



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

CT a MR a jejich vzájemné využití v diagnostice
BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **Radiologická asistence**

Autor: Jiří Kochwasser

Vedoucí práce: Mgr. Miloš Plhoň

České Budějovice 2023

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci „**CT a MR a jejich vzájemné využití v diagnostice**“ jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů 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 elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 7.8.2022

.....

Jiří Kochwasser

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu své bakalářské práce Mgr. Miloši Plhoňovi za odborné vedení, cenné rady a obrovskou trpělivost při pokračování a dokončení práce.

Dále bych chtěl poděkovat rodině, všem svým přátelům a také kolegům z pelhřimovské nemocnice za jejich cenné rady a jejich velikou podporu. A také kolegům z bytu z ulice Jírovcova, kteří mi byli oporou celé tři krásné roky.

CT a MR a jejich vzájemné využití v diagnostice

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá výpočetní tomografií a magnetickou rezonancí a jejich vzájemným využitím v diagnostice. Výpočetní tomografie a magnetická rezonance jsou nedílnou součástí moderní radiologie a mají nedílnou roli pro stanovení přesné diagnózy u mnoha onemocnění. V tomto oboru je důležitá kvalitní a moderní přístrojová technika a profesionální přístup zdravotnického personálu, která vyšetření provádí.

V první, teoretické části jsou detailně popsány fyzikální principy výpočetní tomografie a magnetické rezonance, jejich historie a jejich vlastnosti. Teoretická část je zpracována z odborné literatury dostupné v tištěné a internetové formě, a práce jako taková je zpracována formou rešerše. Tato práce má za cíl popsat detailní fyzikální principy obou diagnostických metod, analyzovat využitelnost těchto zobrazovacích metod v nemocnicích a analyzovat vzájemné využití výpočetní tomografie a magnetické rezonance.

Práce jako taková je koncipována jako ucelený přehled týkající se využití a fungování zobrazovacích metod CT a MR.

Pro splnění cílů a výzkumných otázek byly použity roční výkazy, od roku 2012 až 2021, o přístrojovém vybavení zdravotnických zařízení z Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS), které jsou poskytovány v rámci Programu statistického zjišťování Ministerstva zdravotnictví.

Tento cíl byl podpořen výzkumnou otázkou: Jaké je nejčastější využití CT a MR v algoritmu vyšetření zobrazovacími metodami?

Klíčová slova

Výpočetní tomografie, magnetická rezonance

CT and MR and their mutual use in diagnostics

Abstract

This bachelor thesis deals with computed tomography and magnetic resonance imaging and their mutual use in diagnostics. Computed tomography and magnetic resonance imaging are an integral part of modern radiology and play an essential role in the accurate diagnosis of many diseases. In this field, quality and modern instrumentation and a professional approach of the medical staff performing the examinations are important.

In the first, theoretical part, the physical principles of computed tomography and magnetic resonance imaging, their history and their characteristics are described in detail. The theoretical part is compiled from the specialised literature, both printed and published on the Internet and is prepared in the form of a search. This thesis aims to describe the detailed physical principles of both diagnostic methods, to analyse the applicability of these imaging methods in hospitals and to analyse the mutual use of computed tomography and magnetic resonance imaging.

The thesis is designed as a comprehensive review concerning the use and operations of CT and MRI imaging methods.

To meet the objectives and research questions, we used annual reports, from 2012 to 2021, on the instrumentation of healthcare facilities from the Institute of Health Information and Statistics of the Czech Republic (IHIS), which are provided under the Ministry of Health's Statistical Survey Programme.

This objective was supported by the research question: What is the most common use of CT and MRI in the algorithm of medical imaging examinations?

Key words

Computed Tomography, Magnetic resonance

Obsah

Úvod	7
1 Teoretická část	8
1.1 Současný stav	8
1.2 Výpočetní tomografie	8
1.2.1 Historie	8
1.2.2 Fyzikální princip výpočetní tomografie	9
1.2.3 CT skener	11
1.2.4 Akviziční parametry u CT	13
1.2.5 Základní parametry CT obrazu	15
1.3 Magnetická rezonance	17
1.3.1 Historie	17
1.3.2 Fyzikální princip MR	18
1.3.3 Základní vyšetřovací postupy	25
1.3.4 Výhody a nevýhody MR	32
2 Cíle práce a výzkumné otázky	34
2.1 Cíle práce	34
2.2 Výzkumné otázky	34
3 Metodika práce	35
4 Výsledky výzkumného šetření	36
4.1 Vývoj přístrojů CT a MR ve zdravotnických zařízeních v ČR od roku 2012 až 2021	36
4.2 Vývoj počtu využití CT a MR přístrojů v ČR	38
4.3 Dostupnost CT a MR přístrojů ve zdravotnických zařízeních v krajích ČR k 31.12.2021	41
5 Diskuze	43
6 Závěr	46
7 Seznam použitých zdrojů	47
8 Seznam obrázků	51
9 Seznam zkratk	52
10 Seznam tabulek a grafů	54
10.1 Tabulky	54
10.2 Grafy	54

Úvod

Výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR) jsou jedny z hlavních a nejčastěji používaných zobrazovacích metod a mají čím dál větší zastoupení v radiodiagnostice. Tyto zobrazovací metody umožňují lékařům zobrazit detaily vnitřního stavu těla pacienta. Technologie, které k tomu používají, jsou však odlišné.

CT vyšetření využívá rentgenové záření, které prochází tělem pacienta a zeslabující se svazek RTG záření je zaznamenáno detektorem. Získané informace o prostupu záření tělem pacienta, je nadále zpracováno počítačem, který pomocí složitých matematických postupů vytváří detailní trojrozměrný obraz vnitřních orgánů a tkání pacienta. Vyšetření CT přístrojem jsou, narozdíl od MR, rychlá a pro nespolupracující pacienty a děti snesitelnější. CT vyšetření mohou být prováděna na celém těle pacienta, nebo jen na konkrétní oblasti těla pacienta. Nejčastěji vyšetřované oblasti jsou břicho, pánev, páteř nebo hlava. Vyšetření pomocí CT přístroje je náročná z hlediska radiační zátěže, proto je důležité tuto zátěž co nejvíce minimalizovat.

Magnetická rezonance naopak využívá k tvorbě detailních obrazů vnitřních orgánů a tkání velmi silné magnetické pole, které může být vzdálené přírodním podmínkám i o 4 řády, a elektromagnetické vlnění. Z toho vyplývá, že oproti CT nevyužívá žádné ionizující záření a radiační zátěž je tím pádem nulová. MR dokáže zobrazit měkké tkáně s vysokým rozlišením. MR je však časově náročnější a některá vyšetření mohou trvat až 45 min. Zároveň je nevýhodou MR přístroje vysoká pořizovací cena a jeho provozní náklady.

I přesto, že obě metody využívají rozdílných principů pro zobrazování, jsou obě tyto metody výhodné pro různé typy vyšetření.

Oba zobrazovací postupy se mohou i navzájem doplňovat, aby nám poskytly komplexnější pohled na vnitřní stav těla pacienta.

V první části mé práce popisují detailní princip CT a MR. Dále jsou analyzována data o počtu CT a MR v ČR, nejčastější využití a možnosti vzájemné kombinace těchto zobrazovacích metod. V další části práce jsou zhodnoceny výhody a nevýhody obou vyšetřovacích metod.

1 Teoretická část

1.1 *Současný stav*

V současné době patří mezi základní vyšetřovací a zobrazovací metody u mnoha diagnóz výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR). CT je radiologická vyšetřovací metoda, která pomocí rentgenového záření umožňuje neinvazivní zobrazení vnitřních orgánů a tkání člověka s vysokou rozlišovací schopností, a to i ve 3D projekci. MR je zobrazovací technika používaná především ve zdravotnictví k zobrazení vnitřních orgánů lidského těla. Pomocí MR je možné získat řezy určité oblasti těla, ty dále zpracovávat a spojovat až třeba k výslednému trojrozměrnému obrazu požadovaného orgánu. Magnetická rezonance využívá silné statické magnetické pole a elektromagnetické vlnění.

Zobrazení pomocí magnetické rezonance a výpočetní tomografie se za poslední desítky let posunula značně dopředu, a to především díky pokroku v technologii, obzvláště v té výpočetní. Každá z metod je založena na odlišném fyzikálním principu, jež přináší jak své výhody, tak i nevýhody. Obě tyto metody jsou v dnešní medicíně důležité a nenahraditelné a v některých případech se mohou i navzájem doplňovat.

1.2 *Výpočetní tomografie*

1.2.1 *Historie*

V 70. letech minulého století bylo v laboratořích firmy EMI-central zhotoveno první CT panem G. N. Huonnsfieldem. Nezávisle na sobě učinil stejný objev i Američan Allan McLeod Cormackem z Tuftske Univerzity. Oba tím přinesli značný objev, který doslova změnil radiodiagnostiku a oba byli za tento objev oceněni Nobelovou cenou.

Zásadním objevem v osmdesátých letech minulého století, při vývoji CT přístroje, bylo umožnění spirální techniky skenování. Díky tomu bylo možné zobrazit celou oblast zájmu za mnohem kratší dobu (Mírka, Ferda, 2015).

CT se od uvedení do provozu v 70. letech postupně stala běžnou vyšetřovací metodou, čímž doplnila tehdejší zobrazovací postupy. CT, oproti rentgenovému planárnímu zobrazování, přineslo úplné odstranění superpozice struktur a vysoké kontrastní rozlišení (Mírka, Ferda, 2015).

Vývoj výpočetních tomografů

Konvenční CT jsou konstruována na základě dvou principů – konstrukce vějířová a kruhová. U vějířových přístrojů se rotují v gantry rentgenka společně se soustavou detektorů. U kruhového tomografu rotuje pouze rentgenka a detektory jsou umístěny stacionárně po obvodu gantry přístroje (Seidl et al., 2012).

CT přístroje se z technického hlediska vývoje rozdělují na 4 generací:

1. *Generace* – RTG záření je kolimováno do tenkého svazku, které po zeslabení při průchodu skrz tělo pacienta bylo detekováno pouze jedním protilehlým detektorem, který rotoval v gantry zároveň s rentgenkou.

2. *Generace* – RTG záření z rentgenky je kolimováno do vějíře a po průchodu tohoto záření tělem pacienta je detekováno mnoha detektory, které jsou umístěny v řadě na kruhové výseči a zároveň rotují v gantry s rentgenkou.

3. *Generace* – RTG záření je kolimováno do širšího vějíře, ale prošlé záření tělem pacienta je detekováno na mnoho detektorech, které jsou umístěny na kružnicové výseči ve více řadách, což umožňuje snímání více řezů najednou. Je to tzv. multi-slice CT, či multidetektorové systémy (MDCT).

4. *Generace* – detektory jsou uspořádány v gantry do několika prstenců vedle sebe a kolem pacienta rotuje pouze rentgenka.

5. *Generace* – je to tzv. Electron Beam CT (EBT), což je kardio-tomograf s elektronovým svazkem.

CT přístroje 4. a 5. generace nejsou příliš využívány, protože jejich vysoká pořizovací cena nepřináší v klinické praxi zásadnější výhody, oproti MDCT přístrojům 3. generace (Seidl, 2012).

1.2.2 Fyzikální princip výpočetní tomografie

Pro odstranění nevýhod planárního zobrazení, tj. překrývání a superpozice struktur, které jsou uloženy v různých hloubkách, byla vyvinuta výpočetní tomografie, která nám umožňuje získat komplexní zobrazení struktur v různých hloubkách a dává nám trojrozměrné zobrazení density v různých tkaáních ve vyšetřované oblasti (Ullmann).

CT je radiologická, neinvazivní vyšetřovací metoda, která za pomoci RTG záření umožňuje zobrazit vnitřní tkáně a orgány člověka. (Seidl et al., 2012)

Princip CT se zakládá na zeslabení svazku RTG záření, které prochází vyšetřovanou částí těla pacienta. Jde o tomografickou metodu. Vyšetření je složeno z velkého množství skenů, které mají šířku 1–10 mm. RTG záření je kolimováno do vějířovitého svazku, který určuje šířku zobrazované vrstvy. Záření prošlé pacientem poté dopadá na detektory, které jsou uloženy v gantry proti rentgence (Nekula, 2005).

Detektory slouží ke zjištění množství záření, které prošlo vyšetřovanou oblastí těla pacienta. Cílem detektorů je zjistit hodnotu absorpce RTG záření ve vyšetřované oblasti. Vyšetřovaná oblast je rozdělena do drobných částeků s minimálním objemem. Takoveto drobné „hranoly“, ve kterých zjišťujeme absorpci záření, nazýváme voxel, neboli volum element. Plochu pak nazýváme pixel. Detektory měří součet absorpcí ve všech voxelech. Je tedy nutné, aby záření prošlo každým voxelem opakovaně pod různými úhly. Zjišťování absorpčních hodnot provádí počítač na základě Fourierových transformací, tj. postupná skladba a zpětná projekce dat. Obraz na monitoru tak vzniká již během řezu a celý je poté rekonstruován s koncem řezu, nebo chvíli po jeho skončení (Chudáček, 1995).

Vyšetřovaná oblast těla pacienta je rozdělena na několik tenkých vrstev, které se snímají každá zvlášť z různých úhlů. Tyto „řezy“ si po zrekonstruování můžeme prohlédnout na obrazovce počítače každou zvlášť. To si lze představit, jako kdybychom tělo pacienta „rozřezali“ v určitých rovinách, podívali se dovnitř na každý řez a poté ho jej bez poškození složili (Seidl et al., 2012).

CT obraz je tvořen různými stupni šedé. CT přístroje diferencují minimálně 64 odstínů šedi, ale lidské oko je schopno rozlišit pouze 16 odstínů šedi (Chudáček, 1995)

Kvůli schopnosti rozlišit jen 16 stupňů šedé nás zajímají rozdíly v tkáních s podobnou denzitou. Z celé škály denzit si proto vybíráme jen tzv. okénko. Při využití těchto oken dostáváme informace o tkáních s různými denzitami (Nekula, 2005).

Jednotky absorpce se nazývají Hounsfieldovy jednotky (HU), kdy 0 HU odpovídá absorpci vody, -1000 HU absorpci vzduchu a +3000 HU absorpci kosti (Chudáček, 1995).

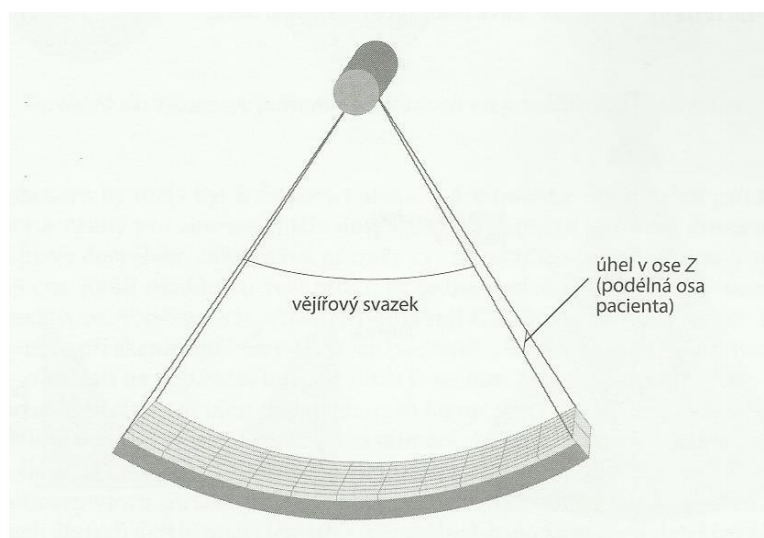
Množství absorpce a rozptylu RTG záření v tkáni vyjadřuje denzita. Jednotkou denzity je HU. Hounsfieldova stupnice je rozdělena na 4096 stupňů (Peterková, 2010).

CT má také značně vyšší kontrast, na rozdíl od klasického planárního RTG zobrazení. CT dokáže rozlišit a zobrazit i nepatrné rozdíly v lineárních součinitelích zeslabení RTG svazku záření, které prochází skrz vyšetřovanou oblast pacientova těla. K denzní diferenciaci přispívají i metody počítačové rekonstrukce, filtrace obrazu a možnost flexibilního nastavení optimální modulace obrazu. Software CT má velkou řadu možností pro úpravu obrazů. Dokáže například vytvářet trojrozměrné obrazy určitých orgánů, rekonstruovat řezy i v jiných rovinách než jen ve výchozí transverzální rovině (Seidl et al., 2012).

1.2.3 CT skener

Základními částmi výpočetního tomografu jsou především rentgenka, přídavné filtrace, jako je bow-tie filter a protirozptylová mřížka a systém detektorů. Všechny tyto součástky jsou umístěny ve speciálním prstencovém stojanu, který se nazývá gantry (Súkupová, 2018).

Rentgenka, která rotuje v gantry společně s detektory, produkuje vějířový svazek RTG záření o úhlu $50-60^\circ$ v rovině axiální a $2-18^\circ$ v podélné ose pacienta. Dalo by se říci, že má kolimovaný svazek záření tvar pyramidy. Tento tvar kolimovaného svazku záření se nazývá „cone-beam“ (obr. 1). U MDCT koresponduje celková kolimace svazku RTG záření aktivní šířce detektorů (Súkupová, 2018).



Obrázek 1 Geometrie svazku RTG záření v CT skeneru

Rentgenky výpočetních tomografií musí být velmi výkonné, protože musí mít krátké expoziční časy a poměrně tvrdší spektrum, tj. spektrum s vysokou efektivní energií (cca 40-55 keV). Záření emitované z rentgenky je filtrováno pomocí Flat filtru a tzv. bow-tie filtru. Flat filtr slouží k odfiltrování nízkoenergetických fotonů, které by pouze zvyšovaly dávku na pacienta a k tvorbě obrazu nepřispívají. Tento filtr je tvořen různě širokými hliníkovými a měděnými destičkami. Bow-tie filtr je tvořen polytetrafluorethylenem a je umístěn před výstupem rentgenky. Jeho úkolem je tvarovat RTG spektrum, co se týká homogenizace prostorové fluence. RTG svazek po průchodu tělem pacienta prochází ještě skrz protirozptylovou mřížku. Jde o wolframová septa, která jsou umístěna na neaktivních částech detektoru, aby se nesnižovala detekční schopnost detektorů. Při akvizici je RTG záření emitováno z rentgenky kontinuálně. Při 360° rotaci, kterou moderní CT přístroje zvládnou i za 0,2 s, je provedeno až 3000 projekcí (Súkupová, 2018).

Jak již bylo jednou zmíněno, hlavním úkolem detektorů je zachytit fotony RTG záření emitované z rentgenky, které prošlo vyšetřovanou oblastí těla pacienta a přeměnit je na elektrické signály pro další elektronické zpracování. Z fyzikálního hlediska musí mít detektory dostatečně krátkou mrtvou dobu neboli vysokou detekční rychlost, a vysokou detekční citlivost fotonů RTG záření (Seidl et al., 2012).

V současnosti jsou prakticky na všech radiodiagnostických odděleních nejvíce zastoupeny MDCT přístroje, které využívají několik detektorů uložených v axiálním směru vedle sebe (Seidl et al., 2012).

V současnosti se nejvíce používají scintilační detektory obsahující scintilační materiál v pevné formě, který převádí RTG fotony na fotony viditelného spektra, které jsou detekovány fotodiodami, které dále převádějí optický signál na signál elektrický, který již je základem pro vznik CT obrazu. Aby nedocházelo ke cross-talku, jsou scintilátory v detekčních elementech od sebe izolovány (Súkupová, 2018).

U helikálních (spirálních) MDCT skenerů lze detektory konfigurovat. Získané signály z detekčních elementů jsou pomocí datových kanálů přenášeny ke zpracování. Data z těchto kanálů mohou být zpracována nezávisle na sobě, nebo se mohou data z datových kanálů spojovat do jednoho. To ovlivňuje tloušťku a počet jednotlivých

řezů. Tím je především ovlivněna kolimace RTG svazku záření a doba akvizice. Volí se především použití co nejmenší tloušťky řezu z důvodu možnosti rekonstrukce různých tlouštěk řezů. Zvolíme-li totiž velikost detekčního elementu 2,5 mm nelze poté zrekonstruovat řezy menší než 2,5 mm, ale pouze řezy o tloušťce 2,5 mm a větší (Súkupová, 2018).

1.2.4 Akviziční parametry u CT

Mezi skenovací parametry u CT náleží proud a napětí rentgenky, pitch-faktor, rekonstrukční inkrement a rekonstrukční kernel.

Proud rentgenky

Velikost proudu (mA) v rentgence ovlivňuje množství vzniklého RTG záření. Dalo by se říci, že množství emitovaných RTG protonů rentgenkou je přímo úměrné velikosti proudu. Při vyšších hodnotách proudu rentgenky lze dosáhnout poklesu šumu a lepšímu rozlišení při nízkém kontrastu ve výsledném obrazu. Nevýhodou však je, že při zvýšení proudu se zvyšuje i radiační zátěž na pacienta. Maximální hodnota proudu je dána kapacitou generátoru a zvolenou hodnotou napětí (Súkupová, 2018).

Napětí rentgenky

Jde o elektrický potenciál mezi katodou a anodou, kterým jsou urychlovány elektrony, které jsou rentgenkou emitovány. Napětí rentgenky (kV) ovlivňuje pronikavost svazku, respektive energii fotonů RTG záření. Toto napětí se pohybuje v rozmezích 80-140 kV. Změně napětí ovlivňuje absorpci v různých materiálech, což může mít vliv na kontrast a šum ve výsledném obraze a zároveň ovlivňuje i výslednou radiační dávku na pacienta. Při nižším napětí je vyšší kontrast výsledného obrazu a při vyšším napětí je naopak kontrast nižší (Súkupová, 2018).

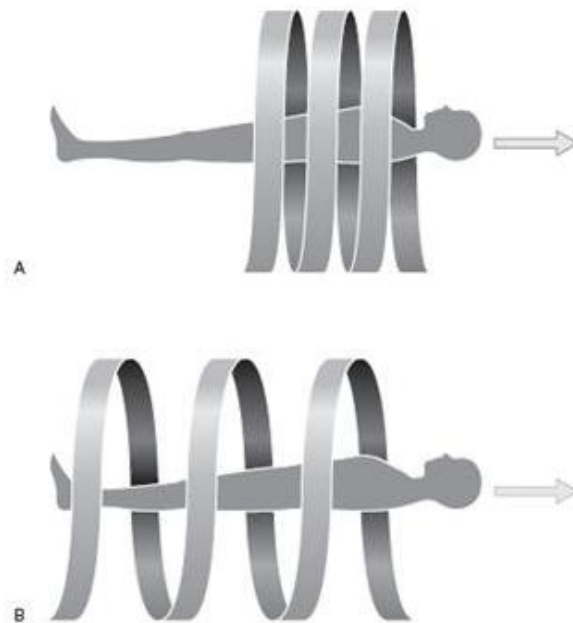
Pitch-faktor

V helikálních (spirálních) CT rotuje rentgenka společně s detektory v gantry a současně dochází k pomalému automatickému posunu vyšetřovacího lehátka s pacientem. Díky tomuto posunu lehátka jsou data nabírána spirálně a dráha rentgenky se tak jeví jako spirála. „Stoupání“ této spirály se označuje jako pitch-faktor (Seidl et al., 2012).

Odborně lze pitch-faktor definovat jako poměr posunu stolu v milimetrech na jednu rotaci rentgenky o 360° a celkové kolimaci RTG svazku záření v milimetrech, přičemž u MDCT odpovídá celková kolimace aktivní šířce detektorů (Súkupová, 2018).

Šíře pitch-faktoru udává celkovou dobu skenování, dávku na pacienta a rozlišení výsledného obrazu. Při širším pitch-faktoru interaguje ve vyšetřovaném objemu méně RTG fotonů, čímž se zvyšuje šum a klesá rozlišení při nízkém kontrastu. Při menším pitch-faktoru se zvyšuje výsledná radiační dávka na pacienta. Sběr dat je optimalizován tak, aby výsledná kvalita obrazu byla obdobná. Z toho důvodu se při zvýšení pitch-faktoru zvýší i proud rentgenky a naopak (Súkupová, 2018).

Pokud je pitch-faktor hodnoty menší než 1 dochází k tzv. overlapingu. To znamená, že se skenované řezy navzájem překrývají. Je-li roven 1, je posun vyšetřovacího lehátka na jednu rotaci rentgenky o 360° stejná, jako je šíře kolimovaného svazku RTG záření. Pokud je pitch-faktor větší než 1, tak není skenována kompletně celá vyšetřovaná oblast a nasbíraná data mezi jednotlivými částmi pomyslné spirály jsou interpolována (obr. 2).



Obrázek 2 Menší a větší pitch-faktor

Rekonstrukční inkrement

Je to vzdálenost čela dvou sousedních obrazů na ose Z. Mohou mít různou vzdálenost. Proto se zadává u akvizice, aby počítač věděl, kdy má začít počítat. Data na helikálních MDCT přístrojích jsou nabírána volumetricky, tj. nabírá se blok dat,

z kterých lze následně rekonstruovat řezy v různých rovinách. Pokud není použita korekce na expoziční parametry, má výsledný obraz, při zvolení menší tloušťky řezu, více šumu. Je to způsobeno detekcí menšího počtu RTG fotonů (Súkupová, 2018).

Rekonstrukční kernel

Je to algoritmus, pomocí kterého se filtrují tzv. hrubá data (raw data), která jsou zpětně používána pro tvorbu výsledného obrazu. Tento filtr se používá pro kompenzaci artefaktů, které mohou vznikat při zpětné projekci, čímž výrazně ovlivňuje podobu výsledného obrazu. Pokud použijeme kernel vyhlazovací, tak redukuje šum obrazu. Nevýhodou však je, že při vyhlazovacím kernelu se rozmažou hrany. Při použití kernelu pro detaily pak zvýrazníme šum i hrany. Těchto kernelů existuje celá řada. Rekonstrukční kernel lze použít pouze na hrubá data, proto při jejich smazání z K-prostoru již nejde kernely využít a sken pacienta se poté, v případě nutnosti, musí opakovat (Súkupová, 2018).

1.2.5 Základní parametry CT obrazu

Hlavní podmínkou CT obrazu je alespoň minimální splnění podmínek, které jsou kladeny na kvalitu obrazu, tj. dostatek věrohodných informací, poměr kontrast/šum, řádný vztah mezi ohniskem, pacientem a detektorem a optická denzita. Proto je důležité správné nastavení zvoleného protokolu před provedením akvizice. Nutností je zohlednit skenovací čas, rozlišení při vysokém a nízkém kontrastu a radiační zátěž pacienta (Súkupová, 2018).

Skenovací čas

Je to čas akvizice. Akvizice by měla proběhnout za co možná nejkratší čas, aby se tím především zamezilo tvorbě pohybových artefaktů, např. při dýchání, nebo u traumatických či nespolupracujících a dětských pacientů, pro které by mohlo být vyšetření zdlouhavé. Pohybové artefakty by totiž mohli kompromitovat kvalitu výsledného obrazu (Súkupová, 2018).

Rozlišení při vysokém kontrastu

Toto rozlišení se používá např. při zobrazování skeletu. U těchto obrazů lze tolerovat více šumu, ale stále je třeba mít zobrazeny i velmi jemné detaily. Z toho důvodu se používají řezy o menších tloušťkách (Súkupová, 2018).

Rozlišení při nízkém kontrastu

Toto rozlišení je výhodnější, pokud je potřeba zobrazit hranice orgánů a jednotlivých struktur. Nevýhodou tohoto rozlišení je, že při příliš velkém šumu v obrazu mohou být některé struktury, jako např. u cyst či lézí, špatně, nebo vůbec rozlišitelné (Súkupová, 2018).

Radiační zátěž

Pro ozáření pacientů při lékařském ozáření (LO) neplatí dávkové limity. Podle Atomového zákona (zákon č. 263/2016 Sb.) se na LO limity totiž nevztahují. Omezovalo by to totiž zdravotní přínos pro daného pacienta. Přesto by měla být dávka ionizujícího záření (IZ) na pacienta tak nízká, jak je jen rozumně dosažitelné, aby došlo k získání výsledného obrazu o dostatečné kvalitě. Dávka IZ by měla být vždy přizpůsobena tělesným proporcím konkrétního pacienta (Súkupová, 2018).

CT i přes zavedení nových technik, které snižují dávku záření na pacienta (např. Low-dose CT, interaktivní rekonstrukce nebo automatická dávková modulace), je nejvýznamnějším zdrojem lékařsky zdůvodněného ozáření populace (Mírka, Ferda, 2015).

U každého pacienta se před zahájením diagnostické akvizice provádí tzv. plánovací radiografické zobrazení, které je označováno zkratkou SPR z anglického Scan projection Radiograph, které jsou spíše známé jako Scanogram nebo Topogram. SPR se snímá v AP a následně v boční projekci za plynulého posunu vyšetřovacího lehátka s pacientem, při nerotujícím systému rentgenka-detektory. Tím vznikne klasický planární obraz. SPR napomáhá k stanovení začátku a konce snímání vyšetřované oblasti těla pacienta. Zároveň na SPR sken napomáhá k použití expoziční automatiky, kde získáme atenuační údaje ovlivňující automatickou regulaci anodového proudu v rentgence. Tím je dosaženo optimalizace vztahu mezi kvalitou výsledného obrazu a radiační zátěží pacienta (Seidl et al., 2012).

1.2.5 Výhody a nevýhody výpočetní tomografie

Výhody

- Velmi přesné a neinvazivní vyšetření – CT umožňuje získat velmi detailní snímky vnitřních orgánů.

- Oproti MR lepší zobrazení skeletu a drobných kalcifikací.
- Rychlost – díky novým technologiím lze výrazně zkrátit dobu vyšetření, což je výhodné pro rychlé stanovení diagnózy např. při polytraumatech, nebo lze zkrátit dobu, kdy je nutné zadržet dechu.
- Menší citlivost na pohyb než u MR – menší šance na vznik pohybových artefaktů.
- Bezbolestné vyšetření.
- Neinvazivnost.

Nevýhody

- Radiační zátěž – organismus je vystaven ionizujícímu záření, což může být problém při opakovaných vyšetřeních.
- Oproti MR horší zobrazení měkkých tkání.
- Možnost alergické reakce při podání kontrastní látky
- Relativní kontraindikace u těhotných žen

(Radiology Info, 2014)

1.3 Magnetická rezonance

1.3.1 Historie

Magnetická rezonance je poměrně mladá neinvazivní vyšetřovací metoda, která v posledních několika letech prochází velkým vývojem. Zobrazování pomocí magnetické rezonance se začalo používat v diagnostice na konci 70. let minulého století. MR vznikla na základě nukleární magnetické rezonance (NMR). NMR je metoda založená na rozdílech magnetických vlastnostech atomových jader různých prvků. Z počátku se tato metoda využívala v analytické chemii, kde by se dala též označovat jako nukleární magnetická spektroskopie. V roce 1946 provedli první úspěšný pokus s NMR Felix Bloch a Edward M. Purcel. Tento pokus provedli u vzorků pevných látek a některých kapalin a o šest let později za něj obdrželi Nobelovu cenu za fyziku. Jako první navrhuje R. Damadian, v roce 1972, využít NMR v diagnostice jako

tomografickou zobrazovací metodu a o 5 let později zveřejnil první MR obraz lidského hrudníku. (Válek, Žižka, 1996)

1.3.2 Fyzikální princip MR

I přesto, že slovo „nukleární“ ve spojení s NMR může navozovat pocity spojené s ionizačním zářením, pracuje MR s energiemi, které prakticky nedokážeme odlišit od elektrického šumu, který je zapříčiněn pohybem atomů ve vodiči v elektronických součástkách spektrometru (Brus, Kříž, 2007).

MR je založena na jiném fyzikálním principu než CT. Při MR vyšetření je pacient umístěn v silném magnetickém poli a do jeho těla je vyslán krátký radiofrekvenční impuls. Po skončení tohoto impulsu se zachytává a měří intenzita signálu, který vytvářejí jádra atomů v těle pacienta (Nekula, Chmelová, 2007).

Atomová jádra skládající se z lichého počtu protonů a neutronů vykonávají tzv. spin, tj. neustálá rotace kolem své vlastní dlouhé osy. Nejjednodušším jádrem, které má tuto vlastnost, je jádro vodíku, které je v lidském těle nejčastějším prvkem. Osy rotace při běžných podmínkách jsou orientovány různými směry. (Chudáček, 1995)

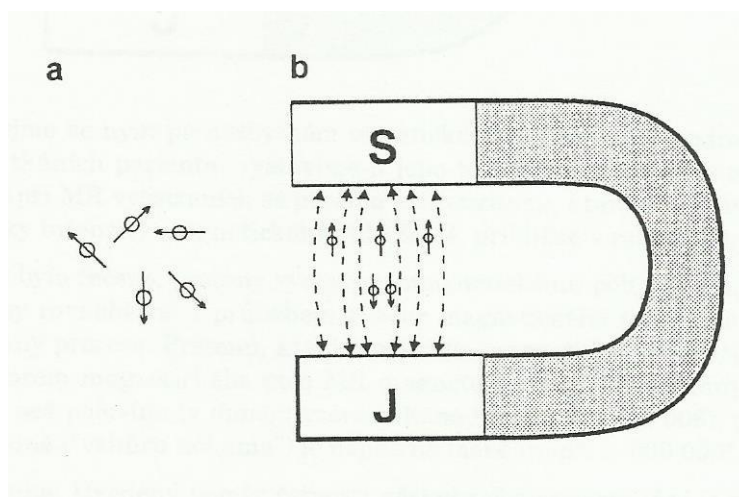
Okolo pohybujícího se elektrického náboje vzniká magnetické pole. Atomová jádra, která mají sudý počet protonů a neutronů vykazují nulový magnetický moment, a z toho důvodu je nelze využít pro MR zobrazování. Atomová jádra s lichým počtem protonů mají vždy jeden nukleon nepárový, díky čemu jádro magnetický moment naopak vykazuje. (Nekula, Chmelová, 2007)

Rotující protony jsou nabitě částice, které mají vlastní severní a jižní magnetický pól, a vytváří zevní magnetické pole. Z toho důvodu mají tendenci tvořit páry a tím navenek vyrušují magnetický moment. Dalo by se říci, že se chovají jako malé magnety. Proto se využívá fenoménu MR pouze u jader atomů s lichým nukleonovým číslem (Seidl et al., 2012).

Za běžných podmínek směřují rotační osy protonů různými směry. Tato nahodilá orientace os spinů protonů způsobuje, že se magnetické momenty jednotlivých atomových jader navzájem vyrušují a tkáň se tak navenek chová magneticky pouze vnitřně (Válek, Žižka, 1996).

Stacionární magnetické pole MR magnetu o běžné síle 1,5 Tesla (T) je přírodním podmínkám vzdálené až o 4 řády a magnetické pole 3 T je až dvakrát silnější (Žižka et al., 2015).

Pokud umístíme zkoumanou tkáň do silného statického magnetického pole, které je označeno B_0 , zorientují se všechny rotační osy protonů ve směru vektoru indukce vnějšího magnetického pole (obr. 3). Část protonů má souhlasnou orientaci se siločarami vnějšího magnetického pole. Jsou v tzv. paralelním postavení. Druhá část protonů má nesouhlasnou orientaci. Jsou tedy otočeny opačně o 180° v tzv. antiparalelní poloze (Nekula, Chmelová, 2007).

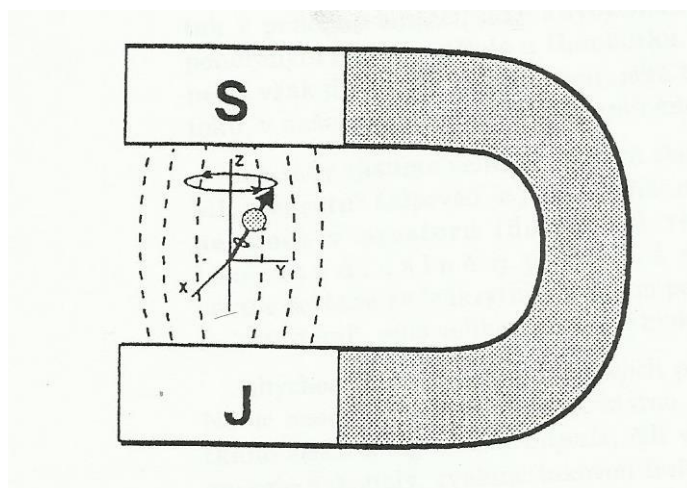


Obr. 3 Orientace rotačních os protonů mimo a v přítomnosti statického magnetického pole

Indukce základního magnetického pole B_0 zapříčiní ve vyšetřované tkáni kroutivý moment, který ovlivňuje magnetické momenty částic látek ve vyšetřovaných tkáních silou tak, že se zorientují do paralelního a antiparalelního postavení vektoru siločar vnějšího magnetického pole (Sedlár et al., 2014).

Paralelní postavení protonů je energeticky méně náročné než antiparalelní postavení. Antiparalelních protonů je vždy o něco méně než v postavení paralelním. Pokud by byl počet obou těchto uspořádání stejný, byl by tím vyrušen celkový magnetický moment. Magnetický moment paralelních protonů by totiž vyrušil magnetický moment antiparalelních protonů. Jelikož je však paralelních protonů vždy o něco více, může tak tkáň na venek vykazovat svůj magnetický moment (Válek, Žižka, 1996).

Protony, které jsou již uspořádány do paralelního nebo antiparalelního postavení se nechovají staticky. Kromě toho, že si zachovávají svůj spin, vykonávají ještě pohyb zvaný precese, tj. pohyb, kdy proton rotuje kolem pomyslné osy po plášti pomyslného kužele (obr. 4). Frekvence precese protonu se označuje jako Larmorova frekvence. Tato frekvence je úměrná na indukci působícího magnetického pole B_0 a na vlastnostech daného atomového jádra, především na gyromagnetické konstantě γ . Tuto závislost lze matematicky vyjádřit Larmorovou rovnicí: $\omega = \gamma \cdot B_0$. ω je Larmorova frekvence protonů v jednotkách Hz či kHz, γ je již zmíněná gyromagnetická konstanta, která je pro daný druh atomu stálá a B_0 představuje již zmíněnou intenzitu vnějšího magnetického pole, která je vyjádřena v jednotkách magnetické indukce Tesla (T). Při MR vyšetřeních se pracuje s intenzitami přibližně v rozsahu 0,5-3 T. U celotělových MR přístrojů jsou frekvence rozdílné podle zobrazované části těla (Válek, Žižka, 1996).



Obr. 4 Znárodnění spinu a precese protonu

Je nutné podotknout, že různé tkáně mají i různé biochemické složení, z toho vyplývá, že různé tkáně disponují i různou hustotou zastoupení různých protonů a z toho důvodu se liší i jejich magnetické momenty, a tím nám dávají informaci o svém složení. Tyto informace jsou podkladem pro tvorbu MR obrazu (Brus et al., 2006).

Zjistit a změřit velikost magnetického momentu v tkáni je problém, protože v popsaném postavení je podélná osa protonu postavená rovnoběžně s vektorem intenzity vnějšího magnetického pole MR magnetu, který je mnohonásobně větší. Velikost vektoru celkové tkáňové magnetizace je tedy extrémně malá a v mohutném

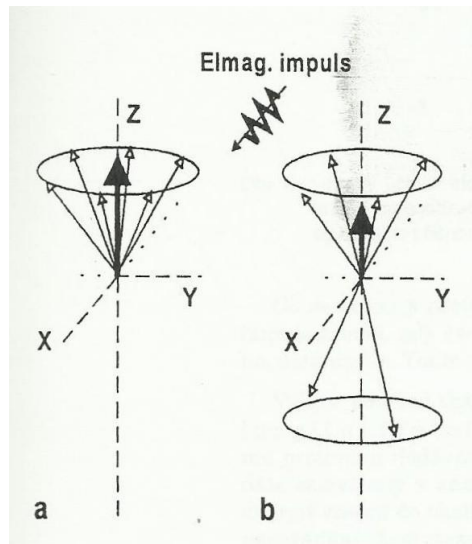
magnetickém poli vnějšího magnetu dobře skrytá a prakticky nezjistitelná (Válek, Žižka, 1996).

Pro zjištění magnetického momentu v tkáni je potřeba změnit orientaci celkového vektoru tkáňové magnetizace, čímž se tento vektor „zviditelní“, jelikož se dostal ze zákrytu s vnějším magnetickým polem MR magnetu. Velikost tohoto vektoru nám bude v tuto chvíli umožněna změřit (Válek, Žižka, 1996).

Změnu polohy úhrnného vektoru tkáňové magnetizace v prostoru provedeme tak, že za pomoci elektromagnetického impulsu o vysoké frekvenci dodáme protonu energii, tím dojde k excitaci a proton zvyšuje svou oscilaci. Díky tomu se dlouhá osa protonu dokáže vychýlit až o 180° (Nekula, Chmelová, 2007).

Pro dokonalý přenos energie musíme zvolit takovou frekvenci elektromagnetického impulsu, která bude totožná s frekvencí precese protonů v tkáni. Musíme tedy zvolit tzv. Larmorovu frekvenci. Pokud budou obě frekvence naprosto stejné, budou protony schopny absorbovat energii elektromagnetického impulsu. Tomuto jevu se říká rezonance, odkud pochází i název metody MR. Frekvence používané při MR vyšetření jsou podobné krátkým až velmi krátkým rádiovým vlnám (Válek, Žižka, 1996).

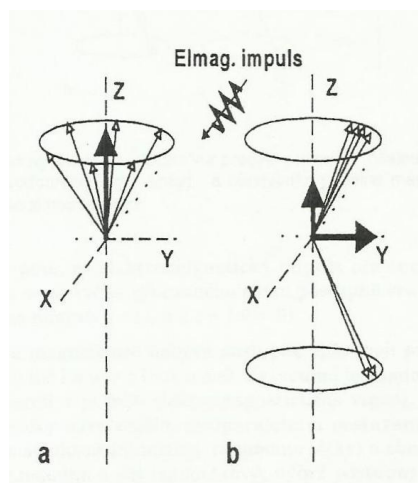
Některé paralelně postavené protony absorbují energii vyslaného elektromagnetického impulsu (který má Larmorovu frekvenci), a díky tomu přejdou do antiparalelního postavení, které je energeticky náročnější. Pokud např. dva nadpočetné protony v paralelním postavení, které způsobují vznik vektoru podélné magnetizace, absorbují energii elektromagnetického impulsu a přejdou do antiparalelního postavení, vyruší tím magnetický moment dvou paralelních protonů, díky čemu se zmenší i velikost výsledného vektoru podélné magnetizace (obr. 5) (Válek, Žižka, 1996).



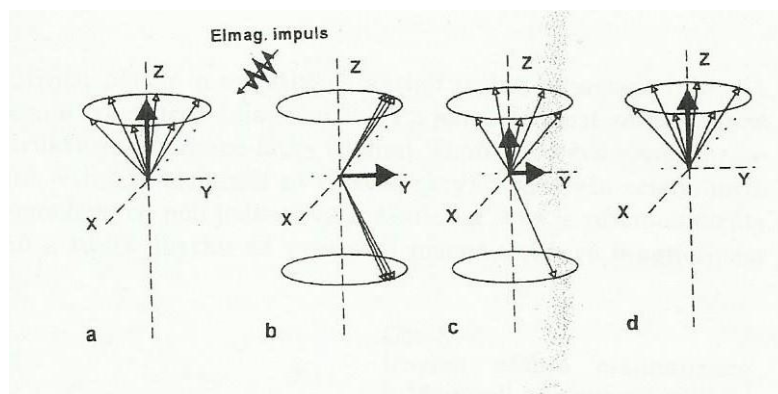
Obr. 5 Redukce velikosti vektoru podélné magnetizace po aplikaci elektromagnetického impulsu

Protony byly sice postaveny všechny stejným směrem, ale precesi vykonávaly zcela nezávisle na sobě. Díky tomu se magnetické momenty v kolmé rovině v průběhu siločar vnějšího statického magnetického pole navzájem rušily a tím byla velikost vektoru příčné magnetizace rovna nule (Válek, Žižka, 1996).

Vlivem elektromagnetického impulsu začnou všechny protony provádět precesi ve fázi, tj. synchronně. Magnetické momenty protonů v tuto chvíli působí jedním směrem a dojde ke vzniku vektoru příčné tkáňové magnetizace (obr. 6). Tento vektor se otáčí kolem siločar pole MR magnetu a jeho frekvence je shodná s frekvencí Larmorovou. Z toho vyplývá, že vektor podélné magnetizace již není v zákrytu siločar vnějšího magnetického pole, a můžeme tak velikost vektoru příčné magnetizace měřit (Válek, Žižka, 1996).

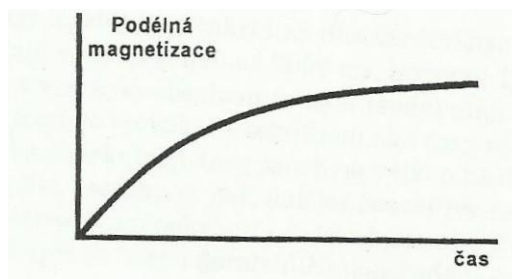


Obr. 6 Vznik vektoru příčné magnetizace po aplikaci elektromagnetického impulsu



Obr. 7 Účinek elektromagnetického impulsu na precesi protonů s následnou postupnou ztrátou příčné magnetizace a obnovou podélné magnetizace

Po skončení elektromagnetického impulsu již protony nedostávají energii a není již důvod, aby excitované protony zůstávaly v energeticky náročnějším postavení, a začnou se postupně vracet do původního stavu. Dochází k tzv. podélné relaxaci, kdy vektor podélné tkáňové magnetizace nabývá zpět své původní velikosti (obr. 7). Dle zákona o zachování energie vrací proton svou přebytečnou energii do svého okolí ve formě elektromagnetického záření, do tzv. strukturální mřížky zkoumané látky. Jde o postupný děj a nárůst velikosti podélné magnetizace v čase lze graficky znázornit jako exponenciální křivku (obr. 8) (Válek, Žižka, 1996).



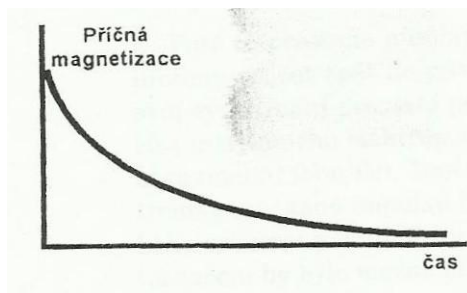
Obr. 8 Nárůst podélné magnetizace v závislosti na čase po aplikaci elektromagnetického impulsu (T1 křivka)

Přesná doba uvedení do normální magnetizace jde prakticky obtížně změřit. Stanoví se tedy časová konstanta označovaná jako T1. T1 je čas, za který dosáhne podélná magnetizace 63 % své původní velikosti (Nekula, Chmelová, 2007).

Při přerušení elektromagnetického impulsu dojde k tzv. rozfázování, tj. dojde k zániku synchronizačního pohybu. Není totiž už žádná síla, která by dále udržela protony ve fázi a protony přestanou vykonávat svůj pohyb s naprosto stejnou Larmorovou frekvencí. Postupná ztráta synchronizačního pohybu je způsobena drobnými nehomogenitami statického magnetického pole MR magnetu a také díky

vlivu magnetických polí, které vznikají v okolních tkáních. Dojde tedy k postupné ztrátě příčné magnetizace (obr. 9) (Válek, Žižka, 1996).

Doba, během které dochází k postupné desynchronizaci precesního pohybu protonů se nazývá T2. Relaxační čas T2 lze tedy definovat jako čas, za který klesne velikost příčné magnetizace na 37 % své původní velikosti (Nekula, Chmelová, 2007).



Obr. 9 Úbytek příčné magnetizace v závislosti na čase po aplikaci elektromagnetického impulsu (T2 křivka)

Při úbytku příčné tkáňové magnetizace klesá intenzita měřitelného elektromagnetického signálu, který vychází z vyšetřované tkáně, a který jsme schopni zaznamenat a změřit. Tento signál, jehož maximum naměříme těsně po skončení elektromagnetického impulsu, v okamžiku maxima příčné tkáňové magnetizace, a který v průběhu relaxace postupně klesá k nule, se označuje jako Free Induction Decay neboli FID signál, což by bylo možné přeložit jako sekvence volného úbytku signálu. Toto je nejjednodušší vyšetřovací metoda, kterou lze při MR vyšetření použít, a která tím, že indukuje na přijímací anténě měřitelný signál, dává informaci o složení zkoumané tkáně (Válek, Žižka, 1996).

Relaxační časy se v různých tkáních liší. Podélná a příčná magnetizace se díky vlivu různých podmínek mění. Proton při podélné magnetizaci předá svou energii pouze tam, kde má daná tkáň schopnost tuto energii přijmout. Při desynchronizaci precesního pohybu rotujících protonů v příčné magnetizaci předá proton svou přebytečnou energii okolním molekulám, jelikož se proton o ně „otírá“. Doba, za kterou proton předá svou energii, je ovlivněna velikostí dané molekuly a chemickým složením dané tkáně. Takovému předání energie říkáme spin-spin. Tyto složité fyzikální vztahy jsou

důvodem, proč MR odhalí drobné rozdíly v biologických tkáních (Nekula, Chmelová, 2007).

T2 je vždy kratší než T1. Oba časy jsou výsledkem vzájemného působení jader (spinů) a jejich okolí, charakterizující vyšetřovanou tkáň. Relaxační doby měkkých tkání se pohybují od ms až k s. Závisí to na síle magnetického pole (Chudáček, 1995, s. 280).

Doba relaxačních časů T1 se pohybují v rozmezí 300 až 2000 ms, zatímco doba relaxačních časů T2 v rozmezí 30 až 150 ms. Tkáně, které obsahují velké množství tekutin mají dlouhé relaxační časy, zatímco tkáně s vysokým obsahem tuku mají tyto časy krátké. Molekuly tuků jsou větší než molekuly vody, a proto se pohybují pomaleji a mají svou frekvenci blízko Larmorově frekvenci. Proto je pro protony snazší předat svou přebytečnou energii molekulám tuku. Čas T1 je tedy kratší, protože protony relaxují rychleji. Čas T2 je také kratší, protože díky pomalému pohybu molekul tuku dochází k tvorbě větších nehomogenit v magnetickém poli vyšetřované tkáně, čímž dokáží narušit synchronní precesi protonů (Válek, Žižka, 1996).

Při MR zobrazování je potřeba lokalizovat polohu jednotlivých protonů v 3D prostoru. K zachycení rezonance z určité vrstvy vyšetřované tkáně se používají přídatná gradientní magnetická pole, které vytvářejí gradientové cívky. Tyto cívky jsou vloženy v hlavním statickém MR magnetu a vyvolávají vzestup magnetického pole ve třech na sebe kolmých rovinách (X, Y, Z). Při zapojení gradientní cívky dojde k vyslání elektromagnetického impulsu, který provede precesi pouze v jedné rovině. Gradientní echa nám zároveň určují šířku řezu v dané vrstvě. Gradientní magnetická pole by měla být dostatečně silná a rychlá, protože rychlost, po kterou gradientní magnetické pole působí, ovlivňuje délku daného vyšetření a síla nám umožňuje rychlejší registraci dat a vyšší rozlišení (Chudáček, 1995).

1.3.3 Základní vyšetřovací postupy

Při MR zobrazování je důležité vybrat správnou sekvenci, která dokáže nejlépe zobrazit vyšetřovanou oblast. To znamená optimálně zobrazit vyšetřovanou oblast s optimálním kontrastem, dostatečnou kvalitou a za, pokud možno, rozumný čas. Výběr té správné sekvence je především závislý na možnostech MR systému (Mechl et al., 2014).

Základními vyšetřovacími metodami je zjišťování již zmíněných relaxačních časů T1 a T2 a měření protonové hustoty v tkáni. Elektromagnetické impulsy se mezi jednotlivými relaxacemi opakují. Toto opakování sérií impulsů se nazývá sekvence a takovéto vyšetření se nazývá spin-echo sekvence (SE). Relaxační časy jsou na sobě závislé, jelikož síla podélné magnetizace ovlivňuje příčnou magnetizaci (Nekula, Chmelová, 2007).

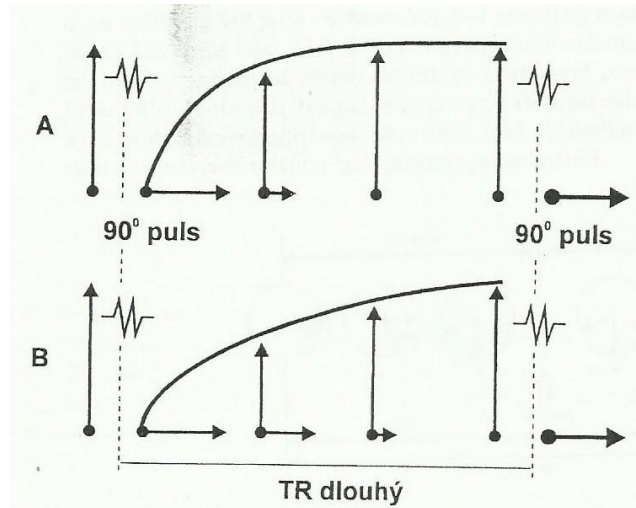
Čím vícekrát sekvence opakujeme, tím lepší MR obraz dostaneme (Chudáček, 1995).

Při použití elektromagnetického impulsu dojde k vymizení podélné magnetizace a protony začnou vykonávat precesi ve fázi a lze zaznamenat magnetizaci příčnou. Je to způsobeno tím, že úhrnný vektor tkáňové magnetizace se sklonil o 90° , a proto se tento impuls nazývá 90° puls. Po skončení tohoto impulsu dojde k relaxaci protonu a úbytku příčné magnetizace a dochází k nárustu magnetizace podélné. Při tomto úbytku příčné magnetizace klesá i intenzita měřitelného elektromagnetického signálu z vyšetřované tkáně (Válek, Žižka, 1996).

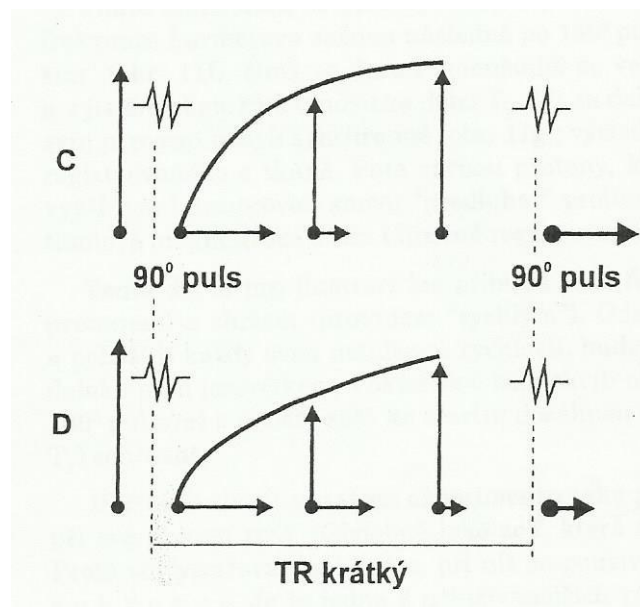
Při zopakování 90° pulsu, který se provede až vymizí příčná tkáňová magnetizace a obnoví se na svou původní hodnotu magnetizace podélná, bude signál FID, který je zaznamenán přijímací anténou, stejný jako byl signál po provedení prvního 90° pulsu. Je to způsobeno tím, že stav vyšetřované tkáně byl na začátku obou pokusů stejný (obr. 10). Interval mezi dvěma stejnými impulsy se nazývá Time to repeat (TR) (Válek, Žižka, 1996).

Z praktického hlediska se ale nečeká, až podélná magnetizace dosáhne svého úplného maxima, ale impuls přichází dříve, z důvodu zkrácení doby vyšetření. Pokud zkrátíme čas TR mezi 90° pulsy natolik, že vyšetřovaná tkáň nestačí získat zpět svou původní hodnotu podélné magnetizace, bude se signál po druhém 90° pulsu lišit dle toho, jak velký byl vektor podélné magnetizace ve vyšetřované tkáni v okamžiku vyslání nového elektromagnetického impulsu (obr. 11). Pokud bude vektor podélné tkáňové magnetizace větší, bude větší i vektor příčné tkáňové magnetizace, a díky tomu zaregistrujeme i intenzivnější signál z vyšetřované tkáně. U tkání s dlouhými relaxačními časy T1 zaregistrujeme pouze slabou intenzitu signálu, které odpovídají nižším hodnotám vybuzečné příčné magnetizace. Velikost vektoru příčné magnetizace dokážeme zaregistrovat a změřit a dokážeme hodnotit rozdíly v její intenzitě v různých tkáních s různými hodnotami časů T1. Pokud budou rozdíly hodnot časů T1 u

vyšetřovaných tkání větší, o to více budou tyto tkáně odlišeny stupni šedi ve výsledném MR obrazu. Takovéto MR zobrazení nazýváme T1 – vážený obraz (v.o.) (Válek, Žižka, 1996).



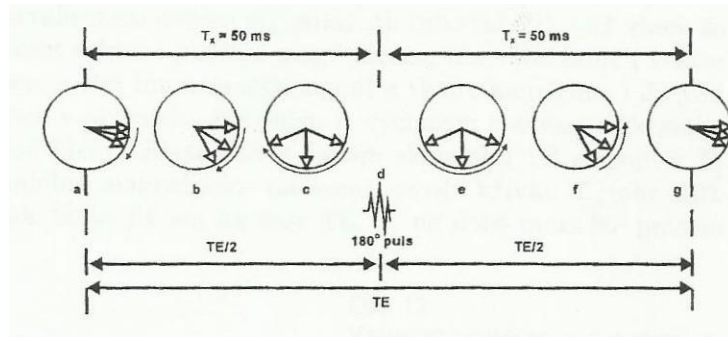
Obr. 10 Stejná výsledná velikost vektorů příčné magnetizace u dvou tkání s různými relaxačními časy u sekvence s dlouhým TR



Obr. 11 Rozdílná výsledná velikost vektorů příčné magnetizace u dvou tkání s různými relaxačními časy při sekvenci s krátkým TR

U T2 v. o. zpočátku opět použijeme 90° puls, který nám opět zapříčiní, že dojde k vymizení podélné magnetizace a opět vznikne magnetizace příčná. Po ukončení elektromagnetického impulsu opět dojde k rozfázování precesního pohybu protonů a dojde opět k postupné ztrátě příčné magnetizace. V tento okamžik vyšleme do vyšetřované tkáně 180° puls, který zapříčiní změnu orientace protonu o 180° a zároveň

způsobí, že protony začnou vykonávat precesní pohyb ve fázi opačným směrem a protony, které vykonávají svůj precesní pohyb rychleji se dostanou „za“ protony, které jsou pomalejší (obr. 12) (Válek, Žižka, 1996).

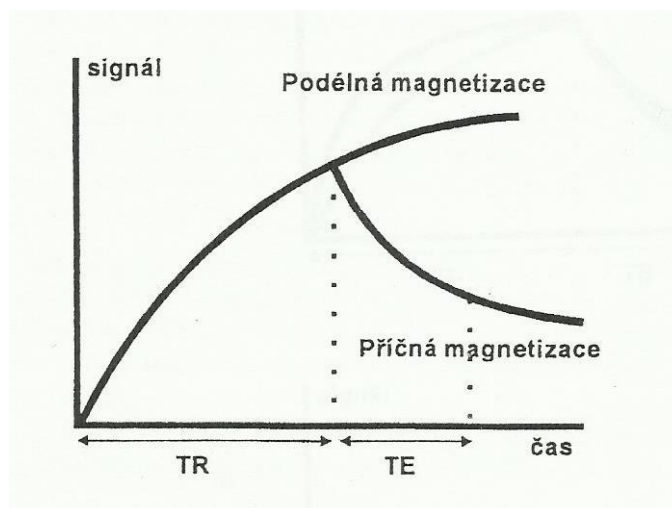


Obr. 12 Synchronizační efekt 180° pulsem na precesi protonů

Po vyslání 180° pulsu se protony, které mají vyšší frekvenci než Larmorovu frekvenci, začnou přibližovat zpět k „pomalejším“ protonům a velikost vektoru příčné magnetizace se zvětší, a v danou chvíli budou protony provádět precesi opět ve fázi. Díky tomu dojde k nárůstu intenzity signálu přijímaného z vyšetřované tkáně. Poté dojde k postupnému „předbíhání“ protonů s nižší frekvencí protony s vyšší frekvencí a opět dojde k postupné ztrátě příčné magnetizace a k snížení intenzity přijímaného signálu. Poté se bude tento proces opakovat (Válek, Žižka, 1996).

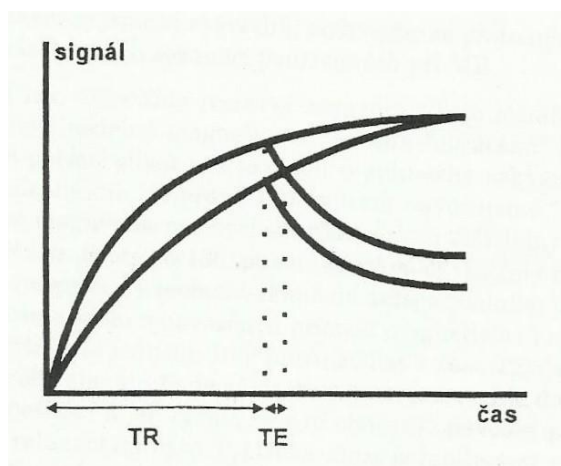
Jak již bylo zmíněno SE sekvence je složena z 90° pulsu, který za určitou dobu, kterou označujeme jako TE/2, je doplněna 180° pulsem. Od tohoto pulsu za přesně stejnou dobu (opět TE/2), zachytíme na anténě silný signál, který nazýváme echo. Při sečtení obou časů TE/2 dostaneme výsledný čas do „ozvěny“, který má zkratku TE (Time to Echo). Toto echo by se dalo vysvětlit jako příjem intenzivního signálu, který vznikl při opětovném sfázování precedujících protonů, které byly zasaženy 180° pulsem (Válek, Žižka, 1996).

Jak již jsem jednou zmínil, faktor, který ovlivňuje velikost příčné magnetizace ve vyšetřované tkáni, je časový interval TR. Velikost vektoru podélné magnetizace nám totiž v době 90° pulsu, ovlivňuje i velikost vzniklého vektoru příčné magnetizace, který postupně klesá. V určitém čase TR tedy stačí ke křivce T1 přidat křivku T2 (obr. 13). Intenzita signálu, který poté zachytíme na anténě, závisí na čase TE (Válek, Žižka, 1996).



Obr. 13 Velikost podélné magnetizace v okamžiku 90° impulsu je stejná s velikostí příčné magnetizace ve stejném okamžiku (v čase TR)

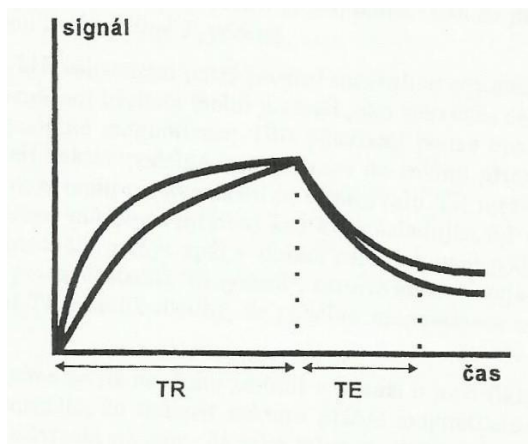
Pokud vyšleme elektromagnetický impuls do vyšetřované oblasti těla pacienta za relativně krátký čas TR, budou u různých tkání odlišné hodnoty vybuzené příčné magnetizace (obr. 14). Výsledný MR obraz, získaný při krátkém TE, je tedy funkcí různých T1 relaxačních časů. Takovýto obraz nazýváme T1 v. o. T1 v. o. mají krátkou dobu relaxace a excitace, např. TR 500 ms, TE 20 ms (Válek, Žižka, 1996).



Obr. 14 T1 v. o. vzniká při užití SE sekvence s krátkými časy TR i TE

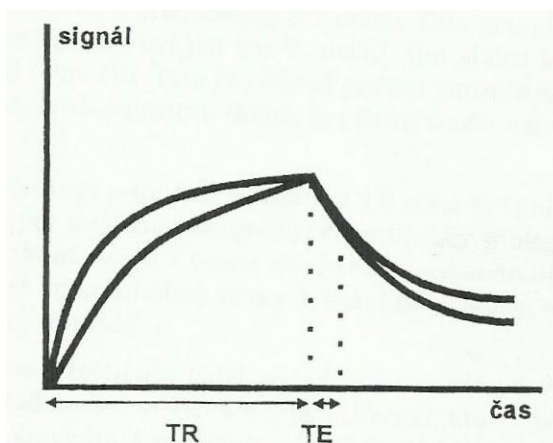
Vyšleme-li ale elektromagnetický impuls po dostatečně dlouhém TR, nebudou již rozdíly u T1 relaxačních časů ve vyšetřovaných tkáních zřetelné. Je to způsobeno tím, že tkáně s dlouhými T1 relaxačními časy budou mít dost času pro získání původní velikosti podélné magnetizace (obr. 15). Pokud vytvoříme výsledný MR obraz i za dostatečně dlouhou dobu TE, získáme dostatek času, aby se dostatečně vyjádřily rozdíly T2 vlastností vyšetřovaných tkání a získáme tzv. T2 v. o. Z toho vyplývá, že T2 v. o.

mají dlouhou dobu relaxace a excitace, např. TR 2000 ms, TE 80-120 ms (Válek, Žižka, 1996).



Obr. 15 T2 v. o. vzniká při SE sekvence s dlouhými časy TR a TE

Nakonec pokud vyšleme elektromagnetický impuls za dostatečně dlouhou dobu TR, za kterou se nestačí opět projevit rozdíly T1 vlastností vyšetřovaných tkání, a začneme tvořit výsledný MR obraz za dostatečně krátkou dobu TE, za kterou se nedokáží projevit T2 vlastnosti vyšetřovaných tkání, získáme obraz, který bude vyjadřovat hustotu zastoupení protonů ve vyšetřovaných tkáních. Tyto obrazy nazýváme proton denzitní obrazy (PD), či obraz vážený dle protonové hustoty. PD obrazy mají dlouhou dobu relaxace a krátkou dobu excitace, např. TR 2000 ms, TE 10-20 ms (Válek, Žižka, 1996).



Obr. 16 PD obraz vzniká u SE sekvence s dlouhým TR a krátkým TE

Dalším typem sekvence při MR zobrazování je Inversion recovery, což lze z angličtiny přeložit jako obrácená sekvence obnovy podélné magnetizace. Tato sekvence je závislá na T1 relaxačním čase, dalo by se říci, že je velmi silně T1 váženou

sekvencí. Při této sekvenci se využívá obráceného postupu než při SE sekvencí (Nekula, Chmelová, 2007).

Na rozdíl od SE sekvence se při Inversion recovery sekvencí užívá opačného použití pořadí pulsů. Použije se tedy zpočátku 180° puls a až poté 90° puls. 180° pulsem totiž „obrátime“ orientaci vektoru podélné magnetizace z paralelního postavení do postavení antiparalelního. Jak již ale víme, k získání měřitelného signálu potřebujeme magnetizaci příčnou. Proto po 180° pulsu vyšleme do vyšetřované tkáně 90° puls, který nám vybudí magnetizaci příčnou a tím získáme měřitelný signál (případně lze použít opět 180° puls a v čase TE můžeme získat další silné echo). Intenzita signálu, který zaregistrujeme, poté závisí na tom, jak rychle ztrácí vyšetřovaná tkáň svou podélnou magnetizaci v antiparalelním postavení a jak rychle se obnovuje původní podélná magnetizace. Doba mezi jednotlivými sekvencemi se opět označuje jako TR, ale mezi 180° a 90° pulsem se označuje jako TI, neboli Inversion Time (Válek, Žížka, 1996).

Nejčastěji používanými Inversion recovery sekvencemi jsou sekvence FLAIR a STIR. FLAIR sekvence potlačují signál vody (likvoru) a sekvence STIR potlačují signál tuku. Tyto potlačené struktury jsou potom výrazně hypo až asignální. Jde o extrémně zvýrazněný T1 v. o. (Nekula, Chmelová, 2007).

STIR je zkratka z angl. Short Tau Inversion Recovery. Tuk je na PD a T1 sekvencích hypersignální, a to může např. zapříčinit, že překryje patologické procesy a zároveň může být podkožní tuk zdrojem pohybových artefaktů např. při dýchání. Jak již bylo zmíněno, tuk má velmi krátký T1 relaxační čas. Proto lze použitím inverzního pulsu docílit úplného potlačení signálu tuku. Inverzní puls je použit ve vhodnou chvíli, a v době excitačního pulsu má tuk nulovou magnetizaci (Seidl et al., 2012).

FLAIR sekvence (z angl. Fluid-attenuated inversion recovery) pracuje na podobném principu jako sekvence STIR. Likvor či voda mohou často na T2 v. o. překrývat patologické procesy svým hypersignálem. Při FLAIR sekvenci opět zvolíme vhodné načasování inverzního pulsu a stejně jako při STIR sekvenci eliminujeme signál likvoru (Seidl et al., 2012).

Jelikož je doba základních SE sekvencí příliš dlouhá, hledají se cesty ke zkrácení doby jednotlivých vyšetření. V současné době to nejvíce umožňují gradientní echo sekvence (GE) a další typy rychlých sekvencí (Nekula, Chmelová, 2007).

Při GE sekvencích se nevyužívá 90° a 180° pulsu jako při SE sekvencích. U GE sekvencí se pro urychlení doby vyšetření se namísto 90° pulsu využívá pulsů, které otáčejí vektor tkáňové magnetizace v rozsahu $10-60^\circ$, a díky tomu se v tkáních částečně zachová podélná magnetizace. Díky tomuto zachování podélné magnetizace, lze získat dostatečně intenzivní signál i po vyslání dalších pulsů, mezi krátkými intervaly TR (Válek, Žižka, 1996).

Jak již víme u SE sekvencí se ke sfázování precese protonů používá 180° puls. U GE sekvencí se 180° puls nahrazuje přídatným magnetickým gradientem, které je na okamžik přidán k základnímu magnetickému poli B_0 . Princip fungování přídatného magnetického pole je založen na zvýšení magnetické nehomogenity ve vyšetřovaném řezu těla pacienta. Tato nehomogenita způsobí rychlejší rozfázování precese protonů, což má za následek rychlou ztrátu příčné magnetizace. Tento gradient je poté aplikován znovu se stejnou silou, ale nyní v opačném směru a s opačným účinkem, což způsobí opětovné sfázování precese protonů a opětovný nárůst příčné magnetizace do určitého maxima. Toto maximum zachytíme jako intenzivní signál, který nazýváme gradient echo. Nyní začne intenzita signálu opět klesat a celá procedura se může opakovat. Mezi nejvíce používané GE sekvence řadíme např. Fast Field Echo (FFE), Fast Low Angle Shot (FLASH), či Gradient Recalled Acquisition at Steady State (GRASS) (Válek, Žižka, 1996).

Dalšími typy rychlých sekvencí mohou být např. Turbo Spin Echo (TSE) či Fast Spin Echo (FSE), Turbo FLASH atd. Tyto rychlé sekvence používají po 90° pulsu sérii různých gradientů. Každý z těchto gradientů kóduje informace z jednoho obrazového řádku. Z toho vyplývá, že během jednoho TR intervalu lze získat několik řad výsledného MR obrazu. Díky těmto sekvencím lze zkrátit dobu vyšetření z minut až na jednotky sekund, čímž dochází k lepšímu využití MR přístroje (Nekula Chmelová, 2007).

Další typ sekvence, kterou lze zkrátit dobu vyšetření je multi-slice sekvence. Principem této metody je vhodné řazení excitací za sebou tak, aby v časovém intervalu TR, kdy dochází k relaxaci protonů v jednom řezu, snímali signály ze sousedních řezů, ve kterých byly tkáně excitovány dříve (Nekula, Chmelová, 2007).

1.3.4 Výhody a nevýhody MR

Výhody

- Není užito ionizující záření.
- Vysoký kontrast mezi měkkými tkáněmi – vysoká schopnost zachytit jemné detaily v tkáni a získat velmi podrobné snímky.
- Možnost zobrazení v libovolné rovině.
- Možnost zobrazení tepen a srdečních oddílů bez podání kontrastní látky.
- Možnost měření rychlosti krevního toku.
- Neinvazivnost.

Nevýhody

- Dlouhá doba vyšetření – díky dlouhé době vyšetření může u neklidných a nespolupracujících pacientů dojít k pohybovým artefaktům.
- Oproti CT horší zobrazení skeletu a drobných kalcifikací.
- Velký počet kontraindikací – pacienti s implantáty a kardiostimulátory nekompatibilními s MR mají absolutní kontraindikaci k MR vyšetření.
- Možnost alergické reakce při aplikaci kontrastní látky.
- Horší dostupnost MR přístroje oproti CT přístroji.
- Vysoká pořizovací cena a vysoké náklady na provoz.
- Nepříjemný hluk (pacient dostává sluchátka nebo ucpávky do uší).
- Pacient je uložen v poměrně dlouhém tunelu, což může u některých pacientů vyvolat klaustrofobii.

(Cancer Quest, 2023)

2 Cíle práce a výzkumné otázky

2.1 Cíle práce

Analyzovat využitelnost těchto dvou zobrazovacích metod v nemocnicích. Analyzovat vzájemné využití CT a MR v praxi. Zjistit dostupnost pro pacienty na základě analýzy počtu CT a MR.

2.2 Výzkumné otázky

Jaké je nejčastější využití CT a MR v algoritmu vyšetření zobrazovacími metodami?

3 Metodika práce

Tato práce je rozdělena na 2 části.

První část práce je zpracována na základě literární rešerše. Teoretická část je zpracována na základě dostupných odborných literárních a internetových zdrojů. Z těchto zdrojů jsem následně sepsal detailní popis principů zobrazovacích metod CT a MR, jejich historii, vlastnosti a také jejich výhody a nevýhody při zobrazování orgánů a tkání pacienta.

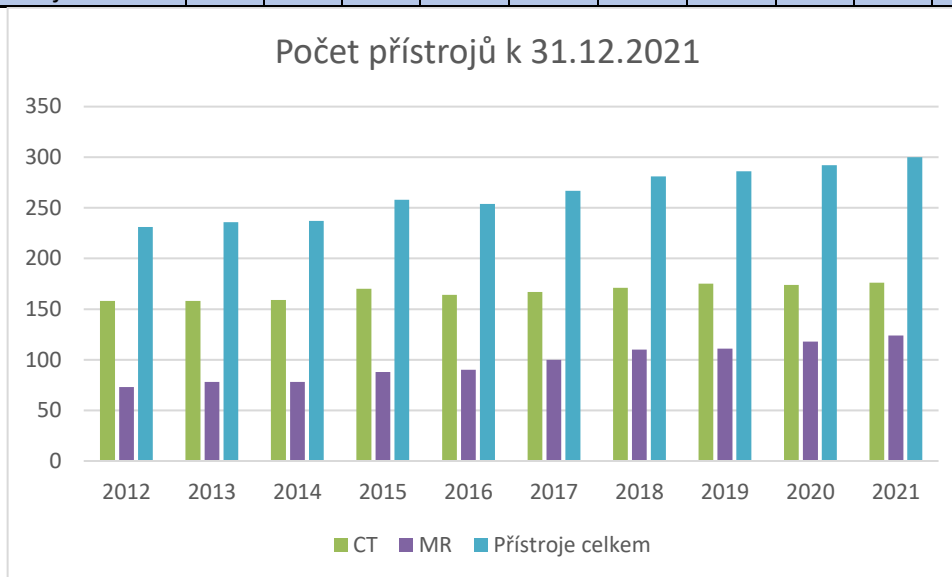
V druhé polovině práce jsem analyzoval data, které se týkají počtu CT a MR přístrojů v ČR a jejich krajích. Dále bylo analyzováno nejčastější využití a možnosti vzájemné kombinace těchto dvou zobrazovacích metod. K získání dat jsem využil roční výkazy o přístrojovém vybavení zdravotnických zařízení z internetových stránek Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS), které provádí v rámci Programu statistického zjišťování pro Ministerstvo zdravotnictví ČR. Údaje byly vybrány od roku 2012 do roku 2021.

4 Výsledky výzkumného šetření

4.1 Vývoj přístrojů CT a MR ve zdravotnických zařízeních v ČR od roku 2012 až 2021

Tabulka 1 Počet CT a MR přístrojů a přístrojů/celkem v období let 2012-2021

Rok	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Skupiny přístrojů	Počet přístrojů k 31.12.2021									
CT	158	158	159	170	164	167	171	175	174	176
MR	73	78	78	88	90	100	110	111	118	124
Přístroje celkem	231	236	237	258	254	267	281	286	292	300



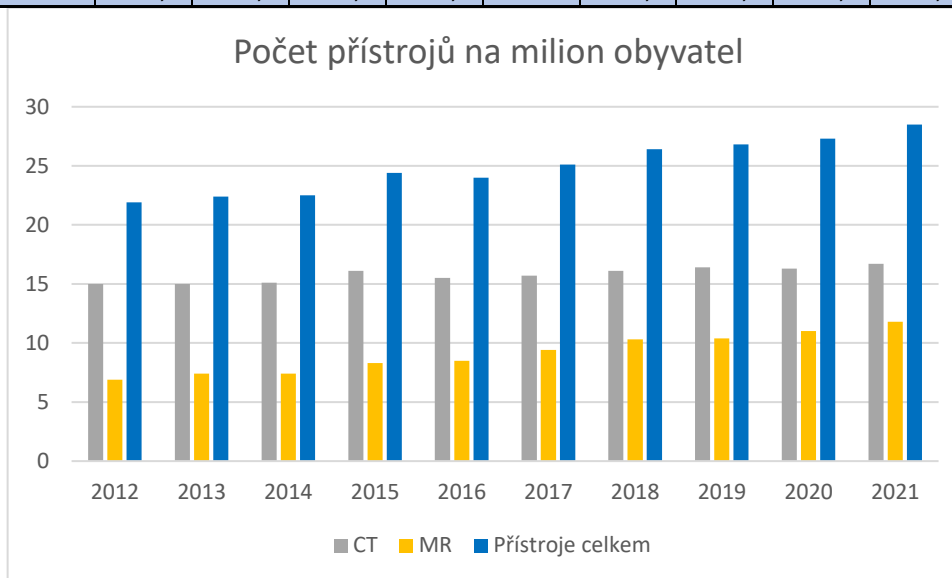
Graf 1 Počet CT a MR přístrojů a přístrojů celkem v období let 2012-2021

Z uvedené tabulky a grafu vyplývá, že v roce 2012 bylo ve zdravotnických zařízeních po celé ČR 158 CT přístrojů a 73 MR přístrojů. CT přístrojů bylo v letech 2012 a 2013 158, od roku 2014 do roku 2015 přibylo 12 nových CT přístrojů a v letech 2016 klesl jejich počet na 164. Od tohoto poklesu CT přístroje opět přibývali až na celkový počet 176 CT přístrojů, který je datován k 31.12.2021. Naopak MR přístrojů neustále přibývá bez sebemenších poklesů. Nejvíce MR přístrojů přibylo v letech 2015, 2017 a 2018 a to vždy o 10 nových přístrojů.

CT přístrojů byl od roku 2012 do roku 2021 nárůst o 11,4 % a MR přístrojů byl nárůst o 69,9%.

Tabulka 2 Počet CT a MR přístrojů na milion obyvatel v období let 2012-2021

Rok	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Počet obyvatel k 31.12.	10 516 125	10 512 419	10 538 275	10 553 843	10 578 820	10 610 055	10 649 800	10 693 939	10 701 777	10 516 707
Skupiny přístrojů	Počet přístrojů na milion obyvatel									
CT	15	15	15,1	16,1	15,5	15,7	16,1	16,4	16,3	16,7
MR	6,9	7,4	7,4	8,3	8,5	9,4	10,3	10,4	11	11,8
Přístroje celkem	21,9	22,4	22,5	24,4	24	25,1	26,4	26,8	27,3	28,5



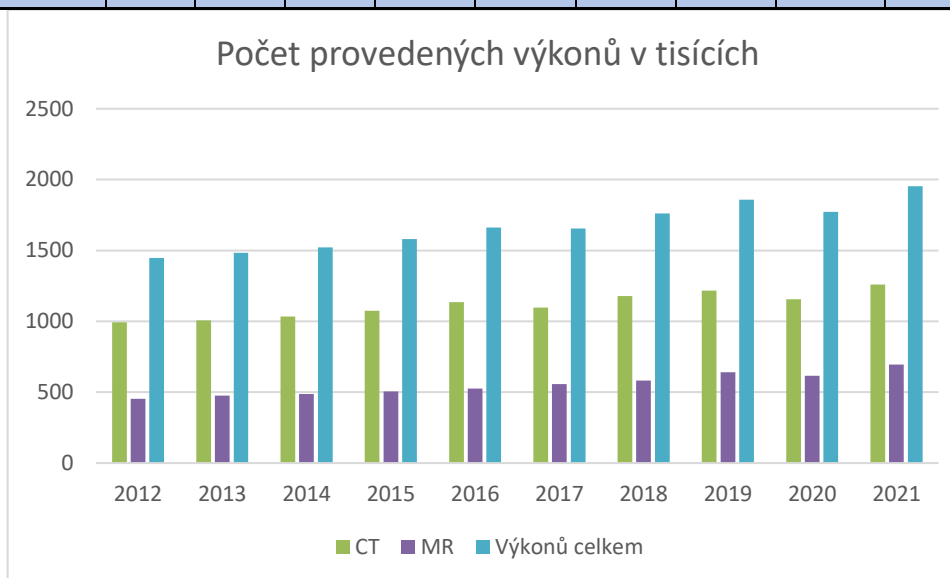
Graf 2 Počet CT a MR přístrojů a jejich celkový počet v období let 2012-2021

V tabulce a grafu 2 je znázorněn počet CT a MR přístrojů v ČR na jeden milion obyvatel. Jak je v tabulce znázorněno, počet MR přístrojů na jeden milion obyvatel od roku 2012 do roku 2021 neustále stoupá z 6,9 na 11,8. Počet CT přístrojů měl v roce 2016 úpadek z 16,1 na 15,5. Od této doby do roku 2021 stoupl počet CT přístrojů na milion obyvatel na 16,7.

4.2 Vývoj počtu využití CT a MR přístrojů v ČR

Tabulka 3 Počet provedených výkonů na CT a MR přístrojích v tisících/celkový počet výkonů v tisících v období let 2012-2021

Rok	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Skupiny přístrojů	Počet provedených výkonů v tisících									
CT	993,2	1007,2	1034,2	1074,7	1135,3	1097,1	1178,4	1217,8	1155,9	1259,7
MR	454,2	475,5	487,4	505,8	526,2	558,2	581,7	641,3	616,8	694,1
Výkonů celkem	1447,4	1482,7	1521,6	1580,5	1661,5	1655,3	1760,1	1859,1	1772,7	1953,8

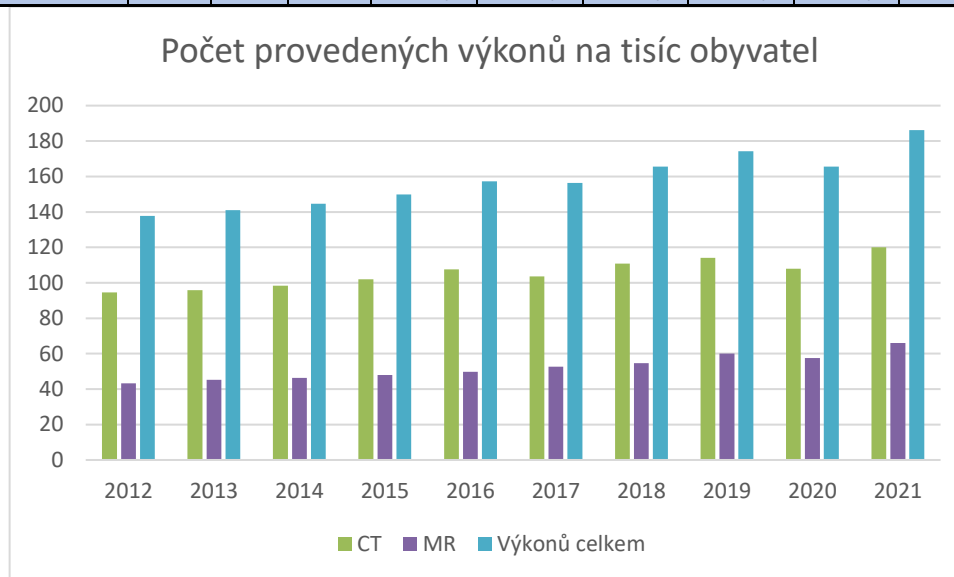


Graf 3 Počet provedených výkonů na CT a MR přístrojích v tisících/celkový počet výkonů v tisících v období let 2012-2021

Tabulka a graf 3 ukazují počty vyšetření na jednotlivých přístrojích a jejich celkové počty za každý uplynulý rok v období let 2012 až 2021. Jak je vidět počet vyšetření na obou přístrojích každý rok stoupá. Nejméně vyšetření bylo na obou přístrojích v roce 2012 a nejvíce v roce 2021.

Tabulka 4 Počet provedených výkonů CT a MR na tisíc obyvatel/celkový počet výkonů na tisíc obyvatel v období let 2012-2021

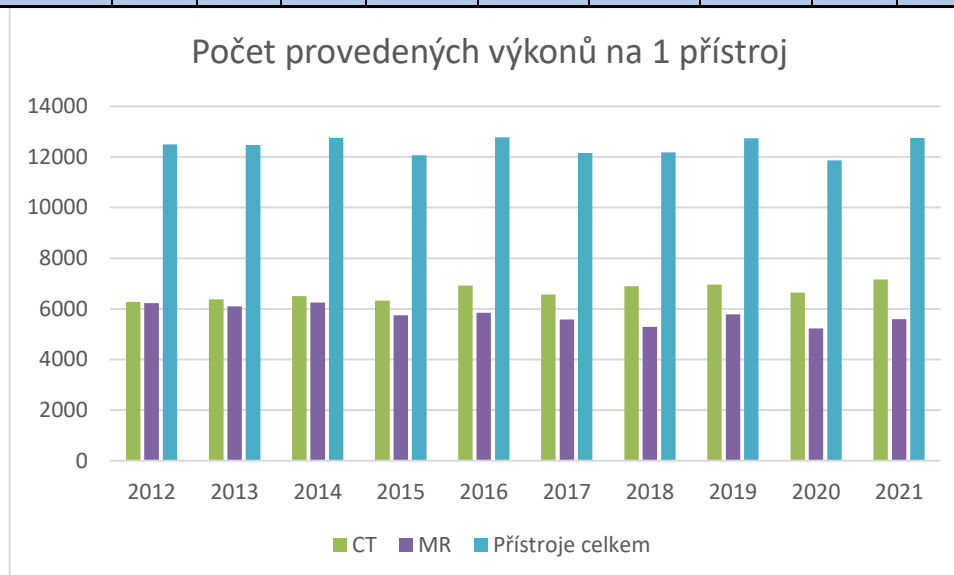
Rok	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Skupiny přístrojů	Počet provedených výkonů na tisíc obyvatel									
CT	94,5	95,8	98,3	101,9	107,5	103,6	110,9	114,1	108	120
MR	43,2	45,2	46,3	48	49,8	52,7	54,7	60,1	57,6	66,1
Výkonů celkem	137,7	141	144,6	149,9	157,3	156,3	165,6	174,2	165,6	186,1



Graf 4 Počet provedených výkonů CT a MR na tisíc obyvatel/celkový počet výkonů na tisíc obyvatel v období let 2012-2021

Tabulka 5 Počet provedených výkonů na 1 přístroj v období let 2012-2021

Rok	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021
Skupiny přístrojů	Počet provedených výkonů na 1 přístroj									
CT	6268	6374	6504	6322	6922	6569	6891	6959	6643	7157
MR	6222	6096	6249	5748	5847	5582	5288	5777	5227	5597
Přístroje celkem	12490	12470	12753	12070	12769	12151	12179	12736	11870	12754



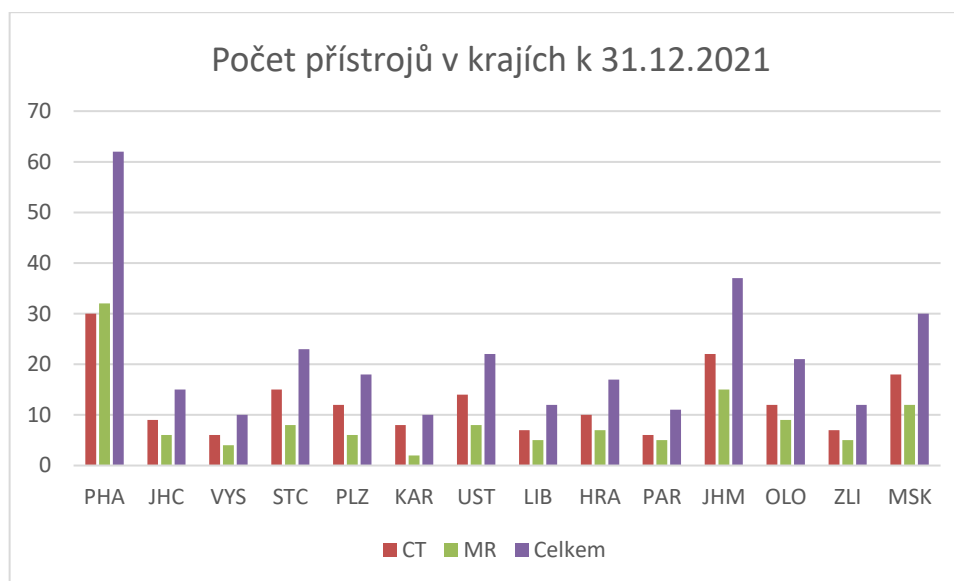
Graf 5 Počet provedených výkonů na 1 přístroj v období let 2012-2021

Tabulka a graf 5 ukazují počet provedených vyšetření na jeden přístroj CT a jeden přístroj MR. Z grafu vyplývá, že nejvíce vyšetření na jeden CT přístroj bylo v roce 2021 a to 7157 vyšetření a nejméně v roce 2012 a to 6268 vyšetření. Na jednom MR přístroji bylo nejvíce vyšetření v roce 2014 a to 6249 vyšetření a nejméně v roce 2018 s 5288 vyšetřeními.

4.3 Dostupnost CT a MR přístrojů ve zdravotnických zařízeních v krajích ČR k 31.12.2021

Tabulka 6 Počet CT a MR přístrojů v krajích ČR/celkový počet přístrojů v krajích ČR

Kraje v ČR	PH A	JH C	VY S	ST C	PL Z	KAR	UST	LIB	HR A	PA R	JH M	OL O	Z LI	MS K	Celke m
Skupiny přístrojů	Počet přístrojů k 31.12. 2021														
CT	30	9	6	15	12	8	14	7	10	6	22	12	7	18	176
MR	32	6	4	8	6	2	8	5	7	5	15	9	5	12	124
Celkem	62	15	10	23	18	10	22	12	17	11	37	21	12	30	300

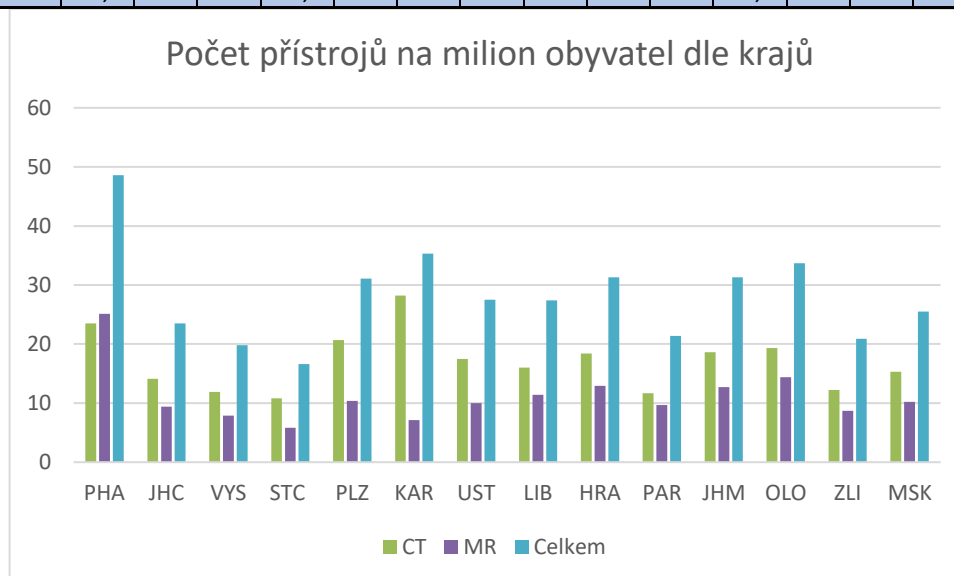


Graf 6 Počet CT a MR přístrojů v krajích ČR/celkový počet přístrojů v krajích ČR

Tabulka a graf 6 ukazují počet CT a MR přístrojů v jednotlivých krajích ČR a jejich celkový počet. Celkově bylo k 31. 12. 2021 v ČR 176 výpočetních tomografií a 124 magnetických rezonancí, což je dohromady 300 přístrojů.

Tabulka 7 Počet CT a MR přístrojů na milion obyvatel rozdělený dle krajů ČR/celkový počet CT a MR na milion obyvatel dle krajů ČR

Kraje v ČR	PHA	JHC	VYS	STC	PLZ	KAR	UST	LIB	HRA	PAR	JHM	OLO	ZLI	MSK	Celkem
Počet obyvatel k 31.12.	1 275 406	63 04 7	50 4 5	1 386 824	57 70 7	28 21 0	79 89 8	43 57 0	54 58 3	51 51 8	1 184 568	62 93 0	57 43 2	1 177 989	10 516 707
Skupiny přístrojů	Počet přístrojů na milion obyvatel														
CT	23,5	14,1	11,9	10,8	20,7	28,2	17,5	16	18,4	11,7	18,6	19,3	12,2	15,3	16,7
MR	25,1	9,4	7,9	5,8	10,4	7,1	10	11,4	12,9	9,7	12,7	14,4	8,7	10,2	11,8
Celkem	48,6	23,5	19,8	16,6	31,1	35,3	27,5	27,4	31,3	21,4	31,3	33,7	20,9	25,5	28,5



Graf 7 Počet CT a MR přístrojů na milion obyvatel rozdělený dle krajů ČR/celkový počet CT a MR na milion obyvatel dle krajů ČR

Na tabulce a grafu 7 lze vidět, že nejlepší dostupnost na milion obyvatel u CT přístroji je v Karlovarském kraji, zatímco nejmenší dostupnost je v kraji Středočeském. U MR přístrojů je dostupnost na milion obyvatel nejlepší v Praze a nejhorší opět ve Středočeském kraji. Avšak v celkové dostupnosti pro oba přístroje nejvíce disponuje Praha.

5 Diskuze

Hlavními cíli praktické části mé bakalářské práce bylo analyzovat využitelnost těchto zobrazovacích metod CT a MR v nemocnicích a analyzovat jejich vzájemné využití v praxi.

Výzkumné šetření probíhalo formou získávání dat z ÚZIS ČR, které poskytuje roční výkazy o přístrojovém vybavení zdravotnických zařízení, které provádí v rámci Programu statistického zjišťování pro Ministerstvo zdravotnictví ČR. Tyto údaje byly zpracovány od roku 2012 do roku 2021 formou tabulek doplněnými o grafy.

V první části výzkumného šetření je analyzován vývoj počtu CT a MR přístrojů a jejich celkové příbytky v průběhu let 2012 až 2021. V druhé části šetření je analyzován počet provedených výkonů na CT a MR přístrojích a celkový počet provedených vyšetření na obou přístrojích, též v období let 2012 až 2021. V třetí části šetření byla analyzována dostupnost CT a MR přístrojů v krajích ČR a dostupnost těchto přístrojů na milion obyvatel.

Tabulka a graf 1 poskytují informace o vývoji počtu CT a MR přístrojů v ČR v období let 2012 až 2021, vždy k 31. 12. Z této tabulky a grafu vyplývá, že v roce 2012 bylo ve zdravotnických zařízeních po celé ČR 158 CT přístrojů a 73 MR přístrojů. CT přístrojů bylo v letech 2012 a 2013 158, od roku 2014 do roku 2015 přibylo 12 nových CT přístrojů a v letech 2016 klesl jejich počet na 164. Od tohoto poklesu CT přístroje opět přibývali až na celkový počet 176 CT přístrojů, který je datován k 31.12.2021. Naopak MR přístrojů neustále přibývá bez sebemenších poklesů. Nejvíce MR přístrojů přibylo v letech 2015, 2017 a 2018 a to vždy o 10 nových přístrojů. CT přístrojů byl od roku 2012 do roku 2021 nárůst o 11,4 % a MR přístrojů byl nárůst o 69,9 %.

V tabulce a grafu 2 je znázorněn vývoj počtu CT a MR přístrojů v ČR na jeden milion obyvatel. Jak je v tabulce znázorněno, počet MR přístrojů na jeden milion obyvatel od roku 2012 do roku 2021 neustále stoupá z 6,9 na 11,8. Počet CT přístrojů měl v roce 2016 úpadek z 16,1 na 15,5. Od této doby do roku 2021 stoupl počet CT přístrojů na milion obyvatel na 16,7.

Tabulka a graf 3 ukazují počty vyšetření na jednotlivých přístrojích a jejich celkové počty za každý uplynulý rok v období let 2012 až 2021. Jak je vidět počet vyšetření na MR přístrojích každý rok stoupá. U CT přístrojů vyšetření také stoupá až

na výjimky v letech 2017 a 2020, kdy počet vyšetření mírně klesl. Nejméně vyšetření bylo na obou přístrojích v roce 2012 a nejvíce v roce 2021.

V tabulce a grafu 4 je znázorněn počet vyšetření na jednotlivých přístrojích na tisíc obyvatel, který má obdobné výsledky jako graf a tabulka 3.

V tabulce a grafu 5 je znázorněn počet provedených vyšetření na jeden přístroj CT a jeden přístroj MR a na celkový počet provedených vyšetření. Z grafu vyplývá, že nejvíce vyšetření na jeden CT přístroj bylo v roce 2021 a to 7157 vyšetření a nejméně v roce 2012 a to 6268 vyšetření. Na jednom MR přístroji bylo nejvíce vyšetření v roce 2014 a to 6249 vyšetření a nejméně v roce 2018 s 5288 vyšetřeními. Opět lze vidět, že počet vyšetření na obou přístrojích stoupá.

Tabulka a graf 6 ukazují počet CT a MR přístrojů v jednotlivých krajích ČR a jejich celkový počet v krajích. Celkově bylo k 31. 12. 2021 v ČR 176 výpočetních tomografů a 124 magnetických rezonancí. To dohromady tvoří k 31.12. 2021 300 přístrojů v ČR.

Na tabulce a grafu 7 lze vidět dostupnost v krajích na milion obyvatel. Nejlepší dostupnost na milion obyvatel u CT přístroji je v Karlovarském kraji, zatímco nejmenší dostupnost je v kraji Středočeském. U MR přístrojů je dostupnost na milion obyvatel nejlepší v Praze a nejhorsí je ve Středočeském kraji. Avšak v celkové dostupnosti pro oba přístroje nejvíce disponuje Praha.

Vzájemné využití CT a MR

Vzájemné využití se provádí především pomocí tzv. fúze obrazů, tj. sdružení obrazových dat do jednoho zorného pole. Fúze obrazových dat z CT a MR je tzv. softwarová fúze, jelikož je možné využít pouze dedikovaných softwarových technik. Je zde využita tzv. off-line registrace. Problémem softwarové fúze je především různá poloha pacienta, nebo objem orgánů. To je způsobeno tím, že vyšetření byla pořízena v různých časech a pomocí jiných modalit. Některé softwarové aplikace používají při fúzi obrazů automatické techniky vzájemné registrace obrazových sad. Využívají při tom stabilních struktur, jako je např. skelet. Pokud automatické techniky nebudou mít optimální výsledek, lze při vizuálním hodnocení vše manuálně upravit (Baxa et al., 2022).

Narozdíl od CT nám MR obraz poskytuje kvalitnější rozlišení měkkých tkání, což je výhodnější při plánování radioterapie. Za použití fúze CT/MR se zpřesní výběr cílového objemu a díky tomu můžeme šetřit rizikové orgány, které jsou uloženy poblíž ozařované oblasti. Nejčastěji se tato fúze používá při ozařování hlavy a krku, a také při brachyterapii.

6 Závěr

Při zpracování mé bakalářské práce na téma „CT a MR a jejich vzájemné využití v diagnostice“, jsem se mohl důkladně seznámit s principy fungování obou vyšetřovacích metod a jejich využitím v ČR.

V první části, kde jsem se zabýval teorií, jsem popsal již zmíněné principy obou zobrazovacích metod, jejich částečnou historii, jejich vlastnosti a také jejich výhody a nevýhody při zobrazování. CT i MR jsou dnes hojně využívané vyšetřovací a zobrazovací metody, které mají veliký přínos v určování diagnóz v nemocnicích i mimo ně.

Cílem mé práce bylo analyzovat, jak hojně se tyto zobrazovací metody využívají v českých nemocnicích a zda vůbec existuje jejich vzájemné využití v praxi. Pro splnění tohoto cíle jsem použil roční výkazy o přístrojovém vybavení zdravotnických zařízení z ÚZIS ČR, které je zkoumáno v rámci Programu statistického zjišťování MZČR. Použil jsem výkazy datované od roku 2012 až 2021. Výsledky jsem zanesl do tabulek a grafů.

Tuto práci jsem chtěl koncipovat jako ucelený přehled, který se týká možností zobrazovacích metod CT a MR. Zároveň jsem se snažil, aby má práce mohla být i zdrojem přínosných informací pro studenty, radiologické pracovníky anebo i širokou veřejnost, která má zájem o nové poznatky v oboru radiodiagnostiky.

7 Seznam použitých zdrojů

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada Publishing, a.s., 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.

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

ZÁŠKODNÝ, Přemysl. *Přehled základů teoretické fyziky (s aplikací na radiologii)*. Přepřacované a doplněné 3. vydání. Curriculum 2018. ISBN 978-80-87894-17-0.

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

NEKULA, Josef, HHEŘMAN Miroslav, et al. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 80-217-0571

NEKULA, Josef, CHMELOVÁ, Jana. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 9788073683351

VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody. III. díl, Magnetická rezonance*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 8070132256.

DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004.

MÍRKA, Hynek a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie – perfuzní vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-185-8.7

MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA, Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. 1. vyd. Praha: Galén, 2014. ISBN 978-80-7492-109-4.

ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA, Marek MECHL. *Protokoly MR zobrazování. Pokročilé techniky*. 1. vyd. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7

PETERKOVÁ, Věra. 2010. *Medicína pro praxi: CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti*. 2010(2). ISSN 1214-8687

SÚKUPOVÁ, Lucie. 2012. *Výhody a nevýhody jednotlivých zobrazovacích modalit*. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/vyhody-a-nevyhody-jednotlivych-zobrazovacich-modalit/>

ULLMANN, Vojtěch. Rok vydání neurčitý. *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*. Dostupné z: <https://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>

Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR, 2021. [Online]. ÚZIS. [cit. 2022-12-01]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008421/ai-2022-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2021.pdf>

MAGNETICKÁ REZONANCE: REKONSTRUKCE, INTERVENCE Využití v jednotlivých oblastech medicíny, Keřkovský, M., LF MU, Brno, 2018 [Online] [cit.08.06.2020], Dostupné z: https://is.muni.cz/el/med/jaro2018/ARADc/um/MR_rekonstrukce_web.pdf

Všeobecná fakultní nemocnice v Praze, Informace k MR pro pacienty, 2019, [Online] [cit. 2021-1-2], dostupné z: <https://www.vfn.cz/pacienti/kliniky-ustavy/radiodiagnosticka-klinika/omr-informace-pro-pacienty/>

BRUS, Jiří, KŽÍŽ, Jaroslav. Minulost a současnost NMR. *Minulost a současnost NMR spektrometrie – pohled do nitra molekul člověka*. In Chem. Listy 101 [Online]. Praha: Ústav makromolekulární chemie AV ČR, 2007. Dostupné z: http://www.chemicke-listy.cz/docs/full/2007_02_122-130.pdf

SEDLÁŘ, Martin, STAFFA Erik a MORNSTEIN Vojtěch, et al. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [Online]. Brno: Biofyzikální ústav Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně, 2013. Dostupné z: https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf

BAXA, J. et al., 2022. *Využití obrazové fúze MR a CT v běžné práci radiologa* [Online]. Plzeň: Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN; Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita [cit. 2022-12-31]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_2204_211_217.pdf

RADIOLOGY INFO. 2014. What are the benefits of CT scan. In: *Radiology info* [Online]. Dostupné z: https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-hiw_04

CANCER QUEST. 2023. Emory University. *MRI* [Online]. Dostupné z: <https://cancerquest.org/patients/detection-and-diagnosis/magnetic-resonance-imaging-mri>

KESHMIRI, Armin. 2023. MVZ im Helios. *Der Unterschied zwischen MRT und CT* [Online]. Dostupné z: <https://www.mvz-im-helios.de/der-unterschied-zwischen-mrt-und-ct/>

STIFTUNG GESUNDHEITS WISSEN. 2020. *Was ist eine Magnetresonanztomographie (MRT)?* [Online]. Dostupné z: <https://www.stiftung-gesundheitswissen.de/gesund-es-leben/koerper-wissen/was-ist-eine-magnetresonanztomographie-mrt>

Usefulness of CT-MRI fusion in radiotherapy planning for localized prostate cancer. *PubMed.gov* [Online]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21959829/>

FERDA, Jiří, BAXA, Jan, MÍRKA, Hynek, VENDIŠ, Tomáš. 2018. *Poznámky k současným cestám vývoje zobrazovacích technik ve výpočetní tomografii*. [Online]. Plzeň: Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN [cit. 2018-12-15]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1804_219_227.pdf

HERYNEK, Vít, DEZORTOVÁ, Monika, PAJUELO, Dita. 2017. *MR relaxometrie*. [Online]. Praha: MR oddělení, Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie, Institut klinické a experimentální medicíny. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=614>

JIRÁK, Daniel. 2017. *MR buněčné zobrazování* [Online]. Praha: MR oddělení, Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie, Institut klinické a experimentální medicíny. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=607>

SÚKUPOVÁ, Lucie. 2015. *Klinické CT a CONE-BEAM CT* [Online]. Praha: Institut klinické a experimentální medicíny. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://www.cesradiol.cz/detail.php?stat=494>

Girish Katti, Syeda Arshiya Ara, Ayesha Shireen. 2010. *Magnetic Resonance Imaging (MRI)- A Review* [Online]. ISSN 09758437. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Dr-Shireen/publication/279471369_Magnetic_resonance_imaging_MRI_-

[A_review/links/5cd61f53299bf14d9589b943/Magnetic-resonance-imaging-MRI-A-review.pdf](#)

8 Seznam obrázků

Obr. 1 Geometrie svazku RTG záření v CT skeneru (str. 11)

Obr. 2 Menší a větší pitch-faktor (str. 14)

Obr. 3 Orientace rotačních os protonů mimo a v přítomnosti statického magnetického pole (str. 19)

Obr. 4 Znázornění spinu a precese protonu (str. 20)

Obr. 5 Redukce velikosti vektoru podélné magnetizace po aplikaci elektromagnetického impulsu (str. 22)

Obr. 6 Vznik vektoru příčné magnetizace po aplikaci elektromagnetického impulsu (str. 22)

Obr. 7 Účinek elektromagnetického impulsu na precesi protonů s následnou postupnou ztrátou příčné magnetizace a obnovení podélné magnetizace (str. 23)

Obr. 8 Nárůst podélné magnetizace v závislosti na čase po aplikaci elektromagnetického impulsu (T1 křivka) (str. 23)

Obr. 9 Úbytek příčné magnetizace v závislosti na čase po aplikaci elektromagnetického impulsu (T2 křivka) (str.24)

Obr. 10 Stejná výsledná velikost vektorů příčné magnetizace u dvou tkání s různými relaxačními časy u sekvence s dlouhým TR (str. 27)

Obr. 11 Rozdílná výsledná velikost vektorů příčné magnetizace u dvou tkání s různými relaxačními časy při sekvenci s krátkým TR (str. 27)

Obr. 12 Synchronizační efekt 180° pulsem na precesi protonů (str. 28)

Obr. 13 Velikost podélné magnetizace v okamžiku 90° impulsu je stejná s velikostí příčné magnetizace ve stejném okamžiku (v čase TR) (str. 29)

Obr. 14 T1 v. o. vzniká při užití SE sekvence s krátkými časy TR i TE (str. 29)

Obr. 15 T2 v. o. vzniká při SE sekvence s dlouhými časy TR a TE (str. 30)

Obr. 16 PD obraz vzniká u SE sekvence s dlouhým TR a krátkým TE (str. 30)

9 Seznam zkratek

Atd.- a tak dále

CT – Computed Tomography, výpočetní tomografie

ČR – Česká republika

FSE – Fast Spin Echo

FFE – Fast Field Echo

FID – Free Induction Decay, sekvence volného úbytku signálu

FLAIR – Fluid Attenuated Inversion Recovery

FLASH – Fast Low Angle Shot

GE – gradientní echo

HU – Hounsfieldovy jednotky

IR – Inversion Recovery

MDCT – Multi Detector CT

MR – magnetická rezonance

MZČR – Ministerstvo zdravotnictví České republiky

PD – proton denzitní obrazy, obraz vážený dle protonové hustoty

RTG – rentgen

SE – spin-echo

SPR – Scan projection radiograph

STIR – Short Tau Inversion Recovery

T – time

T1 – podélná magnetizace

T2 – příčná magnetizace

TE – Time to Echo

TR – Time to Repeat

TSE – Turbo Spin Echo

Tj.- to jest

Tzv. – tak zvaně

ÚZIS – Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR

v. o.- vážený obraz

ZSF JU – Zdravotně sociální fakulta Jihočeská univerzita

10 Seznam tabulek a grafů

10.1 Tabulky

Tabulka 1 Počet CT a MR přístrojů a přístrojů celkem v období let 2012-2021 (str. 36)

Tabulka 2 Počet CT a MR přístrojů a jejich celkový počet v období let 2012-2021 (str. 37)

Tabulka 3 Počet provedených výkonů na CT a MR přístrojích v tisících/celkový počet výkonů v tisících v období let 2012-2021 (str. 38)

Tabulka 4 Počet provedených výkonů CT a MR na tisíc obyvatel/celkový počet výkonů na tisíc obyvatel v období let 2012-2021 (str. 39)

Tabulka 5 Počet provedených výkonů na 1 přístroj v období let 2012-2021 (str. 40)

Tabulka 6 Počet CT a MR přístrojů v krajích ČR/celkový počet přístrojů v krajích ČR (str. 41)

Tabulka 7 Počet CT a MR přístrojů na milion obyvatel rozdělený dle krajů ČR/celkový počet CT a MR na milion obyvatel dle krajů ČR (str.42)

10.2 Grafy

Graf 1 Počet CT a MR přístrojů a přístrojů celkem v období let 2012-2021 (str. 36)

Graf 2 Počet CT a MR přístrojů a jejich celkový počet v období let 2012-2021 (str. 37)

Graf 3 Počet provedených výkonů na CT a MR přístrojích v tisících/celkový počet výkonů v tisících v období let 2012-2021 (str. 38)

Graf 4 Počet provedených výkonů CT a MR na tisíc obyvatel/celkový počet výkonů na tisíc obyvatel v období let 2012-2021 (str. 39)

Graf 5 Počet provedených výkonů na 1 přístroj v období let 2012-2021 (str. 40)

Tabulka 6 Počet CT a MR přístrojů v krajích ČR/celkový počet přístrojů v krajích ČR (str. 41)

Graf 7 Počet CT a MR přístrojů na milion obyvatel rozdělený dle krajů ČR/celkový počet CT a MR na milion obyvatel dle krajů ČR (str.42)