UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Jana Kostelníková

Radiodiagnostika ramenního kloubu

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Vojtěch Prášil

Olomouc 2016

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a využila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2016 Podpis

Tímto bych ráda poděkovala MUDr. Vojtěchu Prášilovi za odborné vedení bakalářské práce a za cenné rady při zpracování práce. Dále mnohokrát děkuji Pavlu Raškovi za spolupráci při tvorbě fotodokumentace a pracovníkům na radiodiagnostickém oddělení v nemocnici Nový Jičín a.s. za umožnění pořízení fotodokumentace.

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	Bakalářská práce
Téma práce:	Vyšetření ramenního kloubu
Název práce:	Radiodiagnostika ramenního kloubu
Název práce v AJ:	Radiological examination of the shoulder joint
Datum zadání:	2015-09-23
Datum odevzdání:	2016-05-30
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
Autor práce:	Jana Kostelníková
Vedoucí práce:	MUDr. Vojtěch Prášil
Oponent práce:	MUDr. Jan Hrbek

Abstrakt v ČJ: Ramenní kloub je považován za jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Tato bakalářská práce se zabývá vyšetřovacími metodami, kterými je možno zobrazit všechny části ramenního kloubu – kosti i měkké tkáně. Jedná se o ultrazvukové vyšetření, vyšetření pomocí rentgenového záření a magnetickou rezonanci. Cílem práce je shrnout nejnovější poznatky o všech zobrazovacích metodách v oblasti ramenního kloubu. Práci mohou radiologičtí asistenti využít jako soubor možností při vyšetření ramenního kloubu pomocí ionizujícího záření, ultrazvuku a magnetické rezonance.

Abstrakt v AJ: Shoulder joint is considered one of the most complicated joints of the human body. This bachelor work deal with different investigation methods, which allows showing all of the parts of shoulder joint during examination - the bones and soft tissue.

This is done by an ultrasound, X-ray and magnetic resonance imaging examination. The aim of this bachelor work is to summarize all of the latest knowledge how to imagine the shoulder joint. This work can be used by radiology assistants as a possibility set of options for the examination of the shoulder joint by using ionizing radiation, ultrasound and magnetic resonance imaging.

Klíčová slova v ČJ: ramenní kloub, radiodiagnostika, ultrasonografie, skiagrafie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, artrografie

Klíčová slova v AJ: shoulder joint, ultrasound, radiography, x-ray, computer tomography, magnetic resonance, orthography (arthography)

Rozsah: 37 stran/7 příloh

OBSAH

ÚVOD **7**
1 Ultrasonografie **8**
1.1 Princip ultrazvuku 8
1.1.1 Pravidla při vyšetřování 9
1.2 Technické vybavení ultrazvukového přístroje 9
1.3 Způsob zobrazení 10
1.4 Ultrazvukové vyšetření ramenního kloubu 11
2 Skiagrafie **13**
2.1 Vznik a vlastnosti rentgenového záření 13
2.2 Tvorba rentgenového obrazu 14
2.3 Vybavení vyšetřovny pro skiagrafii 15
2.4 Projekce na ramenní kloub 16
3 Počítačová tomografie **20**
3.1 Princip výpočetní tomografie 20
3.2 Provedení vyšetření 22
3.3 Vyšetření ramenního kloubu výpočetní tomografií 22
3.4 CT – artrografie ramenního kloubu 23
4 Magnetická rezonance **25**
4.1 Princip magnetické rezonance 25
4.1.1 Cívky 26
4.1.2 Paramagnetické kontrastní látky 26
4.2 Zobrazení magnetickou rezonancí 27
4.3 Vyšetření ramenního kloubu magnetickou rezonancí 28
4.4 MR – artrografie ramenního kloubu 29
ZÁVĚR **30**
REFERENČNÍ SEZNAM **31**
SEZNAM VELIČIN A ZKRATEK **34**
SEZNAM TABULEK **36**
SEZNAM PŘÍLOH **37**
PŘÍLOHY **38**

ÚVOD

Ramenní kloub je jeden z nejsložitějších kloubů lidského těla. Jedná se také o kloub s velkým rozsahem pohybu. Kloubní plocha ramenního kloubu je velmi plochá, existuje tedy velké riziko vzniku úrazů, obzvlášť při velké námaze či nárazovém zatížení. Poranění ramenního kloubu vzniká především při kontaktních sportech. Ramenní kloub mohou postihnout i nádorová onemocnění nebo záněty, v neposlední řadě degenerativní onemocnění kloubů. Pro vhodnou a rychlou léčbu je potřeba onemocnění správně diagnostikovat. Základní diagnostické postupy jsou zobrazovací metody, o kterých pojednává tato práce. Zobrazovací postupy je nutno využívat chronologicky od základních metod až po nejsložitější jako magnetická rezonance.

Práce odpovídá na otázku: jaké jsou moderní zobrazovací metody ramenního kloubu? Cílem práce je sumarizovat možnosti vyšetřovacích metod ramenního kloubu z pohledu radiodiagnostiky. Pro pochopení problematiky byla prostudována vstupní literatura:

- SEIDL, Zdeněk a kol. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.
- VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.
- BONTRAGER, Kenneth L. a John P. LAMPIGNANO. *Textbook of radiographic positioning and related anatomy*. 8. vyd. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby, 2014. 826 s. ISBN 978-0-323-08300-1.

Na základě vstupní literatury byla použita klíčová slova pro následující rešeršní činnost v období od října 2015 do března 2016. Pro rešeršní činnost byl zvolený český, anglický a slovenský jazyk. Pomocí klíčových slov typu ramenní kloub, zobrazovací metody, ultrasonografie, skiagrafie, CT, magnetická rezonance, artrografie, bylo s použitím internetových databází Medvik, PubMed a EBSCO nalezeno 93 odborných článků. Z nich bylo použito 14. Ostatní nebyly použity pro nevyhovující obsah nebo nedostatečné informace pro použití v bakalářské práci.

1 Ultrasonografie

Ultrasonografie jinými slovy ultrazvuk nebo sonografie (Nekula a kol., 2005, s. 16) je diagnostické ultrazvukové vyšetření, které je založeno na odrazu ultrazvukových vln od tkání s různou akustickou impedancí. Patří mezi jedny z nejpoužívanějších zobrazovacích metod. V dnešní době se ultrazvuk rozšířil do všech zdravotnických zařízení. Pro jeho minimální vedlejší účinky a nízkou cenu výkonu je možno jej uplatnit ve většině medicínských oborů jako například oftalmologie, urologie nebo gynekologie a porodnictví (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 38).

1.1 Princip ultrazvuku

Ultrazvuk je podélné mechanické vlnění, které se šíří prostředím. Mechanické vlnění prostupuje hmotným prostředím, nešíří se ve vakuu, poněvadž nositelem vlnění jsou molekuly. Částice oscilují kolem své rovnovážné polohy. Ultrazvuková frekvence se pohybuje za horní hranici lidského sluchu, tedy nad 20 kHz (Mach, 2013, s. 42). Při diagnostice se využívá ultrazvuk o frekvenci 1-15 MHz (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 38).

Zdroj ultrazvukového vlnění využívaného v diagnostice je piezoelektrický krystal, který je umístěn v ultrazvukové sondě (Mach, 2013, s. 43). Při přívodu střídavého proudu na piezoelektrický krystal se deformuje a generuje ultrazvukové vlnění. Frekvence vlnění je stejná jako frekvence použitého střídavého proudu (Zuna, Poušek, 2000, s. 60). Stejný krystal zachycuje odražené ultrazvukové vlny a transformuje je na elektrickou energii. Vyšetřovací sonda s piezoelektrickým krystalem je tedy zároveň vysílačem i přijímačem ultrazvukového vlnění (Palmer, 2000, s. 20). Technická realizace je možná díky zakomponování několika krystalů do vyšetřovací sondy, které pracují v pulzním režimu (Zuna, Poušek, 2000, s. 60). Pouze jen 1% času mezi impulzy sonda vysílá vlnění do organismu a 99% času přijímá odražené vlny neboli ozvěny – echa (Chmelová a kol., 2006, s. 14). Ultrazvukové vlnění podléhá některým fyzikálním jevům.

- Odraz – čím větší je rozdíl hustot dvou prostředí, tím je odraz intenzivnější.
- Rozptyl – nastává na mikroskopickém rozhraní tkání.
- Ohyb – pokud vlnění nedopadá kolmo na rozhraní prostředí.
- Absorpce – při průchodu tkáněmi se 80% energie ultrazvuku transformuje na teplo. (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 38; Mach, 2013, s. 43)

Rychlost šíření ultrazvukových vln je závislá na hustotě prostředí, ve kterém se šíří. Respektive na tom, jak rychle jsou částice prostředí schopné si předat kmitavý pohyb. Nejrychleji se ultrazvuk šíří ve tkáních s vysokou hustotou (kosti). Nejpomaleji se šíří v plynech, viz tab. 1. Vztah mezi hustotou a rychlosti šíření popisuje akustická impedance (Mach, 2013, s. 43). Na principu rozdílné akustické impedance funguje zobrazování tkání ultrazvukem (Chmelová a kol., 2006, s. 3).

Tab. 1 Ultrazvukové charakteristiky tkání

Tkáň	Akustická impedance [MPa.s/m]	Rychlost ultrazvuku [m/s]
Kost	7,8	4000
Krev	1,65	1650
Játra	1,65	1550
Sval	1,71	1580
Tuk	1,34	1450
Plíce	0,18	500
Vzduch	0,0004	300

(Mach, 2013, s. 43)

1.1.1 Pravidla při vyšetřování

Na začátku vyšetření je třeba aplikovat mezi sondu a kůži pacienta dostatečné množství ultrazvukového gelu (Mach, 2013, s. 45). Vytvoří se tak vhodné prostředí pro přechod vlnění do vyšetřované oblasti. Zásadní je správná orientace v obraze, kdy v transverzálním řezu se pacientova pravá strana zobrazuje na obrazovce vlevo. V sagitální rovině se pacientova hlava zobrazuje vlevo a jeho nohy vpravo. Na všech sondách je umístěna značka stranového označení. Vždy je nutné se přesvědčit, zda je stranová orientace správná. V neposlední řadě je důležitá i spolupráce pacienta a zkušenosti a praxe vyšetřujícího lékaře (Chmelová a kol., 2006, s. 27-29).

1.2 Technické vybavení ultrazvukového přístroje

Při výběru ultrasonografického přístroje je třeba vzít v úvahu potřebu klinik (Palmer, 2000, s. 35). Cena přístroje se odvíjí od služeb, které přístroj poskytuje (Mach, 2013, s. 43). Pořizování součástí, které lékaři ve své praxi nevyužijí, není ekonomické. Přístroj se skládá z monitoru, vlastního ultrasonografu a různých druhů vyšetřovacích sond (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 39).

Monitor je nutné zakoupit v dostatečné velikosti a umístit do úrovně očí vyšetřujícího pro pohodlí při vyšetřování pacienta. V dnešní době je možné měnit polohu monitoru díky pohyblivému ramenu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 39).

Pojízdný ultrasonograf je vhodný pro vyšetření na operačních sálech a na jednotkách intenzivní péče. Přístroj musí vykazovat spolehlivou funkci při zapojení do elektrické sítě (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 39).

Nejdražší část ultrazvukového přístroje je sonda (Palmer, 2000, s. 31). Nejpoužívanější sondy jsou lineární a konvexní, dále sektorové. Sondy se liší jak tvarem, tak i svou pracovní frekvencí, což má vliv na hloubku vyšetření (Mach, 2013, s. 44). Pro vyšetření struktur uložených hlouběji v těle se zvolí frekvence 2-5 MHz, pro povrchové tkáně 5-15 MHz (Nekula a kol., 2005, s. 16). Čím vyšší frekvenci sonda generuje, tím větší je rozlišovací schopnost ale nižší dosah ke hlubším strukturám. Moderní sondy jsou uzpůsobeny k produkci vlnění o různých frekvencích, které si vyšetřující personál může sám nastavit (Mach, 2013, s. 44). Při použití lineární sondy se na obrazovce tvoří pravoúhlý obraz díky krystalům sestavených do řady. Využívá se většinou k vyšetření štítné žlázy a orgánů uložených blízko povrchu. Sektorová sonda tvoří skoro trojúhelníkový obraz, protože ultrazvukové vlny vycházejí z malého akustického otvoru. Je vhodná k vyšetření při omezeném přístupu např. mezi žebry. Při sloučení lineární a sektorové sondy vznikne sonda konvexní, jejíž záznam má tvar mezikruží. Používá se k vyšetření všech částí těla (Chmelová a kol., 2006, s. 14-15). Sondy a jejich záznamy jsou zobrazeny v příloze 1; obr. 1.1, 1.2, 1.3.

1.3 Způsob zobrazení

A – mode: Odrazy jsou na obrazovce znázorněny jako kmity. Vzdálenost mezi nimi určuje reálnou vzdálenost mezi rozhraními tkání s různou akustickou impedancí. Intenzitu odrazu značí výška kmitů (Palmer, 2000, s. 20).

B – mode (brightness mode): Obraz je dvourozměrný, případně trojrozměrný. Každému bodu obrazu je přiřazen odstín šedi podle intenzity odraženého UZ vlnění. K popisu obrazů zobrazovaných v B – mode se využívají určité termíny: hyperechogenní – světlejší; hypoechogenní – tmavší; anechogenní – černý viz tab. 2 (Nekula a kol., 2005, s. 16).

Dynamické zobrazování (realtime): Tvoří ho sled po sobě jdoucích obrazů vyšetřované oblasti v B – mode. Záznam probíhá v reálném čase. Přístroj je schopen obraz „zmrazit“, čímž se vyšetření pozastaví a je možné zobrazené struktury měřit (Chmelová a kol., 2006, s. 17).

Dopplerovská technika: Dopplerův jev poprvé popsal fyzik Johann Christian Doppler (Mach, 2013, s. 43). Jde o změnu frekvence elektromagnetického vlnění, pokud se vysílač pohybuje a přijímač ne. Toho se využívá i při ultrazvukovém vyšetření cév (Zuna, Poušek, 2000, s. 69). Odrazí-li se vlnění od struktury (erytrocyty) pohybující se směrem k vyšetřovací sondě, frekvence přijímaného vlnění je vyšší než jakou sonda generuje. Pohybuji-li se erytrocyty směrem od sondy, frekvence vlnění je nižší. Z rozdílu vysílané a přijímané frekvence je možné určit rychlost a směr toku erytrocytů (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 38-39). Dopplerovský ultrazvuk se zaznamenává buď ve formě křivky, nebo jako barevné mapování toků, kdy červenožlutá barva znamená tok směrem k sondě, modrozelená směrem od sondy (Nekula a kol., 2005, s. 17-18).

Tab. 2 Ultrasonografické vlastnosti tkání

Tkáň	Ultrasonografické vlastnosti
Nerv	Hypo/hyperechogenní (hypoechogenní centrum a hyperechogenní lem)
Kost	Hyperechogenní (s hypoechogenním stínem)
Žíly	Hypoechogenní stlačitelné
Tepny	Hypoechogenní nestlačitelné, pulzující
Svaly	Heterogenní (hypoechogenní tkáň s hyperechogenní strukturou)
Tuk	Hypoechogenní
Šlachy	Hypo/hyperechogenní, mizící ve svalech

(Mach, 2013, s. 45)

1.4 Ultrazvukové vyšetření ramenního kloubu

První zmínka o vyšetření ramenního kloubu pomocí ultrazvuku je z roku 1977, vyšetření popsal Mayer z Dallasu (Bajdová, 1999, s. 217). Vyšetření je podmíněno subjektivním hodnocením vyšetřujícího lékaře, což zvyšuje jeho obtížnost. Vyžaduje to dostatek technických znalostí a dostatek praktických zkušeností (Vaněček, Kašpárek, 2000, s. 321). V dnešní době je možné ultrazvukové vyšetření zařadit do diagnostického algoritmu při postižení ramenního kloubu (Keřkovský a kol., 2008, s. 171).

USG – vyšetření je možné využít především při patologiích měkkých tkání ramenního kloubu, zvláště při poškození rotátorové manžety, při výpotku v ramenním kloubu, při hematomech v okolí deltového svalu nebo u podezření na nádor měkkých tkání (Vaněček, Kašpárek, 2000, s. 316-317). Lze zobrazit i povrch skeletu (Keřkovský a kol., 2008, s. 169), a to především u diagnostiky luxací a instabilit kloubu (Bajdová, 1999, s. 219).

Z technického hlediska je třeba mít k dispozici lineární sondu 5 – 10 MHz (Pavlata, Brtková, 1998, s. 47). Sondu je nutné přiložit na kůži celou pracovní plochou s kombinací dostatečného množství gelu, aby se zamezilo vzniku artefaktů (Bajdová, 1999, s. 221). Pro srovnání se vyšetřuje i druhý ramenní kloub (Vaněček, Kašpárek, 2000, s. 317).

Pacient je vyšetřován většinou vsedě s plně relaxovanou končetinou. Sonda se přikládá v příčných a longitudinálních řezech svalů. Základní roviny při vyšetření ramenního kloubu pomocí ultrazvuku jsou zaznamenány v příloze 2; obr. 2.1(Bajdová, 1999, s. 222). Je vhodné začít vyšetřením m. infraspinatus, kdy sonda je přiložena zezadu na spina scapulae (Vaněček, Kašpárek, 2000, s. 317). Pacient má vyšetřovanou končetinu spuštěnou podél těla a pro zachování relaxace končetiny provádí vnitřní a zevní rotaci vyšetřující lékař uchopením za předloktí. Dále se vyšetřování přesune na laterální stranu ramenního kloubu do tzv. akromiálního okna. Na obraze je m. supraspinatus zobrazen jako „svatozář“ nad povrchem hlavice humeru (Bajdová, 1999, s. 222). Vhodná poloha pro dokonalé zobrazení je zapažit končetinu a opřít hřeb ruky o bederní krajinu. K zobrazení úponu m. supraspinatus sondu přiložíme téměř ve frontální rovině (Vaněček, Kašpárek, 2000, s. 318-319). Pacient položí dlaň na druhé rameno. Pro vyšetření šlachy caput longum m. biceps brachii sondu sklopíme příčně na sulcus interubercularis. Šlacha se zobrazí jako hyperechogenní ovoid. Je zjištěn vztah šlachy k tuberculum majus et minus humeri. Podélný řez šlachou je zobrazen umístěním sondy mezi tuberculum majus et minus humeri a medio-laterálním pohybem je zvolena vhodná poloha (Bajdová, 1999, s. 222-223).

Postup je vhodné několikrát opakovat při různých stupních rotace kloubu (Bajdová, 1999, s. 222-223). Běžně je vyšetření zobrazováno v B – modu. Lze také využít dopplerovské vyšetření, díky kterému je možné posoudit vaskularizaci (Hrazdira, Skotáková, Pazourek, 2012, s. 65).

2 Skiagrafie

Skiagrafie, jinými slovy snímkování. Při průchodu paprsků X vyšetřovanou oblastí, vzniká dvourozměrný obraz trojrozměrného objektu (Nekula a kol., 2005, s. 12).

Při pokusech s katodovou trubicí dosáhl německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen 8. 11. 1895 objevu neznámých paprsků X, později pojmenovaných jako rentgenové záření. Jedná se o elektromagnetické vlnění o vlnové délce 10^{-8} – 10^{-12} m. k diagnostice je použito záření o vlnové délce 10^{-9} – 10^{-11} m (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 11 a 13).

2.1 Vznik a vlastnosti rentgenového záření

Zdroj záření při RTG vyšetření je rentgenka. Je to speciální vakuová dioda se dvěma elektrodami, katodou a anodou, připojená k vysokému napětí (Seidl a kol., 2012, s. 28). Katoda z wolframu ve tvaru spirály, uložená ve fokusační misce, je žhavená proudem na teplotu přes 2000°C. Termoemisí se uvolňují elektrony a tvoří elektronový mrak. Elektrony jsou urychlovány po připojení vysokého anodového napětí (17-150kV) směrem k anodě a dopadají na její povrch, kde se elektronová energie přemění z 99% na teplo a 1% na rentgenové záření (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 15). Při interakci s jádrem atomu anody vzniká brzdné záření. Charakteristické záření vzniká při interakci s atomovým obalem (Seidl a kol., 2012, s. 28). Elektrony dopadají na anodu na termické ohnisko. Optické ohnisko je svazek fotonů RTG záření, viz příloha 3; obr. 3.1. Čím je optické ohnisko větší, tím je větší geometrická neostrost obrazu. Anody jsou konstruovány z wolframu pro tepelnou odolnost, ve sklonu 19°. Anoda může být pevná – terčík wolframu je uprostřed skosené měděné tyče, nebo rotující. Rotační anoda je wolframový rotující disk se skosenými okraji o 19° viz příloha 3; obr. 3.2. Zavedením rotační anody se zvýšila tepelná odolnost. U moderních rentgenek je rychlost rotace i 11 000 otáček za minutu. RTG záření vystupuje z rentgenky její ztenčenou částí, nazývající se výstupní okénko (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 15-16).

Rentgenka je uložena v krytu, který je většinou tvořen z hliníku, vyložený olovem. Mezi rentgenkou a krytem je olej zajišťující chlazení. V krytu je naproti výstupnímu okénku rentgenky otvor ze skla pro výstup záření (Seidl a kol., 2012, s. 31). Nachází se zde hliníkový filtr pro odstranění záření s nízkou energií. Dále se zde nacházejí primární clony pro vymezení svazku záření a světelný lokalizátor. Sníží se tak radiační zátěž pacienta a vznik sekundárního záření (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 16-17).

Záření je neviditelné a šíří se přímočaře rychlostí světla. Jeho intenzita se čtvercem vzdálenosti klesá (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 13). Prostupuje hmotou, ve které se částečně absorbuje v závislosti na složení hmoty a kvalitě záření. Při kontaktu s vhodnými

látkami vyvolá záření fotochemický a luminiscenční efekt (Nekula a kol., 2005, s. 9). Při vyšetření je nutné mít na paměti biologické účinky. Nejcitlivější jsou buňky, které se dělí (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 13).

2.2 Tvorba rentgenového obrazu

Při průchodu primárního záření vyšetřovanou tkání vzniká sekundární záření, které má negativní vliv na kvalitu obrazu. Sekundární záření má jiný směr než záření primární, takže je možné jej zachytit pomocí sekundárních clon umístěných mezi vyšetřovaným objektem a filmem. Sekundární clona je mřížka s olověnými lamelami směřující do ohniska. U každé clony je uveden poměr mezi výškou lamel a šířkou štěrbiny, počet lamel/1 cm. Některé clony se musí při expozici pohybovat, jinak vznikne na záznamovém médiu rastr (stíny lamel), např. Bucky-Potterova clona. Lysholmova a Smithova clona se pohybovat nemusí (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 18-19 a s. 26).

Analogové zobrazení: základem jsou zesilovací folie a rentgenový film uložené v kazetě. Zesilovací folie přetváří RTG paprsky díky luminiscenčnímu efektu na viditelné světlo, které následně ozáří film. Rentgenové záření se podílí na vzniku obrazu pouze 5%. Samotná folie je složena ze čtyř vrstev – nosná vrstva z umělé hmoty, antireflexní vrstva, vrstva luminoforů a ochranná vrstva viz příloha 3; obr. 3.3 (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 18-19 a s. 26). Zesilovací folie jsou umístěny po obou vnitřních stranách kazety a mezi nimi samotný film (Nekula a kol., 2005, s. 12). Je citlivý na RTG záření a luminiscenční světlo. Film je emulze krystalů AgBr, při interakci s luminiscenčním a RTG zářením vzniká latentní obraz (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 26-28).

Poté musí film projít chemickým zpracováním, čímž zhotovíme výsledný rentgenový obraz. Ve vývojce dojde k redukci Ag na kovové stříbro. Vývojka je zásaditá s pH 10-11, optimální teplota je 20-21°C. Poté se film ponoří do ustalovače, kde se neosvětlený AgBr vyplaví, aby nedošlo na denním světle ke znehodnocení filmu. Správně ustálený film je zcela průzračný. Ustalovač má kyselé pH 5-6. Nakonec se film vypláchne ve vodě a dokonale usuší. Celý proces vyvolání latentního obrazu probíhá v temné komoře nebo později ve vyvolávacích automatech (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 26-28).

Digitální skiagrafie: dnes se používá ve většině případů. Výhody digitalizace jsou nižší radiační zátěž pacienta, rychlejší a kvalitnější získání obrazů, možnost postprocessingu a archivace v digitální podobě (Heřman a kol., 2014, s. 14). Digitální obraz je tvořen maticí pixelů. Při koupi vybavení jsou peněžní náklady velmi vysoké, ale při víceletém užívání dochází k úspoře, neboť není nutné nakupovat filmový materiál a lázně (Vomáčka, Nekula,

Kozák, 2012, s. 33). Digitální skiagrafii je možné rozdělit na dva základní typy: nepřímá a přímá digitální radiografie (Nekula a kol., 2005, s. 13).

U nepřímé digitální radiografie dopadá RTG záření po průchodu pacientem na paměťovou folii, obsahující sloučeniny fosforu, která je uložena v kazetě připomínající kazetu na rentgenové filmy (Nekula a kol., 2005, s. 13). Elektrony přijmou energii záření a přesunou se na orbitaly o vyšší energetické hladině. Aby došlo k získání obrazu, kazeta se vloží do digitizéru, kde je folie ozářená laserem. Elektrony emitují přebytečnou energii, která je registrovaná a vzniká digitální obraz. Folie se „vymaže“ intenzivním světlem a je tak připravena k další expozici (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 33).

Druhý způsob zobrazení je přímá digitální radiografie. Energie dopadajícího RTG záření se převádí na elektrickou přímo v detektoru (Heřman a kol., 2014, s. 14). Přeměna probíhá pomocí fotodiod. Po dopadu záření, proniklého přes tkáně, se začnou v krystalu elektrony volně pohybovat. Vzniká tak komplex elektron – díra. Díky vnitřnímu elektrickému poli se volné elektrony přibližují na jednu stranu krystalu, kde je pomocí speciálních tranzistorů snímán elektrický náboj. Náboj je zesílen a převeden do počítače, kde je vytvořen digitální obraz. Naměřený elektrický proud na čipu závisí na intenzitě dopadajícího záření. Přímé digitální zobrazení je možné pomocí flat-panelu s amorfním selenem nebo křemíkem (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 34-35). U amorfního křemíku je potřeba scintilační vrstva, světlo poté aktivuje elektrony. Při použití flat-panelu s amorfním selenem se elektrony uvolňují přímo po dopadu RTG záření (Bontrager a Lampignano, 2014, s. 54).

2.3 Vybavení vyšetřovny pro skiagrafii

Nejčastěji je ve vyšetřovně umístěný skiagrafický komplet, což je rentgenka, vyšetřovací stůl a vertigraf (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 22). Rentgenka je připevněna na stropním závěsu pomocí kolejniček, takže se může pohybovat všemi směry buďto manuálně nebo pomocí elektromotorků (Seidl a kol., 2012, s. 32). Vyšetřovací stůl má plovoucí deskou, která je z radiotransparentního materiálu a může se pohybovat do všech směrů. Výška desky je nastavitelná pomocí tzv. výtahu. Ve stole je úložný prostor pro vozík na kazetu. Vertigraf (snímkovací stojan) slouží ke snímkování pacientů vsedě nebo vestoje. Deska vertigrafu se pohybuje nahoru a dolů. Desku je možné sklopit směrem k pacientovi. Moderní vertigrafy se dají uvést i do horizontální polohy (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 22-23). U nejnovějších přístrojů existuje tzv. autotracking – automatické zcentrování rentgenky a zobrazovacího panelu (Seidl a kol., 2012, s. 32).

V některých případech je nutné pacienta vyšetřit na pokoji, k čemuž jsou určené pojízdné skiagrafické přístroje. Při operacích prováděných pod skiagrafickou kontrolou se používají pojízdná C – ramena. Důležitá je snadná manipulovatelnost a možnost zajistit sterilní prostředí (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 24-25).

Ve vyšetřovně by měly být dále k dispozici klíny, válce, podložky, pásové úchytky pro podložení a zajištění vyšetřované části. Dále mohou být vhodné pytlíky s pískem a např. kanystry s vodou při vyšetření v zátěži. Důležité jsou i ochranné pomůcky, zástěry a rukavice s olovem. Slouží jak k ochraně personálu tak i pacientů, zejména se vykrývají radiosenzitivní orgány jako štítná žláza, gonády (Seidl a kol., 2012, s. 33).

2.4 Projekce na ramenní kloub

Vyšetřovaná tkáň je zobrazena ve dvourozměrném obraze, čímž dochází k sumaci struktur. Proto je nutné provádět snímkování ve dvou na sebe kolmých projekcích (Gallo a kol., 2011, s. 28). Snímek musí být vždy stranově označen, aby nedošlo k záměně. Projekce se rozlišují podle průběhu centrálního paprsku – sagitální (AP, PA), bočné, šikmé, axiální, tangenciální (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 36).

AP projekce (anterior-posterior): je indikována při zlomeninách, luxaci, poškození šlach a vazů ramenního kloubu. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm (Greathouse, 2006, s. 176). Snímkovat je možné buďto vleže nebo vestoje. Pacient se postaví zády k vertigrafu a nepatrně se natočí směrem k vyšetřované straně, aby lopatka byla rovnoběžně se záznamovým mediem. Centrální paprsek míří pod processus coracoideus. Pacient při expozici zadrží dech. Na gonády a štítnou žlázu přiložíme olověné krytí. Standardně pacient vytočí vyšetřovanou končetinu dlaní dopředu – vnější rotace. Snímek lze provést i při neutrální rotaci, kdy pacient položí ruku dlaní na stehno. U vnitřní rotace vytočí dlaň směrem dozadu, hřeb ruky opře o stehno, viz příloha 4; obr. 4.1 a 4.2 (Frank, Long, Smith, 2007, s. 175-177).

Transthorakální projekce: je použita pro potvrzení zlomenin nebo vykloubení ramenního kloubu, pokud pacient není schopen s postiženou končetinou pohybovat (Frank, Long, Smith, 2007, s. 180). Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Pacient se posadí nebo postaví vyšetřovanou stranou k vertigrafu a ruku vytočí do neutrální rotace. Zdravou končetinu zvedne nad hlavu, viz příloha 4; obr. 4.3. Centrální paprsek směřuje přes hrudník, na chirurgický krček pažní kosti. Vykryjeme gonády. Pokud pacient spolupracuje, při expozici dostane povel ke krátkým povrchním nádechům, aniž by pohyboval vyšetřovaným ramenem. Na snímku je při správné pozici rameno zobrazeno mezi hrudní kostí a obratli, jak je vidět na obr. 4.4 v příloze 4 (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 195).

Inferosuperior axiální projekce podle Lawrence: touto projekcí se vyšetřujícímu naskytne boční pohled na humerus a vztah ke kloubní jamce. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Pacient leží na stole na zádech s abduktovanou končetinou v úhlu 90° od dlouhé osy těla (Greathouse, 2006, s. 182). Pokud je možno tak zajistíme vnější rotaci humeru (dlaní nahoru). Pacient obrátí hlavu na druhou stanu. Záznamové médium uložíme nad ramenní kloub co nejblíže krku a zajistíme proti pohybu. Centrální paprsek směřuje 25-30° mediálně na střed podpažní jamky. Při expozici pacient zadrží dech a vykryjeme gonády (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 189).

Inferosuperior axiální projekce podle Raferta: pacient je uložen do stejné polohy jako dle Lawrence. Vyšetřovanou končetinu uvedeme do extrémní vnější rotace, takže palec směřuje dolů. Centrální paprsek směřuje do podpaží asi 15° mediálně (Frank, Long, Smith, 2007, s. 182).

Inferosuperior axiální projekce – West point metoda: projekci volíme při chronické nestabilitě ramene a diagnostice kostních abnormalit (Frank, Long, Smith, 2007, s. 184). Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm (Greathouse, 2006, s. 184). Pacient se položí na vyšetřovací stůl na břicho. Abduktuje rameno o 90° a v lokti ohne končetinu přes hranu stolu. Kazetu umístíme nad rameno co nejblíže krku a zajistíme. Centrální paprsek směřuje 25° mediálně a 25° ventrálně na oblast akromioklavikulárního kloubu, viz příloha 4; obr. 4.5.Pacient zadrží dech. Na oblast gonád položíme olověné krytí (Frank, Long, Smith, 2007, s. 184-185).

Inferosuperior axiální projekce – Clementova modifikace: pokud pacient není schopen lehnout si na břicho, položí se na druhý bok, než je vyšetřované rameno. Pro pohodlí pokrčí kolena. Ruka pacienta směřuje ke stropu. Při abdukci menší než 90° skloníme centrální paprsek mediálně 5-15°, viz příloha 4; obr. 4.6 a 4.7 (Greathouse, 2006, s. 184).

Superoinferior axiální projekce: pacient se posadí na židli vedle vyšetřovacího stolu. Nakloní se nad stůl a položí celou horní končetinu na stůl. Loket ohne o 90° dlaní dolů. Pod vyšetřované rameno umístíme záznamové médium. Hlavu pacient otočí od rentgenového paprsku. Centrální paprsek směřuje 5-15° ventrálně, směrem k lokti. Praktická ukázka je k dispozici na obr. 4.8 a 4.9 v příloze 4. Vykryjeme pohlavní orgány a při expozici dáme pacientovi pokyn k zadržení dechu (Frank, Long, Smith, 2007, s. 187).

AP axiální projekce: slouží k zobrazení struktur, pro které není vhodná AP projekce. Pacient se postaví zády k vertigrafu, nebo se položí na záda na vyšetřovací stůl. Mírně se vytočí k vyšetřované straně, čímž se zmenší vzdálenost mezi vyšetřovanou tkání a receptory (Greathouse, 2006, s. 186). Ruku vytočí dlaní dopředu. Rentgenku sklopíme směrem k hlavě

o 30°. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Pacient zadrží dech a dostane vykrytí na gonády (Frank, Long, Smith, 2007, s. 188).

AP axiální projekce dle Strykera: pacient se postaví nebo položí zády k záznamovému médiu. Vyšetřovanou končetinu zvedne nad hlavu a prsty položí na vrchol hlavy. Loket směřuje dopředu. Paprsek je nacentrován 10° kaudokraniálně na hlavici humeru, viz příloha 4; obr. 4.10 a 4.11. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm (Molínková, Třetinová, 2007, s. 5).

PA šikmá „Y" projekce (posterior-anterior): podle stavu pacienta je možné projekci provést jak vleže tak ve stoje. Pacient se postaví čelem k vertigrafu, vytočený k vyšetřované straně asi o 45°. Končetinu ohne v lokti a předloktí položí na hrudník. Centrální paprsek míří 15° kaudálně na hlavici humeru. Možno vidět na obr. 4.12 a 4.13 v příloze 4. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Projekce je nazvána podle obrazu lopatky v bočné poloze (Třetinová, Vojtylová, 2004, s. 4).

AP šikmá projekce podle Grasheyho: zobrazuje štěrbinu glenohumerálního kloubu. Pacient se postaví zády k vertigrafu, pod úhlem 45°. Ruku vytočí do supinační polohy. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. RTG paprsek centrujeme na glenohumerální kloub (Molínková, Třetinová, 2007, s. 4). Pacient při expozici zadrží dech. Gonády jsou vykryty olověným stíněním (Frank, Long, Smith, 2007, s. 192).

AP šikmá projekce – Apple metoda: je podobná projekci dle Grasheyho, navíc je použito závaží. Pacient může sedět nebo se postaví zády k vertigrafu. Lopatka by měla být uložena rovnoběžně se záznamovým médiem, takže se pacient natočí k vyšetřované straně asi o 35-45°. Pacient vezme do ruky zátěž o váze asi 0,5 kg a upaží. Centrální paprsek směřuje kolmo na processus coracoideus. Je nutné hlídat, aby při zvedání zátěže nedošlo k ohybu pacienta. Pacient zadrží dech a dostane vykrytí gonád (Frank, Long, Smith, 2007, s. 196-197).

PA transaxillární projekce – Hobbsova modifikace: je možné ji použít při diagnostice zlomenin a luxace humeru, osteoporózy a zánětu šlach. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Nejpohodlněji je projekce provedena ve stoje, kdy pacient je orientován čelem k vertigrafu, natočený k vyšetřované straně o 5-10°. Zvedne postiženou končetinu, jak jen to jde. Hlavu pacient odvrátí od vyšetřované oblasti, viz příloha 4; obr. 4.14 a 4.15. Centrální paprsek směřuje kolmo na podpaží a hlavici humeru. Je nutné vykrýt radiosenzitivní tkáň. Při expozici pacient dostane pokyn k zadržení dechu (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 190).

AP šikmá projekce – Apple metoda: je podobná projekci dle Grasheyho, navíc je použito závaží. Pacient může sedět nebo se postaví zády k vertigrafu. Lopatka by měla být uložena rovnoběžně se záznamovým médiem, takže se pacient natočí k vyšetřované straně asi

o 35-45°. Pacient vezme do ruky zátěž o váze asi 0,5 kg a upaží. Centrální paprsek směřuje kolmo na processus coracoideus. Je nutné hlídat, aby při zvedání zátěže nedošlo k ohybu pacienta. Pacient zadrží dech a dostane vykrytí gonád (Frank, Long, Smith, 2007, s. 196-197).

AP axiální šikmá projekce dle Gartha: může být použita při diagnostice traumat ramenního kloubu, dislokací nebo kalcifikací měkkých tkání (Frank, Long, Smith, 2007, s. 198). Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. Pacienta je možné vyšetřit jak vleže, tak i vsedě nebo ve stoje. Co nejvíc se přiblíží zády k záznamovému médiu natočený na vyšetřovanou stranu o 45°. Poté ohne loket a končetinu přiloží na hrudník. Centrální paprsek míří 45° kaudálně na ramenní kloub (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 198).

Tangenciální projekce podle Neera: lze ji použít při zlomeninách vykloubení pažní kosti a lopatky. Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 196). Vhodná poloha pacienta je vsedě nebo ve stoje. Postaví se čelem k vertigrafu, do přední šikmé polohy, aby lopatka směřovala kolmo k filmu (Frank, Long, Smith, 2007, s. 194). Končetinu je nutné umístit do vhodné polohy, aby žebra nepřekrývala humerus. Žádným způsobem se nepokoušíme rotovat rameno. Centrální paprsek směřuje 10-15° kaudálně (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 196).

Tangenciální projekce na intertuberkulární rýhu: Vzdálenost ohnisko-film je 100 cm. projekci lze provést vleže, nebo ve stoje (Fiskova modifikace). V prvním případě se pacient položí na vyšetřovací stůl na záda a ruku vytočí do supinace. Hlavu odvrátí od vyšetřované strany. Kazetu zafixujeme nad ramenem. Centrální paprsek míří 10-15° dorzálně, s centrací na přední okraj hlavice pažní kosti (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 193). Při Fiskově modifikaci pacient stojí nakloněn nad stolem. Ohne předloktí, na kterém je položena kazeta. Pacient rameno odsune nad kazetu ve sklonu 10-15°. Centrální paprsek směřuje kolmo na záznamové médium, viz příloha 4; obr. 4.16 a 4.17 (Frank, Long, Smith, 2007, s. 200-201). Mezi předloktí a kazetu je vhodné vložit olověné stínění (Bontrager, Lampignano, 2005, s. 193). Pacient zadrží dech pro omezení pohybu (Greathouse, 2006, s. 192).

3 Počítačová tomografie

Vyvinutí počítačové tomografie bylo možné až s příchodem počítačů do lékařské praxe. Objev výpočetní tomografie na konci sedmdesátých let 20. století je přisuzován anglickému inženýru jménem Godfrey Newbold Hounsfield (Seidl a kol., 2012, s. 44-45). Výpočetní tomografie zvaná také CT (computer tomography) je dnes standardní vyšetření dostupné ve všech nemocnicích ČR. CT přístroj disponuje vynikající prostorovou rozlišovací schopností, díky které je možno provádět 3D nebo i 4D vyšetření (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 42).

3.1 Princip výpočetní tomografie

Základ je založený na průchodu rentgenového záření pacientem a zaznamenání jeho zeslabení na detektorech na protilehlé straně. Detekované záření je převedeno na elektrický signál a dále počítačem zpracováno na výsledný obraz (Nekula a kol., 2005, s. 18-19). V dnešní době jsou data přenášena radiofrekvenčně (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 26). Detektory jsou uspořádány do vějíře. Jedná se o tomografickou metodu, vyšetřovaná tkáň je zobrazována ve vrstvách neboli „řezech“ (Nekula a kol., 2005, s. 18-19).

V dřívější době se používaly konvenční tomografy. Vždy je nutné otočení „gantry“ o 360° a poté posun stolu. Gantry je kruhová soustava, v níž je umístěna rentgenka s detektory. Podle vývoje se rozdělují do pěti generací. 1. generace je tvořena rentgenkou a s ní pevně spojeným jedním detektorem. RTG záření je cloněno na tenký „tužkovitý“ svazek. Další generace se liší uspořádáním detektorů buďto do vějíře nebo jsou uloženy v kruhu. Znásobil se i jejich počet, čímž se zkrátila doba vyšetření. 3. Generace se stala výchozí pro vznik dnešního spirálního multidetektorového CT. V dnešní době se konvenční výpočetní tomografy v České republice již nepoužívají (Seidl a kol., 2012, s. 45-46).

U spirálního CT se jedná o kontinuální rotační pohyb rentgenky s detektory a současně se pohybuje stůl s pacientem (Nekula a kol., 2005, s. 21). Touto technikou se mnohonásobně snížila doba vyšetření, je tedy možné vyšetřit pacienta i při zadržení dechu aby se minimalizovaly pohybové artefakty. Pozitivum spirálního CT je zachycení celého vyšetřovaného objemu (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 26-27).

Multidetektorová výpočetní tomografie využívá získávání více datových stop (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 14). Díky více řadám detektorů je možno snímat více vrstev vyšetřovaného objemu najednou tzv. multi-slice (Seidl a kol., 2012, s. 48). Nejčastěji je zaznamenáno 16-64 datových stop najednou (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 43). CT přístroj bývá nejčastěji vybaven jednou rentgenkou. Detektory jsou založeny buďto na

principu matice, kdy všechny mají stejnou velikost. Další možností je, že centrálně uložené detektory jsou jemnější a periferněji se rozšiřují, tzv. typ addaptive array (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 14-15).

Vyšetřovací metoda výpočetní tomografie využívá rozdílné absorpce RTG záření ve tkáních. Intenzita absorpce je matematicky vyjádřena v hodnotách denzity v Hounsfieldových jednotkách (HU) (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 42). Hounsfieldova stupnice umožňuje stanovit denzity tkání různého složení v rozmezí od -1000 HU do + 3096 HU. Hodnoty určitých tkání jsou zaznamenány v tab. č. 3 (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 14). Analogově jsou tkáně zobrazeny ve stupních šedi (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 42). Tmavší struktury na obraze jsou popisovány jako hypotenzní – s nižší denzitou. Jako hypertenzní se označují struktury světlejší (Nekula a kol., 2005, s. 21). Jelikož lidské oko je schopno rozpoznat asi 16 stupňů šedi, je tedy nezbytné zobrazit zájmovou oblast v úzké šíři denzit v HU, v tzv. okně. Každé okno je charakterizováno svou šíří a středem viz tab. č. 4. Na obrazovce s vhodně zvoleným oknem je poté tkáň s denzitou pod dolní hranici šíře okna znázorněna tmavě a tkáň s denzitou nad horní hranici šíře okna zobrazena světle (Seidl a kol., 2012, s. 48).

Tab. 3 Denzity tkání

Druh tkáně	**Denzita**
Kosti, kalcifikace	>85 HU
Sražená krev (koagulum)	65-85 HU
Měkké tkáně, parenchymové orgány	25-70 HU
Tekutinové útvary (likvor, moč, žluč)	0-15 HU
Tuk	-40 až -120 HU
Vzdušná plíce	-800 až -900 HU

(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 42)

Tab. 4 Základní prohlížecí okna u CT vyšetření

Vyšetřovaný orgán	**Šířka okna**	**Střed okna**
Mozek	75	30
Břicho	350	35
Mediastinum	400	40
Plíce	1600	-600
Skelet 1	1300	300
Skelet 2	3700	600

(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 43)

3.2 Provedení vyšetření

Před samotným CT vyšetřením je potřeba pacienta připravit. Jedná se o srozumitelném poučení pacienta o typu a povaze vyšetření (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 16). Dále je nutné zjistit všechna závažná onemocnění, alergologickou anamnézu (reakce na kontrastní látku) a kvalitu renálních funkcí. Pacient před vyšetřením vyplní a podepíše informovaný souhlas s prováděným vyšetřením (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 44). Při pozitivní alergologické anamnéze je třeba zvážit premedikaci. Pokud pacient nespolupracuje, je možné provést vyšetření ve spolupráci s anesteziologem v analgosedaci nebo celkové anestezii (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 16).

U vyšetření břicha pomocí výpočetní tomografie je před začátkem vyšetření pacientovi podána kontrastní látka per os. Jedná li se o CT vyšetření s aplikací kontrastní látky i.v., pacient se dostaví nalačno, ovšem dobře zavodněný. Pro aplikaci kontrastní látky i.v. je zabezpečen nitrožilní vstup flexibilní kanylou o šířce 16-20 G (gauge), která je připojena na přetlakový injektor obsahující kontrastní látku a fyziologický roztok (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 44).

Pacient je položen na vyšetřovací stůl a vyšetřovaná oblast je fixovaná. Radiologický asistent zacentruje na oblast zájmu, která musí být umístěna v izocentru – kolmo na rovinu gantry ve středu rotace (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 16). Všechna CT vyšetření jsou započaty zhotovením topogramu (plánovací sken). Je to planární obraz, podobný klasické skiagrafii. Radiologický asistent stanoví rozsah vyšetřované oblasti, aby se nezvyšovala radiační zátěž pacienta (Seidl a kol., 2012, s. 48). Vyšetřující nastaví akviziční parametry jako expozice, kolimace, počet řezů vyšetřované oblasti, rychlost posunu stolu, rychlost rotace gantry (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 17). Hrubá data v axiální rovině jsou dále zpracovávána pomocí rekonstrukčních algoritmů. Nejčastěji se jedná o multiplanární rekonstrukce v různých rovinách a správné nastavení okna (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 44-45).

3.3 Vyšetření ramenního kloubu výpočetní tomografií

CT vyšetření ramenního kloubu je prováděno nativně (bez aplikace kontrastní látky) (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 194). Nejčastějšími indikacemi jsou traumatické stavy, probíhá hodnocení postavení hlavice humeru, kloubní plochy. Při komplikované tříštivé zlomenině CT vyšetření umožňuje zobrazit přesné postavení úlomků. Druhou indikační skupinou jsou nádorová onemocnění kostí a měkkých tkání (Pauček, 2004, s. 49-50).

Pacient je uložen na vyšetřovací stůl a oblast zájmu je co nejlépe uložena do izocentra. Provede se topogram v AP a boční projekci. Na ovládací konzole jsou nastaveny akviziční

parametry vhodné pro ramenní kloub. Napětí rentgenky je 120 kV, šíře vrstvy 0,6-0,75 mm (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 194). Skenování probíhá v axiální rovině, kraniokaudálním směrem. Rekonstrukce obrazu probíhá v kostním a měkkotkáňovém okně. Při patologiích skeletu (trauma) je vyšetření hodnoceno také pomocí multiplanárních rekonstrukcí v dalších rovinách např. sagitální a koronální viz příloha 5; obr. 5.1 a 5.2. Při komplikovaných zlomeninách je vhodné rekonstruovat obraz pomocí volume rendering technique (Ferda, Novák, Kreuzberg, 2002, s. 525). 3D rekonstrukce ramenního kloubu je zaznamenána na obr. 5.3 v příloze 5.

V dnešní době je také možné využít tzv. dual-energy CT (DECT), CT zobrazení pomocí dvojí energie. V poslední době je DECT využívána k zobrazení měkkých tkání s analýzou kolagenu. Dále je možné využití při zhodnocení distribuce jodu ve tkáních a při subtrakci skeletu u CT angiografie. Je potřeba CT přístroj, obsahující dvě rentgenky. Záření je poté zaznamenáno na dvou sadách detektorů. Jedna rentgenka pracuje s napětím o velikosti 140 kV a druhá s napětím 80 kV (Ferda a kol., 2010, s. 37-38). Princip spočívá v rozdílné absorpci RTG záření prvky, při nižší a vyšší energii záření. Pomocí matematické analýzy jsou získány informace o chemickém složení vyšetřované tkáně (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 32). K aplikaci kontrastní látky u vyšetření muskuloskeletálního systému je přistoupeno při diagnostice nádorových onemocnění nebo při CT angiografii. Dual-energy CT je možno dále využít při diagnostice krvácivých stavů do měkkých tkání, při patologiích šlach a chrupavek v oblasti kloubu (Ferda a kol., 2010, s. 38-39).

3.4 CT – artrografie ramenního kloubu

Jedná se o dvoukontrastní CT vyšetření ramenního kloubu. Vyšetření je uplatněno především při hodnocení patologií v oblasti labra (Pauček, 2004, s. 50). Dalšími indikacemi mohou být stavy po traumatu ramenního kloubu a opakovaných luxacích (Žižkovská, 2005, nestr.). Vlastní vyšetření je nejlépe provádět vleže na zádech, pod skiaskopickou kontrolou, s nataženou končetinou podél těla v supinační poloze. Punktovaná oblast se potře dezinfekčním roztokem a zarouškuje (Žižkovská, Kolář, Dvořák, 2000, s. 137). Výkon je prováděn v lokální anestezii. Dlouhou tenkou jehlou (88 mm), která se užívá k lumbální punkci, s napojenou hadičkou je proveden vpich do oblasti dolního vnitřního kvadrantu hlavice humeru (Žižkovská, 2005, nestr.). Jodová kontrastní látka je podána podle kapacity vyšetřovaného kloubu, obvykle v množství 5-8 ml a doplněna o 10-15 ml vzduchu. Po aplikaci je rameno lehce rozcvičeno, aby se kontrastní látka dostala do všech prostor kloubu (Žižkovská, Kolář, Dvořák, 2000, s. 137).

Následuje snímkování ramenního kloubu v pronaci, supinaci, addukci a abdukci. RTG snímek ve stoje umožní diagnostiku ruptury rotátorové manžety, kdy vzduch je nahromaděn v horních oddílech kloubu. Poté proběhne CT vyšetření s asi 20 minutovým zpožděním od aplikace kontrastní látky nitrokloubně (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 196). Je použit zvětšený obraz, zobrazen v kostním okně o šířce 2000 HU a středem 250 HU (Žižkovská, Kolář, Dvořák, 2000, s. 137). Multiplanární rekonstrukce probíhá v 3 mm řezech, v koronální, sagitální rovině a v rovině dle osy kosti. Je možné doplnit i VRT rekonstrukci (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 196).

Na skiagrafických snímcích lékař hodnotí vlastnosti kloubní dutiny (její velikost, tvar, náplň). Dále je hodnocena šířka kloubní chrupavky, únik kontrastní látky při patologii rotátorové manžety. Na CT-artrografii je hodnoceno akromioklavikulární skloubení, tvar a postavení hlavice humeru, tvar kloubní jamky (Žižkovská, 2005, nestr.).

4 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance našla uplatnění na začátku osmdesátých let 20. století (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 11). V roce 2014 bylo v České republice k dispozici 67 přístrojů MR (Heřman a kol., 2014, 29). Magnetická rezonance není založena na principu průchodu rentgenového záření tkáněmi, jako skiagrafie nebo CT vyšetření. Při magnetické rezonanci je pacient umístěn do silného magnetického pole a po vyslání radiofrekvenčního impulzu je pomocí speciálních cívek zaznamenán signál, který vysílají jádra atomů vodíku ve vyšetřované tkáni (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47).

Mezi zásadní pozitiva při vyšetření magnetickou rezonancí patří kvalitní zobrazení měkkých tkání, provedení angiografie bez nutnosti podání kontrastní látky, zobrazení vyšetřovaného objemu ve třech rovinách. Pacient navíc není vystaven žádné radiační zátěži (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47).

4.1 Princip magnetické rezonance

Jelikož pochopení principu magnetické rezonance vyžaduje vysokoškolské vzdělání z oblasti fyziky, pro jednodušší vysvětlení jsou převedeny pojmy z kvantové fyziky do klasické mechaniky. Jádro atomu je složeno z protonů a neutronů. Protony rotující kolem své osy (spin), ve svém okolí tvoří magnetické pole – magnetický moment. Pokud jádro obsahuje lichý počet protonů, je poté možné magnetický moment změřit. Nejvhodnějším prvkem je vodík. Ve tkáních jsou protony orientovány nahodile (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47).

Vložením do statického magnetického pole se protony zorientují rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Nejčastěji jsou použity přístroje se statickým magnetickým polem o intenzitě 1,5 T (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 47). Protony poté začnou vykonávat dva pohyby – spin a precesi. Precese je rotační pohyb polem pomyslného kužele viz příloha 6; obr. 6.1 (Heřman a kol., 2014, s. 26). Velikost magnetického momentu spinů je příliš malá na to, aby bylo možné ji detekovat. Magnetický moment je možné zaznamenat při změně orientace protonů. Změna polohy vznikne dodáním radiofrekvenčního pulzu o stejné frekvenci jako je frekvence precese protonů (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 48).

Vlivem vysokofrekvenčního elektromagnetického impulzu dojde na principu rezonance k vychýlení spinů o 90° nebo 180° (excitace), zároveň se synchronizuje precesní pohyb protonů. Po vypnutí elektromagnetického impulzu se protony vracejí zpět do původní polohy, probíhá tzv. relaxace. Doba trvání relaxace se označuje jako relaxační čas. Jako relaxační čas T1 se označuje návrat vychýleného magnetického momentu do počáteční

pozice. Doba desynchronizace, také rozfázování precesního pohybu je označováno jako relaxační čas T2 (Heřman a kol., 2014, s. 26). Relaxační časy jsou rozdílné podle typu tkáně, což je využito při zobrazení magnetickou rezonancí (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 48). Při MR vyšetření se porovnávají rozdíly časů (vážení). K získání dostatečného signálu je nutné použít sérii pulzů tzv. sekvenci (Heřman a kol., 2014, s. 26).

Signál je detekován pomocí speciálních cívek, které je nutno umístit co nejblíže vyšetřované oblasti (Heřman a kol., 2014, s. 26). Pro tvorbu obrazu je nutné získat informace o poloze jednotlivých protonů. To je umožněno díky gradientním cívkám, které při zapnutí vytváří přídatné gradientní pole, jehož intenzita se pohybuje v řádech mT. Gradientní cívky určují rovinu a šíři řezu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 48).

4.1.1 Cívky

Permanentní cívky jsou trvale umístěny v gantry MR přístroje. Jedná se o volume cívku, která slouží k vysílání i příjímání signálu. Vyrovnávací cívka (shim coil) zajišťuje homogenitu magnetického pole. Gradientní systém obsahuje tři gradientní cívky, které získávají informace o uložení protonů. Gradientní cívky jsou při zapojení velmi hlučné, pacienti při vyšetření dostanou ochranné pomůcky v podobě sluchátek nebo špuntu do uší (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 53).

Povrchové cívky (surface coils) jsou využity pro příjem signálu. Umisťují se co nejblíže vyšetřovaným částem těla. Jedná se o závity mědi nebo zlata, ve kterých se indukuje proud. Ten je dále zesílen a převeden do počítače, kde se vytvoří digitální obraz. Jednotlivá pracoviště disponují cívkami podle zaměření pracoviště. Nejčastěji je použita cívka hlavová (head coil), hlavová a krční (head and neck coil), kolenní nebo ramenní. Flexibilní cívky lze použít při MR vyšetření ramene, lokte nebo nohy. Ukázka cívek je na obr. 6.2 v příloze 6. Wraparend coil je využita při vyšetření hrudníku a břicha. Cívka obklopuje vyšetřovanou oblast (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 53).

4.1.2 Paramagnetické kontrastní látky

Jedná se o chemické látky obsahující gadolinium, které nejsou schopny pronikat do buněk a v těle kolují krevním řečištěm. Nejznámější preparáty jsou Dotarem, Gadovist nebo MultiHance (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 70). Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci pracují na principu zobrazení změn v molekulách vody za přítomnosti kontrastní látky v okolí (Heřman a kol., 2014, s. 27). Gadolinium zkracuje relaxační časy (relativita). Zkrácení relaxačního času T1 se projeví hyperintenzitou. Koncentrace se udává v mmolech. Běžně je podáno 0,1-0,2 mmol/kg váhy. Celkem 10-15 ml kontrastní látky. Po podání

kontrastní látky se vedlejší reakce objevují vzácně. Platí ovšem podobné předpisy jako při podání jodové kontrastní látky (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 54, 70).

4.2 Zobrazení magnetickou rezonancí

Obrazy vrstev tkáně jsou zobrazovány pomocí různých sekvencí. Při vyšetření magnetickou rezonancí je možno se setkat s mnoha druhy sekvencí, které jsou nazvány podle fyzikálních principů. Celé vyšetření trvá několik desítek minut, obvykle 20-30 minut. Doba vyšetření je podmíněna především na počtu prováděných sekvencí a rychlosti přístroje (Heřman a kol., 2014, s. 26-27).

Tkáně jsou charakteristické rozdílnou intenzitou signálu, což se projeví při zhotovení obrazu v různých stupních šedi. Tmavší struktury jsou popisovány jako hyposignální nebo hypointenzní. Tkáň s vysokou intenzitou signálu jsou na obraze světlé, hypersignílní/hyperintenzní. Jako asignální je označovaná tkáň bez signálu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 49). Intenzita signálu tkáně se liší podle použité sekvence. Při popisu MR obrazu je nutné uvést i typ sekvence, viz tab. 5 (Heřman a kol., 2014, s. 27).

Tab. 5 Intenzity signálu tkání v základních sekvencích

Tkáň	**T1-vážená sekvence**	**T2 vážená sekvence**
Tekutina	Hyposignální	Hypersignální
Parenchymatózní orgány	Střední intenzita	Střední intenzita
Tuková tkáň	Vysoká intenzita	Vysoká intenzita
Kompaktní kost, vzdušná plíce	Asignální	Asignální

(Heřman a kol., 2014, s. 27).

Základní sekvence používané při vyšetření magnetickou rezonancí jsou T1-vážená sekvence, T2-vážená sekvence, proton-denzitní sekvence. Další používané sekvence mohou být difúzně-vážená sekvence, sekvence s potlačením signálu vody – FLAIR, nebo s potlačením signálu tuku – STIR (Heřman a kol., 2014, s. 27).

Na T1-váženém obrazu je solidní tkáň oproti tekutině hypersignální. T1 v.o. slouží k anatomickému zobrazení. Obraz se zjednodušeně podobá CT obrazu, kdy hypersignální tuk je zaměněn za kost. Jedná se o základní sekvenci při většině MR vyšetřeních. Klasické T2-vážené obrazy trvají dlouho, používají se zkrácené sekvence. Na T2 v.o. je tekutina hypersignální. Jsou citlivé na detekci edému při začínajícím patologickém procesu. T2 vážený obraz je lepší na posuzování tkáňových rozhraní než anatomie. U obou sekvencí je možné

upravit excitační a repetiční čas, čímž se mění doba vyšetření i intenzita signálu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 49-52).

Proton-denzitní obraz se používá především k vyšetření muskuloskeletálního systému. Intenzita signálu je závislá na hustotě protonů ve tkáni. Pokud tkáň obsahuje více vody, na obraze se projeví tmavěji než ostatní struktury. STIR je sekvence s potlačením tuku. Jedná se o upravenou T1 sekvenci. Dojde li k potlačení tuku, projeví se to na obrazu jeho asignalizací. Vyniknou tak patologická ložiska s velkým obsahem vody. STIR sekvence je také vhodná na zobrazení chrupavky. Využívá se především k vyšetření páteře a velkých kloubů. Oproti tomu FLAIR sekvence využívá potlačení signálu vody. V některých případech nelze odlišit patologickou tkáň s obsahem vody od zdravé tkáně. Při použití FLAIR sekvence patologická tkáň zůstává hypersignální jako na T2 v.o., ovšem zdravá tkáň s větším obsahem vody se zobrazí asignálně, úpadně hyposignálně (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 49-52).

4.3 Vyšetření ramenního kloubu magnetickou rezonancí

Význam využití magnetické rezonance při vyšetření muskuloskeletálního systému se neustále zvyšuje. Především pro své rozlišení měkkotkáňových struktur. Nejčastějšími indikacemi jsou patologie rotátorové manžety, labra, chrupavky ramenního kloubu. Dále je možné využít MR vyšetření při diagnostice tumorů nebo zánětlivých procesů v oblasti především měkkých kání ramenního kloubu (Pauček, 2004, s. 50).

Před samotným vyšetřením je třeba pacienta seznámit s průběhem vyšetření, poučit jej o možných komplikacích. Pacient podle pravdy vyplní a podepíše informovaný souhlas s vyšetřením. Pacient je poté uložen na vyšetřovací stůl na záda. Ruce natáhne volně podél těla s dlaněmi směřujícími k tělu. V některých případech je možné ramenní kloub vyšetřit při vzpažené horní končetině. Je použita povrchová ramenní cívka, uložená co nejblíže povrchu těla. Pokud pracoviště nedisponuje speciální ramenní cívkou, je možné použít flexibilní. Při jednostranném vyšetření je nutné vyšetřovaný ramenní kloub uložit co nejblíže izocentru (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 56-57).

Při zahájení MR vyšetření je nejprve proveden lokalizer, ve kterém se nastaví rozsah vyšetřované oblasti, viz příloha 7; obr. 7.1. MR sekvence jsou prováděny ve třech rovinách – transverzální, koronální (podél průběhu šlachy m. supraspinatus), sagitální (kolmá na uvedenou koronální rovinu a rovnoběžná s dlouhou osou humeru) (Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 57). Jako základní sekvence jsou používány T1 a T2 sekvence, proton-denzitní sekvence, STIR sekvenci. Sekvence jsou prováděny v různých rovinách, viz tab. 6. Průběh vyšetření a vyšetřovací sekvence se mohou lišit podle zvyklostí pracoviště (Kastner a kol.,

2012, s. 360). Po dokončení vyšetření může pacient opustit radiodiagnostické oddělení, pokud nepociťuje nějaké obtíže.

Tab. 6 MR protokol pro vyšetření ramenního kloubu

Sekvence	Orientace	Vrstva (mm)	Pixel (mm)	TR (ms)	TE (ms)
STIR	TRA/COR	3	0,6x0,6	3000 a více	30-40
PD	COR/SAG	3	0,6x0,6	3000 a více	30-40
T1	COR	3	0,6x0,6	450-700	min
T2	SAG/TRA	3	0,6x0,6	3000 a více	70-80

(Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 57)

4.4 MR – artrografie ramenního kloubu

Jedná se o vyšetření ramenního kloubu pomocí magnetické rezonance po aplikaci paramagnetické kontrastní látky. Díky kontrastní látce je možno lépe od sebe odlišit jednotlivé kloubní struktury. Lze také posoudit komunikaci mezi kloubními oddíly. Nejčastějšími indikacemi pro MR – artrografii jsou patologické změny labra, podezření na nádorové nebo zánětlivé onemocnění ramenního kloubu (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 54-55).

MR – artrografie se dá rozdělit na dva typy podle způsobu aplikace kontrastní látky. Nepřímá MR – artrografie umožňuje zhodnotit změny na chrupavce či v okolí kloubu po i.v. aplikaci kontrastní látky (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 81-82). Při přímé artrografii se k.l. aplikuje nitrokloubně. Je možné aplikovat fyziologický roztok, vhodnější je aplikace ředěné gadoliniové kontrastní látky. Ředění kontrastní látky probíhá 1:200. V praxi se většinou používá 0,1 ml k.l. a 20 ml fyziologického roztoku. Punkci provede lékař pod skiaskopickou nebo ultrazvukovou kontrolou, proto je vhodné přidat i malé množství jodové kontrastní látky. Při značných bolestech je možno použít i lokální anestetikum. Punkci ramenního kloubu pro aplikaci k.l. lze provést ze tří přístupů – ventrální, dorzální, laterální viz příloha 7; obr. 7.2. Punkce kloubu se děje za aseptických podmínek.

Poté pacient pomalu krouží vyšetřovanou horní končetinou pro důkladné rozprostření kontrastní látky. Vlastní vyšetření je důležité provést do 30 minut od aplikace k.l. Pacient je uložen na vyšetřovací stůl jako při klasickém MR vyšetření. Jako základní vyšetřovací sekvence jsou provedeny T1 v transverzální, koronální a sagitální rovině. STIR sekvence ve dvou rovinách, viz příloha 7; obr. 7.3, dále se doplní sekvence podle zvyklostí pracoviště, např. PD a T2 sekvence v koronální rovině (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 54-55).

ZÁVĚR

Na začátku práce byl uveden cíl v podobě shromáždění nejnovějších poznatků o možnosti diagnostiky poranění a patologických procesů ramenního kloubu. Pomocí uvedené literatury se mi podařilo nashromáždit poznatky o radiodiagnostice ramenního kloubu. Jedná se o ultrazvukové vyšetření a vyšetření magnetickou rezonancí. Tyto metody se specializují především na zobrazení měkkých tkání kloubu. Další vyšetřovací metody, založené na ionizujícím záření, jsou vhodné na diagnostiku kostí. Zobrazovací metody představují významnou úlohu při vyšetření ramenního kloubu. Díky nim jsou získány informace o anatomické struktuře kloubu.

Práce sumarizuje informace o možnostech vyšetřit ramenní kloub pomocí ultrazvuku, rentgenového záření, v podobě skiagrafie a CT, a magnetické rezonance. V práci byly popsány principy jednotlivých zobrazovacích metod a postup při vlastním vyšetření.

V posledních letech dochází k prudkému vývoji zobrazovacích metod, zvláště CT a MR vyšetření. Samozřejmostí je dnes na každém radiodiagnostickém pracovišti ultrasonografie a klasická skiagrafie s možností využít mnoho projekcí dle indikace lékaře.

REFERENČNÍ SEZNAM

1. BAJDOVÁ, Ivana. Ultrasonografie rotátorové manžety ramenního kloubu - technika vyšetření, normální a patologické nálezy. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. 1999, Roč. 66, Č. 4, s. 217-224. ISSN: 0001-5415.
2. BONTRAGER, Kenneth L. a John P. LAMPIGNANO. *Textbook of radiographic positioning and related anatomy*. 8. vyd. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby, 2014, s. 826. ISBN 978-0-323-08300-1.
3. FERDA, Jiří a kol. CT s duální energií záření: zobrazení muskuloskeletálního systému. *Česká radiologie*. 2010, Roč. 64, Č. 1, s. 37-43. ISSN: 1210-7883.
4. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK A Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, s. 663. ISBN: 80-7262-172-6; 80-246-0567-8.
5. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 213. ISBN 978-80-7262-608-3.
6. FRANK, Eugene D., Bruce W. LONG a Barbara J. SMITH. *Merrill's atlas of radiographic positioning & procedures*. 11. vyd. Philadelphia, Pa.: Mosby-Elsevier, 2007. ISBN 978-0-323-04210-9.
7. GALLO, Jiří a kol. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, s. 211. Učebnice. ISBN 978-80-244-2486-6.
8. GREATHOUSE, Joanne S., ed. *Radiographic positioning & procedures: a comprehensive approach*. Clifton Park, N.Y.: Thomson Delmar Learning, 2006, s. 822. ISBN 1401841163.
9. HEŘMAN, Miroslav a kol. *Základy radiologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, s. 314. Učebnice. ISBN 978-80-244-2901-4.
10. HRAZDIRA, Luboš, Jarmila SKOTÁKOVÁ a Lukáš PAZOUREK. Ultrasonografie v diagnostice nádorů pohybového aparátu. *Ortopedie*. 2012, Roč. 6, Č. 2, s. 63-66. ISSN: 1802-1727.
11. CHMELOVÁ, Jana a kol. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006, s. 77. ISBN 80-7368-221-4.
12. KASTNER, Jan a kol. Role magnetické rezonance ve vyšetřování sportovních úrazů. *Česká radiologie*. 2012, Roč. 66, Č. 4, s. 359-368. ISSN: 1210-7883.

13. KEŘKOVSKÝ, Miloš a kol. Význam UZ vyšetření v diagnostice poranění ramenního kloubu. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. 2008, Roč. 75, Č. 3, s. 167-172. ISSN: 0001-5415.
14. MACH, Dušan. Fyzikální principy ultrazvuku. *Anesteziologie & intenzivní medicína*. 2013, Roč. 24, Č. 1, s. 42-46. ISSN: 1214-2158.
15. MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén, 2014, s. 103. ISBN: 978-80-7492-109-4.
16. MOLÍNKOVÁ, Veronika a Daniela TŘETINOVÁ. RTG projekce kostí a skloubení horní a dolní končetiny. *Praktická radiologie*. 2007, Roč. 12, Č. 2, s. 4-5. ISSN 1211-5053.
17. NEKULA, Josef a kol. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2005, s. 205. ISBN 80-244-1011-7.
18. PALMER, Philip E. S., ed. *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. Praha: Grada, 2000, s. 376. ISBN 80-7169-689-7.
19. PAUČEK, Boris. Využití zobrazovacích metod při vyšetření ramene. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, Roč. 11, Č. 1, s. 45-51. ISSN: 1211-2658.
20. PAVLATA, Jaroslav a J. BRTKOVÁ. Korelace artroskopického nálezu a ultrazvukového vyšetření ramenního kloubu. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. 1998, Roč. 65, Č. 1, s. 47-51. ISSN: 0001-5415.
21. SEIDL, Zdeněk a kol. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, s. 368. ISBN 978-80-247-4108-6.
22. ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, Andrea a kol. Přímá MR artrografie. *Česká radiologie*. 2007, Roč. 61, Č. 1, s. 54-62. ISSN: 1210-7883.
23. TŘETINOVÁ, D. a M. VOJTYLOVÁ. RTG projekce kostí a skloubení horní a dolní končetiny. *Praktická radiologie*. 2004, Roč. 9, Č. 2, 4-5. ISSN 1211-5053.
24. VANĚČEK, Ivo a Richard KAŠPÁREK. Ultrasonografické vyšetření rotátorové manžety ramenního kloubu - naše osmileté zkušenosti. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. 2000, Roč. 67, Č. 5, s. 316-323. ISSN: 0001-5415.
25. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012, s. 153. ISBN 978-80-244-3126-0.
26. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2000, s. 76. ISBN 80-01-02152-1.

27. ŽIŽKOVSKÁ, K. Artrografie - CT ramenního kloubu. *Referátový výběr z radiodiagnostiky*. 2005, Roč. 51, Č. 3, nestr. ISSN: 1214-5068.
28. ŽIŽKOVSKÁ, Krista, Jaromír KOLÁŘ a Václav DVOŘÁK. CT artrografie ramenního kloubu. *Česká radiologie*. 2000, Roč. 54, Č. 3, s. 135-144. ISSN: 1210-7883.

SEZNAM VELIČIN A ZKRATEK

°C	stupeň Celsia
3D	trojrozměrný
4D	čtyřrozměrný
a kol.	a kolektiv
Ag	stříbro
AgBr	bromid stříbrný
AP	anterior-posterior (předozadní)
cm	centimetr
COR	koronální
CT	počítačová tomografie
ČR	Česká republika
DECT	dual – energy CT
FLAIR	Fluid attenuation inversion recovery – zobrazení s potlačením vody
G	gauge
HU	Hounsfieldovy jednotky
i.v.	intravenózně
k.l.	kontrastní látka
kHz	kilohertz
kV	kilovolt
m	metr
m.	musculus (sval)
MHz	megahertz
min	minuta
ml	mililitr
mm	milimetr
mmol/kg	milimol/kilogram
MR	magnetická rezonance
ms	milisekunda
mT	militesla
Např	například
nestr.	nestránkované
Obr.	obrázek

PA	posteriori-anterior (zadopřední)
PD	proton denzitní
pH	potenciál vodíku
RTG	rentgenový
s	sekunda
SAG	sagitální
STIR	short tau inversion recovery – zobrazení s potlačením tuku
T	tesla
Tab	tabulka
TE	echo čas
TR	repetiční čas
TRA	transverzální
tzv.	takzvaný
USG	ultrasonografie
UZ	ultrazvuk/ ultrazvukový
v.o.	vážený obraz
VRT	volume rendering technique

SEZNAM TABULEK

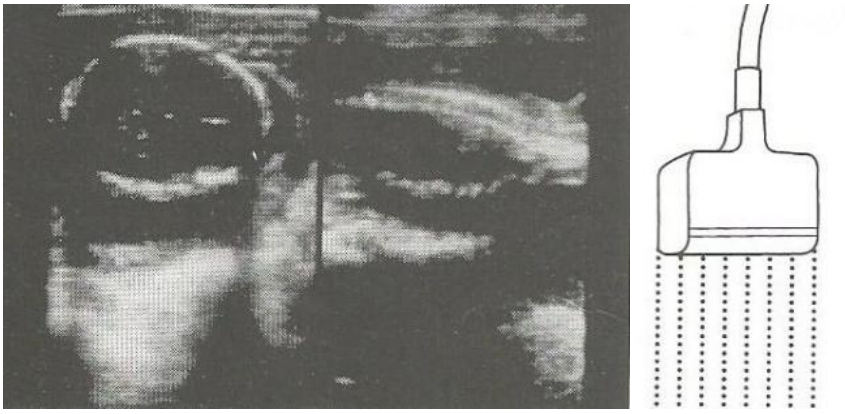
Tab. 1 Ultrazvukové charakteristiky tkání 9
Tab. 2 Ultrasonografické vlastnosti tkání 11
Tab. 3 Denzity tkání 21
Tab. 4 Základní prohlížecí okna u CT vyšetření 21
Tab. 5 Intenzity signálu tkání v základních sekvencích 27
Tab. 6 MR protokol pro vyšetření ramenního kloubu 29

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Typy ultrasonografických sond a jejich obrazů
Příloha 2 Ultrasonografické vyšetření ramenního kloubu
Příloha 3 Vznik rentgenového záření a obrazu
Příloha 4 RTG projekce na ramenní kloub
Příloha 5 CT vyšetření ramenního kloubu
Příloha 6 Princip magnetické rezonance
Příloha 7 MR vyšetření ramenního kloubu

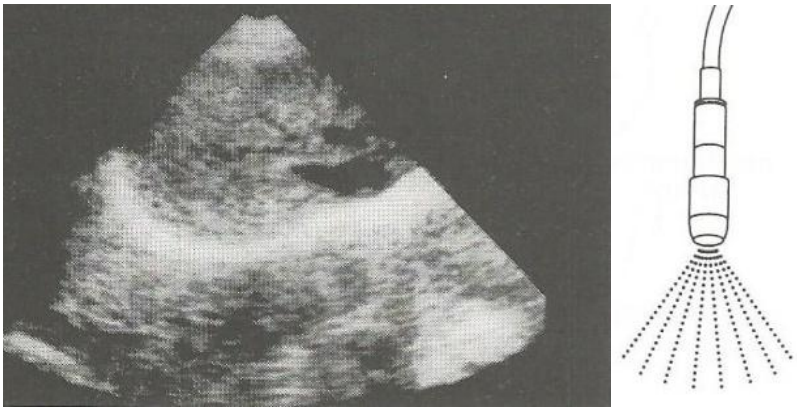
PŘÍLOHY

Příloha 1 Typy ultrasonografických sond a jejich obrazů



Obr. 1.1 Tvar sonogramu při použití lineární sondy

(Palmer, 2000, s. 32-33)



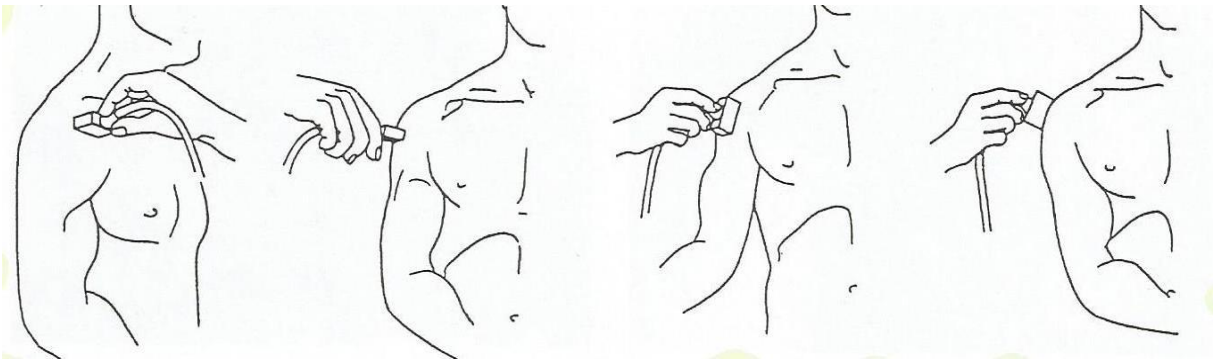
Obr. 1.2 Tvar sonogramu při použití sektorové sondy

(Palmer, 2000, s. 32-33)

Obr. 1.3 Tvar sonogramu při použití konvexní sondy

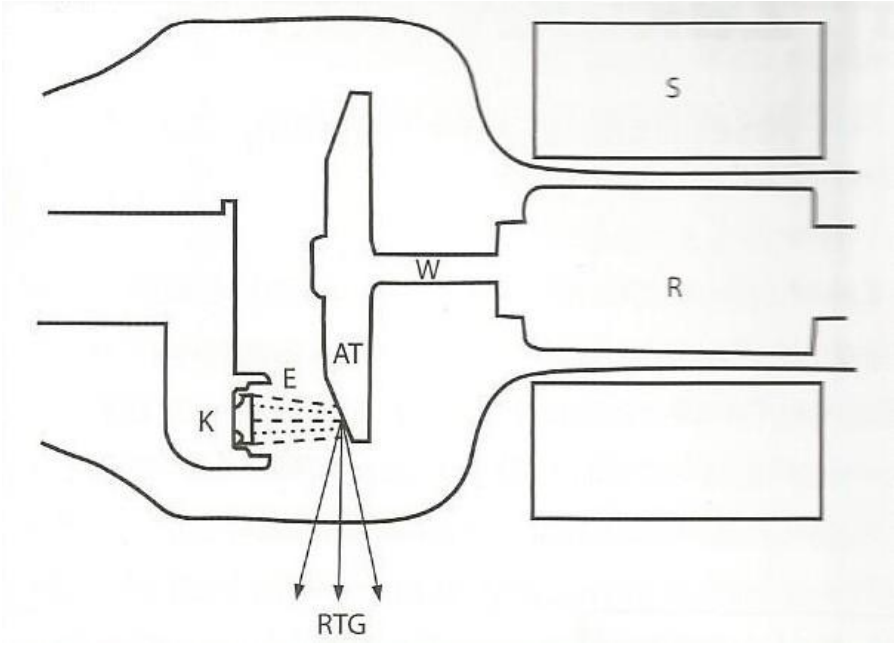
(Palmer, 2000, s. 32-33)

Příloha 2 Ultrasonografické vyšetření ramenního kloubu



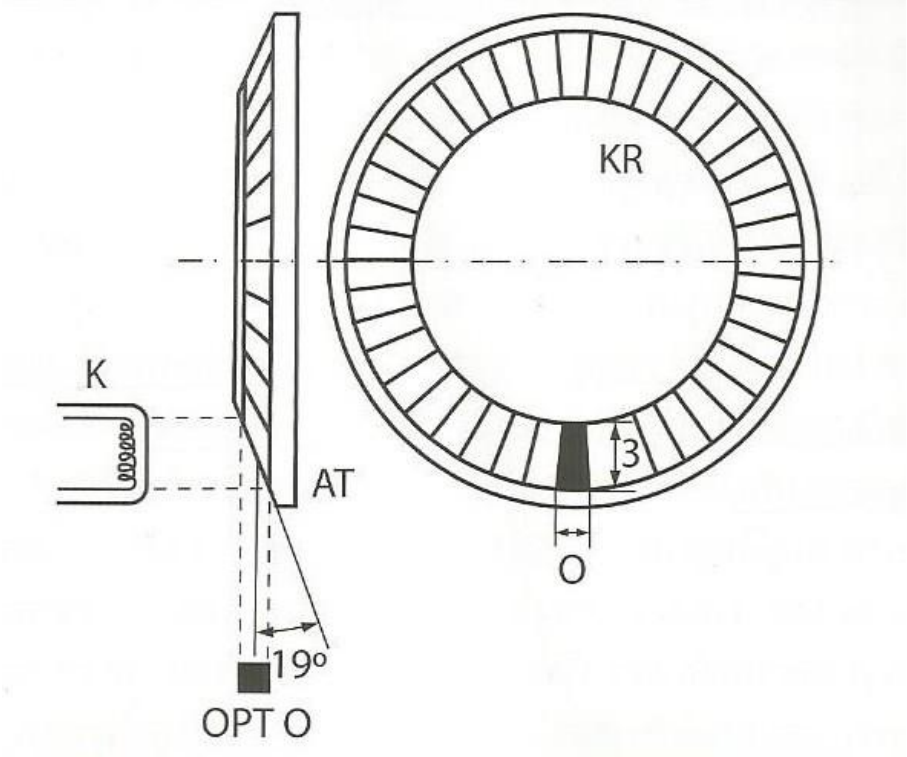
Obr. 2.1 Schéma základních rovin pro USG vyšetření ramenního kloubu
(Pavlata, Brtková, 1998, s. 48)

Příloha 3 Vznik rentgenového záření a obrazu



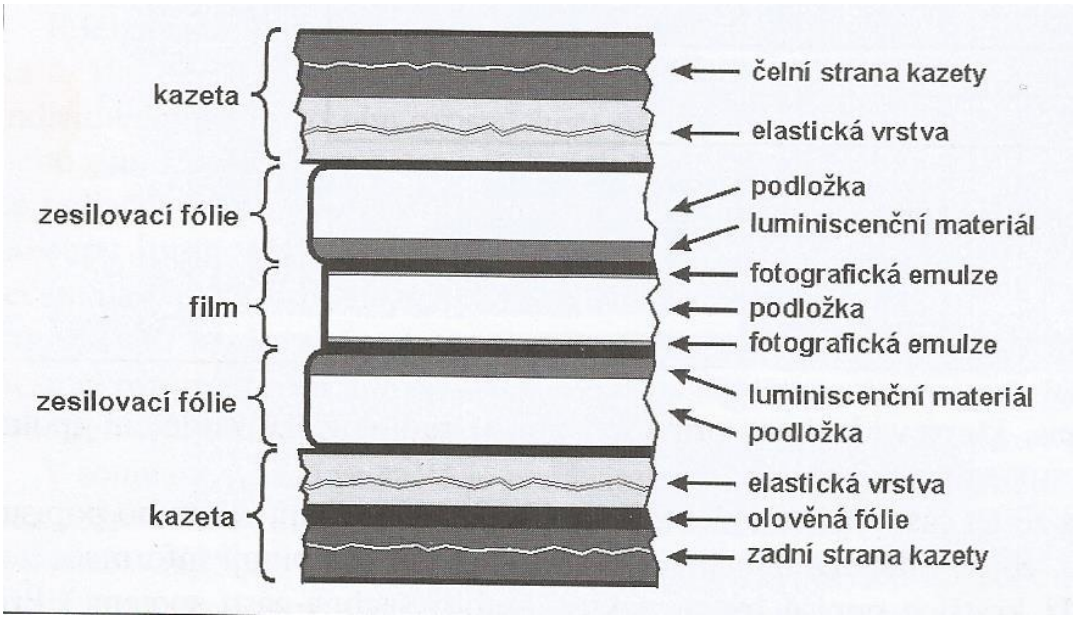
Obr. 3.1 Schéma rentgenky s rotační anodou

(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 16)



Obr. 3.2 Detail rotační anody

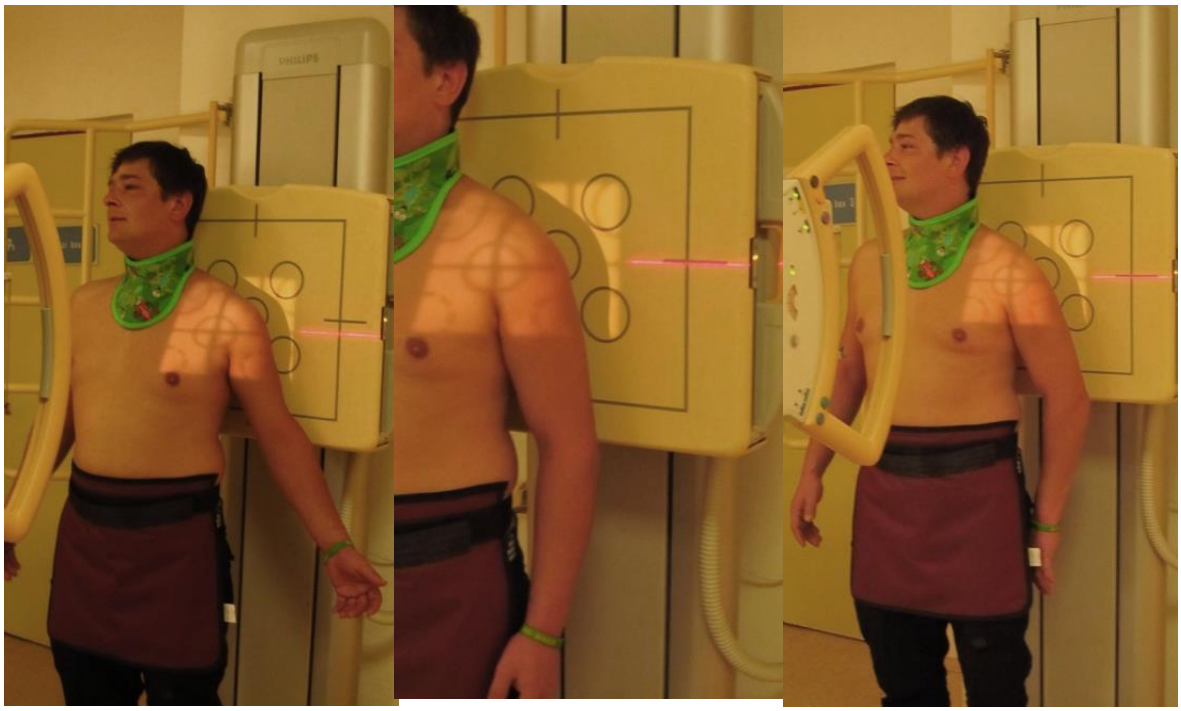
(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 16)



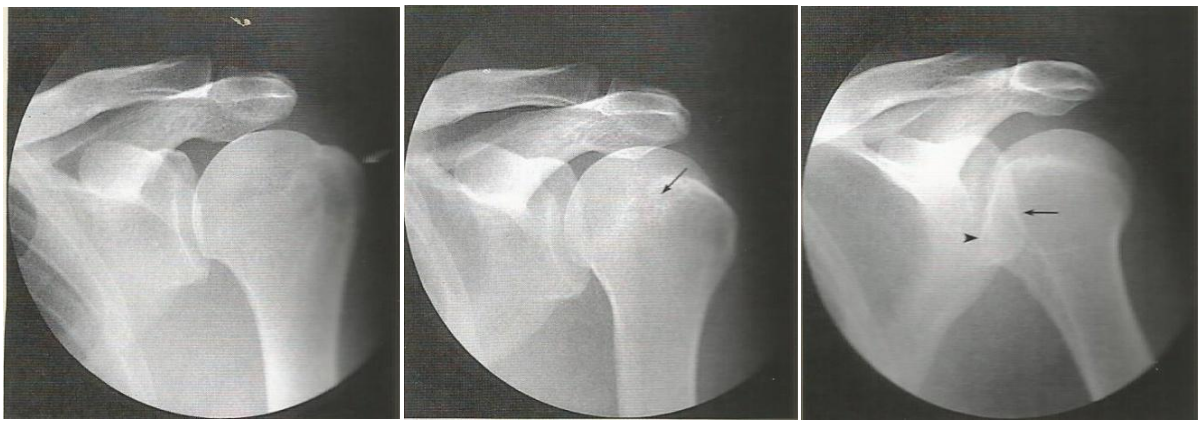
Obr. 3.3 Schématický průřez RTG kazetou s filmem

(Nekula a kol., 2005, s. 12)

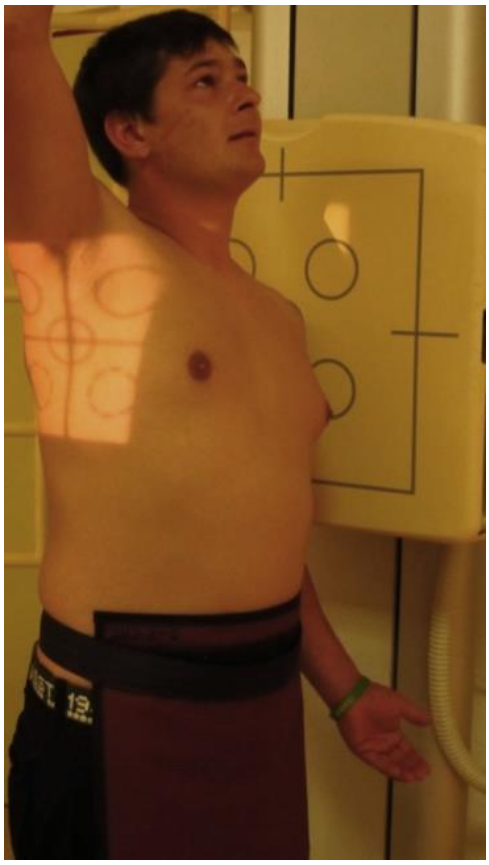
Příloha 4 RTG projekce na ramenní kloub



Obr. 4.1 AP projekce – vnější rotace, neutrální rotace, vnitřní rotace



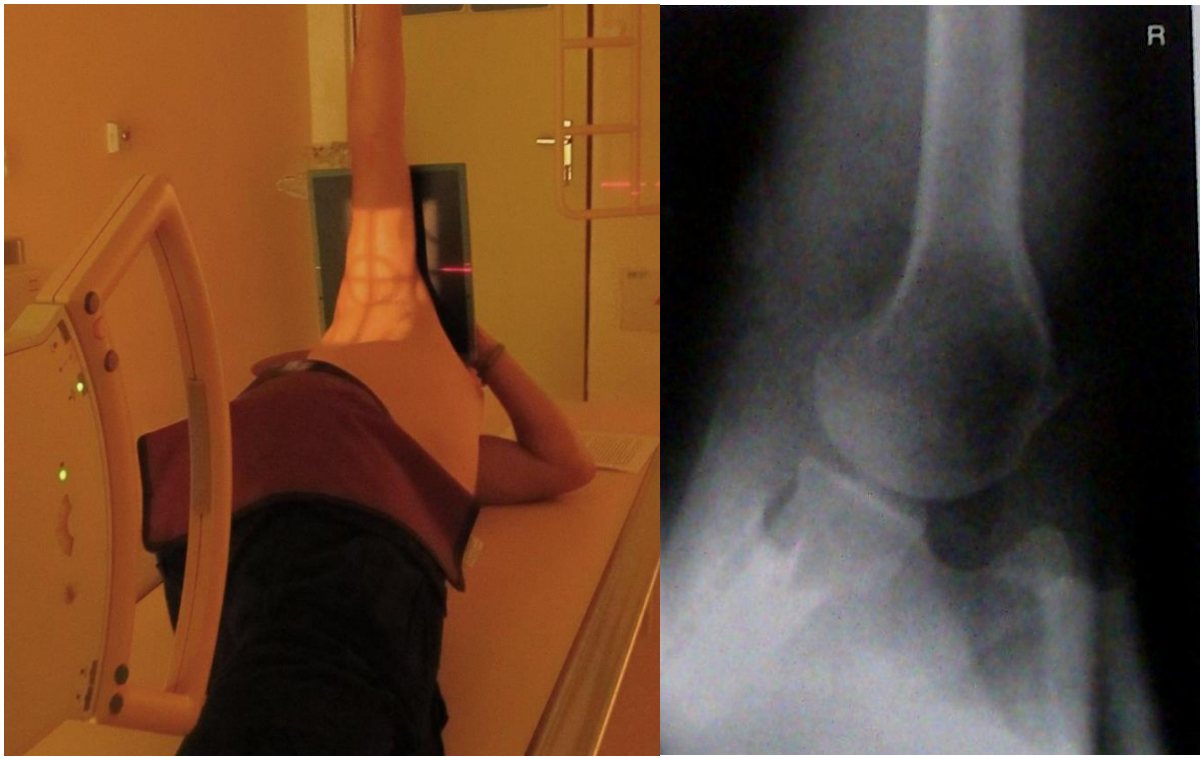
Obr. 4.2 RTG AP projekce – vnější rotace, neutrální rotace, vnitřní rotace
(Frank, Long, Smith, 2007, s. 176)



Obr. 4.3 Transthorakální projekce

Obr. 4.4 RTG Transthorakální projekce
(Bontrager, Lampignano, 2005, s. 195)

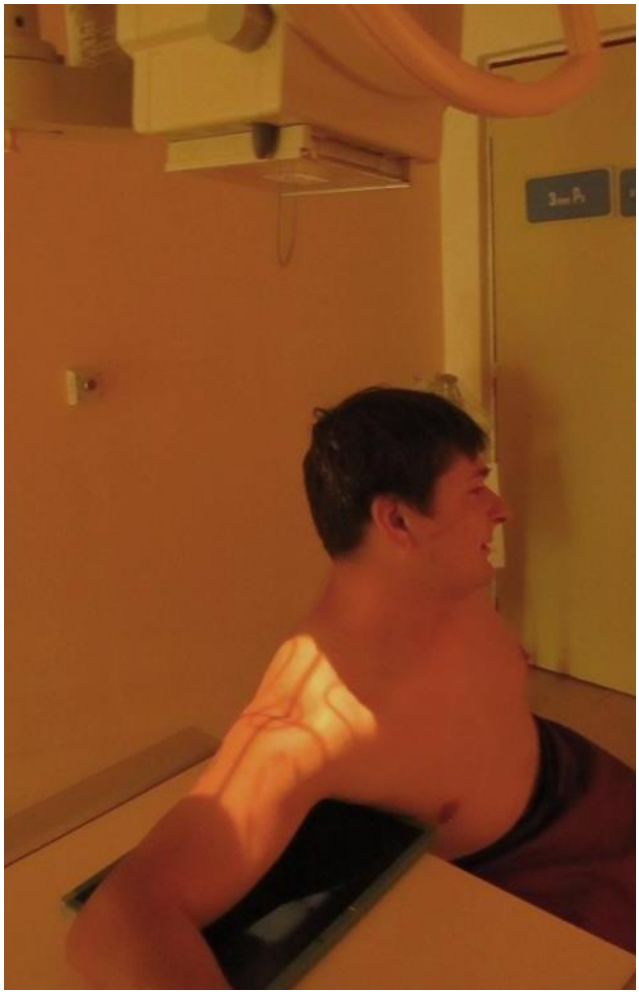
Obr. 4.5 Inferosuperior axiální projekce – West point metoda



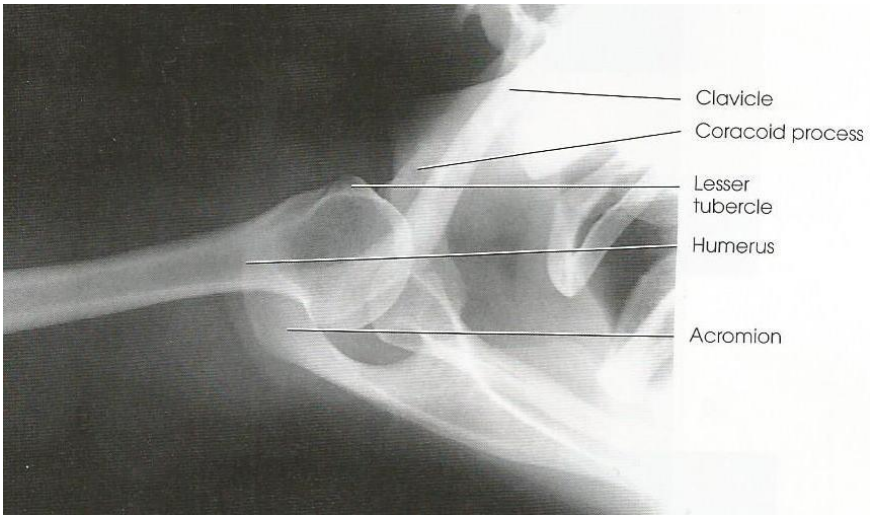
Obr. 4.6 Inferosuperior axiální projekce – Clementova modifikace

Obr. 4.7 RTG Inferosuperior axiální projekce – Clementova modifikace

(Bontrager, Lampignano, 2005, s. 191)



Obr. 4.8 Superoinferior axiální projekce

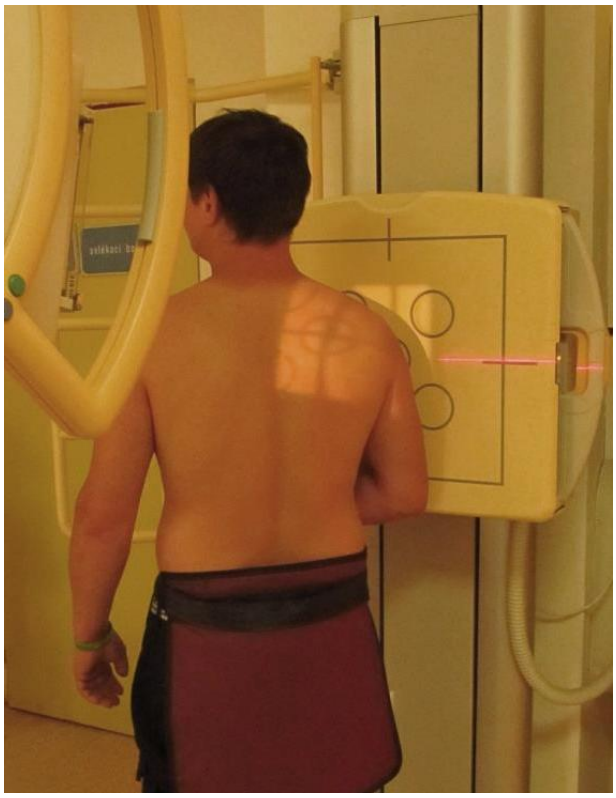


Obr. 4.9 RTG Superoinferior axiální projekce s popisem anatomických struktur (Frank, Long, Smith, 2007, s. 187)

Obr. 4.10 AP axiální projekce dle Strykera

Obr. 4.11 RTG AP axiální projekce dle Strykera

(Frank, Long, Smith, 2007, s. 195)

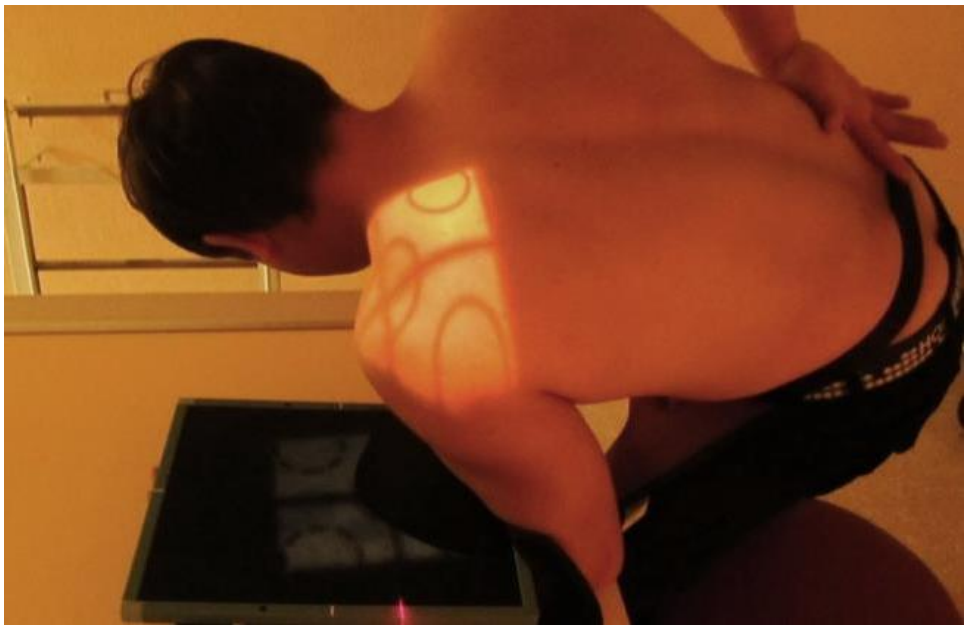


Obr. 4.12 PA šikmá „Y“ projekce

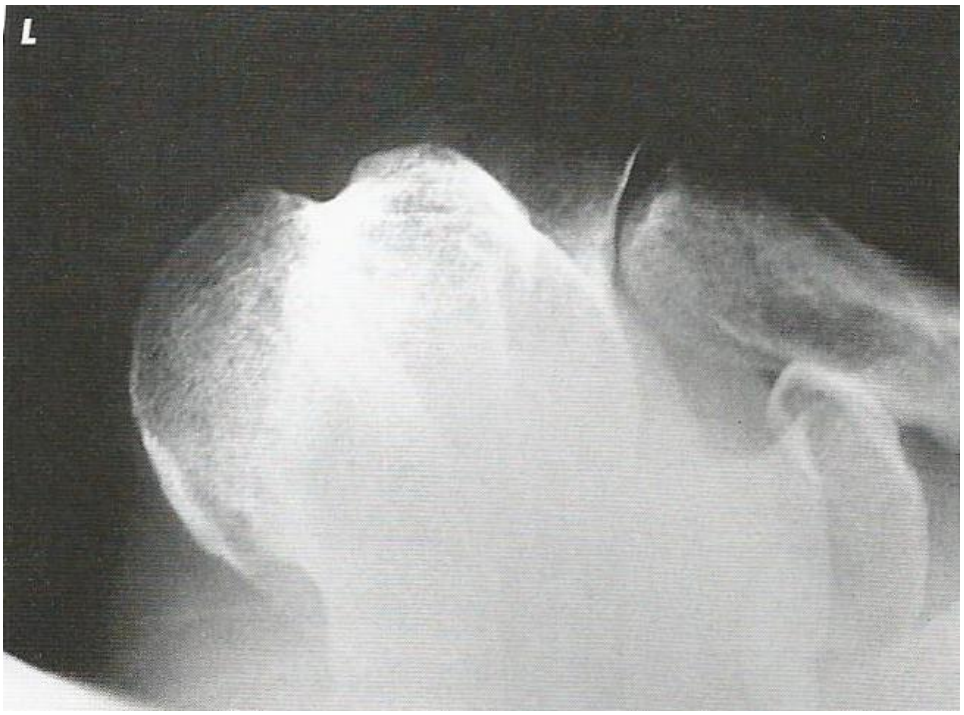
Obr. 4.13 RTG PA šikmá „Y“ projekce
(Frank, Long, Smith, 2007, s. 191)

Obr. 4.14 PA transaxillární projekce – Hobbsova modifikace

Obr. 4.15 RTG PA transaxillární projekce – Hobbsova modifikace
(Bontrager, Lampignano, 2005, s. 190)

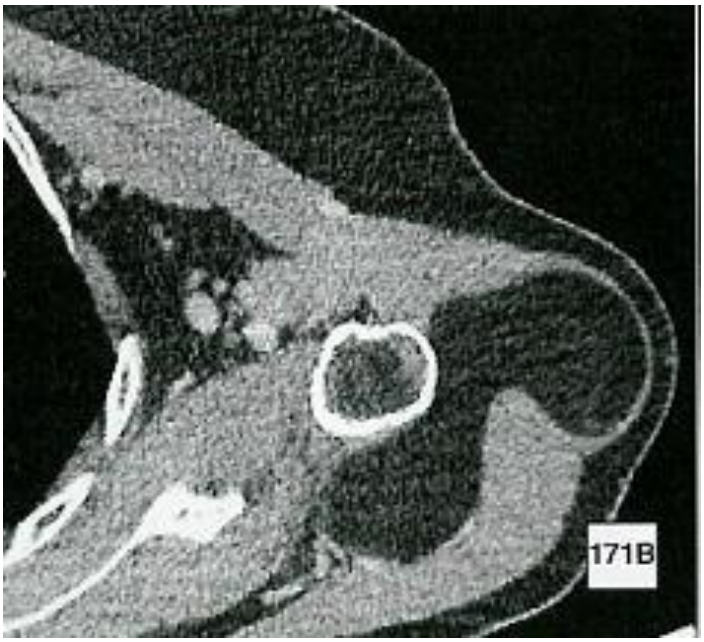


Obr. 4.16 Tangenciální projekce na intertuberkulární rýhu



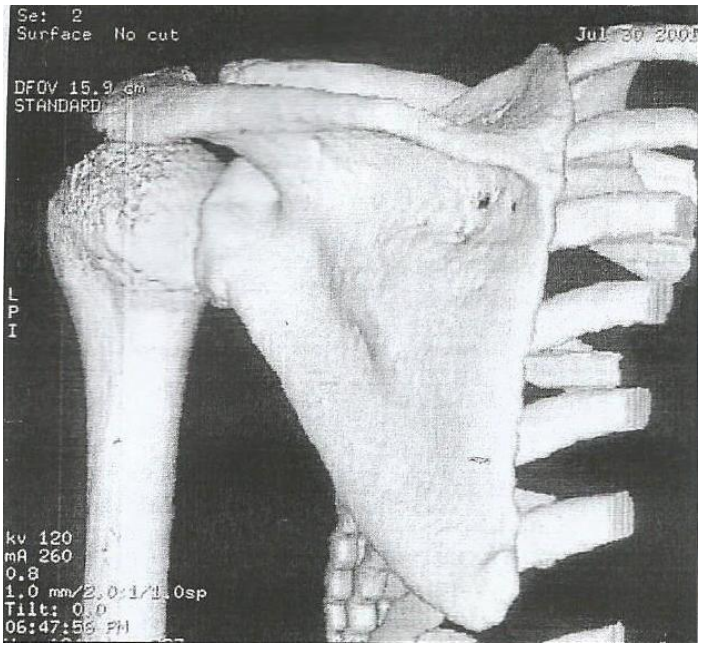
Obr. 4.17 RTG Tangenciální projekce na intertuberkulární rýhu
(Frank, Long, Smith, 2007, s. 201)

Příloha 5 CT vyšetření ramenního kloubu



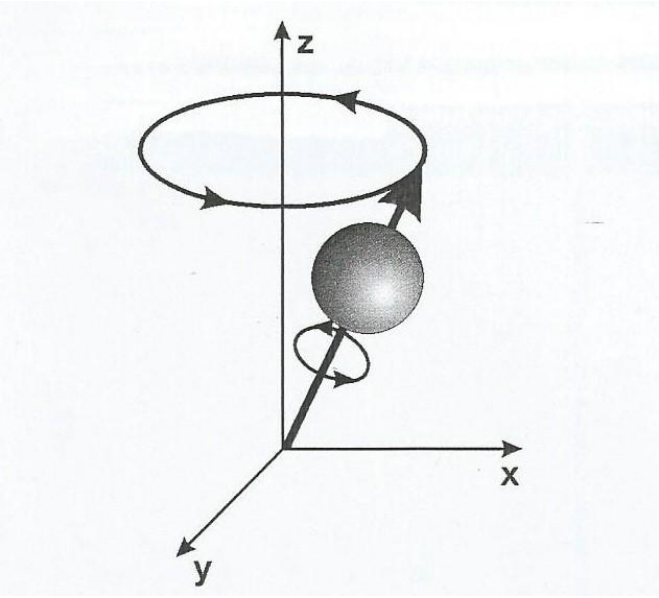
Obr. 5.1 Multiplanární CT rekonstrukce ramenního kloubu v transverzální rovině (Ferda, Novák, Kreuzberg, 2002, s. 594)

Obr. 5.2 Multiplanární CT rekonstrukce ramenního kloubu v koronární rovině (Ferda, Novák, Kreuzberg, 2002, s. 594)



Obr. 5.3 3D CT rekonstrukce ramenního kloubu
(Pauček, 2004, s. 50)

Příloha 6 Princip magnetické rezonance

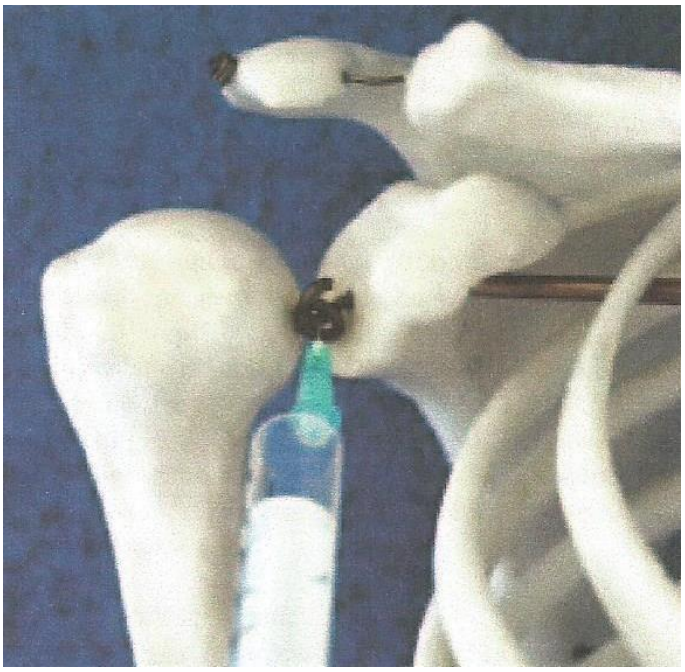


Obr. 6.1 Schéma spinu a precesního pohybu
(Heřman a kol., 2014, s. 26)

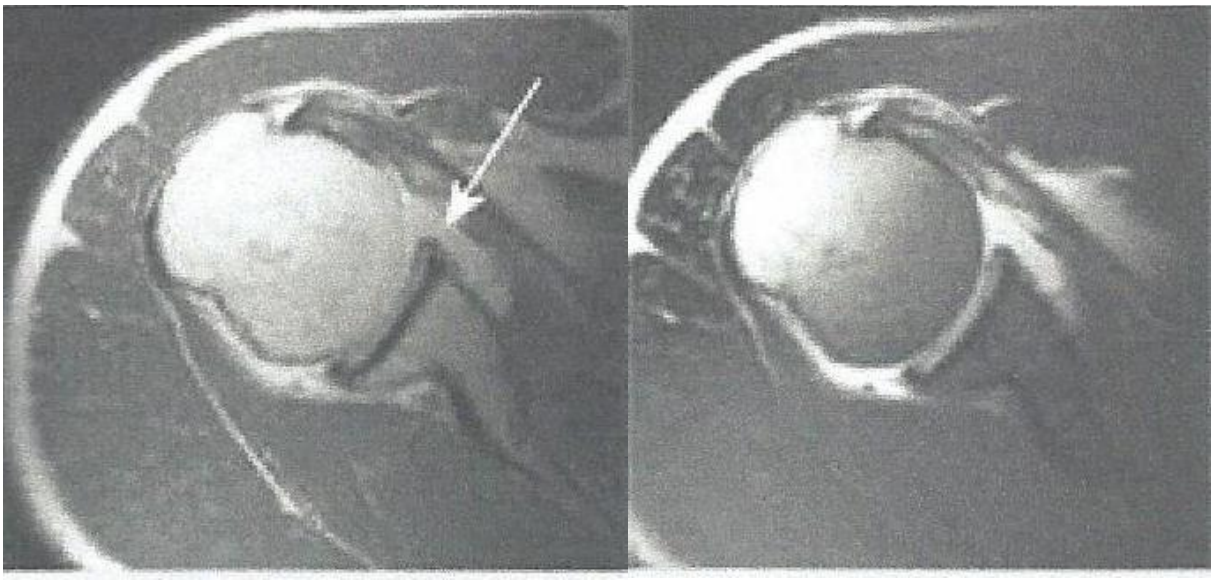
Obr. 6.2 Povrchové cívky – hlavová, kolenní, krční, flexibilní cívky
(Vomáčka, Nekula, Kozák, 2012, s. 53).

Příloha 7 MR vyšetření ramenního kloubu

Obr. 7.1 Lokalizer, nastavení transverzální, koronární a sagitální roviny
(Mechl, Tintěra, Žižka, 2014, s. 57)



Obr. 7.2 Náznak punkce ramenního kloubu ventrálním přístupem
(Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 55)



Obr. 7.3 T1 v.o. ramenního kloubu v transverzální rovině, STIR ramenního kloubu v transverzální rovině (šipka označuje normální rozložení k.l.)
(Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 55)