

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Jana Smětáková

Zobrazovací metody kyčelního kloubu

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jan Hrbek

Olomouc 2020

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

V Olomouci dne 15. června 2020

Poděkování

Děkuji MUDr. Janu Hrbkovi za odborné vedení bakalářské práce, za poskytnutí obrazové dokumentace a za připomínky při její tvorbě.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Název práce v ČJ: Zobrazovací metody kyčelního kloubu

Název práce v AJ: Imaging methods of the hip joint

Datum zadání: 2019-11-20

Datum odevzdání: 2020-06-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Smětáková Jana

Vedoucí práce: MUDr. Jan Hrbek

Oponent práce: MUDr. Radim Kovář

Abstrakt v ČJ: Přehledová bakalářská práce se zabývá zobrazovacími metodami kyčelního kloubu a to jak kostí, tak i měkkých tkání. Kyčelní kloub je jedním z hlavních statických kloubů a má zásadní roli při pohybu. V diagnostice jeho patologií tedy musíme správně volit zobrazovací metodu. V kapitolách jsou popsány zobrazovací metody pomocí ultrazvuku, magnetické rezonance a metod s využitím ionizujícího záření. Poslední kapitola je věnována radiační hygieně. Cílem práce je shrnout poznatky o všech dostupných zobrazovacích metodách v oblasti kyčelního kloubu.

Abstrakt v AJ: This bachelor thesis deals with imaging methods of the hip joint – bone and soft tissue. The hip joint belongs among capital static joints and it has an important role in movement. In diagnostic his pathology we must select the appropriate imaging method. . Ultrasound, magnetic resonance and methods with use ionizing radiation imaging are described in the chapters. The last chapter is devoted to radiation hygiene. The target of this work is to summarize the knowledge about all available imaging methods of the hip joint.

Klíčová slova v ČJ: kyčelní kloub, zobrazovací metody, ultrasonografie, skiografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance

Klíčová slova v AJ: hip joint, imaginig methods, ultrasonography, skiagraphy, computed tomography, magnetic resonance

Rozsah: 51 stran/ 4 přílohy

Obsah

ÚVOD	8
1 KYČELNÍ KLOUB.....	10
1.1 STAVBA KOSTI A KLOUBU	10
2 PATOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU.....	12
2.1 DYSPLAZIE	12
2.2 ARTRÓZA	12
2.3 FRAKTURY	13
2.4 NÁDORY	14
3 ZOBRAZOVACÍ METODY BEZ VYUŽITÍ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ.....	15
3.1 ULTRASONOGRAFIE	15
3.2 MAGNETICKÁ REZONANCE.....	23
4 ZOBRAZOVACÍ METODY VYUŽÍVAJÍCÍ IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ.....	30
4.1 RENTGENOVÁ DIAGNOSTIKA	30
4.2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	37
5 RADIAČNÍ HYGIENA.....	42
ZÁVĚR	44
REFERENČNÍ SEZNAM.....	45
SEZNAM ZKRATEK.....	48
SEZNAM TABULEK.....	50
SEZNAM PŘÍLOH	51
PŘÍLOHY.....	52

Úvod

Kyčelní kloub je jedním z nejdůležitějších nosných kloubů lidského těla. Je tedy vystaven velkému zatížení vahou trupu. Tvoří komunikaci mezi volnou dolní končetinou a kostí pánevní. Jeho diagnostika se zaměřuje na vrozená a získaná onemocnění, traumata ale i nádorové onemocnění. Zobrazovací metody používané k diagnostice a určení správné diagnózy kyčelního kloubu jsou: ultrasonografie, magnetická rezonance, skiografie a výpočetní tomografie.

Bylo nutné položit si otázku: „Jaké jsou nejnovější poznatky o zobrazovacích metodách, které se používají pro zobrazení kostních i měkkých tkání kyčelního kloubu?“ Cílem bakalářské práce bylo sumarizovat aktuální publikované informace o problematice zobrazování kyčelního kloubu.

Hlavní cíle

Cíl 1: Předložit aktuální poznatky o zobrazení kyčelního kloubu pomocí metod využívající ionizující záření.

Cíl 2: Předložit aktuální poznatky o zobrazení kyčelního kloubu pomocí metod, které pracují na odlišných principech.

Otázky bakalářské práce:

Jaké jsou dostupné zobrazovací metody pro vyšetření kyčelního kloubu?

Která ze zobrazovacích metod se v diagnostice onemocnění kyčelního kloubu využívá nejčastěji?

Jako vstupní literatura byly použity tyto zdroje:

1. VOMÁČKA, Jaroslav a kol. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. 157 stran. ISBN 978-80-2444508-3.

2. LINC, Rudolf - DOUBKOVÁ, Alena. Anatomie hybnosti. I. Praha: Karolinum, 2001. 247 s. ISBN 8071849936.

3. HEŘMAN, Miroslav a kol. Základy radiologie. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. 314 s. ISBN 978-80-244-2901-4.

4. SEIDL, Zdeněk et al. Radiologie pro studium i praxi. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012. 368 s., i s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

Popis rešeršní činnosti:

K vytvoření bakalářské práce byla využita rešeršní strategie. K vyhledání podkladů byly využity databáze Medvik, EBSCO a Google Scholar. Články byly vyhledány pomocí klíčových slov, jako jsou: kyčelní kloub, VDK, zobrazovací metody, ultrasonografie, skiografie, výpočetní tomografie, MR, artrografie, a bylo vyhledáno 72 článků, z nichž kvůli nedostačujícím informacím nebo nevhodnému obsahu bylo použito pouze 4. Jazyky pro vyhledávání byly zvoleny český, slovenský a anglický.

Rešerše byla doplněna o knižní literaturu z VKOL, knihovny FZV a LF UPOL.

1 Kyčelní kloub

Kosti, klouby, svaly a pojivovou tkáň řadíme do muskuloskeletálního systému. Nejčastějším vyšetřením skeletu je právě snímkování. Prosté snímky jsou základní zobrazovací vyšetřovací metodou při zobrazování patologií skeletu. Nejsou-li z prostých snímků dostatečně přínosné informace, zpravidla se doplňuje vyšetření pomocí výpočetní tomografie. Ultrasonografie se zde uplatňuje u onemocnění měkkých tkání, eventuálně můžeme pokračovat magnetickou rezonancí (Heřman a kol., 2014, s. 82).

1.1 Stavba kosti a kloubu

Kost je oporou pro okolní měkké tkáně a jejich komplexu říkáme skelet. Dělíme jej na kosti krátké, ploché a dlouhé. Kosti krátké jsou například kosti zápěstí. Jednou z plochých kostí je lopatka. U dlouhých kostí, jakož jsou kosti končetin, rozdělujeme diafýzu (tělo kosti), epifýzu (hlavice kosti) a metafýzu, oblast těla kosti v blízkosti hlavice, jež je citlivá na záněty, neboť je výrazně cévně zásobena. Uvnitř diafýzy se nachází dutá dutina vyplněná dřevem. Proximální a distální konce kostí jsou tvořeny spongiózní kostí a střed je tvořen kostí kompaktní (Linc, Doubková, 1999, s. 33).

Kompaktní kost obsahuje velké množství minerálů, především vápník a fosfor, jež absorbují rentgenové záření. Vazivový obal kosti obvykle na snímku vidět není (Nekula a kol., 2005, s. 61)

Kloubní spojení kostí, znamená dotykem. Jedná se o dvě nebo více kostí, které jsou spojeny pomocí plošek povlečených chrupavkou. Na kloubu popisujeme: kloubní plochy, pouzdro (obsahuje kloubní maz- synovii), dutinu a pomocná zařízení (vazy, kloubní destičky, lemy, synoviální burzy) (Linc, Doubková, 1999, s. 38).

Kyčelní kloub je omezený kulový kloub, který dovoluje pohyb ve všech rovinách. Patří do skupiny jednoduchých kloubů, s hlubokou jamkou, jež představuje acetabulum pánevní kosti. Do této jamky nasedá epifýza stehenní

kosti. Poloměsíčitá plocha tvoří samotnou styčnou plochu jamky, kterou zvětšuje chrupavčitý lem. Volné kloubní pouzdro zesilují tři vazy, které vedou z kosti stydké, sedací a kyčelní na stehenní kost (Hudák, Kachlík, 2013, s. 83).

2 Patologie kyčelního kloubu

Onemocnění kloubů můžeme dělit na vrozené a získané. Jejich základním rozdílem je fakt, že s některými patologiemi se jedinec již narodí (zde můžeme dělit na dědičné nebo nedědičné), a jiné vznikají jednorázově úrazem nebo se vyvíjejí po delší dobu (Gallo a kol., 2011, s. 15).

2.1 Dysplazie

Jedná se o vrozené poruchy vývoje skeletu, které můžeme rozdělit do dvou skupin. Systémové nebo lokální vady, zapříčiněné poruchou růstu/metabolismu kostní nebo chrupavčité tkáně (Gallo a kol, 2011, st. 50-51).

Vývojová dysplazie kyčelního kloubu (VDK) se vyskytuje zhruba u 5 procent naší populace. Jak již název napovídá, jedná se o kompletní poruchu všech oblastí kloubu, proximální části femuru, acetabula i kloubního pouzdra (Dungl a kol., 2005, st. 198). Obsahuje široké spektrum morfologických odchylek a z nich vycházejících poruch funkce, typicky začínající nestabilitou, způsobenou zvýšenou uvolněností pouzdra, přes subluxovanou až po luxovanou kyčel (Kassaiová a kol, 2015, st. 3-7).

I ty nejlehčí neléčené případy poškození mohou mít za následek těžké poškození kyčelního kloubu v dospělosti (Dungl a kol., 2005, st. 200).

2.2 Artróza

Nebo také osteoartróza, je skupina degenerativních onemocnění synoviálního kloubu, při němž dochází k biologickému a mechanickému selhávání kloubu. Typická je pro ni tvorba kostních výrůstků. Přítomnost kostních cyst a subchondrální skleróza jsou již radiologické známky artrózy. Nemoc zasahuje také do kloubních vazů, pouzder, synoviálních membrán a periartikulárních svalů (Gallo a kol., 2011, st. 107). Následkem vrozené dysplazie kyčelního kloubu, tedy dysplastického acetabula, je jistou příčinou sekundární koxartrózy přílišná axiální zátěž. U jiných typů, například u idiopatické koxartrózy,

ještě nebyla jednoznačně určena příčina (P. Chládek a T. Trč, 2007, st. 354). Může vznikat tak, že na zdravý kloub je kladen abnormální tlak nebo na narušený kloub působí normální zátěž. Na vzniku a rychlosti rozvoje se tedy podílejí stupně zátěže, faktory strukturálních abnormalit kloubu a podíl ochranných složek v kloubu (Gallo a kol., 2011, st. 107).

Jednotným výsledkem bývá předčasná degenerace acetabula u postiženého kloubu (P. Chládek a T. Trč, 2007, st. 354)

Diagnostika se skládá z klinického vyšetření a zobrazovacích metod. Na prostém snímku můžeme zachytit i tzv. preartrotické stavy. Při vyšetření magnetickou rezonancí lze zachytit především velmi časná stádia onemocnění, u kterých ještě nejsou zcela rozvinuty radiologické známky artrózy, ale pacient si již stěžuje na bolesti v oblasti kyčelního kloubu (nebo celé končetiny). Magnetická rezonance je také indikována při ischemické nekróze hlavice femuru, což je nekróza kosti, způsobená rychlým rozvojem osteoartrózy, bez traumatického narušení. Na takovém vyšetření vidíme pruh nízkého signálu v obou základních sekvencích rozdělující normální tkáň od postižené oblasti (Gallo a kol., 2011, st. 108-117).

2.3 Fraktury

Každá kost (i kloub) má jinou odolnost vůči zátěži, která je na ni kladena. Také záleží na intenzitě a trvání probíhající zátěži. Při jednorázovém překročení tolerance kosti na tlak, dochází k její zlomení-fraktuře. U kloubů dochází k vymknutí- luxaci. Najdeme také luxační frakturu- tedy kombinaci vymknutí i zlomeniny.

K diagnostice se zde typicky využívá prostý RTG snímek. Pokud se jedná o polytraumatické poranění, nejčastěji dojde k vyšetření pomocí CT.

Patologická fraktura, je známkou nádorového onemocnění, kdy se však může jednat o benigní, maligní i metastatické procesy. Zpravidla však značí již pokročilá stádia nemoci (Gallo a kol, 2011. s. 154).

2.4 Nádory

Nádorová onemocnění pohybového aparátu jsou obávána nejen kvůli nepříznivým výsledkům terapie z dřívějších let, ale také proto, že postihují osoby v nižší věkové kategorii. Se zavedením chemoterapií se však úspěšnost léčby razantně zlepšila. U kostních nádorů jsou primární maligní tumory spíše vzácné. Metastázy jsou však časté, do kostí nejčastěji metastazují nádory plic, štítné žlázy, prostaty a ledvin. Takový proces je možné náhodně zachytit již u pacientů po 40. roce věku, když na rentgenovém snímku je špatně ohraničená kostní léze. V každé věkové kategorii se typicky vyskytuje specifický typ sarkomu.

Základní diagnostika je založená na prostém RTG snímku, kdy můžeme uvážit umístění kostní léze, reagování kosti na nádor a také míru jeho rozsevu. K detailnějšímu posouzení kosti, je ideální volbou vyšetření pomocí magnetické rezonance, která však nemusí spolehlivě rozlišit benigní a maligní tumory. Ke zjištění malignity léze je nejvýhodnější angiografické vyšetření a to nejlépe ve spojení s MR. Je-li podezření na vícečetné skeletální postižení, využíváme scintigrafické vyšetření, které také slouží k zobrazení metabolické aktivity nádoru. Posouzení úspěšnosti léčby je nejlépe vidět na vyšetření pozitronovou emisní tomografií a ta také stanovuje nádorový rozsah a stadium, ve kterém se tumor nachází (staging).

V oblasti pánve a proximálního femuru se vzácně může vyskytnout chondrosarkom, což je maligní nádor, vycházející z buněk tvořících chrupavku. Projevuje se bolestmi v gluteální krajině a v oblasti kyčelního kloubu. Jeho jediná léčba je radikální chirurgické odstranění ložiska, jelikož nádor není citlivý ani na radioterapii ani na chemoterapii (Gallo a kol, 2011, s. 167).

3 Zobrazovací metody bez využití ionizujícího záření

Metody, při nichž nevyužíváme ionizujících paprsků, se mohou pyšnit tím, že organismus nezatěžují nežádoucími účinky tohoto záření. Patří mezi ně ultrasonografie a zobrazování magnetickou rezonancí. Každá z nich má však svůj vlastní princip využití (Nekula, 2005, st. 16-26).

3.1 Ultrasonografie

Ultrasonografie nebo také sonografie a ultrazvuk (Heřman a kol, 2014, st. 17), je diagnostické ultrazvukové vyšetření, které je založeno na odrazu ultrazvukových vln od tkání s různou akustickou impedancí. Stala se nejčastěji používaným vyšetřením mezi všemi zobrazovacími metodami. Dnes už je ultrazvuk rozšířený do všech zdravotnických zařízení. Díky jeho minimálním vedlejším účinkům a nízké ceně výkonu je možné jej uplatnit ve většině lékařských oborů jako například neurologie, oftalmologie nebo gynekologie a porodnictví (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 38).

3.1.1 Princip ultrasonografie

Z fyzikálního hlediska je zvuk podélné mechanické vlnění, které lidské ucho vnímá v rozsahu frekvencí 20Hz – 20kHz. Frekvence ultrazvuku je nad horní hranicí slyšitelnosti, tedy nad 20 kHz. V běžné diagnostice se využívá ultrazvuku s frekvencí řádově v jednotkách MHz. Nositelem samotného vlnění jsou molekuly prostředí a ty dále kmitají kolem své rovnovážné pozice ve směru, ve kterém se šíří celé vlnění. Ultrazvuk, tedy i zvuk, periodicky ředí a zahušťuje prostředí, jímž se šíří. Při frekvenci 5MHz dojde k pravidelnému opakování v intervalech pět milionkrát za vteřinu (Mach, 2013, st. 42). Vlnění se může šířit pouze v hmotném prostředí, kde se nacházejí pohybující se částice, ve vakuu to není možné. V praxi se využívá frekvencí od 1-15 MHz.

Na hustotě prostředí, ve kterém se šíří, je závislá rychlost šíření ultrazvukových vln, tedy na rychlosti, jakou jsou si částice schopné předat svůj

pravidelně se opakující kmitavý pohyb. Nejrychlejší šíření ve tkáni vykazují tkáně s vysokou hustotou, např. kostní tkáň (rychlost ultrazvuku 4000m/s) a naproti tomu nejpomaleji se bude ultrazvuk šířit v látkách s malou hustotou, tedy v plynech (konkrétně v plicích je rychlost ultrazvuku 500m/s). Vztah, mezi hustotou prostředí a rychlostí šíření ultrazvukových vln definuje akustická impedance (Mach, 2013, s. 43).

Ultrazvuk se při průchodu hmotou v dané hmotě absorbuje, tudíž se v ní část energie ztratí a přemění se na teplo (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, st. 38). Další z fyzikálních vlastností, které se především využívá v diagnostice, je odraz, kdy na rozhraní odlišných prostředí neboli tkání s různou akustickou impedancí, dochází k odrazu, intenzita odrazu je tím větší, čím větší je rozdíl v hustotě těchto prostředí (Heřman, 2014, st. 17). Rozptyl a ohyb nastává v případě, že ultrazvuk nedopadá na rozhraní tkání kolmo (Mach, 2013, st. 43).

3.1.2 Ultrasonografický přístroj

Přístroj se skládá z obrazovky, ultrasonografu, vyšetřovacích sond a elektrického zapojení.

Obrazovka

Monitor by měl dosahovat dostatečné velikosti a být v úrovni očí. Obrazovka je většinou otočná a může být i na pohyblivém ramenu.

Ultrasonograf

Může být pojízdný nebo přenosný. Výhody pojízdného přístroje využije nemocnice, kde jej potřebují zejména jednotky intenzivní péče, operační sály a urgentní příjem. Přístroj musí spolehlivě fungovat při zapojení do elektrické sítě (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, st. 39).

Sondy a zdroj

Zdrojem ultrazvukových vln je piezoelektrický krystal, který najdeme v ultrazvukové sondě a získáme je tak, že přeměníme elektrickou energii

na mechanickou. Dále je přístrojem zpracována elektrická energie, kterou piezoelektrickým jevem převádí odražený ultrazvuk zpět. Sondy, využívané k ultrazvuku, vysílají ultrazvukové vlny, a zároveň je i přijímají (tedy vysílač i přijímač dohromady). Ultrazvuk vysílá sondou pulzně a mezi samotnými pulzy musí být klidový čas, aby sonda mohla sloužit jako přijímač (Mach, 2013, st. 43).

Celkový čas pracovní doby musíme rozdělit na zhruba 0,5% času, kdy krystal vysílá impulzy, a 99,5% času je přijímá (Heřman a kol, 2014, st. 18). Sonda, ve které se nachází krystal, nebo krystaly, má různé konstrukce (sektorové, lineární a konvexní) a podle toho jsou vhodné k užití na různých lokalitách lidského těla (Nekula a kol, 2005, st. 16). Rozhodující je také frekvence, kterou sondy vysílají. Oblasti krku a axily, tříselný kanál nebo části končetin se nejlépe vyšetřují sondami s frekvencí 7-15MHz. Na břicho a pánev je zase vhodná frekvence 1-6MHz. Pediatrické sondy využívají frekvence v rozmezí 3-10MHz. Zvláštními typy ozvučovací hlavice jsou sondy endografické, které se uplatňují při speciálních vyšetřovacích postupech, například v gynekologii endovaginální nebo v kardiologii esofageální apod. (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, st. 39-40).

Na základě potřeb daného pracoviště, je pořizován ultrazvukový přístroj, který splňuje požadavky určitého oddělení, kliniky nebo nemocnice. Ne všechny součástky jsou nutné na všech pracovištích, a proto je ekonomické, pořídit je jen tam, kde se opravdu využijí (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 39). Výška ceny se pohybuje podle počtu a kvality služeb, které přístroj poskytuje (Mach, 2013, st. 43).

3.1.3 Zásady při vyšetřování

Nejprve musíme na kůži pacienta aplikovat dostatečné množství ultrazvukového gelu a zajistit dokonalé přilnutí sondy ke kůži na vyšetřované oblasti (Mach, 2013, s. 45). Tento gel slouží nejen ke snazšímu pohybu po kůži, ale zejména k lepšímu šíření ultrazvukových vln do vyšetřované tkáně. Hlavní je správná orientace na obrazovce. Zobrazování v transverzálním řezu, zobrazuje pravou stranu pacienta na monitoru vlevo a levou stranu pacienta zase na

monitoru vidíme vpravo. V sagitální rovině musíme pamatovat na to, že pacientova hlava se zobrazuje vlevo a jeho nohy vpravo. Důležitá je také kontrola stranového označení. Touto značkou stranové orientace se pyšní každá sonda. Kdyby došlo ke stranovému převrácení obrazu, mohlo by dojít k chybnému posouzení dané lokality. Nezbytná je také správná komunikace a spolupráce s pacientem (Chmelová a kol., 2006, s. 27-29).

3.1.4 Typy záznamu

Základní rozdělení ultrazvukových postupů je na zobrazování v reálném čase (real time) a dopplerovské zobrazování. V echoencefalografii se dříve používal

A-mode, k diagnostice středního echa. Intenzitu odrazu značila výška kmitů, ale dnes se již nevyužívá (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 38). M-mode se používá v echokardiografii k pozorování pohybu chlopní, ale dnes je již také na ústupu (Heřman a kol, 2014, s. 19).

Dynamické zobrazování v reálném čase je dvourozměrné zobrazování, které dnes najdeme standardně ve všech diagnostických přístrojích (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 38). Nejpoužívanějším záznamem je B-mode, neboli brightness mode. Vznik obrazu při něm probíhá zachycením velkého množství vedle sebe umístěných odrazů a podle intenzity odrazu je jim stanoven daný stupeň šedi na obrazovce. Každá tkáň se na monitoru ukazuje s odlišnou echogenitou, tkáň s vyšší echogenitou, se zobrazují světlejší a při popisu jim říkáme hyperechogenní. Hypoechogenní tkáň, jsou ty tkáň, které vykazují tmavší odstín, a tedy mají nižší echogenitu. Pokud mají tkáň stejnou echogenitu, jsou izoechogenní. Velmi tmavou barvu mají anechogenní tkáň, které jsou bez vnitřních ech. Existuje ještě pojem akustický stín, je to prostor, do kterého neprošlo žádné vlnění a zpravidla se jedná o kosti, kalcifikace nebo plyn (Nekula a kol., 2005, s. 16-17).

Tab. 1. Echogenita některých typů tkání

Echogenita	Příklady typu tkáně
anechogenní	tekutina (např. moč, žluč, proudící krev, obsah cyst)
hypoechogenní	slezina, pankreas, parenchym ledviny, uzliny, hematom (obvykle nehomogenní, často hypo- i hyperechogenní, obsah abscesu, empyém)
střední echogenita	játra, štítná žláza
hyperechogenní	játra se steatózou, fibrózou nebo cirhózou, pankreas u starších osob, hematom (obvykle nehomogenní, často hypo- i hyperechogenní)
silné echo s akustickým stínem	kost, kalcifikace, kámen

(Nekula, 2005, s. 17)

Dopplerovské zobrazování, se nazývá podle stejnojmenného jevu, který poprvé popsal fyzik Johann Christian Doppler (Mach, 2013, s. 43). Jedná se o změnu frekvence vlnění při odrazu od pohybujícího se objektu. Z této změny, lze určit směr a rychlost objektu. Nejčastěji jsou sledovány erytrocyty v cévách. Dopplerovská technika má záznam buď ve formě křivky, nebo jako barevné mapování toků na pozadí obrazu B-modu, kdy červenožlutá barva značí tok směrem k sondě, modrozelená směrem od sondy (Heřman, 2014, s. 19).

3.1.5 Ultrazvukové vyšetření kyčelního kloubu

Rentgenové vyšetřování kojenců ve věku 3-4 měsíců bylo za poslední dobu zcela nahrazeno ultrasonografickým vyšetřením. Diagnostika kyčelních kloubů u novorozenců a kojenců pomocí ultrazvuku se vyvíjí již tři dekády, ale dosud jsou jisté nedokonalosti v interpretaci nálezů. Dříve každý také chápal onemocnění jinak, a proto vznikal rozdíl v diagnostice. V Německu a Rakousku diagnostika probíhala na základě hodnocení dysplastických znamének. Naproti tomu v Anglii a USA zase nemoci porozuměli tak, že jako základ onemocnění se musí hlavice femuru z acetabula vysunout, a následně tlakem dojít k deformaci jamky (Poul, 2009, s. 189).

Ultrazvuk se u novorozenců využívá k širokému spektru vyšetření. Mezi jedno z nich patří ultrasonografické vyšetření dislokace kyčelního kloubu. Při této diagnostice bychom měli zobrazit kyčelní jamku a dolní část kyčelní kosti, především stříšku kloubu a okraj jamky. Pomocí ultrazvuku také můžeme určit polohu hlavice femuru uvnitř kloubu a nepoměr tvaru a velikosti kyčelního kloubu. Pokud lékař při vyšetření novorozence shledá jakoukoliv odchylku nebo podezření na ni, vyšetříme jej znovu za 4-6 týdnů, jelikož za tu dobu, můžou všechny nedostatky ustoupit (Palmer, 2000, s. 343-344).

Diagnostika vrozené dysplazie kyčelního kloubu

Obvykle tuto nemoc diagnostikujeme jen pár dní po narození. Vrozená dysplazie kyčelního kloubu zažila hlavní průlom v diagnostice v 70. letech. Tehdy bylo zahájeno vyšetřování pomocí tzv. trojího síta, které obsahovalo:

1. síto- první vyšetření novorozence během prvního týdne života
2. síto- druhé vyšetření v 6ti týdnech věku dítěte, pomocí RTG snímku
3. síto- třetí vyšetření ve 12. -16. týdnu života, také pomocí RTG snímku (Gallo a kol., 2011, s. 53).

Nynější diagnostika se opírá o Metodický pokyn k prevenci a léčení kyčelní dysplazie z roku 1996. Jedná se tedy o trojí síto, kde se ve třech etapách provádí klinické a sonografické vyšetřování obou kyčelních kloubů u novorozenců, kdy poslední je okolo 12. - 16. týdne věku dítěte. K vyšetření pomocí ultrazvukové sondy, se volí lineární sonda 7,5MHz (Kassaiová a kol, 2015, st. 3-7).

Rozhodně však není ultrazvukové vyšetření dostačujícím vyšetřením. Jako základ před samotným vyšetřením je potřeba s rodiči probrat klinickou, rodinnou i osobní anamnézu. Klinicky negativní nález sice o přítomnosti patologického nálezu nerozhoduje, avšak na základě podezření z klinického vyšetření bychom měli zpozornět při následujícím vyšetřování. Chceme-li dosáhnout exaktních výsledků, musíme myslet na to, aby naše vyšetření bylo rychlé, účelné a přesné (Kiliján, Dungl a Karpíšek, 1996, s. 14).

Rentgenový snímek se provádí až v případě, že předchozí metody vyšetření, svědčí pro decentralizovou kyčel. Sestává se z předozadní projekce a projekce dle Lauensteina (Kassaiová a kol, 2015, st. 3-7).

Provedení vyšetření kyčelního kloubu při podezření na VDK

Spontánně ležící dítě na boku má mírně ohnutou dolní končetinu v koleni i kyčli s lehkou vnitřní rotací v kyčelním kloubu. Hodnocení nálezu však rozsah flexe ani rotace v kyčelním kloubu nijak neovlivňuje. Oblast, kterou se chystáme vyšetřovat, musíme nejprve ošetřit dostatečným množstvím sonografického gelu a až poté můžeme přikládat sondu. Je důležité, abychom správně drželi sondu a také je nezbytná zkušenost vyšetřujícího lékaře k vyhledání ideálních obrazů. Závěrem vyšetření jedné kyčle, je zhotovení dvou snímků po dvou odlišných měřeních dané kyčle. Poté dítě přetočíme do stejné polohy na druhé straně a vyšetřujeme druhou kyčel. K vyšetření je potřeba spolupráce rodičů při manipulaci a držení dítěte, obvykle se totiž setkáváme s neklidem dětí a spontánním pohybem (Kiliján, Dungl a Karpíšek, 1996, s. 15-17).

Lze ještě doplnit dynamické ultrazvukové vyšetření, kde je ale nutné mít vždy na paměti možné přecenění nálezu, a tím nastavení léčby zdravému dítěti (Poul, 2009, s. 191).

3.2 Magnetická rezonance

Od počátku 80. let 20. století se začala rozvíjet magnetická rezonance (MR) (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 11). K roku 2014 je v České republice udáváno 67 přístrojů na MR (Heřman a kol., 2014, 29).

Velkým rozdílem, kterým se magnetická rezonance od skiografie a výpočetní tomografie liší, je fakt, že nepracuje na podstatě průchodu rentgenového záření tkáněmi. Pacient je při vyšetření magnetickou rezonancí položen do silného magnetického pole. Následně, je vyslán signál radiofrekvenčního impulzu a po něm, je pomocí jednotlivých cívek zaznamenán signál, jež vysílají jádra atomů vodíku ve vyšetřované oblasti.

Největší výhodou magnetické rezonance z pohledu radiační ochrany je vyšetřování bez radiační zátěže. Hlavními výhodami zobrazování MR, patří hodnotné zobrazení měkkých struktur, možnost angiografie zcela bez podání kontrastní látky, zobrazení vyšetřované tkáně ve třech rovinách (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 47)

3.2.1 Podstata magnetické rezonance

Protože pro porozumění principu magnetické rezonance je potřeba vysoká úroveň znalostí z vysokoškolské matematiky a kvantové fyziky, jsou pro snadnější pochopení pojmy převáděny do mechanické fyziky. Atomové jádro se skládá z protonů a neutronů. Kolem své osy rotující protony (spin), produkují ve svém okolí magnetické pole (magnetický moment). V případě, že se v jádře atomu nachází lichý počet protonů, je následně možné magnetický moment změřit. Nejlépe hodící se prvek je vodík. Protony, které se nacházejí ve tkáni, jsou orientovány náhodně (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 47).

Pokud protony vložíme do statického magnetického pole, tyto protony se zorientují rovnoběžně se siločarami zevního magnetického pole. K tomu jsou nejčastěji využívány přístroje se statickým magnetickým polem o intenzitě 1,5 T (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 47). Potom začnou protony činit dva různé

pohyby, spin a precesi. Když hovoříme o precesi, jedná se o rotační pohyb po plášti pomyslného kužele (Heřman a kol., 2014, s. 26). Není možné detekovat velikost magnetického momentu spinů, jelikož je příliš malá. Avšak magnetický moment lze zaregistrovat, když dojde ke změně orientace protonů.

Přidáním radiofrekvenčního pulzu o shodné frekvenci, jako je frekvence precese protonů, se vytvoří změna polohy (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 48).

Excitaci, tedy vychýlení spinů o 90° nebo 180° , získáme principem rezonance, vlivem vysokofrekvenčního elektromagnetického impulzu. Současně u protonů dochází k sladění precesních pohybů. S vypnutím elektromagnetického impulzu dochází k tzv. relaxaci, což znamená, že se protony vracejí zpět do původní pozice. Časový úsek, ve kterém tato relaxace trvá, se označuje jako relaxační čas. Za relaxační čas T1 se považuje návrat vychýleného magnetického momentu do počáteční polohy. Jako relaxační čas T2 se označuje doba desynchronizace, rovněž rozfázování precesního pohybu (Heřman a kol., 2014, s. 26). Zobrazování magnetickou rezonancí také využívá toho, že pro každý typ tkáně jsou relaxační časy rozlišné (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 48). U vyšetření pomocí magnetické rezonance se srovnávají rozdíly časů – vážení. Abychom získali uspokojivý signál, je nezbytné využít sérii pulzů tzv. sekvenci (Heřman a kol., 2014, s. 26).

Detekce signálu probíhá pomocí speciálních cívek, jež musíme situovat co nejbližší k vyšetřované oblasti (Heřman a kol., 2014, s. 26). K vytvoření obrazu je nezbytné zajistit informace o pozici dílčích protonů, což je možné díky gradientním cívkám. Takové cívky při zapojení tvoří další gradientní pole a jeho intenzita je v řádech mT. Také určují rovinu a šířku řezu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 48).

3.2.2 Cívky

Permanentní cívky se nachází v gantry MR přístroje a dají se využít i jako celotělová cívka- whole-body coil. Jde o volume cívku, která funguje jako přijímač

i vysílač signálu. K udržování homogenity magnetického pole jsou vyrovnávací cívky- shim coil. Gradientní cívky jsou dohromady tři, a tvoří tak gradientní systém, který čerpá informace o uložení protonů. Zapojení tohoto gradientního systému cívek je velice hlučné a z toho důvodu, dostávají pacienti při vyšetření sluchové ochranné pomůcky, sluchátka nebo špunty do uší (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 53).

Povrchové cívky (surface coils) slouží k příjmu signálu a přikládají se co nejblíže k vyšetřované oblasti. Jde o závity vyrobené ze zlata nebo mědi. Uvnitř se indukuje proud, který se následně zesiluje a převádí do počítače, tam se již tvoří digitální obraz. Je několik druhů těchto cívek a liší se od sebe právě využitím v dané lokalitě. Nejpoužívanější je hlavová cívka, dále hlavová a krční, kolenní či ramenní. Využívá se také univerzální flexibilní cívka, která lze použít např. u vyšetření lokte. Wrap around coil, je speciální cívka, která se používá při vyšetření hrudníku a břicha, kdy cívka obklopuje celou vyšetřovanou oblast. Pracoviště vlastní takové cívky, které využije dle svého zaměření (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 53).

3.2.3 Kontrastní vyšetření na MR

Kontrastní látky, jsou chemické látky, které obsahují gadolinium a zvyšují tak intenzitu signálu ve tkáni. Specifické pro ně je, že se kvůli svým makromolekulám nemohou dostat do buněk a tak v organismu putují krevním řečištěm. Mohou být toxické. Nejvýznamnější jsou přípravky Gadovist a Dotarem. Použijeme-li tyto kontrastní látky, dojde ke zkrácení relaxačních časů. Projevem zkrácení relaxačního času T1 je hyperintenzita. Vedlejší účinky jsou relativně vzácné, ale může k nim dojít především u pacientů s renální insuficiencí, kdy hrozí nefrogenní systémová fibróza. Proto zde platí dané předpisy, stejně jako při podání jodové kontrastní látky. Chceme-li diagnostikovat jaterní léze, je nezbytné použít kontrastní látku, která prochází do jaterních buněk. Zde využijeme nejčastěji Resovist (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 54,70).

3.2.4 Zobrazení magnetickou rezonancí

Díky různým sekvencím jsou zobrazovány obrazy vrstev tkáně. Setkáváme se s velkým množstvím druhů sekvencí. Jednotlivé sekvence jsou pojmenovány podle fyzikálních principů. Délka vyšetření závisí zejména na počtu sekvencí a rychlosti MR přístroje a trvá běžně asi 20-30 minut (Heřman a kol., 2014, s. 26-27).

Projevem různých stupňů šedi na zhotoveném obrazu, jsou odlišné intenzity signálu jednotlivých tkání. Tmavé oblasti popisujeme jako hypointenzivní nebo hyposignální. Tkáň bez signálu se popisuje jako asignální. Vysokou intenzitu mající tkáně jsou na obraze světlé, hyperintenzivní či hypersignální (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 49). Tyto intenzity signálu tkání se liší dle vybrané sekvence při vyšetření, a proto je nezbytné při popisu MR vyšetření udat i typ použité sekvence (Heřman a kol., 2014, s. 27).

K vyšetření magnetickou rezonancí se používají základní sekvence: T1-vážený obraz, T2-vážený obraz a proton-denzitní sekvence (Heřman a kol., 2014, s. 27). Pro komplexní informaci porovnááme intenzity signálu stejné oblasti v různých typech sekvencí (Nekula et al., 2005, s. 23 – 24). Další dvě často užívané sekvence jsou: sekvence s potlačením signálu vody- FLAIR (využíváme hlavně v diagnostice mozkových patologií) a s potlačením signálu tuku- STIR (tmavé pozadí tuku umožní vyniknout patologickým ložiskům, které obsahují vodu-zejména oblast páteře a velkých kloubů) (Nekula a Chmelová, 2009, s. 17). Doplňková sekvence může být difuzně-vážená (Heřman a kol., 2014, s. 27).

- T1 vážený obraz zobrazuje anatomické struktury, tedy se obraz zjednodušeně moc neliší od obrazu z CT vyšetření. Při MR vyšetření je hypersignální tuk, a když vyšetřujeme pomocí CT, stejně se zobrazí kost. Pevná tkáň je ve srovnání s tekutinou hypersignální. Používá se při většině MR vyšetřeních jako základní sekvence. Oproti tomu na T2 vážených obrazech se tekutina zobrazuje vůči ostatním tkáním jako

hypersignální. Mají vysokou senzitivitu na zjištění edémů v raných stádiích patologických procesů.

- T2 vážený obraz se spíše než na anatomické struktury hodí k popisu tkáňových rozhraní. U T2 vážených obrazů, se používají zkrácené sekvence, jelikož klasické T2 vážené obrazy mají dlouhou dobu trvání. Výhodou obou sekvencí, je možnost úpravy repetičního a excitačního času. Změní se tak doba vyšetření, ale i intenzita signálu (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 49-52).
- Využití proton-denzitního obrazu je zejména k vyšetřování systému muskuloskeletálního. Tento způsob zobrazování a jeho intenzita signálu závisí na množství obsažených protonů v dané tkáni. Na obraze je pak tkáň s vyšším podílem vody tmavší než okolní tkáně a naopak.
- Sekvence STIR je poupravená T1 sekvence s potlačením tuku. Pokud tuk potlačíme, na obraze se projeví asignálně a vyniknou tak oblasti nebo patologická ložiska s vysokým obsahem vody. STIR sekvence je nejvhodnější k vyšetření velkých kloubů a páteře. Uplatnění také najde při vyšetření chrupavek.
- Na rozdíl od STIR sekvence, FLAIR sekvence používá k tvorbě obrazu potlačení signálu vody. V tomto případě je zdravá tkáň s větším obsahem vody asignální nebo hyposignální, protože je voda potlačena, ale patologie jsou zobrazeny hypersignálně jako na T2 vážených obrazech. Ovšem v jistých situacích není možné rozpoznat patologická ložiska obsahující vodu od zdravé tkáně (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 49-52).

3.2.5 Indikace a kontraindikace

U kontraindikací rozlišujeme absolutní a relativní. Do absolutních kontraindikací patří implantované elektrické nebo elektromagnetické přístroje nacházející se v těle pacienta, u nichž nebyly provedeny testy, které by zaručily jejich nezávadnost po vložení do magnetického pole. Pokud jde o kovové materiály, spočívá jejich nebezpečnost pro MR vyšetření v jejich složení a magnetických vlastnostech. Jelikož by se mohly přehřát nebo by mohlo dojít k jejich pohybu, a tím k ohrožení pacienta. Cizí tělesa také tvoří artefakty v obraze.

Mezi další absolutní kontraindikace řadíme poruchy funkce ledvin a stav před transplantací, protože kontrastní látky na bázi gadolinia mohou vyvolat nefrogenní systémovou nefrózu (Seidl et al., 2012, s. 70). Relativními kontraindikacemi jsou: klaustrofobie, TEP (totální endoprotéza), stenty a kava filtry do 6 týdnů od zavedení a první trimestr těhotenství.

Existuje spousta indikací k vyšetření magnetickou rezonancí, a je to zejména dětský věk. Využívá se velice často k posouzení poranění a patologických změn. Indikace v muskuloskeletálním systému jsou zobrazování chrupavek, vazů, menisků a okolních svalů a šlach (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2012, s. 56 – 57).

3.2.6 MR vyšetření kyčelního kloubu

Muskuloskeletální systém se podílí po neuroradiologii druhou největší měrou na provozu MR, jelikož zahrnuje vhodné indikace k vyšetření, což jsou patologie vazů, menisků, kostní dřeně a chrupavek (Nekula a Chmelová, 2009, s. 59). Pacient při vyšetření kyčelního kloubu leží na zádech a použitá cívka je celotělová nebo páteřní. U standardního MR protokolu kyčelního kloubu využijeme sekvence T2FS, PDT2 a PDFS. Provedení těchto sekvencí je v koronární rovině a je nutné, aby zahrnovaly celý kloub. Dále uijeme PDFS a PDT2 sekvence v para transverzální rovině v objemu celého kloubu i s metafýzami a acetabulem.

Standardní protokol se používá u traumat, degenerativních onemocnění nebo zánětlivých změn v celém rozsahu kyčelního kloubu. Šíře vrstvy se nastavuje na 3 nebo 4 mm. Lze aplikovat i kontrastní látku, především u onkologických pacientů a jejich specifických indikacích, kde je navíc sekvence T1FS před a po podání KL (standard FNOL pro MR).

3.2.7 MR artrografie kyčelního kloubu

Vyšetření kyčelního kloubu pomocí MR po aplikaci paramagnetické kontrastní látky. Zásadou kontrastní látky, umožňuje snazší odlišení jednotlivých kloubních struktur a posouzení komunikace mezi kloubními segmenty. Nejčastější indikací je patologická změna labra. Mezi další indikace patří podezření na nádorové onemocnění nebo diagnostika postižení chrupavky (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 54-55). Podle způsobu podání kontrastní látky rozlišujeme dva typy tohoto vyšetření.

- Nepřímá MR-artrografie: jedná se o i.v.aplikaci kontrastní látky, kdy po aplikaci je možné zhodnotit změny v oblasti kloubu a případné změny na chrupavce (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 81-82).
- Přímá MR-artrografie: kontrastní látka se aplikuje nitrokloubně. Provádí se punkce, kdy je vhodná skiaskopická nebo ultrazvuková kontrola uložení punkční jehly. Přístup do kloubu je možný ventrálně z mediální strany třísla nebo laterálně. Pro snížení citlivosti v oblasti vpichu je možné použít lokální anestetikum.

Je důležité, aby vyšetření proběhlo do 30 minut od aplikace kontrastní látky. Provedené sekvence jsou T1 v transverzální, sagitální a koronální rovině jako základ. Následují STIR sekvence ve 2 rovinách a dále např. sekvence PD nebo T2 v koronální rovině, dle zvyklosti daného pracoviště. Uložení pacienta na vyšetřovacím stole je stejné jako při obvyklém MR vyšetření (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 54-55).

4 Zobrazovací metody využívající ionizující záření

Při průchodu prostředím dokáže ionizující záření způsobit jeho ionizaci, tj. vytvořit z původně elektricky neutrálních atomů kladné a záporné ionty (iontové páry). Ionizující záření můžeme rozdělit na přímo ionizující a nepřímo ionizující, podle charakteru ionizačního procesu. Přímě ionizující záření představují nabitě částice (protony, pozitrony, elektrony, částice alfa a beta ap.), protože ty mají dostatečnou kinetickou energii na to, aby vyvolaly ionizační proces. Naopak nenabitě částice, jako jsou fotony, neutrony ap., prostředí samy ionizovat nedokážou, ale při vzájemném působení s prostředím uvolňují sekundární, přímě ionizující nabitě částice. Prostedí je pak ionizováno právě těmito sekundárními částicemi. Radionuklidy, ať už přirozené či umělé, emitují ionizující záření, rozpadají se a mají nestabilní atomová jádra. Umělým zdrojem ionizujícího záření jsou také generátory (rentgenka, urychlovače apod.) (Švec, 2005, s. 4).

4.1 Rentgenová diagnostika

Když nositel první Nobelovy ceny za fyziku, Wilhelm Konrád Röntgen, 8. listopadu 1895 objevil paprsky X, byla to chvíle, která rozhodla o budoucnosti rozvoje oboru radiodiagnostika. K objevu jako takovému došel pomocí pokusů s katodovými trubicemi (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 11).

4.1.1 Vlastnosti RTG záření

Jednou ze specifických vlastností rentgenového záření, je šíření se prostředím přímočaře a rychlostí světla. Pokud se šíří ve vakuu, ubývá ho se čtvercem vzdálenosti. Mezi další vlastnosti patří neviditelnost. Při průchodu hmotou se rozptyluje a částečně se v ní také absorbuje. Jaké množství záření se rozptýlí a absorbuje, určuje kvalita záření (jeho vlnová délka) a složení hmoty (její průměrné protonové číslo, hustota, a tloušťka). V látce vyvolává excitaci a ionizaci atomů.

Popisujeme u něj také tzv. fotochemický efekt, což znamená, že působí na zčernání fotografického materiálu. V luminoforech způsobuje vznik viditelného světla (tzv. luminiscenční efekt). V digitální radiografii je využívána vlastnost excitace některých materiálů. Významné jsou biologické účinky ionizujícího záření (Heřman a kol., 2014, s. 11).

4.1.2 Vznik rentgenového záření

Jedná se o elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou 10^{-8} - 10^{-12} m. Radiodiagnostika využívá vlnové délky 10^{-9} - 10^{-11} m (Nekula a kol, 2005, s. 9). Rentgenka, na které prudkým zabrzděním rychle letících elektronů v hmotě o vysokém atomovém čísle vzniká rentgenové záření, je umělým zdrojem rentgenového záření. Její využití je nejen u přístrojů pro diagnostiku, ale také v přístrojích určených k terapii. Vzájemným působením jádra atomů anody a elektronů se vytváří na rentgence záření, které můžeme rozdělit na dva druhy. Charakteristické záření je úzce spjato s látkou, z níž je vyrobeno ohnisko anody, a proto má jen specifické vlnové délky. Naopak brzdné záření se skládá z mnoha odlišných vlnových délek (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 13).

Rentgenku tvoří část vnitřní; kde najdeme uloženou anodu a katodu; kryt a vysokonapěťové kabely. Bývá vyrobena ze sklokeramického materiálu, její obsah je vyplněn vakuem, pro správnou funkci, aby nedocházelo k ionizaci vzduchu. Katoda je tvořena wolframovou spirálou, která je umístěna ve fokusační misce. Spirála se zahřívá na vysokou teplotu (nad 2000°C) a termoemisí uvolňuje elektrony, ty jsou poté odpuzovány zápornou katodou a po zapojení i anodovým napětím taženy k rotační anodě. Tomuto svazku se říká anodový proud. Na anodě se 99% energie transformuje na teplo a pouhé 1% je RTG záření, jež vychází výstupním okénkem (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 15). Tento svazek označujeme jako primární záření, jde o směsici záření s různými vlnovými délkami. Záření s dlouhou vlnovou délkou musíme odstranit, protože nemá na vznik RTG obrazu žádný vliv a mohl by jej poškodit (Svoboda, 1976, s. 15).

Pomocí primárních clon vymezujeme primární svazek a také snižujeme radiační zátěž pacienta (navíc snižujeme následné množství sekundárního

záření). Sekundární záření, je záření vznikající až po průchodu primárního svazku pacientem. Takové záření má negativní vliv na kontrast a ostrost obrazu, ale také biologický efekt nejen na pacienta, ale i na personál. U objektů silnějších než 15 cm tedy využíváme clon sekundárních, ty tvoří velké množství olověných lamel. Primární clony se nachází hned za výstupním okénkem, kdežto sekundární clony jsou uloženy mezi pacientem a filmem (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 17-19).

4.1.3 Snímkování

Snímkování, tedy skiografie, je proces, při němž vyšetřovanou oblastí prochází rtg svazek záření, jenž vznikl v rentgence a absorbuje se v ní dle složení tkání, kterými projde. Následně dopadá na kazetu s filmem, kde vzniká latentní obraz, dále jej vyvoláním a ustálením zviditelníme. Na snímku bude světlejší tkáň, která má vysokou hustotu a pohltí tedy větší část rentgenového záření, což je například kompaktní část kosti. Vzduch nepohlčuje téměř žádné rentgenové záření a bude na snímku tmavý. Rentgenový obraz je 2D zobrazení trojrozměrného objektu (Nekula a kol, 2001, s. 7).

Při vyšetřování skeletu, se jako úvodní a základní metoda, využívá právě rentgenových snímků. Je tomu tak především z důvodu relativně nízké radiční zátěži pacienta, nízké ceně a snadné dostupnosti vyšetření. Díky těmto výhodám tak můžeme celkem snadno zhodnotit kvalitu hutnosti kostí a případně odhalit její změny, objevit tvarové odchylky kostí a kloubů. V případě traumat můžeme posoudit rozsah zlomenin a vykloubení. Rentgenové snímky slouží také ke kontrole a hodnocení degenerativních změn kloubů (artrózy, spondylózy, osteochondrózy) (Gallo a kol., 2011, s. 28).

4.1.4 Vyšetřovna

Základní vybavení vyšetřovny jsou skiagrafické komplety, které se skládají z vyšetřovacího stolu, rentgenky a vertigrafu. Na vyšetřovacím stole je úložná deska, která je vyrobena z radiotransparentního materiálu. Může být buď pevná, nebo tzv. plovoucí, která umožňuje pohyb do všech stran. Ve stole je úložná zásuvka pro vozík na kazetu. Měnit je možné i výšku stolu.

Rentgenka se nachází nejčastěji na stropním závěsu a může se pohybovat všemi směry. Vertigraf je stojan, který slouží ke snímkování pacientů ve stoje nebo vsedě. Deska se pohybuje ve vertikální rovině, tedy kraniálně nebo kaudálně. V menším rozsahu je možné desku sklopit k pacientovi až o 45° nebo do úplné horizontální polohy. Nejčastěji jej využijeme ke snímkování paranasálních dutin nebo plic a srdce (Vomáčka, Nekula a Kozák 2015, s. 23).

4.1.5 Projekce a jejich obecné zásady

Existuje asi 80 projekcí, které se denně používají. Rozeznáváme je podle směru centrálního paprsku: sagitální (předozadní a zadopřední), bočné, axiální a šikmé. Jde-li paprsek záření vyšetřovanou oblastí směrem z ventrální strany dorzálně, jde o předozadní AP snímek, v opačném směru, kdy záření vstupuje do pacienta z dorzální strany a směřuje ventrálně, mluvíme o zadopřední PA projekci. Bočný snímek může být pravý nebo levý, rozhoduje o tom ta strana, kterou pacient naléhá na úložnou desku. Šikmé projekce se dnes využívají jen u specifických vyšetření, například v mamografii nebo u snímkování rukou, a řadí se mezi tzv. doplňkové snímky. Jsou typické tím, že frontální rovina těla svírá s vyšetřovacím stolem úhel 30°. 45° nebo 60°. Můžou být přední nebo zadní, dle toho kam je natočeno tělo pacienta, a také pravé nebo levé. Stále se také používají projekce, které se jmenují podle svých autorů např. dle Waterse, Towna, Schüllera nebo Stenverse a dalších.

Při snímkování se musíme řídit několika obecnými zásadami. U stranového označení snímků, musí být snímek zhotoven tak, jakoby pacient stál čelem

k popisujícímu lékaři. Projekce šikmé a bočné označuje písmenko tu stranu, na kterou naléhá. Písmenka P a L při všech projekcích klademe na místo, kde neruší čitelnost snímku, jsou zřetelně viditelné a ideálně se nacházejí v rozích snímků. U PA snímků umísťujeme písmenko zrcadlově a naopak u AP projekcí normálně (Vomáčka, Nekula a Kozák 2015, s. 36). Každý snímek musí značku radiologického asistenta (Nekula a kol, 2005, s. 13).

Mezi další zásady patří standardizace formátu obrazu a jeho použití na šířku nebo výšku, prsty na ruce i na nohu musí směřovat nahoru, u snímků končetin by mělo písmenko označovat i zevní stranu končetiny, kterou snímujeme. Když provádíme snímky končetin, je obecnou zásadou, provedení dvou na sebe kolmých projekcí, přičemž výjimkou v této zásadě je například ramenní nebo kyčelní kloub. Zde provádíme pouze AP projekci, pokud není stanoveno jinak. Na snímcích dlouhých kostí musí být zobrazen alespoň jeden kloub (Vomáčka, Nekula a Kozák 2015, s. 37).

4.1.6 Projekce na kyčelní kloub

Předozadní projekce

Pacient si odloží do spodního prádla a položí se na vyšetřovací stůl na záda, ruce má podél těla, nohy napnuté, špičkami se dotýkají a jsou stočené k sobě. Paty se naopak snaží tlačit co nejvíce od sebe. Z důvodu radiační ochrany pohlavních orgánů u mužů, přikládáme ochranné krytí těla, vyrobené z olova. Musíme však dávat pozor, aby krytí nezasahovalo do kyčelního kloubu, který by zakrylo a znehodnotilo tak snímek. Vzdálenost ohnisko-film je 115cm. Centrální paprsek je veden kolmo na střed krčku femuru. Jako hlavní kritérium snímku, je uváděno kompletní zobrazení kloubu, tedy hlavice a krček femuru, jeho jamka a oba trochantery (Vydavatelství RAIV, 2006, s. 48).

Medio-laterální projekce -Lauensteinova projekce

Pacient leží v klidu na vyšetřovacím stole a je obnažen od pasu dolů. Kyčelní kloub má vytočený ventrálně o 45° a koleno směřuje ven ve stejném úhlu. Můžeme koleno podložit rovinnými podložkami. Vzdálenost ohnisko-film je

115 cm (Vydavatelství RAIV, 2006, s. 49). V distálním rohu stranové označení se značkou radiologického asistenta, který snímek provedl a také musíme pacientovi umístit olovněné krytí na gonády.

Pacient dostane povel, aby chvíli nedýchal a především se nehýbal. Na snímku musí být zobrazení celého kyčelního kloubu, včetně krčku femuru v celém rozsahu zároveň s hlavicí a jamkou (Svoboda, 1976, s. 284 – 285).

Šikmá projekce

Pacient leží na zádech na vyšetřovacím stole, je jemně natočený k vyšetřované straně a noha, kterou snímujeme je plně napnutá. Strana, která není oblastí zájmu, je mírně vyvýšená nekontrastními podložkami nebo klíny. Horní končetinou ze strany, která se nevyšetřuje, se může pacient chytit stolu na druhé straně. Gonády jsou zakryté olovněným krytím. Vzdálenost ohnisko-film je 115cm. Paprsek centrujeme do středu třísla vertikálním směrem. Pokynem pro pacienta je nedýchat a nehýbat se. Bezchybně zhotovený snímek obsahuje celou kloubní štěrbinu, která se nachází na středu snímku (Vydavatelství RAIV, 2006, s. 52).

Projekce na foramen obturatorium

Pacient leží na zádech a vyšetřovanou končetinu má nataženou vně. Pod vyšetřovanou nohu umístíme klínové molitanové podložky, takže kyčelní kloub se stolem svírá úhel 45°. Z důvodu radiační ochrany pacienta pohlavní orgány mužů chráníme olovnými ochrannými pomůckami. Centrální paprsek zaměřujeme na střed krčku femuru nebo střed třísla, vertikálně. Vzdálenost ohnisko-film je 115cm.

Hlavním kritériem zobrazení je, aby foramen obturatorium byl příčně zobrazen jako ovál. Ve středu snímku se nachází kloubní štěrbinu a pánevní pletenec musí být zobrazen v celém svém rozsahu (Vydavatelství RAIV, 2006, s. 53).

Axiální medio-laterální projekce

Na vyšetřovacím stole leží pacient na zádech. Nohu, kterou vyšetřujeme, má pacient lehce natočenou dovnitř a nataženou. Dolní končetinu, která není oblastí zájmu, si pacient pokrčí, zvedne a přitahuje ji pod kolenem směrem k břichu. V případě, že pacient není schopen končetinu dostat, do této pozice, postačí, když nohu podložíme podpůrnými pomůckami do zvýšené polohy (Svoboda, 1976, s. 282). Centrujeme horizontálně k mediální straně kyčelního kloubu, kolmo ke krčku stehenní kosti (Ort a Strnad, 1997, s. 73).

4.2 Výpočetní tomografie

Počítačová tomografie- CT (computed tomography) je zobrazovací technika, při níž se využívá digitálního zpracování dat, které nás informují o průchodu rentgenového záření v různých bodech vyšetřované oblasti (Nekula a kol., 2005, s. 18).

Objevitelem této zobrazovací metody a také držitelem Nobelovy ceny za ni, je britský vědec Godfrey Newbold Hounsfield. Jedná se o tzv. kvalitativní skok v diagnostice, protože umožňuje zobrazit např. mozek, játra, slinivku nebo některé patologické procesy neagresivním způsobem (Chudáček, 1995, s. 264). Dnes již patří mezi standardní vyšetřovací metody a je běžné, že se nachází v každé nemocnici v ČR. CT přístroj má výbornou prostorovou rozlišovací schopnost, pomocí které jsme schopni provést virtuální 3D nebo dynamické 4D vyšetření (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 42). Relativní kontraindikací je těhotenství, avšak absolutní nejsou (Nekula a kol., 2005, s. 20 - 21).

4.2.1 Princip metody CT

Při zobrazování výpočetní tomografií využíváme průchodu rentgenového záření tělem pacienta a jeho záznamu zeslabení, který se zaznamenává na detektorech nacházejících se naproti rentgenky. Detektory jsou uloženy do vějíře. Dále je přijatá informace z detektorů převáděna na elektrický signál a zpracována výkonným počítačem na získaný obraz (Nekula a kol., 2005, s. 18-19). V moderní diagnostice je přenos dat vykonáván radiofrekvenčně (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 26). Jelikož se jedná o tomografickou metodu, je zobrazení vyšetřované oblasti v řezech- vrstvách (Nekula a kol., 2005, s. 19).

Gantry je kruhová soustava, ve které se nachází rentgenka a detektory. Je nutné, aby došlo k otočení gantry o 360° a následně k posunu stolu s pacientem. Takto fungují konvenční tomografy, které se již v České republice nepoužívají. Protože se dle vývoje rozdělují do pěti generací, jedná se o první generaci, kdy je jedna rentgenka pevně spojená s jedním detektorem. RTG paprsek je cloněn na tzv. tužkový tenký svazek. Posun od této generace je zejména v počtu

detektorů a jejich uspořádání v gantry. Mohou být uloženy do kruhu nebo do tvaru vějíře. Tato modernizace se zasloužila o kratší časovou náročnost vyšetření. Pro vznik dnešního spirálního multidetektorového CT, se stala výchozí 3. generace (Seidl a kol., 2012, s. 45-46). Zde je umožněn souběžný rotační pohyb rentgenky s řadou detektorů a zároveň pohyb vyšetřovacího stolu s pacientem (Nekula a kol., 2005, s. 21). Výhodou této metody je nejen časová úleva, a tedy rychlost provedení vyšetření, ale i možnost, vyšetřovat pacienty v zadrženém inspiriu a tak omezit na minimum pohybové artefakty. Další nespornou výhodou je velice snadné zachycení kompletní vyšetřované oblasti (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 26-27).

MDCT(multidetektorová výpočetní tomografie) získává díky několika řadám detektorů více datových stop z více vrstev vyšetřované oblasti na jednu tzv. multi-slice (Seidl a kol., 2012, s. 48). Nejčastěji používané jsou s 16-64 datovými stopami najednou, ale je možné se setkat i s přístroji s rozmezím 4-320 datových stop, kde je nutná kontrola rozbíhavosti svazku záření.

U CT přístrojů bývá zpravidla jedna rentgenka, od těch se ale liší dvouzdrojové přístroje mající dvě rentgenky a dvě soustavy detektorů v úhlu asi 90°. Takové přístroje dokáží získat data s dvojitou energií tzv. dual energy CT. Soustavy detektorů pracují na principu matice, se shodnými velikostmi. Také však může jít o technicky jinak uspořádané, kdy ve středu jsou uloženy detektory jemnější, a naopak na periferiích se rozšiřují (Vomáčka, Nekula, Kozák, 2015, s. 43). Vyšetřovací metoda výpočetní tomografie pracuje na principu rozdílného vstřebávání RTG záření ve tkáních s odlišným složením. Intenzitu vstřebávání matematicky vyjadřují hodnoty denzit v Hounsfieldových jednotkách (HU). Tyto jednotky sestavují Hounsfieldovu stupnici, která zobrazuje hodnoty denzit tkání s různým složením s hranicemi -1000 HU a +3096 HU.

Tab. 2 Denzity vybraných 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, 2015, s. 42)

Struktury, jež jsou zobrazeny tmavěji, popisujeme jako hypodenzní, tedy s nízkou denzitou. Oproti tomu tkáně, které na obraze vidíme jako světlejší struktury, označujeme jako hypertenzní. Tkáně, které si jsou vzájemně denzitně podobné nazýváme izodenzní (Nekula a kol., 2005, s. 21).

Zájmovou oblast zobrazujeme v úzké šíři denzit v HU (tzv. okně). Jednotlivá okna mají specificky nastavenou šíři a střed. Následně vybíráme z oken, dle jejich vhodného využití u daných zájmových tkání (Seidl a kol., 2012, s. 48).

4.2.2 Průběh CT vyšetření

Zahájení vyšetření se nesmí obejít bez přípravy pacienta, jehož součástí je vyplněný a podepsaný informovaný souhlas s prováděným vyšetřením. V případě vyšetření s kontrastní látkou, je nezbytné zjistit od pacienta jeho alergologickou anamnézu a kvalitu funkce ledvin, a je-li pozitivní, je nutné zvážit premedikaci. Pokud při vyšetření dojde k aplikaci kontrastní látky i.v., musí

pacient přijít nalačno, s dostatečným zavodněním. K aplikaci kontrastní látky je nutné zajistit nitrožilní přístup flexibilní kanylou o šířce 16-20G (gauge), ta je dále připojena k přetlakovému injektoru, který obsahuje kontrastní látku a fyziologický roztok (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 44). Dle vyšetřované oblasti je pacient fixován a uložen na vyšetřovací stůl. Do izocentra, tedy kolmo na rovinu gantry ve středu rotace, se zacentruje oblast zájmu (Ferda, Mírka, Baxa, 2009, s. 16). Následně je zhotoven topogram vyšetřované tkáně- vstupní snímek. Při sběru dat na topogram, jsou rentgenka i detektory zcela bez pohybu a pohyb je umožněn jen stolu s pacientem. Topogram, nebo také plánovací sken, slouží k přesnému naplánování vlastního vyšetření, které již pobíhá spirální technikou (Nekula a kol., 2005, s. 20 - 21). Důležité je určit rozsah vyšetření, aby se přílišně nezořovaly oblasti mimo vyšetřovaný úsek. Dále je nutné zadat akviziční data, což jsou: rychlost posunu stolu, sklon a rychlost otáčení gantry, expozice a kolimace. Hrubá data v axiální rovině se cestou rekonstrukčních algoritmů ve výkonném počítači zpracují (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 44). Použití kontrastní látky je mimořádně výhodné při odlišení cévních struktur od ostatních a také k rozlišení patologicky změněných oblastí od zdravých tkání. Čas vyšetření je zpravidla 5-30 minut, dle úseku vyšetření i vybrané technice (Nekula a kol., 2005, s. 21 – 22).

4.2.3 CT vyšetření muskuloskeletálního systému

Vyšetření kostí a kloubů

V případě ortopedie a traumatologie, je zobrazení kostí a kloubů CT výhodnou zobrazovací metodou. Obvykle využíváme nativního zobrazení, kdy jsou následně vytvořeny 2D nebo 3D rekonstrukce dat v axiální, sagitální a koronální rovině. Šíře vrstvy je 5mm. Skeny ukládáme v kostním okně, s šíří 1500 HU a střed okna je 300 HU. Také je vhodné použít okno na měkké tkáně, jehož šíře je 400 HU a střed 50 HU. V dnešní době můžeme k vyšetření kloubů a kostí využít i DECT. Indikace jsou zobrazení šlach, kloubní chrupavky a např. i vyšetření urátové artropatie (Ferda, Mírka a Baxa, 2009, s. 200 – 201).

Zobrazení zlomenin, jejich klasifikace a plánování před operací, to jsou indikace k CT vyšetření při možnosti traumat. Vyšetření je nativní, s využitím rekonstrukčních algoritmů HRCT (v kostním okně) a měkkotkáňové okno. Šířka skenů je 1,5 mm a 3 mm. Objem vyšetřované tkáně určuje rozsah poranění a je zásadní, zobrazit v takovém případě celý úsek kosti nebo kloubu (Ferda, Mírka a Baxa, 2009, s. 194 – 195).

CT-artrografie

Jedná se o doplňkové vyšetření, kdy se do kloubu aplikuje kontrastní látka (intraartikulárně) s odstupem 20 minut před spuštěním akvizice dat. Množství kontrastní látky se pohybuje v rozmezí 10 až 15 ml. Výsledné skeny mají šířku 1,5 mm a 3 mm a jsou ukládány ve třech zobrazovaných rovinách (axiální, sagitální a koronální) v kostním okně. Indikace jsou poranění kloubního pouzdra, posouzení celistvosti kloubu, trauma měkkých tkání kloubu aj. (Ferda, Mírka a Baxa, 2009, s. 196 – 197).

Nádory kyčelního kloubu

Zde se využívá kontrastního vyšetření. Aplikace probíhá přes tlakový injektor rychlostí 3-4 ml/s a její celkové množství je 80 - 100ml. U tohoto typu vyšetření jsou 0,5 až 0,75 mm šíře vrstvy. Pro zhodnocení perfuze tumoru, je nutné kvalitní zobrazení arteriální fáze vyšetření, a stejně tak je nezbytné, bezchybné zachycení fáze venózní. Vyšetření je uloženo v kostním okně i v okně pro měkké tkáně a rekonstrukční algoritmy jsou použity pro HRCT. Indikací je určení stagingu nádoru kostí i kloubů a stanovení stavu prokrvení nádorem (Ferda, Mírka a Baxa, 2009, s. 198 – 199).

5 Radiační hygiena

Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP) jsou základem pro skladbu radiační hygieny. Radiologické standardy navrhuje Mezinárodní atomová agentura (IAEA) v Basic Safety Standards a jsou v souladu s legislativou Evropské unie (direktivy EUROATOMU). Česká republika tato doporučení ještě kompletuje s normami Evropské unie (Kolek, Vašák, Kašáková, 2011). Cílem radiační hygieny je zajištění přijatelného stupně ochrany zdraví, za současného neomezení aktiva pro společnost i člověka samotného.

Pravidla neboli principy, radiační ochrany jsou následující: zdůvodnění, optimalizace, limitování a princip fyzické bezpečnosti zdrojů.

- Princip zdůvodnění: Každý, kdo pracuje se zdrojem ionizujícího záření, musí být dostatečně poučený a velice pečlivý, protože aktivum z této činnosti vždy musí převyšovat rizika, která touto činností vznikají nebo můžou vzniknout.
- Princip optimalizace: Může být také interpretován jako princip ALARA (z angl. "as low as reasonably achievable"). V praxi to znamená, že se vždy musí dodržovat taková úroveň ozáření, aby možné riziko ublížení na zdraví osob, ohrožení života a životního prostředí, bylo tak nízké, jak jen je možné rozumně dosáhnout. Vyžadujeme kvalitní diagnostickou informaci, za co nejnižších možných dávek (Hušák a kol., 2009, st. 63).
- Princip limitování: Pravidlo nepřekročení limitů nám říká, že každý kdo vykonává činnost, která vede k ozáření, je zavázán omezovat ozáření tak, aby v součtu celkové ozáření nepřevýšilo nařízené limity ozáření. V rámci diagnostiky pacienta- tedy lékařského ozáření- tento princip neplatí (Hušák a kol., 2009, st. 63).
- Princip fyzické bezpečnosti zdrojů: Stanovení tohoto principu je, aby byly dodržovány řádné a pravidelné kontroly stability a provozní stálosti zdrojů IZ. Neméně důležitá je také jejich ochrana před odcizením a zneužitím nepovolanými osobami. Jedná-li se o nový

zdroj, musí u něj po instalaci být provedena přejímací zkouška přístroje. Osoby, které tyto zkoušky provádějí, rozsah a četnost zkoušek stanovuje ve vyhlášce Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB, 2018).

Radiační ochrana má za cíl maximální možné snížení absorbované dávky, a spolu s tím, omezení rizika nežádoucích působení IZ (stochastické a deterministické). Vlastnosti, které určují dávku, jsou intenzita, energie a druh emitovaného záření. Vliv na míru absorbované dávky mají také geometrické podmínky, tedy vzdálenost od zdroje, a čas expozice. Na základě těchto znalostí, se před zářením můžeme chránit časem, vzdáleností a stíněním (Ullmann, 2018).

Ochrana časem znamená, že radiologický asistent je v blízkosti zdroje IZ pouze nejkratší, pro dané vyšetření nezbytnou dobu (Hušák a kol, 2009, st. 64). Při ochraně vzdáleností, se zaměřujeme na intenzitu záření, která klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Čím větší vzdálenost, tím bude intenzita ionizačního záření nižší (SÚJB, 2018). Stínění je ochrana vhodným materiálem, který absorbuje IZ (Ullmann, 2018).

U pacientky ve fertilním věku je nutné, mít informaci o její možné graviditě (Chudáček, 1995, s. 127). U vyšetření se musí dbát na ochranu pacienta ochranným krytím (Vomáčka, Nekula a Kozák, 2015, s. 14).

Závěr

Byly splněny oba cíle, které jsem si stanovila v úvodu této bakalářské práce, a to: předložit aktuální poznatky o zobrazení kyčelního kloubu pomocí metod využívající ionizující záření a předložit aktuální poznatky o zobrazení kyčelního kloubu pomocí metod, které pracují na odlišných principech.

Na základě studia poznatků o jednotlivých zobrazovacích metodách, se mi podařilo vytvořit ucelený a přehledný soubor zobrazovacích metod, které jsou vhodné k zobrazování kyčelního kloubu. Diagnostické metody ultrasonografie a magnetická rezonance se nejlépe hodí na zobrazování měkkých tkání kloubu a naopak skiografie a výpočetní tomografie jsou nejlepší na zobrazování kostěných struktur. V práci byly popsány jednotlivé principy každé z metod, průběh a postup při vyšetření a její indikace a případné kontraindikace.

Metodou první volby u skeletu kyčelního kloubu stále zůstává RTG zobrazení, díky svému snadnému provedení, nízké nákladnosti a také proto, že se jedná o neinvazivní vyšetření. CT vyšetření má svou nezastupitelnost v oblasti traumat i polytraumat.

V oblasti měkkých tkání kloubu se na popředí dostává vyšetření pomocí magnetické rezonance, a to především díky podrobnosti zobrazení. Nejpoužívanější na měkké tkáně, chrupavky a vazy v úseku kyčelního kloubu, je ale stále zcela jistě ultrasonografie, která je nejrychlejší a nejméně nákladná.

Referenční seznam

DUNGL, Pavel. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 1273 s. ISBN 80-247- 0550-8

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

GALLO, Jiří. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 211 s. Učebnice. ISBN 978-80-2442486-6

HEŘMAN, Miroslav a kol. *Základy radiologie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, s. 314. Učebnice. ISBN 978-80-244-2901-4

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, c2013. ISBN ISBN978-80-7387-674-6

HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009. 138 s. Skripta. ISBN 978-80-244-2350-0

CHMELOVÁ, Jana a kol. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006, s. 77. ISBN 80-7368221-4.

CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika*. I. část. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-114-4

KASSAIOVÁ, Michaela, Monika FRYDRYCHOVÁ, Martin OŠŤÁDAL, Jiří CHOMIAK a Pavel DUNGL. *Vývojová dysplazie kyčelního kloubu (DDH). Neonatologické listy*. 2015, **21**(2), 3-7. ISSN 1211-1600.

KILIJÁN, Josef - DUNGL, Pavel - KARPÍŠEK, Milan. *Ultrazvukové vyšetření dětského kyčelního kloubu*. Vyd. 1. Praha: Scientia Medica, 1996. 71 s. ISBN 8085526573

KOLEK, Vítězslav, KAŠÁK, Viktor, VAŠÁKOVÁ, Martina. *Pneumologie*. 1. Praha: Maxdorf, c2011. Jessenius. ISBN 978-80-734-5255-1

LINC, Rudolf - DOUBKOVÁ, Alena. *Anatomie hybnosti*. I. Praha: Karolinum, 2001. 247 s. ISBN 8071849936

MACH, Dušan. *Fyzikální principy ultrazvuku. Anesteziologie & intenzivní medicína*. 2013, **24**(1), 42-46. ISSN 1214-2158.

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368335-1

NEKULA, Josef et al. *Radiologie*. 3. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2005. 205 s. ISBN 80-244-1011-7

NEKULA, Josef. *Zobrazovací metody muskuloskeletálního systému pro studující fyzioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001. 42s. ISBN: 80-244-0260-2

ORT, Jaroslav - STRNAD, Sláva. *Radiodiagnostika*. II. část, Radiodiagnostika kostí - projekční část. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. 124 s. ISBN 80-7013-240-X

P.Chládek a T.Trč. *Femoroacetabulární impingement syndrom – preartróza kyčelního kloubu*. Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca. 2007, **74**(5), 354-358. ISSN 0001-5415.

PALMER, Philip E. S., ed. *Manuál ultrazvukové diagnostiky*. Praha: Grada, 2000, s. 376. ISBN 80-7169-689-7

POUL, Jan. *Dětská ortopedie*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-807-2626-229

Příručka základních skiagrafických projekcí. RAIV, 2006

SEIDL, Zdeněk et al. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012. 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.

Standard Fakultní nemocnice v Olomouci pro magnetickou rezonanci

SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*: Učeb. text pro stř. zdrav. šk. obor radiol. laborantů. 2., dopl. vyd. Praha, 1976

ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, Andrea a kol. *Přímá MR artrografie*. Česká radiologie. 2007, Roč. 61, Č. 1, s. 54-62. ISSN: 1210-7883.

ŠVEC, Jiří. *Radioaktivita a ionizující záření: Doplnující učební text pro předměty Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením*. Ostrava: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2005. ISBN 80-86634-62-0.

VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

Internetové zdroje

SÚJB, 2018. Používání rentgenů – lékařské ozáření. Zajímavosti z praxe radiální ochrany – Radiální ochrana – Úvod – SÚJB. [online]. [cit. 10. 5. 2020].

Dostupné z: <https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacniochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni>

ULLMANN, Vojtěch, 2018, Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření. [online]. [10. 5. 2020]. Dostupné z <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#3>

Seznam zkratek

ČJ Český jazyk

AJ Anglický jazyk

IZ ionizující záření

RTG rentgenová, rentgenový

MR magnetická rezonance

s. strana

USG, US ultrasonografie

kHz kilohertz

MHz megahertz

dynamický B-mode brightness mode

2D dvoudimenzionální, dvourozměrný

VDK vývojová dysplázie kyčle

kV kilovolty

AP předozadní

PA zadopřední

KL kontrastní látka

CT computed tomography

3D třídimeznionální, trojrozměrný

4D čtyřdimeznionální

HU Hounsfieldovy jednotky

MDCT multidetektorové CT

PET/CT positron emission tomography/computed tomography

SPECT/CT simple photon emission computed tomography/computed tomography

G gauge

ml/s mililitrů za sekundu

i. v. intravenózní

TNM tumor nodul metastasis

v. o. vážený obraz

STIR Short Tau Inversion Recovery

FLAIR Fluid Attenuated Inversion Recovery

T tesla

TEP totální endoprotéza

PDFS proton denzitní s potlačením tuku

cor coronární rovina

tra transverzální rovina

SÚJB Státní úřad jaderné bezpečnosti

Seznam tabulek

Tab. 1. Echogenita některých typů tkání

Tab. 2. Denzity vybraných tkání

Seznam příloh

Příl. č. 1. – UZ zobrazení kyčelního kloubu

Příl. č. 2. – MR zobrazení kyčelního kloubu

Příl. č. 3. – RTG snímek kyčelního kloubu (TEP) – předozadní projekce

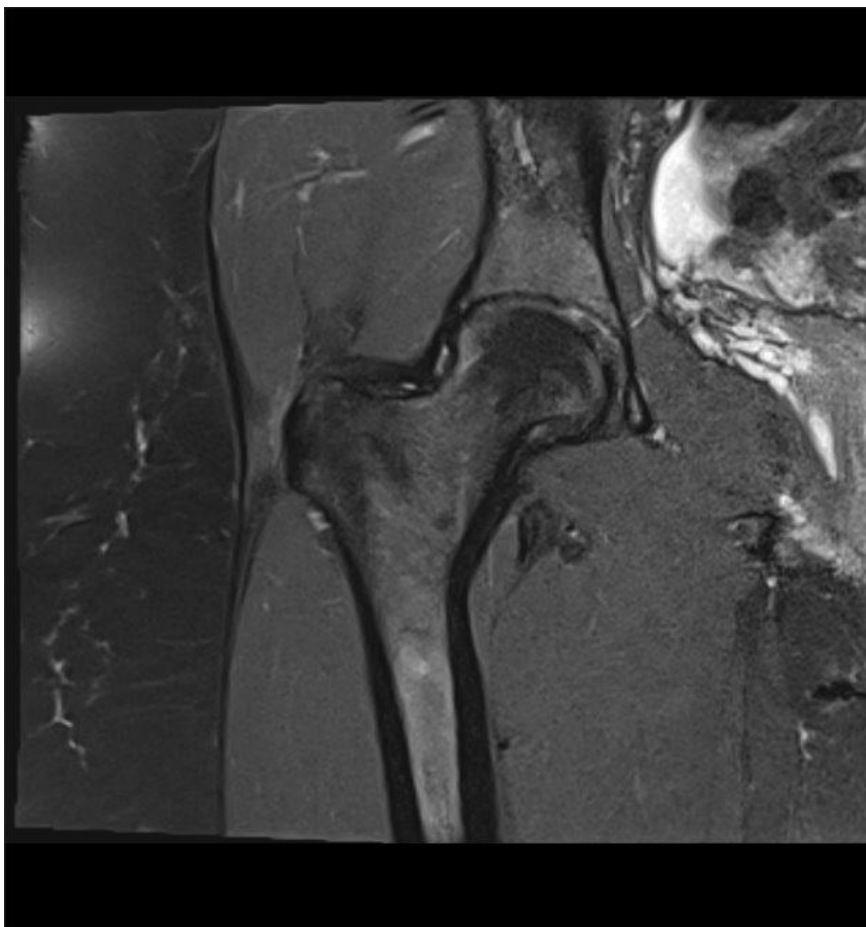
Příl. č. 4. – CT zobrazení kyčelního kloubu – 3D rekonstrukce

PŘÍLOHY

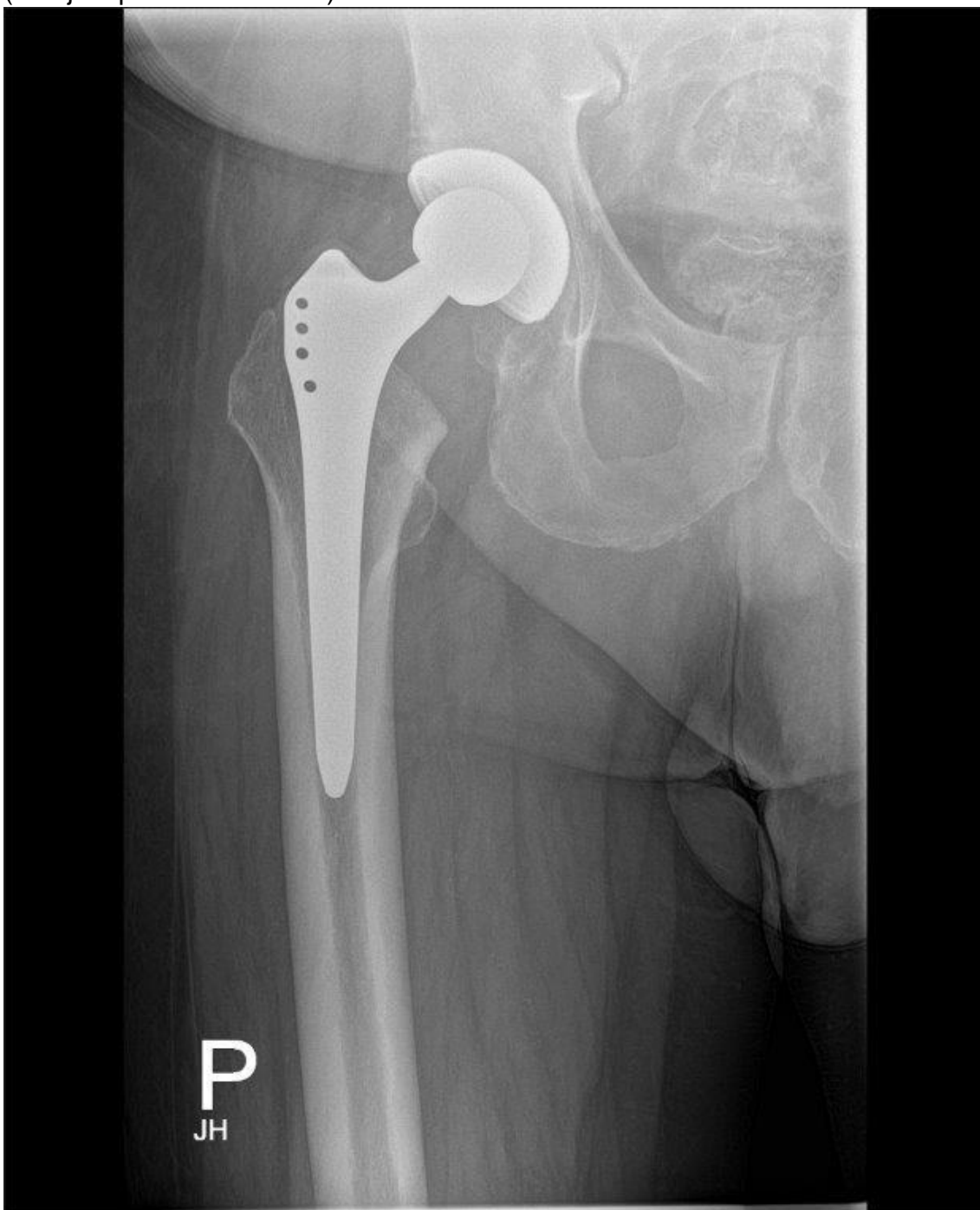
Příl. č. 1. – UZ zobrazení kyčelního kloubu (zdroj: Impax FN Olomouc)



Příl. č. 2. – MR zobrazení kyčelního kloubu (zdroj: Impax FN Olomouc)



Příl. č. 3. – RTG snímek kyčelního kloubu (TEP) – předozadní projekce
(zdroj: Impax FN Olomouc)



Příl. č. 4. – CT zobrazení kyčelního kloubu – 3D rekonstrukce

(zdroj: Impax FN Olomouc)

