

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Lenka Jurášková

Zobrazovací metody hlezenního kloubu

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Jan Hrbek

Olomouc 2022

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

Olomouc 30. dubna 2022

podpis

Děkuji MUDr. Janovi Hrbkovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky při zpracování bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat za poskytnutí obrazové dokumentace.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Název práce: Zobrazovací metody hlezenního kloubu

Název práce v AJ: Imaging methods of the ankle joint

Datum zadání: 2021-11-30

Datum odevzdání: 2022-04-30

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Jurášková Lenka

Vedoucí práce: MUDr. Jan Hrbek

Oponent práce:

Abstrakt v ČJ: Přehledová bakalářská práce se zabývá zobrazováním hlezenního kloubu pomocí diagnostických zobrazovacích metod. V bakalářské práci je popsána anatomie kloubu, skiografie, včetně radiační ochrany a pediatrické radiologie, ultrasonografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance a poslední kapitola se zabývá nejčastějšími úrazy hlezenního kloubu. Cílem mé bakalářské práce bylo shrnout poznatky o zobrazovacích metodách, které se využívají v oblasti hlezenního kloubu. Pro tvorbu bakalářské práce jsem využila internetové databáze PubMed, Medvik, Google Scholar a EBSCO. Tato bakalářská práce nalezne využití u studentů oboru radiologické asistence pro lepší pochopení zobrazovacích metod, u pracovníků na radiologických odděleních, v managementu zdravotnických zařízení a v oblasti výzkumu a vědy.

Abstrakt v AJ: This overview Bachelor thesis deals with the imaging methods of the ankle joint using diagnostic imaging methods. The Bachelor thesis describes anatomy, skiagraphy, including radiation protection and paediatric radiology, ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance, and the last chapter deals with the most common injuries of the ankle joint. The aim of this bachelor thesis is to summarize the knowledge of imaging methods used in the region of the ankle joint. I used online databases such as PubMed, Medvik, Google Scholar and EBSCO. This Bachelor thesis will help students of radiological assistance, workers in radiology

departments, in medical device management and in research and science to better understand imaging methods.

Klíčová slova v ČJ: hlezenní kloub, zobrazovací metody, skiografie, ultrasonografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, poranění hlezna

Klíčová slova v AJ: ankle joint, imaging methods, skiagraphy, ultrasonography, computed tomography, magnetic resonance, injury of ankle

Rozsah: 45 stran/ 9 příloh

OBSAH

ÚVOD	7
POPIS REŠERŠNÍ ČINNOSTI	9
1 ANATOMIE HLEZENÍHO KLOUBU	10
2 SKIAGRAFIE.....	12
3 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	17
4 ULTRASONOGRAFIE	22
5 MAGNETICKÁ REZONANCE.....	26
6 PORANĚNÍ HLEZENÍHO KLOUBU	32
ZÁVĚR	34
REFERENČNÍ SEZNAM	35
SEZNAM ZKRATEK.....	38
SEZNAM TABULEK	39
SEZNAM PŘÍLOH	40

ÚVOD

Hlezenní kloub, který bývá laicky nazýván kotník, je složený kladkový kloub dolní končetiny, který je tvořen kostí hlezenní, lýtkovou a holenní. Mezi hlavní funkce hlezenního kloubu patří ztlumení dopadů při chůzi, plantární flexe a dorsální flexe nebo udržení stability klenby nožní při pohybu. Důležitou součástí hlezenního kloubu jsou postranní vazy a Achillova šlacha, která je nepostradatelná u běhu nebo u běžného stoje.

Mezi nejčastější akutní poranění řadíme podvrtnutí, které vzniká především při sportovních aktivitách, ale i při turistice nebo špatném došlapu při chůzi. Sportovci běhají a doskakují na tvrdý povrch, čímž snadno celý aparát přetíží a dojde například k ruptuře Achillovy šlachy.

Pro vyšetření akutních úrazů slouží zobrazovací metody, které jsou alfou a omegou pro správnou diagnostiku, jak už modality s nebo bez použití ionizujícího záření. Každé vyšetření v radiodiagnostice musí být lékařem zváženo, zdůvodněno a přínosy vyšetření musí převažovat nad spojenými riziky.

Hlavním cílem mé bakalářské práce je popis diagnostických zobrazovacích metod, které se využívají při vyšetřování hlezenního kloubu.

Díličními cíli jsou:

1. Nastítnit a sumarizovat dohledané informace o provedení jednotlivých vyšetření.
2. Charakterizovat a shrnout dohledané publikované poznatky na téma nejčastější poranění hlezenního kloubu.

Otázky k bakalářské práci:

1. Která zobrazovací metoda se nejčastěji využívá v diagnostice kostí hlezenního kloubu?
2. Která zobrazovací metoda je nejlepší volbou pro zobrazení měkkých tkání?

Použitá vstupní literatura:

1. ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM a Oldřich FEJFAR. Anatomie 1. Třetí. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-9209-5
2. HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 9788024429014.
3. SEIDL, Zdeněk, Eva HOFFMANNOVÁ, Manuela VANĚČKOVÁ, Andrea BURGETOVÁ a Martin MAŠEK. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. Druhé. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. SBN 978-80-244-4508-3

POPIS REŠERŠNÍ ČINNOSTI

Pro tvorbu přehledové bakalářské práce byla použita rešeršní činnost. Pro vyhledávání podkladů a článků byly využity databáze PubMed, EBSCO, Google Scholar a Medvik. Články byly vyhledávány podle těchto klíčových slov v českém jazyce: zobrazovací metody, hlezenní kloub, skiografie, ultrasonografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, poranění hlezenního kloubu a radiční ochrana. Mezi další jazyky, ve kterých byla klíčová slova vyhledávána, patří anglický jazyk, německý jazyk a španělský jazyk. Bylo nalezeno celkem 108 článků. Z důvodu nedostačujících informací bylo použito 14 článků. Rešeršní činnost byla doplněna o knižní publikace z knihovny na Lékařské fakultě a z knihovny na Fakultě zdravotnických věd. Seznam knih je uveden v referenčním seznamu.

1 Anatomie hlezenního kloubu

Hlezenní kloub neboli *articulatio talocruralis*, zastarale horní kloub zanártní je složený kloub, ve kterém se stýká kost holenní (*tibia*), lýtková (*fibula*) a kost hlezenní (*talus*). Podle tvaru je tento kloub zařazován jako kloub kladkový. Mezi kostmi bérce se nachází mezikostní vazivová blána *syndesmosis tibiofibularis*, která spojuje distální části obou kostí ve vidlici a v ní se pohybuje kost hlezenní.

Hlavice kloubu je tvořena *trochleou tali*, což je proximální výběžek, který slouží ke skloubení s kostmi bérce. *Trochlea* je vpředu širší, a proto má při dorsální flexi tendenci roztlačovat kotníky od sebe. Hlavici tvoří tyto tři kloubní plochy: *facies articularis superior tali*, *facies articularis malleolaris medialis tali* a *facies articularis malleolaris lateralis tali*. Jamka hlezenního kloubu je tvořena vidlicí distálních konců holenní a lýtkové kosti. Stýkají se zde vnitřní kotník (*malleolus medialis*), ke kterému je s připojený zevní kotník (*malleolus lateralis*) a tři kloubní plochy: *facies articularis inferior tibiae*, *facies articularis malleoli medialis tibiae et lateralis fibulae*.

Po okrajích kloubních ploch se upíná kloubní pouzdro. Jelikož je pouzdro vpředu i vzadu slabé, je zesíleno pomocí postranních vazů. Do skupiny postranních vazů patří *ligamentum collaterale mediale*, známý též jako *ligamentum deltoideum* pro svůj trojúhelníkový tvar a *ligamentum collaterale laterale*. Vnitřní postranní vaz se skládá ze čtyř na sebe navazujících částí (*pars tibiotalaris anterior et posterior*, *pars tibionavicularis*, *pars tibio calcanearis*) a zevní postranní vaz tvoří tři nezávislé vazy (*ligamentum talofibulare anterior et posterior*, *ligamentum calcaneofibulare*). Boky pouzdra jsou zesíleny pomocí *ligamenta collateralia*, která jsou vějířovitě uspořádány od kotníků až na *talus* a *calcaneus*. V hlezenním kloubu převažují chrupavky kolagenní, jsou odolné vůči tahu a tlaku a slouží k utlumení nárazů při došlapu (Čihák, 2011, s. 335-337).

Pohyby hlezenního kloubu

Hlezenní kloub zaujímá základní postavení při normálním postoji, při němž jsou možné pohyby plantární a dorsální flexe, někdy též extenze. Plantární flexe lze v rozsahu třiceti až třiceti pěti stupňů a dorsální flexe lze v rozsahu dvaceti až dvaceti pěti stupňů (Čihák, 2011, s. 337). Plantární flexi zajišťují *musculus gastrocnemius*, který dále přechází v Achillovu šlachu, *musculus fibularis longus*, *musculus fibularis brevis*, *musculus tibialis posterior*, *musculus flexor digitorum longus*, *musculus flexor*

hallucis longus a dorzální flexi musculus tibialis anterior, musculus extensor digitorum longus, musculus extensor hallucis longus.

Každý pohyb hlezenního kloubu je spojený s pohybem lýtkové kosti a mění se přitom i šířka vidlice kostí bérce. Při extenzi se lýtková kost posune dozadu a nahoru a při flexi je tažena směrem vpřed (Hudák, 2013, s. 86-87).

2 Skiografie

Skiografie neboli snímkování je základní metoda používaná v radiodiagnostice, která využívá ionizující rentgenové záření (Nekula, 2014, s. 12). S objevem rentgenových paprsků je spojován německý profesor a fyzik Wilhelm Conrad Röntgen, který záření náhodně objevil roku 1895 ve své laboratoři díky pokusům s katodovou trubicí (Seidl, 2012, s. 21). Rentgenové záření je definováno jako elektromagnetické vlnění o krátké vlnové délce v rozsahu 10^{-8} až 10^{-12} metru. V radiodiagnostice se používá vlnění o vlnové délce 10^{-9} až 10^{-11} metru (Vomáčka a kol., 2012, s. 13-14).

Princip

Zdrojem rentgenového záření je rentgenka. Je to vysoce vakuovaná sklokeramická trubice, která se skládá ze dvou elektrod – ze záporné katody a kladně nabitě anody. Katoda je složená z wolframových drátků, které jsou uloženy ve fokusační misce. Anoda je nejčastěji z wolframu a má dva typy ohnisek – termické a optické. Uvnitř rentgenky se nachází vakuum, které slouží ke správné funkci. Mezi další části rentgenky patří výstupní okénko, kterým vychází paprsky, pouzdro, nejčastěji z hliníku, počítadlo expozic a v neposlední řadě olej, který slouží k ochlazení rentgenky (Vomáčka a kol., 2012, s. 15-16). Katoda je žhavana vlivem elektrického proudu na teplotu okolo 2000°C a tím dochází k uvolňování elektronů. Po zapojení vysokého napětí anody dochází k velkému rozdílu potenciálu mezi anodou a katodou, a proto elektrony emitované z katody putující k anodě jsou urychleny a dopadají obrovskou rychlostí na ohnisko anody. Po dopadu jsou elektrony prudce zbrzděny, 99% energie se přemění v teplo, zbylé 1 % se přemění v energii záření a vznikají dva druhy záření – brzdné a charakteristické (Klátil, 2019, s. 207-208). Brzdné záření je převažující typ, který vzniká na rentgence a dojde k němu tak, že se energie zbrzděných elektronů přemění na energii fotonů. Vzniká záření o různých frekvencích a jde o spojité spektrum. Charakteristické záření vzniká díky vnitřním přechodům elektronů uvnitř atomu, přičemž uvolněná energie je ve formě fotonů. Dojde tak ke vzniku záření a jedná se o čárové spektrum (Seidl, 2012, s. 28-29). Součástí každého rentgenového přístroje jsou clony. Clony se dělí na primární a sekundární. Primární clony vymezují primární svazek na minimum a tím sníží ozáření pacienta. Sekundární clony slouží k zachycení sekundárního záření, tím se zlepší kvalita obrazu a jsou umístěny mezi pacientem a filmem (Nekula, 2014, s. 14). Rentgenové záření

prochází pacientem, kde je v závislosti na složení tkání část záření absorbováno a zbývající část prostupuje skrz tkáně a dopadá na detektor (Seidl, 2012, s. 25). „Detektor slouží k přeměně energie ionizujícího záření na jinou formu energie, kterou můžeme registrovat“ (Rosina, 2013, s. 167). Ionizující záření se promění v elektrický signál, díky kterému je snímek viditelný v počítači ihned po expozici (Heřman, 2014, s. 14). Vzniká dvourozměrný rentgenový obraz trojrozměrného objektu. Z důvodu snímkování trojrozměrného objektu často dochází ke sumaci, tedy překrytí (Nekula, 2014, s. 11-12). Jelikož nabývají tkáně různých hustot a míry absorpce jsou na snímku zachyceny struktury světlé a tmavé. Světlými strukturami jsou nejčastěji kosti, které více absorbují a mají vyšší hustotu. Tmavými strukturami bývají měkké tkáně, z důvodu menší absorpce a nižší hustoty (Seidl, 2012, s. 25). V lékařské terminologii jsou spíše používány pojmy zastínění a projasnění (Heřman, 2014, s.14-15).

Skiagrafický přístroj

Mezi základní vybavení vyšetřovny patří vyšetřovací stůl, rentgenka a vertigraf. Vyšetřovací stůl může být pevný nebo pohyblivý do všech stran. Pod vyšetřovacím stolem se nachází vozík pro vložení kazety. Rentgenová lampa je nejčastěji přichycena na stropním pojízdném systému, proto má velký rozsah a není problém snímkovat pacienta na lůžku. Poslední částí je stojící vertigraf, který slouží ke snímkování pacientů v sedě nebo ve stoje (Vomáčka a kol., 2012, s. 22-23).

Rentgenové vyšetření hlezenního kloubu

Rentgenové vyšetření je první a základní vyšetření v diagnostice, díky dostupnosti a nízké ceně. Skiografie nám umožní odhalit úrazové, zánětlivé, degenerativní změny skeletu a popřípadě i měkkých tkání. Pro přesné a doplňující zobrazování měkkých tkání je třeba využít jinou variantu ze zobrazovacích metod. Pro změny skeletu jsou typické difúzní a ložiskové změny nebo anomálie. Mezi typické příznaky poranění měkkých tkání řadíme hematomy, edémy a emfyzém (Heřman, 2014, s. 82-86). Nejčastějšími indikacemi ke skiagrafickému vyšetření hlezenního kloubu jsou bolesti, pády, poranění, nemožnost zátěže a chůze. Kontraindikací pro tohle vyšetření je těhotenství (Věstník MZ ČR, 2019, s. 11, 45). Po samotném vyšetření je rentgenový snímek odeslán na popis lékaři, který popisuje a hodnotí:

- tvar a postavení kostí i kloubu

- případné zlomeniny
- změny struktury kompakty a spongiózy kosti
- velikost kloubní štěrbiny
- případný nález v měkkých tkáních (Heřman, 2014, s. 87)

Projekce

Pro zobrazování hlezenního kloubu se používají čtyři projekce. Mezi základní, tedy standardní projekce patří předozadní a bočná projekce a mezi speciální je zařazena šikmá projekce. U všech projekcí je vzdálenost ohniska od detektoru minimálně sto centimetrů. Před samotným výkonem je pacient správně identifikován, informován o vyšetření, o chování během expozice a u žen ve fertlím věku je vyloučená gravidita. Pacient je poučen o odložení oděvu z dolní končetiny, šperků a jiných kovových předmětů z vyšetřované oblasti. Radiologický asistent vykryje gonády pacienta olověnou zástěrou a poslední pokyn, který pacient dostane zní: Nehýbejte se!

Základní projekce

Hlezenní kloub v předozadní projekci

Pacient sedí, případně leží na zádech na vyšetřovacím stole. Dolní končetiny má natažené a horními končetinami se opírá o stůl. Nevyšetřovaná končetina je oddálená od vyšetřované. Noha svírá s hlezem pravý úhel, je mírně v plantární flexi a lehce vytočena mediálním směrem. Centrální paprsek směřuje na střed hlezenního kloubu. Na správně provedeném snímku musí být viditelná štěrbina hlezenního kloubu v celém rozsahu, musí být zobrazen celý kloub včetně distálního bérce a talu, který nesmí být v superpozici s tibií a fíbulou. Kloubní štěrbina articuatio talocruralis a fibula se částečně překrývá s tibií (příloha č. 1).

Hlezenní kloub bočná projekce

Vyšetření lze provést vsedě, vestoje či vleže vyšetřovaným bokem ke snímacímu aparátu. Nejčastěji se bočná projekce provádí vleže, kdy se pacient položí na bok vyšetřované strany, končetina je mírně ohnutá v kolenním kloubu a chodidlo je přitaženo mírně k bérce. Tato končetina naléhá zevní stranou na stůl a nevyšetřovaná končetina je zanožena, aby nepřekrývala oblast zájmu. Zevní a vnitřní

kotník je v superpozici a spojnice mezi nimi musí být kolmá na zobrazovací systém. Díky tomuto postavení jsou kotníky nad sebou a překrývají se. Hlezno s nohou svírají pravý úhel a osy bérce a nohy jsou na sebe kolmé. Centrální paprsek směřuje kolmo na vnitřní kotník (příloha č. 2). Na kvalitním snímku musí být kloub zobrazen v celém rozsahu, včetně distálního bérce, talu a celé paty (Věstník MZ ČR, 2019, s. 52-53).

Speciální projekce

Šikmá projekce

Pacient sedí nebo leží na vyšetřovacím stole a má natažené obě dolní končetiny. Vyšetřovaná dolní končetina je rotovaná o 30° mediálně a nevyšetřovaná končetina je mírně oddálená. Mediální strana plosky nohy je k vyšetřovacímu stolu v úhlu 45°. Centrální paprsek je nasměrován na střed hlezenního kloubu. Na snímku musí být zachycen celý hlezenní kloub, včetně distálního bérce a talu (Franek, 2009, s. 198).

Specifika radiologie u dětí

Pediatrická radiologie má svá specifika, protože se děti liší od dospělých, hůře spolupracují, a proto je třeba úkony provádět rychle a přesně, aby se vyšetření nemuselo opakovat. Při opakovaném snímkování dostává dítě vyšší radiační zátěž. V případě dětí platí, že indikaci k vyšetření spojené s ionizačním zářením je třeba pořádně zvážit a případně využít jiné zobrazovací metody, například ultrasonografii nebo magnetickou rezonanci. Při skiografii dětí je nutné snížit dávku na minimum, vyclonit primární svazek na co nejmenší pole a chránit gonády ochrannými pomůckami. Menší děti, které nejsou schopny spolupráce, vyšetřujeme za použití fixačních pomůcek, při výjimečné situaci drží dítě rodič nebo zdravotní sestra. Doprovodná osoba musí být poučena, musí podepsat informovaný souhlas a vše musí být zaznamenáno a potvrzeno podpisem do knihy návštěv v kontrolovaném pásmu (Seidl, 2009, s. 73).

Radiační ochrana

Mezi cíle radiační ochrany patří vyloučení deterministických účinků a snížení účinků stochastických, které jsou pravděpodobné, na přijatelnou úroveň pro jednotlivce i společnost. Deterministické účinky nastávají až po překročení limitů ekvivalentní

dávky, které jsou stanovené tak nízko, aby nebylo ani po celoživotním ozáření dosaženo prahové dávky. Určitý práh dávky je u různých tkání jiný. Vznik stochastických účinků lze omezit limitováním dávek. Tak bude pravděpodobnost poškození snížena na co nejmenší. Stochastické účinky opakovaných dávek se sčítají (Hušák, 2009, s.35-39).

Mezi principy radiální ochrany patří princip zdůvodnění, optimalizace, limitování a fyzické bezpečnosti zdrojů. Princip zdůvodnění je založen na zdůvodnění přínosu každé činnosti, přínos musí vyvážit rizika, která mohou vzniknout. Princip optimalizace, označován také jako ALARA, je založen na tom, aby byly dávky potřebné k získání dostatečné diagnostické informací, co nejnižší, s přihlédnutím na hospodářská a společenská hlediska. Princip nepřekročení limitů je ustanovený na nepřekročení doporučených limitů dávkovým ekvivalentem jednotlivce. Princip fyzické bezpečnosti zdrojů říká, že zdroje ionizujícího záření musí být zabezpečeny a musí být dodržována bezpečnost při nakládání s nimi (Hušák, 2009, s. 63-66).

Ochrana personálu

Existují tři způsoby, jak se chránit před ionizujícím zářením, a to ochrana časem, vzdáleností a stíněním. Ochrana časem znamená, že s rostoucí dobou roste radiální zátěž pracovníka. Ochrana vzdáleností je založena na tom, že dávka záření klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Ochrany stíněním docílíme využitím ochranných pomůcek, které zeslabují svazek i dávku záření (Hušák, 2009, s. 63-65). Ochrana v radiodiagnostice zahrnuje speciální úpravy vyšetřoven, jako jsou baryové omítky, okénko z olovnatého skla a musí být vše řádně označeno. Limit efektivní dávky stanovené pro ozáření personálu je 50 mSv za rok. Pro kontrolu, jestli nebyl limit překročen se využívá osobní dozimetr, případně prstové dozimetry (Seidl, 2009, s. 94-95).

Ochrana pacientů

Ochrana pacientů spočívá ve snížení ozáření. Toho docílíme optimalizací expozičních parametrů, filtrací primárního svazku, velikostí ozářeného pole, vzdáleností ohniska rentgenky a kůže a stíněním pomocí pomůcek. Je třeba dbát na vykrytí citlivých orgánů, zejména gonády (Seidl, 2009, s. 92-93).

3 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie byla objevena na konci sedmdesátých let dvacátého století a stala se standardní diagnostickou zobrazovací metodou (Seidl, 2012, s. 44). V dnešní době je CT natolik dostupné, že CT přístroj vlastní většina zdravotnických nemocničních i ambulantních zařízení. Výpočetní tomografie je dynamická metoda, dominující nejlepší rozlišovací schopností, která zajišťuje 3D nebo 4D zobrazení (Vomáčka a kol, 2015, s. 42). Rozdíl mezi klasickým rentgenovým zobrazením a CT zobrazením je ve vzniklé projekci. U RTG vzniká dvourozměrný planární obraz, zatímco u CT vzniká trojrozměrný virtuální obraz, který je rozdělen do tenkých řezů. Nevýhodou planárního zobrazení je riziko neodhalení nálezu, z důvodu překrytí a uložení struktur v rozmanitých hloubkách (Seidl, 2012, s. 47).

Princip CT

Výpočetní tomografie, z angličtiny *computed tomography*, je zobrazovací metoda, využívající ionizující rentgenové záření, které prochází pacientem. Část záření se absorbuje a část dopadá na detektory, které umožňují převod záření na elektrický signál a ten je odeslán do počítače (Heřman, 2014, s. 21-22). CT zobrazování zahrnuje pořizování mnoha rentgenových projekcí z různých úhlů, nejčastěji přes 180° nebo 360°. Projekce ukazují útlum rentgenového záření, jak prochází pacientem. Získaná data jsou v počítači výpočetně rekonstruována a vzniká virtuální 3D obraz ve stupních šedi (Rawson, 2020, s. 21). Doba expozice trvá 0,3 – 2 sekundy. U novějších přístrojů se expoziční čas pohybuje okolo 1 sekundy. Vzniklý obraz je složen z vrstev a přístroj určí míru oslabení, tedy intenzitu absorpce, každé vrstvy. Míra oslabení se označuje jako denzita a je číselně vyjadřovaná v Hounsfieldových jednotkách (Heřman, 2014, s. 22). Hounsfieldová škála je v rozmezí -1000 HU až +3096 HU. Hodnotě -1000 HU odpovídá vzduch, hodnota 0 HU odpovídá vodě a k hodnotě +3096 HU se přibližují neřaděné kontrastní látky a kovy (Ferda, 2002, s. 13). Lidské oko umí rozlišit pouze 16 stupňů šedi, proto lze modulací jasu a kontrastu obraz upravit. Jelikož jsou v oblasti zájmu tkáně s podobnou denzitou, radiologický asistent vybere z celé škály pouze malé okénko s úzkou škálou denzit. Při nastavení okénka platí, že tkáně mající hodnotu nižší než 0 HU jsou tmavé a tkáně, které mají hodnotu vyšší než 80 HU jsou světlé (Seidl, 2012, s. 48). Světlé body jsou označovány jako hyperdenzní a tmavé jako hypodenzní (Nekula, 2014, s. 32).

Tabulka 1. Density tkání v Hounsfieldových jednotkách

Druh tkáně	Denzita
Kalcifikace	+100 HU až +200 HU
Čerstvá krev	+60 HU až +80 HU
Parenchymové orgány	+25 HU až +60 HU
Likvor, moč, žluč	+3 HU až +15 HU
Voda	0 HU
Tuk	-40 HU až -120 HU
Vzduch	-1000 HU

(Nekula, 2014, s. 32)

Přístroj počítačové tomografie

CT přístroje se dělí podle technického vývoje do pěti generací. Nejvýznamnější je však třetí generace, která je alfou a omegou pro dnešní dobu. Pracoviště výpočetní tomografie se skládá z vyšetřovacího posuvného stolu, vyšetřovacího tunelu, tzv. gantry, který obsahuje rentgenku a velké množství detektorů uspořádaných ve více řadách v kruhovém oblouku, a přídatného vybavení. Rozlišujeme dva typy CT přístrojů – multidetektorové a spirální (Seidl, 2009, s. 46-50). Multidetektorové CT využívají řady detektorů, které jsou umístěné vedle sebe. V jedné řadě může být až 1000 detektorů. Nejčastěji se používají velmi citlivé detektory zhotovené z gadolinia a kadmia. Mezi hlavní výhody MDCT přístrojů patří krátká doba vyšetření a minimum artefaktů. Druhým typem jsou spirální, takzvané helikální přístroje. Tento typ přístroje je založený na pohybu stolu v gantry při rotaci rentgenky a detektorů. Díky novému typu přenosu signálu (slip - ring technology) se zkrátila doba vyšetření a lze nepřetržitě snímat delší úsek. Tento typ má největší uplatnění v traumatologii (Nekula, 2014, s. 33–34).

Provedení vyšetření

Pacient je před samotným vyšetřením řádně poučen radiologickým asistentem a musí podepsat informovaný souhlas o provedení daného vyšetření. Pokud se jedná o vyšetření nativní, pacient přichází bez speciální přípravy. Jedná-li se o vyšetření s kontrastní látkou, musí být pacient alespoň 6 hodin nalačno a pořádně zavodněn.

Před aplikací kontrastní látky je třeba zjistit alergologickou anamnézu a kvalitu funkce ledvin pacienta. V případě pozitivní anamnézy bude pacient před vyšetřením premedikován. Pro aplikaci kontrastní látky je nutné zajistit nitrožilní vstup pomocí flexibilní kanyly o šířce 16 až 20G, která je napojena na přetlakový injektor s kontrastní látkou (Vomáčka a kol., 2015, s. 44). Pacient je položen na vyšetřovací stůl a radiologický asistent nastaví CT přístroj na vyšetřovanou oblast a zadá vyšetřovací protokol. Nejprve je pořízen plánovací sken, odborně topogram a podle něj je nastaven rozsah vyšetření (Vomáčka a kol., 2015, s. 44). Topogram je orientační prvotní snímek, na kterém se určí oblast zájmu, počet a orientace topogramů, poloha a úhel gantry (Válek a kol., 1998, s. 15). Po určení rozsahu je vybrána technika, která může být buď konvenční anebo spirální. Jakmile je zvolen typ techniky, získávají se obrazy v axiální rovině (Heřman, 2014, s. 23). Tyto obrazy jsou označovány jako hrubá data a jsou dále rekonstruována do výsledného 3D zobrazení. Po vyšetření jsou vytvořené obrazy odesílány do systému PACS a popsány radiologem (Vomáčka a kol., 2015, s. 44). Mezi kontraindikace vyšetření výpočetní tomografií patří těhotenství, klaustrofobie a nadměrná hmotnost pacienta (Věstník MZ ČR, 2016, s. 9).

Vyšetření kostí a kloubů

Výpočetní tomografie je nejčastěji indikována pro zobrazení kostí, jejich struktury, osifikace a kalcifikace, které jsou kvůli značné absorpci záření dobře zobrazovány. Naopak pro zobrazení šlach, svalů, vazů a chrupavek není výpočetní tomografie příliš vhodná metoda, z důvodu nízké absorpce záření (Ferda, 2010, s. 37). Při zobrazování skeletu výpočetní tomografií je důležité posuzovat vyšetření ve více rovinách. Pro lepší zobrazení kloubů se používají rekonstrukce typu volume rendering a SSD. Mezi nejvíce vyskytující se nálezy patří zlomeniny, poruchy vývoje, degenerativní změny, záněty a nádory (Ferda, 2010, s. 37, 525–590).

U dětí je vyšetření CT druhou nejpoužívanější metodou, hned po skiagrafii. Nejčastěji je vyšetření indikováno pro přesnou lokalizaci kostí a jejich úlomků před operací. Lékař ovšem musí indikaci velmi dobře zvážit, protože je vyšetření spojeno se značnou radiační zátěží (Skotáková, 2012, s. 354-355). Při vyšetření dětí se upraví hodnota proudu, hodnota napětí zůstává stejná. Pro snížení dávky hraje roli velikost vyšetřované oblasti a velikost dětského pacienta (Ferda, 2009, s. 31).

Protokoly vyšetření CT

Poranění skeletu

CT vyšetření u poranění skeletu je nativní, tedy bez podání kontrastní látky. Mezi indikace patří předoperační plánování nebo zobrazení a klasifikace zlomenin. V protokolu určíme rozsah, který odpovídá velikosti poranění, dále nastavíme hodnoty v kV a mAs, kolimaci, šířku vrstvy a algoritmus HRCT – tedy zobrazení v kostním okně (příloha č. 3) a okně pro měkké tkáně. Šířka dané vrstvy bude buď 1,5 mm nebo 3 mm. Šíře okna je 1500 HU a střed okna odpovídá 300 HU. Po rekonstrukci dat vzniká obraz v rovině sagitální (příloha č. 4), axiální a koronární (příloha č. 5) (Ferda, 2009, s. 194–195). Obrazy mohou být dále převedeny do 3D (příloha č. 6) nebo 4D podoby a poslány do archivu (Vomáčka a kol., 2015, s. 44) Pro vyšetření kostí a kloubů můžeme využít protokol DECT. Jedná se o nativní zobrazení a nejčastěji se využívá pro zobrazení kloubních chrupavek, šlach nebo pro urátovou artropatii (Ferda, 2009, s. 200–201).

Artrografie

CT- artrografie je doplňkové vyšetření, které lékař indikuje z důvodu poškození kloubů, především měkkých tkání a celistvosti pouzdra. V protokolu radiologický asistent nastaví rozsah, který zahrnuje celý kloub, potřebné parametry, proces rekonstrukce a aplikaci kontrastu. Kontrastní látka se aplikuje dovnitř kloubu (intraartikulárně) v objemu 10 až 15ml, ale samotné zobrazení se spustí za 20 minut od aplikace. Výsledné vrstvy mají šířku 1,5 mm a 3 mm. Kostní okno je široké 1500 HU a střed okna je 300 HU. Získáme obraz ve třech zobrazovaných rovinách lidského těla (Ferda, 2009, s. 196–197).

Muskuloskeletální nádory

Vyšetření je indikováno pro staging nádorů, jak kostí, tak kloubů, dále pro cévní prokrvení tumorů. V protokolu vyplníme rozsah vyšetření, to vždy odpovídá velikosti zájmové oblasti. Nastavíme parametry, šířku vrstvy, rekonstrukci, ta odpovídá pro kostní okno a měkko-tkáňové okno. Součástí vyšetření je podání kontrastní látky, která bude podávána do žíly (intra venózně) v množství 80–100 ml rychlostí 3-4 ml/s. Pro kvalitní zhodnocení je třeba správně provedené zobrazení v arteriální a venózní

fázi. Získáme obraz ve třech zobrazovaných rovinách – koronární, sagitální a axiální (Ferda, 2009, s. 198-199).

4 Ultrasonografie

Ultrasonografie je jedna ze základních diagnostických zobrazovacích metod, která se využívá denně pro zobrazování vnitřních struktur, parenchymových orgánů, cév, pohybového aparátu a plodu, bez použití ionizujícího záření. Tato zobrazovací metoda je oproti jiným metodám cenově levná, přenosná a umožňuje zobrazení v reálném čase (Brattain, 2018, s. 787). V posledních letech vzrostl počet lékařských ultrazvuků z důvodů lepšího výkonu, modernější techniky a zdokonalením ultrazvukových systémů. V dnešní době jsou ultrazvuky téměř v každé ordinaci lékaře, v ambulancích i na pohotovostních odděleních (Powers, 2011, s. 477).

Ultrazvuk je označován jako akustické vlnění o frekvenci vyšší než 20 kHz, které může být absorbováno a zeslabeno v tkáních, může se odrazit nebo lámat (Li, 2020, s. 92). Pro lidské ucho je neslyšitelné, protože leží nad hranici slyšitelnosti. V lékařské sonografii se používá vlnění o frekvenci 2–30 MHz (Chmelová, 2006, s. 9). Zobrazujeme především měkké tkáně a tekutiny, z důvodu nízké absorpce a dobrého odrazu vlnění, na rozdíl od kostí a plynu, které vysoce absorbují a tlumí ultrazvukové vlnění a vytváří akustický stín (Heřman, 2014, s. 17-18).

Princip ultrasonografie

Ultrasonografie je metoda založená na zaznamenávání ultrazvukových vln, které jsou odrážené od tkání. Zdrojem ultrazvukového vlnění je piezoelektrický krystal, který je umístěn v sondě (Seidl, 2012, s. 40). Díky působení střídavého proudu dochází k deformaci tvaru krystalu (Heřman, 2014, s. 17). Pro zachycení odražených vln se využívá opačného principu, díky kterému lze pozorovat rozdíly hustot na hranici tkání (Bartušek, 2004, s. 7). Ultrazvuková sonda je ovládána zobrazovacím systémem za účelem přenosu a příjmu ultrazvuku a vytváří ultrazvukový obraz se sadou dat. V závislosti na typu sondy a systému mohou být snímky buď dvourozměrné, nebo trojrozměrné (Wonseok, 2017, s. 91-92). Pro ultrazvukovou vlnu je typický odraz, rozptyl, lom a absorpce. Část energie se přemění na teplo a zpátky ke zdroji se proto nevrací celá energie (Vomáčka a kol., 2015, s. 38). K vyšetření jsou používány pulzní ultrazvukové vlny, jedna vlna trvá v rozmezí mikrosekund. Zhruba 1 % času jsou vlny vysílány a zbylých 99 % času jsou přijímány (Nekula, 2014, s. 25). Základní vlastností je akustická impedance, která říká, jak ultrazvuk proniká prostředím. Na hranici dvou tkání dochází k odrazu, jelikož mají různé akustické impedance. Z důvodu vysoké

impedance vzduchu je třeba pro průchod vlnění a kvalitní zobrazení použít gel, který lékař nanese na sondu a kůži (Seidl, 2012, s. 40). Pro popis obrazu se používají pojmy hyperechogenní, hypoechogenní a anechogenní tkáně. Hyperechogenní tkáně se projevují světlou barvou, naopak hypoechogenní tkáně barvou tmavou. Další skupinou jsou tkáně anechogenní, které neodráží ultrazvukovou vlnu a projeví se jako černé struktury. Tkáně, které mají stejnou echogenitu se označují jako izoechogenní (Nekula, 2014, s. 26).

Tabulka 2. Příklady echogenit tkání

Hyperechogenní	Hypoechogenní	Anechogenní
tuk	nádory	moč
bránice	metastázy	likvor
stěny cév	ischemie	žluč
nekróza	kontuze	krev

(Nekula, 2014, s. 26)

Ultrazvukový přístroj

Ultrazvukové přístroje jsou dvojího typu – terapeutické, sloužící k fyzioterapeutickým účelům a diagnostické, sloužící k vyšetřování tkání. Mezi základní části přístroje patří: vyšetřovací sondy, elektronická aparatura, zobrazovací část a dokumentační část (Nekula, 2014, s. 27).

Vyšetřovací sondy jsou základní a zároveň nejdražší částí ultrazvukového přístroje. Součástí každé sondy jsou měniče, díky kterým dochází k převodu energie elektrické na energii mechanickou. Existuje několik typů sond, které se liší tvarem a frekvencí (Chmelová, 2006, s. 14). Prvním typem je lineární sonda, která má frekvenci 5 až 10 MHz, vzniká pravouhlý obraz a využívá se především k zobrazování štítné žlázy, měkkých tkání a svalů. Druhým typem je sektorová sonda, jejíž frekvence je 2 až 3 MHz, vytváří obraz ve tvaru vějíře a využívá se především v kardiologii a při zobrazování mezižeberních prostorů. Třetím typem je sonda konvexní o frekvenci 2,5 až 5 MHz, která se využívá při vyšetření břicha (Nekula, 2014, s. 27). Dominantou zobrazovací části je monitor, který by měl mít dostatečnou velikost a vyšetřující lékař by ho měl mít v úrovni očí. Monitor je často umístěn na ramenu, které je pohyblivé a poskytuje velký rozsah pozic (Vomáčka a kol., 2015, s. 39). Další částí je ovládací

panel, který slouží k zadávání dat, nastavení parametrů a přepínání sond. Poslední důležitou součástí je dokumentační část, ve které se archivují všechny pořízené obrazy (Chmelová, 2006, s. 16).

Zobrazování ultrasonografií

Mezi základní typy zobrazování sonografií patří zobrazení A, B a dynamické (Nekula, 2014, s. 28). A mód, odvozený od amplitudy, je nejstarší a nejjednodušší zobrazení, které se používá k diagnostice v otolaryngologii a oftalmologii. Dochází ke vzniku jednorozměrného obrazu (Dietrich, 2008, s. 4). Intenzita odražené ultrazvukové vlny je přímo úměrná amplitudě. Získáme tak záznam výchylek, které jsou od sebe umístěné různou vzdáleností, která odpovídá vzdálenosti mezi hranicemi tkání (Chmelová, 2006, s. 16-17). B mód, od anglického brightness tedy jas, je zobrazování amplitud v podobě světlých bodů. Svítivost jednotlivých bodů je určena intenzitou elektrických signálů a platí zde pravidlo, čím vyšší signál, tím větší jas bodu. U novějších přístrojů lze jas zobrazit ve škále 256 stupňů šedi. Při zobrazování typu B vzniká dvourozměrný obraz, z důvodu laterálního posunu paprsku (Dietrich, 2008, s. 4). Dynamické zobrazování je označováno také jako M mód, z anglického slova motion, v překladu pohyb (Dietrich, 2008, s. 5). M mód je zobrazování v reálném čase, kdy základem celého vyšetření je rychlé zobrazování sérií snímků zájmové oblasti. Při vyšetření lze zobrazovat tkáně v pohybu, proto má dynamické vyšetření největší využití v kardiologii, při vyšetření cév nebo gynekologii a porodnictví při vyšetření pohybů plodu (Chmelová, 2006, s. 17).

Mezi doplňkové vyšetření patří dopplerovská ultrasonografie. Používá se k diagnostice prokrvení tkání a k měření rychlosti krve. Dopplerovské vyšetření spočívá ve změně vlnové délky a frekvence, jejichž přijímaný signál se liší od signálu vysílaného. Měření rychlosti je dvojího typu: PW mód, z anglického pulsedwave, což znamená vysílání ultrazvukové vlny v určitých pulzech. Druhým typem je CW mód, z anglického continuoswave, kdy je ultrazvuková vlna vysílána nepřetržitě (Seidl, 2012, s. 43-44). Existují tři druhy Dopplerovského záznamu: barevný, spektrální a akustický. Díky barevnému záznamu lze pozorovat směr, kterým krev teče a rychlost toku v několika cévách současně. U spektrálního záznamu je znázorněna souvislost rychlosti krve za určitý časový interval. U akustického záznamu dochází k přeměně

kmitočtu ultrazvuku, který je v MHz, na kmitočty v Hz, který je slyšitelný pro lidské ucho (Vomáčka a kol., 2015, s. 39).

Zásady ultrasonografického vyšetření

Velmi důležitou zásadou při vyšetření ultrazvukem je správná orientace na obraze. Vyšetření se provádí v transverzální a sagitální rovině. V rovině transverzální se pacientova levá strana těla promítne na obrazovce napravo, a naopak pravá strana pacienta se zobrazí na levé straně monitoru. U sagitální roviny se hlava pacienta znázorní vlevo a nohy směrem vpravo. Každá sonda je stranově označena, aby nedocházelo při zobrazování k převrácení obrazu. Nedílnou součástí při vyšetření je komunikace s pacientem (Chmelová, 2006, s. 28-29).

Provedení vyšetření

Při vyšetření hlezenního kloubu leží pacient na zádech. Celé vyšetření začíná u chodidel, konkrétně na dorzální straně a pokračuje směrem k hlavě zhruba do poloviny bérce. Zobrazujeme vazy, šlachy, struktury kloubu a Achillovu šlachu s úpony. Nejčastěji se sonografické vyšetření provádí pro stanovení postižení kloubů, např. rozsah poranění, záněty, dále určení artritidy a burzitidy (Dietrich, 2008, s. 357-358). Pro kvalitní vyšetření Achillovy šlachy leží pacient na břiše a dolní končetiny má natáhnuté. Díky správné poloze lze zobrazit povrchovou i hlubokou burzu a případné přerušování celistvosti šlachy (Ivanoski, 2019, s. 218-219).

5 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je diagnostická zobrazovací metoda, která nevyužívá ionizujícího záření. Tato metoda byla objevena na konci sedmdesátých let a postupem času se stala nedílnou součástí každodenní rutiny ve zdravotnických zařízeních (Válek, 2000, s. 5). V České republice se nachází 67 přístrojů pro magnetickou rezonanci podle údajů k roku 2014 (Heřman, 2014, s. 29). Základem MR je uložení pacienta do značně silného magnetického pole, ve kterém je vysílána krátkodobá frekvence, díky které lze snímat signály magnetické způsobené atomy vodíku na pacientově těle. Získané magnetické signály se uplatní při tvorbě obrazů (Vomáčka a kol., 2015, s. 47). Mezi dominantní vlastnosti magnetické rezonance patří kvalitní a detailní zobrazení měkkých tkání, schopnost zobrazit cévy mozku bez použití kontrastní látky a standardní zobrazení ve třech rovinách. Existuje i mnoho speciálních vyšetření magnetickou rezonancí, např. funkční MR, difúze mozku či spektroskopie (Nekula a Chmelová, 2007, s. 7)

Princip magnetické rezonance

K tomu, abychom pochopili, jak magnetická rezonance funguje, museli bychom znát kvantovou fyziku a vysokoškolskou matematiku. Pro usnadnění se využívají pojmy z mechaniky. Základním pojmem je fyzikální veličina vektor, která určuje směr, velikost a začátek působení magnetického pole. Graficky se označuje šipkou (Nekula a Chmelová, 2007, s. 7). Mezi další potřebné pojmy, které bychom měli znát je spin. Jde o pohyb kolem dlouhé osy, kterým se vyznačují kladně nabitě subatomární částice, tedy protony. Díky pohybu elektricky nabitě částice dochází ke vzniku magnetického pole, též magnetického momentu (Vomáčka a kol., 2015, s. 47). Magnetický moment tvoří především atomy s lichým protonovým číslem. Nejvhodnějším zástupcem je vodík, který obsahuje pouze jeden proton ve svém jádru a je v lidském těle hojně rozšířen (Nekula a Chmelová, 2007, s. 7). Pokud vložíme protony do magnetického pole statického, které se značí B_0 , dojde k uspořádání protonů rovnoběžně k siločarám. Protony mohou být orientované paralelně nebo antiparalelně, tedy otočené o 180° (Vomáčka a kol., 2015, s. 47). V tomto okamžiku dochází ke dvojímu pohybu protonu i jeho magnetického momentu, kdy se proton otáčí kolem vlastní osy (spin) a zároveň vykonává rotační pohyb po obvodu fiktivního kužele. Tento pohyb se nazývá precese (Heřman, 2014, s. 26). Jestliže přivedeme elektromagnetický

impulz o vysoké frekvenci podobné rozsahu rádiových vln, dojde k excitaci protonů, následně přeměně směrů vektorů a vzniku podélné magnetizace (Nekula a Chmelová, 2007, s. 8-9). Aby došlo k co nejefektivnějšímu přenosu energie, je třeba aby odpovídala frekvence elektromagnetického vlnění s frekvencí precese. Poté co dojde ke shodě obou frekvencí, jsou protony připravené pohlcovat energii vlnění a dochází tak k rezonanci (Válek, 2000, s. 8). Jakmile začnou protony vykonávat precesi jednotně, vznikne magnetizace příčná. Poté, co vysokofrekvenční impulz přestane působit dojde k zachytávání signálů vycházející z vodíkových jader v těle pacienta za pomoci cívek. Zachycené signály se využijí pro vytvoření obrazů. Dále dojde k relaxaci, kdy se excitovaný proton vrátí do původní polohy. (Nekula a Chmelová, 2007, s. 9-10). Doba, za kterou se změní proton z excitovaného do normálního stavu označujeme jako relaxační čas. Relaxační čas T1 je doba, při níž dojde k zotavení vektoru z podélné magnetizace alespoň na 63 %. Relaxační čas T2 udává dobu, za kterou zanikne vektor z příčné magnetizace na 37 % své hodnoty (Seidl, 2012, s. 55–56).

Přístroj magnetické rezonance

Přístroj magnetické rezonance se skládá z několika částí: ze stacionárního homogenního magnetu, chladicího zařízení, cívek, vysokofrekvenčního vysílače a přijímače, počítače, stínění, pohyblivého stolu a doplňujících částí jako je EKG a anesteziologický přístroj, které nesmí být vyrobeny z magnetických materiálů (Vomáčka a kol., 2015, s. 52). Přístroje se dělí na druhy podle magnetu na velmi nízké (menší než 2,0T), nízké (do 3,0T), střední (v rozmezí 0,5T až 1,0T) a vyšší (od 1,5T do 4,0T). Intenzita statického magnetického pole má jednotku Tesla (T) a v praxi se setkáváme s intenzitou od 0,5T do 1,5T. Pro výzkum se využívá intenzita 3,0T. Nevýhodou přístrojů s nízkým polem magnetickým je horší kvalita obrazu z důvodu špatného poměru šumu a signálu. Dále můžeme dělit magnety dle konstrukce na rezistivní, permanentní a supravodivé (Nekula a Chmelová, 2007, s. 19–21).

Další součástí jsou cívky, které mohou být různého typu. První skupinou cívek je skupina permanentně zabudovaných, které jsou uloženy v gantry a dělí se na volumové, gradientní a vyrovnávací (Vomáčka a kol., 2015, s. 53). Volumové cívky jsou použity jako vysílač B0 a přijímač impulzů, gradientní jsou uloženy poblíž stacionárního magnetu a vyrovnávací cívky užíváme pro vyrovnání nestejnoroosti

pole magnetu. Druhou skupinou jsou povrchové cívky, které se umísťují k částem lidského těla. Jsou různě tvarované, užívají se jako přijímač a vylepšují kvalitu obrazu. Mezi nejvíce používané cívky patří hlavová, krční, páteřní, ramenní, kolenní, zápěstní a mnoho dalších speciálních zejména prsní, endorektální (Nekula a Chmelová, 2007, s. 22–23).

Součástí přístroje pro magnetickou rezonanci je ovládací konzole, kterou užíváme ke kontrole funkce celého zařízení a je napojena na počítač. Mezi základní funkce konzole patří shromáždění dat o pacientovi a vyšetření, příprava na určené vyšetření, vložení parametrů, jako je čas, sekvence, cívka, uložení a archivování obrazů (Válek, 2000, s. 31). Mezi další části MR přístroje řadíme stínění, které dělíme na dva typy. Prvním typem je stínění pasivní, které se opírá o Faradayovu klec a v praxi to znamená použití masivní vrstvy ocelových plátů a plechů vytvořené z mědi (Vomáčka a kol., 2015, s. 54). Druhý typem je stínění aktivní, označováno jako stínění doplňkové a spočívá v umístění cívek okolí gantry. Cívky vytvářejí magnetické pole, jehož směr je opačný a díky tomu zeslabují jeho působivost (Nekula a Chmelová, 2007, s. 25).

Je velmi důležité, aby se radiologický asistent před vyšetřením ujistil a zkontroloval, zda pacient nebo sám pracovník nemá hodinky, mobil, kreditní kartu nebo jiné kovové předměty, které by mohly být magnetem vtaženy a poškozeny (Vomáčka a kol., 2015 s. 54). V některých zdravotnických zařízeních musí pacient projít detekčním rámem, aby došlo k odhalení zatajených kovových předmětů. Důvodem zatajení bývá nedoslýchavost u starších lidí, stydlivost nebo nepochopení dotazů, které pracovník pokládá (Nekula a Chmelová, 2007, s. 36). Posledním komponentem je pohyblivý vyšetřovací stůl nejčastěji vyrobený z neželezných kovů. Nosnost stolu je omezena na 130 až 150 kilogramů (Vomáčka a kol., 2015, s. 54).

MR sekvence

Mezi nejvíce používané sekvence SE tedy spin-echo, řadíme obrazy T1, T2 a PD. Prvním typem je vážený obraz T1, jehož čas mezi pulzy (TR) a čas ozvěny (TE) je velmi krátký, a proto se označuje jako krátká SE. Na obraze T1 se tekutiny zobrazují v tmavých barvách, tedy hyposignálně, tuk bíle a tkáně také ve světlých barvách. Tato sekvence je používána téměř u všech vyšetření, jelikož dominuje v zobrazení anatomických struktur. Jedinou nevýhodou je sumace tekutin s edémem (Nekula

a Chmelová, 2007, s. 16). Druhým typem sekvence je vážený obraz T2, který má časy TR i TE dlouhé. Tekutiny se při této sekvenci zobrazují světle, jsou označovány jako hypersignální, tuk šedě, tedy izosignální a tkáně se zobrazí v tmavých barvách. Sekvence T2 se využívá především pro kvalitní zobrazení patologií či edému (Vomáčka a kol., 2015, s. 52) Třetím typem sekvence je PD tedy proton denzitní obrazy, jejíž čas mezi impulzy je dlouhý a čas ozvěny je krátký. Tato sekvence se využívá méně než T1 a T2. Největší využití má při zobrazování mozku nebo kloubů velkého rozsahu (Nekula a Chmelová, 2007, s. 16).

V praxi se využívají dva typy IR (inverzion recovery), tedy STIR a FLAIR. IR je sekvence, při níž vážený obraz T1 dosahuje excitace zvýšenou magnetizací (Vomáčka a kol., 2015, s. 52). První kategorií je sekvence STIR, která umožňuje potlačit tuk. Nejvíce je využívána u vyšetření velkých kloubů, páteře a celého muskuloskeletálního systému. Druhou kategorií je sekvence FLAIR, která je založena na utlumení vody. Díky této funkci snadno zobrazíme mozek včetně patologií a roztroušené sklerózy (Nekula a Chmelová, 2007, s. 17).

Kontrastní látky

Součástí vyšetření magnetickou rezonancí je podání kontrastní látky, které jsou na bázi gadolinia. Nejčastěji se jedná o Gadovist, Dotarem, nebo Omniscan (Heřman, 2014, s. 36). Z důvodu toxicity se gadolinium váže na cheláty a vzniká tak gadolinium DTPA (Vomáčka a kol., 2015, s. 54). Gadolinium je paramagnetická látka a způsobuje zkrácení relaxačního času T1. Díky zkrácení T1 dojde k nasycení tkáně kontrastní látkou a projeví se jako hypersignální. Kontrastní látka proudí za normálních podmínek pouze krví a při porušení bariéry je nejmenšími cévami sycena patologie, zejména nádor či zánět (Nekula a Chmelová, 2007, s. 26). Běžně v praxi se podává kontrast o objemu 10-15 ml, v přepočtu zhruba 0,1-0,2 mmol/kg hmotnosti pacienta (Vomáčka a kol., 2015, s. 54). U více koncentrovanějších preparátů podáváme objem 0,7 ml, které odpovídá 0,1 mmol/kg váhy pacienta (Nekula a Chmelová, 2007, s. 26). Při podání kontrastní látky může dojít k vedlejším účinkům, kterým bychom měli správnou prevencí předcházet (Vomáčka a kol., 2015, s. 68).

MR artrografie

Artrografie je zobrazení kloubů pomocí kontrastní látky s paramagnetickými vlastnostmi (Mechl a kol., 2015, s. 119). MR artrografie se využívá k vyšetření muskuloskeletálního systému. Díky této metodě dojde k lepšímu a kvalitnějšímu zobrazení kloubních struktur (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 54-55). Artrografie má dva typy – přímou a nepřímou. U nepřímé artrografie podáváme kontrastní látku v množství 0,1 mmol/kg. Kontrastní látka zobrazí nasycený kloub spolu s tekutinou, která je uvnitř kloubu (Mechl a kol., 2015, s. 119). Přímá artrografie spočívá v punkci, tedy roztažení kloubního pouzdra tekutinou, zejména kontrastní látkou nebo fyziologickým roztokem pomocí dlouhé jehly. Hlezenní kloub je složitý kloub obsahující mnoho chrupavek, které bývají často poškozené. Pro správné zavádění jehly do hlezenního kloubu je vhodné využít skiaskopického dohledu. Jehlu punktuje do kloubu proximálně a pacient u celého vyšetření leží (Šprláková-Puková a kol., 2007, s. 59).

Kontraindikace

Kontraindikace vyšetření magnetickou rezonancí se dělí na dvě kategorie: absolutní a relativní kontraindikace (Nekula a Chmelová, 2007, s. 35). Mezi absolutní kontraindikace patří elektrické zařízení jako je kardiostimulátor, inzulinová pumpa nebo ušní implantát, cizí předmět z kovového materiálu uvnitř oka (Heřman, 2014, s. 29). Kdyby se dostal implantát z feromagnetického materiálu do magnetického pole způsobilo by to přehřátí a případné popáleniny pacienta, artefakty na získaném obraze nebo pohyby implantátu (Mechl a kol., 2010, s. 70). Do skupiny relativních kontraindikací řadíme klaustrofobii, první trimestr těhotenství, stenty a totální endoprotézy (Nekula a Chmelová, 2007, s. 36). Podstoupení vyšetření magnetickou rezonancí je bezpečné až od šestého týdne po operaci a zavedení stentů, svorek a kloubních náhrad (Mechl a kol., 2010, s. 71).

MR hlezenního kloubu

Při vyšetření hlezenního kloubu magnetickou rezonancí je pacient uložen na záda na vyšetřovací stůl. Dolní končetiny má uvolněné a hlezenní kloub ve fyziologickém postavení. Používá se povrchová cívka, nejlépe však vícekanálová. Vyšetření se provádí ve třech základních rovinách, tedy sagitální, koronární,

transverzální. Protokol obsahuje sekvenci T1, která musí být bez FatSat (tedy bez funkce utlumení tuku za doprovodu spektrální saturace) a sekvenci PD (příloha č. 7). Jako doplňkovou sekvenci považujeme T2. Kontrastní látku aplikujeme pouze u zánětlivých onemocnění kloubů, kostí a nádorových lézí (Mechl a kol., 2014, s. 66–67).

6 Poranění hlezenního kloubu

Mezi základní traumata hlezenního kloubu patří zlomeniny, podvrtnutí, poranění Achillovy šlachy a chronická nestabilita.

Zlomeniny

Nejčastěji se setkáváme se zlomeninami distálních částí kostí lýtkové a holenní, v oblasti vnitřního a vnějšího kotníku, a dále zlomeniny maleolárního kloubu (Wendsche, 2015, s. 265–271). Zlomenina, latinsky fraktura, je porušení celistvosti kosti a jsou viditelné na rentgenovém snímku. Rozlišujeme tři typy zlomenin: únavové, traumatické a patologické (Seidl, 2012, s. 103). Traumatické, též úrazové zlomeniny, vznikají na podkladě mechanického násilí. Nejvíce se setkáváme se zlomeninami dvou až čtyř úlomků, s příčnou, šikmou, axiální, spirální či avulzní linií. Únavové zlomeniny vznikají z důvodu chronického přetěžování kostí a svalových manžet. Projevy nejsou příliš nápadné, obvykle se jedná o bolest při zátěži, která se později dostaví i v klidovém režimu. Patologické zlomeniny způsobují například cysty nebo osteoporóza (Wendsche, 2015, s. 41–42) U zlomenin hlezenního kloubu používáme tzv. Weberovu klasifikaci a Laugeho-Hansenovu klasifikaci. Weberova klasifikace popisuje tři stupně podle úrovně zlomeniny lýtkové kosti. Laugeho-Hansenova klasifikace charakterizuje mechanismy poranění na supinační a pronační, které se dále dělí na addukční nebo everzní (Žvák a kol., 2006, s. 161).

Podvrtnutí

V oblasti poranění hlezenního kloubu dominuje podvrtnutí. Podvrtnutí se dá rozdělit na dvě kategorie. První kategorie je podvrtnutí, které doprovází natažené vazy, otok a bolest. Druhá kategorie se vyznačuje poškozením vazů, krevními hematomy a celkovou nestabilitou kloubu. Některé poranění způsobí chronické bolesti, neustálé podvrtnutí nebo dlouhodobé otoky (Podiatrické listy, 2011, s. 14–15). Léčba distorze, tedy podvrtnutí hlezna spočívá v klidovém režimu, chlazením otoků, znehybněním např. ortézou nebo dlahou. Zda se bude jednat o léčbu konzervativní nebo chirurgickou rozhodne lékař podle stavu poranění a stability hlezenního kloubu (Medical Tribune, 2013, s. 22). Jako nejdůležitější prevence se uvádí stabilita nohy, především u doskoků, odrazů, skoků a jiných sportovních aktivit. Často hraje roli i kvalitní výběr obuvi (Podiatrické listy, 2011, s. 14–15).

Poranění Achillovy šlachy

Poranění Achillovy šlachy je spojováno se fyzickou činností, zejména s během, odrazy nebo s běžnou chůzí do schodů. Dochází k usilovnému smrštění lýtkového svalu a následně k přerušení kontinuity šlachy (příloha č. 8, č. 9). Při prasknutí šlachy lze slyšet hlasitý zvuk, který se přirovnává k mrsknutí bičem a objeví se nepopsatelná bolest. Přerušení šlachy způsobuje ochabnutí svalů a pacient není schopen postavit se na špičky nohou. Poranění Achillovy šlachy se léčí podle zdravotní stavu pacienta buď konzervativně nebo operativně (Wendsche, 2016, s. 276–277).

Chronická nestabilita hlezna

Chronicky nestabilní hlezno vzniká na podkladě opakovaně vracejících se úrazů talofibulárního vazů a calcaneofibulárního vazů, které nejčastěji souvisí s neustálými podvrtnutími hlezna. Dochází k uvolnění kloubu, narušení funkce, častým sublucacím, které je popisováno jako pocit, kdy kloub vyskočí. Někteří pacienti si stěžují na mírnou bolest. U mladých lidí se doporučuje chirurgická léčba pro kvalitnější život, ovšem někteří si vystačí pouze s ortézou (Gallo a kol., 2011, s. 140).

ZÁVĚR

V přehledové bakalářské práci jsou popsány diagnostické zobrazovací metody, které se využívají při vyšetření hlezenního kloubu. Byly vysvětleny čtyři základní radiodiagnostické metody, dvě modalities, které využívají ionizující záření a dvě modalities bez použití ionizujícího záření. U každé metody je charakterizován princip, na kterém přístroj pracuje, technické vybavení přístroje, základní projekce, provedení vyšetření a nastínění indikací a kontraindikací pro dané vyšetření.

Byl určený jeden hlavní cíl bakalářské práce a dva dílčí cíle, které byly v práci zahrnuty a jsou tak splněny. K bakalářské práci náleží dvě otázky. První otázka se týká nejvyužívanější zobrazovací metody v oblasti kostí hlezenního kloubu a druhá otázka se vztahuje k zobrazování měkkých tkání. Při diagnostice skeletu hlezenního kloubu je nejvíce dominantní skiografie, tedy klasický rentgen, který je cenově levný, dostupný a především rychlý. Díky skiografii sice získáme kvalitně zobrazený skelet, ale měkké tkáně se příliš nezobrazí. Druhou podrobnější metodou je výpočetní tomografie, která lépe zobrazí traumata. Ovšem z důvodu vyšší radiální dávky převládá skiografie. Nejvíce přijatelnou metodou pro zobrazení měkkých tkání hlezenního kloubu je ultrasonografie, která je velmi dostupná, přenosná a není založena na použití ionizačního záření. Dokáže odhalit poraněné či přetržené vazy, záněty nebo burzitidy. Podobnou modalitou je magnetická rezonance, která funguje taktéž na jiném typu vlnění, tedy bez použití IZ. Magnetická rezonance nejlépe a nejkvalitněji zobrazí přesné anatomické struktury. Dokáže zviditelnit jak měkké tkáně, kosti tak například i cévy. Jedinou nevýhodou je vysoká cena, často dlouhé čekací doby na vyšetření a velký výčet kontraindikací.

Tato bakalářská práce nalezne využití v oblasti vzdělání studentů oboru radiologická asistence, v klinické praxi u pracovníků na radiologických odděleních, v managementu zdravotnických zařízení a v oblasti vědy a výzkumu.

REFERENČNÍ SEZNAM

BARTUŠEK, Daniel. *Diagnostické zobrazovací metody pro bakalářské studium fyzioterapie a léčebné rehabilitace*. Brno: Masarykova univerzita, 2004. ISBN 80-210-3537-4.

BRATTAIN, Laura, Brian TELFER, Manish DHYANI a Joseph GRAJO. Machine Learning for Medical Ultrasound: Status, Methods, and Future Opportunities. *Abdom radiol (NY)*. 2018, **43**(4), 786–799. Dostupné z: doi:10.1007/s00261-018-1517-0.

ČIHÁK, Radomír, Miloš GRIM a Oldřich FEJFAR. *Anatomie 1*. Třetí. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-9209-5.

DIETRICH, Christoph F. *Ultrasonografie*. 5. EQUILIBRIA, 2008. ISBN 978-80-89284-20-7.

Distorze hlezna – stálý problém. *Medical Tribune*. Praha, 2013, **9**(6), 22[cit. 2021-7-22]. ISSN 1214-8911.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *MULTIDETEKTOROVÁ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE: Technika vyšetření*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-608-3.

FERDA, Jiří, Jan BAXA a Eva FERDOVÁ. CT s duální energií záření: zobrazení muskuloskeletálního systému. *Česká radiologie*. Praha: Galén, 2010, **64**(1), 37–43. ISSN 1210-7883.

FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén - Karolinum, 2002. ISBN 80-7262-172-6.

FRANEK, Martin a Daniela TŘETINOVÁ. *Praktická skiografie I*. Ostrava: Geoprint, 2009. ISBN 978-80-7368-667-3.

GALLO, Jiří a kolektiv. *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011. ISBN 978-80-244-2486-6.

HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 9788024429014.

HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: TRITON, 2013. ISBN 978-80-7387-674-6.

HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.

CHMELOVÁ, Jana, Hana GLACOVÁ, Tomáš JONSZTA a Jiří CHMELA. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, 2006. ISBN 978-80-7368-221-7.

IVANOSKI, Slavcho a Violeta VASILEVSKA NIKODINOVSKA. Sonographic assessment of the anatomy and common pathologies of clinically important bursae. *Journal of ultrasonography* [online]. 2019, (19), 212-221 [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: doi:10.15557/JoU.2019.0032.

KLÁTIL, Michal a Daniel JEZBERA. Rentgenové záření ve škole i mimo školu 2. *MATEMATIKA–FYZIKA–INFORMATIKA* [online]. 2019, **28**(3), 207-214 [cit. 2021-06-17]. ISSN 1805-7705.

LI, Jiaping, Aini XI, Huanhuan QIAO a Zhe LIU. Ultrasound-mediated diagnostic imaging and advanced treatment with multifunctional micro/nanobubbles. *Cancer letters*. 2020, **475**(10), 92-98. Dostupné z: doi:10.1016/j.canlet.2020.01.028.

MECHL, Marek, Jan ŽIŽKA, Jaroslav TINTĚRA a Josef VYMAZAL. Kontraindikace a rizika vyšetření pomocí magnetické rezonance. *Česká radiologie*. Praha: Galén, 2010, **64**(1), 69-75. ISSN 1210-7883.

MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. Praha: Galén, 2014. ISBN 978-80-7492-109-4.

MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7.

Národní radiologické standardy – skiografie, dospělí. Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů pro dospělé pacienty na skiagrafičeských pracovištích v České republice. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. 2019, **2019**(3), 1-95. ISSN 1211-0868.

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *ZÁKLADY ZOBRAZOVÁNÍ MAGNETICKOU REZONANCÍ*. Ostrava: Zdravotně sociální fakulta Ostravské univerzity v Ostravě, 2007. ISBN 978-80-7368-335-1.

NEKULA, Josef, Petr KRUPA, Jiří KOZÁK a Dana HOUSERKOVÁ. *Klinická radiologie*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-564-8.

Podvrtnutí kotníku. *Podiatrické listy*. 2011, (2), 14-15 [cit. 2021-7-22]. ISSN 2336-7725.

POWERS, Jeff a Frederick KREMKAU. Medical ultrasound systems. *Interface Focus*. 2011, **1**(4), 477–489. Dostupné z: doi:10.1098/rsfs.2011.0027.

RAWSON, Shelley D., Jekaterina MAKSIMCUKA, Philip J. WITHERS a Sarah H. CARTMELL. X-ray computed tomography in life sciences. *BMC biology* [online]. 2020, **18**(1), 21-27. Dostupné z: doi:10.1186/s12915-020-0753-2.

ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.

SEIDL, Zdeněk, Eva HOFFMANNOVÁ, Manuela VANĚČKOVÁ, Andrea BURGETOVÁ a Martin MAŠEK. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

SKOTÁKOVÁ, Jarmila, Vladimír BARTL, Marcela CHARVÁTOVÁ, Zdeňka RÁČILOVÁ a Lucie DOHNALOVÁ. Fraktury dlouhých kostí u dětí. *Česká radiologie*. Praha: Galén, 2012, **66**(4), 354-358. ISSN 1210-7883.

Standardy zdravotní péče – „Národní radiologické standardy – Výpočetní tomografie“. Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovištích výpočetní tomografie v České republice. *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky*. Praha, 2016, **2016**(2), 4-58. ISSN 1211-0868.

ŠPRLÁKOVÁ-PUKOVÁ, Andrea, Marek MECHL, Miloš KEŘKOVSKÝ a Tomáš UHER. PŘÍMÁ MR ARTROGRAFIE. *Česká radiologie*. Praha: Galén, 2007, **61**(1), 54-62. ISSN 1210-7883.

VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *MODERNÍ DIAGNOSTICKÉ METODY: Magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno, 2000. ISBN 80-7013-225-6.

VÁLEK, Vlastimil a kolektiv autorů. *MODERNÍ DIAGNOSTICKÉ METODY: Výpočetní tomografie*. Brno: MIKADA, 1998. ISBN 80-7013-294-9.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

WENDSCHE, Petr a Radek VESELÝ. *Traumatologie*. Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-211-4.

WONSEOK, Lee a Roh YONGRAE. Ultrasonic transducers for medical diagnostic imaging. *Biomedical engineering letters*[online]. 2017, **7**(2), 91 – 97 [cit. 2021-6-22]. Dostupné z: doi:10.1007/s13534-017-0021-8.

ŽVÁK, Ivo, Jan BROŽÍK, Alexander FERKO a Jaromír KOČÍ. *Traumatologie ve schématech a RTG obrazech*. Praha: Grada Publishing, 2006. ISBN 80-247-1347-0.

SEZNAM ZKRATEK

2D	dvojměrný
3D	trojměrný
4D	čtyřměrný
CT	výpočetní tomografie
G	gauge
HRCT	výpočetní tomografie s vysokým prostorovým rozlišením
HU	Hounsfieldovy jednotky
kHz	kilohertzů
kV	kilovoltů
mAs	miliampér sekund
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
MHz	Megahertzů
ml	mililitrů
ml/s	mililitrů za sekundu
mm	milimetrů
mmol/kg	milimolů na kilogram
MR	magnetická rezonance
např.	například
RTG	rentgenový, rentgenové
s	sekund
T	Tesla
tzv.	takzvaně
UZ	ultrazvuk

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Density tkání v Hounsfieldových jednotkách	18
Tabulka 2. Příklady echogenit tkání	23

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – RTG snímek hlezenního kloubu, projekce předozadní

Příloha č. 2 – RTG snímek hlezenního kloubu, projekce bočná

Příloha č. 3 – CT vyšetření, kostní okno

Příloha č. 4 – CT vyšetření, sagitální rovina (cysta ve vnitřním kotníku)

Příloha č. 5 – CT vyšetření, koronární rovina (cysta ve vnitřním kotníku)

Příloha č. 6 – CT vyšetření, 3D rekonstrukce

Příloha č. 7 – MR, PD sekvence

Příloha č. 8 – MR, PDFS sekvence, sagitální rovina (ruptura Achillovy šlachy)

Příloha č. 9 – MR, PDFS sekvence, axiální rovina (ruptura Achillovy šlachy)

Příloha č. 1 – RTG snímek hlezenního kloubu, projekce předozadní



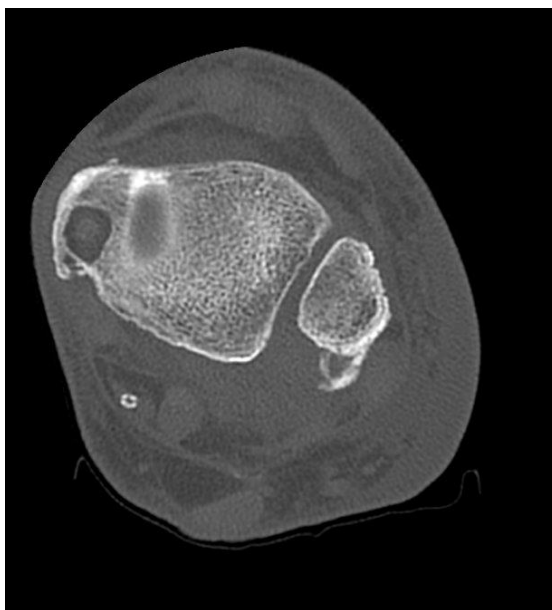
Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 2 – RTG snímek hlezenního kloubu, projekce bočná



Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 3 – CT vyšetření, kostní okno



Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 4 – CT vyšetření, sagitální rovina (cysta ve vnitřním kotníku)



Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 5 – CT vyšetření, koronární rovina (cysta ve vnitřním kotníku)



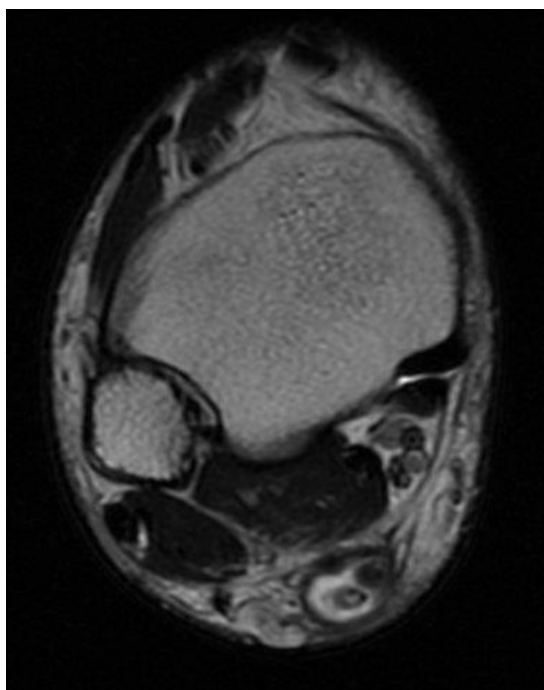
Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 6 – CT vyšetření, 3D rekonstrukce



Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 7 – MR, PD sekvence



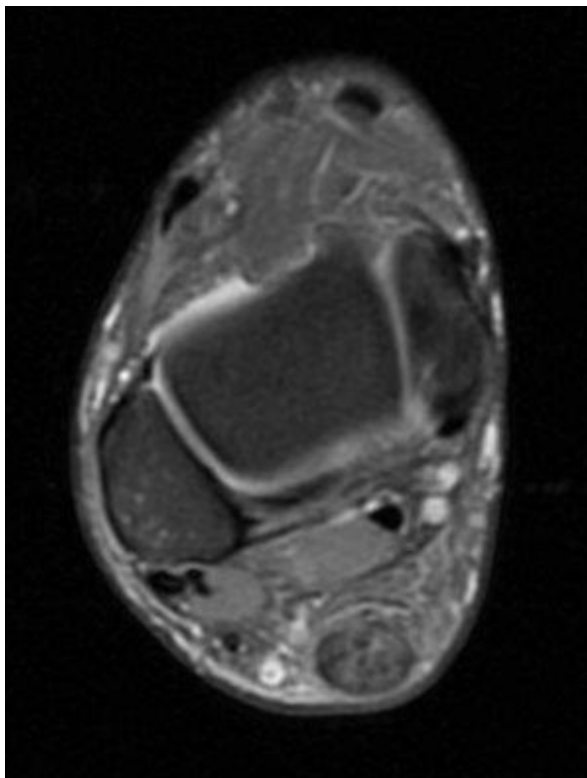
Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 8 – MR, PDFS sekvence, sagitální rovina (ruptura Achillovy šlachy)



Zdroj: Archiv FNOL

Příloha č. 9 – MR, PDFS sekvence, axiální rovina (ruptura Achillovy šlachy)



Zdroj: Archiv FNOL