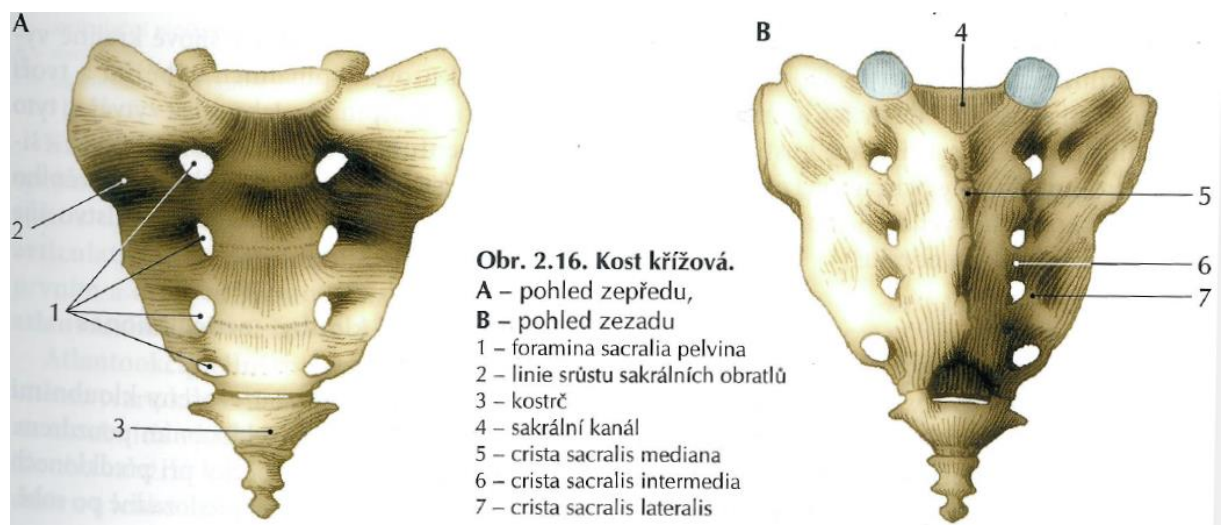
Kost křížová (os sacrum) je nejen součástí páteře, ale vzhledem ke spojení s pánevními kostmi, také součástí pánve, čímž se podílí na funkci pletence dolní končetiny. Kost křížová je tvořena srůstem pěti sakrálních obratlů. Přední konkávní plochu kosti křížové označujeme jako *facies pelvica* a zadní konvexní plochu označujeme jako *facies dorzalis*. Viditelné příčné linie (*linea transversae*) na přední ploše kosti jsou hranicemi pěti srostlých obratlů. Při příčných liniích jsou zepředu patrné čtyři páry otvorů (*foramina sacralia anteriora*) a zezadu pak obdobné čtyři páry otvorů (*foramina sacralis posteriora*). Tyto otvory vystupují ze společného pokračování páteřního kanálu (*canalis sacralis*). Na konci páteřního kanálu, v jeho sakrální části, je otvor (*hiatus sacralis*), který je neuzavřeným obloukem obratle S5. Při *hiatus sacralis* jsou kaudálně směřující a mírně vyčnívající párové výběžky (*cornua sacralia*). Hmotu kosti zevně a zepředu vytvářejí *partes laterales ossis sacri*, které odpovídají zbytkům žeber. Na *partes laterales* (v oblasti S1 - S3/S4) se zevně nachází párová, mírně zvlněná a rozsáhlá plocha pro křížokýčelní kloubní spojení (*facies auricularis*). *Pars lateralis* je také místo úponu zadního a mezikostřčního křížokýčelního vazy, a to na drsné ploše (*tuberositas sacralis*) v její horní části vzadu za *facies auricularis*. Horní meziobratlová plocha (*basis ossis sacri*) obratle S1 je místo, kde je za pomoci meziobratlové destičky obratel S1 spojen s vyšším obratlem L5. Jak bylo popsáno výše, přední okraj *basis ossis sacri* spolu s meziobratlovou ploténkou a předním dolním

okrajem L5 vyčnívá dopředu, což vytváří vyčnívající úhel na hranici presakrální páteře a pánve, který označujeme jako promontorium. Při odstupu oblouku S1 jsou horní kloubní výběžky křížové kosti (Processus articulares superiores) pro skloubení s dolními kloubními výběžky L5. Kost křížová je kaudálně zakončena dolní meziobratlovou plochou těla obratle S5 (apex ossis sacri).

(8 s. 99-102)

2.2.5 Kostrč

Kost kostrční (ossis coccygis) je tvořena srůstem 4 – 5 obratlů kostrčních (vertebrae coccygea). Oblouky kostrčních obratlů zanikly. Pozůstatek oblouku a kloubních výběžků obratle C1 jsou kostrční rohy (cornua coccygea). Kostrční rohy vyčnívají symetricky kranálně a doplňují okraj hiatus sacralis v návaznosti na cornua sacralia. Mezi kostí křížovou a kostrční je chrupavkový srůst (synchrondrosis). Tento srůst je často i mezi obratli C1 a C2. Ostatní kostrční obratle bývají srostlé kostním srůstem (synostosis). (8 s. 102)



Obrázek 8 Kost křížová a kostrč - pohled zepředu a zezadu (9 s. 21)

2.3 Perkutánní vertebroplastika

Perkutánní vertebroplastika je minimálně invazivní chirurgický zákrok, při kterém se do zlomeného či jinak postiženého obratle instiluje kostní (polymetylmetakrylátový PMMA) cement za účelem jeho zpevnění, či zmírnění bolesti. Tento zákrok je cílený za pomoci RTG záření. Výkon se provádí za využití skiaskopie, pomocí CT kontroly nebo vzájemnou kombinací skiaskopie a CT, případně pod kontrolou jednoho či dvou C ramen. MR (s MR kompatibilním instrumentáři) se nevyužívá zejména z důvodu vysoké finanční náročnosti a malé dostupnosti. Perkutánní vertebroplastiky jsou prováděny ve větších centrech (přítomnost spondylochirurga, kardiologa) kvůli možným závažným komplikacím, které mohou i u minimálně invazivních zákroků způsobit závažné zdravotní poškození či smrt pacienta. Samotný zákrok provádí intervenční radiolog, neurochirurg, spondylochirurg či ortoped. Perkutánní vertebroplastika snižuje bolesti pacienta, vede k rychlé mobilizaci pacienta (2 – 4 hodiny po zákroku), čímž výrazně zkracuje dobu hospitalizace a analgetické léčby. Rozvoj instrumentárií vede ke standardizaci tohoto zákroku. Cena instrumentária pro perkutánní vertebroplastiku se pohybuje v rozmezí 12 – 300 000 Kč. Za optimální se považují cementy s prodlouženou dobou polymerizace a s menším rizikem úniků, a to kombinované cementy s vyšším obsahem PMMA (90 %) a nižším obsahem CaP. (10 s. 5-6)

První perkutánní vertebroplastiku provedli Deramond a Galibert. Tento zákrok provedli roku 1984 ve Francii, jako ošetření pomocí polymetylmetakrylátu (PMMA) vstříknutého do částečně zničeného krčního obratle agresivním hemangiomem. Pacientovi ulevil zákrok od jeho dlouho přetrvávající bolesti (11).

Tento zákrok započal rozvoj metody perkutánní vertebroplastiky a rozšíření indikací o terapii osteoporotických zlomenin a maligních, lokálně bolestivých fraktur páteře. Největší rozvoj této metody proběhl v 90. letech minulého století. Od této doby je standardně užívanou metodou. Vertebroplastiky jsou indikovány na základě klinických a grafických vyšetření. V posledních letech probíhá řada studií s rozporupnými výsledky, co se týče indikace tohoto zákroku, zejména u nemocných s osteoporotickými zlomeninami. Tyto výsledky ukazují na nezbytnou nutnost individuální indikace těchto zákroků. (10 s. 6)

2.3.1 Indikace

Perkutánní vertebroplastika je alternativou konzervativní i chirurgické léčby. Tato metoda snižuje bolesti pacienta a vede k jeho rychlé mobilizaci. Indikace této minimálně invazivní metody stále rostou. Základní indikací perkutánní vertebroplastiky je **osteoporotická zlomenina páteře**, která nereaguje na běžnou léčbu. Tyto osteoporotické zlomeniny způsobují

pacientovi výrazné bolesti, nereagují na analgetickou léčbu, čímž pacienta limitují v každodenních aktivitách. Dalšími indikacemi perkutánní vertebroplastiky jsou:

Páteřní hemangiom, který je symptomatický nebo způsobuje neurologický deficit. Klinickým příznakem páteřního hemangiomu je nejčastěji lokální bolest zad, která nemusí reagovat na běžnou analgetickou léčbu. Způsobuje-li hemangiom neurologický deficit, měla by být operace provedena co nejdříve. V tomto případě se považuje za ideální, aby perkutánní vertebroplastice předcházela laminektomie (odstranění zadního oblouku obratle) s resekcí epidurální části tumoru. Výhodou tohoto postupu je šetrnost a minimalizace ztráty krve.

Metastatické postižení páteře je rozsáhlou indikační skupinou perkutánních vertebroplastik. Indikuje se u pacientů, jejichž předpokládaná doba přežití je delší než 3 měsíce, a to i u pacientů, kteří byli odmítnuti k radikální chirurgické léčbě. U onkologických pacientů je zvýšeno riziko komplikací. Vzhledem k této skutečnosti je třeba při zákroku u těchto pacientů dbát zvýšené opatrnosti.

Mnohočetný myelom je indikací, jako kompresivní zlomenina s postupující deformitou obratle bez neurologického deficitu. Mnohočetný myelom je hematologické systémové onemocnění s postižením skeletu. U těchto pacientů je nutností spolupráce s hematologem. Pokud je komprese prvním příznakem, je nutné výkon provést do tří dnů. Pokud již probíhá hematologická terapie je nutné výkon provést v období nejmenší imunokompromitace (ohrožení z poklesu imunity) pacienta.

Osteonekróza obratle je poněkud vzácnou indikací. Projevuje se lokální bolestí páteře. Na skiagramu je prokázána zlomenina obratlového těla s kondenzací. Při zákroku na takto poškozeném obratli může nastat problém při aplikaci cementu. Cement je potřeba aplikovat dostatečně tekutý za použití titanového instrumentária. Z postiženého obratle se odebírá biopsie za účelem vyloučení jiného druhu postižení.

Osteogenesis imperfecta je další vzácnou indikací. Jedná se o křehkost kostí projevující se jejich vysokou lomivostí. Pacientům s tímto postižením vznikají zlomeniny již od dětství. Vertebroplastiku je však možné provádět u pacientů starších 18. let. U mladších pacientů je kontraindikována. Zákrok by měl probíhat v celkové anestezii.

Schmorlův uzel je vzniklá nerovnost povrchu obratle. Indikací pro perkutánní vertebroplastiku je pouze, pokud je doprovázen silnou lokální bolestí a současně je na magnetické rezonanci prokázán edém či je při scintigrafii prokázána zvýšená akumulace radiofarmaka. Plnicí jehla se zavádí bipedikulárně pro lepší stabilizaci a možnosti aplikace většího množství kostního cementu. (10 s. 9 - 18)

2.3.2 Kontraindikace

Perkutánní vertebroplastiky mají minimální riziko komplikací za předpokladu, že jsou respektovány základní kontraindikace. Těmito kontraindikacemi jsou:

Kontraindikace absolutní:

Krvácivá diatéza. Komplikace s vysokou závažností jsou poruchy koagulace, které mohou vést až k nezastavitelnému krvácení (paravertebrálně, epidurálně, subdurálně). Proto se před výkonem provádí vyšetření koagulace, a to počet krevních destiček, aktivovaný tromboplastinový čas a INR. V případě INR vyššího než 1,3 je výkon kontraindikován.

Sepse, větší zánět. Pokud v těle pacienta probíhá zánět, mohlo by dojít k jeho zavlečení do oblasti obratle, což by mohlo vyvolat infekci páteře. Pro vyloučení zánětu se zjišťuje sérová hladina C reaktivního proteinu, sedimentace a sérová hladina leukocytů. Popřípadě bakteriologické vyšetření moči.

Těhotenství je kontraindikací nejen pro možné riziko radiační zátěže pro plod, ale také z důvodu možného úniku cementu s možným poškozením plodu. Samotný zákrok by pak nemohl být proveden v poloze na břiše.

Spondylodiscitis a discitis, tedy zánětlivá onemocnění páteře probíhající v místě zlomeniny.

Alergická reakce na složky cementu či instrumentárium, která je patrná z anamnézy.

Nesouhlas pacienta. Perkutánní vertebroplastiku není možno provést bez souhlasu pacienta. U pacientů v těžkém stavu, kterým není možno vysvětlit průběh a rizika zákroku je zapotřebí souhlas soudu. To samé platí i v případě nesvéprávných pacientů.

Kontraindikace relativní:

Mezi kontraindikace relativní, tedy takové, které za podmínky přínosu zákroku pro pacienta výkon přímo neznemožňují, patří:

- Nestabilní zlomenina
- Zlomeniny krční páteře
- Zlomeniny horní hrudní páteře od Th1 – Th5
- Osteoporotické nebolestivé zlomeniny
- Nekomprimovaný obratel při osteoporóze (10 s 21 - 24)

2.3.3 Provedení výkonu

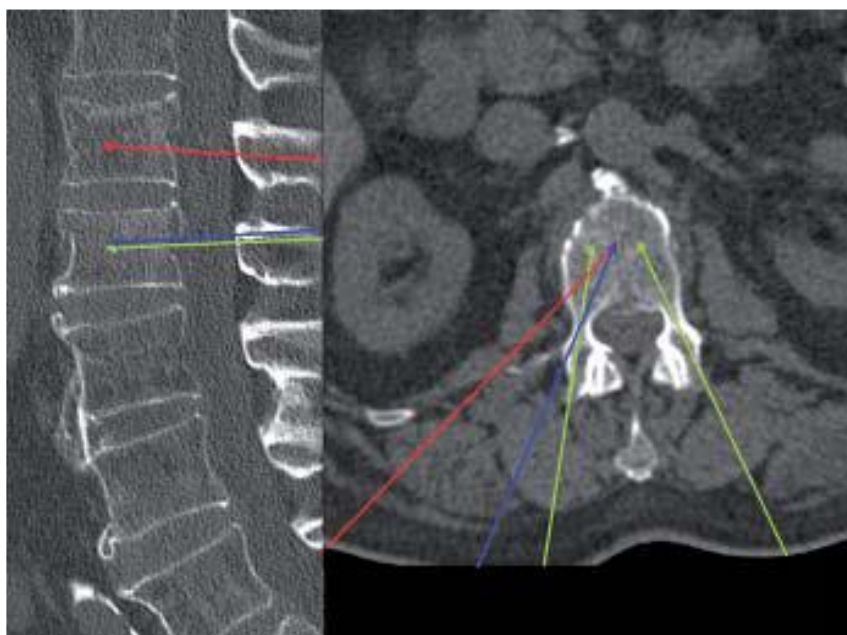
Ve standardním režimu ve Fakultní nemocnici Hradec Králové probíhá tento zákrok během třídní hospitalizace. První den je nemocný přijat na lůžku, druhý den je provedený vlastní zákrok a třetí den odchází nemocný domů. Pacient indikovaný k zákroku perkutánní vertebroplastikou přichází již s podepsaným informovaným souhlasem. Tento souhlas obsahuje informace o postupu výkonu, klinicky významných i nevýznamných komplikacích a možných alternativách k tomuto zákroku (konzervativní terapie, chirurgický zákrok). Před zahájením zákroku lékař ještě jednou pacientovi vysvětluje celý průběh, možné komplikace zákroku a dotazuje se na alergie v anamnéze.

Při zákroku pacient leží v poloze na břiše s vypodloženým nebo nevypodloženým hrudníkem. Po celou dobu výkonu je u pacienta sledována oxygenace periferní krve, krevní tlak, EKG, puls a neurologický status. Poté je zhotoven AP (anterio-posteriorní, předozadní) snímek pro určení oblasti poškozeného obratle a znázornění polohy pediklů tohoto obratle. Následuje kontrola v boční projekci. Jehla musí proniknout do obratle středem pediklu a směřovat do středu poškozeného obratle. Oblast zájmu je poté lokálně dezinfikována a zarouškována. Následuje lokální znecitlivění kůže, dále pak oblast celého přístupu až po periost pediklu. Po znecitlivění je pomocí kladiva zavedena plnicí jehla. Celý proces zavádění plnicí jehly je monitorován pod přímou skiaskopickou kontrolou.



Obrázek 9 Poloha plnicích jehel při bipedikulárním přístupu (12)

Je známo několik možných přístupů pro zavedení plnicí jehly do obratlového těla. Nejčastější využívané jsou transpedikulární přístupy. Mezi ně patří bipedikulární přístup (na obrázku 10 znázorněn dvojicí zelených šipek) a monopedikulární přístup (na obrázku 10 znázorněný modrou šipkou). Méně využívaným možným přístupem je pak posterolaterální přístup (na obrázku 10 znázorněn červenou šipkou), při kterém plnicí jehla neprochází přes pedikl obratle, ale vstupuje do poškozeného obratle z boku přes periost obratlového těla. Dalšími možnými přístupy jsou anterolaterální přístup (krční obratle) a vzácný transorální přístup (ošetření axis).



Obrázek 10 Znáznornění tří nejvyžívanějších přístupů při zavádění plnicí jehly do obratlového těla. Zelené šipky - bipedikulární přístup. Modrá šipka - monopedikulární přístup. Červená šipka - posterolaterální přístup. (13 s. 156)

Cement distribuovaný plnicí jehlou do obratlového těla je složen z tekuté části a prášku, pro vlastní zákrok se pak využívá konzistence zhruba charakteru „zubní pasty“. Cement je možné připravit jak v misce, tak ve speciálních instrumentářiích. Proces namíchání cementu k aplikaci se pohybuje okolo 2 - 3 minut a na jeho konci má cement konzistenci zubní pasty. Před podáním cementu se ve výjimečných případech může plnicí jehlou aplikovat malé množství kontrastní látky, které odhalí přítomnost krevních cév v oblasti hrotu plnicí jehly. Pokud dochází k velkému úniku kontrastní látky do velkých cév, je zapotřebí upravit polohu jehly nebo počkat na vyšší hustotu cementu. Plnění obratlového těla cementem je sledováno pod přímou skiaskopickou kontrolou. Po naplnění obratlového těla cementem následuje

vytažení jehel. Pokud byl zákrok prováděn v lokální anestezii, tak po jeho ukončení pacient musí zůstat v klidu, v leže na zádech, a to 2 - 4 hodiny. Toto opatření slouží ke ztuhnutí cementu a mělo by odvrátit významné krvácení z vpichů na zádech, kdy právě poloha vleže slouží ke kompresi otvorů po vertebroplastických jehlách. Po uplynutí čtyři hodin je pacient znovu pohyblivý. Po zákroku pacienti docházejí na předem domluvené kontroly.
(10 s. 93 - 104)

3 PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část práce porovnává radiační dávky pro nemocné, kteří zákrok perkutánní vertebroplastiky absolvovali na starším angiografickém kompletu (Siemens AXIOM artis) se skupinou nemocných ošetřených na novějším AG kompletu vybaveným systémem pro snižování radiační dávky ClarityIQ (Philips AlluraClarity).

Celkovou dávku na pacienta, ale i na ošetřující personál, lze snížit nejen osvojením a využíváním způsobů ochrany před ionizujícím zářením, jak bylo již zmíněno v kapitole ochrana před RTG zářením, ale také využíváním nejnovějších přístrojů (v případě perkutánní vertebroplastiky angiografických kompletů), u kterých je nejrůznějšími způsoby kladen velký důraz na snižování dávky pro pacienta i personál. S ohledem na tuto skutečnost můžeme tedy předpokládat, že naměřená dávka na novějším AG kompletu Philips AlluraClarity bude nižší, než naměřená dávka na starším AG kompletu Siemens AXIOM artis.

3.1 Materiál a metodika

Jako materiál pro porovnání dávek byly použity hodnoty dvou souborů pacientů, kteří podstoupili zákrok perkutánní vertebroplastiky na dvou odlišných AG kompletech:

1. Hodnoty naměřené na AG kompletu Philips AlluraClarity se systémem snižování dávky ClarityIQ.
2. Hodnoty naměřené na starším AG kompletu Siemens AXIOM artis

První i druhý využitý soubor hodnot byl naměřen DAP metrem. DAP je zkratkou z anglického jazyka pro Dose Area Product. DAP metr je přístroj, který udává informaci o radiační zátěži pro pacienta podstupujícího lékařské ozáření nejen při radiodiagnostice, ale právě také při chirurgických zákrocích, které jsou cíleny pomocí RTG záření (vertebroplastika). Měřenou veličinou byla plošná kerma ($mGy \cdot cm^2$).⁽¹⁴⁾ Plošná kerma je součinem kermu a plochy udávané v cm^2 . Kerma je veličina využívaná při dozimetrii nepřímo ionizujícího záření (foton). Vyjadřuje energii, kterou toto nepřímo ionizující záření sdělí při srážce nabitým částicím. Základní jednotkou kermu je gray [Gy]. ^(15 s. 22-23)

První soubor hodnot byl naměřen na angiografickém kompletu Philips AlluraClarity, který je vybaven systémem pro snižování dávky ClarityIQ. Tato data byla získána z provozních deníků přístroje v jednotkách ($mGy \cdot cm^2$) a následně převedena na jednotky ($cGy \cdot cm^2$). Za účelem větší vypovídající hodnoty byly naměřené plošné kermu vyděleny příslušnými skiaskopickými časy, čímž byly získány hodnoty jednotlivých kermových příkonů přístroje.

Využité hodnoty prvního souboru byly naměřeny v rozmezí dvou let (2014 a 2015), a to celkem u 49 pacientů. Podrobnější charakteristika tohoto souboru hodnot je rozpracována v další podkapitole práce (výsledky).

Pro porovnání hodnot naměřených u prvního souboru, byly hodnoty druhého souboru pacientů (ošetřených pomocí AG kompletu Siemens AXIOM artis) laskavě poskytnuty Bc. Evou Novákovou, a tedy převzaty z bakalářské práce Evy Novákové na téma Perkutánní vertebroplastika - sledování radiační zátěže. Tato práce byla vydána v roce 2011 na Lékařské fakultě Ostravské univerzity v Ostravě. Převzaté hodnoty byly naměřeny v roce 2009, a to celkem u 34 pacientů.

3.2 Výsledky

Charakteristika prvního souboru hodnot

V prvním souboru hodnot byl zákrok perkutánní vertebroplastiky proveden celkem u 49 pacientů. Nejmladším pacientem ve sledovaném období 2014 a 2015 byl 50 letý muž a naopak nejstarším pacientem, který za dané období podstoupil zákrok perkutánní vertebroplastiky, byla 87 letá žena. Podle věku byli pacienti rozděleni do 5 intervalů (tabulka 1). Z této tabulky je patrné, že nejvíce vertebroplastik bylo za sledované období provedeno u pacientů ve věkovém rozmezí 61 - 70 let (18 zákroků) a 71 - 80 let (18 zákroků). To dohromady činí 36 zákroků z celkových 49.

Tabulka 1 Rozdělení prvního souboru hodnot podle věku pacientů

Věk	Počet pacientů
41 - 50	1
51 - 60	4
61 - 70	18
71 - 80	18
81 - 90	8

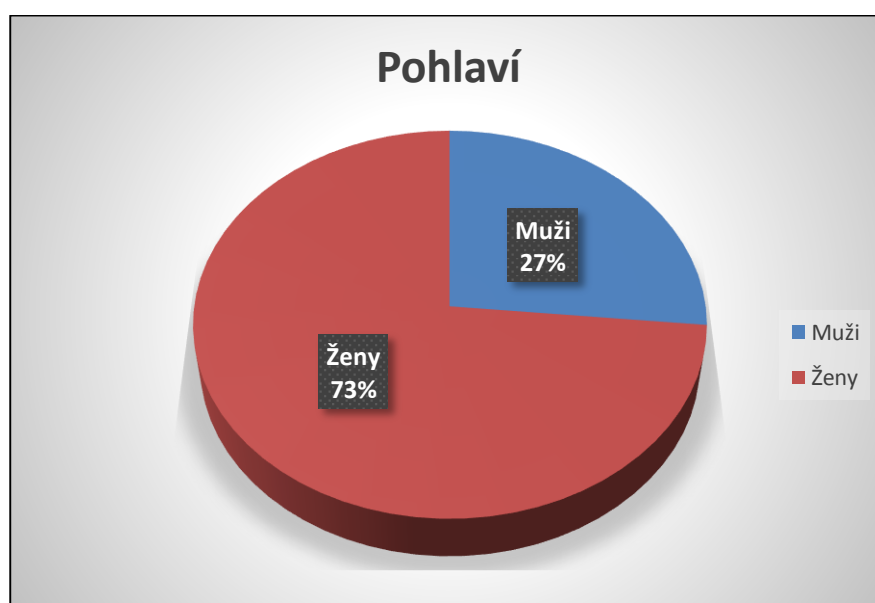
Pro lepší znázornění byl zhotoven následující graf (obrázek 11). Tento graf vyjadřuje procentuální zastoupení jednotlivých věkových skupin v prvním souboru dat, a tedy skutečnost, že dva věkové intervaly s největším počtem zákroků zaujímají z celku po 37 % (dohromady 74 %), což je více než dvojnásobek oproti intervalu od 81 - 90 let, který je v celku zastoupen 16 %. Zbýlé dva věkové intervaly 41 - 50 a 51 - 60 let představují pouze 10 % z celku.

Věkový interval od 41 - 50 let zaujímá z celkového zastoupení počtu provedených vertebroplastik pouze 2 %.



Obrázek 11 Procentuální zastoupení věkových skupin v prvním souboru hodnot

Z hlediska pohlaví pacientů prvního souboru dat vertebroplastiku v letech 2014 a 2015 podstoupilo více žen než mužů, což je patrné z následujícího grafu (obrázek 12). Ženy tvořili 73 % pacientů, zatímco muži činili pouze 27 % z vertebroplastikou ošetřovaných pacientů za sledované období.



Obrázek 12 Procentuální zastoupení mužů a žen v prvním souboru hodnot

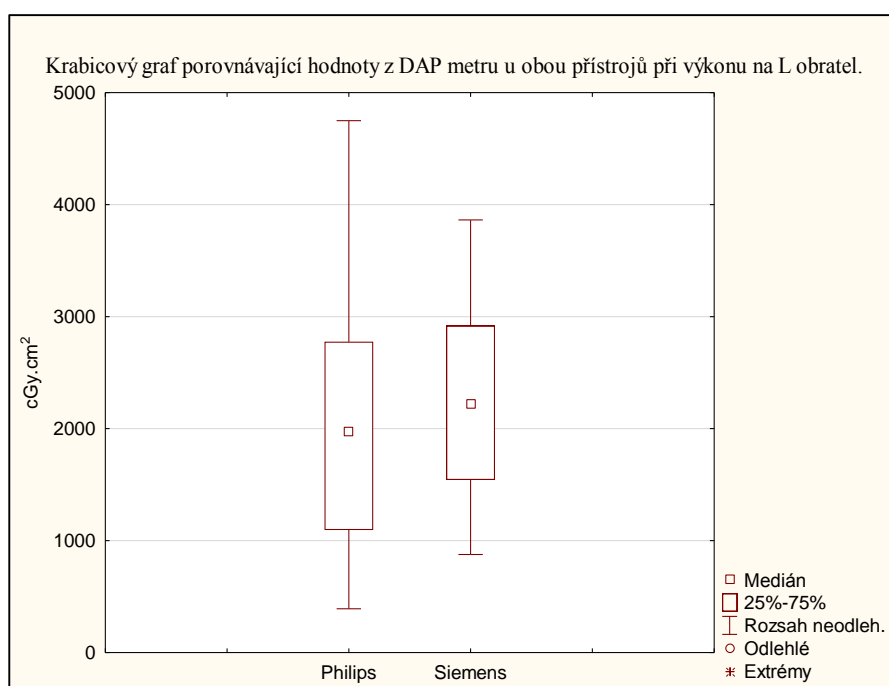
Jak již bylo zmíněno, za sledované období prvního souboru hodnot bylo provedeno 49 vertebroplastik. Během těchto 49 zákroků bylo celkem ošetřeno 67 obratlů, respektive obratlových těl. Přičemž 45 obratlových těl bylo ošetřeno v úseku L páteře a zbylých 22 obratlových těl pak v úseku Th páteře. Z obrázku 13 je patrné, že ve 28 případech bylo ošetřováno jedno obratlové tělo v úseku L páteře, což činí nadpoloviční většinu případů (57 %). Jedno obratlové tělo Th páteře bylo ošetřeno v 7 případech. U 10 případů byla ošetřena 2 obratlová těla najednou a ve 4 případech byla dokonce najednou ošetřena tři obratlová těla.



Obrázek 13 Porovnání pacientů podle počtu ošetřených obratlů a ošetřené oblasti v prvním souboru hodnot

Porovnání hodnot z DAP metru

DAP metr, jak již bylo zmíněno, je přístroj měřící plošnou kermu. Pro porovnání naměřené plošné kermy u obou přístrojů, byly sestaveny následující krabicové grafy. První graf (obrázek 14) znázorňuje plošné kermy, které byly naměřené při výkonech cílených na L obratel. U AG kompletu Philips byla nejmenší naměřená hodnota plošné kermy 392 cGy.cm^2 a naopak nejvyšší naměřená hodnota 4750 cGy.cm^2 . Medián prvního souboru činil 1979 cGy.cm^2 . U druhého AG kompletu bylo minimum 876 cGy.cm^2 a maximum 3863 cGy.cm^2 . Medián druhého souboru hodnot se rovnal 2220 cGy.cm^2 . Ani u jednoho souboru se neobjevily odlehle ani extrémní hodnoty.



Obrázek 14 Graf porovnávající plošné kermy, naměřené u obou porovnávaných přístrojů pomocí DAP metru při výkonu na L obratel.

Pro lepší přehlednost a orientaci při porovnávání hodnot z DAP metru mezi oběma přístroji byla sestavena následující tabulka (tabulka 2). Tato tabulka přehledně porovnává výsledky, které byly naměřeny při výkonech cílených na L obratel u obou porovnávaných přístrojů.

Tabulka 2 Porovnání hodnot z DAP metru u obou přístrojů při výkonu na L obratel.

Přístroj	Medián	25tý percentil	75tý percentil	Minimum	Maximum
Philips	1979 cGy.cm^2	1095 cGy.cm^2	2777 cGy.cm^2	392 cGy.cm^2	4750 cGy.cm^2
Siemens	2220 cGy.cm^2	1542 cGy.cm^2	2919 cGy.cm^2	876 cGy.cm^2	3863 cGy.cm^2

Druhý graf (obrázek 15) znázorňuje plošné kermy, které byly naměřené při výkonech cílených na Th obratel. Nejmenší naměřená hodnota u AG kompletu Philips byla 351 cGy.cm^2 a největší neodlehlá hodnota 1422 cGy.cm^2 . Medián se rovnal 1053 cGy.cm^2 . Nejmenší naměřená hodnota u AG kompletu Siemens byla 264 cGy.cm^2 . Největší neodlehlá hodnota byla 1570 cGy.cm^2 . Medián druhého souboru hodnot činil 613 cGy.cm^2 . Při výkonech cílených na Th obratel se u souboru hodnot AG kompletu Philips objevila jedna extrémní hodnota, a to maximum 4787 cGy.cm^2 . U souboru hodnot AG kompletu Siemens se objevila jedna odlehlá hodnota rovnající se 1753 cGy.cm^2 .



Obrázek 15 Graf porovnávající plošné kermy, naměřené u obou porovnávaných přístrojů pomocí DAP metru, při výkonu na Th obratel.

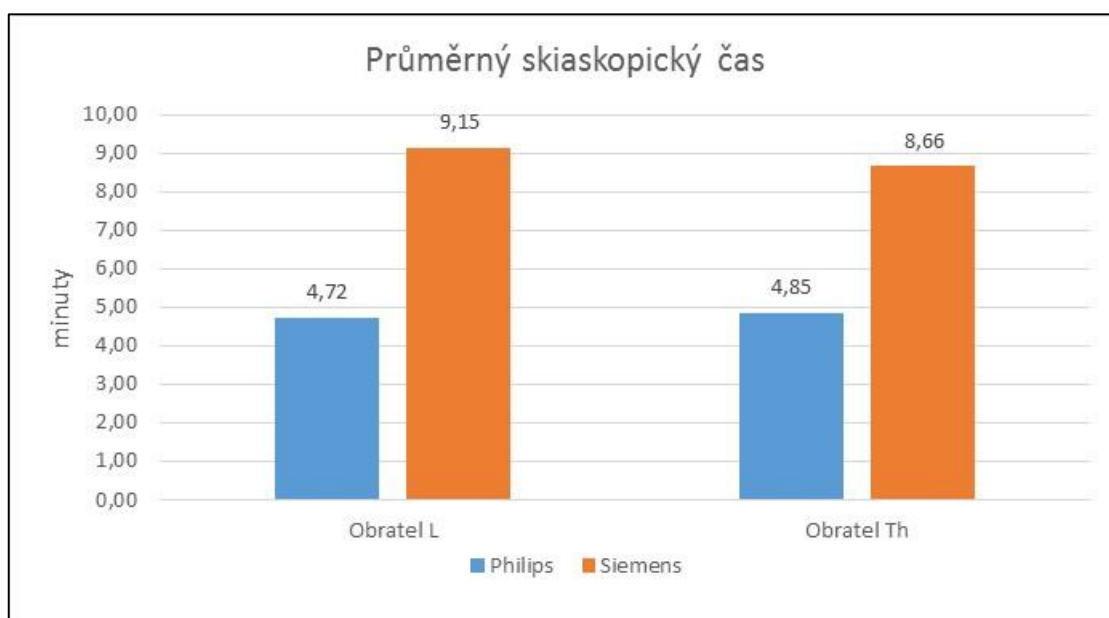
Pro lepší přehlednost a orientaci při porovnávání hodnot z DAP metru mezi oběma přístroji byla sestavena následující tabulka (tabulka 3). Tato tabulka přehledně porovnává výsledky, které byly naměřeny na obou přístrojích, při výkonech cílených na Th obratel.

Tabulka 3 Porovnání hodnot z DAP metru u obou přístrojů při výkonu na Th obratel.

Přístroj	Philips	Siemens
Medián	1053 cGy.cm^2	613 cGy.cm^2
25tý percentil	380 cGy.cm^2	371 cGy.cm^2
75tý percentil	1422 cGy.cm^2	868 cGy.cm^2
Neodlehlé min.	351 cGy.cm^2	264 cGy.cm^2
Neodlehlé max.	1422 cGy.cm^2	1570 cGy.cm^2
Odlehlá hodnota	-	1753 cGy.cm^2
Extrémní hodnota	4787 cGy.cm^2	-

Porovnání skiaskopických časů.

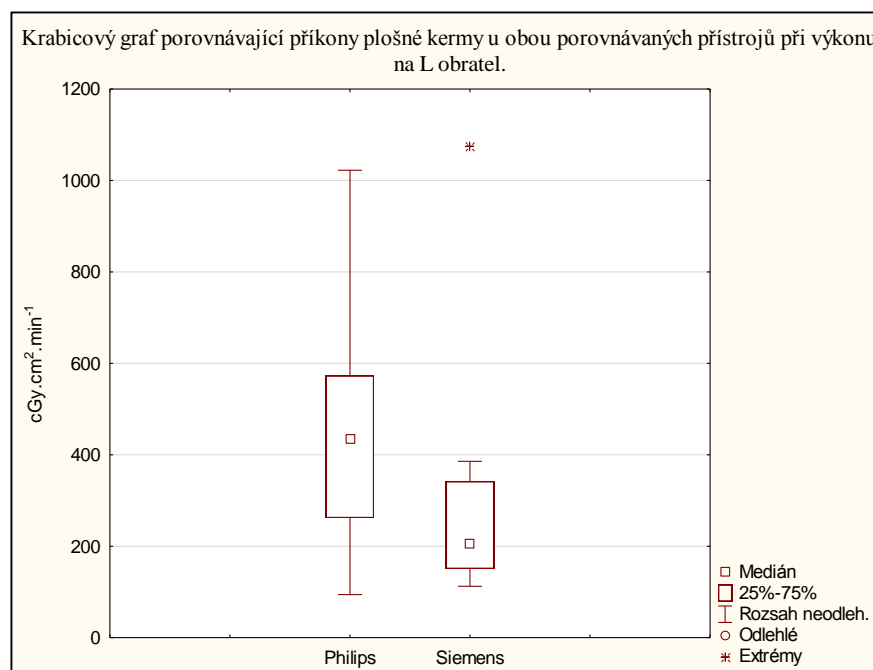
Délka skiaskopického času je přímo úměrná množství obdržené dávky. Následující graf (obrázek 16) znázorňuje odděleně průměrné skiaskopické časy na přístrojích při výkonech v úseku L a Th páteře. Průměrné skiaskopické časy na přístroji Philips v oblasti L i Th páteře byly téměř o polovinu kratší, než na přístroji Siemens. V oblasti L páteře byl průměrný skiaskopický čas na přístroji Philips 4,72 minut (rozmezí 3,2 - 9,48 minut), zatímco na přístroji Siemens se rovnal 9,15 minut (rozmezí 3,5 - 16,29 minut). V oblasti Th páteře se průměrný skiaskopický čas na přístroji Philips rovnal 4,85 minut (rozmezí 3,31 - 7,5 minut) a průměrný skiaskopický čas na přístroji Siemens byl 8,66 (rozmezí 2,51 - 15,14 minut).



Obrázek 16 Průměrné skiaskopické časy přístrojů podle úseku páteře.

Porovnání příkonů plošné kerry u přístrojů.

Ve snaze o co možná nejpřesnější porovnání obou přístrojů byly sestaveny následující grafy a tabulky. Následující graf (obrázek 17) porovnává příkony plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na L obratel. Z grafu je mimo jiné patrné, že hodnota mediánu pro přístroj Philips rovnající se $434 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$, je zhruba dvojnásobně větší, než medián přístroje Siemens, který se rovná $206 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$. Pro přístroj Siemens zobrazuje graf hodnoty neodlehleho minima $112 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$ a neodlehleho maxima $386 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$. Což poukazuje na fakt, že všechny hodnoty příkonů plošné kerry přístroje Siemens (kromě extrémní hodnoty $1075 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$), nepřesahují hodnotu mediánu přístroje Philips.



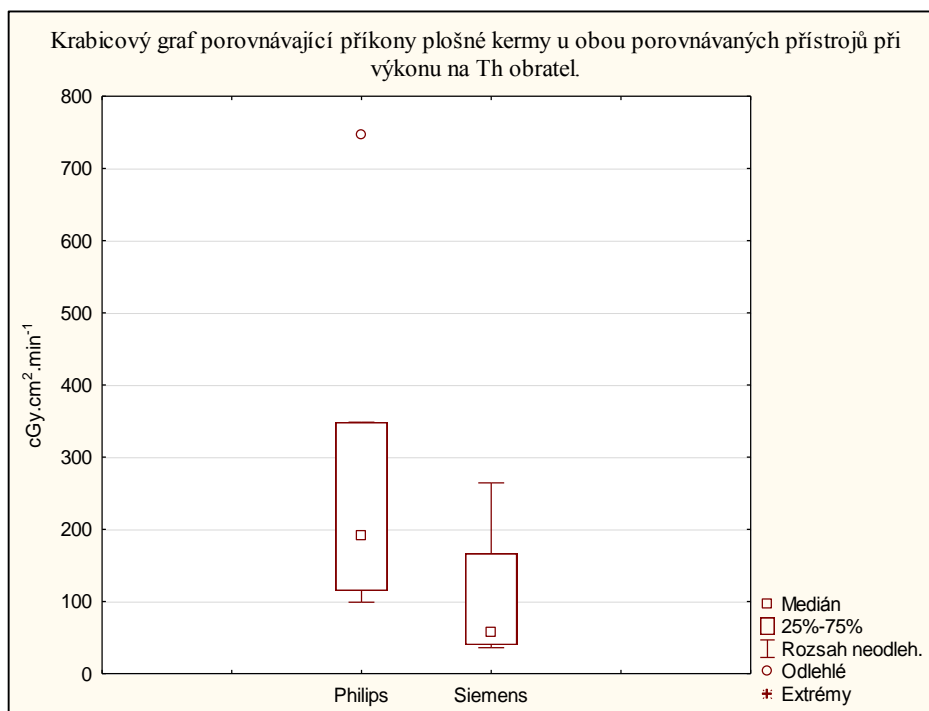
Obrázek 17 Graf porovnávající příkony plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na L obratel.

Pro lepší přehlednost a orientaci při porovnávání hodnot příkonů plošné kerry při výkonech cílených na L obratel mezi oběma přístroji, byla zhotovena následující tabulka 4.

Tabulka 4 Porovnání hodnot příkonů plošné kerry při výkonu na L obratel u obou přístrojů.

Přístroj	Philips	Siemens
Medián	434 cGy.cm ² .min ⁻¹	206 cGy.cm ² .min ⁻¹
25tý percentil	262 cGy.cm ² .min ⁻¹	151 cGy.cm ² .min ⁻¹
75tý percentil	573 cGy.cm ² .min ⁻¹	342 cGy.cm ² .min ⁻¹
Neodlehle min.	94 cGy.cm ² .min ⁻¹	112 cGy.cm ² .min ⁻¹
Neodlehle max.	1022 cGy.cm ² .min ⁻¹	386 cGy.cm ² .min ⁻¹
Extrémní hodnota	-	1075 cGy.cm ² .min ⁻¹

Porovnání příkonů plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na Th obratel, znázorňuje další krabicový graf (obrázek 18). Medián dat z přístroje Philips byl $192 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$, zatímco medián dat z přístroje Siemens byl $57 \text{ cGy.cm}^2.\text{min}^{-1}$. Z tohoto je patrné, že medián příkonu plošné kerry přístroje Philips při zákroku na Th obratel je více než trojnásobný oproti mediánu přístroje Siemens.



Obrázek 18 Graf porovnávající příkony plošné kerry u obou porovnávaných přístrojů při výkonu na Th obratel.

Pro lepší přehlednost a orientaci při porovnávání hodnot příkonů plošné kerry při výkonech cílených na Th obratel mezi oběma přístroji, byla zhotovena následující tabulka 5.

Tabulka 5 Porovnání hodnot příkonů plošné kerry při výkonu na Th obratel u obou přístrojů

Přístroj	Philips	Siemens
Medián	192 cGy.cm ² .min ⁻¹	57 cGy.cm ² .min ⁻¹
25tý percentil	115 cGy.cm ² .min ⁻¹	40 cGy.cm ² .min ⁻¹
75tý percentil	348 cGy.cm ² .min ⁻¹	167 cGy.cm ² .min ⁻¹
Neodlehlé min.	99 cGy.cm ² .min ⁻¹	36 cGy.cm ² .min ⁻¹
Neodlehlé max.	348 cGy.cm ² .min ⁻¹	264 cGy.cm ² .min ⁻¹
Odlehlá hodnota	747 cGy.cm ² .min ⁻¹	-

3.3 Diskuze

Vymezení rozsahu pacientů

Z výzkumu je patrné, že zákrok perkutánní vertebroplastiky v letech 2014 a 2015 podstoupilo nejvíce pacientů ve věkovém rozmezí 61 - 70 let (18 zákroků) a 71 - 80 let (18 zákroků). To v součtu činí 36 zákroků z celkových 49. Nejpravděpodobnějším vysvětlením tohoto výsledku je, že s přibývajícím věkem dochází k úbytku minerálů v kostech, což vede k jejich větší náchylnosti na zlomeniny, a to je v souladu s faktem, že nejčastější indikací perkutánní vertebroplastiky je osteoporotická zlomenina obratle. Je předpoklad, že s rostoucím průměrným věkem populace bude postupně nemocných, podstupujících tyto zákroky, přibývat.

Dalším zkoumaným znakem bylo u pacientů jejich pohlaví. Předpokladem bylo, že vertebroplastiku podstupuje více žen než mužů. Důvodem tohoto předpokladu je rozdílná stavba těla u mužů a žen nejen co se týče svalové hmoty. Ženy jsou také zatíženy větší náchylností k již zmiňované osteoporotické zlomenině. Významný vliv na tento fakt má postmenopauzální osteoporóza. Tento předpoklad se vzhledem k tomu, že ženy tvořily 73 procent z ošetřovaných, jednoznačně potvrdil. U mužů pak většinou v etiologii dominují traumatické komprese.

Nadpoloviční většinu ošetřených obratlů, tvořily obratle v bederním segmentu páteře. Tento výsledek by mohl být zapříčiněn polohou úseku bederní páteře v tom smyslu, že nese oproti výše postaveným segmentům větší zátěž.

Porovnání hodnot z DAP metru

Při porovnání naměřených hodnot plošné kermy se ukázalo, že dávky u zákroků cílených na bederní obratel jsou vyšší, než dávky plošné kermy při zákrocích cílených na hrudní obratel. To vyplývá ze skutečnosti, že při zobrazování obratlů v bederním segmentu páteře je zapotřebí větší dávka než při zobrazování obratlů v hrudním segmentu páteře. Při porovnání množství plošné kermy mezi přístroji bylo zjištěno, že množství plošné kermy při zobrazování bederního obratle je u obou přístrojů srovnatelné. Avšak ze srovnání množství plošné kermy při zobrazování hrudního obratle vyšel lépe přístroj Siemens. Jak z výsledků vyplývá, tak z hlediska radiační náročnosti zákroků je více zatěžující ošetření bederního oproti hrudnímu obratli. Je to dáno anatomickou situací, kdy dutina břišní obsahuje řadu orgánů, kdy například plyn ve střevě a zejména zobrazení obratlových těl v oblasti bránice, kdy jsou dvě rozdílná prostředí, vede k navýšení požadavku operátéra na kvalitu zobrazení, pro případné zamezení

nežádoucích úniků cementu. Pravděpodobně i tento fakt se spolupodepsal na výsledku této práce.

Porovnání skiaskopických časů

Jak již bylo zmíněno, skiaskopický čas má přímou úměrou vliv na množství obdržené dávky. Při porovnání skiaskopických časů mezi srovnávanými přístroji vyšel průměrný skiaskopický čas jednoznačně nižší v případě, že byl zákrok prováděn na přístroji Philips, a to při výkonu cíleném na L i Th obratel. To by mohlo poukazovat na lepší rozlišovací schopnost anatomických struktur přístrojem Philips, a tedy lepší navigaci instrumentária při výkonu, které vede k celkovému zrychlení výkonu. Lepší zobrazení je základním faktorem pro zvýšené rychlosti, ale zejména bezpečnosti zákroku. Maximální nárok na kvalitu zobrazení je kladen ve fázi plnění obratle PMMA cementem, kde celá vlastní aplikace je sledována pomocí skiaskopie. Další využití skiaskopie je v první části zákroku při zavádění vertebroplastických jehel do obratle, a dále v poslední části, která představuje vytažení jehel z obratle. V těchto dvou posledně zmiňovaných částech není nárok na kvalitu zobrazení tak výrazný jako při fázi plnění. Dalším vysvětlením, které se nabízí, je skutečnost, že operátor a ostatní zdravotnický personál podílející se na zákroku se postupem let a přibývajícím zkušenostmi zdokonalil a snížil tak dobu skiaskopie téměř o polovinu. Všechny zákroky byly provedeny ve Fakultní nemocnici Hradec Králové jedním operátorem, což eliminuje možnost podílu inter observer variability na zkrácení či prodloužení doby skiaskopie. Podle sdělení operátora je kvalita zobrazení na přístroji Philips na výrazně vyšší úrovni.

Porovnání příkonů plošné kermy u přístrojů

Vzhledem k vytyčenému předpokladu a k ne příliš pozitivním výsledkům, které byly zjištěny při porovnávání hodnot z DAP metru, ale i s ohledem k výsledkům při srovnání průměrných skiaskopických časů, bylo vytvořeno další hodnotící kritérium, a to porovnání příkonů plošné kermy u obou zkoumaných přístrojů. Porovnání příkonů plošné kermy představuje nejlepší způsob jak posoudit, který z přístrojů je pro pacienta i personál více zatěžující vzhledem k dávce. O to znepokojující bylo zjištění, že jak při výkonu na L obratel, tak i při výkonu na Th obratel, jednoznačně menší příkon plošné kermy vydává starší angiografický komplet Siemens. Hlavní předpoklad, že naměřená dávka na novějším AG kompletu Philips AlluraClarity se systémem pro snižování dávky ClarityIQ bude nižší, než naměřená dávka na starším AG kompletu Siemens AXIOM artis, byl tedy výsledky šetření vyvrácen. Toto překvapivé zjištění by mělo být podnětem k dalšímu zkoumání nastalé situace.

S ohledem na rozsah práce je také potřeba přihlédnout ke skutečnosti, že výzkum této práce porovnává jen omezený počet respondentů. Bylo by přinejmenším zajímavé porovnat oba přístroje s využitím většího množství dat. Přístroj Philips sice vykazoval vyšší dávky, ale průměrný skiaskopický čas při zákrocích prováděných na tomto přístroji, byl v porovnání s průměrným skiaskopickým časem přístroje Siemens naopak výrazně nižší. Z toho lze usuzovat, že zákroky na přístroji Philips trvají výrazně kratší dobu, což je jistě v zájmu pacientů i zdravotnického personálu. Mohlo by to však také poukazovat na to, že rentgenový obraz vytvořený za pomoci přístroje Philips disponuje větší kvalitou. Další zajímavostí by tedy bylo, kdyby operatér provedl zákrok na obou přístrojích na stejném oddílu páteře (ideálně stejném obratli) u co nejvíce se podobajících pacientů, a to v kratším časovém úseku a následně oba přístroje porovnal z jeho perspektivy.

3.4 Závěr

Práce ve své teoretické části obsahuje potřebné informace k dané problematice. Tyto informace byly získány studiem odborné literatury. Následně je v práci podle stanovených cílů a metodiky realizováno zkoumání vytyčených předpokladů, za pomoci analýzy a interpretace dat. Všechny cíle této práce byly splněny, i vzhledem ke skutečnosti, že hlavní předpoklad byl vyvrácen. O to větší je však přínos této bakalářské práce.

Závěrem lze konstatovat, že obecné požadavky na co nejlepší kvalitu zobrazení u diagnostických RTG přístrojů vedou na jedné straně ke zvýšení bezpečnosti zákroku, na straně druhé jsou i přes techniky snižující dávku vykoupeny vyšší radiační zátěží jak nemocného, tak i personálu. Překvapivým výsledkem je navýšení radiační zátěže pro nemocné i přes zkrácení skiaskopických časů. Domníváme se, že hlavním důvodem je vyšší kvalita zobrazení během vlastního výkonu.

4 POUŽITÁ LITERATURA

1. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6. Dostupné také z:
https://www.ereading.cz/nakladatele/data/ebooks/11918_preview.pdf
2. ULLMANN, Vojtěch. X-záření - rentgenová diagnostika., *Astro Nukl Fyzika* [online]. c2011 [cit. 2015-10-01]. Dostupné z: <http://astronukl fyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>
3. MICHÁLEK, Tomáš. Princip vzniku RTG záření v rentgence. *Internetový portál RTG* [online]. 2010 [cit. 2015-10-02]. Dostupné z:
http://www.rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=56&Itemid=62.html
4. HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014, s. 15-16. ISBN 978-80-244-2901-4.
5. KRAJINA, Antonín a Antonín HLAVA. *Angiografie*. 1. vyd. Hradec Králové: Nucleus HK, 1999, 550 s. ISBN 80-901-7536-8.
6. AlluraClarity with ClarityIQ technology. Philips [online]. c2004-2015 [cit. 2015-10-08]. Dostupné z
<http://www.philips.cz/healthcare/product/HCNOCTN163/alluraclarity-with-clarityiq-technology>
7. HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
8. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 2., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
9. NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. c2009. Přehled anatomie. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, xi, 416 s. ISBN 978-80-7262-612-0.
10. RYŠKA, Pavel a Jana HRUBEŠOVÁ. *Perkutánní vertebroplastika a kyfoplastika*. 1. vyd. Hradec Králové: Olga Čermáková, 2010, 150 s. ISBN 978-80-86703-36-7.
11. Galibert P, Deramond H, Rosat P, Le Gars D. Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty. *Neurochirurgie* 1987;33(2):166-168
12. Perkutánní vertebroplastiky a kyfoplastiky. *Zdravotnictví a medicína* [online]. Mladá fronta a. s., 2016 [cit. 2016-03-08]. Dostupné z:
<http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/perkutanni-vertebroplastiky-a-kyfoplastiky-170742>

13. RYŠKA, Pavel, Vladimír MAISNAR, Václav MÁLEK, Tomáš KVASNIČKA, Jiří JANDURA, Eva ŠTĚPÁNOVÁ, Jana HRUBEŠOVÁ a Svatopluk ŘEHÁK. *Použití perkutánní vertebroplastiky u pacientů s mnohočetným myelomem – zkušenosti jednoho centra* [online]. Hradec Králové, 2011 [cit. 2016-03-08]. Dostupné z: <http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2011/03/08.pdf>
14. Přístroje pro měření plošné kermy (DAP metry). *VMK - Vše pro RTG* [online]. Praha [cit. 2016-03-05]. Dostupné z: <http://www.vmk-rtg.cz/dap-metry-kermax.htm>
15. BINAROVÁ, Andrea. Radioterapie. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4.
16. NOVÁKOVÁ, Eva. Perkutánní vertebroplastika - sledování radiační zátěže. Ostrava, 2011. bakalářská práce (Bc.). OSTRAVSKÁ UNIVERZITA V OSTRAVĚ. Lékařská fakulta

5 PŘÍLOHY

Příloha 1 Soubor hodnot z roku 2009 (Siemens AXIOM artis) (16)

Pacient č	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	Dopadající kerma [mGy]	Vstupní povrchová kerma [mGy]
1	1	0	Th9	8	3	2	0	0	0	0	osteoporóza	75	žena	monopedikulární	subkutní	264,2	7,3	33	6,61	7,93
2	1	0	L3	8	3	3	2	0	0	0	osteoporóza	73	žena	bipedikulární	subkutní	1553,6	8,2	15	38,84	46,61
3	1	0	Th12	10	2	2	2	0	0	0	osteoporóza	65	muž	bipedikulární	subkutní	1753,1	9,5	33	43,83	52,59
4	1	0	L1	9	2	1	2	0	0	0	akutní komprese	74	muž	bipedikulární	akutní	1542	9,1	35	38,55	46,26
5	1	0	Th11	9	2	2	2	0	0	0	akutní komprese	57	žena	monopedikulární	akutní	385,1	5,3	20	9,63	11,55
6	1	0	Th7	8	2	0	0	0	0	imop	subkutní	58	žena	monopedikulární	subkutní	613	11	35	15,33	18,39
7	1	0	L3	9	1	1	1	0	0	imop	patologická	77	muž	bipedikulární	subkutní	2550,2	14	56	63,76	76,51
8	1	0	L1	9	6	6	0	0	0	trajektore	osteoporóza	78	žena	bipedikulární	subkutní	2101	16	33	52,53	63,03
9	3	0	Th12,L1	8	2	1	1	0	0	trajektore	osteoporóza	60	žena	monopedikulární	subkutní	3321,7	23	73	83,04	99,65
10	3	0	L1,L2,L3	10	2	2	0	0	0	0	osteoporóza	65	muž	monopedikulární	subkutní	2904,6	14	53	72,62	87,14
11	1	0	L3	8	2	2	0	0	0	0	osteoporóza	86	žena	bipedikulární	subkutní	1724,9	10	30	43,12	51,75
12	1	0	L2	9	2	1	0	0	0	0	osteoporóza	56	muž	monopedikulární	subkutní	1099,6	7,3	30	27,49	32,99
13	1	0	L1	8	1	1	0	0	0	0	osteoporóza	81	žena	monopedikulární	subkutní	919,6	8,2	38	22,99	27,59
14	2	0	L2,L4	9	1	0	0	0	0	imop	osteoporóza	78	muž	bipedikulární	subkutní	9253,2	20	54	231,33	277,60
15	2	0	L1,L2	9	2	1	0	0	0	0	osteoporóza	80	žena	bipedikulární	subkutní	4252,7	12	43	106,32	127,58
16	1	0	Th11	9	1	0	0	0	0	0	osteoporóza	80	žena	monopedikulární	subkutní	371,3	9,3	35	9,28	11,14
17	1	0	Th12	8	1	1	1	0	0	0	osteoporóza	57	žena	bipedikulární	subkutní	1570,3	9,4	32	39,26	47,11
18	1	0	L3	8	5	5	5	0	0	0	osteoporóza	67	muž	bipedikulární	subkutní	1677,7	8,1	34	41,94	50,33
19	1	0	Th8	8	0	0	0	0	0	0	osteoporóza	67	žena	monopedikulární	subkutní	303,1	8,2	33	7,58	9,09
20	1	0	L3	8	2	3	3	0	0	0	osteoporóza	78	žena	bipedikulární	akutní	3478,5	9	32	86,96	104,36
21	2	0	L1,L2	8	2	2	2	0	0	epi.únik	myelom	78	žena	monopedikulární	subkutní	3001,3	10	36	75,03	90,04
22	1	0	L2	8	0	1	1	0	0	0	osteoporóza	71	muž	bipedikulární	subkutní	2351	8	36	58,78	70,53
23	1	0	L2	7	0	0	0	0	0	0	osteoporóza	74	žena	monopedikulární	akutní	2220,3	8,1	35	55,51	66,61
24	1	0	L4	10	2	2	2	0	0	0	osteoporóza	76	žena	bipedikulární	subkutní	2908,2	8,5	25	72,71	87,25
25	1	0	L1	8	1	1	1	0	0	0	osteoporóza	80	muž	bipedikulární	chronická	2247,1	7,2	26	56,18	67,41
26	1	0	L2	9	0	0	0	0	0	0	osteoporóza	78	muž	bipedikulární	subkutní	3863,4	11	38	96,59	115,90
27	1	0	L1	9	5	5	5	0	0	0	osteoporóza	82	žena	bipedikulární	subkutní	3762,1	3,5	34	94,05	112,86
28	1	0	L1	8	3	3	3	0	0	0	osteoporóza	86	žena	monopedikulární	subkutní	876,2	7,2	28	21,91	26,29
29	1	0	L1	8	0	0	0	0	0	0	osteoporóza	82	žena	bipedikulární	subkutní	1227,3	8,2	27	30,68	36,82
30	3	0	Th12,L1	9	3						osteoporóza	79	žena	monopedikulární	subkutní	2499,4	14	41	62,49	74,98
31	1	0	L2	5	0						akutní komprese	55	muž	bipedikulární	akutní	2975,1	13	40	74,38	89,25
32	1	0	Th7	8	2	0	0	0	0	imop	osteoporóza	68	žena	monopedikulární	subkutní	663,4	2,5	27	16,59	19,90
33	1	0	Th7	7	2	0	0	0	0	0	lymfom	50	žena	monopedikulární	subkutní	867,9	15	42	21,70	26,04
34	1	0	L2	8	1						akutní komprese	74	muž	bipedikulární	akutní	2918,5	8	29	72,96	87,56

A - Počet obratlů
B - Symptomatické komplikace
C - Úroveň
D - Bolest před
E - Bolest těsně po výkonu
F - Bolest 3 dny po výkonu
G - Bolest za 3 měsíce
H - Tělo po výkonu
I - Komplikace žilní
J - Komplikace jiné
K - dg
L - Věk
M - Pohlaví
N - Přístup
O - Stáří fraktury
P - plošná kerma ve vzduchu
Q - Skiaskopický čas - min
R - Doba výkonu - min

Příloha 2 Soubor hodnot vztahující se k přístroji Philips AlluraClarity se systémem snižování dávky ClarityIQ

Pacient	Pohlaví	Věk	Skiaskop. čas [min.]	DAP [mGy.cm2]	DAP [cGy.cm2]	Segment páteře	Počet obratlů
1	M	65	4,37	1324,4	1324,4	L-1	1
2	Ž	77	7,39	2562,3	2562,3	Th-11,12	2
3	Ž	55	4,16	391,5	391,5	L-5	1
4	M	64	9,02	3817,2	3817,2	L-1	1
5	M	79	8,09	2042,2	2042,2	L-1	1
6	M	69	4,33	2130,2	2130,2	L-1	1
7	Ž	56	4,22	1028,9	1028,9	L-1	1
8	Ž	84	3,31	380,1	380,1	Th-11	1
9	M	74	3,24	3312,6	3312,6	L-1	1
10	Ž	59	7,5	1422,1	1422,1	Th	1
11	M	69	3,27	1010,6	1010,6	L-2	1
12	Ž	68	6,11	1732,6	1732,6	L-5	1
13	Ž	79	3,49	1673,5	1673,5	L	1
14	M	73	8,59	2449,6	2449,6	L-1,2,3	3
15	Ž	70	5,05	1854,9	1854,9	L-2,3	2
16	Ž	74	3,37	2277,7	2277,7	L-3	1
17	Ž	73	4,11	1039,4	1039,4	L-3	1
18	Ž	68	3,28	1150,0	1150,0	L-3	1
19	Ž	76	3,45	766,4	766,4	L-1	1
20	M	69	8,27	4178,4	4178,4	L-1,2,3	3
21	Ž	62	4,14	2324,0	2324,0	L-1	1
22	Ž	75	7,12	4586,4	4586,4	L-3	1
23	Ž	68	10,59	2752,6	2752,6	Th-8,12	2
24	Ž	84	4,24	998,6	998,6	L-1	1
25	Ž	86	4,17	2250,1	2250,1	L-1	1
26	M	83	3,39	2306,1	2306,1	L-2	1
27	Ž	61	7,44	4349,7	4349,7	L-1	1
28	Ž	84	7,08	1043,5	1043,5	Th-11,12	2
29	Ž	78	9,45	2416,6	2416,6	L-1,2,3	3
30	M	80	3,55	1236,9	1236,9	Th-12	1
31	Ž	87	3,2	1241,6	1241,6	L-4	1
32	M	68	5,4	1485,9	1485,9	L-3,4	2
33	Ž	75	5,27	3942,9	3942,9	L-1	1
34	Ž	67	5,33	1052,7	1052,7	Th-8	1
35	Ž	66	4,3	1915,2	1915,2	L-1	1
36	Ž	66	4	2606,0	2606,0	L-3	1
37	M	50	4,34	832,1	832,1	Th-11	1
38	Ž	79	7,15	4277,4	4277,4	L-3,4	2
39	Ž	67	6,28	2284,2	2284,2	Th-11,12	2
40	Ž	59	6,41	4787,3	4787,3	Th-12	1
41	Ž	72	9,05	2152,0	2152,0	Th-11,12	2
42	Ž	84	3,54	350,7	350,7	Th-12	1
43	Ž	74	6,49	2947,9	2947,9	L-1	1
44	Ž	82	6,12	8639,0	8639,0	L-2,4	2
45	Ž	77	4,54	1230,0	1230,0	L-2	1
46	Ž	73	9,48	4749,8	4749,8	L-1	1
47	Ž	77	3,57	676,8	676,8	L-3	1
48	M	67	11,55	4682,2	4682,2	Th-9,11,12	3
49	Ž	68	7	2242,8	2242,8	Th-11,12	2

Zdroj: Provozní deníky přístroje Philips AlluraClarity se systémem pro snižování dávky ClarityIQ za období let 2014 a 2015.