

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta biomedicínského inženýrství

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2016

VojtěchHák



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Porovnání vyšetřovacích metod RTG, CT
a MR v oblasti bederní páteře – vybrané
aspekty při zobrazení fraktur bederní páteře**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor práce: **Vojtěch Hák**

Vedoucí práce: MUDr. Hana Parobková

Kladno 2016



CZECH TECHNICAL UNIVERSITY IN PRAGUE

FACULTY OF BIOMEDICAL ENGINEERING

Department of Health Care Disciplines and Population Protection

**The Comparison of RTG, CT and MR methods
in lumbar backbone region - selected aspects
during the projection of lumbar backbone's
fractures**

Bachelor Thesis

Study Programme: Specialization in Health Care

Branch of study: Radiology Assistant

Author: **Vojtěch Hák**

Thesis advisor: MUDr. Hana Parobková

Kladno 2016

Zadání bakalářské práce

Student: **Vojtěch Hák**
Obor: Radiologický asistent
Téma: **Porovnání vyšetřovacích metod RTG, CT a MR v oblasti bederní páteře - Vybrané aspekty při zobrazení fraktur bederní páteře**
Téma anglicky: The Comparison of RTG, CT and MR Methods in Lumbar Backbone Region - Selected Aspects During the Projection of Lumbar Backbone's Fractures

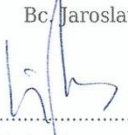
Zásady pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude porovnání zobrazovacích metod páteře - prostý snímek (RTG), počítačová tomografie (CT), magnetická rezonance (MR). V obecné části budou porovnány jednotlivé vyšetřovací metody z hlediska specifického uspořádání pracoviště, časové náročnosti vyšetření, radiační ochrany a vhodné indikace s ohledem na vyšetřovanou oblast a také možný vznik artefaktů při snímání. Cílem praktické části bude detailnější popis postupu volby zobrazovacích metod při diagnostice fraktury obratle. Studentovi bude k dispozici obrazová dokumentace vybraných pacientů z archivu pracoviště RDG oddělení Ústřední vojenské nemocnice Praha. Komparací retrospektivně sledovaných klinických údajů a obrazové dokumentace prakticky porovná, zda byla indikace k vyšetření s ohledem na vyšetřovanou oblast přínosem a pokusí se navrhnout optimalizaci diagnostického postupu z hlediska principů radiační ochrany.

Seznam odborné literatury:

- [1] MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA, Jan ŽIŽKA et al. , Protokoly MR zobrazování, Galén, 2014, 103 s., ISBN 9788074921094
- [2] KOČIŠ, Ján a Peter WENDSCHE, Poranění páteře, Galén, 2012, 171 s., ISBN 9788072628469
- [3] VOMÁČKA, Jaroslav, Zobrazovací metody pro radiologické asistenty, vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2015, 153 s., ISBN 978-80-244-4508-3
- [4] ALEXANDRU, Daniela, William SO, Evaluation and management of vertebral compression fractures, The Permanente Journ, Fall 2012, 16(4): 46-51, Přístupné z: PMID: PMC3523935 , 1552-5775 (Online)

zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: MUDr. Hana Parobková
Konzultant: Bc. Jaroslav Ráček


vedoucí katedry/ pracoviště


děkan

V Kladně dne 04.05.2016

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem **Porovnání vyšetřovacích metod RTG, CT a MR v oblasti bederní páteře – vybrané aspekty při zobrazení fraktur bederní páteře** vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně, 20. května 2016

.....

Vojtěch Hák

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval **MUDr. Haně Parobkové** za odborné vedení, trpělivost a ochotu, kterou mi při psaní této bakalářské práce věnovala. Dále chci poděkovat **RNDr. Jaromíru Uhlířovi** za odbornou pomoc a trpělivost, kterou mi věnoval při sestavování správnosti výpočtů. Poděkování patří rovněž i **PhDr. Františku Jírovi** a **Bc. Jaroslavu Ráčkovi**, za jejich věcné a konstruktivní rady, jimiž moji práci obohatili. **Ústřední vojenské nemocnici v Praze** chci poděkovat za poskytnutá data, která jsem v práci použil. Rovněž chci poděkovat i své rodině a blízkým za podporu při psaní.

ABSTRAKT:

V bakalářské práci „Porovnání vyšetřovacích metod RTG, CT a MR v oblasti bederní páteře – Vybrané aspekty při zobrazení fraktur bederní páteře“ jsem se zabýval problematikou volby správného diagnostického zobrazovacího vyšetření s ohledem na co nejvyšší diagnostickou výpověď o problémech pacienta pro lékaře a současně o co nejnižší radiační zátěž pro pacienta. Popsal jsem páteř, jako orgán, jednotlivé patologie na páteři a také jednotlivé zobrazovací metody, které mohou vést k jasné diagnóze a efektivní terapii.

V praktické části práce jsem provedl výpočty efektivních dávek, které jednotliví pacienti obdrželi z RTG a CT vyšetření, která předcházela vertebroplastickému výkonu. Na základě rozhovoru s mnoha lékaři, kazuistik, které jsem sestavil, obrazové dokumentace a výpočtů efektivních dávek pro konkrétní pacienty jsem se pokusil navrhnout z pozice radiologického asistenta optimální postup diagnostických zobrazovacích vyšetření, který pomůže ke správné diagnóze, volbě správné terapie a zohlední rovněž i radiační zátěž pro pacienta.

KLÍČOVÁ SLOVA:

Skiografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, optimalizace zobrazovacího procesu, vertebroplastika

ABSTRACT:

In "Comparison of imaging the lumbar spine using X-ray, CT and MRI – Selected aspects of lumbar spine fracture examination," I dealt with the issue of the correct choice of diagnostic imaging that gives the best diagnostic report of the patient's issues to the physician while exposing the patient to the lowest possible radiation dose. I described the spine itself, its various pathologies as well as various imaging methods that can lead to a clear diagnosis and effective therapy.

In the practical part, I calculated the effective doses individual patients have received from X-ray and CT examination that preceded a vertebroplasty procedure. Based on interviews with doctors, case studies I have compiled, visual documentation and calculations of effective doses for patients, I tried to propose an optimum set of steps for a radiology assistant to run a diagnostic imaging procedure, helping them to reach the correct diagnosis and select the right therapy while also taking into account the radiation burden to the patient.

KEY WORDS:

radiography, computed tomography, magnetic resonance, imaging process optimization, vertebroplasty

Obsah

1	Úvod.....	3
2	Současný stav řešené problematiky.....	5
3	Cíle práce.....	6
4	Teoretická část.....	7
4.1	Páteř obecně	7
4.2	Úseky páteře	8
4.2.1	Krční páteř	9
4.2.2	Hrudní páteř	9
4.2.3	Bederní páteř	10
4.2.4	Křížová páteř a kost křížová.....	11
4.2.5	Kostrč	12
4.3	Mícha a okolní struktury v oblasti páteřního sloupce.....	15
4.4	Přerušění míchy.....	17
4.5	Patologie na páteři	18
4.5.1	Zánětlivé změny.....	18
4.5.2	Degenerativní změny:.....	18
4.5.3	Traumatické změny	19
4.5.4	Léčebné postupy při zjištění fraktury obratle	23
4.6	Perkutánní vertebroplastika.....	24
4.7	Zobrazovací metody	30
4.7.1	RTG skiografie	30
4.7.2	Výpočetní tomografie (CT)	35
4.7.3	Magnetická rezonance (MRI)	42
4.8	Radiační ochrana	48
4.8.1	Stochastické a deterministické účinky IZ.....	48
4.8.2	Stádia interakce IZ s buňkou.....	49
4.8.3	Právní úprava radiační ochrany v ČR.....	49
4.8.4	Ochrana pacientů a personálu před ionizujícím zářením.....	50

4.9	Dozimetrické veličiny	52
5	Praktická část.....	55
5.1	Úvod do praktické části	55
5.2	Předmět a cíl práce	55
5.3	Metodologie	56
5.3.1	Výzkumný soubor	56
5.3.2	Kazuistiky	57
	Kazuistika č. 1.....	57
	Kazuistika č. 2.....	60
	Kazuistika č. 3.....	62
5.4	Zpracování dat a výsledky	65
5.4.1	Popis postupu volby zobrazovacích metod a jeho přínos	65
5.4.2	Návrh optimalizace diagnostického postupu z hlediska principů RO	66
5.5	Diskuze	72
6	Závěr	75
	Seznam použité literatury	76
	Seznam symbolů a zkratk.....	79
	Seznam obrázků	81
	Seznam tabulek	82
	Seznam příloh.....	83
	Vlastní přílohy	84

1 Úvod

V posledních letech přibývá v České republice pacientů s poraněním páteře. Do jisté míry tento jev koresponduje se zvyšujícím se věkovým průměrem české populace. Silné věkové ročníky se dostávají do věku kolem 55 roku života, kdy se začíná riziko poranění páteře z důvodu osteoporotického postižení zvyšovat. Každým rokem přibývá fraktur obratlů vzniklých na osteoporotickém podkladě. Osteoporózou trpí převážně lidé nad 55 let a vzhledem k tomu, že počet lidí v této věkové skupině v České republice stoupá, narůstá i počet osteoporotických zlomenin. Ne všechny tyto zlomeniny jsou ovšem zjištěny a často se stává, že pacient ani o zlomeném obratli nemusí vědět. Ke zjištění takové zlomeniny dojde často zcela náhodou a časté je i to, že bývá tato zlomenina již zhojena. Druhou příčinou zvyšujícího se trendu fraktur obratlů je oproti minulosti možnost většího aktivního volnočasového vyžití. Často se lidé věnují různým sportům, adrenalinovým zážitkům, nebo ne příliš bezpečným aktivitám. Toto všechno je v poslední době příčinou, kvůli které se zvyšuje riziko traumatického poranění páteře a fraktury obratle. Mezi další důvody vzniku fraktur na páteři se řadí různé domácí činnosti, běžný styl života a také zvyšující se pracovní tempo populace v produktivním věku.

Důvodem pro volbu tohoto tématu mi byl zvyšující se počet provedených vertebroplastických zákroků a zvyšující se počet diagnostických zobrazovacích vyšetření na RTG, CT a MRI. Chtěl jsem zjistit, zda se některá vyšetření neindikují s ohledem na radiační ochranu zbytečně a pokud ano, jakdocílit snížení radiační zátěže pacientů. Jelikož takovýchto pacientů přibývá, mám za to, že je vhodné se nad touto otázkou zamyslet. Tato práce byla realizována na podkladě dat poskytnutých RDG oddělením Ústřední vojenské nemocnice v Praze, které byly při práci použity a zohledněny.

V první části práce se zabývám anatomíí páteře, jako celku. Jsou zde probrány, jak jednotlivé úseky páteře, tak i anatomie okolních struktur interagujících s páteří. V souvislosti s páteří je nutné si uvědomit i rizika vyplývající z případných fraktur s ohledem na míšní kanál. Z toho důvodu je v této části práce zmíněna kapitola týkající se přerušení míchy, které při poškození páteře může hrozit.

Druhá část této bakalářské práce je věnována patologiím na páteři. Páteř je součástí skeletu a pohybového ústrojí. Existuje mnoho příčin výskytu různé patologie na páteři. V kapitole „Patologie na páteři“ jsou rozděleny chorobné změny páteře dle vzniku na zánětlivé, degenerativní a traumatické. Posledním typem jsou nádorové změny. Těm se v této kapitole nevěnuji z důvodu velice specifického vzniku jednotlivých nádorových struktur. Protože je téma bakalářské práce zaměřeno především na traumatické poranění bederní páteře, pak v této části práce je pozornost věnována především frakturám obratlů. S tím souvisí i terapie, kterou v případě zjištění fraktury obratle může lékař indikovat. Speciální kapitola je věnována operačnímu zákroku používanému při stabilní fraktuře obratlového těla. Tímto

zárokem je vertebroplastika, při níž je pacientovi do obratlového těla vpraven kostní cement.

Značná část práce je věnována jednotlivým zobrazovacím metodám, které mohou, při vhodné volně indikujícího lékaře vést ke zjištění pacientových obtíží. V jednotlivých kapitolách jsou rozebrány tři základní diagnostické zobrazovací metody – skiografie, výpočetní technika a magnetická rezonance. Každá z těchto modalit má svá specifika. Všechny tyto diagnostické modalities jsou v samostatných kapitolách rozebrány z hlediska principu, indikací k danému vyšetření, uspořádání pracoviště, časové náročnosti a v neposlední řadě jsou zde zohledněna specifika ochrany pacienta a personálu. Součástí všech kapitol jsou zmíněny i jednotlivé druhy artefaktů, které mohou ve výsledném obraze z daného vyšetření vzniknout.

V praktické části za pomoci tří kazuistik a obrazové dokumentace je prakticky porovnáno, jaký přínos mělo konkrétní vyšetření u konkrétního pacienta. Z celkového souboru 6 pacientů, jimž byla shodně indikována vertebroplastika jednoho obratlového těla v bederním úseku páteře, byly vytvořeny 3 skupiny. U první skupiny pacientů proběhlo před vertebroplastikou RTG a následně CT vyšetření. Druhá skupina pacientů byla indikována k RTG a následnému MRI vyšetření a třetí skupina byla vyšetřena na CT a MRI. Pro každou ze skupin byl vybrán jeden pacient, na němž bylo právě za pomoci kazuistiky a obrazové dokumentace z vyšetření, která měl, předvedeno jaký přínos konkrétní vyšetření pro lékaře s ohledem na diagnózu a volbu terapie mělo.

Dále je pak v praktické části zdůrazněno množství radiační zátěže, které daný pacient při vyšetření předcházejících vertebroplastický výkon obdržel. Konkrétně je radiační zátěž pro pacienta mezi jednotlivými pacienty porovnána z hlediska efektivní dávky. Byly provedeny výpočty z RTG a CT vyšetření, u pacientů, kteří těmito vyšetřeními prošli, přičemž byla zohledněna i délka celého snímaného úseku pacienta. Na základě těchto dat, obrazové dokumentace a kazuistik tří vybraných pacientů jsem se pokusil o navržení optimalizace diagnostického postupu z hlediska radiační ochrany.

2 Současný stav řešené problematiky

Problematice porovnání vyšetřovacích metod RTG, CT a MR se věnuje v současné literatuře hned několik literárních publikací. Ovšem porovnání těchto vyšetřovacích metod při zobrazování v oblasti bederní páteře s ohledem na radiční zátěž pro pacienta jsem se během psaní této práce neseťkal.

Z hlediska popsání anatomických struktur je velice kvalitní knižní publikace „Poranění páteře“, vydaná nakladatelstvím Galén a jejímiž hlavními autory jsou doc. MUDr. Ján Kočíš, Ph.D. a prof. MUDr. Peter Wendsche, CSc. Tato publikace je věnována výhradně páteři a poraněním páteřního sloupce. Velice podrobně jsou zde uvedeny konkrétní typy fraktur, které na páteři mohou vznikat a jejich terapii. Kniha je rovněž bohatě doprovázena obrazovým materiálem z vyšetření.

Z hlediska fyzikálního principu jednotlivých modalit jsou velice kvalitním zdrojem informací knižní publikace autorů Josefa Nekuly, Miroslava Heřmana, Jaroslava Vomáčky, Martina Köchera „Radiologie“ a knižní titul Jiřího Ferdy, Hynka Mírka, Jana Baxy a Alexandra Malána „Základy zobrazovacích metod“. Prvně zmiňovaný titul pochází z roku 2005 a vydavatelem je Univerzita Palackého v Olomouci. Kniha je členěna do kapitol věnujícím se diagnostickým vyšetřením, vždy se zaměřením na konkrétní systém lidského těla. Součástí této publikace jsou i kapitoly věnované podstatě vzniku obrazu z RTG, CT a MRI vyšetření.

Druhá zmiňovaná publikace pochází z roku 2015 a vydalo ji nakladatelství Galén. Oproti prvně zmiňovanému titulu jde v tomto případě o publikaci, která je rozčleněna sice do krátkých kapitol, ale již z obsahu knihy je patrné o čem všem se můžeme v konkrétní kapitole dozvědět. Při používání této knihy lze ocenit především kvalitní, místy i barevnou obrazovou dokumentaci z jednotlivých vyšetření, dále pak jasně a srozumitelně popsanou problematiku daného vyšetření, postupy, principy zobrazení a komplexní pojetí celé problematiky diagnostických vyšetření se zaměřením na určitý tělesný orgán, či strukturu.

3 Cíle práce

Cílem práce je popsat postup volby zobrazovacích metod při diagnostice fraktury obratle u konkrétních pacientů. Na základě kazuistik a obrazové dokumentace vybraných pacientů z archivu pracoviště RDG oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze, kteří byli indikováni v návaznosti na tato vyšetření k vertebroplastickému zákroku, by mělo být zřejmé, jaké vyšetření mělo pro určení správné diagnózy a pro zvolení správného terapeutického postupu jaký přínos.

Druhým cílem práce je pokus o navržení optimalizace diagnostického postupu, při zjišťování vhodnosti vertebroplastického zákroku, z hlediska principů radiační ochrany. Tento cíl by měl být naplněn na podkladě výpočtů efektivních dávek z vyšetření konkrétních pacientů, obecně platných schopností jednotlivých modalit zobrazovat různé druhy struktur, z nichž vyplívá pro lékaře očekávaný diagnostický přínos, dále pak také na podkladě kazuistik a obrazové dokumentace z vyšetření.

4 Teoretická část

„Kvalitní vyšetření a ošetření úrazů páteře předpokládá úplné porozumění této specifické funkční jednotce. Zhodnocení jejich anatomických souvislostí, biomechanické stability, a v tomto smyslu i charakteru zranění, rozhoduje o výsledku léčení a do značné míry také o trvalých následcích.“(Lukáš, 2012)

4.1 Páteř obecně

Páteř, latinsky columna vertebrarum, nebo také spina představuje v lidském těle kostěný pilíř sestávající se z 33 až 34 obratlů lat. vertebrae spojených meziobratlovými disky lat. discus intervertebralis. Páteř rozdělujeme na 5 oddílů: krční – vertebrae cervicales, hrudní – vertebrae thoracicae, bederní – vertebrae lumbales, křížovou – vertebrae sacrales a kostrční, Páteř křížová a kostrční srůstem obratlů v dospělosti tvoří kost křížovou – os coccygis.

Obratle leží pod sebou v takové pozici, že svým postavením a tvarem tvoří kostěný prstenec obklopující otvor, kterým prochází mícha lat. myelos a všechny nervy z míchy vycházející od mozku dolů. Tímto postavením poskytují obratle míše a nervům z ní vycházejícím ochranu před jejich poškozením.(Corazza, a další, 1990 str. 517)

Obratle se liší podle oddílů páteře svým tvarem i svojí funkcí. Základní stavbu mají ale všechny obratle stejnou: tělo lat. corpus vertebrae, které nese váhu jedince a obratlový oblouk lat. arcus vertebrae, jež obkružuje míchu a má funkci ochrannou. Obratlový oblouk má na každé straně pedikl pediculus arcus vertebrae, který tvoří užší patku. Dále pak obratlový oblouk tvoří i dorzálně umístěná širší lamela lat. lamina arcus vertebrae. Pedikly jsou krátké, široké a kraniálně prohloubené, čímž tvoří zářezy, které pedikly ohraničují. Tyto zářezy dvou sousedících obratlů spolu tvoří foramen intervertebrale, kterým prochází patřičný míšní nerv nervus spinalis. Funkcí lamely je nést processus transversus a processus articularis superior et inferior.

Meziobratlové disky, nebo též meziobratlové ploténky jsou umístěny vždy mezi dvěma sousedícími obratli a to od C2 po os sacrum. Meziobratlových plotének je 23, o jednu méně, než je samostatných obratlů, protože mezi C1 a C2 disk není, stejně tak jako mezi obratli srostlými v os coccygis a os sacrum. Funkcí meziobratlových disků je tlumit nárazy a otřesy, které jsou vyvíjeny na jednotlivé obratle během celého života jedince a zamezují vzájemnému tření obratlů. Zároveň umožňují současný pohyb obratlů a přispívají tak k ohebnosti a síle páteře.

Velikostně odpovídají meziobratlové disky vždy tělům dvou sousedících obratlů a jejich tloušťka se liší jak v rámci jednoho disku, tak i v rámci úrovně páteře. Výška všech meziobratlových plotének dohromady tvoří zhruba pětinu až čtvrtinu celkové délky páteře.

Nejsilnější meziobratlové disky se nacházejí v lumbální oblasti páteře, kde je na meziobratlové disky vyvíjen nejvyšší tlak, a naopak nejtenčí jsou v oblasti horní části páteře hrudní. (Kočič, a další, 2012 str. 6)

Meziobratlové disky přispívají velmi výrazně k tvarování páteře, která je umístěna ve vertikální gravitační ose těla. Tato osa je pomyslná přímka, jež je zakřivením páteře několikrát ve svém průběhu křížována. Účelem těchto zakřivení páteře je poskytnout tělu výrazně větší pevnost a stabilitu, než kterou by mohla poskytnout rovná páteř. (Marshall Editions Limited, 1991 str. 25)

Zatímco meziobratlové disky krčních obratlů a bederních obratlů jsou tenčí v zadní části a přispívají tak k lordóze páteře, tak meziobratlové disky hrudních obratlů jsou vpředu i vzadu stejně tlusté, což znamená, že se nepodílejí na tvorbě kyfózy. (Kočič, a další, 2012 str. 6)

Každou meziobratlovou ploténku tvoří vazivová chrupavka. Ta sestává ze dvou částí. Vnější část se nazývá anulus fibrosus a vnitřek meziobratlové destičky tvoří spíše gelovitá hmota převážně z kolagenu a vody - nucleus pulposus.

Anulus fibrosus je tvořen lamelami vazivové chrupavky cirkulárně probíhajícími a připomínajícími prsteneč. Vlákna těchto lamel probíhají pod určitým sklonem a směrem. Vlákna, která spolu sousedí, se v závislosti na úseku páteře navzájem kříží pod úhlem od 30 do 80°. Spojení meziobratlové destičky s obratlem uskutečňuje okrajová zóna disku, která je připevněna velice silnými svazky vazivových vláken k periostu (okostici) obratlových těl a k podélným vazům páteře. (Kočič, a další, 2012 str. 6)

Nucleus pulposus, čili jádro meziobratlové destičky je po narození jedince měkké konzistence a je tvořeno z mukoidního materiálu. V průběhu prvních deseti let ovšem buňky chorda dorsalis, které jádro tvoří po narození jedince, vymizí. Mukoidní materiál je u stárnutí jedince s věkem více nahrazován vazivovou chrupavkou a stává se hůře odlišitelným od okolního fibrózního prstence. (Kočič, a další, 2012 str. 6)

Meziobratlové disky jsou vyživovány cévami, ale pouze do 8. roku života. Poté je již výživa disků závislá na difúzi.

4.2 Úseky páteře

Jak již bylo popsáno výše, páteř se skládá z pěti oddílů. Tyto se od sebe liší nejen tvarem jednotlivých obratlů, ale rovněž svojí funkcí a volností pohybů.

4.2.1 Krční páteř

Krční páteř je tvořena 7 krčními obratli. První obratel se nazývá nosič, lat. atlas viz. obrázek 1 a druhý krční obratel nese název čepovec, lat. axis viz. obrázek 2. Tyto dva krční obratle se od ostatních pěti výrazně liší svým tvarem a hlavně funkcí, kterou vykonávají. Atlas jako jediný obratel nemá tělo ani trnový výběžek. Skládá se z prstence dvou kostěných oblouků lat. *massae laterales*, které jsou vpředu i vzadu spojeny a uprostřed tvoří trojúhelníkovitý otvor. V horní části atlasu se vlevo i vpravo nacházejí dvě ovoidní kloubní plošky, do nichž zapadají hrboly lebeční kosti týlní. Mimo toto spojení lebky s páteří je lebka k páteři upevněna i pevným vazivem. Zesponu do atlasu vstupuje kostní výběžek zvaný zub lat. *dens axis*, jako součást druhého krčního obratle – *axisu*. Toto vzájemné postavení umožňuje atlasu, který nese lebku otáčivé pohyby. Funkcí atlasu je tedy kromě toho, že nese lebku i rotace lebky. (Marshall Editions Limited, 1991 str. 25)

Krční obratle jsou nejpohyblivějšími ze všech obratlů páteře. Umožňují, nejen předklon a záklon, ale umožňují i ze všech obratlů největší pohyb do stran. Tvarově mají nejmenší rozměry ze všech samostatných obratlů. V medicíně se běžně pro krční obratle používá zápis od C1 po C7. Jejich obratlové tělo je sice malé, nicméně relativně široké. Přední strana a plocha obratlového těla je konvexní (vypouklá), nebo je zadní část těla konkávní (vyhloubená). Dolní terminální plocha obratle je konkávního tvaru, ale má poněkud konvexní přední okraj, který překrývá částečně přední plochu meziobratlového disku. Typické tělo krčního obratle dosahuje výšky 14 až 16 mm. Pedikly krčních obratlů jsou postaveny dorzolaterálně a dlouhé lamely, díky svému dorzomediálnímu postavení s nimi uzavírají poměrně velký trojúhelníkový otvor. Trnový výběžek je krátký a na konci rozvětvený ve dva nestejně veliké hrbolky. Příčný výběžek krčního obratle sestává ze dvou částí. První odpovídá původnímu příčnému výběžku. Tato mediálně přiléhá k obratlovému tělu a oblouku. Druhá část příčného výběžku krčního obratle se vyvinula z kostálního výběžku. Nachází se od obratlového těla laterálně a uzavírá otvor tzv. *foramen transversarium*. Tímto otvorem prochází *arteria vertebralis* spolu s jednou až dvěma *venae vertebrales*. Tato druhá část příčného výběžku vybíhá v hrbolky *tuberculum anterius* a *tuberculum posterius*. *Tuberculum anterius* je delší než *tuberculum posterius* a z krčních obratlů je nejdelší na šestém obratli. Zatímco kloubní plošky horních kloubních výběžků směřují šikmo dorzokraniálně, tak směr kloubních plošek dolních výběžků je ventrokaudální (předospodní). (Kočiš, a další, 2012 stránky 2-3)

4.2.2 Hrudní páteř

Druhým úsekem páteře je páteř hrudní. Ta se skládá z 12 hrudních obratlů lat. *vertebrae thoracicae*, které nesou označení Th1 až Th12. Ty se podobně, jako obratle krční kaudálním směrem zvětšují v závislosti na větší zátěži kaudálněji položených obratlů. Typický hrudní obratel je znázorněn na obrázku 3.

Hrudní obratle tvoří horní část zad a současně nesou všech 12 párů žeber, které tvoří spolu s hrudní kostí a právě hrudními obratli hrudní koš. Kloubní spojení žeber a hrudních

obratlů se nazývá facety. Facety jsou kloubní plošky miskovitého tvaru a nachází se po bočních stranách obratlových těl i příčných výběžků obratlů. (Marshall Editions Limited, 1991 str. 23)

Těla hrudních obratlů jsou válcovitého tvaru a přibližně stejných rozměrů jak v ose předozadní, tak i v ose příčné. Výška těl se pohybuje mezi 20 až 25 mm. Lamely jsou široké a krátké. Pedikly obratlového oblouku se kaudálně ztlustují, směřují přímo dozadu a spolu s lamelami tvoří malý kruhový obratlový otvor, jímž prochází mícha. Velké příčné výběžky jsou umístěny dorzolaterálně a nesou vpředu umístěnou kloubní plošku pro spojení s žebním hrbolkem fovea costalis transversalis. Kaudálním směrem se příčné výběžky zkracují. Trnový výběžek hrudních obratlů směřuje šikmo dolů a je delší, než trnové výběžky obratlů krčních. Tvar posledního hrudního obratle připomíná typický obratel bederní. Spojení mezi dvanáctým hrudním obratlem a prvním obratlem bederním je provedeno pomocí processus articularis inferior, který kooperuje s lumbálním processus mamillaris. superior (Kočiš, a další, 2012 stránky 3-4)

4.2.3 Bederní páteř

Největší obratlová těla mají obratle bederní páteře. Jejich mohutnost a velikost je důležitá, jelikož na nich spočívá největší váha a tlak těla. Bederní obratle nesou označení L1 až L5. (Marshall Editions Limited, 1991 str. 24)

Těla bederních obratlů, viz. obrázek 4, jsou širší v příčné ose, než v ose předozadní. Výška těl bederních obratlů dosahuje maximálně 30 mm. Obratlové pedikly jsou krátké a spolu s trnovým výběžkem, jež směřuje téměř horizontálně, tvoří trojúhelníkový obratlový otvor. Tvarově je trnový výběžek oproti trnovým výběžkům krčních a hrudních obratlů u obratlů bederních čtyřhranný a ztlustělý při svém dolním i horním okraji. (Kočiš, a další, 2012 str. 4)

Na trnový výběžek přiléhají dolní a horní kloubní výběžky. Horní výběžky jsou postaveny dorzálním směrem a skládají se z kloubních plošek processus articularis superior konkávního tvaru, které kooperují s výše položeným obratlem. Dále horní výběžky obsahují hrubé výběžky processus mamillaris. Dolní kloubní výběžky nesou laterálně umístěné processus costarius a na kaudální části dolních kloubních výběžků se nalézají processus accessorius. Processus costarius jsou tvarově tenké a dlouhé, nicméně ztratily v průběhu evoluce u člověka v bederní oblasti význam, jelikož se na bederní obratle již žádná žebra neuchycují. Nejmasivnější processus costarius nese obratel L5.

Processus accessorius odstupují dorzokaudálním směrem od processus costarius a jsou pozůstatkem po původních processus transversi spolu s processus mamillares. (Kočiš, a další, 2012 str. 4)

4.2.4 Křížová páteř a kost křížová

Další úsek páteře tvoří křížové obratle srůstající v kost křížovou *lat. os sacrum*, která je vyobrazena na obrázku 5. Křížové obratle se značí od S1 po S5 a tento páteřní úsek tvoří současně s pánevními kostmi, mezi které jsou tyto obratle vklíněné, součástí pánve. Tvarově je celá kost křížová nápadně podobná trojúhelníku. Horní plocha křížové kosti je širší a nazývá se *basis ossis sacri*. Tato naléhá na poslední bederní obratel, s nímž tvoří lumbosakrální úhel. Poslední bederní obratel je s kostí křížovou spojen *processus articularis inferior* obratle L5 a *processus articularis superior* původního obratle S1. Mezi pátým bederním a prvním křížovým obratlem se nachází nejnižší položená meziobratlová destička. Spodní část křížové kosti je výrazně užší a je chrupavkou spojena s kostrčí. (Kočiš, a další str. 4)(Dylevský, 2009 str. 130)

Struktura ventrální (přední) plochy křížové kosti je hladká a pouze ve střední oblasti jí prochází čtyři příčně orientované kostěné hrany, které vyznačují linie těl pěti srostlých křížových obratlů. Dorsální plocha kosti křížové na sobě nese řadu pěti kostěných hran svislého směru, z nichž nejvýraznější je střední hrana *lat. crista sacralia mediana*, která je pozůstatkem po původních trnových výbězcích křížových obratlů a je nepárová. *Crista sacralis mediana* dosahuje pouze do úrovně S4, jelikož u obratle S5 nedochází ke srůstu obratlového oblouku. Za původními obratlovými těly se nachází křížový kanál *lat. canalis sacralis*, jenž vznikl spojením obratlových otvorů a je pokračováním páteřního kanálu. Po laterálních hranách křížové kosti jsou viditelné v rozsahu S1 až S3 poměrně rozsáhlé kloubní plochy *facies auricularis*, které tvoří spojení křížové kosti s kostmi kyčelními. (Dylevský, 2009 str. 130)

Do *canalis sacralis* vedou z ventrální i dorsální plochy čtyři páry otvorů, jež odpovídají intervertebrálním otvorům krčních, hrudních a bederních obratlů. Tyto se nazývají v oblasti křížové kosti ve ventrální ploše *foramina sacralia anteriora* a v dorsální ploše *foramina sacralia posteriora*. (Dylevský, 2009 str. 130)

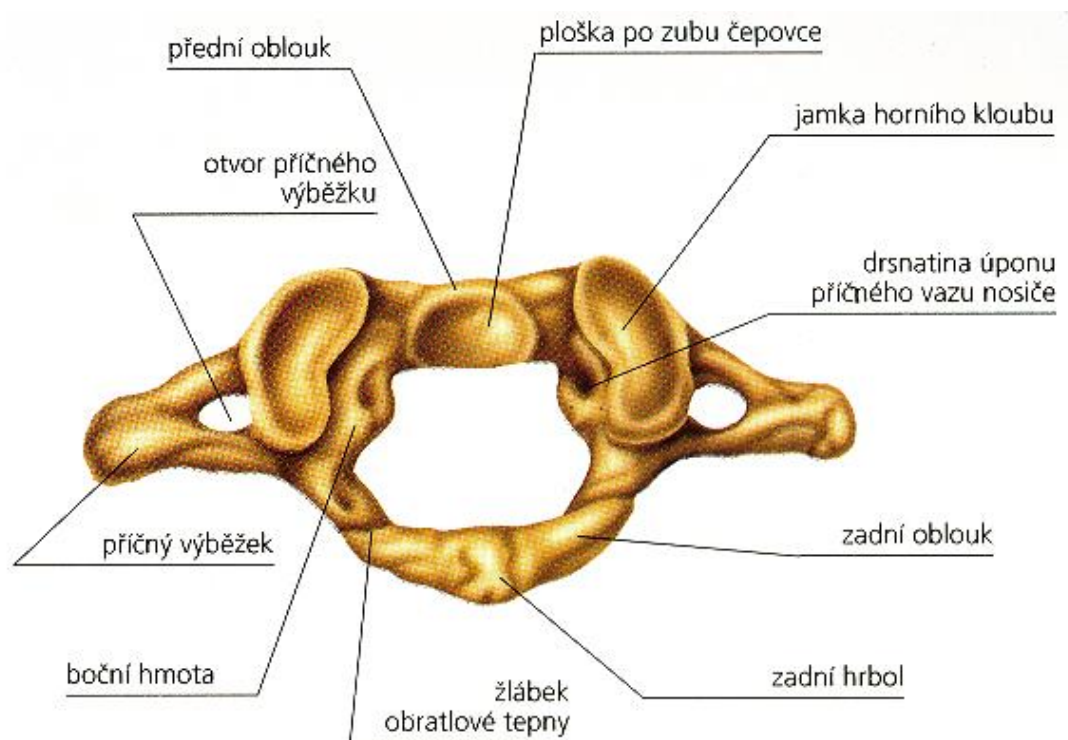
Kaudálním směrem je křížová kost jako celek zakončena tupým vrcholem pomyslného trojúhelníkovitého tvaru křížové kosti *apex ossis sacri* a tento je spojením s kostrční kostí. (Kočiš, a další, 2012 stránky 4-5)

Funkcí křížové kosti, vzhledem k tomu, že je součástí pánve a je nepohyblivou částí páteře, je jejím prostřednictvím umožňovat přenos a rozložení zatížení hlavy, horních končetin, trupu do kostry pánevní oblasti a následný přenos zátěže na dolní končetiny. Dá se říci, že křížová kost je jakýmsi vyrovnávacím článkem mezi zatížením horní poloviny těla a dolních končetin. Přenos neprochází pouze jednosměrně z horní poloviny těla na dolní končetiny, ale při chůzi je tomu právě naopak. (Dylevský, 2009 str. 132)

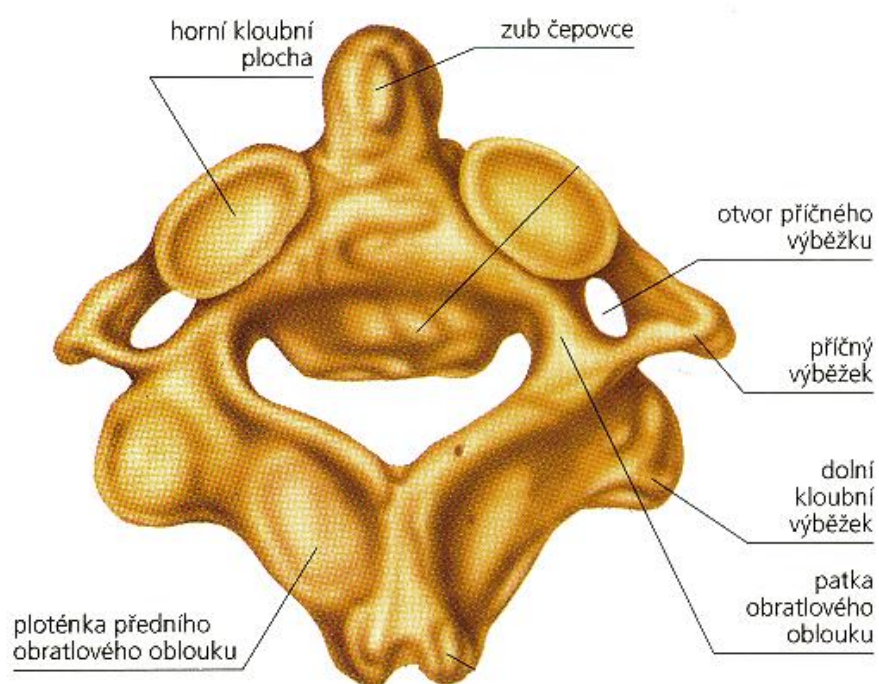
4.2.5 Kostrč

Posledním oddílem páteře je kostrč lat. os coccygis. Kostrč nemá u člověka žádnou funkci. Patrně je pozůstatkem po ocasu, který postupem evoluce u člověka zakrněl.

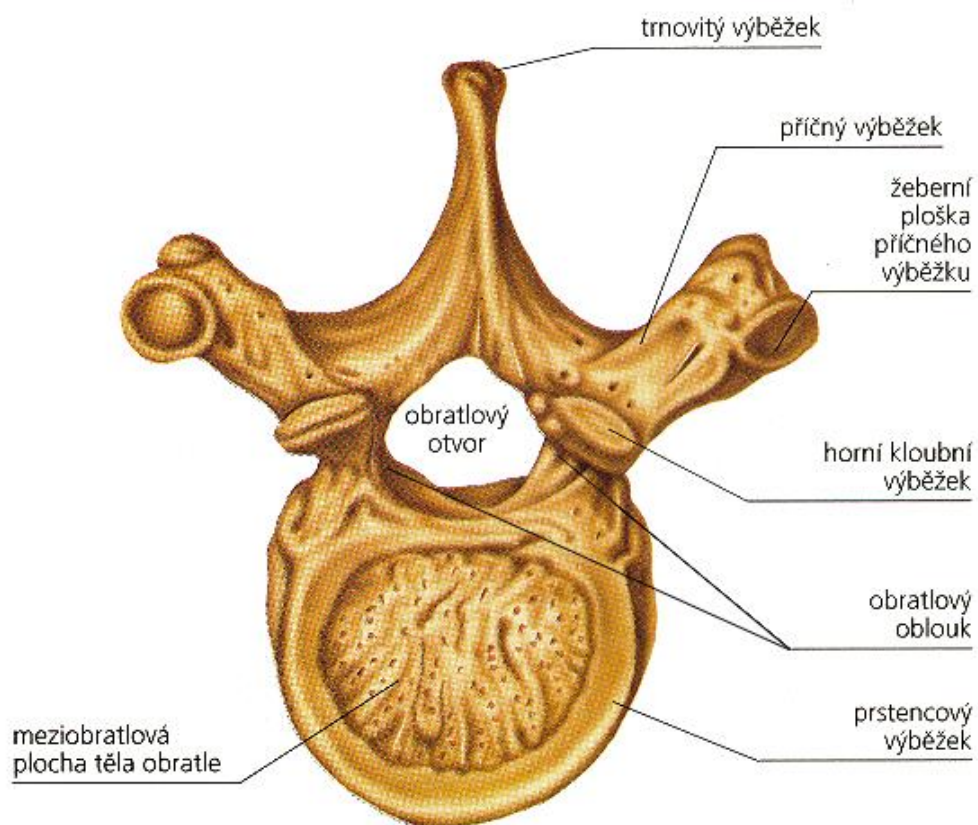
Její trojúhelníkovitý tvar získala srůstem rudimentárních obratlů zmenšující se velikosti. Tyto obratle se značí Co1 až Co5. Ne všichni ovšem mají pět obratlů kostrčních. Jsou jedinci, kteří mají pouze tři kostrční obratle. K tomuto rozdílu mezi jedinci dochází v důsledku evoluce. Co1 bývá od ostatních obratlových rudimentů oddělen a jeho horní plocha – báze kostrče, která odpovídá právě Co1 je vybavena oválnou ploškou, kterou se spojuje kostrč s apex ossis sacri. Co1 je také jediný kostrční obratel vybavený dorzolaterálně vybíhajícími výběžky cornua coccygea, které jsou následně pomocí vazů propojeny s cornua sacralia vybíhajícím proti nim z posledního křížového rudimentárního obratle. Od obratle C2 dále se již žádné výběžky na obratlových rudimentech nevyskytují.



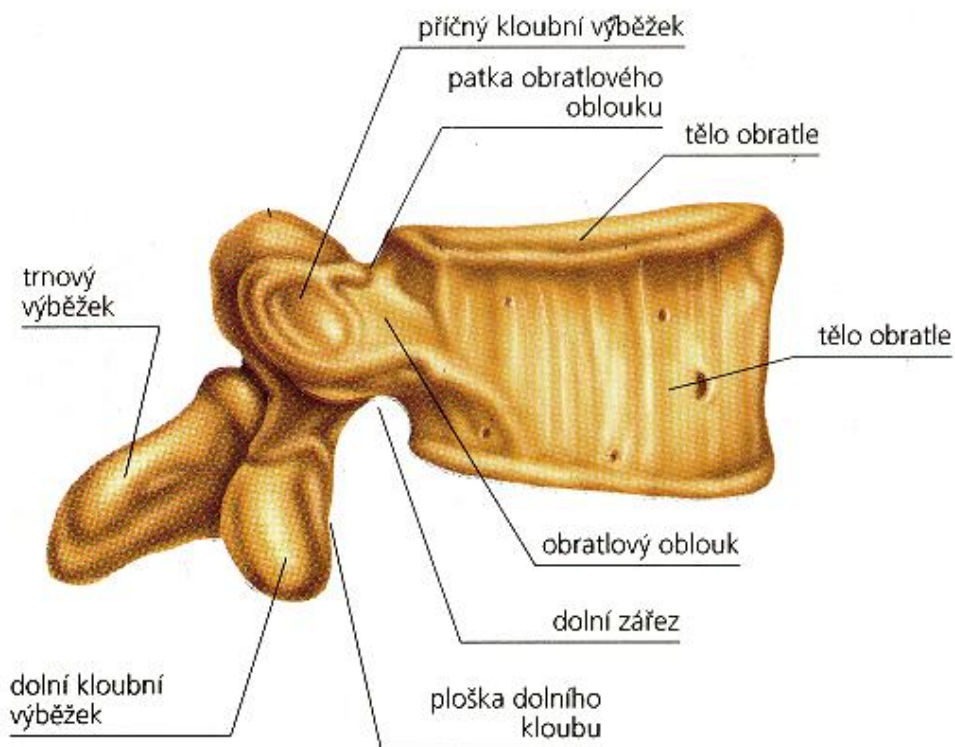
Obrázek 1 První krční obratel – atlas(Vítek, [b.r.])



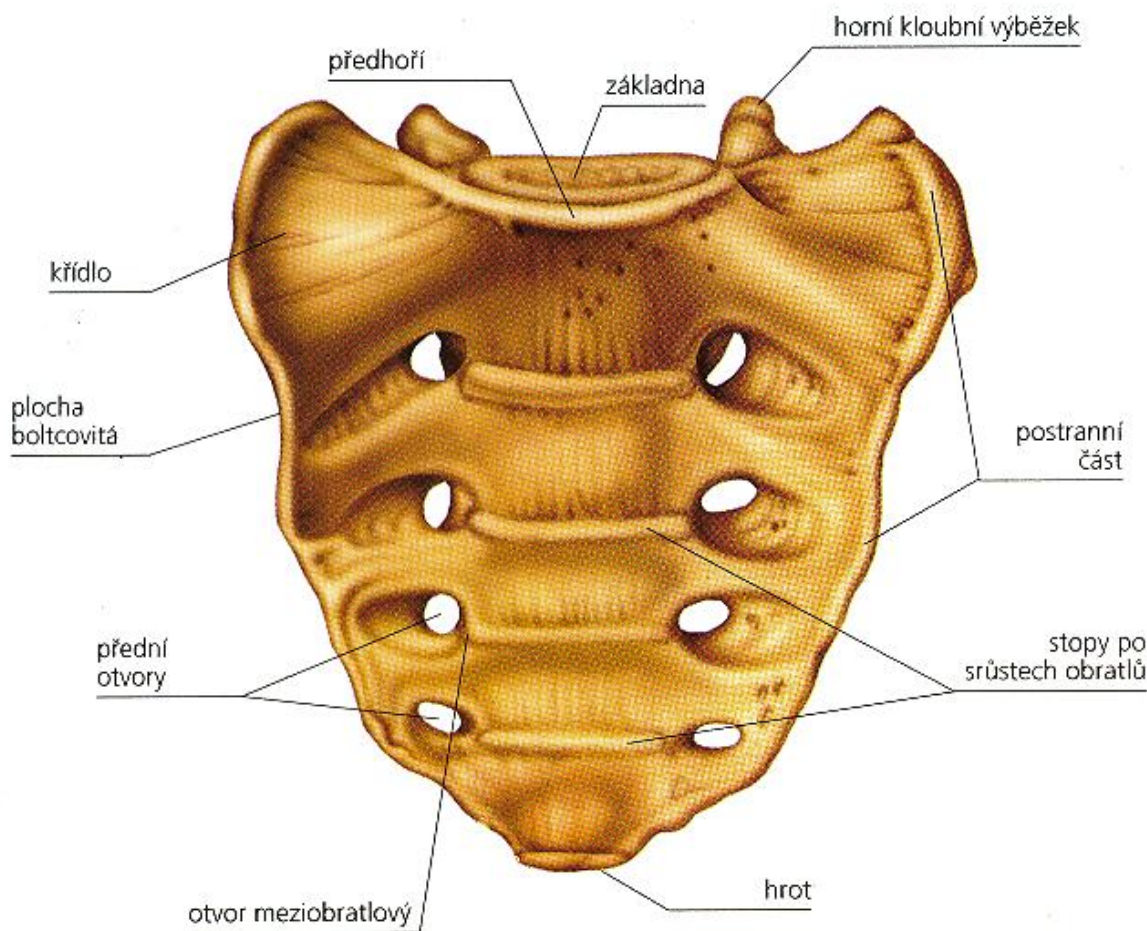
Obrázek 2 Druhý krční obratel - axis(Vítek, [b.r.])



Obrázek 3 Hrudní obratel(Vítek, [b.r.])



Obrázek 4 Bederní obratel(Vítek, [b.r.])



Obrázek 5 Kost křížová(Vítek, [b.r.]

4.3 Mícha a okolní struktury v oblasti páteřního sloupce

Páteřním kanálem prochází mícha lat. medulla spinalis s míšními kořeny, z nichž odstupují míšní nervy a v páteřním kanálu se také vedou venózní pleteně. Mícha je plynulým pokračováním prodloužené míchy, která se nachází na jejím kraniálním konci. Kaudálně sahá do úrovně druhého bederního obratle. Délka míchy je 40 až 45 cm a šířka odpovídá přibližně tloušťce malíku horní končetiny.

Mícha je obalena tvrdou plenou míšní lat. dura mater spinalis, měkkou plenou míšní lat. pia mater spinalis a pavučnicí lat. arachnoidea spinalis. Páteřní periost a ligamenta jsou od tvrdé pleny míšní odděleny epidurálním prostorem. Ten tvoří pro míchu a míšní kořeny vak lat. saccus durae matris spinalis. Kraniálně je upevněn k foramen magnum a dorsální straně obratlových těl C2 a C3. Na kaudálním konci se tento vak zužuje a v úrovni S2 přechází v tenké vlákno filum durae matris spinale, pokračující kaudálně až do oblasti kostrče, kde se mísí s periostem. (Kočiš, a další, 2012 str. 14)

Dura kolem kořenů vytváří výběžky trubicovitého tvaru, které z páteřního kanálu vystupují odpovídajícími meziobratlovými otvory. Epidurální prostor vyplňují venózní pleteně a řídké tukové vazivo. Páteřní venózní pleteně se dělí na zevní pleteně plexus venosi vertebrales externi a vnitřní plexus venosi vertebrales interni. Jak zevní, tak i vnitřní pleteně sahají od baze lební po kost křížovou. Jak plexus venosi vertebrales externi, tak i plexus venosi vertebrales interni se dělí na přední a zadní. Zatímco přední vnější pleteně prochází vertikálně na přední straně obratlových těl a zadní vnější pleteně podél zadní strany obratlových oblouků, tak přední vnitřní pleteně prochází vertikálně podél zadní strany obratlových oblouků a zadní vnitřní pleteně podél přední strany obratlových oblouků. (Kočiš, a další, 2012 str. 14)

Při pohledu na axiální řez míchou je patrná struktura celé míchy viz obrázky, kde v centrální části probíhá podélně středem míchy kanálek lat. canalis centralis obsahující mozkomíšní mok lat. liquor cerebrospinalis. Laterálně od něj je následně šedá hmota míšňat lat. substantia grisea, svým rozložením v míše připomínající písmeno H, z níž jsou tvořeny i přední a zadní míšňí rohy. Kolem šedé hmoty míšňí se nachází bílá míšňí hmota lat. substantia alba.

Dostředivá (senzitivní) vlákna z míšňích nervů jsou přiváděna přes míšňí uzliny a následně pak přes zadní kořeny míšňích nervů do zadních míšňích rohů, které obsahují smyslové (senzitivní) neurony. Naopak z předních míšňích rohů, obsahujících motorické neurony, vystupují přední kořeny míšňích nervů, které vedou odstředivá (motorická) vlákna, která inervují příčně pruhované svalstvo. Spojením předního a zadního míšňího kořene vzniká míšňí nerv. Zadní rohy míšňí jsou užší, než míšňí rohy přední. V šedé hmotě probíhají jednoduché míšňí reflexy, jako je například reflex při popálení. Z míchy vystupuje meziobratlovými otvory celkem 31 párů míšňích nervů. (Vítek, [b.r.]

Bílá míšňí hmota se stává z různých druhů vláken, jejichž uskupení se nazývají dráhy. V případě míšňí bílé hmoty jsou míšňí dráhy utvořeny ze tří provazců v každé polovině míchy. Tyto jsou ohraničeny předním a zadním zářezem na míše. (Vítek, [b.r.]

Zadní provazce sestávají z drah, převádějících vzruchy, či podráždění od receptorů, nebo z nižších oddílů CNS do vyšších oddílů CNS. Tyto dráhy se nazývají vzestupné (senzitivní) dráhy. Pomocí nich dostává mozek senzitivní impulzy. Naopak přední provazce obsahují dráhy, které vedou impulzy opačným směrem – tedy z kůry mozkové do nižších etáží CNS k efektorům, tj. ke svalům. Tyto dráhy se nazývají sestupné (motorické) dráhy a přivádějí impulzy pro pohyb končetin a trupu. Tyto impulzy jsou chtěné a každý jedinec si je uvědomuje. Třetími provazci jsou postranní míšňí provazce, které sestávají z obou typů drah. To znamená, že obsahují jak vzestupné senzitivní dráhy, tak i sestupné motorické dráhy. (Vítek, [b.r.] (Dylevský, 2009)

Míšňí nervy lat. nervi spinales jsou tvořeny spojením předních a zadních míšňích kořenů. Míšňí nervy, které vystupují z meziobratlových otvorů, se každý dělí na mohutnou větev ramus ventralis a slabší ramus dorsalis. (Dylevský, 2009 str. 456)

Z míchy odstupuje celkem 31 párů míšních nervů. Tyto rozlišujeme do pěti skupin podle toho, v jaké výšce z páteřního kanálu odstupují. Krčních nervů je celkem osm párů a vystupují v úseku krční páteře mezi obratli C_1 až C_7 . Krční nervy jsou určeny pro inervaci hlavy, krku a horních končetin. Druhou skupinou jsou nervy hrudní, kterých se v lidském těle nachází dvanáct párů a vystupují v rozsahu páteře od Th_1 po Th_{12} . Hrudní nervy inervují svalstvo a kůži oblasti hrudníku a zad. Pět párů bederních nervů tvoří třetí skupinu. Ty vystupují v úseku mezi L_1 až L_5 a inervují oblast pánve, stehen a zevních pohlavních orgánů. Předposlední skupinu tvoří pět párů křížových nervů, odstupujících z páteřního kanálu v úseku S_1 až S_5 . Křížové nervy inervují svaly a kůži dolních končetin a hýžděvé svalstvo. Poslední pár míšních nervů tvoří kostrční nerv lat. nervus coccygeus. Jeho funkce je bezvýznamná.

(Dylevský, 2009 stránky 456 - 457)

4.4 Přerušění míchy

S odstupujícími nervy souvisí i případné přerušění míchy v důsledku všemožných úrazů, cévních, zánětlivých degenerativních, nádorových, demyelizačních a jiných onemocnění. To jak jedince přerušění míchy, které je nevratné ovlivní, logicky vyplývá i z lokace, kde k přerušění došlo. Veškerá inervace těla kaudálně od místa přerušění míchy vypadává a stává se nefunkční.

Zjednodušeně lze tato postižení charakterizovat takto:

Přerušění míchy v oblasti mezi C_1 až C_4 – má za následek úplnou nebo alespoň částečnou obrnu všech čtyř končetin, poruchu veškeré citlivosti směrem pod místem přerušění míchy. Dále má přerušění míchy, při částečné obrně, v tomto úseku za následek poruchy dýchání, problémy s pohybem a s určováním polohy končetin. (Dylevský, 2009 str. 454)

Přerušění míchy v úseku C_5 až Th_1 – má za následek částečnou ztrátu hybnosti horních končetin, spastickou, tj. křečovou částečnou ztrátu hybnosti dolních končetin, insuficienci svěračů a poruchu citlivosti pod místem přerušění. (VOŠ zdravotnická a Střední zdravotnická škola, Hradec Králové, [b.r.])

Přerušění míchy v úseku Th_2 až Th_{12} – způsobuje poruchu citlivosti pod místem přerušění, dále pak úplnou obrnu dolních končetin a také insuficienci svěračů. Horní končetiny zůstávají bez postižení. (Dylevský, 2009 str. 454) (VOŠ zdravotnická a Střední zdravotnická škola, Hradec Králové, [b.r.])

Přerušění míchy v úseku L_1 až S_2 – je příčinou obrny dolních končetin spolu s výpadky jejich citlivosti a také poruchu citlivosti v perianální krajině, tj. v krajině okolo análního otvoru jedince. (Dylevský, 2009 str. 454)

„Při poruše v úseku L_4 až S_2 vznikají obrny hýžděvých svalů, svalů na zadní straně stehna a obrny svalů bérce. Při všech úplných lézích míchy dochází i k dalším poruchám

svěračů a výpadkům v oblasti autonomní inervace. Nejzávažnější jsou poruchy močových a análních svěračů při porušení S₃-S₅.“ (Dylevský, 2009 str. 454)

V klinické praxi v tomto případě hovoříme o tzv. syndromu kaudy.

4.5 Patologie na páteři

Diagnostická vyšetření typu skiografie, CT, MRI a další se v oblasti páteře a páteřního kanálu indikují z mnoha důvodů, různé etiologie. Obecně lze změny na páteři rozdělit na traumatické, degenerativní, nádorové, vrozené, zánětlivé, difuzní osteoporózu a diskopatii.

4.5.1 Zánětlivé změny

Zánětlivé procesy na páteři, míše a na míšních plenách mohou být způsobeny viry, mykotickými, či tuberkulosními bakteriemi, či meningoencefalitickým onemocněním. Infekce se z místa vzniku šíří buď krevní, lymfatickou, nebo likvorovou cestou. Dle postižení anatomických struktur lze zánětlivé onemocnění na páteři rozdělit na myelitis, meningitis, arachnoiditis, discitis, spondylitis, epidurální empyém. Zánětlivé onemocnění jsou nejlépe patrná na MRI obrazech. Pouze v případě, je-li MRI vyšetření kontraindikováno, je vhodné pacienta kvůli prokázání zánětlivého procesu poslat na CT vyšetření. To totiž není k zánětlivým strukturám tak senzitivní, jako MRI. (Seidl, 2014 str. 411)

4.5.2 Degenerativní změny:

Obecně se dá říci, že pacienti, kteří jsou postiženi degenerativním onemocněním určité části páteře, trpí spondylózou. Spondylóza je degenerativní onemocnění meziobratlových disků, vedoucí ke vzniku výrůstků na tělech jednotlivých obratlů. Při spondylóze dochází k povolení vláken a úbytku vody v meziobratlové ploténce, která následkem toho ztrácí výšku. Nedostatečná výška meziobratlového disku vede ke zvýšeným mechanickým nárokům na obratlové chrupavky, které kryjí meziobratlové disky. To vede následně k tvorbě kostních výběžků, odborně zvaných osteofytů. V tomto případě jde o déle trvající proces, který k tvorbě osteofytů vede. Pokud má ovšem pacient akutní problémy, tj. trpí bolestmi páteře, které vznikly v krátké době, může se jednat o čistě vazivový výhřez (herniaci) meziobratlového disku, mající za následek útlak nervových struktur. K výhřezu meziobratlového disku nejčastěji dochází z důvodu anatomického postavení páteře a zvýšeného působícího tlaku v oblasti krční (C5/C6; C6/C7) a bederní páteře (L3/L4; L4/L5; L5/S1). U hrudní páteře dochází k výhřezu meziobratlového disku jen vzácně. V případě herniace disku není na skiografických snímcích intervertebrální disk dobře patrný a je proto v případě jednoznačných neurologických potíží vhodné uskutečnit rovnou jako první vyšetření CT, nebo MRI. (Šrámek, 2015)(Ferda, a další, 2015 str. 110)

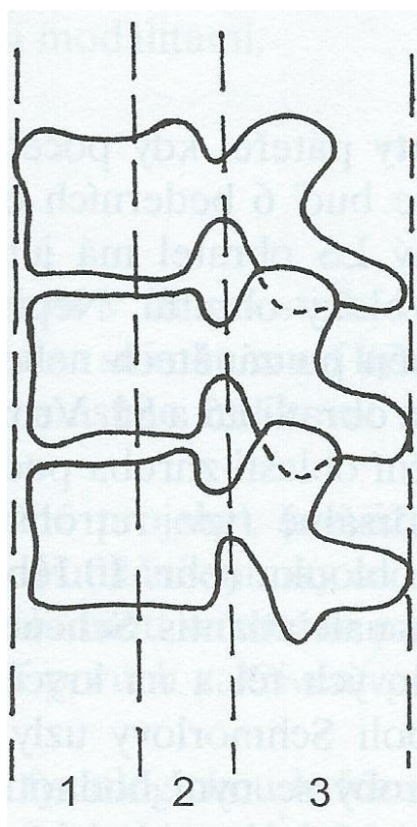
Zvláštním typem změn na páteři je tzv. spondylolistéza, která může způsobovat jak chronické, tak i akutní bolesti. Při spondylolistéze jde o posun obratle vpřed. K posunu dochází po obratli umístěném pod dislokovaným obratlem. Spondylolistéza se dělí na formu istmickou a degenerativní. Zatímco degenerativní spondylolistézou trpí především pacienti staršího věku, tak istmická spondylolistéza postihuje především mladší pacienty. Dojde-li k pádu obratlového těla před páteř – tzv. spondyloptóze, k čemuž dochází nečastěji kdy i v dětském, nebo adolescentním věku, je tato změna na páteři doprovázena závažnými obtížemi. Ke zjištění spondylolistézy je vhodné CT vyšetření, ale změny funkčního charakteru se nejlépe posuzují ze skiagrafičeských snímků v předklonu a záklonu.(Šrámek, 2015)

Při degenerativních změnách na páteři může dojít i k útlaku nervových struktur a to může vést nejen k bolestem, ale i k výpadkům hybnosti, či funkcí určitých částí těla. V takovém případě je indikován časný chirurgický zákrok, jelikož schopnost regenerace nervových struktur je velmi omezená. V případě, že u pacienta nejsou zjevná poškození nervových struktur a jeho obtíže se projevují bolestmi, je mu ordinována konzervativní léčba. Konzervativní léčbou se v tomto případě myslí speciální fyzioterapeutické cvičení. Pokud ani po konzervativní léčbě nedochází k útlumu bolestí, přichází na řadu operační léčba.(Šrámek, 2015)

4.5.3 Traumatické změny

Traumatické změny na páteři jsou vyvolány různými úrazy. Může se jednat o fraktury obratlů, jako následek autonehody, pády z výšky, sportovních aktivit atd. Dojde-li k úrazu, který má za následek frakturu obratle, je nutné hodnotit úraz velice obezřetně. Často totiž bývají úrazy páteře spojeny s poškozením míchy, nebo míšních nervů. V případě traumatických změn bývá při diagnostice potíží první volbou v převážné většině skiagrafičeské vyšetření. Výjimečně dochází k prvnímu vyšetření na CT. CT má ovšem obvykle rozhodující význam pro volbu léčby. Nejčastější frakturou bývá fraktura obratle L1. V oblasti krční páteře dochází nejčastěji k fraktuře obratle C5, která je doprovázena často poškozením míchy a tím dochází k omezení hybnosti.(Nekula, a další, 2005 str. 138)(Šrámek, 2015)

Fraktury obratlů lze rozdělit na fraktury obratlového těla a fraktury předních i zadních elementů obratle. Obratlové tělo mohou postihnout fraktury kompresivní, štěpné, tříštivé a osteoporotické. Oblast celého jednoho obratle se rozděluje na tři úseky, viz. obrázek 6. Při poškození dvou a více úseků obratle, podle tohoto rozdělení, se jedná o nestabilní frakturu.



Obrázek 6 Schéma - hodnocení zlomenin, tři sloupce (Nekula, a další, 2005 str. 138)

Toto rozdělení dle Denise určuje následnou hospitalizaci pacienta při fraktuře obratle. Dojde-li k poranění dvou a více páteřních sloupců, jde o nestabilní frakturu a pacientův stav si žádá operační stabilizaci. (Kočič, a další, 2012 str. 107)

- Kompresivní fraktury:

Kompresivní fraktury převážně postihují přední část obratlového těla. Typické jsou tím, že při zobrazení obratlového těla, postiženého kompresivní frakturou je patrný klínovitý tvar fraktury směrem do obratlového těla. Jelikož u nich obvykle nedochází k postižení středního, ani zadního páteřního sloupce, jedná se o frakturu stabilní. Při zobrazení této fraktury na skiografii, nebo CT je důležité rozlišit, zda jde opravdu o frakturu kompresivní, nebo zda se jedná o frakturu tříštivou. Čerstvost fraktury lze nejlépe posoudit pomocí MRI vyšetření. Jedná-li se o čerstvou kompresivní frakturu, pak se v T1 váženém obraze zobrazí snížený signál v T2 váženém obraze naopak zvýšený signál obrazu postiženého obratlového těla. To značí, že v místě fraktury je přítomný edém, což je známka procesu hojení. Těmto pacientům, samozřejmě s přihlédnutím k jejich aktuálnímu zdravotnímu stavu, či jeho přidruženým chorobám a zraněním, lze indikovat konzervativní léčbu, která by měla být dostačující. Výjimku tvoří pacienti s osteoporózou, u nichž je zvýšená pravděpodobnost progresivních procesů v rámci fraktury a konzervativní léčba by nemusela přinést kýžený efekt, tj. zamezení

zhoršení stavu obratlového těla postiženého frakturou. Proto je vhodné u těchto pacientů přistoupit k operativní terapii, opět samozřejmě s přihlédnutím k jejich zdravotnímu stavu.(Seidl, 2014 str. 408)

- Tříštivé fraktury:

V případě tříštivých fraktur se jedná o zlomeniny buď stabilní, nebo nestabilní. Šíří se typicky od obratlového těla jednak směrem do dolního meziobratlového disku, jednak směrem do horního meziobratlového disku. Typickým místem jejich výskytu je přechod hrudní a bederní páteře. V případě stabilní tříštivé zlomeniny je obratlové tělo rozlomeno na mnoho fragmentů, přičemž obratlový oblouk zůstává neporušen. Dochází při nich k většímu, či menšímu poranění přilehlých obratlových disků. Mluvíme-li o nestabilní tříštivé zlomenině, je postižen i obratlový oblouk. Původ tříštivé zlomeniny lze hledat v kompresi obratlového těla v axiálním směru. Tříštivé zlomeniny mohou vzniknout například po skocích vertikálním směrem a následném dopadu. Při zobrazení na skiagrafickém laterálním snímku lze posoudit, zda se jednotlivé fragmenty tříštivé zlomeniny obratlového těla propagují směrem do páteřního kanálu. Z AP snímku bývá patrné oddálení pediklů a lze spatřit i míšní poranění, která způsobují jednotlivé fragmenty nestabilní zlomeniny. V tomto případě nemá konzervativní léčba smysl a je nutné přistoupit k neurochirurgickému operačnímu zákroku. (Seidl, 2014 str. 408)(Krbec, 2000)

Až padesát procent zlomenin hrudní a bederní páteře tvoří právě ty v oblasti thorakolumbálního přechodu, tj. úsek od Th11 po L2. Příčinu lze hledat především v anatomii tohoto úseku páteře. Jde o úsek, kdy se přechází z méně pohyblivých hrudních obratlů orientovaných do hrudní kyfózy, na bederní lordózu, v níž je možnost pohybu bederních obratlů mnohem větší. Z bederních obratlů bývá nejnižší výskyt fraktur na obratli L5. Důvodem je totiž jeho výrazně větší stabilita vzhledem k fixaci ke crista iliaca pomocí ligamentum iliolumbale. Dojde-li k fraktuře obratle L5, jedná se nejčastěji o tříštivou zlomeninu vzniklou na podkladě působení velkého násilí, typicky po autonehodách, po zavalení těžkým předmětem, nebo při pádu z výšky. Často je pacient s frakturou L5 shledán jako polytraumatizovaný.(Kočiš, a další, 2012 stránky 115-116)

- Osteoporotické fraktury:

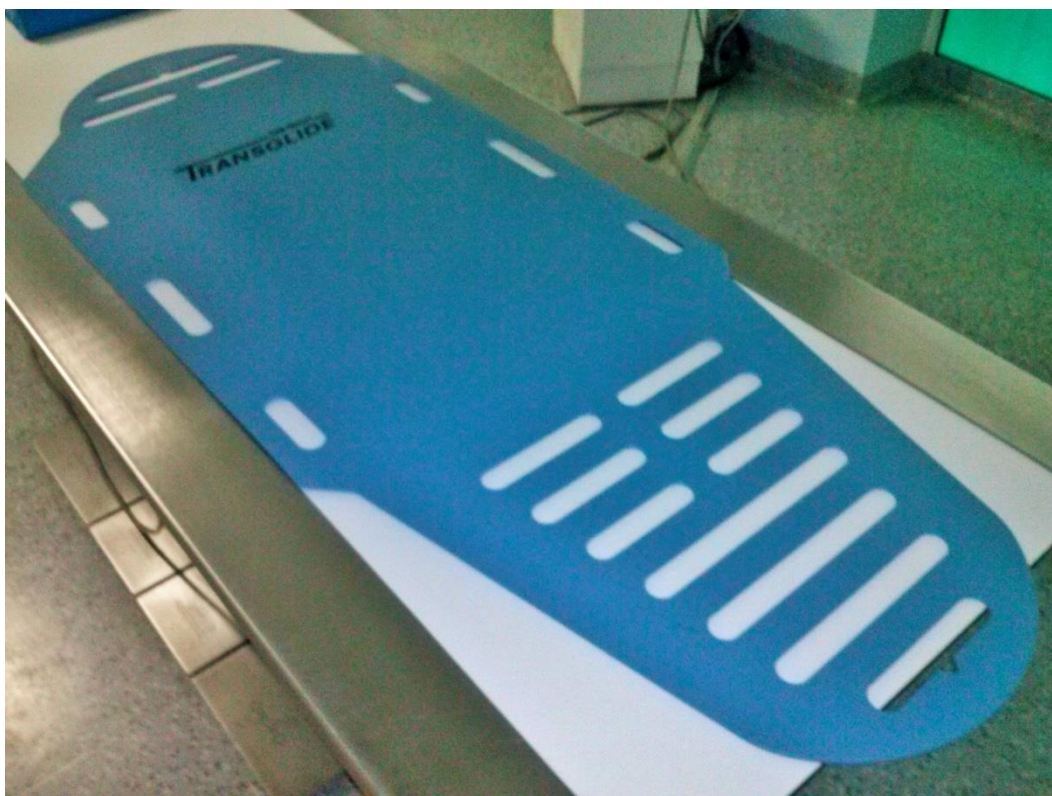
U mužů nad 65 let a u žen nad 55 let jsou v naprosté většině fraktury páteře způsobené na podkladě osteoporotických změn v kostní struktuře obratlů. V České republice se odhaduje, že osteoporózou v různých stádiích trpí asi 400 000 žen a 200 000 mužů, z nichž každý rok je u 20 000 z nich diagnostikována fraktura obratle.(Kočiš, a další, 2012 str. 118)

Definována je Osteoporóza světovou zdravotnickou organizací WHO, jako: „*progredující systémové onemocnění skeletu, charakterizované stupněm úbytku kostní hmoty a poruchami mikroarchitektury kostní tkáně a v důsledku toho zvýšenou náchylností kostí ke zlomeninám*“.(Kočiš, a další, 2012 str. 118)(World Health Organisation Study Group, 2015)

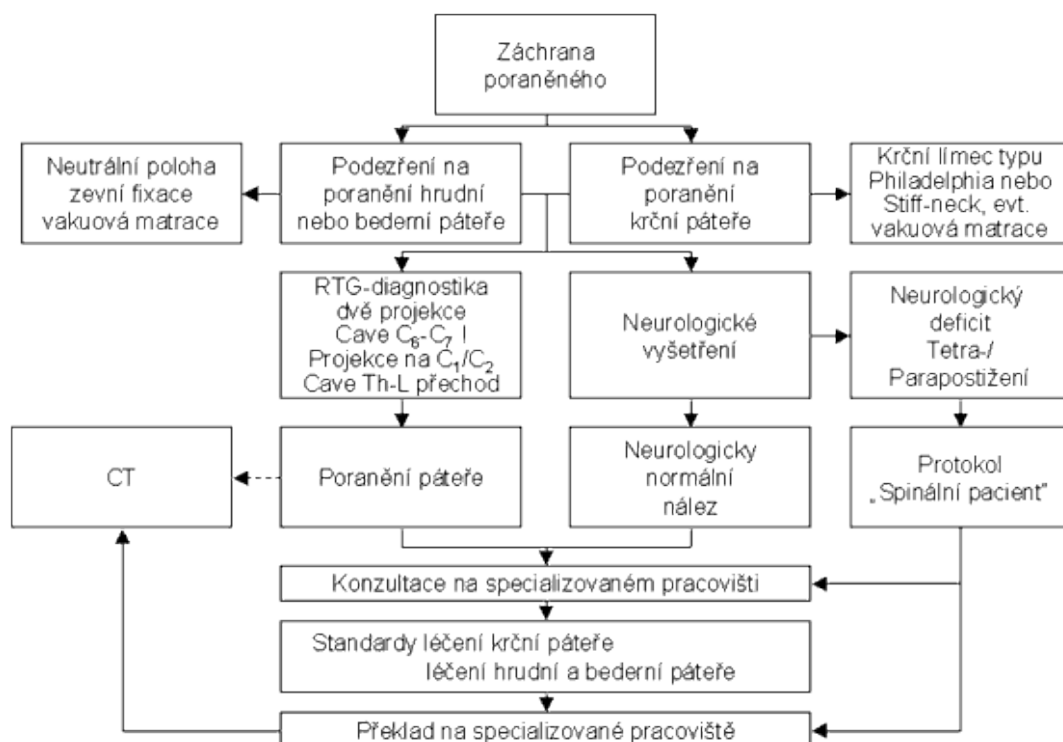
Se stárnoucí populací roste i počet nových pacientů v absolutních číslech. Jelikož má osteoporóza přímý dopad na kvalitu života, jde i o velice významný demografický činitel společnosti. Například u 20 až 40 % žen starších 70 let se vyskytují kompresivní fraktury vzniklé na podkladě osteoporózy – řídnutí kostní složky. U žen, jimž byla diagnostikována kompresivní fraktura na podkladě osteoporózy je o 15 % vyšší mortalita, než u žen bez zjištění fraktury. (Kočíš, a další, 2012 str. 118)

Při práci s pacientem, který má poraněnou páteř je nutné dbát na to, aby nedošlo k poškození míchy. Z toho důvodu se zavádí systém opatření, který by měl poranění míchy, způsobenému nevhodnou manipulací s pacientem, zabránit. V praxi je vhodné pro manipulaci s takovým pacientem použít speciální podložku Transglide, viz obrázek 7. Pro manipulaci a způsob ošetření existuje navržený algoritmus poranění páteře, jež je zveřejněn na stránkách České spondylochirurgické společnosti – viz obrázek 8.

V případě akutního traumatu je pacient na vyšetření odeslán na lůžku v doprovodu sanitáře.



Obrázek 7 Podložka Transglide pro přesun pacienta s poraněnou páteří(ÚVN-VFN Praha, 2016)



Obrázek 8 Algoritmus poranění páteře (Česká Spondylochirurgická Společnost, [b.r.])

4.5.4 Léčebné postupy při zjištění fraktury obratle

Léčba fraktur může být konzervativní, vertebroplastická, kyfoplastická, léčba pomocí augmentovaných šroubů, či tzv. VBS metoda (z angl. vertebral body stenting). Tyto léčebné procesy se od sebe liší a záleží na indikujícím lékaři po dohodě s odborníky, ke které z těchto terapií přistoupí.

Má-li se lékař rozhodnout, který typ léčby pacientovi indikuje, je nutné znát morfologii poranění, získat správnou informaci o stupni poškození zejména zadních struktur páteře. Rozhodující je rovněž i stav poškození z hlediska neurologického a to i s přihlédnutím k celkovému stavu pacienta s ohledem na přidružená poranění a choroby závažného charakteru.

- Konzervativní léčba

Lékař může indikovat konzervativní léčbu, která spočívá v podání terapie analgetiky a fixaci pacienta v podpůrném snímatelném tříbodovém korzetu. Zásada je ovšem taková, že konzervativní léčbou může být léčen pacient, který je bez neurologického deficitu, obratlové tělo ztratilo 30 % a méně ze své původní výšky a není na MRI prokázáno poranění zadního ligamentózního komplexu (tzv. PLC). Ve chvíli, kdy má pacient nasazen korzet a jeho zdravotní stav a bolest umožní jeho vertikalizaci, je nutné pacienta s korzetem vertikalizovat. Tři dny po vertikalizaci je pacientovi indikováno RTG vyšetření k odhalení případné nechtěné

kyfotizace postiženého obratle. Následně jsou pacientovi pořízeny další kontrolní RTG snímky po 6 týdnech, třech měsících a šesti měsících od poranění. (Kočíš, a další, 2012 str. 115)

Samotný korzet má pouze podpůrnou funkci a je nutné pacienta svěřit do rukou rehabilitačních pracovníků, kteří mají za úkol pacienta naučit rehabilitační cviky, které posílí zádové a břišní svalstvo, jež bude tvořit přirozenou fixaci páteře. Pacient v zájmu vlastního zdraví a nezhoršení se stavu po fraktuře obratle tyto cviky musí cvičit pravidelně.

- Operační zákrok

K operačnímu zákroku lékař přistupuje v případě, kdy by konzervativní terapie nepomohla, nebo po již indikované konzervativní terapii, která u pacienta z různých důvodů nezlepšila stav po fraktuře obratle. Operační zákrok je rizikovější, než konzervativní léčba a to nejen kvůli možnosti vzniku iatrogenního poškození pacienta, či možnosti zavlečení infekce do místa výkonu, ale i zejména pro starší pacienty, či pacienty, kteří jsou alergičtí na podání anestezie. Často ovšem bývá nevhodnější metodou léčby.

4.6 Perkutánní vertebroplastika

V případě, kdy je pacientovi předložena operační léčba pro frakturu obratlového těla, může být indikován pro tzv. vertebroplastiku. Vertebroplastika je výkon, při němž je cílem zabránit dalšímu hroucení obratlového těla, za pomoci vyplnění porušeného obratlového těla vertebroplastickým polymetylmetakrylátovým (PMMA), nebo kalcium fosfátovým kostním cementem. Tyto kostní cementy vynikají mimo jiné i vyšší intenzitou rentgenových paprsků. Tento je aplikován speciální širokou a dutou jehlou z perkutánního přístupu, tradičně přes pedikl postiženého obratle. Ne příliš častý je přístup mimo pedikl obratle. Při obou těchto postupech se jedná o intervenční výkon prováděný zadním (posterolaterálním) přístupem. K orientaci v místě operace operujícímu lékaři slouží radiodiagnostické zobrazovací metody. Při vertebroplastickém výkonu se nabízejí dva způsoby zobrazování. Buď může být operace vedena pod CT kontrolou a kontrolou C-ramenem, nebo pod kontrolou dvěma C-rameny.

- Indikace k vertebroplastickému výkonu

Jak již bylo zmíněno výše, vertebroplastika je operační výkon, který si klade za cíl zabránit propagujícímu se hroucení obratlového těla, které bylo vyvoláno jeho frakturou. Fraktura obratlového těla může vzniknout na podkladě degenerativního, osteoporotického, traumatického, nebo osteolytického postižení páteře. Dále se vertebroplastickým výkonem mohou ošetřovat např. i vertebrální hemangiomy.

V případě hemangiomů, kdy roste hemangiom do kanálu páteřního a tlačí na míchu, nebo míšní kořeny, je nutné zohlednit, zda se jedná o agresivní, či neagresivní hemangiom. V případě, že jde o agresivní hemangiom, je nutné zjistit, zda jde o klinicky symptomatický

hemangiom. K vertebroplastice jsou indikovány totiž jen všechny hemangiomy agresivní a z neagresivních hemangiomů lze přistoupit k vertebroplastickému řešení jen v případě klinicky symptomatických hemangiomů. (Ryška, a další, 2006)

U osteoporotických příčin by měla proběhnout nejprve konzervativní terapie a až v případě, kdy by se tato neshledala s úspěchem, měl by lékař indikovat perkutánní vertebroplastiku jako řešení. Rovněž i v případě, kdy jde o osteoporotickou frakturu starší, než jeden rok s přetrvávajícími výraznými lokálními bolestmi je vhodné přistoupit k vertebroplastice. V případě osteolitického, nebo metastatického smíšeného postižení obratle, které bylo odmítnuto k chirurgickému zákroku, s přetrvávajícími bolestmi pacienta je rovněž vhodné indikovat vertebroplastické řešení. Vertebroplastický výkon lze indikovat i v případě, kdy pacient sice bolestmi netrpí, ale dochází k prohlubující se kompresi obratlového těla, která vede ke kyfotizaci páteře. Existuje i mnoho dalších indikací k vertebroplastice, ale výše zmíněné indikace jsou těmi nejčastějšími, s nimiž se lze v praxi setkat. (Ryška, a další, 2006)

- Kontraindikace k vertebroplastickému výkonu

Kontraindikace lze rozdělit na absolutní a relativní. Mezi relativní kontraindikace k perkutánní vertebroplastice patří stavy, kdy je zúžení páteřního kanálu větší, než 20 %, komprese obratle je starší než jeden rok, nebo při kompresi došlo k neurologickému postižení, či tříštivé zlomenině. Při vertebroplastickém zákroku je nutné, aby po celou dobu pacient vydržel ležet na břiše a tak může být relativní kontraindikací i tato případná neschopnost, kterou lze ovšem potlačit celkovou anestezí, nebo, zvládne-li to pacient, lze provést vertebroplastiku při poloze pacienta na boku. Absolutními kontraindikacemi k tomuto zákroku jsou nekorigovaná koagulopatie a infekce, která značí zánět v místě fraktury, v podkoží, nebo jedná-li se o celkovou infekci. Mezi další absolutní kontraindikace se řadí štěpná fraktura obratle s dislokací fragmentu do páteřního kanálu. (Ryška, a další, 2006)

- Vybavení vertebroplastického pracoviště

K základnímu technickému vybavení patří buď dvě C-ramena, nebo kombinace jednoho C-ramene s jedním CT přístrojem. Dále pak je nutné pracoviště opatřit monitory, zavěšenými na stropním rameni, na nichž se budou lékaři zobrazovat nasnímané projekce z C ramene a axiální skeny z CT. K ovládání posunu stolu je vhodné vybavit pracoviště joystickem, kterým lékař může stůl ovládat sám, aniž by se znesterilnil. Ze stejného důvodu je nutné zajistit pro ovládání CT přístroje ovládací pedál, který lékař ovládá nohou. K ovládání C-ramene slouží druhý pedál, který ovládá radiologický asistent v případě, kdy lékař potřebuje.

K základnímu materiálnímu vybavení pro provádění výkonu patří desinfekční prostředek, vertebroplastická jehla, set s kostním cementem viz. obrázek 9 a s manuálním injektorem cementu viz obrázek 10, dále pak sterilní krytí pacienta a lékaře provádějícího výkon. K ochraně lékaře a radiologického asistenta, a popřípadě i zdravotní sestry, je-li na pracovišti přítomna, před ionizujícím zářením slouží olověné vesty a olověné krytí oblasti krku a štítné žlázy.

- Postup při vertebroplastickém výkonu

Základem každého výkonu je důkladná informovanost pacienta. Úkolem radiologického asistenta je informovat pacienta o tom, co jej během zákroku čeká, seznámit jej s tím, co může pacient po zákroku očekávat a jaká součinnost pacienta je během zákroku i po něm potřebná. Je-li pacient s tímto vším seznámen, je mu předložen informovaný souhlas se zákrokem, v němž svým podpisem, pokud se zákrokem souhlasí, stvrdí, své souhlasné stanovisko.

Pakliže by pacient informovaný souhlas odmítl podepsat, zákrok nemůže být proveden. Ukázka takového informovaného souhlasu s vyšetřením, konkrétně z radiodiagnostického oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze viz.příloha 1. Úkolem lékaře je se poté pacienta zeptat na jeho rodinnou anamnézu se zaměřením na otázku výskytu osteoporózy, na jeho alergie a na jeho osobní anamnézu.

Na zvyklostech a přístrojovém vybavení pracoviště, kde se zákrok provádí, závisí, zda bude zákrok veden pod kontrolou dvou C ramen, nebo pod jedním C ramenem a pod CT. Pro orientaci lékaře ve 3D prostoru je potřebné zobrazení operované krajiny ve dvou na sebe kolmých rovinách. V případě, kdy se používá kombinace CT a C-ramene, tak CT snímá pacienta v axiální rovině, zatímco C rameno je nastaveno na rovinu bočnou.

Pacient je v případě kombinace obou těchto zobrazovacích metod položen radiologickým asistentem na posuvný CT stůl na břicho, hlavou směrem ke gantry. Vzhledem k tomu, že zákrok trvá za standardních podmínekcca 30 až 45 minut, je nutné zajistit pacientovi relativní pohodlí, při kterém dokáže po celou dobu ležet bez bolestí a pohybů. Proto je v případě potřeby možné pacientovi například podložit nohy, vypodložit hlavu polštářem, či jiným způsobem napomoci pacientovi ke zvýšení pohodlí. Jelikož při zákroku leží pacient na posuvném stole nahý, je vhodné, aby takto neležel zbytečně dlouho. Například během topogramu lze pacienta přikrýt. Všechny tyto úkony jsou prací radiologických asistentů. Často se stává, že si pacient řekne i sám, jak by potřeboval zvýšit komfort během zákroku a posouzení jeho požadavku s případným vyhověním je odpovědností radiologického asistenta. Důležité je také, aby měl pacient zavedenou kanylu pro aplikaci léčiv během výkonu. Je vhodné, aby byla kanyla umístěna v ruce. Pro snadný přístup ke kanyle i po sterilním zarouškování pacienta před samotným výkonem je nutné, aby měl pacient ruce položené kolem hlavy. Po uložení pacienta nasnímá RA topogram, na němž musí být zachycen požadovaný úsek páteře. Z topogramu si lékař určí vrstvu řezu, v níž chce zobrazovat operovaný obratel. Jedná se o vrstvu, v níž se při operačním zákroku bude po celou dobu snímat, vždy když to bude lékař potřebovat. Následně radiologický asistent nastaví C rameno do roviny kolmé k axiální rovině z CT přístroje. Důležitá je komunikace mezi lékařem a radiologickým asistentem. Vzhledem k sterilně upravenému lékaři je potřeba, aby radiologický asistent dokázal lékaři pomoci při úkonech, kterými by se mohl lékař znesterilnit. V případě, kdy si potřebuje lékař prohlédnout obrazovou dokumentaci z diagnostických zobrazovacích vyšetření, je prací radiologického asistenta vyhledání lékařem požadovaného.

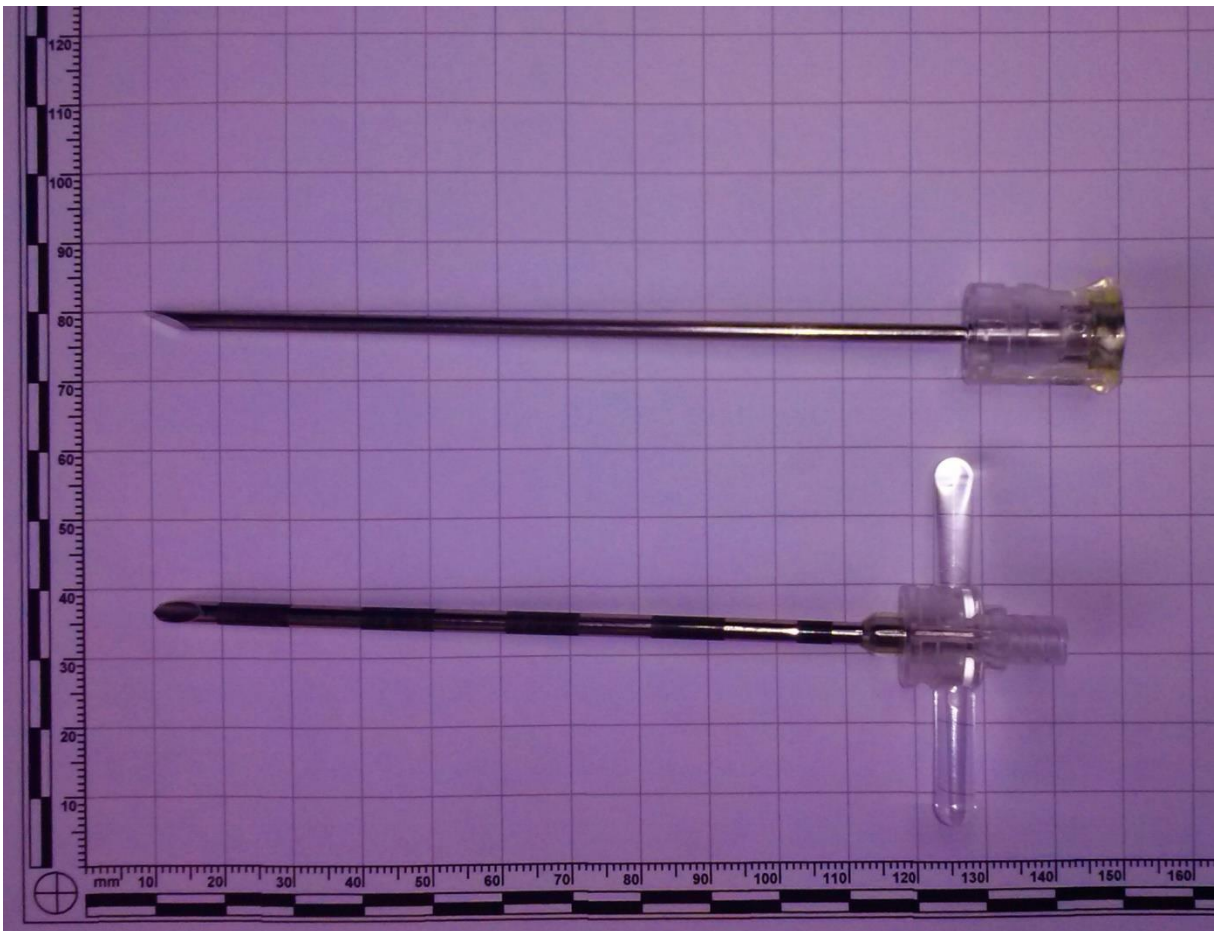
Nyní již je na lékaři-radiologovi, aby započal zákrok. Kůži v místě výkonu dezinfikuje, do měkké tkáně v místě punkčního kanálu jehly infiltruje v požadovaném množství lokální anestetikum, např. mesocain. Pro určení správné délky jehly potřebuje lékař změřit vzdálenost od místa vstupu jehly do pacienta až k místu, kam je jehlu potřeba dostat. Úkolem RA je tuto vzdálenost z obrazové dokumentace změřit. Poté skalpelem určí místo vpravení jehly a jehlu nasměruje pod průběžnou CT kontrolou až k pediklu obratle a poté k obratlovému tělu v požadovaném směru. Dutá jehla, kterou bude cement do obratle vpravován, je vyztužena kovovou výztuhou připevněnou k úderníku. Do úderníku lékař tluče kladívkem, aby jehlu umístil do požadovaného místa v obratlovém těle. Ke hloubkové orientaci lékaři slouží obraz z C-ramene. Vzhledem k okolnostem, že nelze snímat C-ramenem a CT přístrojem současně, je nutné, aby pacient pomocí posuvného stolu pojížděl mezi těmito dvěma modalitami. Pojíždění pacienta může provádět buď radiologický asistent, nebo sám lékař, který má k dispozici ovládací joystick, kterým může sám ovlivnit posun stolu. Je výhodou, že ovládáním joysticku se lékař neznesterilní, jelikož tento je potažen sterilní folií. Ve chvíli, kdy lékař považuje lokalizaci jehly za optimální, vyjme z jehly výztuhu s úderníkem. Jehla zbavená výztuhy viz obrázek 11.



Obrázek 9 Set s vertebroplastickým kostním cementem (Teknimed s.a.s, po roce 2006)



Obrázek 10 Vertebroplastický injektor kostního cementu (Teknimed s.a.s, po roce 2006)



Obrázek 11 Vertebroplastická jehla – dole, s vyjmutou výtuhou s úderníkem (Hák, 2016)

Po zavedení jehly je nutné namíchat kostní cement. Ten se skládá z práškové a kapalné složky, po jejichž důkladném promíchání má lékař cca 7 minut na vpravení cementu do obratle. Po sedmi minutách je kostní cement tak tuhý, že jej nelze pomocí injekční pistole do obratle aplikovat. Injekční pistoli naplní lékař kostním cementem, přičemž se snaží, aby obsahoval co nejméně vzduchových bublin, které je nutné z pumpy vytlačit. Pumpu přišroubuje k jehle, zavedené v pacientovi a vpraví do obratlového těla požadované množství kostního cementu. Množství cementu opět kontroluje pomocí zobrazovacích metod.

Při dostatečném zalití lomných linií v obratlovém těle sledovaném na zobrazovacích modalitách v průběhu výkonu je možno vyjmout z těla pacienta vertebroplastickou jehlu. Následně se provede kontrolní spirální CT úseku páteře v rozsahu dle požadavků lékaře. Radiologický asistent následně zapíše do provozního deníku C ramene ozařovací čas a hodnotu z KAP metru, spolu s údaji o pacientovi. Snímky z CT jsou posílány do PACSu.

- Komplikace

Komplikace existují dvojího druhu – celkové a místní. Mezi celkové se řadí hypotenze vyvolaná na podkladě celkové reakce organismu na toxické působení kostního cementu, projevující se především při podání většího objemu cementu. V praxi se považuje za bezpečné podání maximálně 20 ml vertebroplastického kostního cementu při jednom vertebroplastickém řešení. Alergické reakce na jednotlivé složky obsažené v cementu nejsou tak časté, ale v případě výskytu jsou potenciálně fatální. Dalším možným rizikem je vznik plicní embolie. Z důvodů všech těchto možných komplikací je nutné během zákroku pacienta monitorovat sledováním tlaku, pulzu a okysličení krve. (Ryška, a další, 2006)

Mezi místní komplikace se řadí především únik kostního cementu do páteřního kanálu, který může vést až k ochrnutí pacienta, dále pak únik cementu do meziobratlového disku, nebo cestou foraminální, paravertebrální, či expanze cementu do cévních struktur. Dalšími místními komplikacemi jsou vzniklé infekce, nebo třeba fraktury žeber. (Ryška, a další, 2006)

4.7 Zobrazovací metody

V této kapitole budou probrány jednotlivé zobrazovací metody z hlediska jejich základních principů, uspořádání pracoviště, indikací vedoucích k danému vyšetření, vzniku možných artefaktů při snímání dat a v neposlední řadě i z hlediska principů radiační ochrany.

4.7.1 RTG skiografie

- Princip digitální radiografie (DR)

Digitální radiografie je způsob náběru dat v digitální podobě. V současnosti se můžeme na radiodiagnostických odděleních setkat s nepřímou digitalizací dat za pomoci počítačové radiografie angl. Computed radiography (CR). Počítačová radiografie je postup zdigitalizování nasnímaného rentgenového obrazu pomocí speciální paměťové folie na bázi fosforu uloženého v tzv. CR kazetě a čtecího zařízení. Čtecí zařízení, do nějž se CR kazety vkládají, převede latentní obraz zachycený na folii na elektrický signál, s nímž počítač již dokáže pracovat a složí z něj výsledný obraz. (VMK-RTG s.r.o., 2014) (Nekula, a další, 2005 str. 12)

Druhým způsobem náběru a zpracování dat v dnešní době je již modernější přímá digitalizace obrazů za pomoci digitální radiografie (DR). Základní principy skiografie s přímou digitalizací dat (DR) jsou stejné jako při dříve používaném tzv. snímkování na film, nebo i dnes stále na mnoha pracovištích používané počítačové radiografii (CR). Tedy, stejně jako při snímkování vzniká ionizující RTG záření v rentgence. Z rentgenky vystupuje záření a jeho svazek prochází vyšetřovanou oblastí, v níž se absorbuje v závislosti na složení vyšetřovaných tkání. Rozdíl oproti snímkování či CR nastává při zachycování a zviditelňování prošlého záření vyšetřovanou oblastí. Při snímkování a CR dopadá záření prošlé pacientem na kazetu, v níž je umístěný fotocitlivý film, který je nutné následně vyvolat. Zato při skiografii s přímou digitalizací

zací dochází k zachycení záření detektorem, zabudovaným přímo v rentgenovém přístroji. Vzhledem k tomu, že se nepoužívají kazety, odpadá tedy i veškerá manipulace s kazetou a snímek je digitalizován automaticky během pár sekund po expozici.(VMK-RTG s.r.o., 2014)(Nekula, a další, 2005 stránky 12-13)

Nasnímaná data z DR i CR se poté uchovávají za pomoci nemocničních informačních systémů (NIS) v závislosti na konkrétních zdravotních zařízeních. Mezi takové systémy patří například PACS. Výhodou je i možnost vypálení snímku na CD přímo pacientovi, který si jej může odnést.

Při digitální radiografii vzniká snímek, který je dvojrozměrným zachycením trojrozměrného prostoru a dochází tudíž k sumačnímu jevu. To znamená, že zachycuje všechny tkáně, kterými paprsek záření prochází, přičemž nezáleží na pořadí, v jakém k tomu došlo. Tkáně o větší hustotě absorbují více záření a na snímku jsou zachyceny v podobě zastínění (stín). Tkáně o nižší hustotě absorbují méně záření a jeví se na snímku jako projasnění. Jelikož je snímek negativem, tak se projasnění jeví jako „tmavší“ tkáň a zastínění naopak jako tkáň „světlejší“.(Nekula, a další, 2005 str. 12)

- Vybavení skiagrafického pracoviště

Vyhláška č. 92/2012 Sb. o požadavcích na minimální technické a věcné vybavení zdravotnických zařízení a kontaktních pracovišť domácí péče uvádí jako nutnost pro vybavení skiagrafického pracoviště skiagrafický přístroj a archiv obrazové dokumentace v digitální nebo konvenční podobě. Vybavení vyšetřovny viz. obrázky 12 a 13.

Skiagrafický přístroj se skládá z rentgenky, nejčastěji namontované na svislém stojanu směrem ze stropu, dále pak filmová kazeta nebo zobrazovací panel upevněný v dolní části stojanu a stůl pro vyšetřování pacienta vleže. Všechny tyto komponenty jsou vůči sobě navzájem posunovatelné. Nejvariabilnější pohyby jsou umožněny samotné rentgence, která v dnešní době již za pomoci kolejnic upevněných na stropě, do nichž je zasazena, může být přesouvána libovolně po místnosti. Třetí důležitou komponentou je vertigraf. Jde o snímkovací stojan určený pro snímkování pacienta ve stoje.(Seidl, a další, 2012 str. 32)

Mimo toto bazální vybavení je nutné dbát i na vybavenost pracoviště ostatními prostředky a zdroji. Ty můžeme rozdělit na zdroje lidské a materiální. Mezi lidské zdroje patří dostatečný počet radiologických asistentů, lékařů a sester.

Do materiálních zdrojů patří jednak dostatečné prostory rozdělené na čekárnu, kabinu, vyšetřovnu, snímkovnu, popisovnu, archiv, kancelář pro odbavování pacientů, sociální zařízení a jednak i jednotlivé hygienické, imobilizační, krycí, podpůrné a další pomůcky pro kvalitní pořizování RTG snímků. V případě využívání CR systémů je nutností mimo dostatečný počet CR kazet o různých velikostech i jejich čtečka, bez níž by nešlo nasnímaná data zdigitalizovat a uložit.



Obrázek 12 Skiografický stůl s posuvnou rentgenkou(ÚVN-VFN Praha, 2016)



Obrázek 13 Vertigraf(ÚVN-VFN Praha, 2016)

- Radiační ochrana s ohledem na skiagrafické pracoviště

Pro skiagrafická pracoviště platí stejné základní principy radiační ochrany, jako pro všechna ostatní pracoviště, nejen zdravotnická, využívající radiaci, popř. ionizující záření. Platí tedy principy zdůvodnění, optimalizace, limitů a zabezpečení zdroje.

- Indikace

Skiagrafická vyšetření jsou v diagnostických algoritmech v převážné většině případů pro indikujícího lékaře první volbou zobrazovací metody. Kontraindikací, která je ovšem relativní, je těhotenství pacientky. To platí pro všechna vyšetření, která využívají ionizujícího záření. Zejména v prvních čtyřech měsících těhotenství se u těhotných patientek provádí pouze ta vyšetření, u nichž nelze odložit jejich provedení. U patientek mezi 15 a 55 rokem života je nutný jejich podpis vylučující těhotenství.(Nekula, a další, 2005 str. 13)

Vyšetření gravidních patientek upravují radiologické standardy, zveřejněné ve Věstníku MZ, jenž byl vydán 24. 9. 2011. Tyto radiologické standardy upravují i vyšetření všech

ostatních pacientů. Je v nich uvedeno, jak vypadají standardní vyšetření a to i s výslednou dávkou pro pacienta z jednotlivých vyšetření. Typický snímek bederní páteře v AP projekci, při napětí rentgenky 70 kV, zatíží pacienta (muže) efektivní dávkou 0,033 mSv. V boční projekci je pak při stejném napětí rentgenky efektivní dávka rovna 0,007 mSv. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2011 str. 52)

Indikační kritéria pro všechny zobrazovací metody jsou uvedeny ve Věstníku MZ z listopadu roku 2003. Tento slouží jako pomůcka pro výběr optimální zobrazovací metody.

V praxi se pak všechna vyšetření provádí dle místních radiologických standardů, které si každé nemocniční zařízení sestavuje samo.

- Průběh vyšetření

Pacient, který je indikujícím lékařem poslán na skiagrafické RTG vyšetření musí s sebou přinést žádanku od indikujícího lékaře. Poté je pacient vyzván ke vstupu do kabinky, kde si odloží oděv, kovové artefakty, zubní náhradu a různé další předměty, které by mohly při snímkování buď překážet, anebo by se na snímku mohly jevit jako nechtěné artefakty. Míra a rozsah odstrojení pacienta závisí konkrétně na požadovaném vyšetření.

V případě zobrazování bederní páteře je nutností pacienta nechat, v závislosti na zvyklostech pracoviště, které vyšetření provádí, odstrojit do spodního prádla. V případě pacientek je třeba dbát i na svléknutí podprsenky. Výjimku tvoří podprsenky sportovního typu, které neobsahují kovové háčky.

Následně je pacient vyzván k ulehnutí na snímkovací stůl. Standardně se provádí dva snímky a to v AP a laterální projekci. Často je na žádance uvedený rozsah požadovaného vyšetření, jako LS páteř a je nutností, aby na obou na sobě kolmých snímcích byla páteř jak bederní, tak i křížová. V případě že lékař indikuje i dynamické snímky bederní páteře, provádí se vyšetření ještě v předklonu a záklonu pacienta u vertigrafu. Nutností je aby se pacient ohýbal v oblasti bederní páteře. Časová náročnost vyšetření závisí na požadavcích indikujícího lékaře a schopnostech pacienta, nicméně běžně trvá RTG vyšetření bederní páteře cca 10 minut.

Po vyšetření je pacient buď odeslán zpět k lékaři, který snímky požadoval, tomu jsou snímky zaslány počítačem, anebo jsou snímky indikujícímu lékaři odeslány i s popisem poštou do několika dnů od vyšetření. V případě akutního traumatu je pacient na lůžku odeslán na vyšetření v doprovodu sanitáře.

- Artefakty

V rentgenovém obraze se můžeme obecně setkat s mnoha druhy artefaktů, které vznikají na různém podkladě. Ne vždy musí jít o artefakty vzniklé na podkladě pacienta, kdy například není pacientka schopná odstranit náušnice. Artefakty v obraze mohou být zapříčiněny selháním lidského faktoru během akvizice dat, defekty, nehomogenitami, nebo nečistotami na fotografickém filmu či zesilovacích foliích. Ke vzniku artefaktů mohou vést

rovněž i nehomogenity v detektorech flat-panelu, nebo může dojít ke vzniku artefaktů při CR technice při čtení kazety čtecím zařízením v případě poruchy. (Rauscherová, 2011 str. 20)

Mezi častější druhy artefaktů se řadí tyto:

- Nepřemazaná, či špatně smazaná kazeta
- Dvojexpozice
- Chyba na podkladě volby expoziční automatiky
- Nepozornost RA při postprocessingu, či při volbě vyšetření

Všechny tyto artefakty mohou vést ke špatné diagnostické informaci a je potřeba zjistit jejich příčinu a tu následně odstranit.

4.7.2 Výpočetní tomografie (CT)

- Princip CT

Výpočetní tomografie, z angl.. Computed tomography (CT) je vyšetření využívající k získání výsledných obrazových dat ionizujícího záření. Výsledný obraz, získaný z CT vyšetření není na rozdíl od skiagrafického obrazu sumačním, ale tomografickým.

Tomografický obraz je takový obraz, při kterém je snímaná část pacientova těla vyobrazena z mnoha navzájem sousedících vrstevových obrazů (řezů) o šířce 1 až 10 mm v předem určené anatomické rovině.

CT je založena na matematické rekonstrukci nasnímaných anatomických řezů, které jsou pořízeny z informací o absorpci záření v mnoha průmětech po obvodu kruhu. (Ferda, a další, 2015 str. 18)

Při samotném snímání vychází z rentgenky zabudované v CT přístroji svazek záření, který je vycloněn takovým způsobem, že tvoří tvar připomínající vějíř, jehož šířka odpovídá šířce zobrazované vrstvy. Záření z rentgenky prochází pacientem a dopadá na stovky detektorů uložených v gantry na části kruhové výseče oproti rentgence. Jednotlivé detektory detekují dopadající záření, které je při průchodu pacientem zeslabováno v závislosti na druhu tkáně, kterou prochází. Toto dopadající záření je převáděno na elektrický signál, jenž je zasílán do počítače ke zpracování. Během expozice (nasnímání) jedné vrstvy se spolu pevně spojený systém rentgenka – detektory okolo pacienta otočí o 360°. Expoziční čas, tj. čas jedné rotace systému rentgenka – detektor přesně o 360°, se pohybuje v dnešní době nejčastěji od 0,27 do 1 sekundy. (Nekula, a další, 2005 str. 18)(Ferda, a další, 2015 str. 18)

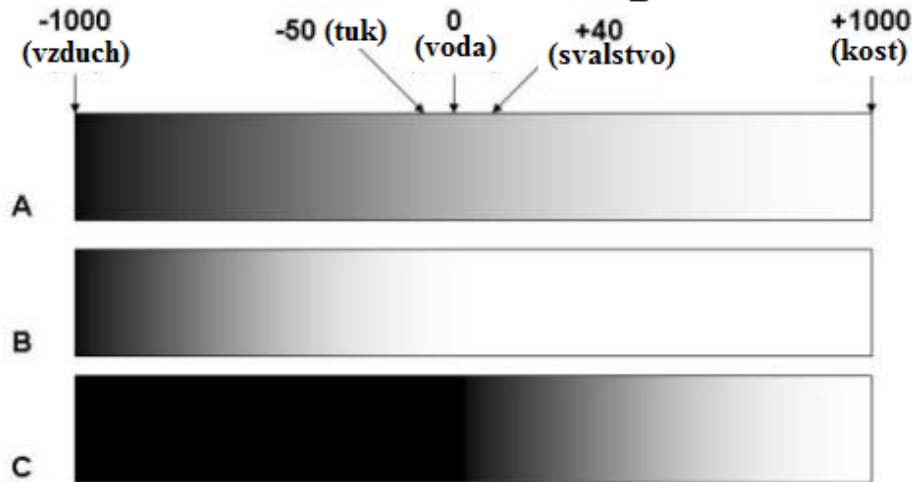
Dnes již existují spirální multidetektorové CT přístroje, v jejichž gantry, česky portálu, jsou detektory seřazeny ve více řadách, což vede k nasnímání většího počtu řezů během jednoho otočení systému rentgenka-detektory o 360°. Současně s tím tyto přístroje skenují při kontinuální (nepřetržitě) rotaci systému rentgenka-detektory a současného posunu vyšetřovacího stolu, na němž pacient leží. To přispívá ke zrychlení celého vyšetření. Čas potřebný

k náběru obrazové informace při celotělovém vyšetření se u multidetektorových přístrojů v dnešní době pohybuje v řádu jednotek až několika desítek sekund, samozřejmě v závislosti na šířce řezů, výšce pacienta a druhu přístroje. (Ferda, a další, 2015 str. 18)

Tak jako u rtg snímků, tak i u CT obrazů se pracuje s odstíny šedé na škále od bílé barvy po barvu černou. Míra zčernání závisí na míře absorpce rentgenového záření. U CT obrazů se využívá tzv. Hounsfieldova stupnice, která je právě vyjádřením míry absorpce záření ve tkáních a řídí se hounsfieldovými jednotkami (HU – z angl. Hounsfield unit). Hounsfieldova stupnice je rozdělena na 2000 stupňů a to od -1000 do +1000, kde stupeň číslo 0 HU odpovídá absorpci vody, viz obrázek č. 14. Tkáně o menší hustotě, nežli je hustota vody, jako jsou například plíce, či tuk odpovídají zápornému úseku hounsfieldovy stupnice a v závislosti na hustotě dochází ke zbarvení tkáně v obrazu více do tmavé, až do černé. Absorbuje-li tkáň záření více než voda, pak se tkáň ve výsledném obrazu jeví světle šedě, až bíle. Mezi takové tkáně patří například kosti, měkké tkáně, ale i RTG kontrastní látky. (Ferda, a další, 2015 stránky 18-19)

„Vzhledem k tomu, že lidské oko je schopné identifikovat jen asi 16 stupňů šedi, zobrazujeme zpravidla jen část denzitní škály (tzv. okno) s přesně definovanou šíří a středem. Všechny obrazové body mimo toto okno se pak zobrazují jako černé (pod dolní hranicí) nebo bílé (nad horní hranicí). Při použití oken je tedy možné vizuálně posoudit i velmi malé rozdíly v absorpci RTG záření. Používáme například plicní, mozkové, břišní nebo kostní okno.“ (Ferda, a další, 2015 str. 19)

Hounsfieldova stupnice



Na Hounsfieldově stupnici odpovídá vzduch hodnotě -1000, voda hodnotě 0 a kost hodnotě +1000. Tuková tkáň odpovídá přibližně -50 HU, naopak měkká tkáň hodnotě +40 HU.

A. Měkotkáňové okno: Střed stupnice je tvořen měkkou tkání, která je oblastí zájmu.

V závislosti na schopnosti okolních tkání propouštět IZ se zobrazují tyto tkáně v rozmezí od černé po bílou část spektra.

B. Plicní okno: Stupnice při tomto nastavení potlačuje detaily vysoko denzních struktur a oblast zkoumání jednotlivých složek tkáně je zaměřena na oblast se zvýšeným procentem výskytu vzduchu. Nejčastěji se užívá pro zobrazení plicní tkáně.

C. Kostní okno: Stupnice při tomto nastavení potlačuje detaily nízko denzních struktur a oblast zkoumání jednotlivých složek tkáně je zaměřena na oblast se zvýšeným procentem výskytu kostní tkáně.

Obrázek 14 Tři druhy oken Hounsfieldovy stupnice (upraveno podle: Broder, 2011)

- Uspořádání pracoviště

Pracoviště výpočetní tomografie se skládá z ovládací místnosti, odkud je zprostředkováno ovládání CT přístroje pomocí počítače a ovládací konzole, ze samotné vyšetřovny, kde je umístěn CT přístroj a z kabin pro pacienty. V závislosti na pracovišti je možné se setkat i s místností pro popisujícího lékaře. Vyšetřovna (viz. obrázek č. 15) musí být vybavena nejen CT přístrojem, který je opatřen posuvným lehátkem, ale i pumpou na kontrastní látku, nástavci pro doplnění stolu při jednotlivých vyšetřeních, desinfekčními prostředky, instrumentáři potřebným pro zavádění kanyl a dalšími pomůckami usnadňujícími výkony a práci s pacientem. Personální zdroje nutné pro chod CT pracoviště jsou minimálně jeden lékař a jeden radiologický asistent na jeden CT přístroj. V mnoha nemocničních zařízeních se ovšem setkáme s praxí, že je na pracovišti přítomna i zdravotní sestra, která se stará o přijímání pacientů, zavádění a vyndávání kanyl, popřípadě i o administrativní činnost související s chodem pracoviště.



Obrázek 15 Pohled na CT přístroj ve vyšetřovně(ÚVN-VFN Praha, 2016)

- RA ochrana

Stejně jako u skiografie, tak i u CT platí základní principy radiační ochrany. CT vyšetření přináší lékaři obecně vždy více informací, než prostý RTG snímek. Nejen že lze z nasnímaných dat na CT vyčíst mnohem podrobnější struktury zobrazovaného úseku, ale lze vytvářet i 3D rekonstrukce a lékař tak má možnost vidět například celé zápěstí z jakéhokoliv úhlu a může lépe popsat pacientovy obtíže z patologického hlediska. To, že je CT vyšetření přesnější a směrodatnější ovšem s sebou nese i vyšší radiační zátěž pro pacienta a v souvislosti s radiační ochranou by měl lékař odpovědně zvažovat, kdy mu postačí obrazová informace z RTG snímku a kdy je nutností přejít k CT vyšetření. Vždy je tedy důležité, aby klinický přínos převážil rizika radiační zátěže.

- Indikace

Lékař indikuje CT vyšetření v případě, kdy potřebuje získat podrobnější informace o zobrazovaném úseku pacientova těla, které z RTG snímku buď nezískal, anebo z RTG snímku získal jen nedostatečné množství informací, které mohou vést ke zjištění pacientova problému. Stejně tak může indikovat CT v případě, kdy předpokládá, že RTG snímek nebude přínosem a je přesvědčen, že z CT vyšetření kýženou informaci obdrží. CT je vhodné indikovat především při potřebě zobrazení tvrdších tkání a struktur v těle, jako jsou například kosti. Samozřejmostí je i zobrazování měkkých tkání, kde je u jejich CT vyšetření velkou výhodou krátká doba vyšetření, jako třeba při zobrazování plicní struktury. Při použití kontrastní látky, která má větší hustotu, než voda a zobrazuje se tudíž při použití vhodného okna bíle, lze

provádět i angiografická vyšetření. Takováto vyšetření jsou přínosem při prokazování různých cévních stenóz, výdutí, či píštělí, ale i při prokazování tumorózních onemocnění.

Vhodné je indikovat CT vyšetření i v případě akutních (neodkladných) indikací. Spolehlivě a relativně rychle zobrazuje oblast hlavy – mozku a to jak při cévních mozkových příhodách, tak i při traumatech hlavy, nebo nitrolebním krvácení. Vhodné je indikovat CT i při podezření na úrazové změny orgánů páneve, břicha a hrudníku, při traumatickém poranění páteře, či při komplikovaných zlomeninách.

(Nemocnice na Homolce 2009-2010)(Nekula, a další, 2005 str. 22)

Pod CT kontrolou se provádí i různé intervenční zákroky, jako je například vertebroplastika, kyfoplastika a další.

- Průběh vyšetření

Vyšetření začíná poučením pacienta, o průběhu vyšetření a v případě, kdy je nutností použití kontrastní látky, je třeba, aby pacient svým podpisem ztvrdil, že byl s průběhem vyšetření obeznámen a že s podáním kontrastní látky souhlasí. Dále je pacient požádán o odstojení inkriminované oblasti snímání, odložení kovových předmětů a následně je uložen na vyšetřovací pojízdný stůl. Dále je pacient pomocí pojíždění stolu umístěn do gantry, takovým způsobem, který povede ke správnému nasnímání dat. V případě snímání bederního úseku páteře, je pacient uložen na záda a nohama směrem ke gantry. Délka skenovaného úseku záleží na standardech nemocnice a na posouzení lékaře, ale při snímání celé lumbální páteře je vždy nutností, aby byl pacient uložen a naskenován tak, že bude vidět lumbální páteř v celém rozsahu. Délka CT vyšetření bederní páteře trvá běžně cca 20 minut, nicméně vyšetření může být i delší v závislosti na požadavcích lékaře a schopnostech pacienta.

Následně zvolí radiologický asistent CT protokol, podle něhož bude vyšetření probíhat. Tyto protokoly jsou rozdílné v závislosti na zvyklostech pracovišť, ale i v závislosti na výrobci CT přístroje. První dva snímané obrazy jsou tzv. topogramy, což jsou rentgenové snímky, při nichž nedochází k otáčení soustavy rentgenka-detektory. Tyto jsou důležité pro nastavení oblasti snímání, tj. úseku, z něhož pořídíme jednotlivé CT řezy. Když je oblast snímání nastavena provede RA vlastní skenování. Nasnímané obrazy jsou orientované v příčné (axiální) rovině. Z těchto nasnímaných dat je možné vytvořit dále dvoj- a trojrozměrné rekonstrukce v různých rovinách a úhlech.(Ferda, a další, 2015 str. 19)

Lékař následně zkontroluje výsledek vyšetření a uzná-li, že není potřeba žádné doplňující skenování, může pacient odejít.

Při indikacích, kdy je nutné použít kontrastní látku je potřeba před jejím podáním v případě i.v. aplikace pacientovi zavést kanylu, takovou, která bude odpovídat rychlosti průtoku kontrastní látky nutné k nasnímání plnohodnotných dat. Nejčastěji se používají modře zbarvené kanyly. Rychlost průtoku, objem kontrastní látky a fyziologického roztoku se

nastavuje na monitoru, který je určen k ovládní aplikačního injektoru, který je připojen k zavedené kanyle. Existují i CT vyšetření, kdy se kontrastní látka podává per os. V takovém případě není injektor potřebný.

- RTG kontrastní látky

Kontrastní látka obecně je taková látka, která zvyšuje, nebo naopak snižuje kontrast určité struktury na výsledném obraze. Díky kontrastní látce lze od sebe rozlišit dvě podobné struktury, které by se za běžných nativních podmínek od sebe rozlišit nedaly. Rozlišujeme dva druhy kontrastních látek a to RTG pozitivní KL, které zvyšují absorpci RTG záření a RTG negativní KL, které absorpci RTG záření snižují.

Pozitivní KL se dále dělí na baryové a jodové KL. Baryové KL obsahují inertní suspenzi síranu barnatého ($BaSO_4$) a jsou využívány výhradně pro zobrazování GIT. Tento typ KL je pacientovi podáván buď perorálně, nebo perrektálně. Mimo $BaSO_4$ obsahují baryové KL stabilizátory, které přispívají ke zpomalování sedimentace a vločkování KL. Z důvodu i perorálního podání obsahují i korigencia, což jsou látky upravující nepříjemnou chuť. Kontraindikací k jejich podání jsou buď polykací obtíže pacienta s vyšší mírou rizika aspirace KL pacientem, nebo při střevní obstrukci. Rovněž nesmí být podány v případě, kdy má pacient perforované střevo, nebo je na střevní perforaci podezření. Důvodem je riziko vzniku těžké peritonitidy nebo mediastinitidy.

(Ferda, a další, 2015 str. 28)(Nekula, a další, 2005 str. 27)

Jodové KL obsahují organické sloučeniny jodu a dělíme je na vodné a olejové. Vodné jodové kontrastní látky jsou ředitelné vodou a lze je aplikovat intravenózně (i.v.), intratekálně, v případě kontraindikace pacienta k baryovým KL z důvodu perforace i perorálně, či perrektálně. Vodné jodové KL jsou z těla pacienta vylučovány pomocí ledvin močí. Vodné jodové KL mohou ovlivňovat činnost a funkci některých orgánů. Jelikož jsou vylučovány z těla ledvinami, mohou působit na nefrony toxickým účinkem. V závažných případech mohou pacientovi začít i ledviny funkčně selhávat. Pomocí hemodialýzy lze ovšem toxicitu KL v nefronech odstranit a proto lze považovat použití vodné jodové KL v tomto případě za relativní kontraindikaci. Tyto KL mohou rovněž deformovat bílé, nebo červené krvinky a mohou snížit i kontraktilitu myokardu. Podle závažnosti můžeme možné nežádoucí reakce rozdělit do tří skupin:

- lehké – pacient může pociťovat návaly horka, nauzeu, či zhoršené dýchání v důsledku tvorby většího množství hlenu v dýchacích cestách. Nejčastější lehkou alergickou reakcí na vodné jodové KL je ovšem urtika, což je klasická alergická reakce, kdy se u postiženého vyskytnou červené pupínky na pokožce.
- středně závažné – klasicky mezi takovéto reakce patří zhoršené normální dýchání, které může být zapříčiněno laryngospazmem a bronchospazmem. Mezi středně závažné reakce se řadí rovněž tachykardie, nebo postupné snižování krevního tlaku.

- těžké – mezi tyto reakce patří anafylaktický šok a kardiovaskulární selhání. (Ferda, a další, 2015 str. 28) (Nekula, a další, 2005 str. 27) (Říhová, 2014 stránky 31-32)

Olejové jodové KL nacházejí své využití například při zobrazování lymfatických cév, vývodů slinných žláz (sialografie) nebo slzných kanálků (dakryocystografie). Z důvodu vzniku tukové embolie nesmí být nikdy olejové jodové KL podány i.v. Jodové KL jsou relativně kontraindikovány při závažných reakcích po předchozím podání jodové KL, při zjištěných alergických reakcích na jodovou KL, těžké poruše ledvinné funkce, což nám určuje hodnota pacientova kreatininu, která nesmí přesáhnout 300 $\mu\text{mol/l}$, nebo při nekorigované hypertyreóze, či plánovaném vyšetření za použití izotopů jódu. Před i.v. aplikací je nutné, aby byl pacient dostatečně hydratován a byl nalačno, aby se zamezilo riziku zvracení a případné aspiraci. Doba lačnění by měla být minimálně 4 až 6 hodin před podáním KL. Má-li pacient v anamnéze pozitivně zjištěnou alergickou reakci na jodové KL, je třeba jej premedikovat kortikoidy. Jodové KL se smí aplikovat pouze v místnosti vybavené pro základní resuscitaci a pacient během celého vyšetření musí mít v žíle zavedenou kanylu pro případné podání nezbytných léků. (Ferda, a další, 2015 str. 28) (Nekula, a další, 2005 str. 27)

Negativní KL jsou takové, které snižují absorpci RTG záření. Mezi takové řadíme obecně plyny (vzduch, oxid uhličitý), vodu, roztok karboxymethylcelulózy, nebo roztoky cukerných alkoholů, jako je např. manitol. Na CT vyšetření se vpravují do lumen GIT a lékař může lépe posoudit šíři lumen a patologické změny ve střevní stěně. Příkladem takových vyšetření jsou CT kolonografie, či CT enterografie. (Ferda, a další, 2015 str. 28)

- Artefakty

Při CT vyšetření může rovněž dojít k zobrazení nežádoucích artefaktů ve výsledném obraze. Příčiny mohou být fyzikální, dále pak artefakty vzniklé na podkladě skenování, či pacientem ovlivněný vznik artefaktů. Artefakty vzniklé na fyzikálním podkladě se mohou vyskytovat kvůli změně energie svazku, úbytku fotonů, parciálnímu objemovému efektu nebo tzv. podvzorkování. Parciální objemový efekt nastává, když je objekt, umístěný mimo střed, částečně zobrazen v obrazové rovině. K úbytku množství fotonů, potřebného k nasnímání kvalitních dat bez artefaktů této etiologie, dochází v případě, kdy záření prochází nejširšími částmi pacientova těla. Při rekonstrukci se tyto artefakty projeví ve formě proužků. V případě artefaktů vzniklých podvzorkováním dochází ke zvolení příliš hrubého vzorkovacího intervalu, tj. určitého intervalu vlnových délek fotonů, které jsou detekovány. V CT obraze se tyto artefakty zobrazují nedostatečným vykreslením detailů řezu, což vede ke ztrátě informací na hranách a ztrátě malých detailů.

(Kubínek, 2004 stránky 4, 11, 13, 17)

Druhý způsob vzniku artefaktů je ten, zapříčiněný pohyby pacienta při snímání dat. V obraze se pohyb zobrazí, jako lomná linie. Těmto artefaktům se dá zamezit nastavením

kratšího skenovacího času, polohovacími, či imobilizačními pomůckami, speciálními softwarovými korekcemi, atd. (Kubínek, 2004 str. 20)

U artefaktů vzniklých při skenování můžeme mluvit o těch, které vznikly na základě citlivosti detektorů a těch, za jejichž původ může mechanická nestabilita.

Artefakty na podkladě mechanické nestability se projevují zejména proužky v obraze. Příčinou vzniku těchto artefaktů může být vysoká frekvence rotoru anody, která má za následek odchýlení svazku rtg záření, či vysoká teplota rentgenky, která způsobuje na anodě trhliny. (Kubínek, 2004 str. 22)

Riziko vzniku artefaktů hrozí vždy a nelze mu nikdy stoprocentně zamezit. Volbou správných parametrů, všímavostí radiologického asistenta, spoluprací pacienta a pravidelnými kalibracemi a servisy přístroje se dá ovšem toto riziko výrazně snížit.

4.7.3 Magnetická rezonance (MRI)

- Princip

Vyšetření magnetickou rezonancí je moderní vyšetření, poskytující lékaři, stejně jako u skiografie a výpočetní tomografie, diagnostickou informaci o anatomických strukturách v pacientově těle. Při vyšetření magnetickou rezonancí se nevyužívá ionizujícího záření, ale tkáně jsou zobrazovány ve výsledném obraze na základě jejich navzájem rozdílného chování v silném magnetickém poli. Princip magnetické rezonance je postaven na jevu, který se jmenuje nukleární magnetická rezonance. Ten vychází ze skutečnosti, že všechny protony, umístěné v jádrech atomů rotují kolem vlastní osy, což se dá přeložit jako, že mají tzv. spin, a jakožto elektricky nabitě částice kolem sebe utváří magnetické pole. K projevení této schopnosti jader dochází jen u atomů, které mají liché protonové číslo. Může za to skutečnost, že atomy se sudým protonovým číslem protony párují a navzájem se magneticky vyruší. V případě magnetické rezonance se této vlastnosti využívá především v případě vodíku, který má jednak malý lichý počet protonů v jádře a jednak je v lidském těle zastoupen nejvíce ze všech prvků s lichým protonovým číslem. (Ferda, a další, 2015 str. 22)

Za normálních podmínek jsou všechny vektory magnetických polí protonů vodíku náhodně uspořádané a magneticky se tkáň jako celek nechová. Aby nabyla magnetických schopností, je třeba ji umístit do silného vnějšího magnetického pole. Ve chvíli, kdy jsou v tomto magnetickém poli, nasměrují se svými magnetickými vektory rovnoběžně (paralelně) ve směru, či v protisměru (antiparalelně) vnějšího magnetického pole. Větší část protonů stočí svůj vektor magnetizace paralelně a zbylé protony svůj vektor magnetizace orientují antiparalelně. V tuto chvíli, kdy jsou protony svými vektory magnetizace orientovány jen buď paralelně, nebo antiparalelně nastává jev tzv. podélné magnetizace, kdy je slabší magnetické pole v zákrytu za vnějším magnetickým polem, které je silnější. To vede k tomu, že slabší magnetické pole je neměřitelné. Pro účely měření a celkově pro fungování zobrazování těla pacienta magnetickou rezonancí je třeba vektor magnetického pole tkáně vychýlit. Tím

dosáhneme tzv. příčné magnetizace. Toho lze docílit pomocí ovlivnění tzv. precesních pohybů. Jelikož protony konají kromě rotace kolem vlastní osy i tzv. precesi. Ta je popsána jako pohyb po plášti pomyslného kužele, jenž je orientovaný podle vektoru silného magnetického pole. (Ferda, a další, 2015 str. 22) (Seidl, a další, 2012 str. 52)

Za normálních podmínek nejsou precesní pohyby synchronizované. K synchronizaci dochází ve chvíli, kdy je do tkáně vyslán elektromagnetický pulz o tzv. Larmorově frekvenci, což je frekvence odpovídající frekvenci precesních pohybů. V tu chvíli se vychýlí vektor magnetického pole tkáně a vystoupí tudíž ze zákrytu vnějšího silného magnetického pole. To znamená, že se projeví slabší magnetické pole a tomuto jevu se říká příčná magnetizace, která je na principu elektromagnetické indukce měřitelná cívkou. Ve chvíli, kdy elektromagnetický pulz přestane působit, nic nebrání systému, aby se vrátil do původního stavu. Důležitý je právě čas, za který k navrácení do původního stavu dojde. Ten se nazývá relaxační čas. (Ferda, a další, 2015 str. 22)

Relaxační časy se rozlišují dva – T1 a T2 relaxační čas. T1 relaxační čas je doba, nutná k návratu na 63 % stavu původní podélné magnetizace. Naopak T2 relaxační čas je doba nutná k poklesu příčné magnetizace na 37 % z maximální hodnoty. Doba, za kterou, v případě T1 relaxačního času, se dosáhne 63 % stavu původní podélné magnetizace a doba, za níž, v případě T2 relaxačního času, klesne příčná magnetizace na 37 % ze své maximální hodnoty, závisí na složení tkáně. Cílem zobrazování na MRI je získat takový snímek, který bude dostatečně kontrastní, tzn., dokáže dostatečně kontrastně odlišit tkáně navzájem. Jas na MRI je ovlivňován jednak T1 relaxací, T2 relaxací, ale i tzv. PD, z angl. proton density – protonovou hustotou v dané tkáni. Jednotlivé tkáně ve výsledném obraze odlišíme s větší přesností na základě porovnání intenzity signálu v T1 a T2 vážených obrazech. Při vyšetření nezobrazujeme přímo hodnoty T1 a T2 relaxačních časů, ale zobrazujeme tzv. T1 a T2 vážené obrazy, kde jde o obrazy, které se navzájem poměří. (Ferda, a další, 2015 str. 22) (fMRI TEAM Brno, 2008)

Na výsledném obraze se dají tkáňové struktury od sebe rozlišit díky jejich vizuální vlastnosti, kdy se určité tkáně jeví hypersignálně (hyperintenzivně) nebo hyposignálně (hypointenzivně). Tato vlastnost některých tkání je uvedena pro příklad v tabulce 1.

Při zobrazování určitého úseku pacientova těla je nutné nasnímání různých druhů sekvencí v různých rovinách. To jednak kvůli prostorové orientaci zobrazovaných tkání a jednak i kvůli rozlišení jednotlivých tkáňových struktur. Nejpoužívanějšími sekvencemi jsou již zmíněné sekvence vytvářející T1, T2 a PD (proton density) vážené obrazy. Nicméně běžné je i používání sekvencí, které dokáží potlačovat signál, který vysílá voda (sekvence FLAIR), nebo tuk (sekvence STIR).

Tabulka 1 Intenzity signálu některých tkání v základních typech sekvencí (převzato z Nekula, a další, 2005 str. 24)

x	T1-vážená sekvence	T2 vážená sekvence
tekutina	hypointenzivní	hyperintenzivní
parenchymatózní orgány	střední intenzivita	Střední intenzita
tuk	hyperintenzivní	mírně hyperintenzivní
spongióza kosti	hyperintenzivní	mírně hyperintenzivní
kortikalis kosti	asignální	asignální

Jelikož se stává, že některé tkáně lze od sebe rozlišit jen velice těžko, jelikož vysílají podobný signál, do praxe se zavedly kontrastní látky. Kontrastní látky na MRI mění magnetické vlastnosti tkání, v nichž se kontrastní látky vychytávají. MRI kontrastní látky obsahují cheláty gadolinia. Běžně se po podání kontrastní látky snímají sekvence, které se rekonstruují jako T1 vážené obrazy. (Ferda, a další, 2015 str. 22)

- Uspořádání a vybavení pracoviště

Jelikož je princip zobrazování magnetickou rezonancí velice odlišný od zobrazování na CT, či na skiografii, tak i pracoviště je zařízeno odlišně. Jelikož na MRI pracovištích nehrozí radiační zatížení pacienta, či personálu, tak není nutné používat stínění, jak osob, tak jednotlivých místností ve smyslu zeslabení záření. Na pracovišti s magnetickou rezonancí je nutností „odstínění“ magnetického pole, které vzniká v okolí MRI přístroje. Jelikož magnetické pole přitahuje kovové předměty z magnetického materiálu, je nutností se vyvarovat všech takových předmětů v místnosti, která je vybavena MRI přístrojem a je odstíněna Faradayovou klecí. Ta jednak brání ovlivnění vyšetření vnějšími magnetickými poli a jednak nedovolí statickému magnetickému poli v okolí magnetické rezonance přitáhnout kovové předměty mimo Faradayovu klec. Ke snímání sekvencí je nutné mít pracoviště vybavené základními radiofrekvenčními (RF) cívkami. RF cívky fungují buď, jako vysílač a přijímač RF signálu, tj. elektromagnetického vlnění o Larmorově frekvenci na jednu, nebo pouze jako přijímač RF signálu.

Mezi základní typy RF cívek patří celotělové RF cívky, angl. body coil, které dokáží vysílat i přijímat, povrchové angl. surface coil, které většinou jen přijímají RF signál a více segmentové cívky angl. array coil, u nichž jde o několik malých k sobě spojených cívek. Povrchové RF cívky jsou díky své konstrukci umístěny při snímání obrazu blíže k vyšetřovanému objektu, a tím poskytují lepší signál. Dle tvarově-anatomického přizpůsobení rozlišujeme končetinové, ramenní, krční, hlavové a další povrchové RF cívky.

Samotný MRI přístroj je vzhledově velice podobný CT přístroji, viz. obrázek 16. Skládá se rovněž z posuvného stolu a gantry. Jak již bylo zmíněno více, princip je ovšem zcela odlišný. Dále bývá doplněn o sluchátka, bránící proti hluku, které při vyšetření MRI přístroj vydává a o zvonek, jímž může pacient v případě jakýchkoliv problémů kontaktovat radiologického asistenta u ovládací konzole a ten může vyšetření okamžitě zastavit. Dále bývá MRI pracoviště vybaveno automatickým injektorem kontrastní látky, který má tu výhodu oproti podání manuálnímu, že do těla pacienta aplikuje kontrastní látku stále stejnou rychlostí a o přesně nastaveném objemu. V případě, kdy se provádí na pracovišti výkony v celkové anestezii, je nutností vybavit pracoviště anesteziologickým přístrojem.



Obrázek 16 Magnetická rezonance (Fakultní nemocnice v Motole, 2012)

Ovládací místnost je vybavena počítačovou technikou se softwarem určeným k ovládnutí MRI přístroje. Personál na pracovišti MRI, bývá složen z radiologického asistenta, zdravotní sestry a jednoho popisujícího lékaře, který ovšem může mít popisovnu mimo ovládací místnost. To je závislé od každého pracoviště.

Každé pracoviště musí být vybaveno čekárnou a kabinkami pro odložení věcí pacientů. Je vhodné pacienty upozornit i graficky v kabině, co vše je povolené mít na sobě při vyšetření a co je naopak nutné v kabině odložit, aby nebyl ohrožen život pacienta, kvalita vyšetření, nebo přístroj samotný.

- Ochrana pacienta a pracoviště

Jak již bylo zmíněno, na diagnostickém pracovišti MRI nemá smysl radiační ochrana. Za to je třeba dbát na zvýšenou opatrnost při manipulaci s kovovými předměty, které by v dostatečné vzdálenosti od silného statického pole mohly být tímto polem přitaženy a to ve

vysoké rychlosti. Z toho plyne nebezpečí jednak pro pacienta, jednak pro přístroj. S tímto souvisí i kovové komponenty v pacientově těle. Vyšetření magnetickou rezonancí není určeno pro pacienty s kardiostimulátory, které nejsou MRI kompatibilní, pro pacienty s kochleárním implantátem, inzulinovou pumpou, či neurostimulátorem. I v případě voperované umělé srdeční chlopně je třeba zvláštní opatrnost. Ostatní kovové komponenty v pacientově těle, jako jsou kloubní náhrady, svorky, či dlahy, nejsou překážkou k provedení vyšetření na magnetické rezonanci, v případě, kdy jsou v těle pacienta déle, než 6 měsíců. (Vitalion)

- Indikace

Vyšetření magnetickou rezonancí je přínosem pro celou řadu indikujících lékařů z různých oddělení. Pacienti bývají často na MRI vyšetření posíláni z rukou neurologů, chirurgů, ORL specialistů, ortopedů, gynekologů, urologů, kardiologů a dalších indikujících lékařů. Základem pro provedení vyšetření je schopnost pacienta ležet při vyšetření nehybně po dobu celého vyšetření. Doba vyšetření se značně liší, dle snímané oblasti a důvodu indikace. Nejčastěji se ovšem vyšetření na MRI provádí 20 až 40 minut. Pokud je pacient neschopen se nehýbat, je z tohoto důvodu MRI vyšetření kontraindikováno, jelikož je neproveditelné.

Důvodem pro neklidné ležení pacienta při MRI vyšetření může být buď jeho psychický stav, bolesti různé etiologie, nebo klaustrofobie. V případě těchto problémů, je-li MRI vyšetření nezbytné a nelze-li jej nahradit jiným, lze pacienta uvést do celkové anestezie. Ostatní kontraindikace pro MRI vyšetření jsou uvedeny v předchozí kapitole.

V případě těhotenství pacientky panuje obecný názor, že magnetická rezonance vývoj plodu neovlivňuje. Nicméně je nutné říci, že informace o této problematice jsou neucelené. Neškodlivost MRI pro plod ovšem nebyla jednoznačně potvrzena. Z bezpečnostních preventivních důvodů se nedoporučuje vyšetření v prvním trimestru těhotenství. (Seidl, a další, 2012 str. 70) (Ferda, a další, 2015 str. 23)

V případě neurologie v oblasti páteře bývá vyšetření magnetickou rezonancí indikováno lékařem pro zobrazení zánětů, vývojových vad, primárních nádorů i nádorů metastazujících, úrazových a pouřazových změn, degenerativních onemocnění a dalších. (MULTISCAN, s.r.o., [b.r.]

Z hlediska ortopedických indikací k MRI vyšetření se jedná především o zobrazení patologických stavů muskulo-skeletálního aparátu, degenerativních změn, úrazových a pouřazových stavů, nádorových onemocnění a dalších. (MULTISCAN, s.r.o., [b.r.]

- Průběh vyšetření

Když pacient přijde na vyšetření magnetickou rezonancí je poučen odpovědným personálem o průběhu a délce vyšetření a je mu předložen dokument týkající se písemného vyloučení kovových komponent v těle, pacientem. Je vyzván k odložení oblečení

z vyšetřované oblasti a k odložení všech kovových komponent. Následně je pacient uložen na posuvný stůl, do ruky mu je dán zvonek a je poučen o jeho použití v případě závažných důvodů. Proti hluku je pacient chráněn buď ucpávkami do uší, nebo sluchátky. Pacientovi je nasazena RF cívka, která je určena pro danou oblast vyšetření. Pacient je následně RA nastaven do gantry pomocí pomocných laserů. RA z vyšetřovny odchází a pacient musí zůstat v klidu ležet. Délka vyšetření závisí na počtu a druhu sekvencí, které lékař-radiolog indikuje, nicméně běžně MRI vyšetření bederní páteře trvá cca 30 minut. Za přesný postup a způsob vyšetření vždy zodpovídá právě radiodiagnostický lékař. O případném podání kontrastní látky rozhoduje také radiolog a to na základě klinických a anamnestických dat, nebo dle výsledků úvodních sekvencí. Je nutné stvrdit souhlas s podáním KL podpisem pacienta. (MULTISCAN, s.r.o., [b.r.]

Případné podání kontrastní látky probíhá obdobně, jako u CT vyšetření - automatickým injektorem. Objem KL a rychlost podání stanovuje opět lékař.

U pacientů s poruchami funkce ledvin, či u pacientů, kteří jsou před transplantací jater, může být podání KL kontraindikováno z důvodu možného vzniku nefrogenní systémové fibrózy. Ta může vyvolat i úmrtí pacienta. (Seidl, a další, 2012 str. 70)

- Kontrastní látky pro MRI

Princip zobrazení MRI kontrastních látek je logicky odlišný od principu zobrazení CT kontrastních látek a proto i jejich složení je značně jiné. MRI KL obsahují nejčastěji gadolinium, které ve své blízkosti mění magnetické poměry. To vede ke zkrácení doby relaxačního času T1. Tyto látky neproniknou do všech tkání. Ty tkáně, či orgány, které gadolinium po podání KL obsahují, se stávají hypersignální v T1 vážených sekvencích. Na T2 vážené sekvence v post kontrastní fázi vyšetření nemá KL žádný vliv. Způsob vyloučení gadoliniových preparátů z těla je obdobný, jako u jodových vodných nefrotropních KL, používaných na CT, tedy ledvinami. Existují i KL obsahující vzácně místo gadolinia mangan, nebo železo, ale nejsou zdaleka tak využívané jako KL gadoliniové. (Nekula, a další, 2005 str. 29)

- Artefakty

„Artefakty lze definovat jako signálovou intenzitu v MR obrazu, která neodpovídá skutečné prostorové distribuci tkání a většinou způsobuje zhoršení kvality a snížení výpovědní hodnoty získaného obrazu“.(Seidl, a další, 2012 str. 63)

Druhy artefaktů

Artefakty v MRI obraze lze rozdělit na artefakty téměř nevyhnutelné a artefakty, které jsou použité sekvenci vlastní. Mezi téměř nevyhnutelné patří tzv. trunkační, chemický posun, susceptibilní artefakt a artefakt vzniklý tokem a pohybem. Artefakty sekvencím vlastní jsou uživatelem – RA ovlivnitelné a lze se jich vyvarovat. Mezi takové patří tzv. aliasingové artefakty. Speciální skupiny artefaktů tvoří ty, vzniklé poruchou přístroje a ty vzniklé pohybem pacienta.

Trunkační artefakt vzniká akvizicí obrazu s asimetrickým vzorkováním, který způsobuje pruhový artefakt ve výsledném obraze. (Brown, a další, 2010 str. 122)

Chemický posun je artefakt, vznikající na rozhraní tukové a kapalné struktury v těle. Projevuje se milným posunem hranice těchto dvou prostředí. Důvodem je o asi 220 Hz nižší Larmorova frekvence tuku, než vody. Chemický posun produkuje vysoce intenzivní a nízké intenzivní hranici na rozhraní tuku a vody a zobrazí se, jako světlý a tmavý pruh na rozhraní obou struktur. (Allison, a další, 2006 str. 4)

Aliasingové artefakty mohou nastat kdykoliv je nějaká část objektu, jenž má být zobrazen, mimo zobrazovací pole (FOV). Anatomicky se daný objekt nachází mimo FOV, ale je mapován uvnitř FOV a to na opačné straně. (Higgins, [b.r.]

4.8 Radiační ochrana

Vzhledem k radiační zátěži, která vyplývá z diagnostických vyšetřovacích modalit RTG a CT a také vzhledem k provádění vertebroplastického výkonu pod kontrolou dvěma C-rameny, nebo C-ramenem a CT přístrojem, je nutné dbát na ochranu pacienta před vystavením zbytečné radiační zátěži. Obecně v posledních letech celosvětově roste trend posílání pacientů lékaři na radiodiagnostická vyšetření. Přispívá k tomu i snaha lékařů o větší jistotu správné diagnózy. Z tohoto důvodu pak pacienta posílá na RTG a CT vyšetření a pacientovi tím pádem zvyšuje radiační zátěž. Lékaři takto činí také kvůli zvyšující se dostupnosti zobrazovacích metod, požadavkům pacientů, ale současně s tím se brání i případným právním dopadům ze strany pacienta. Všechny tyto důvody vedou ke zvýšené pozornosti věnované radiační ochraně pacientů.

„Radiační ochrana je soubor opatření, která vedou k zamezení deterministických a minimalizaci stochastických účinků záření.“(Ferda, a další, 2015 str. 14)

4.8.1 Stochastické a deterministické účinky IZ

Ionizující záření může způsobovat u lidí výskyt stochastických a deterministických biologických účinků.

Stochastické účinky IZ se vyskytují s určitou pravděpodobností, která roste s rostoucí mírou ozáření. K pravděpodobnosti jejich výskytu se nevztahuje žádná prahová dávka, pod jejíž úrovní by se pravděpodobnost výskytu rovnala nule. K jejich projevení dochází po poměrně dlouhé době od ozáření. Důsledkem stochastických účinků je vznik různých forem rakoviny, vyvolané ozářením. Jelikož nelze říci, že se stochastické účinky po konkrétním ozáření stoprocentně projeví, anebo neprojeví, pohybuje se jejich odhad v rovině pravděpodobnosti. (Freitinger Skalická, a další, 2011)

Deterministické účinky IZ jsou oproti stochastickým účinkům vyvolány při překročení dané prahové dávky, která odpovídá hodnotě přibližně 1 Gy. S rostoucí dávkou, vyšší, než je prahová dávka, se zvyšuje i závažnost poškození. Deterministické účinky předpokládají výskyt projevů poškození pacienta zjistitelný makroskopickým pozorováním, což se u člověka v lékařské praxi kryje s pojmem klinické příznaky. Mezi tato poškození patří například akutní nemoc z ozáření, akutní poškození kůže, pokles fertility, nebo účinek IZ na zárodek. V posledně zmiňovaném případě se hranice prahové dávky pohybuje variabilně, v závislosti na stáří plodu, a může se pohybovat už při hodnotě absorbované dávky 100 mGy. (Freitinger Skalická, a další, 2011)

Biologické účinky IZ se obecně projeví na úrovni jednotlivých buněk, což vede následně k ovlivnění příslušných tkání, orgánů a v konečném díle i celého organismu. Ve chvíli, kdy ionizující záření s buňkou interaguje, rozlišuje se několik stádií. Jsou jimi stádia fyzikální, fyzikálně-chemické a chemické. Všechna tato stádia vedou do stádia biologického. (Freitinger Skalická, a další, 2011)

4.8.2 Stádia interakce IZ s buňkou

Fyzikální stádium nastává při interakci IZ s buňkou jako první a vůbec nejrychlejší proces. Délka tohoto procesu je cca 10^{-16} - 10^{-14} sekund. (Freitinger Skalická, a další, 2011)(Vránek, 2016)

Při fyzikálně-chemickém stádiu „... nastávají sekundární fyzikálně-chemické procesy interakce iontů s molekulami, při nichž dochází k disociaci molekul a vzniku volných radikálů (např. z vody H_2O vznikají vodíkové kationty H^+ a hydroxylové anionty OH^- a nestabilní produkty schopné oxidace H_2O_2 , HO_2). I tento proces je velmi rychlý, netrvá déle než 10^{-14} - 10^{-10} sekund.“(Vránek, 2016)

V chemickém stádiu atakují volné radikály, ionty a excitované atomy molekuly buněk, což může vést k narušení molekuly DNA. Toto narušení se může projevit buď jako jednoduchý zlom, anebo, jako zlom dvojný. Délka chemického stádia je 10^{-3} až 10 sekund. (Freitinger Skalická, a další, 2011)

Jak již bylo řečeno, tak všechna tato tři stádia ústí do stádia biologického. V něm se tato poškození mohou buď projevit přímo na ozářené osobě (tzv. somatické účinky), anebo postihnou její potomky (tzv. genetické účinky). V obou případech se ale může jednat buď o stochastické, nebo o deterministické účinky IZ. (Freitinger Skalická, a další, 2011)(Vránek, 2016)

4.8.3 Právní úprava radiační ochrany v ČR

To za jakých podmínek a jakým způsobem lze s ionizujícím zářením nakládat upravuje v ČR tzv. atomový zákon 18/1997 Sb. a spolu s ním na něj navazující vyhlášky. Z hlediska

radiační ochrany jsou stanoveny základní principy týkající se nakládání s ionizujícím zářením (IZ). Jde o tyto principy:

- a) zdůvodnění – tento princip říká, že k použití IZ lze přistoupit jen v takovém případě, kdy je předpokládán přínos ozáření pacienta vyšší, než rizika s ozářením spojená. Princip zdůvodnění klade důraz na posouzení indikace záření v případě dětí a těhotných žen.
- b) optimalizace – jde o princip, který nabádá k použití co nejnižší dávky, která bude ještě dostatečná pro dosažení očekávaného výsledku. Jde o tzv. zásadu ALARA, z angl. as low as reasonable achievable. Pracovní postupy na jednotlivých pracovištích se řídí také radiologickými standardy.
- c) limity dávek – v dávkových limitech jsou zahrnuty hodnoty, které nesmí být za určité časové období překročeny. Nicméně na lékařské ozáření pacienta se limity nevztahují.
- d) zabezpečení zdroje – zabezpečený zdroj IZ je takový zdroj, který prošel bezpečnostními zkouškami a vyhověl jejich požadavkům.

(Ferda, a další, 2015 str. 15)

4.8.4 Ochrana pacientů a personálu před ionizujícím zářením

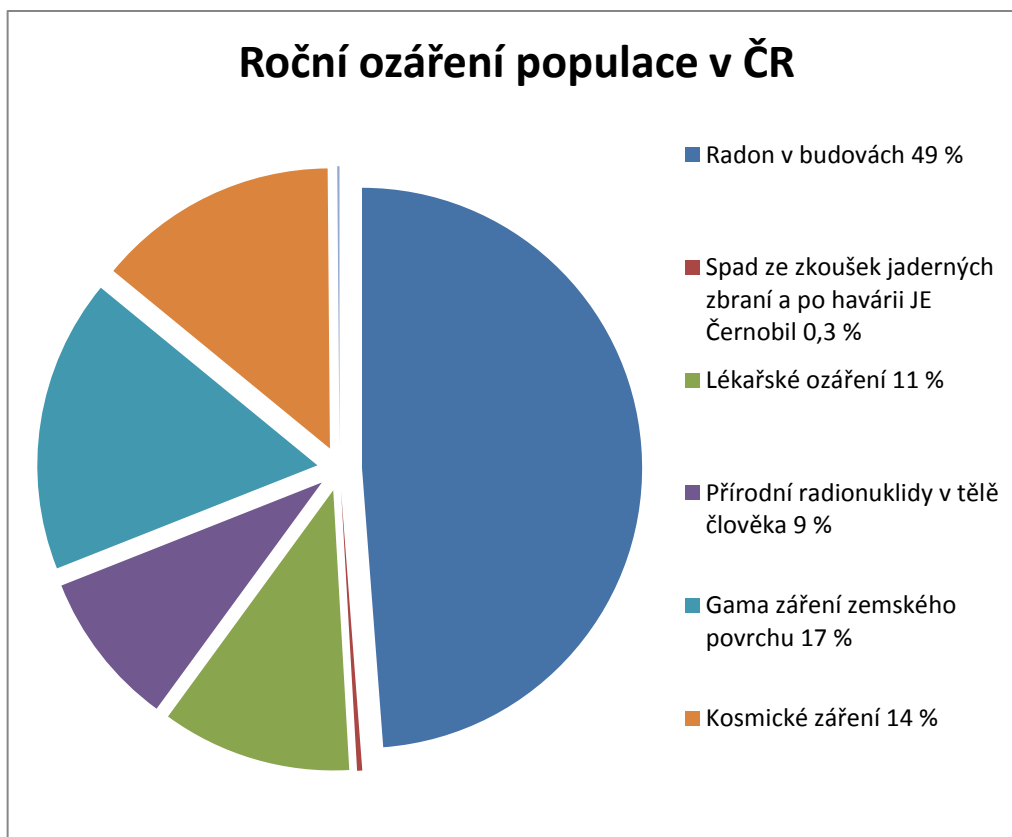
Ionizující záření není viditelné a člověka při jeho působení nebolí. O to je zrádnější. Lidé si kolikrát ani při práci s IZ neuvědomí, co toto záření může způsobovat. Především z tohoto důvodu existují v ČR státní instituce, jako Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) a Státní úřad radiační ochrany (SÚRO), které radiační ochranu monitorují, kontrolují, právně upravují a nařizují, jak by měla být radiační ochrana dodržována. Přesto nejen v České republice stoupá procentuální zastoupení lékařského ozáření pro populaci vůči přírodnímu ozáření. Konkrétní procentuální rozložení zdrojů IZ, kterým je populace v ČR vystavena je znázorněna na obrázku 17.

Kontaktoval jsem během psaní této bakalářské práce SÚRO a dozvěděl jsem se, že v současné době SÚRO připravuje aktualizovaný graf rozdělení dávek obyvatelstvu, který bude hotový v horizontu měsíců.

Každý, kdo se pohybuje na pracovišti, zabývající se prací s IZ by měl dbát na svoji vlastní ochranu. Pacienti přicházející na vyšetření mohou být chráněni pomocí stínění různých partií těla, které nejsou předmětem zájmu snímání. V ochraně pacientů před účinky IZ hraje velkou roli i sám radiologický asistent, který by měl dohlížet na co nejlépe zvolený postup, nastavení parametrů a vyvarování se zbytečného opakování prováděného vyšetření. Další velkou roli hraje při ochraně pacientů před vlivem IZ i sám indikující lékař, který nese zodpovědnost za indikaci vyšetření. Jeho primárním cílem z hlediska radiační ochrany by mělo být využití jen takového diagnostického zobrazovacího prostředku, ze kterého získá tak vysokou diagnostickou informaci, jakou potřebuje pro určení diagnózy či terapie a zároveň

bude toto vyšetření pro pacienta představovat nejnižší možnou radiační zátěž, která tuto diagnostickou informaci poskytne.

Nejen pacienti, ale i personál by měl být chráněn před účinky ionizujícího záření. Na radiodiagnostických pracovištích hrozí personálu pouze ozáření vnější. Snížit jeho dopady na personál lze třemi základními způsoby. Jsou jimi ochrana vzdáleností, časem, stíněním a jejich kombinace. V zájmu samotného pracovníka je tyto tři způsoby ochrany před IZ dodržovat. Čím větší je vzdálenost personálu od zdroje záření, tím menší je i jeho radiační zátěž. Čím kratší dobu je personál vystaven IZ, tím nižší radiační zátěži je vystaven. Při použití vhodného stínění lze rovněž dopady záření výrazně snížit. Nejvyšší radiační zátěž na RDG odděleních představují pro personál intervenční výkony, při kterých je nutná jeho přítomnost v místnosti se zářením. Mezi takové patří i právě perkutánní vertebroplastika. Největší radiační zátěž je přitom vyvíjena na samotného intervenčního radiologa, který zákrok provádí. Stejně jako ostatní personál v místnosti, jehož přítomnost je při zákroku nutná, i on musí být vybaven olověnou zástěrou a olověným límcem. Sám lékař může ovlivnit radiační zátěž během výkonu, jak pro sebe a ostatní personál, tak i pro pacienta, tím, že využívá IZ jen v případě, kdy jej opravdu potřebuje. Úkolem radiologického asistenta je v případě potřeby lékaře na tuto skutečnost upozornit. Všechny personál, který pracuje s IZ je monitorován pomocí dozimetrů. Ty jsou pravidelně vyvolávány a zjišťuje se z nich radiační zátěž personálu.



Obrázek 17 Roční procentuální ozáření populace v ČR (Státní úřad radiační ochrany, 2001)

4.9 Dozimetrické veličiny

Dozimetrické veličiny jsou takové veličiny, které se běžně používají pro dozimetrii na pracovištích se zdroji ionizujícího záření. Mezi základní dozimetrické veličiny patří absorbovaná dávka, efektivní dávka a ekvivalentní dávka.

Absorbovaná dávka D – charakterizuje působení IZ na látku. Definována je jako poměr střední energie $d\varepsilon$ sdělené látce o hmotnosti dm a je popsána vzorcem:

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

Základní jednotkou veličiny absorbovaná dávka je 1 gray (Gy), který je definován pomocí jednotek SI jako $J \times kg^{-1}$. Jde o dobře měřitelnou veličinu, ovšem k posouzení závažnosti, ani pravděpodobnosti vzniku biologických nežádoucích účinků záření za neurčitých podmínek nestačí. Zde hraje důležitou roli jednak druh záření a jednak další veličina, která se nazývá dávkový příkon.

Ekvivalentní dávka H_T – není přímo měřitelnou veličinou. Je součinem radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} pro druh záření R, viz. tabulka 2, ve tkáni nebo orgánu T. Popsána je vzorcem:

$$H_T = w_R \times D_{TR}$$

Základní jednotkou ekvivalentní dávky je 1 sievert (Sv), v jednotkách SI popsáný jako $J \times kg^{-1}$.

Tabulka 2 Hodnoty váhového radiačního součinitele w_R (převzato ze Seidl, a další, 2012 str. 83)

Druh záření, případně energie	Radiační váhový součinitel w_R
fotony	1
elektrony	1
neutrony, < 10keV	5
neutrony, 10 keV-100 keV	10
protony, > 2 MeV	5
částice α , těžká jádra	20

Efektivní dávka E – je veličina, která určuje, s jakou pravděpodobností nastanou stochastické účinky záření. Tato veličina pracuje pouze v pravděpodobnostní rovině a neříká tedy, zda ozáření u pacienta určitě stochastické účinky způsobí, nebo nikoliv. Efektivní dávka je součtem vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v jednotlivých tělních orgánech

a tkáních. Definována je jako součin ekvivalentní dávky H_T a tkáňového váhového faktoru W_T . Popsána je vzorcem:

$$E = \sum W_T \times H_T$$

Základní jednotkou efektivní dávky je 1 sievert (Sv), definovaný pomocí jednotek SI jako $J \times kg^{-1}$. Tkáňový váhový faktor w_T určuje relativní příspěvky orgánů, či tkání k celkové újmě způsobené stochastickými účinky při rovnoměrném celotělovém ozáření. Platí tedy, že w_T vyjadřuje radiosenzitivitu jednotlivých tkání a orgánů ke vzniku stochastických účinků a je stanoven tak, že sečteme-li všechny tkáňové váhové faktory v těle, je výsledek vždy roven 1.

Kerma K– je veličina stanovená jen pro nepřímo ionizující záření, tedy záření neutronové, gama a RTG. Je to veličina příbuzná absorbované dávce a je definována jako poměr součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic dE_k , jako jsou elektrony a protony, jenž byly uvolněny v důsledku interakce částic primárního ionizujícího záření v určitém objemu látky s hmotností dm . Jednotkou kermy je Gy. (Ullmann, 2016)

Pro výpočetní tomografii (CT) existují další veličiny, týkající se radiační zátěže. Jsou jimi **vážený dávkový index** ($CTDI_w$ z angl. Weighted Computed Tomography Dose Index) a **objemový dávkový index** ($CTDI_{vol}$ z angl. Volume Computed Tomography Index). Obě tyto veličiny jsou definované pro jeden konkrétní sken a nezávisí tudíž na délce oblasti, kterou skenujeme. $CTDI_w$ lze použít pouze pro axiální skeny a vyjadřuje průměrnou dávku v jednom nasnímaném řezu. Průměrná je z důvodu, že se dávka v různých částech těla liší. V případě spirálního skenování se využívá právě veličina $CTDI_{vol}$, v níž je zahrnut i pitch faktor. Pitch faktor je definován jako poměr velikostiposunu stolu, při spirálním nábore dat, na jednu rotaci gantry a celkové kolimace svazku. $CTDI_{vol}$ vychází z $CTDI_w$ a lze vypočítat pomocí vztahu:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$$

Jednotkou $CTDI_w$ i $CTDI_{vol}$ jsou mGy.

Další důležitou veličinou, s níž se na CT setkáme, je **dose – length product** (DLP). Jedná se o veličinu, která rovněž pojednává o radiační zátěži a udává, jakou dávku pacient při celém vyšetření obdržel. Jednotkou DLP je mGy.cm. Tato veličina je použitelná pro výpočet dávky jednak z celého vyšetření, anebo z určitého úseku řezů pořízených při vyšetření. Dnes ji lze běžně odečíst z tzv. dose reportu, který se zobrazí po ukončení každého CT vyšetření. DLP je součinem absorbované dávky D a délky ozářené oblasti L . (Říhová, 2014 str. 46)

Výpočet DLP pak vypadá takto:

$$DLP = CTDI_{vol} \times d$$

kde d je délka skenované oblasti.

Efektivní dávka E , o níž byla zmínka výše, která vyjadřuje účinky záření na celý organismus, se pak vypočítá dle vzorce:

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad ,$$

kde E_{DLP} je koeficient, v sobě zahrnující zprůměrované tkáňové váhové faktory w_T , pro ty tkáňové, nebo orgánové struktury, které se v zobrazované oblasti vyskytují. Konkrétní hodnoty jsou uveřejněny v AAMP reportu no. 96 - The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT na str. 13.(Ullmann, 2016)(Říhová, 2014 str. 46)

Rovněž lze efektivní dávku z CT vyšetření vypočítat pomocí $CTDI_{vol}$ a to dle vzorce:

$$E = k_{120(L1-L3)} \times CTDI_{vol}$$

Podrobně vysvětlený výpočet je uvedený v praktické části této bakalářské práce.

5 Praktická část

5.1 Úvod do praktické části

V posledních letech přibývá v České republice pacientů s poraněním páteře. Do jisté míry tento jev koresponduje se zvyšujícím se věkovým průměrem české populace. Silné věkové ročníky se dostávají do věku kolem 55 roku života, kdy se začíná zvyšovat riziko poranění páteře z důvodu osteoporotického postižení. Každým rokem přibývá fraktur obratlů vzniklých na osteoporotickém podkladě. Osteoporózou trpí převážně lidé nad 55 let a vzhledem k tomu, že tato věková skupina v České republice roste, přibývá i osteoporotických zlomenin. Ne všechny tyto zlomeniny jsou ovšem zjištěny, ale stává, že pacient ani o zlomeném obratli nemusí vědět. Ke zjištění takové zlomeniny dojde zcela náhodou a časté je i to, že bývá tato zlomenina již zahojena. Druhou příčinou zvyšujícího se trendu fraktur obratlů je oproti minulosti možnost většího volnočasového vyžití. Lidé senvěnují různým sportům, adrenalinovým zážitkům, neboi aktivitám, při nichž riziko úrazu hrozí. Největší podíl na vzniku traumatických změn na páteři v podobě fraktur obratlů mají autonehody. Toto všechno jsou v poslední době příčiny, kvůli kterým se zvyšuje riziko traumatického poranění páteře a fraktury obratle. Mezi další důvody vzniku fraktur na páteři se řadí různé domácí práce, běžný styl života a také zvyšující se pracovní tempo pracující populace.

Důvodem pro volbu tohoto tématu mi byl zvyšující se počet provedených vertebroplastických zákroků a zvyšující se počet diagnostických zobrazovacích vyšetření na RTG, CT a MRI, která lékaři indikují. Chtěl jsem zjistit, zda se některá vyšetření neindikují s ohledem na radiční ochranu zbytečně a pokud ano, co by mohlo vést ke snížení radiční zátěže pacientů. Vzhledem k tomu, že takovýchto pacientů přibývá, mám za to, že je vhodné se nad touto otázkou zamyslet.

5.2 Předmět a cíl práce

Předmětem této bakalářské práce bude porovnání diagnostických zobrazovacích metod v oblasti bederní páteře. Konkrétně budou porovnány skiagrafické RTG vyšetření, tomografické CT vyšetření a vyšetření magnetickou rezonancí. V teoretické části se zaměřím na porovnání všech těchto tří diagnostických zobrazovacích metod z hlediska specifického uspořádání pracoviště, časové náročnosti vyšetření, radiční ochrany pacientů podstupujících tato vyšetření a na vhodnosti vyšetření s ohledem na možnou diagnostickou výtěžnost z konkrétních vyšetření. Rovněž v teoretické části zohledním i možný vznik artefaktů ve výsledném obraze z jednotlivých vyšetření.

5.3 Metodologie

5.3.1 Výzkumný soubor

Pro porovnání diagnostických postupů z hlediska radiační ochrany mi vybrala MUDr. Parobková 18 pacientů z archivu Radiodiagnostického oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze, kterým byl indikován operační zákrok – vertebroplastika pod CT kontrolou. Z těchto jsem po konzultaci s MUDr. Parobkovou vybral šest vhodných respondentů, které jsem rozdělil do tří skupin, pro které jsem provedl jednotlivá měření a výpočty. Pro potřeby této bakalářské práce jsem si pacienty nazval jako pacient 1 až 6, kde pacienti číslo 1 a 2 měli před vertebroplastikou provedená RTG a CT diagnostická vyšetření, pacienti 3 a 4 RTG a MRI diagnostická vyšetření a pacienti 5 a 6 měli indikováno CT a MRI vyšetření. Zbýlých 12 pacientů navrhovaných pro potřeby této bakalářské práce bylo vyřazeno z různých důvodů. U některých pacientů nešlo dohledat na základě obrazové dokumentace potřebné údaje nutné pro provedení výpočtů. Další z vyřazených pacientů nebyli uvedeni z důvodu duplicitní anamnézy a procesu zobrazování.

Všichni tito pacienti byli vyšetřeni od září 2014 do června 2015. Vybraní pacienti byli ve věkovém rozmezí 68-87 let a průměrný věk pacientů činil 77,2 let. Z těchto šesti pacientů bylo pět žen a jeden muž.

Pomocí programu TomoCon, jímž jsou vybaveny na Radiodiagnostickém oddělení počítače určené na popis nálezů v obrazovém materiálu, jsem si stáhnul jednotlivé, RTG snímky v AP i LAT projekci a CT dose reporty, které informují o parametrech vyšetření. Pro provedení výpočtů efektivních dávek jsem ještě potřeboval naměřit výšku a šířku RTG snímků a délku skenované oblasti při CT vyšetření. Také jsem musel naměřit délku úseku páteře u konkrétního pacienta v závislosti na koeficientu efektivní dávky uvedeného ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR č. 9/2011 pro RTG snímek v tabulce A.1.13 na straně 52 a pro CT vyšetření v tabulce A.1.4 na straně 50 téhož věstníku. Jelikož je pro potřeby výpočtu efektivní dávky z CT vyšetření bederní páteř rozdělena na úseky L1 až L3 a L3 až L5, musel jsem změřit v obrazovém materiálu právě ten úsek, v němž byla fraktura obratle přítomna. Dále jsem od MUDr. Parobkové obdržel ke konkrétním pacientům jeden CT obrazový řez, jeden obrazový řez z MRI a anamnézu všech šesti pacientů, abych byl schopen porovnat souvislosti, které vedli lékaře k indikaci daných diagnostických zobrazovacích vyšetření. Všechna potřebná data k výpočtům efektivních dávek byla zanesena do tabulek a dále zpracována.

Z každé skupiny pacientů byl vybrán právě jeden, u něž jsem anamnézu a obrazovou dokumentaci zpracoval v rámci kazuistik. Součástí těchto kazuistik je i pro porovnání přínosu konkrétního vyšetření obraz z konkrétní vyšetřovací metody, který odpovídá obrazu, který by prokázal skutečný přínos daného vyšetření. Tento je převzatý z literatury.

5.3.2 Kazuistiky

Kazuistika č. 1

Označení pacienta: Pacient 1

Pohlaví: žena

Věk: 77 let

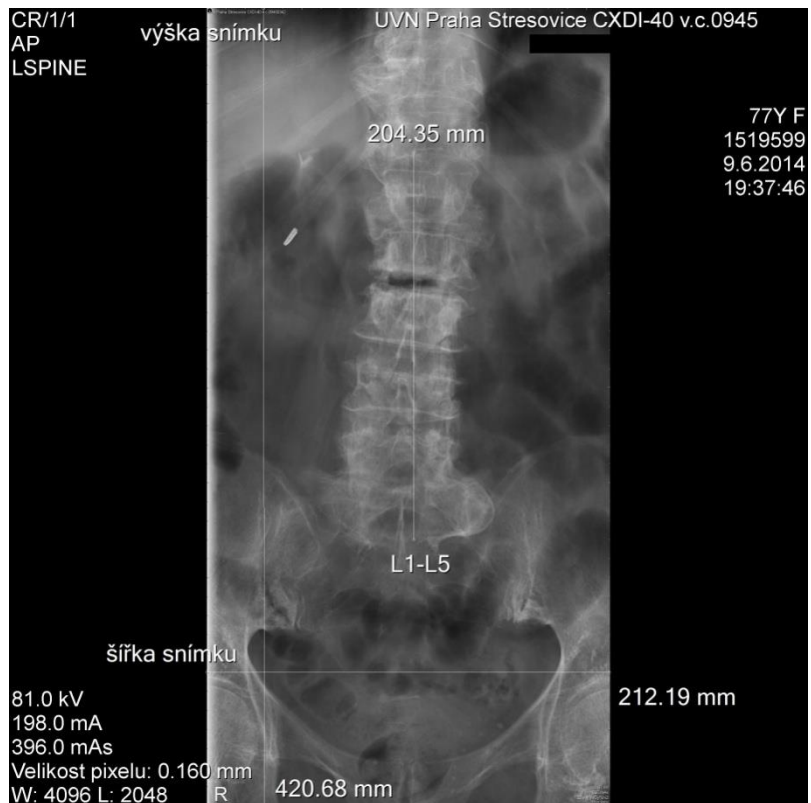
Bydliště: Praha (žije sama)

Kombinace vyšetření: RTG, CT

Základní dg: Zlomenina bederního obratle; zavřená

degenerativní, osteoporotická, kompresivní

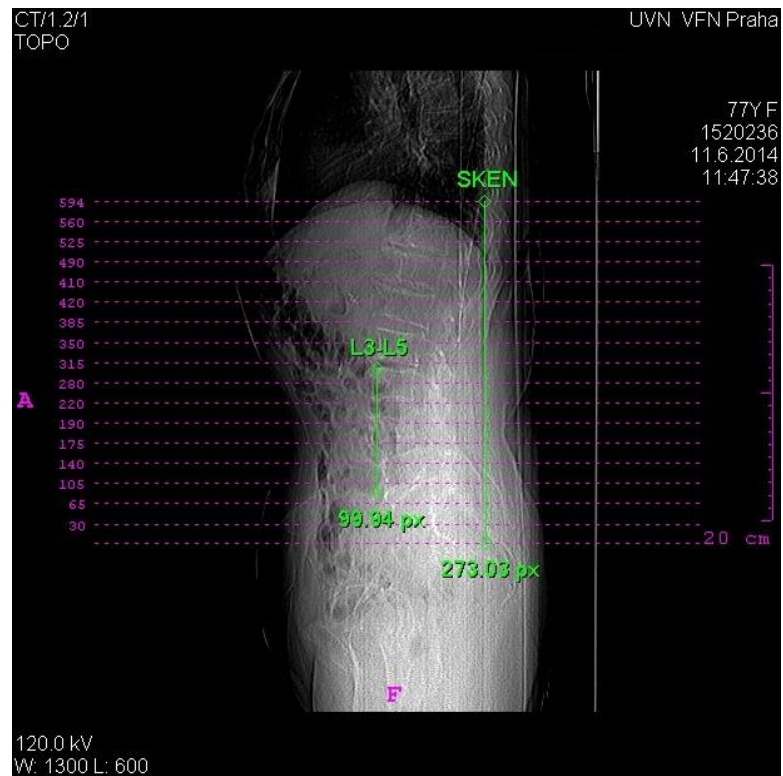
Pacientka přijata cestou úrazové ambulance pro bolesti dolní části zad. Vyšetřena na Emergency neurologem se závěrem VAS bederní páteře s pseudoradikulární iritací do DK bilat, bez senzomotorického deficitu. Pád či jiný úraz pacientka neguje. Dle RTG snímků degenerativní, osteoporotické změny páteře a fraktura obratle L4, viz. obrázky 18 a 19. Následně provedeno CT vyšetření, viz. obrázky 20, 21 a 22, se závěrem – deformační spondylóza, stp. kompresivní fraktuře obratlového těla L4, horní zadní hrana se propaguje do páteřního kanálu. Kontaktován neurochirurg, dle něj bez indikace k chirurgickému výkonu (osteosyntetické stabilizaci). Po dohodě s intervenčním radiologem přistoupeno k vertebroplastice L4. Výkon i pooperační průběh hospitalizace bez komplikací, subjektivně s výrazným analgetickým efektem.



Obrázek 18 Pacient 1 - RTG snímek v AP projekci(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 19 Pacient 1 - RTG snímek v LAT projekci(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 20 Pacient 1 - CT vyšetření - oblast snímání(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 21 Pacient 1 - CT vyšetření sagitální rovina(ÚVN-VFN Praha, 2014)

```

CT/8014/2
Dose Info
77 Y F
Exam Information 1520236
Study ID: 8044 11.6.2014
Time: Jun 11, 2014, 11:51:47:38
Total DLP: 666.8 mGy*cm
Estimated Dose Savings: 19%

Dose
# Description Scan Mode mAs kV CTDIvol [mGy] DLP [mGy*cm] Phantom Type[cm]
1 TOPO Surview 1 120 0.09 4.3 32 CM
1 TOPO Surview 1 120 0.09 4.3 32 CM
2 AX 1.0 Helical 307 120 20.03 658.2 32 CM

120.0 kV
30.0 mA
W: 1300 L: 600

```

Obrázek 22 Pacient 1 - Dose report z CT vyšetření(ÚVN-VFN Praha, 2014)

Kazuistika č. 2

Označení pacienta: Pacient 3

Pohlaví: žena

Věk: 68 let

Bydliště: Praha (žije s manželem)

Kombinace vyšetření: RTG, MRI

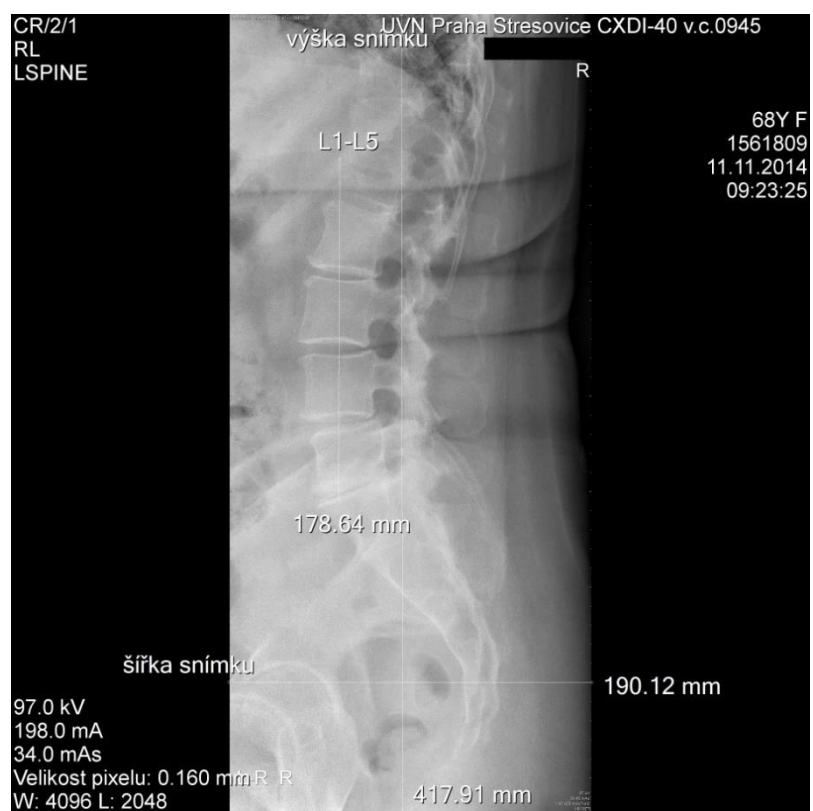
Základní dg.: Zlomenina bederního obratle; zavřená

traumatická, kompresivní

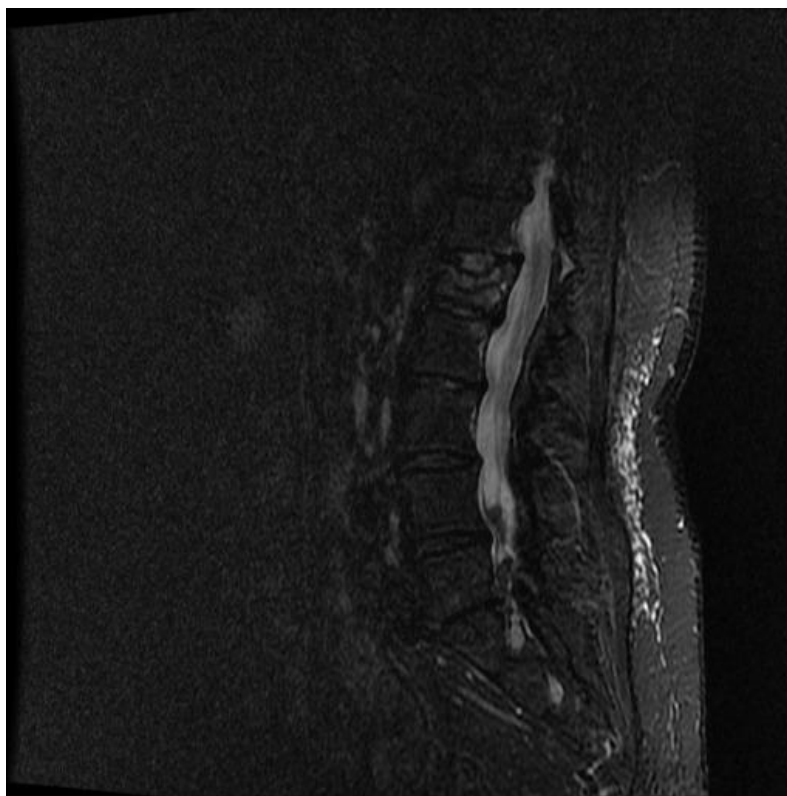
Pacientka po pádu ze žebříku. Od té doby bolesti v zádech s projekcí přes levé třísko do levého stehna až ke koleni. Přichází na chirurgickou ambulanci primárně k ošetření abscedovaného hematomu na pravé hýždi. Pro přetrvávající bolesti bederní páteře doplněno RTG vyšetření, viz obrázky 23 a 24, kde patrná klínovitá komprese obratle L1 se snížením přední části o 1/3. Následně provedeno MRI bederní páteře, viz. obrázek 25, se závěrem kompresivní fraktura obratlového těla L1 nedávného data. Pacientka, vzhledem ke vhodnosti nálezu, po dohodě s neurochirurgem a intervenčním radiologem přijata k vertebroplastice.



Obrázek 23 Pacient 3 - RTG snímek v AP projekci(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 24 Pacient 3 - RTG snímek v LAT projekci(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 25 Pacient 3 - MRI STIR obraz sagitální rovina(ÚVN-VFN Praha, 2015)

Kazuistika č. 3

Označení pacienta: Pacient 6

Pohlaví: žena

Věk: 76 let

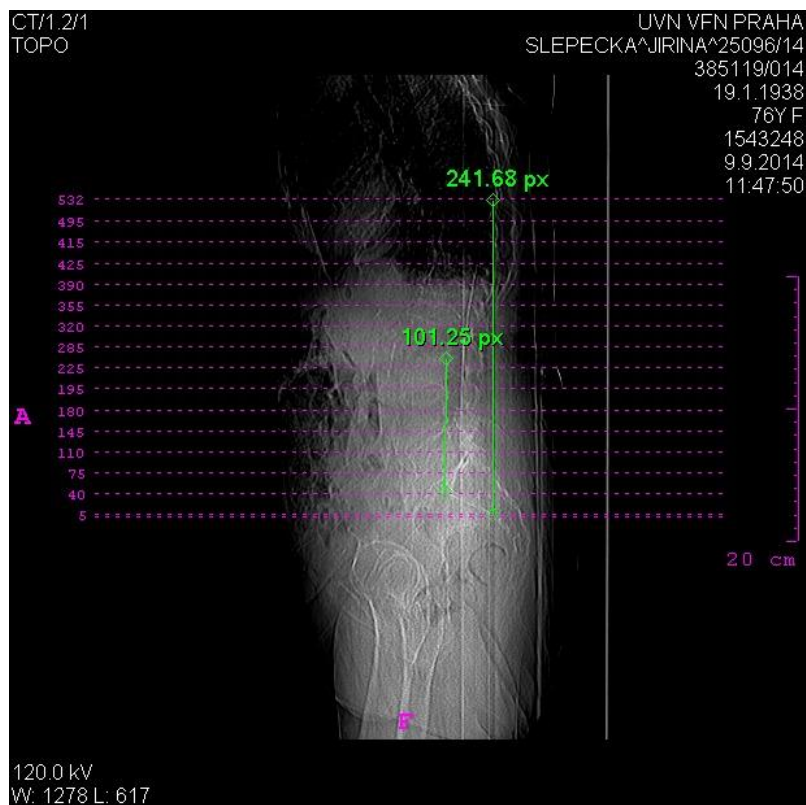
Bydliště: Praha (žije s dcerou)

Kombinace vyšetření: CT, MRI

Základní dg.: Zlomenina bederního obratle; zavřená

osteoporotická, kompresivní

Pacientka s lumbalgiemi, dlouhodobě sledována pro postmenopauzální osteoporózu, přichází k CT vyšetření pro výraznou bolestivost zad a radikulopatii. Při vyšetření shledáváme výrazné statické a degenerativní změny Th i LS páteře, mnohočetné komprese Th i L obratlů při porose, viz. obrázky 26, 27 a 28. Kanál je volný, foraminostenóza. Pacientka odeslána na spondylochirurgickou ambulanci, kde následně indikována MRI bederní páteře se sekvencí STIR, viz. obrázek 29– závěr: kompresivní fraktury obratlů L5, L4, L2, L1, Th12 a Th11. Kompresivní fraktura L5 je čerstvá, v ostatních úrovních jsou kompresivní fraktury starého data. Pacientka se souhlasem indikována k vertebroplastice obratlového těla L5.



Obrázek 26 Pacient 6 – CT vyšetření – oblast snímání(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 27 Pacient 6 - CT vyšetření sagitální rovina(ÚVN-VFN Praha, 2014)

CT/80152/2
Dose Info

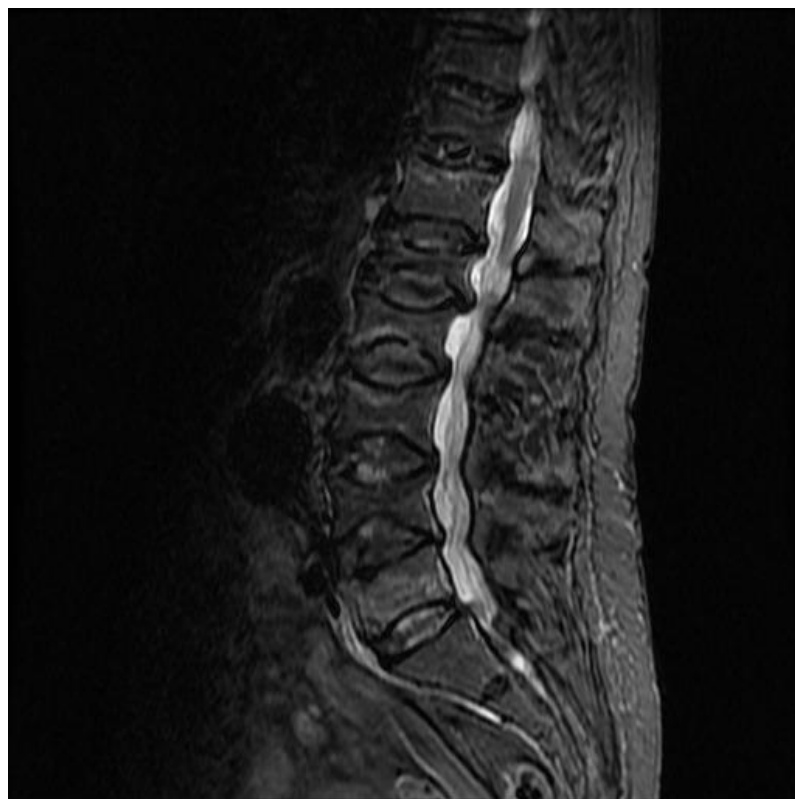
Exam Information 76Y F
1543248
Study ID: 3470
9.9.2014
Time: Sep 09, 2014, 11:53:47:50
Total DLP: 655.8 mGy*cm
Estimated Dose Savings: 13%

Dose

#	Description	Scan Mode	mAs	kV	CTDIvol [mGy]	DLP [mGy*cm]	Phantom Type [cm]
1	TOPO	Surview	1	120	0.09	4.3	32 CM
1	TOPO	Surview	1	120	0.09	4.3	32 CM
2	AX 1.0	Helical	329	120	21.48	647.2	32 CM

120.0 kV
30.0 mA
W: 1300 L: 600

Obrázek 28 Pacient 6 - Dose report z CT vyšetření(ÚVN-VFN Praha, 2014)



Obrázek 29 Pacient 6 - MRI STIR obraz sagitální rovina(ÚVN-VFN Praha, 2014)

5.4 Zpracování dat a výsledky

5.4.1 Popis postupu volby zobrazovacích metod a jeho přínos

Na základě sestavené kazuistiky a obrazových dat lze porovnat, zda bylo dané vyšetření v konkrétní situaci pro určení správné diagnózy a terapeutického postupu přínosem.

U pacienta 1 zvolil indikující lékař jako první diagnostickou zobrazovací modalitu RTG vyšetření. Vzhledem k tomu, že pacientka přišla s výraznými bolestmi bederního úseku páteře a neprodělala žádný úraz a současně šlo o pacientku, které bylo 77 let, tzn. ve věku kdy je výrazné podezření na vznik osteoporotických fraktur, zvolil lékař metodu zobrazení, která osteoporotické postižení obratle dokáže spolehlivě zobrazit. Vybral rovněž metodu, která je dostupnější než MRI vyšetření a znamená pro pacientku výrazně nižší radiační zátěž, než CT. V případě, kdyby nebyla fraktura potvrzena a byla by pacientka prvně vyšetřena na CT, byla by zbytečně vystavena vyšší radiační zátěži. V tomto případě byla ovšem fraktura na RTG snímku identifikována. Jelikož RTG snímek frakturu pouze potvrdil, ale diagnostická výtěžnost snímku není tak vysoká, jako výtěžnost z CT, nebo MRI vyšetření, bylo nutné pacientce provést podrobnější vyšetření právě na jedné ze zmiňovaných modalit. Vzhledem k tomu, že lékař věděl o akutním nástupu bolestí, bylo zbytečné provádět MRI vyšetření pro průkaz čerstvosti fraktury. Lékař se rozhodl pro CT vyšetření. Oproti MRI jde o modalitu, při níž je pacient radiační zátěži vystaven, ale na druhou stranu je CT vyšetření často dostupnější a dokáže lépe než MRI zobrazovat kostní struktury. Na CT vyšetření byl patrný nález propagující horní zadní hrany obratlového těla do páteřního kanálu. Z důvodu možného nežádoucího úniku kostního cementu, při případné vertebroplastice, byl kontaktován neurochirurg, který po dohodě s intervenčním radiologem shledali pacientku vhodnou pro vertebroplastický výkon. V případě, kdy by pacientka nebyla vhodná pro vertebroplastiku, čekal by jí chirurgický zákrok, který pro pacientku v jejím věku ovšem znamená vyšší rizika. Vertebroplastický zákrok proběhl bez komplikací a i rekonvalescence pacientky byla zdárná. Znamená to tedy, že zvolený postup vyšetření vedl k úspěšné terapii.

V případě, kdy by lékař neznal stáří fraktury, bylo by vhodnější použít místo CT vyšetření, vyšetření magnetickou rezonancí. To je sice méně dostupné a časově náročnější, ale dokáže na rozdíl od CT vyšetření prokázat, zda je fraktura čerstvá a je tedy vhodná pro vertebroplastický výkon.

U pacienta 3 bylo za první zobrazovací metodu zvoleno rovněž RTG vyšetření, které vedlo k zobrazení fraktury obratlového těla. Vzhledem k okolnostem, že pacientka spadla ze žebříku a až poté se u ní objevily bolesti v bederním úseku páteře, je zřejmé, že jde o bolesti vyvolané na základě traumatu a ne na základě osteoporotickém. S ohledem na to, že primárně pacientka přišla na chirurgickou ambulanci s abscedovaným hematodem na hýždí, trvalo delší dobu, než bylo provedeno RTG vyšetření, zaměřující se na bederní páteř. Z důvodu prodloužení RTG vyšetření byla pro lékaře aktuální otázka výskytu edému v oblasti fraktury. Tenna-

svědčuje procesu hojení. Je-li edém přítomen, je vhodné pacientovi indikovat vertebroplastickou terapii. V opačném případě přichází na řadu chirurgický zákrok. U této pacientky edém přítomen byl.

Z magnetické rezonance není zřejmé, zda je postižena výrazně i zadní hrana obratlového těla, a zda tedy hrozí případný únik kostního cementu do páteřního kanálu. Nicméně v tomto případě již lékař měl podrobnější obrazovou dokumentaci o dané fraktuře, než z RTG snímku a mohl tedy k zákroku přistoupit. Schopnost MRI zobrazovat kostní tkáň je sice nižší, než je tomu u CT, ale není zase tak nízká, aby bránila v potvrzení možnosti provést vertebroplastiku. Jelikož je možné samotný vertebroplastický výkon vést pod CT kontrolou, je tudíž odhalitelné výrazné poškození právě při úvodním skenu. Každopádně v praxi jen zřídka kdy dochází k neprojevení poškození zadní hrany obratlového těla na MRI a následnému odhalení tohoto poškození pod CT. Z tohoto hlediska je vyšší přínos z MRI vyšetření, než z vyšetření na CT.

U pacienta 6 bylo zvoleno jako první CT vyšetření. Lékař na základě informací o dlouhodobém sledování pacientky pro postmenopauzální osteoporózu a současném výskytu akutních bolestí v oblasti bederní páteře vynechal, jinak primární, RTG vyšetření. Pravděpodobnost příčiny bolestí z důvodu fraktury obratle byla tak vysoká, že RTG snímek, jinak sloužící pouze pro potvrzení fraktury, byl pro lékaře zbytečný. Místo toho poslal rovnou pacientku na CT vyšetření. Zde byly prokázány fraktury celkem šesti obratlových těl v úseku od Th11 po L5. CT vyšetření jednak potvrdilo fraktury a jednak přineslo i informaci o případném narušení zadní hrany obratlového těla. Vzhledem k určení stáří fraktur a posouzení vhodnosti vertebroplastického výkonu, lékař indikoval MRI vyšetření. Z MRI vyšetření byla zjištěna přítomnost edému, tudíž čerstvost fraktury, pouze v obratlovém těle L5. Ostatní fraktury byly bez edému, naznačujícího proces hojení, tzn. byly staršího data a nebyly tudíž indikovatelné k vertebroplastice. Jelikož lékař mohl posoudit, vzhledem k již proběhlému CT vyšetření, porušení zadní hrany obratle, které v tomto případě bylo negativní, mohla být pacientka indikována k vertebroplastickému zákroku. Vertebroplastický zákrok proběhl zdárně a pacientka tedy byla léčena úspěšně.

V tomto případě lze hovořit o vyšším diagnostickém přínosu z CT vyšetření, než z vyšetření na RTG. Nicméně je nutné konstatovat, že bez informace o dlouhodobém sledování pacientky z osteoporotických důvodů v osobní anamnéze, by bylo naopak vhodnější upřednostnit RTG vyšetření před CT vyšetřením s ohledem na nižší radiační zátěž pro pacientku.

5.4.2 Návrh optimalizace diagnostického postupu z hlediska principů RO

Pro vhodné posouzení postupů vyšetření před vertebroplastickým výkonem z hlediska radiační ochrany jsem potřeboval zjistit, jakou radiační zátěž pacient během všech vyšetření před operací získal.

Pro zjištění radiační zátěže, kterou pacient získal během všech vyšetření je nutné si stanovit veličinu, která nese informaci o radiační zátěži pro pacienta a zároveň ji lze porovnat mezi CT i RTG vyšetřením. Z MRI vyšetření radiační zátěž nevzniká.

Radiační zátěž bude porovnána na základě fyzikální veličiny Efektivní dávka (E).

I. Stanovení efektivní dávky z RTG vyšetření

K výpočtu efektivní dávky z RTG vyšetření jsem použil tabulkové hodnoty z tabulky A.1.13, ze strany 52 z Věstníku ministerstva zdravotnictví č. 9/2011. V této tabulce jsou uvedeny hodnoty efektivní dávky pro RTG vyšetření bederní páteře v AP a LAT projekci, vztažené k 1mGy vstupní povrchové kermy (Ke). Tyto hodnoty jsou ve Věstníku uvedeny pro expozice s hodnotou napětí na rentgence 70kV a 100kV. Dále jsem k výpočtu potřeboval hodnoty uvedené na RTG snímcích.

Obecný vzorec pro výpočet teoretické efektivní dávky (E_T) z RTG ozáření z jednoho snímku zní:

$$E_T = Ke \times k_{N (real.)} \quad ,$$

kde Ke je vstupní povrchová kerma a $k_{N (real.)}$ je koeficient efektivní dávky. Obě tyto hodnoty je potřeba vypočítat. Pro výpočet vstupní povrchové kermy Ke platí vzorec:

$$Ke = \frac{P_{KA}}{S} \times BSF \quad ,$$

kde hodnu P_{KA} lze odečíst z KAP metru, jenž měří součin kermy (K) a plochy celého snímku (S). Ke zjištění S jsem si musel naměřit výšku a šířku celého snímku. Součin výšky a šířky snímku je kýžená plocha snímku S . Poslední hodnotou potřebnou k výpočtu vstupní povrchové kermy je faktor zpětného rozptylu (BSF).

Faktor zpětného rozptylu je tabelován pro různá pole a kvality svazků na straně 343 v Technical reports series No. 457, vydaném organizací IAEA. Pro potřeby tohoto konkrétního výpočtu lze použít hodnotu $BSF = 1,4$. (RNDr. Uhlíř Jaromír, IV. 2016, in litt.)

V tuto chvíli lze vstupní povrchovou kermu Ke vypočítat. Pro výpočet efektivní dávky E je třeba ještě znát koeficient efektivní dávky k_N . Zde musím koeficienty pro napětí 70 kV ($k_{70(18 \times 40)}$) a 100kV ($k_{100(18 \times 40)}$) uvedené v tabulce A.1.13 ve Věstníku ministerstva zdravotnictví pomocí lineární interpolace přepočítat pro rentgenku s reálně použitým napětím dle vzorce:

$$k_{N (18 \times 40)} = k_{70(18 \times 40)} \times \frac{k_{100(18 \times 40)} - k_{70(18 \times 40)}}{U_R - 70} \times (U_R - 70) \quad ,$$

kde U_R je napětí rentgenky v konkrétním snímku, z něhož tuto hodnotu vyčtu. Hodnoty koeficientů $k_{70(18 \times 40)}$ a $k_{100(18 \times 40)}$ z Věstníku jsou vztaženy ke $Ke = 1\text{mGy}$. Hodnota 70 je napětí, pro které je ve Věstníku spočítán koeficient $k_{70(18 \times 40)}$. Po dosazení všech hodnot

získám koeficient $k_{N(18 \times 40)}$, který je dále ještě potřeba přepočítat, dle skutečné plochy obrazu. Toho docílím pomocí vzorce:

$$k_{N(real.)} = \frac{k_{N(18 \times 40)} \times \check{s}_2 \times v_2}{\check{s}_1 \times v_1}$$

kde \check{s}_1 a v_1 jsou šířka a výška ve Věstníku předpokládané CR kazety a \check{s}_2 a v_2 jsou šířka a výška konkrétního obrazu z vyšetření, pro který počítám efektivní dávku.

Nyní lze vypočítat hodnotu efektivní dávky E pro jednotlivé projekce (AP / LAT). Obecně platí:

$$Ke = \frac{P_{KA}}{S} \times BSF \quad ,$$

jelikož je P_{KA} hodnota odečtená z RTG snímku, pak vypočtená hodnota kermy Ke platí pro pozici detektoru. Za předpokladu, že:

- vzdálenost rentgenky od detektoru je $d_1 = 100$ cm;
- povrch těla pacienta nad detektorem (místo vstupu záření do pacienta) se standardně uvažuje $d_2 = 32$ cm (pak $d_3 = d_1 - d_2$);
- kerma klesá se čtvercem vzdálenosti,

pak hodnotu kermy v místě vstupu do pacienta (Ke_{pac}) lze spočítat dle vzorce:

$$Ke_{pac} = \frac{Ke_{Det} \times d_1^2}{d_3^2} \quad ,$$

Vrátím-li se tedy k původnímu vzorci pro výpočet efektivní dávky:

$$E_T = Ke \times k_{N(real.)} \quad ,$$

pak mohu E_T nahradit označením $E_{(AP/LAT)}$, které odpovídá skutečné hodnotě efektivní dávky z jednoho snímku (buď AP, nebo LAT), za Ke mohu dosadit hodnotu Ke_{pac} a rovněž dosadím i hodnotu $k_{N(real.)}$. Při RTG vyšetření bederní páteře se standardně snímkuje v AP a LAT projekci a tudíž pro výslednou efektivní dávku z celého RTG vyšetření je nutné sečíst $E_{(AP)}$ a $E_{(LAT)}$. Pak získám skutečnou výslednou hodnotu efektivní dávky z celého RTG vyšetření E_S .

Konkrétní hodnoty a výsledky výpočtů pro jednotlivé pacienty z RTG snímků jsou zaneseny v tabulce č. 2.

Tabulka 3 Efektivní dávky při RTG vyšetření jednotlivých pacientů a hodnoty veličin pro jejich výpočet

Skupina		1. (RTG + CT)				2. (RTG + MRI)				
		1		2		3		4		
Pacient		žena		žena		žena		muž		
Pohlaví		žena		žena		žena		muž		
Projekce		AP	LAT	AP	LAT	AP	LAT	AP	LAT	
Tabulkové	Napětí rentgenky U [kV]	70	70	70	70	70	70	70	70	
		100	100	100	100	100	100	100	100	
	Formát CR kazety [cm × cm]	š ₁	18	18	18	18	18	18	18	18
		v ₁	40	40	40	40	40	40	40	40
	Koeficient efektivní dávky	k _{70 (18×40)}	0,06	0,01	0,06	0,01	0,06	0,01	0,03	0,01
		k _{100 (18×40)}	0,08	0,02	0,08	0,02	0,08	0,02	0,05	0,01
	Faktor zpětného rozptylu (BSF)		1,4		1,4		1,4		1,4	
	Vzdálenost rentgenky od detektoru d ₁ [cm]		100		100		100		100	
Vzdá. vstup. záření do těla od detektoru d ₂ [cm]		32		32		32		32		
Naměřené	Napětí rentgenky U _R [kV]	81	96	82	97	82	97	81	96	
	Formát obrazu real. [cm × cm]	š ₂	21	24	21	26	17	19	26	26
		v ₂	42	42	43	43	43	42	43	40
P _{KA} [mGy × cm ²]		12300	1080	1040	2630	1700	1900	2560	1880	
Vypočtené	Koeficient pro k _{N (18×40)}		0,07	0,02	0,07	0,02	0,07	0,02	0,04	0,01
	Koeficient pro k _{N (real.)}		0,08	0,02	0,09	0,03	0,07	0,02	0,06	0,02
	Plocha obrazu [cm ²]		882	1008	903	1118	731	798	1118	1040
	Vstupní povrchová kerma Ke _{Det} [mGy]		19,52	1,50	1,61	3,29	3,26	3,33	3,21	2,53
	Vzdálenost těla pacienta od rentgenky d ₃ [cm]		68		68		68		68	
	Vstupní povrchová kerma Ke _{Pac} [mGy]		42,22	3,24	3,49	7,12	7,04	7,21	6,93	5,47
	E _(AP / LAT) [mSv]		3,56	0,08	0,30	0,19	0,50	0,14	0,40	0,08
	E_S [mSv]		3,64		0,50		0,64		0,49	

II. Stanovení efektivní dávky z CT vyšetření

K výpočtu efektivní dávky z CT vyšetření jsem použil tabulkové hodnoty z tabulky A.1.4, ze strany 50 z Věstníku ministerstva zdravotnictví č. 9/2011. V této tabulce jsou uvedeny hodnoty efektivní dávky pro CT vyšetření bederní páteře v úseku L1-L3 a v úseku L3-L5, vztažené k 1mGy vstupní povrchové kermy (K_e). Tyto hodnoty jsou ve Věstníku uvedeny pro singleslice a multislice CT přístroje a pro expozice s hodnotou napětí na rentgence 120kV a 140kV. Jelikož všechna CT vyšetření všech šesti pacientů byla prováděna na multislice CT přístrojích a hodnota napětí na rentgence byla rovněž shodná 120 kV, lze lehce porovnat hodnotu efektivní dávky z CT vyšetření mezi jednotlivými pacienty. Dále jsem k výpočtu potřeboval hodnoty uvedené v doze reportech z CT vyšetření a délky skenovaných oblastí.

CT vyšetření bederní páteře se skládá ze tří částí. První částí je nasnímání prvního topogramu. Druhou část tvoří nasnímání druhého, na první topogram kolmému, topogramu a třetí částí je samotný sken požadované oblasti, který si lékař určí na základě nasnímaných topogramů. Pro výpočet efektivní dávky z CT vyšetření je třeba vypočítat efektivní dávku každé, z těchto tří částí vyšetření zvlášť a poté všechny tři výsledné efektivní dávky sečíst do efektivní dávky E_{Σ} . Obecný vzorec pro výpočet efektivní dávky z jedné části CT vyšetření zní:

$$E = k_{120(L1-L3)} \times CTDI_{vol}$$

nebo

$$E = k_{120(L3-L5)} \times CTDI_{vol} \quad ,$$

kde k_{120} je koeficient uvedený v tabulce č. A.1.4 ve Věstníku ministerstva zdravotnictví pro multislice CT vyšetření při napětí rentgenky 120kV a to jednak v závislosti na tom, o jakou část bederní páteře jde a jednak v závislosti na tom, zda je pacientem muž, anebo žena. V případě, kdy snímám úsek L1 až L3, tak platí první ze vzorců. V případě úseku L3 až L5, musím uvažovat vzorec druhý. Po vypočtení efektivní dávky E_{Σ} za všechny tři části CT vyšetření dohromady je nutné ještě tuto efektivní dávku upravit kvůli neideálně velké délce skenované oblasti. Ideální délka by byla od L1 po L3, popř. od L3 po L5. Při vyšetření ovšem dochází i k nasnímání okolních obratlů a to v různé délce v závislosti na požadavcích lékaře, zkušenostech radiologického asistenta a také na výšce pacienta. E_{Σ} upravím pomocí vzorce:

$$E_{scan} = \frac{E_{\Sigma}}{d_2} \times d_1 \quad ,$$

kde d_1 je délka scanu a d_2 je délka oblasti L1-L3, popř. L3-L5. E_{scan} je pak výsledná efektivní dávka z CT vyšetření.

Konkrétní hodnoty a výsledky výpočtů pro jednotlivé pacienty z CT vyšetření jsou zaneseny v tabulce č. 3.

Tabulka 4 Efektivní dávky při CT vyšetření jednotlivých pacientů a hodnoty veličin pro jejich výpočet

Skupina			1. (RTG + CT)		3. (CT + MRI)			
Pacient			1	2	5	6		
Pohlaví			žena	žena	žena	žena		
Skenovaná oblast			Th10 - S2	Th12 - L2	Th9 - S5	Th10 - S2		
Vertebroplastika			L4	L1	L2	L5		
Tabul.	Koeficient efektivní dávky		$k_{120(L1-L3)}$	-	0,12	0,12	-	
			$k_{120(L3-L5)}$	0,10	-	-	0,10	
Naměřené	Typ CT		multisllice ¹⁾		multisllice ²⁾		multisllice ¹⁾	
	Napětí rentgenky [kV]		120		120		120	
	Délka skenov.	úseku	¹⁾ [px],	273	150	296	242	
		oblasti	²⁾ [mm]	100	106	77	101	
	CTDI _{vol} [mGy]	Topogram č.	1	0,09	0,24	0,09	0,09	
			2	0,09	0,00	0,14	0,09	
Scan			20,03	17,78	17,00	21,48		
Vypočtené	E [mSv]	Topogram č.	1	0,01	0,03	0,01	0,01	
			2	0,01	0,00	0,02	0,01	
	Scan			2,00	2,17	2,07	2,15	
	E _z [mSv]			2,02	2,20	2,10	2,17	
E _{scan} [mSv]			5,52	3,11	8,08	5,19		

5.5 Diskuze

Tato práce se zabývala hledáním optimálního postupu volby zobrazovacích diagnostických vyšetření, indikovaných před vertebroplastickým výkonem, který by zohlednil jak diagnostický přínos pro lékaře, tak i snahu snížit co možná nejvíce radiační zátěž z vyšetření pro pacienta.

V praktické části jsem z anamnéz pacientů a obrazové dokumentace z vyšetření nejprve sestavil kazuistiky pacientů. Na základě těch jsem za pomoci principů radiační ochrany, provedl rozbor přínosu jednotlivých provedených vyšetření v konfrontaci s tím, co by přinesl jiný postup uplatněný, při zjišťování diagnózy a efektivní terapie konkrétního pacienta. Dále jsem v praktické části poukázal pomocí výpočtů efektivních dávek z RTG a CT vyšetření, na rozdíl v radiační zátěži pro pacienta, která z těchto vyšetření plyne. Z výpočtů je patrné, jak je nutné dbát na správné nastavení parametrů při RTG vyšetření. Zářným příkladem je pacient 1, který v porovnání s ostatními pacienty, kteří prošli RTG vyšetřením, získal podstatně vyšší efektivní dávku. Při zkoumání dat uvedených na snímku jsem odhalil, že na rozdíl od ostatních pacientů bylo při vyšetření tohoto pacienta v AP projekci na rentgence nastaveno 396 mAs, zatímco u ostatních pacientů se tato hodnota pohybovala do 100 mAs. Dále z výpočtů rovněž vychází, že efektivní dávka z RTG vyšetření, pomineme-li výsledek u pacienta 1, který byl ovlivněn chybou při nastavení parametrů na rentgence, je řádově desetkrát menší, nežli efektivní dávka, kterou pacient obdrží při CT vyšetření.

Výsledky jednotlivých výpočtů mohou být do určité míry ovlivněny chybami vzniklými při měření vzdáleností úseků z RTG snímků a CT obrazu. Dále pak výsledky efektivní dávky z RTG vyšetření mohla ovlivnit vzdálenost ohniska od receptoru obrazu u konkrétního RTG snímku, kterou nešlo zpětně dohledat a stanovená tudíž byla na vzdálenost 100 cm.

Z hlediska optimalizace diagnostického postupu s ohledem na radiační ochranu se dá v případě volby správné diagnostické metody, kterou indikuje lékař, nejlépe zohlednit principy optimalizace a zdůvodnění.

Princip optimalizace nabádá k používání co nejnižších dávek, které budou ještě dostatečné pro dosažení očekávaného výsledku. Jinými slovy, jde-li získat nějaká diagnostická informace za použití metody, ze které pacient obdrží nižší radiační zátěž, než z diagnostické metody, z níž plyne vyšší radiační zátěž, měl by indikující lékař žádat pro pacienta právě to vyšetření s nižší radiační zátěží. Z hlediska principu optimalizace u pacienta s traumatickým poraněním bederního obratle by měl na podkladě vypočítaných efektivních dávek u pacientů s RTG a CT vyšetřením lékař indikovat v první řadě RTG vyšetření, které pro pacienta znamená podstatně nižší radiační zátěž. Ve chvíli, kdy přijde pacient s bolestmi zad a lékař nezná příčinu jeho bolestí, mělo by být RTG vyšetření pro něho první volbou. Jedná se totiž

o nejrychlejší vyšetření a i přes to, že jde o vyšetření, z něž lékař nezíská takovou anatomickou výtěžnost, jako by získal z CT vyšetření, tak frakturu obratle z RTG snímků spolehlivě pozná.

Princip zdůvodnění nabádá k využívání IZ jen v případě, kdy diagnostická výtěžnost z vyšetření využívajícího IZ je pro lékaře vyšší, než jsou rizika s ozářením pacienta spojená. Jinými slovy, je-li lékař přesvědčen, že bez použití vyšetření využívajícího IZ nebude schopen určit správnou diagnózu a navrhnout správný postup léčby a současně neposkytnutá léčba pro pacienta představuje vyšší riziko, než je riziko plynoucí z diagnostického vyšetření s IZ, měl by indikovat takové vyšetření, které riziko pro pacienta sníží na minimum. V případě pacientů s podezřením na frakturu bederního obratle je vhodné po RTG vyšetření, které by mělo být primární volbou, zvolit vyšetřovací metodu poskytující vyšší diagnostickou informaci. Lékaři se v tomto případě nabízejí CT, nebo MRI vyšetření.

Z CT vyšetření lékař získá informaci o rozsahu a druhu fraktury obratle a lehce posoudí i stav zadní hrany obratlového těla, postiženého frakturou. Je-li na CT zadní hrana prokazatelně neporušena, nehrozí při vertebroplastickém zákroku, při němž je pacientovi aplikován kostní cement do obratlového těla, nebezpečí úniku tohoto cementu do páteřního kanálu. Nicméně z CT vyšetření lékař nezíská zásadní informaci - o stáří fraktury.

Z MRI vyšetření lékař nezíská tak dobrou informaci o stavu zadní hrany obratlového těla, ale oproti tomu zjistí s přehledem, zda se jedná o frakturu čerstvou, či nikoliv. Jedná-li se o čerstvou frakturu, je v MRI obraze jasně patrný edém, který nasvědčuje reparačním procesům poškozené kostní tkáně a takovýto pacient může být indikován k vertebroplastickému zákroku. Není-li edém v postiženém obratlovém těle patrný, jedná se o frakturu staršího data a vertebroplastický zákrok postrádá smysl. Smyslem vertebroplastického zákroku je totiž snaha o zabránění propagujícího se hroucení obratlového těla, a to v případě fraktury, u níž již edém není patrný, nehrozí.

S ohledem na již zmíněný princip optimalizace zohledňující používání co nejnižších dávek navrhuji, aby při prokazování fraktury bederního obratle byl pacient poslán primárně na RTG vyšetření, které potvrdí, nebo vyvrátí přítomnost fraktury obratlového těla. Druhým vyšetřením, které přinese lékaři vyšší diagnostickou informaci, by mělo být MRI vyšetření k prokázání, či vyvrácení edému. Z MRI vyšetření neobdrží pacient žádnou radiační zátěž.

Z hlediska bezpečnosti s ohledem k možnému, na MRI neprokázanému poškození zadní hrany obratlového těla, navrhuji, na základě rozhovorů s mnoha lékaři z radiodiagnostických oddělení různých nemocnic, aby byl vertebroplastický výkon prováděn pod kombinovanou kontrolou CT přístrojem a C-ramenem, namísto použití dvou C-ramen, které nepřináší tak dobrou informaci o stavu zadní hrany obratlového těla. V případě zjištění závažného poškození zadní hrany obratlového těla lze v případě nutnosti vertebroplastický zákrok v zájmu pacienta odvolat. Navrhuji tedy na základě výpočtů, uvedených kazuistik a rozhovorů s lékaři, aby byl pokud možno využíván postup, při němž se vypustí před CT vertebroplasti-

kou obratlového těla bederního obratle CT vyšetření, které zbytečně pacienta vystaví vyšší radiační zátěži.

Nicméně je nutné, aby lékař, při volbě zobrazovací metody, zohlednil i skutečnosti, které pacienta k vyhledání lékařské pomoci vedly. Je nutné vědět, kdy se u pacienta obtíže objevily, co mohlo být jejich příčinou a rovněž je nutné znát i pacientovu osobní, ale i rodinnou anamnézu. Jak bylo například ukázáno u pacienta 6, existují situace, kdy je vhodné upřednostnit CT vyšetření před RTG vyšetřením na pozici prvně voleného vyšetření.

6 Závěr

V teoretické části jsem se pokusil o popsání anatomie v oblasti páteře a uvedl jsem různé patologie, které mohou v souvislosti s páteří nastat. Při popisování patologií na páteři jsem se zaměřil především na traumatické změny. Zde jsem se snažil popsat jednotlivé druhy fraktur a zmínil jsem se i o možných druzích terapie. Z terapeutických zákroků jsem největší pozornost věnoval vertebroplastickému výkonu, pro který jsem popsal i podrobný postup. Velká kapitola byla rovněž věnována i jednotlivým zobrazovacím metodám, konkrétně RTG, CT a MRI vyšetření. U každé z těchto metod byl popsán princip náběru obrazových dat, uspořádání pracoviště, časová náročnost a postup vyšetření, indikace vhodné pro konkrétní vyšetření. Rovněž jsem se věnoval i popisu vzniku artefaktů, které se mohou při konkrétních vyšetřeních v obraze vyskytnout. Poslední dvě kapitoly byly zaměřeny na radiační ochranu a dozimetrické veličiny.

Cílem práce bylo popsat postup volby zobrazovacích metod při diagnostice fraktury obratle u konkrétních pacientů. Na základě kazuistik a obrazové dokumentace vybraných pacientů z archivu pracoviště RDG oddělení Ústřední vojenské nemocnice v Praze, kteří byli indikováni v návaznosti na tato vyšetření k vertebroplastickému zákroku, je zřejmé, jaké vyšetření mělo pro určení správné diagnózy a pro zvolení správného terapeutického postupu jaký přínos. Současně byl konkrétní zvolený postup postaven do konfrontace s možností jiného postupu a z něho plynoucí diagnostické výtěžnosti.

Druhým cílem práce bylo pokusit se o navržení optimalizace diagnostického postupu, při zjišťování vhodnosti vertebroplastického zákroku, z hlediska principů radiační ochrany. Tento cíl byl naplněn na podkladě výpočtů efektivních dávek z vyšetření konkrétních pacientů, obecně platných schopností jednotlivých modalit zobrazovat různé druhy struktur, z nichž vyplývá pro lékaře očekávaný diagnostický přínos, dále pak také na podkladě sestavených kazuistik a obrazové dokumentace z vyšetření. Z výpočtů je zřejmé, že při CT vyšetření bederní páteře obdrží pacient cca 10x vyšší efektivní dávku, než z RTG vyšetření. Pokusil jsem se o navržení optimalizace postupu při volbě zobrazovacích diagnostických vyšetření. Navrhl jsem, aby při prokazování fraktury bederního obratle byl pacient poslán primárně na RTG vyšetření, které potvrdí, nebo vyvrátí přítomnost fraktury obratlového těla. Druhým vyšetřením, které přinese lékaři vyšší diagnostickou informaci, by mělo být MRI vyšetření k prokázání, či vyvrácení edému. Rovněž jsem navrhl, aby bylo před CT vertebroplastikou obratlového těla bederního obratle vypuštěno CT vyšetření. Samotný vertebroplastický výkon navrhuji provádět pod kontrolou CT a C-ramene, na místo dvou C-ramen.

Seznam použité literatury

- Allison, Jerry, a další. 2006.** ČVUT Praha FJFI Katedra fyzikální elektroniky. *kfe.fjfi.cvut.cz/kfe*. [Online] 2006. [Citace: 27. Duben 2016.] <http://kfe.fjfi.cvut.cz/~sinor/tmp/edu/pmbafy/mri/www.radiology.mcg.edu/MR%20cha12%20ArtifactsD.pdf>.
- Broder, Joshua. 2011.** Home: 07 Imaging: CT Scan Info. *crashingpatient.com*. [Online] 14. Červenec 2011. [Citace: 1. Květen 2016.] <http://crashingpatient.com/wp-content/images/part1/hounsfield2.jpg>.
- Brown, Mark A. a Semelka, Richard C. 2010.** *MRI basic principles and applications*. New Jersey : Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-0-470-50098-9.
- Corazza, Verena, a další. 1990.** *Kniha o zdraví*. [překl.] Petr dr. Němec a Josef A., CSc. Doc. MUDr. Tichý. Kolín nad Rýnem : Victoria publishing, 1990. ISBN 80-85605-07-4.
- Česká Spondylochirurgická Společnost. [b.r.].** Algoritmus poranění páteře. *www.spine.cz*. [Online] Česká Spondylochirurgická Společnost, [b.r.]. [Citace: 25. Duben 2016.] <http://www.spine.cz/index.php/standardy/algoritmus-poraneni-patere>.
- Dylevský, Ivan. 2009.** *Funkční anatomie*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- Fakultní nemocnice v Motole. 2012.** Klinika zobrazovacích metod 2. LF UK a FN Motol: Fotogalerie. *www.fnmotol.cz*. [Online] 2012. [Citace: 27. Duben 2016.] <http://www.fnmotol.cz/kzm/fotogalerie/>.
- Ferda, Jiří, a další. 2015.** *Základy zobrazovacích metod*. Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
- fMRI TEAM Brno. 2008.** Zobrazování pomocí MR (MRI). *fmri BRNO*. [Online] fMRI TEAM Brno, 11. Leden 2008. [Citace: 13. Duben 2016.] http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=14.
- Freitinger Skalická, Zuzana, a další. 2011.** Obsah: Kapitola 7. *Radiobiologie*. [Online] 25. Leden 2011. [Citace: 1. Květen 2016.] <http://fbmi.sirdik.org/7-kapitola/75>.
- Higgins, David. [b.r.].** Aliasing. *www.revisemri.com*. [Online] [b.r.]. [Citace: 14. Duben 2016.] <http://www.revisemri.com/questions/artefacts/aliasing>.
- Kočiš, Ján, Wendsche, Peter a et.al. 2012.** *Poranění páteře*. Praha : Galén, 2012. str. 171. ISBN 978-80-7262-846-9.
- Krbec, Martin. 2000.** Poranění páteře. <http://www.med.muni.cz>. [Online] 11. Prosinec 2000. [Citace: 21. Duben 2016.] kapitola 1.5. Poranění thorakolumbální páteře. http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Ortopedie_B/Ortopedie_2/Ortopedie_2.htm.

- Kubínek, Roman. 2004.** *apfyz.upol.cz*. [Online] 13. Únor 2004. [Citace: 11. Duben 2016.] pdf soubor. http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/artefakty_CT.pdf.
- Lukáš, Richard. 2012.** Předmluva. [autor knihy] Ján Kočiš. *Poranění páteře*. Praha : Galén, 2012.
- Marshall Editions Limited. 1991.** *Lidské tělo*. [překl.] Jaroslav Mgr. Hořejší a René Prah. Bratislava : GEMINI, spol. s.r.o., 1991. ISBN 80-85265-13-3.
- Ministerstvo zdravotnictví ČR. 2011.** Věstník ministerstva zdravotnictví České republiky. *www.mzcr.cz*. [Online] 24. Srpen 2011. [Citace: 14. Duben 2016.] http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c9/2011_5340_2162_11.html.
- MULTISCAN, s.r.o. [b.r.].** Magnetická rezonance. *www.multiscan.cz*. [Online] [b.r.]. [Citace: 14. Duben 2016.] <http://www.multiscan.cz/magneticka-rezonance>.
- Nekula, Josef, a další. 2005.** *Radiologie*. 3. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2005. str. 205. ISBN 80-244-1011-7.
- Nemocnice na Homolce 2009-2010.** CT - VÝPOČETNÍ (POČÍTAČOVÁ) TOMOGRAFIE. *www.homolka.cz*. [Online] [Citace: 9. Duben 2016.] <https://www.homolka.cz/cs-CZ/oddeleni/radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/nase-sluzby/ct.html>.
- Rauscherová, Gabriela. 2011.** Přístrojová technika užívaná va radiodiagnostice. *Bakalářská práce*. České Budějovice : autor neznámý, 02. 05 2011.
- Ryška, Pavel, a další. 2006.** Archiv: Postgraduální medicína: PM 1/2006: Perkutánní vertebroplastiky a kyfoplastiky. *Zdravotnictví medicína*. [Online] Mladá fronta, a.s., 3. Únor 2006. [Citace: 30. Duben 2016.] <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/perkutanni-vertebroplastiky-a-kyfoplastiky-170742>.
- Říhová, Karolína. 2014.** Zobrazení cévního zásobení mozku v radiologii, porovnání jednotlivých metod včetně jejich radiační zátěže pro pacienta. *Bakalářská práce*. [Bakalářská práce]. Kladno : autor neznámý, 2014.
- Seidl, Zdeněk, a další. 2012.** *Radiologie pro studium i praxi*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
- Seidl, Zdeněk, Vaněčková, Manuela. 2014.** *Diagnostická radiologie - Neuroradiologie*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2014. ISBN 978-80-247-4546-6.
- Státní úřad radiační ochrany. 2001.** *RENTGEN Bulletin*. Praha : Státní ústav radiační ochrany, 2001.
- Šrámek, Jiří. 2015.** Degenerativní onemocnění. *www.spondylo.cz*. [Online] 29. Březen 2015. [Citace: 18. Duben 2016.] <http://www.spondylo.cz/disability.html>.
- Teknimed s.a.s. po roce 2006.** Teknimed EN: Products portfolio: Products: Spine: Cementoplasty / Pedicular Screw Cement & Resine. *Teknimed*. [Online] Teknimed

s.a.s, po roce 2006. [Citace: 30. Duben 2016.] <http://www.teknimed.com/products-portfolio/products/spine/cementoplasty-pedicular-screw-cement-resine/opacity/>.

Ullmann, Vojtěch. 2016. Radiační ochrana. *www.astronuklfyzika.cz*. [Online] 20. Březen 2016. [Citace: 12. Duben 2016.] <http://www.astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>.

ÚVN-VFN Praha. 2014. CT obraz. *Obrazová dokumentace z vyšetření*. Praha .

ÚVN-VFN Praha. 2014. MRI obraz. *Obrazová dokumentace z vyšetření*. Praha.

ÚVN-VFN Praha. 2014. RTG snímek. *Obrazová dokumentace z vyšetření*. Praha.

ÚVN-VFN Praha. 2015. MRI obraz. *Obrazová dokumentace z vyšetření*. Praha.

Vitalion. před rokem 2011. Magnetická rezonance (MRI) - Vitalion.cz. *Vitalion.cz*. [Online] MAFRA, a.s., před rokem 2011. [Citace: 13. Duben 2016.] <http://vysetreni.vitalion.cz/magneticka-rezonance/>.

Vítek, Richard. [b.r.]. 5.2.1. Mícha páteřní(mícha hřbetní, medulla spinalis). *www.skolajecna.cz*. [Online] [b.r.]. [Citace: 02. 03 2016.] http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=91000.

VMK-RTG s.r.o. 2014. Digitální zobrazovací systémy. *www.vmk-rtg.cz*. [Online] 2014. [Citace: 29. 03 2016.] <http://www.vmk-rtg.cz/digi-rtg.htm>.

VOŠ zdravotnická a Střední zdravotnická škola, Hradec Králové. [b.r.]. Lékařské diagnózy - Poranění páteře a míchy. *ose.zshk.cz*. [Online] MultiMedia SoftWare, [b.r.]. [Citace: 25. 03 2016.] <http://ose.zshk.cz/vyuka/lekarske-diagnozy.aspx?id=38>.

Vránek, Lukáš. 2016. Účinky záření na látku. *www.guffoo.cz/lukasvranek*. [Online] 2016. [Citace: 1. Květen 2016.] <http://www.guffoo.cz/lukasvranek/index.php?nid=3244&lid=cs&oid=717997>.

World Health Organisation Study Group. 2015. Osteoporosis. *www.who.int*. [Online] 21. Prosinec 2015. [Citace: 21. Duben 2016.] <http://www.who.int/chp/topics/Osteoporosis.pdf>.

Seznam symbolů a zkratek

angl.	anglicky
AP	předo-zadní
atd.	a tak dále
b.r.	bez roku
C	krční
CR	počítačová radiografie
CT	výpočetní tomografie
ČR	Česká republika
DK	dolní končetina
DR	digitální radiografie
GIT	gastrointestinální trakt
HU	Hounsfield Unit (Hounsfieldovy jednotky)
IAEA	organizace International Atomic Energy Agency
i.v.	intravenózní podání
IZ	ionizující záření
KL	kontrastní látka
lat.	latinsky
L	bederní
LAT	boční
LS	lumbálně-sakrální
MRI	magnetická rezonance
MZ	ministerstvo zdravotnictví
např.	například
NIS	nemocniční informační systém

RA	radiologický asistent
RDG	radiodiagnostické
RF	radiofrekvenční
RO	radiační ochrana
RTG	rentgenové
Th	hrudní
ÚVN	Ústřední vojenská nemocnice Praha Střešovice
VAS	vertebrogení algický syndrom

Seznam obrázků

Obrázek 1	První krční obratel – atlas (Vítek, [b.r.])	13
Obrázek 2	Druhý krční obratel - axis (Vítek, [b.r.])	13
Obrázek 3	Hrudní obratel (Vítek, [b.r.])	14
Obrázek 4	Bederní obratel (Vítek, [b.r.])	14
Obrázek 5	Kost křížová (Vítek, [b.r.])	15
Obrázek 6	Schéma - hodnocení zlomenin, tři sloupce	20
Obrázek 7	Podložka Transglide pro přesun pacienta s poraněnou páteří	22
Obrázek 8	Algoritmus poranění páteře	23
Obrázek 9	Set s vertebroplastickým kostním cementem	27
Obrázek 10	Vertebroplastický injektor kostního cementu	28
Obrázek 11	Vertebroplastická jehla – dole, s vyjmutou výztuhou s úderníkem	29
Obrázek 12	Skiagrafický stůl s posuvnou rentgenkou	32
Obrázek 13	Vertigraf	33
Obrázek 14	Tři druhy oken Hounsfieldovy stupnice	37
Obrázek 15	Pohled na CT přístroj ve vyšetřovně	38
Obrázek 16	Magnetická rezonance	45
Obrázek 17	Roční procentuální ozáření populace v ČR	51
Obrázek 18	Pacient 1 - RTG snímek v AP projekci	58
Obrázek 19	Pacient 1 - RTG snímek v LAT projekci	58
Obrázek 20	Pacient 1 - CT vyšetření - oblast snímání	59
Obrázek 21	Pacient 1 - CT vyšetření sagitální rovina	59
Obrázek 22	Pacient 1 - Dose report z CT vyšetření	60
Obrázek 23	Pacient 3 - RTG snímek v AP projekci	61
Obrázek 24	Pacient 3 - RTG snímek v LAT projekci	61
Obrázek 25	Pacient 3 - MRI STIR obraz sagitální rovina	62
Obrázek 26	Pacient 6 – CT vyšetření – oblast snímání	63
Obrázek 27	Pacient 6 - CT vyšetření sagitální rovina	63
Obrázek 28	Pacient 6 - Dose report z CT vyšetření	64
Obrázek 29	Pacient 6 - MRI STIR obraz sagitální rovina	64

Seznam tabulek

Tabulka 1	Intenzity signálu některých tkání v základních typech sekvencí.....	44
Tabulka 2	Hodnoty váhového radiačního součinitele w_R	52
Tabulka 3	Efektivní dávky při RTG vyšetření jednotlivých pacientů a hodnoty veličin pro jejich výpočet.....	69
Tabulka 4	Efektivní dávky při CT vyšetření jednotlivých pacientů a hodnoty veličin pro jejich výpočet.....	71

Seznam příloh

Příloha 1 Souhlas pacienta s vertebroplastickým výkonem v ÚVN-VFN Praha.....	84
--	----



ÚVN Praha
U Vojenské nemocnice 1200
169 02 Praha 6 - Střešovice
Česká republika

e-mail:
info@vn.cz
internet:
www.uvn.cz

SOUHLAS PACIENTA

s intervenčním způsobem léčby kompresivních fraktur, lytických lézí, hemangiomů obratlových těl a s tím souvisejících vertebrogenních bolestí metodami:

CT řízenou perkutánní vertebroplastikou

CT řízenou perkutánní kyfoplastikou s event. stentingem

Popis léčebných metod:

Principem léčby kompresivních zlomenin, osteolytických lézí, hemangiomů obratlových těl a vertebrogenních bolestí uvedenými metodami je zavedení titanové jehly pod kontrolou CT a skiaskopického přístroje do cílového prostoru, tj. do postiženého obratlového těla/obratlových těl a následná aplikace kostního cementu. V případě kyfoplastiky aplikaci předchází náprava geometrie obratle dilatací zavedeného vysokotlakého balónku s event. rozvinutím stentu.

V případě kompresivní fraktury, vede dilatace balónku k napřimění kyfotizace páteře, aplikace kostního cementu ke stabilizaci fragmentů obratle. Hlavním cílem je prevence dalšího snižování obratlového těla a alespoň částečný ústup bolesti. U hemangiomů je cílem vyplnění ložiska a termická nekróza patologických struktur. Navigace CT a skiaskopickým RTG přístrojem zaručuje bezpečnost a minimální traumatizaci okolních struktur včetně nervových tkání. Aplikovaná léčebná směs ovlivňuje pouze cílové tkáně, neovlivní struktury vzdálené. Technický postup zákroku vychází z aktuálního morfologického nálezu předchozího vyšetření, výsledek proto závisí především na stavu před tímto zákrokem. Případnou zásadní změnu postupu či změnu složení aplikované léčebné směsi oznámí lékař při vyšetření před vlastním zákrokem.

Z podstaty zákroku vyplývají zejména následující možná rizika: Při zavádění instrumentária může dojít k poškození tkání v místě pracovního kanálu, nejčastěji jde o drobné krvácení z paravertebrálních svalů. Během aplikace cementu, může dojít k jeho úniku do mimo-obratlového prostoru a okolních žil, vzácně k útlaku míchy a míšních kořenů. Tyto komplikace si mohou vyžádat urgentní chirurgický zákrok. Dále může dojít k alergické reakci na jednotlivé složky cementu, náhlému zvýšení či snížení krevního tlaku, ve vzácných případech je popisováno srdeční selhání, mozková příhoda, plicní embolie. Většina uvedených komplikací je však vzácná, navádění CT a skiaskopickým přístrojem v reálném čase má jejich výskyt minimalizovat.



ÚVN

ÚSTŘEDNÍ VOJENSKÁ NEMOCNICE
Vojenská fakultní nemocnice Praha

IDENTIFIKACE PACIENTA:

Jméno a příjmení:

Rodné číslo:

Prohlašuji, že jsem pacientovi (zák. zástupci), po prostudování výše uvedeného popisu léčebných metod, vysvětlil podstatu léčby metodami CT – perkutánní vertebroplastika / CT – perkutánní kyfoplastika s event. stentingem dostatečně a srozumitelně, seznámil pacienta s jejich provedením a principy dosažení cíle, riziky a komplikacemi intervenční léčby, případnými alternativami těchto postupů a zodpověděl všechny otázky pacienta týkající se této problematiky.

Podpis a razítko lékaře:

Datum:

Pacient (zák. zástupce)

- 1) Přečtete si laskavě pozorně obě strany tohoto listu
- 2) Pokud jste plně nerozuměli popisu a lékařovu vysvětlení intervenční léčby metodami CT – perkutánní vertebroplastika / CT – perkutánní kyfoplastika a potřebujete informace doplnit, neváhejte se zeptat.
- 3) Pokud souhlasíte s textem prohlášení, podepište jej.

Já pacient (zák. zástupce)

Prohlašuji, že jsem byl písemnou formou a osobně lékařem srozumitelně a dostatečně informován o povaze a způsobu provedení léčebné metody CT – perkutánní vertebroplastika nebo CT – perkutánní kyfoplastika, možných rizicích a komplikacích ošetření. Měl jsem možnost klást lékařovi doplňující dotazy, na které jsem obdržel vyčerpávající odpovědi k mé plné spokojenosti.

Na základě tohoto poučení prohlašuji, že souhlasím s léčbou intervenčními metodami CT – perkutánní vertebroplastika nebo CT – perkutánní kyfoplastika v plném rozsahu a bez výhrad.

Jsem srozuměn s tím, že léčba CT intervenčními metodami nemusí být provedena lékařem, který mne dosud ošetřoval.

Datum a podpis pacienta:

Datum a podpis svědka: