

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

**KLASICKÉ RADIODIAGNOSTICKÉ METODY A JEJICH
NÁHRADA MODERNÍMI CT, MR**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

VEDOUCÍ PRÁCE: Mgr. Miloš Plhoň

VYPRACOVALA: Naděžda Štádlarová

3. května 2010

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 3. května 2010

.....
podpis studenta

Děkuji Mgr. Miloši Plhoňovi za odborné vedení práce, poskytnuté připomínky a informace, které mi v průběhu psaní udělil a v neposlední řadě také paní Petře Rybolové, vedoucí radiologického oddělení Krajské zdravotní a.s. Nemocnice Teplice o.p., za poskytnutí údajů, které byly pro mou práci nezbytné.

SUMMARY

CLASSIC RADIODIAGNOSTIC METHODS AND THEIR REPLACEMENT BY MODERN CT AND MR METHODS

This thesis includes information about the gradual transition from classic X-ray methods to more modern ones, i. e. to computed tomography and magnetic resonance. It deals specifically with images of the petrous bone (os petrosum/pars pyramidalis) and those of the locomotor system, in particular those of the knee. The information provided by this thesis is predominantly concerned with the number of medical examinations in the given area and its gradual increase in the course of the three successive years. It focuses on years 2007, 2008 and 2009. The data have been collected in two hospitals – Krajská zdravotní a. s., nemocnice Teplice o. p. and in Nemocnice České Budějovice, a. s.. In the thesis I wanted to point at the fact that with the growing age of our citizens also the number of sick people is growing, i. e. the number of those who undergo the CT or MR examination instead of making use of the classic X-ray examination. To be able to prove this statement I have selected examinations of the inner ear structures and the knee joint examinations. The theoretical part of the thesis concentrates on the general description of the main principles of these methods, while the practical part focuses on numbers of examinations of the petrous bone and the knee. Afterwards the data covering individual years of examinations, which were collected in the Teplice Hospital and the Hospital České Budějovice, were processed. These data are shown in individual tables and graphs. The results of my investigation have confirmed my hypothesis only partially. I can declare that contrary to the previous years the numbers of diseases of the inner ear structure, now examined with the help of CT, are growing. However, the hypothesis has not been confirmed in the second examined part, in numbers of knee examinations made by means of the classic Roentgen apparatus or MR. I have found out that with growing number of years of age there is also an increasing number of injuries which make use of the classic X-ray examination as the first method of choice. The number of MR knee examinations is still negligible in comparison with the classic X-ray images.

OBSAH

ÚVOD	7
1 KLASICKÉ DIAGNOSTICKÉ METODY	8
1.1 Skiografie, skiaskopie.....	8
1.1.1 Fyzikální principy.....	8
1.1.2 Rentgenka.....	9
1.1.3 Přímá a nepřímá digitalizace.....	11
1.1.4 Kontrastní látky pro skiaskopii a skiografii.....	12
1.1.4.1 Možné reakce po podání kontrastní látky.....	13
1.2 Ultrasonografie.....	14
1.2.1 Základní principy USG.....	14
1.2.2 Dopplerův jev.....	14
1.2.3 Obraz ultrasonografických vyšetřování.....	15
1.3 Počítačová tomografie – CT.....	15
1.3.1 Princip CT.....	15
1.3.2 Možnosti snímání obrazu.....	16
1.3.3 Topogram.....	17
1.3.4 Pojmy charakteristické pro CT.....	17
1.3.5 Shromáždění dat a vznik obrazu.....	18
1.3.6 Dávka na CT.....	18
1.3.7 Druhy vyšetření.....	19
1.3.8 Primární parametry vyšetřování.....	20
1.3.9 Sekundární parametry vyšetřování.....	20
1.3.10 Kontrastní látky pro CT.....	20
1.3.11 Cesty kontrastní látky organismem.....	21
1.3.12 Zpracování obrazu – postprocessing.....	21
1.3.13 Využití CT.....	22
1.4 Magnetická rezonance – MR.....	23
1.4.1 Na čem je MR založena.....	23

1.4.2	Charakteristika T1, T2 a proton denzitních obrazů.....	25
1.4.3	Vznik obrazu	26
1.4.4	Artefakty MR obrazu.....	26
1.4.5	Magnety používané v praxi.....	27
1.4.6	Cívky.....	27
1.4.7	Sekvence.....	27
1.4.8	Kontrastní látky pro MR.....	28
1.4.9	MR angiografie.....	29
1.4.10	Indikace a kontraindikace vyšetření.....	30
2	CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA.....	31
2.1	Cíle práce.....	31
2.2	Hypotéza.....	31
3	METODIKA.....	32
4	VÝSLEDKY.....	33
4.1	Zobrazování kostí skalní a lymfografie.....	33
4.1.1	Krajská zdravotní a.s., nemocnice Teplice o.p.....	33
4.1.2	Nemocnice České Budějovice a.s.....	40
4.1.3	Porovnání obou pracovišť.....	43
4.2	Porovnání počtů vyšetření kolenního kloubu v letech 2007 až 2009 na RTG a na MR.....	43
4.2.1	Krajská zdravotní a.s., nemocnice Teplice o.p.....	44
4.2.2	Nemocnice České Budějovice a.s.....	49
4.2.3	Porovnání obou pracovišť.....	50
4.3	Porovnání dávků na kloub kolenní v případě RTG a MR a finanční zhodnocení obou vyšetření.....	51
5	DISKUSE.....	53
6	ZÁVĚR.....	56
7	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	57
8	KLÍČOVÁ SLOVA.....	58
9	OBRAZOVÁ PŘÍLOHA.....	59

ÚVOD

Vyšetřování rentgenem řadíme v moderní době k základním vyšetřovacím metodám. Již od dob profesora Röntgena vedla snaha prvních průkopníků rentgenologie tento obor osamostatnit. A právě tento obor je „terčem“ až dramatického technického rozvoje a v současné době si již medicínu jako takovou nedokážeme bez radiodiagnostiky, a především bez diagnostiky jako takové, vůbec představit. Vždyť právě diagnostika je základním pilířem úspěšné léčby a připuťme si, že precizně provedené snímky pomocí zobrazovacích metod jsou potřebné, ne-li nutné, k jejímu stanovení. Nejčastější, ale i nejnámější využití má rentgen v traumatologii. Mimo zlomenin lze ale i vhodně zvoleným RTG zářením zobrazit i změny probíhající v měkkých tkáních a orgánech. Jako příklad lze uvést klasický snímek plic (a srdce), nebo také snímky mamografické. Obzor nám však ještě rozšiřuje RTG snímek za použití kontrastních látek. Z hlediska pacienta i ošetřujícího lékaře je rovněž důležité vědět, co můžeme od jednotlivých vyšetření v radiodiagnostice vlastně očekávat a podle toho také volit dílčí metody vyšetření. Z pohledu pacienta a radiační zátěže je jistě vhodné volit nejprve metody méně invazivní (například ultrasonografi), a až poté uvažovat o modernějších metodách, které na druhou stranu přináší větší zátěž pro pacienta. Otázkou je, zda – li se toto dá vhodně využívat i v praxi.

Nejmodernější zobrazovací metody v současné době slouží hlavně k pohodlí pacienta. Jejich rychlost, ale zároveň technická dokonalost je pozoruhodná. Svědčí to o tom, že na rozdíl od dob profesora Röntgena, můžeme dnes nahlédnout do pacientova těla, a tak i do jednotlivých orgánů, za pomoci nejvyspělejší techniky mnohem rychleji a s mnohem větším rozlišením detailů pacientova těla, které nám 21. století nabízí. Právě tento technický pokrok, který nelze zastavit nás nutí k tomu, abychom byli stále dokonalejšími a zároveň k tomu, abychom se pořád učili něčemu novému. Jedině tak lze udržet krok s moderní dobou a tím pádem být méně či více nápomocni pacientům, kteří naši asistenci potřebují den, co den. Dnes už by se jakékoliv zdravotnické zařízení nedokázalo obejít bez oddělení radiodiagnostiky a zřejmě i samotní lékaři by jen s těží dokázali diagnostikovat bez pomoci zobrazovacích metod.

1. KLASICKÉ DIAGNOSTICKÉ METODY

1.1 SKIAGRAFIE, SKIASKOPIE

1.1.1 Fyzikální principy

Rentgenové záření řadíme do spektra elektromagnetického záření. Samostatné elektromagnetické záření má dvě složky, kterými jsou složka elektrická a složka magnetická. Můžeme tedy hovořit o tzv. vlnovém dualismu, kdy jde v podstatě o plynulý přechod od složky vlnové, ke složce kvantové (ve formě kvant korpuskulárního záření, tedy fotonová energie). Kvanty fotonů se pohybují vždy v rytmu příslušné frekvence a z toho vyplývá, že rentgenové záření má dvojí charakter, tedy můžeme říci, že má vlastnosti jak korpuskulární, tak i vlnové.

Dále můžeme říci, že jde o záření brzdné. Jinými slovy vzniká všude tam, kde se rychle letící elektrony zbrzdí o pevnou plochu, přičemž při tomto jevu se celých 99% energie změní v teplo a pouhé 1% v rentgenové záření. Zdrojem záření v těchto případech bývá rentgenka, ve které je zabudovaná katoda, která je (respektive její spirálka) zdrojem elektronů a naopak anoda zde slouží jako brzdná plocha letícím elektronům.

Energie záření nepřímo závisí na vlnové délce λ . Platí tedy, že čím je vlnová délka kratší, tím je záření kvalitnější, neboť roste jeho energie a tudíž i tvrdost samotného záření. Na druhou stranu měkké záření má logicky delší vlnovou délku a tím pádem se i více absorbuje v tkáni. Měkčí záření má své uplatnění například v mamografii.

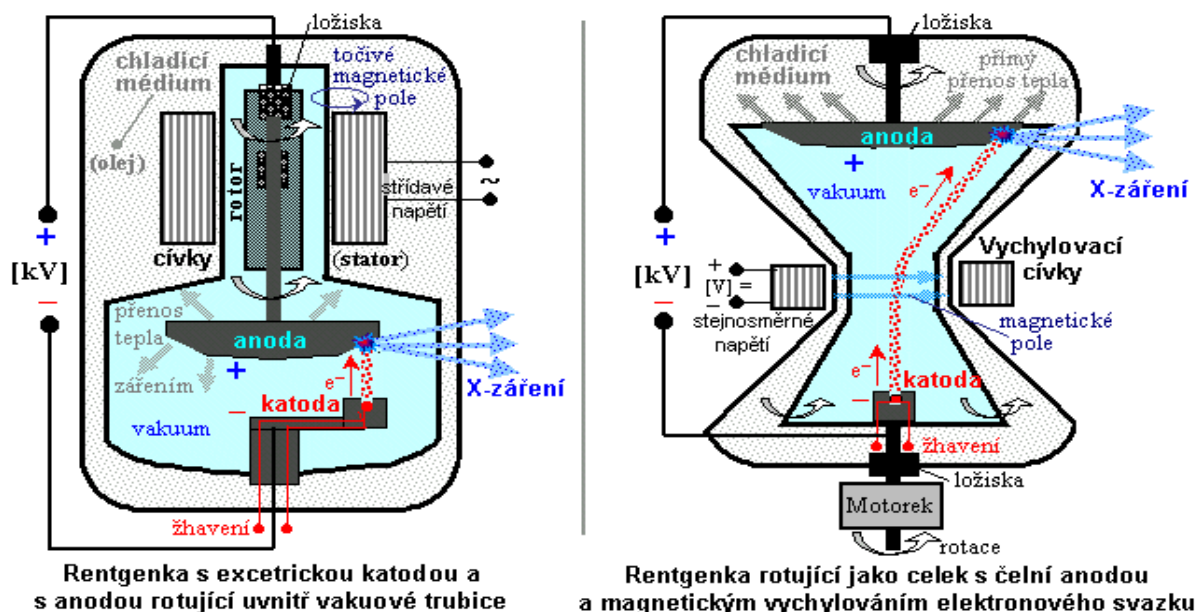
Intenzita záření ubývá se čtvercem vzdálenosti. Velice důležité je množství elektronů, dopadajících na anodu, které ovlivňuje intenzitu samotného záření. V rentgence tedy závisí hlavně na žhavicím proudu. Tloušťka vrstvy je další faktor ovlivňující rentgenové záření jako takové. V podstatě jde o to, že tloušťka vrstvy zeslabuje rentgenové záření.

Celková absorpce rentgenového záření hmotou je závislá na třetí mocnině vlnové délky a na třetí mocnině atomového čísla. V radiodiagnostice je velmi důležitý rozdíl absorpce záření v jednotlivých tkáních lidského organismu. Například kost

absorbuje velké množství záření a ve výsledném obraze má barvu bílou, naopak tkáň, jako například prs, bývá na snímku tmavá.

1.1.2 Rentgenka

Je uložena v chladicím médiu (nejčastěji v olejové lázni, avšak některé zejména starší typy rentgenek jsou chlazeny vzduchem), jejímž hlavním úkolem je odvádět přebytečné teplo. Jedná se většinou o skleněnou baňku s dokonalým obsahem vakua. Kryt rentgenky bývá nejčastěji z hliníkového plechu, nebo také může být tvořen trubicí s olověnou vložkou, nebo může být vyroben z lehkých slitin. Uvnitř se nachází katoda, která je z pravidla tvořena spirálkou z wolframu a to vše je uloženo ve fokusační misce, která je nabita záporně. Teplota vlákna při žhavení může dosahovat až 2700°C, přičemž se wolframová vlákna žhaví proudem několika ampérů při napětí kolem 10 voltů. Svazek elektronů po zapojení anodového napětí letí směrem na anodu, kde se zbrzdí a vzniká rentgenové záření. Počet elektronů směřujících na anodu se nazývá anodový proud a udává se v miliampérech. Samotná anoda je z kovu o vysokém bodě tání. Wolfram jej má kolem 3000°C, naproti tomu molybdenová anoda, která má své uplatnění v mamografii, má nižší kilovolty a naopak vyšší miliampéry. Charakteristickým faktorem každé rentgenky je její tepelná zatížitelnost udávaná buď v kilojoulech, nebo v tepelných jednotkách – tzv. HU (= Heat Unit). Přičemž 1 HU odpovídá 0,745 Joule. Tepelné a zatěžovací charakteristiky rentgenky jsou asi nejdůležitějšími znaky samotných výrobců, a také slouží jako doklad o kvalitě a výkonnosti rentgenky. Rentgenky dále dělíme na typy s pevnou anodou a na typy s rotační anodou. Rentgenky s pevnou anodou jsou konstrukčně jednodušší a mají své uplatnění v terapii. Rentgenky s rotační anodou slouží k tomu, aby se teplo rovnoměrně rozložilo po obvodu kruhové dráhy a z této dráhy během rotace přecházelo do tělesa anody. Otáčky anody jsou potom velice vysoké, to jest v rozsahu 3000 až 9000 za minutu. Mohou však čítat i vyšší hodnoty, to ovšem závisí na typu rentgenky. Právě tyto typy rentgenek se využívají v radiodiagnostice.



Obr. 1: Konstrukční řešení rentgenek. Vlevo klasická rentgenka s rotující anodou. Vpravo Rentgenka typu STRATON , rotující jako celek, s čelní anodou v přímém styku s olejovou chladicí lázní a s magnetickým vychylováním elektronů z katody.

Primární záření je takové záření, které vychází z ohniska rentgenky a dopadá na pacienta. Užitečný svazek záření je potom takový, který je zúžen primárními clonami a má tvar kužele. Centrálním paprskem se rozumí osa užitečného svazku záření. Toto záření není homogenní a mohlo by tak více poškozovat než sloužit k diagnostickým účelům, a proto se takový svazek záření nejprve filtruje pomocí 2 až 3 milimetrů hliníku, nebo 0,5 milimetru mědi. Při průchodu primárního záření objektem dochází k reakci mezi ním a hmotou objektu. Toto potom reaguje několika způsoby:

- Je schopné projít, aniž by způsobilo jakoukoliv změnu
- Vzniká tzv. fotoefekt
- Vzniká klasický rozptyl
- Vzniká Comptonův rozptyl

Z toho vyplývá, že fotoefekt, klasický rozptyl a Comptonův rozptyl jsou považovány za zdroj nepříznivého záření (sekundárního záření) a mají komplexně vliv na kvalitu snímku, kterou tak zhoršují, na kontrast, který rovněž zhoršují, biologické účinky sekundárního záření nepříznivě ovlivňují tkáň vyšetřovaného a tím se zvýší i

absorbovaná dávka. Nutné říci, že sekundární záření vzniká vždy při jakékoliv expozici, ale úkolem radiologického asistenta je toto škodlivé záření v co největší míře redukovat. Toto se může dít pomocí kilovoltů – čím jsou větší, tím je kratší vlnová délka sekundárního záření. Sekundární záření je také závislé na velikosti objemu pacienta. Platí tady rovnice, že čím objemnější pacient, tím více škodlivého záření vzniká. Z těchto důvodů se využívají sekundární clony, které mají za úkol zachytit množství sekundárního záření, které nemá směr záření primárního a vylepšit tak kvalitu snímku. Jejich pozice je mezi objektem a filmem. Tato clona je složena z vysokého počtu olovených lamel, které jsou namířeny do ohniska. Mezery mezi jednotlivými lamelami bývají vyplněny hliníkem. Nejznámějšími sekundárními clonami jsou Bucky-Potterova, která je pohyblivá a má své uplatnění ve skiagrafii a clona Lysholmova, jež není pohyblivá a její lamely jsou velice tenké, má své uplatnění jen u některých skiagrafičkových výkonů jako například pyramidy.

1.1.3 Přímá a nepřímá digitalizace

Zlomovým převratem na poli radiodiagnostiky se stalo převedení analogového obrazu na obraz digitální. Digitální obraz je složen z jednotlivých pixelů, elementárních polí, z nichž každé má určitou hodnotu barvy a je uloženo v počítači. Abychom zde dosáhli většího rozlišení, je lepší získat větší počet pixelů na jeden centimetr. V praxi je dnes dostačující počet pixelů 256, to znamená, že využíváme 256ti stupňovou škálu šedi. Skiografie má dnes místo klasických filmů k dispozici tři typy řešení: se selenovou deskou, jinými slovy jedná se o paměťovou fólii, řešení s tzv. Flat Panel Unit nebo-li s panelem detektorů (obrazových elementů) a řešení s lištou detektorů (slot scan) určených jen pro skiagrafii. Systém se selenovou deskou je určen výhradně pro snímky statické. Na této desce vznikne po ozáření latentní rentgenový obraz, který je třeba přečíst ve speciálním čtecím zařízení a následně je obraz převeden do digitální formy. Ihned po přečtení se deska smaže a je možno použít ji znovu pro další expozici. Hovoříme tak o digitalizaci nepřímé. Kromě selenu, který je nejčastější, lze použít i jiné materiály. Digitalizace přímá je výhodnější, a jde o variantu s panelem detektorů. Vzniklé rentgenové záření dopadá na polovodičové obrazové elementy (čipy). Tyto jsou

v panelu sestaveny do matrice. Na samotném výstupu je pak signál veden rovnou na analogově – digitální převodník a následnému zpracování do počítače. Přímá digitalizace rovněž pracuje s CCD detektory. Takové detektory registrují světlo a převádějí jej na elektrický signál. Dovoluje nám tak sledovat i děje dynamické, takže je tedy vhodnou volbou nejen pro skiografii, ale zároveň i pro skiaskopii.

1.1.4 Kontrastní látky pro skiaskopii a skiografii

Kontrastní látky nám pomáhají zvýšit rozdíly mezi tkáněmi absorbovaným zářením. Takové látky, které absorpci zvyšují, se souhrnně nazývají pozitivní kontrastní látky. Látky, které absorpci snižují se nazývají negativní kontrastní látky. Podle toho, jaký druh kontrastní látky zvolíme, mluvíme pak o pozitivním, nebo negativním vyšetření kontrastní látkou. Je však možné použít obě dvě vyšetřovací metody naráz, potom se bude jednat o vyšetření dvojím kontrastem.

Do vyšetřované části těla se tyto látky dostávají několika způsoby. Mohou se aplikovat i.v. jako třeba při zobrazení dutého systému ledvin, nebo můžeme volit aplikaci přímou (trávicí trubice). Na kontrastní látky klademe různé požadavky. Nesmí být toxické, neměly by vyvolávat nepříjemné pocity jako je teplo, bolest nebo pocit na zvracení. Měly by mít ideální vazkost a být bezpečně bez komplikací vyloučeny z organismu. Pokud by nastala situace, kdy by měl pacient alergickou reakci na podanou látku, je nutné vědět, co v takovém případě podniknout, popřípadě mít po ruce prostředky k částečnému nebo úplnému potlačení reakce. Mezi tyto rizikové pacienty ovšem nepatří pouze ti s možnou alergickou reakcí, ale také ženy těhotné, dehydratovaní pacienti, děti nebo přestárlí nemocní. Ani lidé trpící diabetem nejsou zcela mimo nebezpečí. Velice závažným postižením po podání nefrotropní kontrastní látky je potom kontrastová nefropatie. V takovém případě jde o akutní renální insuficienci nebo zhoršení již porušené funkce ledvin, o které ale pacient vůbec nemusí předem vědět.

Bez povšimnutí není ani příprava pacienta na kontrastní vyšetření. Zde hraje velkou roli informovanost a to jak lékařem, tak i radiologickým asistentem. Nejlépe oběma. Pacient by měl dále být řádně hydratovaný.

Roztoky, suspenze, oleje a tabletky, takovou podobu mohou kontrastní látky mít. Nejzákladnější rozdělení kontrastních látek je na baryové a jodové kontrastní látky.

Síran barnatý se využívá při vyšetření trávicí trubice (například při irrigografii) a podává se ve formě suspenze a před vpravením do pacientova těla musíme dohlédnout na to, aby tato suspenze měla přibližnou teplotu těla.

Druhou nejpočetnější skupinou kontrastních látek jsou látky jodové. Chemický základ tvoří jádro benzenu a tři atomy jódu plus přídatné chemické látky. Jodové kontrastní látky se dále dělí na pevné, olejové a ve vodě rozpustné. Pevné látky se podávaly per os a sloužily hlavně k zobrazení žlučníku (cholecystografii). Dnes je tato metoda nahrazena mnohem šetrnější, a to ultrasonografií. Pro vyšetření mízního systému (lymfografií) sloužily látky olejové. Smrtelné by bylo jejich proniknutí do cévního řečiště, kde by mohly způsobit plicní embolii. Látky ve vodě rozpustné tvoří největší skupinu a jsou nejpoužívanější. Patří sem látky nefrotropní (vylučované ledvinami) a látky hepatotropní (vylučované játry).

1.1.4.1 Možné reakce po podání kontrastní látky

Přecitlivělost na kontrastní látku poznáme podle kopřivky, svědění na kůži, pálením očí nebo edému. Nemocnému můžeme pomoci tak, že do místa aplikace kontrastní látky vpravíme fyziologický roztok s anestetikem.

Neurotoxický účinek je důsledkem podání velkého množství kontrastní látky (okolo 250ml) a jak už jsem zmiňovala výše, působí negativně na ledviny a zhoršuje jejich celkovou funkci. U pacientů patřících do rizikové skupiny je nutné nejprve vyšetřit množství kreatininu.

Edém mozku, nebo epileptický záchvat či spasmus může vyvolat rovněž jodová kontrastní látka. U zcela zdravého člověka nikdy neprosteoupí hematoencefalickou bariérou.

Z nukleární medicíny víme, že po aplikaci kontrastní látky nelze provádět akumulační test štítné žlázy nejméně tři měsíce od podání jodové kontrastní látky.

Reakce alergické čítají tři stupně podle závažnosti. Lehké, střední a těžké. Mezi lehké projevy reakce patří zčervenání kůže. Horší je tachykardie a s ní související

pokles tlaku, tyto řadíme mezi střední projevy a mezi těžké projevy patří anafylaktický šok a kardiovaskulární selhání.

1.2 ULTRASONOGRAFIE

1.2.1 Základní principy USG

Ultrazvuk je vlnění vysokofrekvenční o frekvenci vyšší než 20 000 kmitů za sekundu a tudíž „obyčejné“ lidské ucho nemá šanci jej slyšet. Tyto vlny našly své uplatnění v medicíně a byly konkrétně využity k zobrazování tkání a útvarů těla. Ultrasonografy pro diagnostiku mají frekvenci od 2 do 10 MHz. Platí, že vlny se v různých tkáních chovají různě. Jedny vlny odrážejí, u druhých dochází k rozptylu těsně předtím, než se jako echa navrací zpět do vyšetřovací sondy. Dalším znakem je různě velká rychlost.

Vlny, které jsou odrážené, je nutné ještě ultrasonografem zesílit. Jako je tomu například u tkání, které jsou uloženy hluboko v těle. Po úspěšném návratu odrazů je možno zrekonstruovat dvojrozměrný obraz všech tkání, kterými paprsky prošly. Silné signály nazýváme hyperechogenními a na obrazovce tvoří jasné body. Naopak signály s nízkou intenzitou nazýváme hypoechogenními.

Vyšetřovací sonda je v podstatě přijímačem i vysílačem zvuku. Vlnění tvoří piezoelektrický měnič, který (už dle názvu) mění elektrickou energii na mechanické vlnění. Tento měnič rovněž přijímá odražený zvuk a mění jej zpět na elektrickou energii.

Odražená echa můžeme zvýraznit několika způsoby. Nejpoužívanější jsou obraz A (tzv. A – mód) a obraz B (tzv. B – mód).

1.2.2 Dopplerův jev

Bude-li ultrazvukový signál vysílán směrem ke stacionárnímu objektu, mají odražené vlny stejnou frekvenci jako vlny vysílané. Jestli se objekt pohybuje směrem k vysílači, bude frekvence odraženého signálu vyšší než frekvence signálu vysílaného. Platí i naopak. Rozdíl mezi frekvencemi vysílaného a přijímaného signálu je přímo

úměrný rychlosti, kterou se objekt vzdaluje od vysílače nebo se k němu naopak přibližuje. Dopplerovým posuvem se nazývá rozdíl mezi oběma frekvencemi. Pomocí tohoto jevu můžeme detekovat proudící krev v cévním řečišti. Jeho další obrovskou výhodou je, že pomocí něj můžeme měřit rychlost toku krve. Stacionárním objektem se pak rozumí červené krvinky.

1.2.3 Obraz ultrasonografických vyšetřování

Základem všech ultrasonografických obrazů jsou z fyzikálního hlediska odraz, rozptyl a absorpce. Z následných uložených dat lze potom znázornit rozložení odrazů a jejich intenzitu několika způsoby. Takovými způsoby jsou hlavně A-mód, B-mód nebo TM-mód. V medicíně nejvíce využívaným je B-mód. Obraz vzniká zachycením vysokého počtu vedle sebe umístěných odrazů. Těmto odrazům je v závislosti na jejich intenzitě přiřazen určitý stupeň šedi. Výsledkem jsou potom 2D obrazy s různým stupněm echogenity.

Stejně jako ostatní metody v radiologii, tak i ultrasonografie se neustále vyvíjí. Tento vývoj popohání kupředu různé faktory jako například nároky moderní medicíny, vývoj elektroniky a výkon počítačů. Technický pokrok tedy nezanechal ani odvětví ultrasonografie úplně chladným.

1.3 POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE – CT

1.3.1 Princip CT

Hounsfield pořizoval snímky řezů tak, že ze zdroje záření vyslal velice úzký svazek paprsků kolmo na dlouhou osu zobrazovaného objektu, který byl v pohybu (otáčel se). Naproti zdroji a v pevném mechanickém sevření s ním byl detektor záření, který měl za úkol zachytit rozdíl mezi intenzitou vysílaného záření a intenzitou toho záření, které prošlo objektem v různých úhlech, daných otáčivým pohybem objektu. Počítač potom vstřebal informace o množství absorbovaného záření s informací o poloze zdroje záření a detektoru rovněž. Počítač pak tyto cenné informace nastřádal a vyobrazil je jak v číselné formě, tak ve formě obrazu, složeného z jednotlivých políček odlišné denzity, která byla úměrná absorpci záření v tkáních, které svou polohou

danému políčku odpovídaly. Ve finále jsme tedy získali obraz tenké, příčné vrstvy objektu, který je složený z políček různé sytosti šedi. Dokázal tak zobrazit rozdíly v absorpci mezi jednotlivými tkáněmi zobrazované části těla.

Průřez dílčí tkání se dělí na určitý počet stejných objemů o určitém rozměru. Tomuto elementárnímu objemu se říká voxel (volume element). Právě takový elementární objem se na obrazovce počítače jeví jako drobná elementární ploška, kterou nazýváme pixel (picture element).

Abychom dostali výsledný obraz, musí počítač provést složitější rekonstrukce obrazu. Tou nejpoužívanější je metoda zpětné rekonstrukce (projekce). Zavede se obrazová matrice (například 256 x 256 pixelů). V určitém směru polohy rentgenka – detektor se analogový elektrický signál запиše z příslušného detektoru do všech paměťových míst matrice odpovídajících tomuto směru. Do jednotlivých pixelů se postupem času nastřádají veškeré hodnoty absorpce, odpovídající projekcím v různých úhlech a procházející určitými elementy objemu.

Údaje o denzitě voxelu v jednotlivých částech řezu obsahuje každý paměťový element matrice. Důležitý je počet paměťových elementů matrice, protože nám určuje obrazovou rozlišovací schopnost na vysokém kontrastu.

Stupeň šedi vyjadřujeme v Hounsfieldových jednotkách (HU), přičemž vodě je přiřazena hodnota nula a vzduchu hodnota minus tisíc. To tvoří základ každého CT přístroje. CT se může chlubit velice rozmanitou škálou stupně šedi, běžně hovoříme o třech až pěti tisících stupňů šedi.

1.3.2 Možnosti snímání obrazu

Postupem času se na trh dostaly nejrůznější typy CT přístrojů. Stávaly se čím dál tím dokonalejší a byly označovány jako přístroje 1., 2., 3. a 4. generace. Svazek záření ve formě kužele byl použit u přístrojů druhé generace. Síla svazku zde určovala tloušťku tomogramu. Další generace byly vybaveny RTG svazkem ve formě úplného kruhu, nebo částečného věnce. Všechny tyto typy přístrojů jsou již minulostí, současné helikální CT je postaveno na pilířích třetí generace.

Dnes je doménou spirálové CT. V podstatě jde o to, že pacient mění svou polohu rovnoměrně se stolem vůči rovině snímání. Rentgenka s detektory zaznamenává pohybující se objem v nepřetržitém sledu. Jinými slovy se rovnoměrně otáčí kolem snímaného objemu v rovině kolmé na směr posunu. Jelikož je rentgenka v neustálém pohybu, kladou se velké požadavky na odvod tepla, ale také na výkon samotného počítače.

Základním principem je tloušťka RTG svazku (určuje nám sílu řezu) a rychlost posunu stolu. Oba tyto faktory lze nastavit nezávisle na sobě, přičemž se zavádí poměr obou hodnot, kterému se říká pitch faktor.

Systém spirálového CT přinesl mnoho výhod, ale na druhou stranu je také náročný na výkon počítačů a kvalitu počítačového zpracování. To ovšem nezabránilo konstruktérům pokusit se tento systém přivést k dokonalosti. Dali vzniknout tzv. multi-slice systému, který charakterizuje věnec detektorů s několika paralelními řadami a dále zavedli tzv. flat panel, který našel své využití u RTG skiagrafických zařízení. Obě tyto možnosti vedou k zobrazení 3D anatomických struktur snímaného objemu. Při volbě jednotlivých režimů se také mění dávka ozáření pacienta.

1.3.3 Topogram

Tento program je charakteristický pro každý CT přístroj. Je tu od toho, aby nám usnadnil volbu v jakých parametrech budeme provádět snímání pacienta. V podstatě jde o vyhotovení prostých snímků pacientova těla. Je to stejné jako u klasických RTG snímků – jde o projekci předozadní nebo boční. Rozdíl je, že snímek vzniká po krocích. Po každém skenu se stůl s pacientem posune o několik milimetrů.

Takový snímek nám určí jak budeme dále postupovat a zároveň nám ukáže rozsah CT skenování, počet skenů, ale i výchozí místo skenování.

1.3.4 Pojmy charakteristické pro CT

Výsledná kvalita CT obrazu je ovlivněna několika body:

- Prostorovou rozlišovací schopností, která se nám jeví jako nejmenší vzdálenost mezi dvěma sousedními kontrastními detaily v objemu, které

je lidské oko schopno v obraze ještě rozlišit. Tuto schopnost měříme s použitím CT fantomů. Platí, že největší prostorová rozlišovací schopnost je ve středu rotace systému rentgenka-detektory.

- Rozlišovací schopnost v kontrastu, která je určena nízkým kontrastem a udává nám viditelnost dvou objektů s velmi malým rozdílem absorpčního koeficientu (s malým kontrastem). Nezanedbatelný vliv na tuto rozlišovací schopnost má šum.
- Artefakty v obraze. Zjednodušeně řečeno, obrazy, které negativně ovlivňují výsledný efekt. Artefakty nejsou přítomny ve snímaném objemu, ale vznikají v průběhu rekonstrukce.

1.3.5 Shromáždění dat a vznik obrazu

Analogový signál, který vzniká na detektorech, se musí převést do počítače. Detektory nasedají na zesilovače, multiplexer a analogově-digitální převodník. Získaná data procházejí ještě řadou procesů jako například logaritmizací, vyrovnáváním různých nestabilit nebo třeba potlačováním artefaktů. Samotný sběr dat je možné řešit dvěma způsoby. Finálně je celý obraz poskládán v jednom řezu, tak, že je dán čtyřrozměrnou maticí. První rozměr je poloha v ose X, druhým rozměrem se rozumí poloha v ose Y, třetím je Z-rozměr čili šířka kolimace a posledním je míra zeslabení záření v daném bodě prostoru.

1.3.6 Dávka na CT

Stejně jako při skiografii, je u CT celková absorbovaná dávka organismem, tedy ekvivalentní dávka, počítána podle vzorce: $H_T = w_R \cdot D_{T,R} [Sv]$, kde w_R vyjadřuje radiační váhový faktor (viz tabulka číslo 1), $D_{T,R}$ značí střední absorbovanou dávku v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření R. Jednotkou je sievert (Sv). U CT ale počítáme i s délkou jedné rotace, s kolimací a s počtem rotací detekční soustavy. Všeobecně ale platí, že při vyšetření CT je dávka pro pacienta mnohonásobně vyšší než je tomu v případě skiografie.

Typ záření + energie	Radiační váhový faktor w_R
fotony – všechny energie	1
elektrony – všechny energie	1
neutrony – míň než 10 keV	5
neutrony – 10 až 100 keV	10
neutrony – 100 keV až 2 MeV	20
neutrony – 2 až 20 MeV	10
neutrony – více než 20 MeV	5
protony – více než 2 MeV	5
částice alfa, těžká jádra	20

Tab. 1: radiační váhové faktory

1.3.7 Druhy vyšetření

Krokové. Jedná se o to, že pro jednotlivé axiální obrazy jsou získávána data s následnou rekonstrukcí vrstva po vrstvě. Každý sken může navazovat těsně na sebe, nebo lze použít delší posun stolu, než je šíře vrstvy. Takový postup využíváme například při HRCT plic (HRCT-vyšetření s vysokou prostorovou rozlišovací schopností). Tento typ vyšetření lze provádět jak nativně, tak i za pomoci kontrastní látky. Nejběžnější využití je u CT mozku.

Dynamické sériové vyšetření. Jde o vyšetření po podání kontrastní látky. Pomocí něj tak vyšetřujeme například perfuzi tkání. Dílčí skeny provádíme v odlišných časových intervalech, ale při jediné pozici stolu.

Helikální vyšetření. Helikální technika nám usnadňuje vyšetření co se času týče. Jeho pointa je v načtení pole surových dat, ze kterého jsou pomocí zpětných rekonstrukcí utvářeny axiální obrazy. Používáme i méně kontrastu a tudíž se u tohoto vyšetření nabízí možnost vyšetřovat orgán metodou více fází nástřiku. Nejznámější vyšetření takovýmto způsobem je CT angiografie.

Dynamické krokové vyšetření. Provádí se v sekvenci vrstev v co nejmenším časovém intervalu.

Kvantitativní vyšetření. Zde se porovnává denzita vyšetřovaného objemu a fantomy s denzitou odpovídající přesné koncentraci. Pomocí provedené kalibrace se převede hodnota denzity objemu na koncentraci kalcia. Vyšetření je vhodné pro minerální kostní analýzu, nebo kvantifikaci plicního emfyzému.

1.3.8 Primární parametry vyšetřování

Surová data jsou ovlivněna právě těmito parametry, jinými slovy mají vliv na kvalitu rekonstruovaného obrazu. Patří sem expozice, kolimace, rotační perioda a rychlost posunu stolu. Vhodným nastavením proudu lze regulovat míru kvantového šumu, proto sem řadíme první faktor, a to expozici. Pro kolimaci zase platí, že čím menší objem vyšetříme, tím menší šíři kolimace použijeme. Platí tedy přímá úměra. Rotační perioda je časový úsek, za který se otočí rentgenka a detektorová soustava o 360 stupňů. Rychlost posunu stolu hraje důležitou roli hlavně u helikálního vyšetření. Patří sem i pitch faktor, o kterém již byla řeč.

1.3.9 Sekundární parametry vyšetřování

Tyto ovlivňují kvalitu obrazu z pohledu zadání způsobu rekonstrukce surových dat. Do sekundárních parametrů řadíme matici, velikost zobrazovaného pole, rekonstrukční algoritmus a překrývání vrstev. Co se matrice týče, jsou používány hlavně takové, které mají hodnotu 1024 x 1024 bodů. Navolením zbytečně velkého zobrazovaného pole způsobíme zvětšení pixelu a s tím spojenou i sníženou rozlišovací schopnost přístroje.

1.3.10 Kontrastní látky pro CT

K lepší orientaci v prostoru a hlavně ke zvýraznění rozdílů mezi jednotlivými tkáněmi používáme i u CT kontrastní látky. Kvalitní obraz sám o sobě, poskytuje jen kostní systém nebo plicní parenchym. Kontrast se na CT podává zpravidla nitrožilně, ale nemusí tomu být vždy tak. Například při CT kolonoskopii se za pomoci rektální

roučky a balonku tlačí vzduch do stěv. Nitrožilní aplikace je přínosem pro zobrazování dutého systému ledvin, močových a močového měchýře.

Kontrastní látky jsou založeny rovněž na jodovém základu. Pacient před indikovaným vyšetřením musí být nejméně čtyři hodiny nalačno.

1.3.11 Cesty kontrastní látky organismem

Období od aplikace kontrastní látky do chvíle, kdy ji přijme vyšetřovaná céva, nazýváme souhrnně cirkulační čas.

Bolus timing se skenuje pouze v jednom místě po podání kontrastní látky v množství deseti až dvaceti mililitrů.

Bolus tracking je stejně jako předchozí způsob aplikace založen na dynamickém skenování tkání. Kontrastní látka se přitom aplikuje požadovaným průtokem.

Průtok se udává v mililitrech za sekundu (ml/s). Hodnoty pro helikální vyšetření se pohybují v mezích 2-3 ml, ale například pro perfuzní vyšetření se užívá hodnot vyšších, a to 9 ml/s. Pokud si zvolíme příliš malý průtok, potom nastane situace, kdy se kontrastní látka zředí v srdci. Při zvolení příliš vysokého průtoku hrozí ruptura cévy.

Opožděný sken vychází z cirkulačního času, který určíme buď pomocí bolus timingu, nebo jej odhadneme. Zpoždění skenu je typické pro helikální vyšetření a je podmínkou pro správnou distribuci kontrastní látky do vyšetřované oblasti.

Objem lze vypočítat za pomoci průtoku a doby naplánovaného vyšetření. A to tak, že tyto dvě hodnoty mezi sebou vynásobíme. Například, zvolíme-li, že průtok bude 2 ml/s a vyšetření bude trvat 20 vteřin, bude nutné podat 40 ml kontrastní látky. Těchto 40 ml kontrastu by bylo vhodné například u nemocných s postižením ledvin.

Co se týče směru skenování, měl by sledovat směr toku krve.

1.3.12 Zpracování obrazu - postprocessing

Window. Nastavení okna takovým způsobem, aby vypovídalo co nejvíce o vyšetřované tkáni. Základní okénka jsou pro hodnocení zadní jámy, mozku, kostí, páteřního kanálu, mediastina a plicního parenchymu.

Multiplanární rekonstrukce (MPR). Jedná se o 2D obrazy zrekonstruované pomocí denzity jednotlivých axiálních řezů počítačem. Nakreslíme si linii, která může být například pravoúhlá a dále se vypočte rovina řezu kolmá na tuto linii. Multiplanární rekonstrukce má ve většině případů šířku jednoho voxelu.

3D rekonstrukce. Našly své praktické využití při zobrazování skeletu a hlavně páteře.

Surface shaded display (SSD). Jedná se o trojrozměrný pohled na povrch vyšetřované struktury. Pomocí stínování vzniká prostorový obraz. Trojrozměrná představa objektu vzniká nasvícením jedním, nebo mnoha virtuálních zdrojů světla. Potom se vypočítá a zobrazuje intenzita světla odraženého zpět do pozorovací roviny. Přičemž v každém bodě této roviny se použijí k zobrazení vyšetřované tkáně první pixely a z nich se následně sestaví trojrozměrný obraz.

Maximum intenzity projection (MIP), minimum intenzity projection (MinIP). Používají se techniky ke vhodnému zakreslení objektu zájmu. MIP je v podstatě projekce nejvyšších denzit a projekcí nejnižších denzit je MinIP. Tyto techniky se hojně využívají při zobrazování cévního řečiště.

Volume rendering technika (VRT). Pod techniky VRT spadají například techniky MIP a MinIP. Jedná se v podstatě o kombinaci technik SSD a MIP a jde o techniky velmi složité. Jednotlivým tkáním se přiřadí barevné MIP a nadefinují se intervalově jako SSD s tím, že intenzita barvy odpovídá denzitě zobrazeného objektu. Lépe se tak definují kontury objektu.

1.3.13 Využití CT

Dnes už bychom si nedokázali představit moderní medicínu bez využití počítačové tomografie. Nejen proto, že CT dokáže s velkou přesností odlišit detaily než klasický RTG snímek, ale i proto, že dokáže zachytit patologii třeba o velikosti pouhých pět milimetrů. Jeho přínos je zejména u nádorových onemocnění a své nezastupitelné místo má kromě diagnostiky i v radioterapii. Zde například pomáhá lépe lokalizovat tumor. Dostupnost CT vyšetření neustále stoupá a v této době není neobvyklé, že CT přístrojem je vybavená téměř každá okresní nemocnice.

1.4 MAGNETICKÁ REZONANCE-MR

Pro vyobrazení magnetickou rezonancí se do praxe vžilo několik názvů. MR-magnetická rezonance, MRI-magnetic resonance imaging, MRT-magnetic resonance tomography a dříve používaný název NMR-nukleární magnetická rezonance se již dnes prakticky nevyužívá. Díky magnetické rezonanci můžeme zobrazit cévní systém, potom hovoříme o MRA (magnetic resonance angiography).

Na rozdíl od ostatních zobrazovacích metod, pracuje magnetická rezonance se silným magnetickým polem (jak už vypovídá samotný název), nikoliv s rentgenovým zářením. Právě v tom tkví obrovský rozdíl například mezi výpočetní tomografií a zobrazováním magnetickou rezonancí, ačkoliv jejich princip je podobný, čili založený na řezech určitou částí těla a následným poskládáním obrazu.

MR tedy pacientovi nijak neuškodí. Podstatou kontrastního rozlišení tkání je jejich různorodé chování při stejném vnějším působení.

1.4.1 Na čem je MR založena

K tomu, abychom dobře pochopili, co je ve skutečnosti podstatou magnetické rezonance, je zapotřebí mít alespoň středoškolské znalosti fyziky. Mluvíme o vlnové délce 10^0 až 10^4 metrů a frekvenci 10^4 až 10^8 Hertzů. Pro začátek uvádím několik pojmů, bez kterých bychom se dále neobešli:

Vektor. Je definován jako fyzikální veličina nám určující velikost, směr a začátek působení. Graficky se vyjadřuje za pomoci šipky. V oblasti magnetické rezonance se vektor využívá a zastupuje zde směr a velikost magnetického pole.

Magnetický moment (magnetické pole). Vznikne v důsledku rotace nabitě elektrické částice (například vodíku), která se pohybuje. Pokud zvýšíme elektrický proud, zvětší se i magnetické pole a naopak.

Indukce. Zákony fyziky říkají, pohybuje-li se vodič v magnetickém poli nebo magnetické pole kolem vodiče, indukuje se (vznikne) elektrický proud. V případě magnetické rezonance se v přístroji indukuje (podmínkou je změna magnetického pole) elektrický proud v přijímací cívce.

Pohyb. Protony rotují kolem své vlastní osy a tento pohyb se nazývá spin. A díky spinu získává celé jádro určitý magnetický moment (magnetické pole). Atomová jádra, která mají liché atomové číslo mají schopnost tvořit magnetický moment. Medicínsky nejznámější je vodíkový proton. A jelikož tkáně obsahují ze 75% právě vodík, jehož magnetický moment je dosti silný, měří se ze všech prvků nejlépe. Za normálních okolností jsou však protony vodíku uloženy v těle nahodile a jejich magnetické momenty se vzájemně ruší.

Pokud ale umístíme protony do velmi silného magnetického pole (B_0), tyto se náhle seřadí a jejich pozice bude rovnoběžná se siločarami magnetického pole. Platí, že jedny protony budou uspořádány paralelně, a ty druhé zase antiparalelně, budou tedy otočeny o 180° . **Intenzita** magnetického pole se udává v jednotkách Tesla (T) a přístroje používané v lékařství mají intenzitu nejčastěji v rozmezí 0,5 až 1,5 T. Toto silné magnetické pole dále způsobuje u protonů ještě jeden jev. Nazývá se **precese** a jde o rotační pohyb magnetického momentu po plášti pomyslného kužele. Ne všechny protony ale rotují stejně, jinými slovy nejsou ve fázi.

Frekvence precesního pohybu je závislá na síle magnetického pole a na gyromagnetickém poměru. Tuto závislost vyjadřuje **Larmorova rovnice**: $\omega = \gamma \cdot B_0$, kde ω zastupuje rychlost otáčení, B_0 sílu magnetického pole a γ je gyromagnetická konstanta.

Zásadní problém je ale v detekci protonů a hlavně v jejich uspořádání. Podstatné tedy je změnit rozestavení protonů v tkáni a potom můžeme zaznamenat jejich magnetický moment. Takovou změnu lze měnit tak, že pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu přidáme protonu energii. Poté dojde k excitaci (vychýlení protonu z jeho valenční sféry). Toto má vliv i na samotné dlouhé osy protonu, které se vychýlí o 90° nebo 180° . Takový pohyb je zdrojem **podélné magnetizace**.

Podmínkou je, že frekvence radiofrekvenčního pulzu musí být totožná s Larmorovou frekvencí. Z pohledu fyziky se jedná o tzv. rezonanci. Pod vlivem radiofrekvenčního pulzu budou jako bonus protony provádět precesi ve fázi. Radiofrekvenční pulz ovlivňuje protony (hlavně jejich spin) různě. Pokud je proton ve

fázi zvětšující se precese, jeho pohyb bude synchronní, dojde postupně k **příčné magnetizaci**.

Pokud přerušíme radiofrekvenční pulz, dojde k tzv. **relaxaci**. Dojde tedy k navrácení vybuzeného protonu zpět do rovnovážného stavu. V takovém případě složka podélné magnetizace nabývá zpět svou velikost až na celkových 63% původní velikosti. Čas, za který se toto stane, se nazývá **T1 čas**. Čas potřebný k rozsynchronizování precese, se souhrnně nazývá **časem T2**. Samotným principem je potom měření rozdílů těchto časů.

1.4.2 Charakteristika T1, T2 a proton denzitních obrazů

Nejběžnější vyšetřovací techniky jsou založeny na počítání T1 a T2 relaxačních časů. Série impulsů opakujících se mezi frekvencemi souhrnně nazýváme sekvence. Podstatou tzv. spin-echo sekvence (SE) je počítání rozdílů mezi jednotlivými časy T1 a T2, přičemž tato sekvence je nejvíc používanou v zobrazování MR a výsledné tkáně se budou lišit v odstínu šedi. Jinak můžeme říci, že takovéto zobrazování se nazývá T1 vážený obraz. Má krátké časy relaxace i excitace.

T2 vážené obrazy jsou na rozdíl od T1 charakteristické dlouhými časy. Toto zobrazení vyzdvihne příčnou magnetizaci, a tak můžeme změřit rozdíly v časech T2.

Proton denzitní obrazy jsou charakteristické dlouhou dobou relaxace, naopak čas excitace je dosti krátký. Jak už vypovídá název, obraz bude závislý na hustotě protonů ve vyšetřované oblasti.

V praxi při používání SE nejprve vyšleme vysokofrekvenční pulz, který vychýlí protony o potřebných 90° . V momentě rozsynchronizování protonů jsme schopni vyslat další radiofrekvenční pulz, který má za úkol vychýlit protony o 180° . Precesní pohyb se bude konat v opačném směru a v tu chvíli jej můžeme změřit. V případě, že používáme pulzy, které mají hodnotu 90° a 180° , využíváme časů polovičních, které se ve finále sčítají do času celkového, tedy time to echo (TE). Záznam signálu po vyslání 180° pulzu nazýváme echo. Čas mezi jednotlivými 90° pulzy se nazývá time to repeat (TR). Nadstandardní sekvencí je potom inversion recovery (IR). Využívá se postup obrácený. Tedy nejdříve vyšleme pulz 180° a po něm pulz 90° . Nejnámějšími v této oblasti jsou

sekvence typu FLAIR (pro potlačení vody) a STIR (pro potlačení tuku v obraze). Abychom vyšetření dovedli k dokonalosti, nabízí se využití například gradientního echa (GE) k celkovému zkrácení vyšetřovacího času. Stručně řečeno, gradientní echo je schopno použít vychylovací úhel protonů místo 90° (180°) jen 10° až 50° .

1.4.3 Vznik obrazu

Obrazy jsou rekonstruovány podobně jako na CT, Fourierovou transformací. Děje se tak pro lepší lokalizaci signálu z různých vyšetřovaných částí objektu.

Nejdůležitější částí obrazu je K-prostor, v jehož centru je signál mnohem lépe detekovatelný než na periférii. Centrální oblast tohoto prostoru je zodpovědná za kontrast a tvar MR obrazu. A prostor periferní kóduje jemné detaily.

1.4.4 Artefakty MR obrazu

Šum. Stejně jako na CT, i zde má šum negativní vliv na výsledný obraz. V případě MR je šum vytvořen nahodilými elektrickými mini proudy z těla. Pokud ztenčíme řezanou vrstvu, získáme akorát větší šum. Šum je také ovlivněn dalšími faktory. Nezanedbatelnými jsou velikost magnetického pole (čím je menší, tím více šumu a naopak) a kvalita přídatných cívek.

Pohybový artefakt. Mezi tento řadíme převážně pohyby lidského těla. Jedná se především o dýchání, srdeční pulsaci, pohyby střev, pohyb likvoru nebo krevní tok. Proto při některých sekvencích vybídne pacienta, aby na okamžik zadržel dech nebo v případě srdeční pulsace to řešíme tak, že současně se snímáním měříme i EKG.

Chemické artefakty. Působí je změna frekvence (jiná než je Larmorova). Snižují, nebo zvyšují intenzitu signálu v okolí vyšetřované tkáně. Jsou patrné hlavně na rozhraní tkání s velkým obsahem tuku a vody.

Samotné magnetické pole. A zejména jeho nehomogenity. Jsou závislé především na kvalitě magnetu. Ovšem nemusí tomu tak vždy být. Nežádoucí změny v obraze mohou způsobit i kovové implantáty v těle pacienta (endoprotézy).

1.4.5 Magnety používané v praxi

Permanentní. Mají nižší rozlišovací schopnost i výsledný signál MR obrazu. Intenzita magnetického pole je do 0,3 T.

Odporové. Jejich nevýhodou je vysoká spotřeba energie, a tak jsou používány nejméně. Intenzita je do 0,4 T.

Supravodivé. Oplývají vysokou rozlišovací schopností. K jejich každodennímu využívání je nutné výkonné chladicí zařízení (ve formě helia), které udržuje magnet v permanentním supravodivém stavu. Jeho intenzita je od 0,5 T do 3 T. V praxi jsou nejpoužívanější.

1.4.6 Cívky

Volumové. Jsou vysílačem a zároveň i přijímačem signálu. Tvoří pevnou součást magnetické rezonance. Patří sem tzv. celotělová cívka (whole body coil).

Vyrovnávací. Tvoří také pevnou součást MR. Slouží k tomu, aby vyrovnaly nehomogenity v magnetickém poli přístroje.

Gradientní. Utvářejí pomocná přídavná magnetická pole a jsou hlavním zdrojem hluku uvnitř přístroje, neboť se během vyšetření pohybují vůči svým ukotvením. Jsou rovněž pevnou částí MR.

Povrchové. Fungují tak, že se přiloží k vyšetřované části těla a netvoří tak pevnou součást MR. Přijímají signál z vyšetřované tkáně (hlavová cívka, páteřní cívka).

Phased array coils. Slouží k tomu, aby zaznamenaly signály ze samostatných cívek. Jsou vhodné pro snímání větších ploch.

1.4.7 Sekvence

Základním pilířem jsou spin-echo sekvence. Pod něj spadají další tři druhy vyšetření:

T1 vážený obraz (T1 v.o.). Specifické pro něj je krátké time to repeat a krátké time to echo.

Vyšetřovaná část těla	Intenzita signálu
Likvor, moč, žluč	hyposignální
tuk	hypersignální
mozek	hypersignální
cévní řečiště	asignální

Tab. 2: Údaje charakteristické pro T1 vážené obrazy.

T1 v.o. slouží zejména k anatomickému rozlišení tkání lidského těla. Na T1 v.o. není patrný rozdíl mezi fyziologickou tekutinou a edémem.

T2 vážený obraz (T2 v.o.). Na rozdíl od T1 v.o. jsou spin-echo sekvence poměrně dlouhé.

Vyšetřovaná část těla	Intenzita signálu
Likvor, moč, žluč	hypersignální
tuk	hyposignální
mozek	hyposignální
cévní řečiště	asignální

Tab. 3: Údaje charakteristické pro T2 vážené obrazy.

Na rozdíl od obrazů T1, tyto mají solidní tkáně (mozek) tmavší, než je tekutina. Je velice vhodný pro zjišťování přítomnosti edému nebo jiné patologické tekutiny v těle.

Proton denzitní obrazy. Jsou závislé na hustotě vodíkových protonů. Zobrazují se jimi například šedá hmota mozková, nebo velké klouby.

Dalšími hojně využívanými typy sekvencí jsou inversion recovery sekvence. V podstatě jde o zvýraznění T1 v.o.. V praxi jsou nejvíce používanými sekvencemi:

STIR (short tau inversion recovery) a FLAIR (fluid attenuated inversion recovery), o nichž jsem se zmiňovala již dříve.

1.4.8 Kontrastní látky pro MR

Každá taková látka musí obsahovat prvky gadolinia. Tyto látky jsou paramagnetické, tudíž mění rozložení sil ve svém okolí a zkracují tak relaxační časy T1. Ta tkáň, ve které se nachází kontrastní látka, je potom hypersignální. Zkrácení časů je

výrazné hlavně u T1 v.o., a tak po podání kontrastu zásadně vyšetřujeme pomocí T1 vážených obrazů. Jejich zásadní vlastností je, že mají schopnost pronikat do extracelulárních prostorů. Jsou tedy velice vhodné pro vyobrazení jaterního parenchymu nebo prostor CNS, přičemž hematoencefalickou bariérou proniká pouze tehdy, když je poškozena patologickým procesem.

Velké pozitivum je, že na tyto látky jsou poměrně vzácné vedlejší reakce po podání. V případě, že nastane takový případ, platí pro něj stejné podmínky jako při vedlejší reakci na jodovou kontrastní látku. Podle toho také postupujeme při poskytnutí pomoci. Zatím jedinou, ale zásadní nevýhodou je jejich vysoká cena.

Koncentraci látky udáváme v milimolech (mmol).

Látky používané na trhu jsou především: Magnevist, Omniscan, Pro Hance nebo Gadovist.

Avšak moderní doba klade nároky také na vývoj nových preparátů. Součástí Teslascanu je mangan. V dostačujícím procentu se vychytává v jaterních buňkách a je tak možné prokázat přítomnost metastáz.

Látky supermagnetické jsou zase na bázi oxidu železa. Tyto mikročástice mohou částečně proniknout i do intracelulárních prostorů. Svě nezastupitelné místo mají při vyšetřování jaterního systému. Výrazně se projevují v T2 vážených obrazech.

Resovist je typ kontrastní látky, která se vychytává v RES systému jater.

Jak už bylo předestřeno, kontrastní látky pro magnetickou rezonanci jsou vesměs příliš drahé. Tyto látky jsou tedy v nepřetržitém vývoji a radiodiagnostický svět netrpělivě očekává jejich dovedení k dokonalosti.

1.4.9 MR angiografie

Její nenahraditelná vlastnost spočívá v tom, že jde o metodu neinvazivní, a také v tom, že se obejdeme bez ionizujícího záření. Za normálních okolností je na MR krevní řečiště asynchrónní. Použijeme-li speciální metody, potlačující magnetické pole struktur v okolí cévy, zvýrazní se signál tekoucí krve.

Mezi tři základní metody MR angiografie patří:

Metody vtokové-TOF (time of flight). S použitím krátkého TR a gradientního echa o malém vychylovacím úhlu, jsme schopni zesílit signál erytrocytů.

Fázový kontrast-PC (phase contrast). Fáze je stav magnetizace, který se může měnit v pohybu a být tak zdrojem signálu.

Kontrastní CE (contrast enhanced) MR angiografie-při i.v. aplikaci kontrastu. Nitrožilní aplikace paramagnetické KL.

Nejpodstatnější při MR angiografii je načasování (timing) spuštění vyšetření. Hlavní nevýhodou je vznik artefaktů na úkor neionizujícího záření. Koronární tepny je lépe zobrazovat při klasické koronarografii, nebo při CT angiografii. Z důvodu výrazného pohybového artefaktu se zatím k vyšetření koronárních tepen u MR neuchylujeme.

1.4.10 Indikace a kontraindikace vyšetření

Mezi nejčastější indikace k vyšetření patří úrazy páteře, výhřezy meziobratlových plotének a podezření na cévní či nádorová onemocnění mozku. Velký význam má rovněž v zobrazování pohybového aparátu.

Největším problémem v praxi je reakce silného magnetického pole s kovovými implantáty a cizími tělesy. Magnetické pole totiž způsobuje změny v jejich poloze a také v jejich funkci. Obzvláště je nutné kontrolovat pacienty, jestli nemají kardiostimulátor. Vyřazení tohoto přístroje může zapříčinit vážné až smrtelné komplikace, je proto nezbytné se pacientů vždy trpělivě dotazovat, než přikročíme k samotnému vyšetření.

Absolutní kontraindikace	Relativní kontraindikace
kardiostimulátor	kovová cizí tělesa
elektronicky řízené implantáty	kloubní náhrady
cévní svorky z ferromagnetického nebo jiného materiálu	stenty, svorky do 6ti týdnů po implantaci, náhrady srdečních chlopní
kovová cizí tělesa v oku	první trimestr gravidity

Tab. 4: Absolutní a relativní kontraindikace vyšetření MR.

2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA

2.1 Cíle práce

1. Zjistit, které metody pomalu ustupují do pozadí a jsou nahrazovány modernějšími metodami CT (MR).
2. Porovnat počet vyšetření kloubu kolenního na RTG a počet vyšetření kolenního kloubu na MR za poslední tři roky.
3. Zaměřit se na odlišnost dávek záření při využití klasických zobrazovacích metod v zobrazení kolenního kloubu a MR vyšetření kolenního kloubu, porovnat finanční stránku obou vyšetření.

2.2 Hypotéza

Narůstá množství nemocných, kterým jsou na CT vyšetřovány pyramidy kosti skalní oproti minulým létům a zároveň narůstá množství úrazů kolene, které se vyšetřují za pomoci CT a MR oproti minulým létům.

3. METODIKA

Základním stavebním pilířem teoretické části práce bylo studování odborné literatury. Díky tomuto jsem práci postavila na všeobecném základu.

Jako první jsem zvolila teorii radiodiagnostických metod v podobě skiografie a skiaskopie. Dále jsem se přes ultrasonografii dostala k základním principům počítačové tomografie a jako poslední jsem zvolila teorii magnetické rezonance.

V praktické části jsem se zabývala především zpracováním počtu projekcí kosti skalní, které se provedly na radiodiagnostickém oddělení v Krajské zdravotní a.s., nemocnici Teplice oborovém podniku, a to mezi lety 2007 a 2009 (včetně) a na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.. K tomuto jsem přidělila i počty vyšetření pyramid na CT. Pokoušela jsem se zjistit, které z klasických radiodiagnostických metod jsou na ústupu a které naopak zaznamenávají rozkvět například v oboru CT. Pro toto zjišťování jsem konkrétně zvolila právě vyšetření kosti skalní na RTG a na CT (pyramidy). Zpracovávala jsem celkové počty tohoto vyšetření a jejich číselné hodnoty a tento celkový přehled jsem se pokusila přiblížit v jednotlivých grafech. Dále uvádím, kolik vyšetření v oblasti pohybového aparátu se provedlo, konkrétně počty vyšetření kolenního kloubu, a to za roky 2007, 2008 a 2009 v oblasti klasického zobrazování za pomoci RTG přístroje a za pomoci MR. Porovnány byly počty vyšetření v každém z uvedených roků, a to jak na RTG, tak na MR. Porovnána byla dvě rozdílná pracoviště. V teplické nemocnici jsem počítala s hodnotami za jednotlivé měsíce, tři, po sobě jdoucích let, v budějovické nemocnici s celkovými hodnotami za uvedené tři roky. Jako poslední krok jsem zvolila porovnání dávek na kloub kolenní v případě klasického snímkování na RTG a v případě MR. Uvádím také, jaká finanční částka činí rozdíl mezi klasickým snímkem kolene na RTG a jedním vyšetřením téhož kloubu na MR (částky jsou průměrné a tudíž pouze orientační).

4. VÝSLEDKY

4.1 ZOBRAZOVÁNÍ KOSTI SKALNÍ A LYMFOGRAFIE

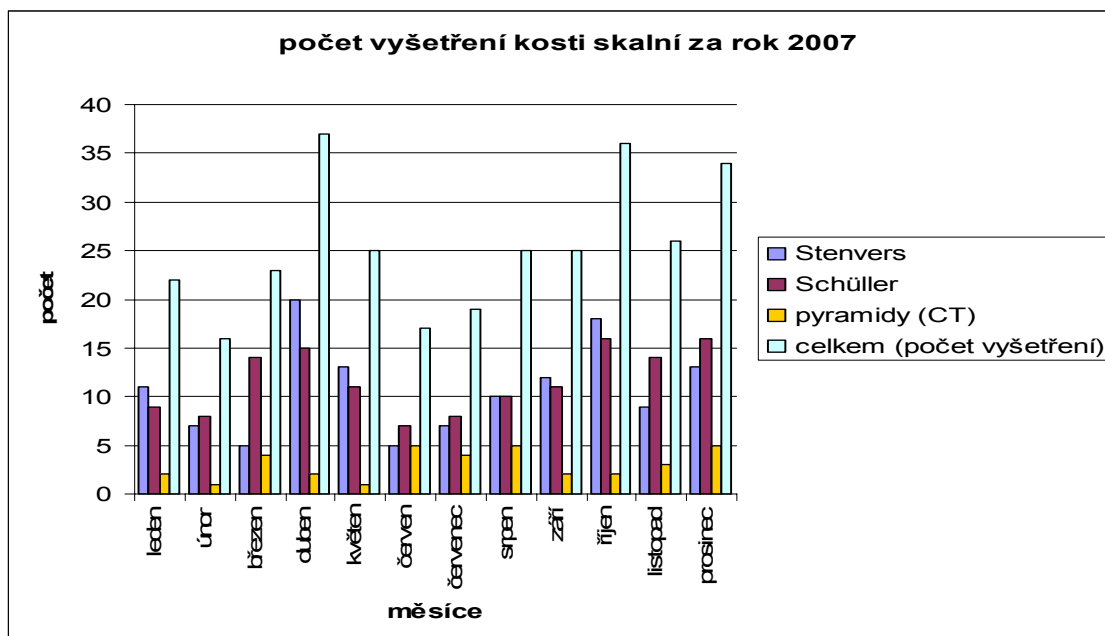
4.1.1 Krajská zdravotní a.s., nemocnice Teplice o.p.

Do statistického souboru jsem zahrnula pacienty, kteří byli vyšetřováni na radiodiagnostickém oddělení Krajské zdravotní a.s., nemocnice Teplice oborový podnik, konkrétně jim bylo prováděno vyšetření kostí sklaní a pyramid. Co se lymfografií týče, nebyla za uplynulé tři roky na radiodiagnostickém oddělení v obou nemocnicích provedena ani jedna, a tak bych tuto metodu neměla s čím porovnávat. Tento druh vyšetření našel své uplatnění na oddělení nukleární medicíny. Proto jsem se plně zaměřila na vyšetřování kostí skalních a od původně zamýšlených lymfografií jsem tak zcela upustila. Tabulky uvádím pro jednotlivé roky zvlášť. V těchto tabulkách je rozdělení na jednotlivé měsíce a jsou zde rozlišeny typy vyšetření a jejich číselné zastoupení.

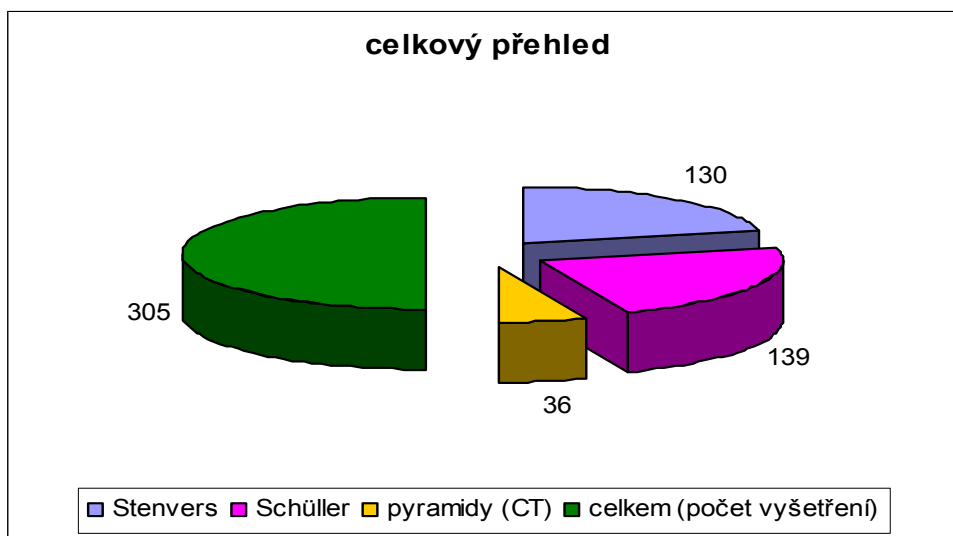
Z toho jsem zjistila, že za rok 2007 bylo v teplické nemocnici provedeno celkem 305 vyšetření jak na CT, tak na RTG. Z toho bylo projekcí Stenvers provedeno 130 vyšetření, projekcí Schüller 139 vyšetření a pyramidy na CT byly provedeny celkem 36krát. Z toho vyplývá, že 88% všech vyšetření provedených klasickou RTG zobrazovací metodou (Stenvers, nebo Schüller) bylo v roce 2007 jasným vítězem.

	Stenvers	Schüller	pyramidy (CT)	celkem (počet vyšetření)
leden	11	9	2	22
únor	7	8	1	16
březen	5	14	4	23
duben	20	15	2	37
květen	13	11	1	25
červen	5	7	5	17
červenec	7	8	4	19
srpen	10	10	5	25
září	12	11	2	25
říjen	18	16	2	36
listopad	9	14	3	26
prosinec	13	16	5	34
celkový počet	130	139	36	305

Tab. 5: Počty vyšetření kosti skalní za rok 2007 v teplické nemocnici



Graf č.1: Počet vyšetření kosti skalní za rok 2007 (teplická nemocnice)

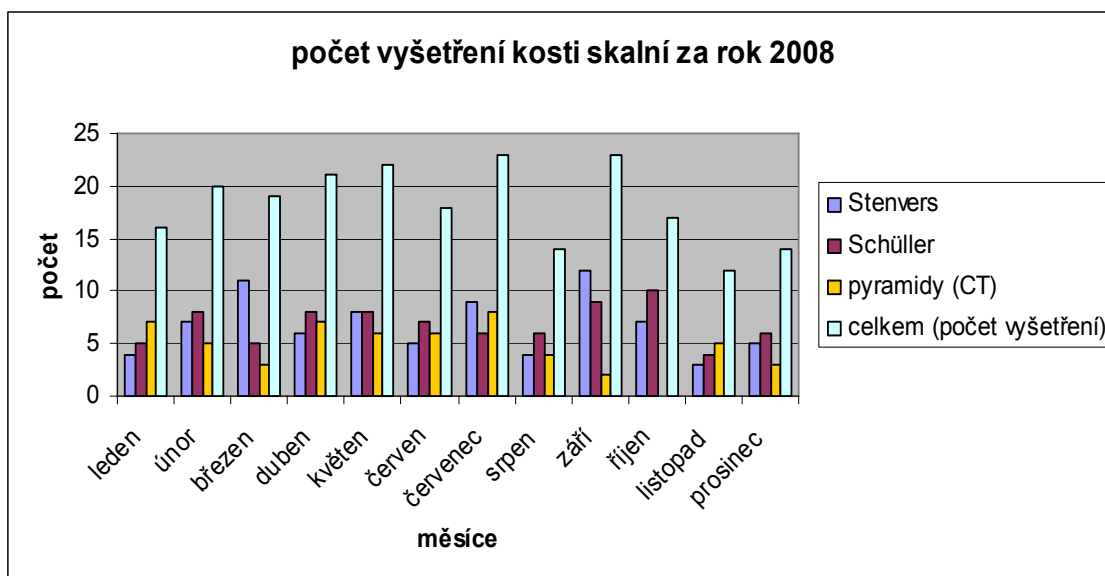


Graf č. 2: Celkový přehled vyšetření v roce 2007 (teplická nemocnice)

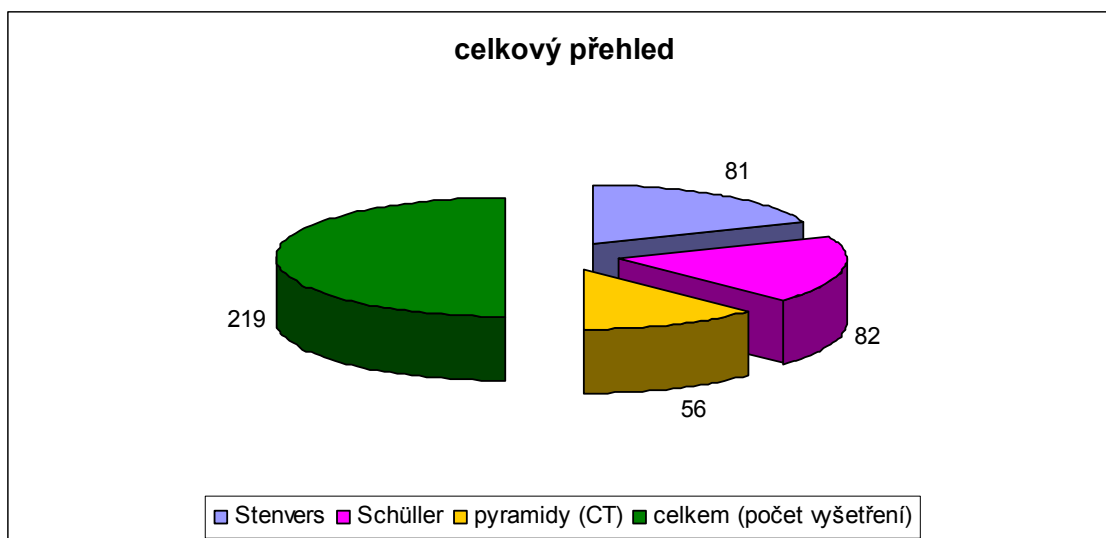
V roce 2008 bylo provedeno celkem 219 vyšetření. Z toho 81 projekcí Stenvers, 82 projekcí Schüller a 56 provedení CT pyramid. Celkově tedy bylo provedeno 163 snímků za pomoci klasického RTG a 56ti pacientům bylo provedeno CT. Stejně jako v předchozím roce, tak i v roce 2008 je evidentní převaha vyšetření klasickým rentgenem (74%).

	Stenvers	Schüller	Pyramidy (CT)	celkem (počet vyšetření)
leden	4	5	7	16
únor	7	8	5	20
březen	11	5	3	19
duben	6	8	7	21
květen	8	8	6	22
červen	5	7	6	18
červenec	9	6	8	23
srpen	4	6	4	14
září	12	9	2	23
říjen	7	10	0	17
listopad	3	4	5	12
prosinec	5	6	3	14
celkový počet	81	82	56	219

Tab. 6: Počty vyšetření kosti skalní za rok 2008 v teplické nemocnici



Graf č.3: Počet vyšetření kosti skalní za rok 2008 (teplická nemocnice)

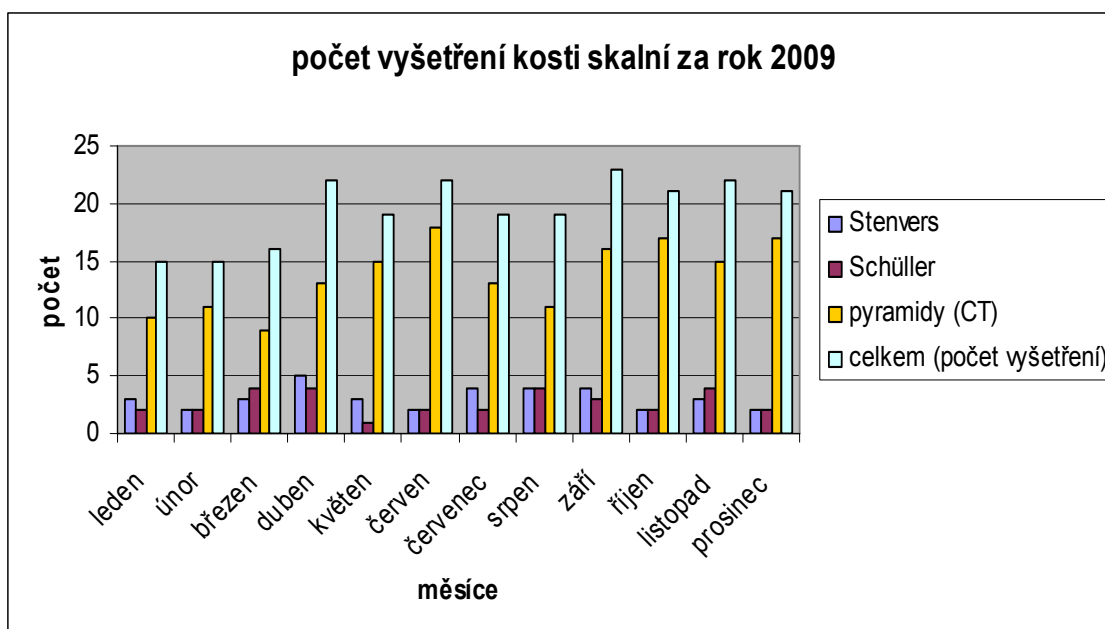


Graf č. 4: Celkový přehled vyšetření v roce 2008 (teplická nemocnice)

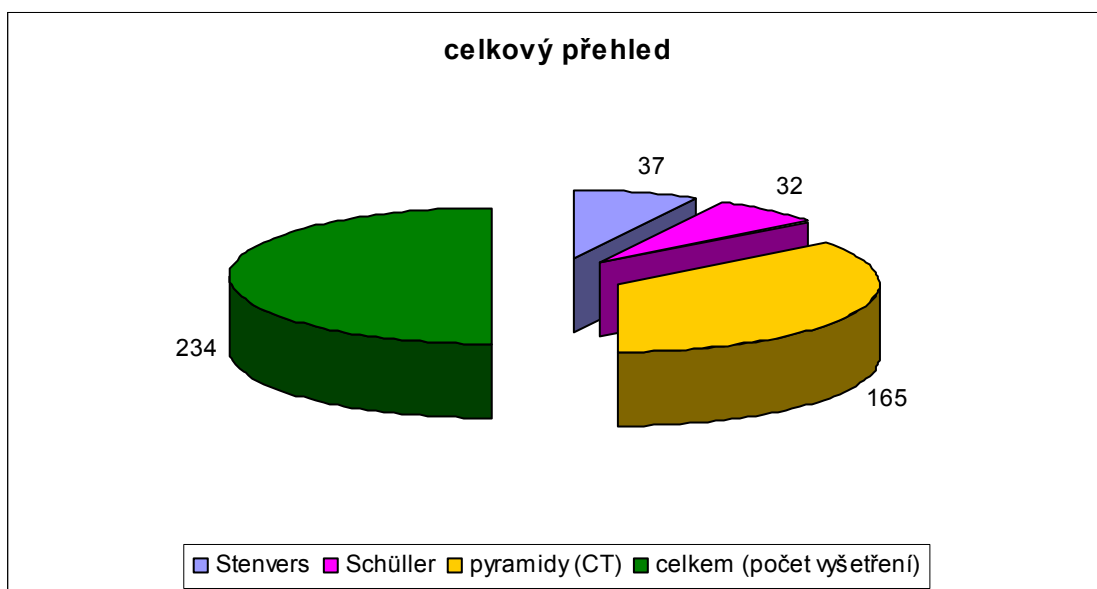
Rok 2009 byl zpracován stejným způsobem. Evidentní ovšem je postupný nárůst vyšetření za pomoci CT. Celkově tedy bylo vyšetřeno 234 pacientů. Z toho 37 bylo podrobena RTG vyšetření kostí skalní pomocí Stenversovy projekce, 32 pomocí Schüllerovy projekce. Vyšetření na počítačové tomografii podstoupilo celkem 165 pacientů. Pomocí RTG tedy bylo nasnímkováno jen 69 pacientů na rozdíl od CT, kde jich bylo vyšetřeno 165. 71% pacientů tedy bylo v roce 2009 vyšetřeno na CT metodou první volby. Tato statistika dokazuje, že s přibývajícím roky stoupá počet vyšetření pyramid kostí skalních na CT, takže tato zobrazovací metoda postupně vytlačuje klasické zobrazení pyramid rentgenem (platí pro teplickou nemocnici).

	Stenvers	Schüller	Pyramidy (CT)	celkem (počet vyšetření)
Leden	3	2	10	15
Únor	2	2	11	15
Březen	3	4	9	16
Duben	5	4	13	22
Květen	3	1	15	19
Červen	2	2	18	22
červenec	4	2	13	19
Srpen	4	4	11	19
Září	4	3	16	23
Říjen	2	2	17	21
Listopad	3	4	15	22
prosinec	2	2	17	21
celkový počet	37	32	165	234

Tab. 7: Počty vyšetření kosti skalní za rok 2009



Graf č.5: Počet vyšetření kosti skalní za rok 2009 (teplická nemocnice)

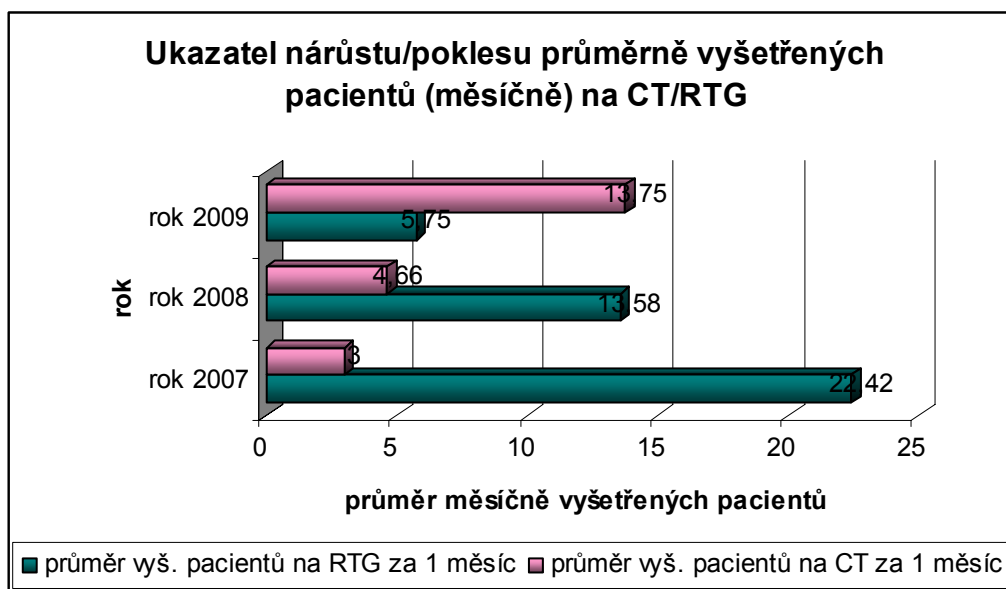


Graf č. 6: Celkový přehled vyšetření v roce 2009 (teplická nemocnice)

V roce 2007 bylo průměrně měsíčně vyšetřeno za pomoci RTG 22,42 pacientů a na CT průměrně 3 pacienti za měsíc. Nejvyšší četnost vyšetření pomocí RTG zaznamenává měsíc duben s celkovým počtem 35 vyšetření s pomocí RTG, nejvyšší četnost vyšetření s pomocí CT, a to celkem 5 vyšetření za měsíc, zaznamenaly současně tři měsíce, a to červen, srpen a prosinec.

V roce 2008 bylo na klasickém RTG přístroji vyšetřeno průměrně 13,58 pacientů za měsíc a na CT 4,66 pacientů průměrně za jednotlivý měsíc. Nejvyšší četnost vyšetření na RTG byla v měsíci září, a sice 21 vyšetření. Na CT nejvyšší četnost zaznamenal měsíc červenec (8 vyšetření).

Rok 2009 vypovídá o tom, že na RTG bylo vyšetřeno průměrně 5,75 pacientů za měsíc, kdežto na CT jich bylo vyšetřeno průměrně 13,75 za jeden měsíc. Tyto průměry jsou znázorněny v grafu číslo 10. Nejvyšší četnost vyšetření na RTG připadá na měsíc duben (9 vyšetření) a naopak měsíc červen byl na CT měsícem největšího počtu vyšetření v dané oblasti, konkrétně 18 vyšetření.



Graf č. 7: Přehled průměrných měsíčních hodnot vyšetření kostí skalní pacientů na CT (RTG).

Podle těchto číselných údajů tedy můžeme říci, že počty vyšetření za pomoci CT postupně narůstají a počty klasických RTG snímků se snižují. Toto tvrzení platí pro Krajská zdravotní a.s., nemocnice Teplice, oborový podnik, kde jsem zjišťovala číselné hodnoty, které byly podkladem pro vypracování jednotlivých tabulek a grafů.

4.1.2 Nemocnice České Budějovice a.s.

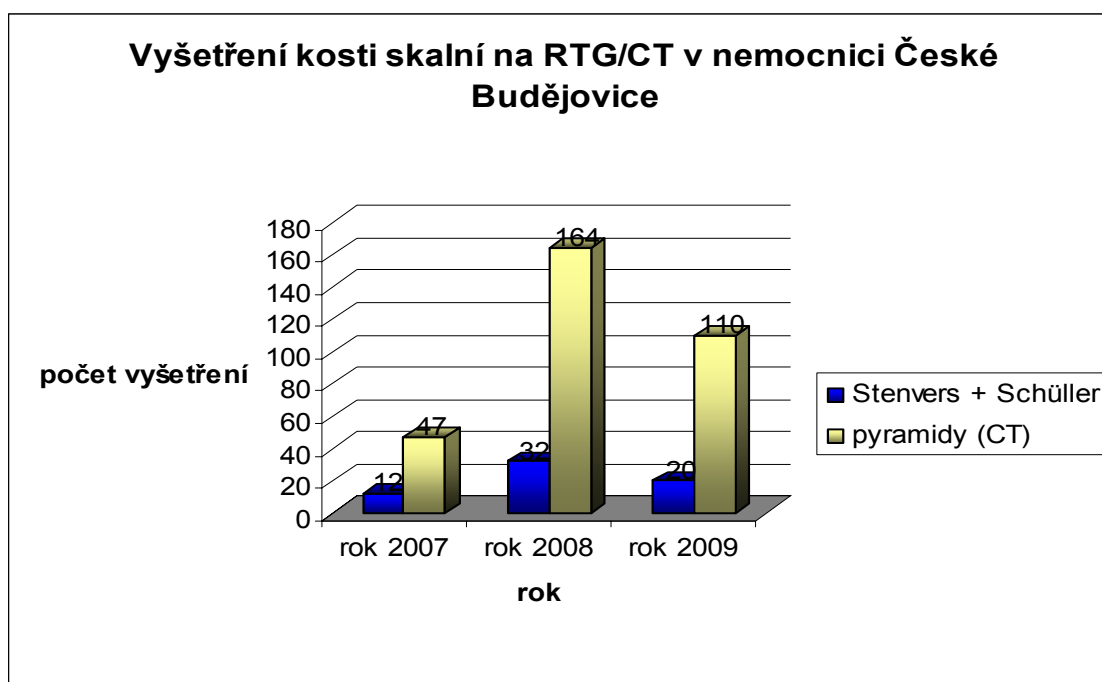
Do statistiky jsem zahrnula pacienty vyšetřované na oddělení radiodiagnostiky v Nemocnici České Budějovice a.s.. Konkrétně takové, kterým byl proveden snímek kostí skalních na klasickém RTG, nebo podstoupili CT pyramid kostí skalních. Hodnoty uvádím za roky 2007, 2008 a 2009 a na rozdíl od předešlého, vyhodnotím jejich celkový počet za jednotlivé roky, nikoli za jednotlivé měsíce daného roku.

Nutno podotknout, že se v letech 2007 až 2009 neprovedla ani jedna lymfografie, a tak jsem i zde svou pozornost zaměřila na zjišťování počtů vyšetření kostí skalní jak na RTG, tak na CT. Na rozdíl od teplické nemocnice, v Českých Budějovicích provádí projekce Stenvers plus Schüller současně, takže jejich počet je za každý rok shodný a budu je počítat jako jeden celek. V tabulce uvádím celkový počet vyšetření za tři roky:

	Stenvers + Schüller	pyramidy (CT)
rok 2007	12	47
rok 2008	32	164
rok 2009	20	110
celkem (za 3 roky)	64	321

Tab. 8: Počty vyšetření kosti skalní za jednotlivé roky

Tato tabulka jasně vypovídá o tom, že na rozdíl od teplické nemocnice, se v Českých Budějovicích provádí mnohem více vyšetření pyramid kosti skalní za pomoci CT. Z následujícího grafu je zřejmé, že počty zobrazení pomocí klasického rentgenu se snižují:



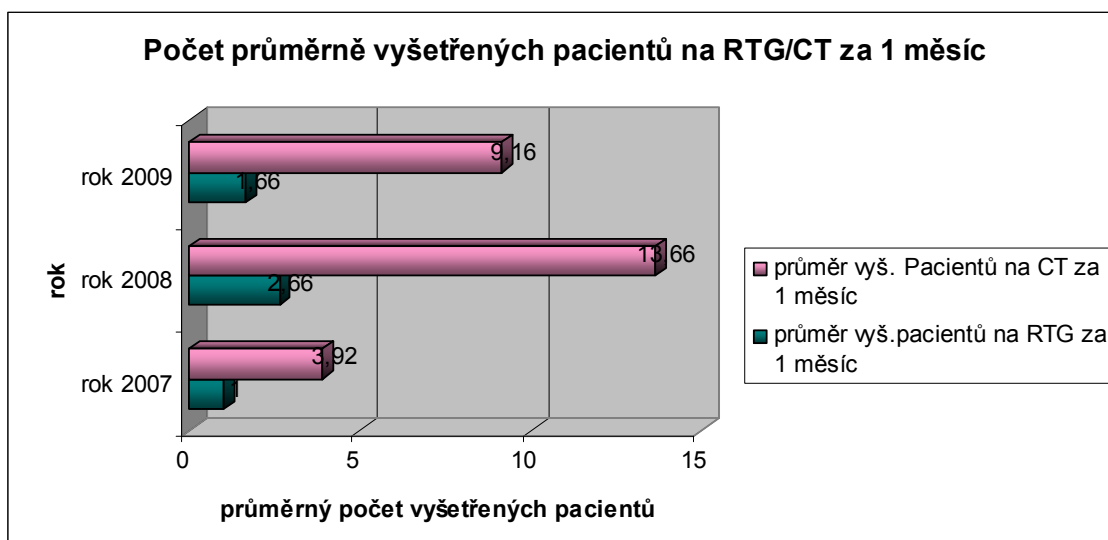
Graf č. 8: Ukazatel nárůstu/poklesu vyšetření kosti skalní (na RTG/CT) v českobudějovické nemocnici

Zjistila jsem tedy, že celkový počet vyšetřených za pomoci CT za všechny tři roky je 321, což dělá celých 83% ze všech vyšetření kostí skalní. Pouhých 17% (64 vyšetřených) bylo snímkováno na rentgenu.

Z těchto údajů vyplývá, že v roce 2007 bylo vyšetřeno za pomoci klasického snímkování na rentgenu celkem 12 pacientů, kdežto vyšetření pyramid na CT absolvovalo celkem 47 pacientů. Průměrný počet pacientů vyšetřovaných za pomoci RTG tak činí 1 pacient za měsíc, na CT 3,92 pacientů za jeden měsíc.

Rok 2008 je charakteristický počtem 32 vyšetření na RTG a 164 vyšetření na CT. Z toho průměrně za měsíc bylo na rentgenu snímkováno 2,66 pacientů, na CT 13,66 pacientů.

V roce 2009 se pomocí projekce Stenvers a Schüller osnímkovalo celkem 20 pacientů. V tomtéž roce se na vyšetření pyramid na CT dostavilo celkem 110 pacientů. Za měsíc bylo na rentgenu průměrně osnímkováno 1,66 pacientů, na CT tento průměr činil 9,16 pacientů. Průměrné počty vyšetřených pacientů znázorňuje graf číslo 10:



Graf č. 9: Počet průměrně vyšetřených pacientů na RTG, nebo CT za 1 měsíc

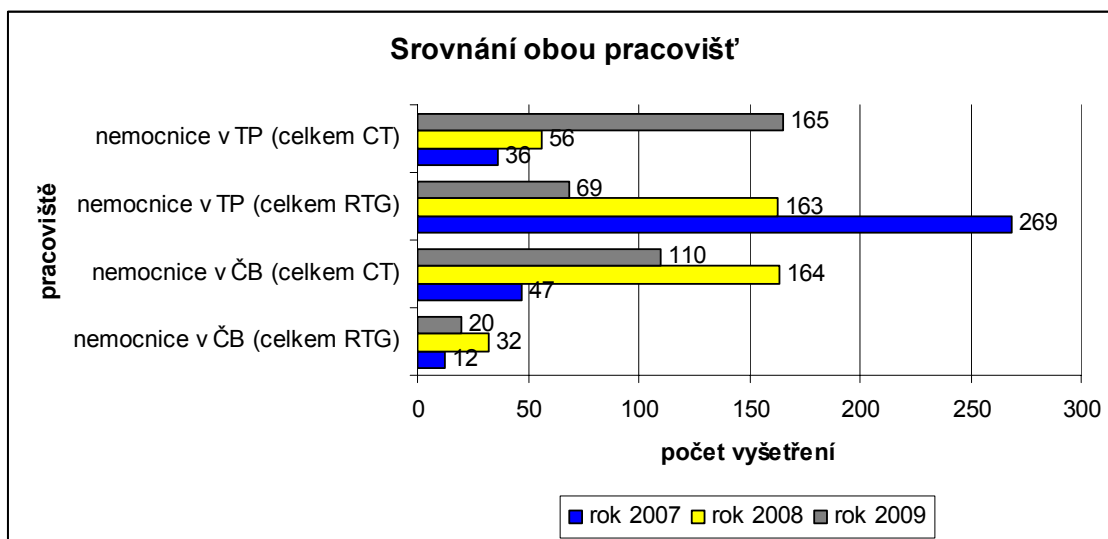
Nejvyšší četnost vyšetření za pomoci klasického RTG má rok 2008. Nejvyšší četnost vyšetření pyramid kostí skalních na CT má taktéž rok 2008.

Hodnoty vypovídají o tom, že metodou první volby pro zobrazení anatomie kostí skálních bylo a je v Českých Budějovicích jednoznačně CT.

4.1.3 Porovnání obou pracovišť

Zatímco v teplické nemocnici se mezi lety 2007 a 2008 prováděla vyšetření převážně na rentgenu a CT bylo metodou druhé volby, v roce 2009 už i teplická nemocnice přistoupila k opačnému řešení a nyní hodnotí anatomii kostí skálních převážně z CT snímků (skenů).

Nemocnice v Českých Budějovicích za analyzované tři, po sobě jdoucí roky, nevolila jako první možnost zobrazení kostí skálních rentgen, ale CT. Je tedy patrné, že zatímco teplická nemocnice postupně snížila počet klasických RTG snímků a plynule přešla k CT, v budějovické nemocnici zvítězilo jasně CT již od počátku počítaných let před klasickými snímky kosti skální:



Graf č. 10: Porovnání obou pracovišť

4.2 POROVNÁNÍ POČTŮ VYŠETŘENÍ KOLENNÍHO KLOUBU V LETECH 2007 AŽ 2009 NA RTG A NA MR

Mezi statistické údaje jsem zahrnula pacienty, kteří byli vyšetřováni na radiodiagnostickém oddělení teplické nemocnice a pacienty, kteří toto vyšetření podstoupili na radiodiagnostickém oddělení Nemocnice České Budějovice. Vyšetřování

byli mezi lety 2007 až 2009. Nejprve jsem si zjistila, kolik takových pacientů bylo snímkováno na rentgenu. V teplické nemocnici to je celkem 10 792 pacientů, kterým byl proveden snímek kolena. Počítáno dohromady za tři roky. Magnetickou rezonanci kolene provedli v Teplicích celkem 310krát za všechny tři roky. Již z toho je patrné, že klasický snímek kolene je drtivým vítězem této statistiky.

Do tabulek jsem shrnula zjištěná fakta. Rozdělení jsem provedla podle měsíců (nebo roků) a typu vyšetření, zdali bylo provedeno na MR či na RTG.

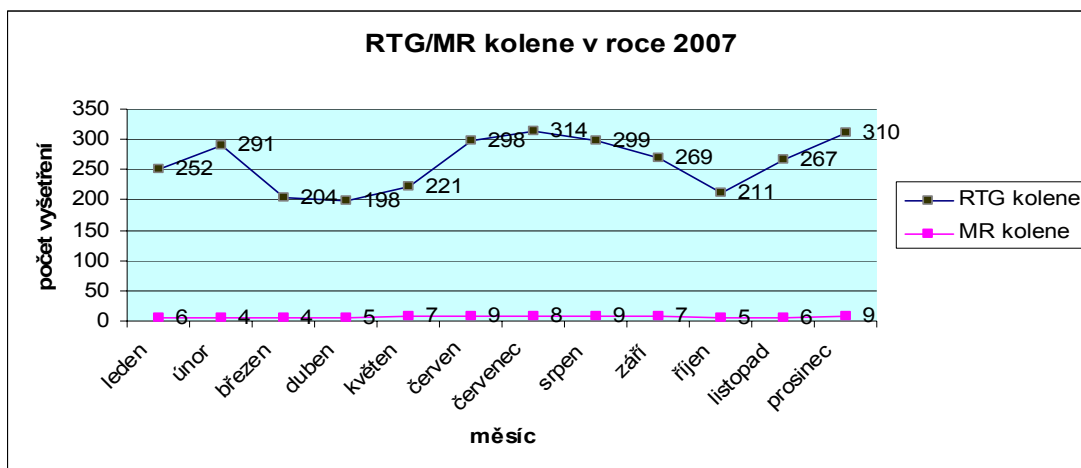
4.2.1 Krajská zdravotní a.s., nemocnice Teplice o.p.

Výše jsem se zmiňovala o celkovém počtu vyšetřených pomocí RTG, což činilo 10 792 pacientů celkem za 3 roky.

V roce 2007 se provedlo celkem 3134 snímků kolene, z toho bylo průměrně měsíčně zrentgenováno 261,16 pacientů, denně tento průměr činil 8,42 pacientů, kterým byl proveden snímek kolene. Rozboru kolene pomocí magnetické rezonance se v roce 2007 podrobilo 79 pacientů. Měsíční průměr těchto vyšetření je 6,58 pacientů, z toho denní průměr činí přibližně 0,21 pacientů. V tabulce uvádím přehled počtů vyšetření:

	RTG kolene	MR kolene
leden	252	6
únor	291	4
březen	204	4
duben	198	5
květen	221	7
červen	298	9
červenec	314	8
srpen	299	9
září	269	7
říjen	211	5
listopad	267	6
prosinec	310	9
celkem	3134	79

Tab. 9: Počty vyšetření kolene za rok 2007



Graf č.11: Počty vyšetření kolene na RTG/MR za rok 2007

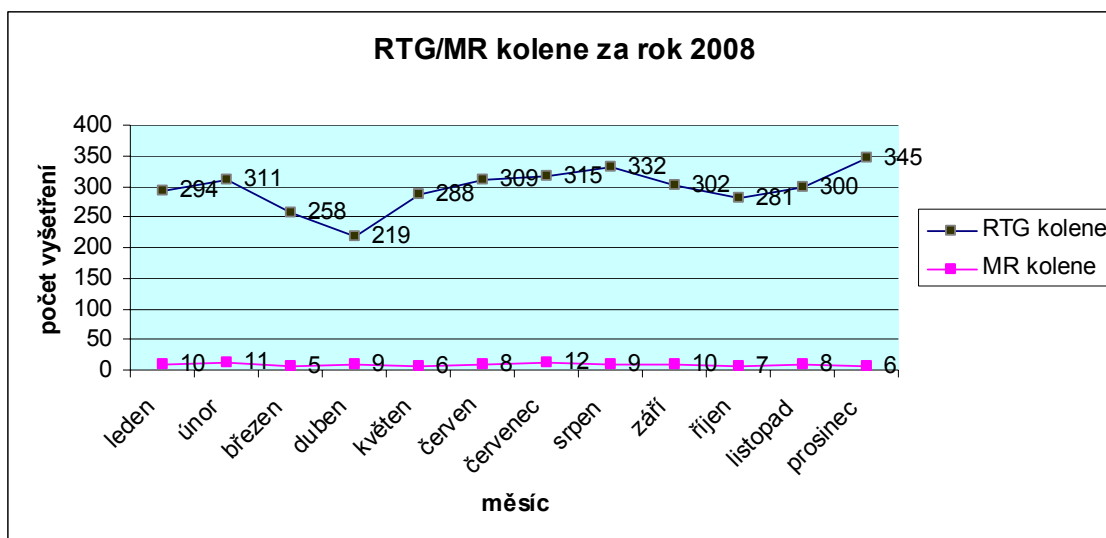
Nejvyšší četnost vyšetření v roce 2007 za pomoci RTG byla celkem 314 a v tabulce je toto číslo přiřazeno měsíci červenci. Nejvyšší zaznamenané četnosti vyšetření za pomoci MR byly v měsících červnu, srpnu a prosinci, a bylo to 9 vyšetření.

V roce 2008 podstoupilo rentgenové vyšetření kolene celkem 3554 pacientů. 101 pacientů bylo vyšetřováno metodou MR. V tabulce uvádím přehled vyšetření za jednotlivé měsíce:

	RTG kolene	MR kolene
leden	294	10
únor	311	11
březen	258	5
duben	219	9
květen	288	6
červen	309	8
červenec	315	12
srpen	332	9
září	302	10
říjen	281	7
listopad	300	8
prosinec	345	6
celkem	3554	101

Tab. 10: Počty vyšetření za rok 2008

Následující graf znázorňuje počty vyšetření kolene za rok 2008 jak na RTG, tak na MR:



Graf č.12: Počty vyšetření kolene na RTG/MR za rok 2008

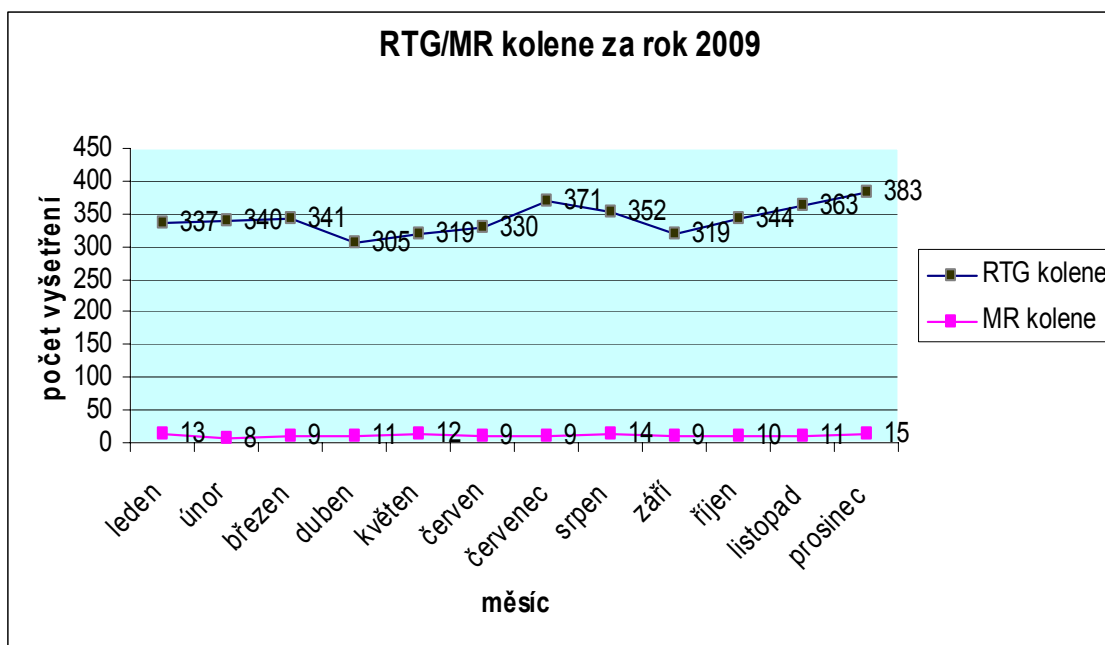
Průměrný počet pacientů za jeden měsíc vyšetřených na rentgenu činil v roce 2008 296,16, na MR 8,41. Z těchto hodnot snadno zjistíme průměrný denní počet pacientů, kterým byl vyhotoven snímek kolena na rentgenu. Tento průměr je 9,5 pacientů za jeden den, na MR je denní průměr 0,27 pacientů/den.

Nejvyšší četnost vyšetření na rentgenu je v měsíci prosinci, a to 345 vyšetření celkem, na MR byl nejvyšší počet vyšetření (12) zaznamenán v měsíci červenci.

V roce 2009 se osnímkovalo celkem 4104 pacientů na rentgenu a 130 pacientů bylo vyšetřeno na magnetické rezonanci. Tabulka vypovídá o počtu vyšetření ve dvou různých oblastech (RTG,MR) v roce 2009 a tyto hodnoty jsou rozděleny podle měsíců:

	RTG kolene	MR kolene
leden	337	13
únor	340	8
březen	341	9
duben	305	11
květen	319	12
červen	330	9
červenec	371	9
srpen	352	14
září	319	9
říjen	344	10
listopad	363	11
prosinec	383	15
celkem	4104	130

Tab. 11: Počty vyšetření v roce 2009



Graf č. 13: Počty vyšetření kolene na RTG/MR za rok 2009

Z tohoto grafu je patrný pomalý nárůst vyšetření za pomoci MR.

V roce 2009 byl měsíční průměr pacientů vyšetřených pomocí rentgenu 342, vyšetřených pomocí MR bylo průměrně 10,83. Denně se tak dostavilo na radiodiagnostické oddělení kvůli snímku kolene zhruba 11,03 pacientů, na magnetickou rezonanci se ze stejného důvodu dostavilo denně průměrně 0,34 pacientů.

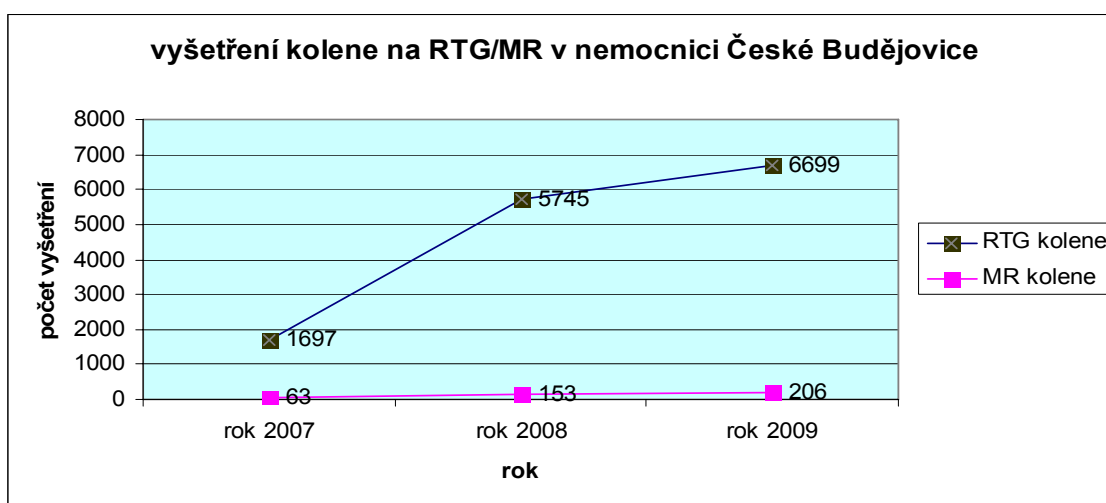
383 klasických snímků kolene se provedlo v měsíci prosinci (nejvyšší četnost vyšetření) a 15 zobrazení kolene na MR rovněž v měsíci prosinci, byly vůbec nejvyššími čísly za zkoumané tři roky.

4.2.2 Nemocnice České Budějovice a.s.

Zde bylo provedeno mezi lety 2007 až 2009 celkem 14 141 klasických snímků kolene a 422 zobrazení téhož kloubu magnetickou rezonancí. Do tabulky jsem zahrnula počty vyšetření za jednotlivé roky a druh vyšetření:

	RTG kolene	MR kolene
rok 2007	1697	63
rok 2008	5745	153
rok 2009	6699	206
celkem	14141	422

Tab. 12: Počty vyšetření kolene za jednotlivé roky



Graf č. 14: Počty vyšetření kolene na RTG/MR v letech 2007, 2008 a 2009

Do grafu číslo 14 jsem zanesla údaje z předcházející tabulky.

V českobudějovické nemocnici byl měsíční průměr vyšetřených pacientů v roce 2007 přibližně 141,41 na rentgenu a 5,25 pacientů na magnetické rezonanci. Denně tedy bylo osnímkováno přibližně 4,56 pacientů na rentgenu a 0,16 pacientů podstoupilo vyšetření magnetickou rezonancí.

Rok 2008 ukazuje, že průměrný měsíční počet zrentgenovaných pacientů je 478,75 a průměr pacientů, kteří byli tímto způsobem vyšetřeni za jeden den činí 15,44 pacientů. Na MR počítáme jako měsíční průměr 12,75 pacientů, denní průměr potom je 0,41 pacientů.

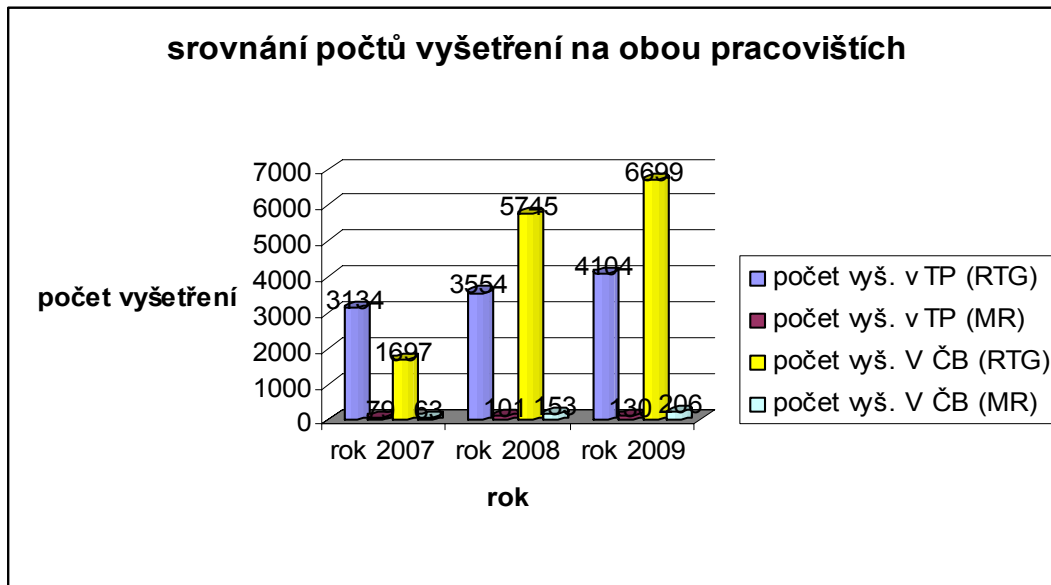
V roce 2009 se počet pacientů zase o něco zvýšil. Průměrný denní počet pacientů na rentgenu je 18 pacientů, měsíčně 558,25 pacientů. Na magnetické rezonanci se denně zaznamenalo v průměru 0,55 pacientů, měsíční průměr tak činí 17,16 pacientů.

Nejvyšší četnost vyšetření kolene na radiodiagnostickém oddělení jsme zaznamenali v roce 2009 a to jak na MR, tak i na RTG.

4.2.3 Porovnání obou pracovišť

Obě místa vykazují společné znaky. Počty pacientů vyšetřovaných na RTG i na MR s postupem let narůstá. Patrnější to je ze statistiky nemocnice v Českých Budějovicích. Zřejmý je také fakt, že klasický RTG snímek kolene svým počtem doslova převálcoval statistické údaje o počtu vyšetřených kolen magnetickou rezonancí. Není tedy pochyb o tom, že v brzké době určitě nebude MR zaujímat první místo v detekci úrazů kolenního kloubu. Naopak je to právě rentgen, který dlouhodobě drží prvenství a dalších letech se na tomto nic nezmění. Jak jsem dokázala číselně a především v grafech.

Českobudějovická nemocnice, na rozdíl od té teplické, osnímkuje více kolen, má i větší počet vyšetření na MR. Ovšem na obou místech je počet vyšetření na MR ve srovnání s klasickým snímkováním zcela zanedbatelný, jak ukazuje následující graf:



Graf č. 15: Porovnání obou pracovišť

Podstatnou roli hraje také druh postižení kolenního kloubu. Na MR se tak dostává jen určitá část pacientů trpících především chronickým zánětlivým onemocněním kolenního kloubu (vazy, chrupavka). Tímto si vysvětlují, proč je vyšetření za pomoci MR statisticky podstatně méně než klasických RTG snímků kolene.

4.3 POROVNÁNÍ DÁVKY NA KLOUB KOLENNÍ V PŘÍPADĚ RTG A MR A FINANČNÍ ZHODNOCENÍ OBOU VYŠETŘENÍ

Porovnání je velice jednoduché. Zatímco na RTG vyšetření kolene dostane pacient dávku radiačního záření úměrnou snímkanému objemu tkáně, na magnetické rezonanci je dávka vždy nulová. Podstatou MR je z fyzikálního hlediska silné magnetické pole, nikoli tvorba ionizujícího záření a následné (byť jen mírné) radiační ozáření pacienta. Zásadní rozdíl je jinde. Pokud opomeneme délku obou vyšetření (na RTG pár minut, na MR několik desítek minut), hraje podstatnou roli zejména cena obou vyšetření. Zatímco prostý snímek kolene na RTG stojí přibližně 191 Kč, zobrazení kolene magnetickou rezonancí vyjde průměrně na 6 897 Kč. Rozdíl tedy činí celých

6 706 Kč. Z hlediska ryze finančního by se tedy dalo vyhotovit místo jednoho vyšetření na MR, 36krát vyšetření na rentgenu. Ovšem přínos MR tkví jinde. Jeho detailní rozlišení tkání (struktur), bez využití ionizujícího záření, je v dnešní době nenahraditelné, a prostý snímek kolene nevypovídá tolik o vyšetřované tkáni jako obraz z MR.

	RTG kolene	MR kolene	RTG kostí skalních	CT pyramid kostí skalních
průměrná částka (v Kč)	191	6897	280	1772

Tab. 13: Finanční srovnání vyšetření kolene a vyšetření kostí skalních (přibližné hodnoty)

Ačkoli je patrné, že po finanční stránce je jako první vhodnější využít RTG, nemusí to ale vždy znamenat správnou volbu. Ovšem v mnohých případech se přikročí k oběma metodám vyšetření. Patologie totiž může být patrná jen na MR a na RTG ji vůbec nenajdeme, nebo naopak.

5. DISKUSE

K dispozici jsem měla zjištěná fakta vypovídající zejména o počtech provedených vyšetření v oblasti zobrazení pohybového aparátu a zobrazení vnitřní struktury ucha. Hlavně diagnostika v oblasti pohybového aparátu je hojně využívána každý den. Klasická rentgenová vyšetření tak tvoří denní přísun informací o vyšetřované tkáni jednotlivých pacientů. Zejména v oboru traumatologie pak mají lékaři denně k dispozici stovky snímků.

Jednotlivé druhy vyšetření mají své nezastupitelné místo a záleží jen na lékaři, kterou z nabízených a dostupných metod zhodnotí jako přínosnou pro pacienta (hlavně pro určení přesné diagnózy). Není výjimkou, že jednotlivé metody lékař kombinuje ve snaze dojít k co nejpřesnější diagnostické informaci. V této volbě tak rozhoduje nejen radiační zátěž pacienta, ale například také doba vyšetření nebo celkový stav nemocného.

Jedním z cílů mé práce bylo zjistit, který typ vyšetření pomalu ustupuje do pozadí a je nahrazován modernější metodou v radiodiagnostice. K tomu, abych toto dokázala, jsem si zvolila nestandardní vyšetření struktur vnitřního ucha. Projekce typu Stenvers nebo Schüller jsou unikátním druhem zobrazení za pomoci rentgenů. Proto se jich také na jednom pracovišti udělá jen pár desítek za rok. Jelikož se jedná o projekce složitější, potřebují také o něco více času na zhotovení. Nicméně jsem dospěla k závěru, že postupem let tyto speciální projekce možná úplně přestanou být součástí praxe a stanou se tak pouhou minulostí. Jistě, jedná se pouze o spekulaci, ale fakta vypovídají o tom, že počet takových vyšetření neustále klesá. A tím, že jsem srovnávala i dvě rozdílná pracoviště v jiných krajích republiky, se mi potvrdilo, že s nástupem výpočetní tomografie, se už tak malý počet vyšetření kosti skální neustále zmenšuje. Důkazem jsou hodnoty, vypovídající o celkovém počtu vyšetření struktur vnitřního ucha, které jsem zjistila v Českých Budějovicích: pouhých 64 vyšetření za 3 roky se provedlo pomocí projekce Stenvers/Schüller. Ale na druhou stranu vyšetření pyramid na CT bylo za 3 roky celkem 321. Není tedy pochyb o tom, že v případě zobrazení vnitřního ucha, je v Českých Budějovicích doménou počítačová tomografie. Otázkou je, zda je to

správné z hlediska pacientova bezpečí. Přeci jen na rentgenu není absolvovaná dávka pacientem tak vysoká jako na CT.

Když jsem zjišťovala informace v teplické nemocnici, udivilo mě, kolik snímků vnitřního ucha zde udělají. S přibývajícím věkem jsou už i zde klasické snímky vnitřního ucha na ústupu. Vliv počítačové tomografie je i zde hodně patrný. Zatímco v roce 2007 a 2008 bylo provedeno celkem 432 snímků kostí skalních pomocí projekce Stenvers nebo Schüller, rok 2009 už vypovídá o tom, že CT úplně vytlačilo snímkování klasickým rentgenem. Bylo provedeno 165 vyšetření pyramid kosti skalní a pouhých 69 klasických snímků. Znamená to tedy, že od roku 2009, i na tomto pracovišti připadá v úvahu CT jako metoda první volby. Znamená to snad, že lékařům poskytuje důvěrnější informace o anatomii vyšetřovaného orgánu? Zjevně ano, proto když se rozhodují o metodě zobrazení, zvolí jako první skeny na CT, což ostatně potvrzuje i můj výzkum. Na rozdíl od českobudějovické nemocnice se ale k tomuto postupu uchýlili až v posledním zkoumaném roce, a sice v roce 2009.

V tomto případě se tedy hypotéza potvrdila a mohu prohlásit, že narůstá počet onemocnění, konkrétně zánětlivých onemocnění středního ucha (otitida), která se vyšetřují za pomoci CT oproti minulým letům. Podrobněji ukázáno v grafech 1 až 10 nebo v tabulce 5 až 8.

V diagnostice úrazů pohybového aparátu (konkrétně kolene) jsem se rovněž snažila dokázat, že moderní metody postupně nahrazují metody klasické. Ovšem zde jsem narazila. Nejen, že jsem se přesvědčila o tom, že klasický rentgen kolene není na ústupu, ale ještě jsem zjistila, že úrazů kolene neustále přibývá a počet snímků neustále roste. Magnetická rezonance sice s přibývajícím věkem zaznamenává čím dál více počtů vyšetřených kolen, ale v poměru s klasickými snímky je toto číslo zanedbatelné.

Čísla hovoří jasně, a tak pro přehled uvádím několik zjištěných údajů: za zkoumané tři roky se v teplické nemocnici provedlo celkem 10 792 rentgenových snímků kolene a pouhých 310 magnetických rezonancí, zaměřených stejným způsobem. To svědčí o tom, že klasické zobrazení rentgenem je suverénním vítězem této statistiky. Možná proto, že vyšetření kolene na rentgenu vyjde zhruba na 191 korun, zatímco

vyšetření na magnetické rezonanci je počítáno v řádech tisíců korun. Dostanou se sem pouze pacienti s chronickým onemocněním kloubů, nebo například pacienti s dlouhodobými zánětlivými onemocněními kloubů. Stejně jako v teplické nemocnici, tak i v Českých Budějovicích se ukázalo, že klasické snímky kolene jsou v diagnostice nenahraditelnými. Jejich cenná informace je nenahraditelná, a tak se na to dívají pravděpodobně i lékaři, kteří toto vyšetření indikují. Z pohledu čísel se jedná o následující fakta: za analyzované tři roky bylo provedeno celkem 14 141 rentgenových snímků kolene a pouhých 422 zobrazení kolene magnetickou rezonancí. Evidentní je, že magnetická rezonance nebude ještě dlouho metodou první volby pro vyšetření kolene ani v Teplicích, ani v Českých Budějovicích.

V tomto případě se na rozdíl od předchozího předpokládaná hypotéza nepotvrdila. V průběhu tří zkoumaných let nedošlo k nahrazení klasických rentgenových snímků kolene magnetickou rezonancí. Spíše naopak, stoupá počet úrazů kolene, ale vyšetřují se stále na rentgenu, nikoli na MR. Pro názornější představu jsou číselná fakta shrnuta do tabulek 9 až 13 a jejich hodnoty znázorňují grafy číslo 11 až 15.

Z hlediska pacientova, je jistě komfortnější vyšetření na rentgenu. Už kvůli délce samotného vyšetření. Problémem je ovšem radiační zátěž. Pokud pacient podstoupí vyšetření kostí skalních na rentgenu a na CT, je to podstatný rozdíl hlavně v obdržené dávce. Na CT pacient dostane několikanásobně vyšší dávku záření než na rentgenu. Diskutabilní potom je, proč někteří pacienti podstoupí vyšetření obě (tzn. jak na CT, tak na RTG). Nad tím by se ale měli zamyslet především indikující lékaři, zda je toto nezbytně nutné, nebo zda diagnostická informace z jednoho vyšetření bude dostatečná pro vytvoření kvalitní diagnózy.

6. ZÁVĚR

Ve své bakalářské práci jsem se snažila poukázat na to, že obor radiologie má své nezastupitelné místo v moderní medicíně. Hlavně po stránce diagnostické. Výkony, prováděné radiologickými asistenty, patří mezi ty nejdůležitější každý den. Bez těchto výkonů už si nelze diagnostiku nemocí pohybového aparátu nebo diagnostiku zánětlivých onemocnění ucha jako takovou představit. S přibývajícimi léty jsou některé metody nahrazovány modernějšími, hlavně výpočetní tomografií. V případě zobrazování struktur vnitřního ucha tomu tak skutečně je. Negativním na výpočetní tomografii shledávám to, že obdržená dávka pacientem je poměrně vysoká. Riziko radiačního ozáření v žádném případě nesmíme podceňovat, ale v menší míře má ionizující záření obrovský diagnostický přínos.

Hlavním smyslem této práce bylo poukázat na narůstající počet vyšetření pohybového aparátu a struktur vnitřního ucha za pomoci moderních zobrazovacích metod, jakými jsou magnetická rezonance a výpočetní tomografie, v Nemocnici České Budějovice a. s. a v Krajské zdravotní a. s., nemocnici Teplice, o. p..

Čísla, vypovídající o počtech vyšetření provedených na obou pracovištích, dokazují, že postupem let narůstá množství nemocných, kterým jsou na CT vyšetřovány pyramidy kosti skalní, oproti minulým létům. Počty vyšetření pyramid kosti skalní na CT tak předstihly počty vyšetření kosti skalní za pomoci rentgenu. V tomto případě se tedy předpokládaná hypotéza potvrdila. Totéž neplatí o zobrazování pohybového aparátu. Počty rentgenových vyšetření kolene neustále stoupají a jsou dlouhodobě první volbou vyšetření indikujících lékařů. Za rok se na jednom pracovišti provede několik tisíc snímků kolene. Na magnetické rezonanci se na jednom pracovišti vyšetří jen několik stovek kolenních kloubů za rok, ve srovnání s klasickým rentgenem je toto číslo zanedbatelné. Hypotéza se v tomto případě nepotvrdila.

Ráda bych výsledky své studie poskytla jako pomocný materiál pro ostatní studenty. Rovněž by mi bylo ctí, kdyby má práce posloužila jako ucelený přehled poznatků a byla využita k odborným účelům.

7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. C. CHIU, L. LIPCAMON, J. D. YIU – CHIU, V. S. Clinical computed tomography for the technologist. New York: Raven Press, Ltd. 1995. 208 s. ISBN: 0 – 7817 – 0235 – 6
2. FERDA, J. NOVÁK, M. KREUZBERG, B. Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén 2002. 663 s. ISBN: 80 – 7262 – 172 – 6
3. Funkční magnetická rezonance/fMRI Brno, http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13, 12.4.2010
4. MUDr. Radko Kříž – Intervenční radiologie, <http://www.kriz.medikus.cz/o-nemocech/rtg-vysetreni-obecne-661>, 8.4.2010
5. NEKULA, J. CHMELOVÁ, J. Vybrané kapitoly z konvenční radiologie. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě 2005. 98 s. ISBN: 80 – 7368 – 057 – 2
6. NEKULA, J. CHMELOVÁ, J. Základy zobrazování magnetickou rezonancí. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě 2007. 68 s. ISBN: 978 – 80 – 7368 – 335 – 1
7. PALMER, P. E. S. Manuál ultrazvukové diagnostiky. 1. české vyd. Praha: Grada publishing, spol. s. r. o. 2000. 376 s. ISBN: 80 – 7169 – 689 – 7
8. Rentgenové vyšetření (RTG), <http://ordinace.cz/clanek/rentgenove-vysetreni-rtg/>, 8. 4. 2010
9. RNDr. Vojtěch Ullmann: Detekce a aplikace ionizujícího záření, <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>, 7. 4. 2010
10. SVOBODA, M. Základy techniky vyšetřování rentgenem. 2. vyd. Praha: Avicenum 1976. 608 s. ISBN: 08 – 013 – 76
11. ŠMORANC, P. Rentgenová technika v lékařství. 1. dotisk Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola 2005. 264 s. ISBN: 80 – 85438 – 19 – 4
12. WEIS, J. BOŘUTA, P. Úvod do magnetickej rezonancie. Bratislava: GOEN, s. r. o. 1998. 108 s. ISBN: 80 – 967953 – 8 – 4

8. KLÍČOVÁ SLOVA

magnetická rezonance

rentgen

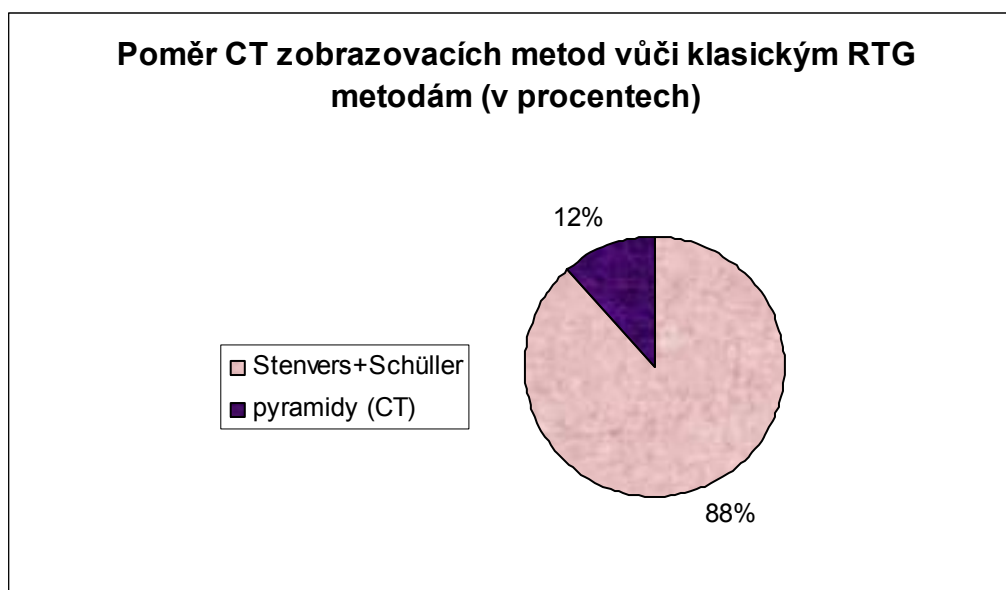
porovnání počtu vyšetření

výpočetní tomografie

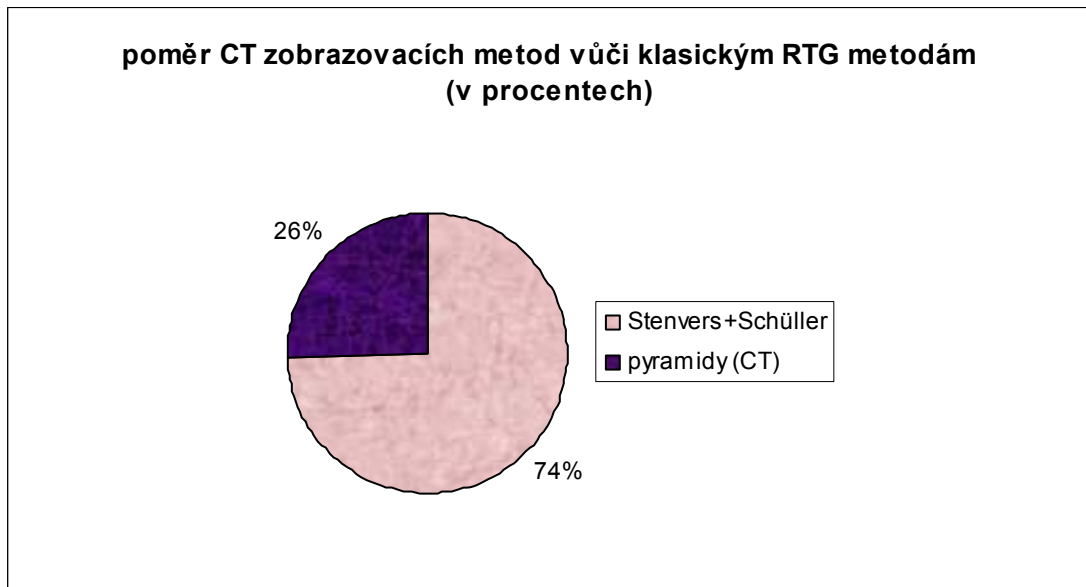
zobrazovací metody

9. OBRAZOVÁ PŘÍLOHA

Příloha č. 1: Graf znázorňující procentuální počet vyšetření kostí skalní na RTG/CT za rok 2007 v Krajské zdravotní a. s., nemocnici Teplice, o. p.



Příloha č. 2: Graf znázorňující procentuální počet vyšetření kostí skalní na RTG/CT za rok 2008 v Krajské zdravotní a. s., nemocnici Teplice, o. p.



Příloha č. 3: Graf znázorňující procentuální počet vyšetření kostí skalní na RTG/CT za rok 2009 v Krajské zdravotní a. s., nemocnici Teplice, o. p.

