



---

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  
**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**

## **Peroperační vyšetření hypofýzy pomocí magnetické rezonance**

### **Intraoperative Magnetic Resonance Imaging of the Pituitary Gland**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví  
Studijní obor: Radiologický asistent

Autor bakalářské práce: Iveta Ksandrová  
Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Vojtěch Sedlák

---

**Kladno 2023**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Ksandrová** Jméno: **Iveta** Osobní číslo: **499620**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**  
Studijní program: **Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Peroperační vyšetření hypofýzy pomocí magnetické rezonance**

Název bakalářské práce anglicky:

**Intraoperative Magnetic Resonance Imaging of the Pituitary Gland**

Pokyny pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude podrobné popsání průběhu peroperačního vyšetření hypofýzy na magnetické rezonanci. Sběr dat bude probíhat na Radiologickém oddělení Ústřední vojenské nemocnice. V teoretické části této práce bude zpracována anatomie mozku a hypofýzy, fyzikální princip magnetické rezonance a postavení metod při diagnostice onemocnění hypofýzy. Praktická část se bude zabývat zobrazováním hypofýzy pomocí magnetické rezonance, včetně peroperačního vyšetření. Bude zaměřena na technickou stránku vyšetřování a problematiku optimalizace parametrů pulsních sekvencí pro co nejefektivnější zobrazení hypofýzy, ve standardních i perioperačních podmínkách. Součástí praktické části bude akvizice obrazových dat zdravých dobrovolníků i pacientů s onemocněním hypofýzy a následné vyhodnocení nejvhodnějších parametrů pro pulsní sekvence hypofyzárního MR protokolu pomocí kritérií kvantitativních (např. strojový výpočet poměru signál-šum) i semikvantitativních (hodnocení radiologem). Na základě vyhodnocených dat budou výsledky prezentovány ve formě grafů a tabulek.

Seznam doporučené literatury:

- [1] MALÍKOVÁ, Hana, Základy radiologie a zobrazovacích metod, Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019, ISBN 978-80-246-4036-5
- [2] NETUKA, David, Adenomy hypofýzy: diagnostika a komplexní léčba, ed. , Praha: Maxdorf, Jessenius, 2019, ISBN 978-80-7345-620-7
- [3] FIALA, Pavel a Jiří VALENTA, Přehled anatomie centrálního nervového systému, ed. , Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2020, ISBN 9788024644776

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**MUDr. Vojtěch Sedlák**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Peroperační vyšetření hypofýzy pomocí magnetické rezonance vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 17.05.2023

.....

Iveta Ksandrová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Touto cestou bych ráda poděkovala vedoucímu své bakalářské práce, panu MUDr. Vojtěchovi Sedlákovvi, za odborné vedení bakalářské práce, ochotu, trpělivost, věnovaný čas a za konstruktivní připomínky při zpracování této práce. Dále bych také chtěla poděkovat Radiodiagnostickému oddělení Ústřední vojenské nemocnice – Vojenské fakultní nemocnice v Praze za umožnění sběru dat, které sloužily pro účely vypracování praktické části bakalářské práce.

## **ABSTRAKT**

Bakalářská práce se zabývá vyšetřením hypofýzy pomocí magnetické rezonance (MR). Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část.

Začátek teoretické části je věnován základním anatomickým strukturám mozku, s důrazem na mezimozek a poskytuje ucelený pohled na anatomii a fyziologii hypofýzy. Následující kapitoly popisují adenomy hypofýzy a jejich dělení podle různých kritérií. Teoretická část se dále zabývá magnetickou rezonancí, kde je podrobně popsán její princip, komponenty a tvorba MR obrazu. Závěrečné kapitoly teoretické části se věnují zobrazovacím metodám při diagnostice adenomů hypofýzy a léčbě tohoto typu onemocnění.

Praktická část se zabývá zobrazováním hypofýzy pomocí magnetické rezonance, včetně peroperačního vyšetření. Zvláštní důraz je kladen zejména na technickou stránku vyšetřování a problematiku optimalizace parametrů pulsních sekvencí ve standardních i perioperačních podmínkách. Praktická část dále obsahuje obrazová data zdravých dobrovolníků i pacientů s onemocněním hypofýzy, kde je zahrnuto zobrazování hypofýzy pomocí magnetické rezonance, včetně peroperačního vyšetření. Praktická část je vyhodnocena formou kvantitativního a semikvantitativního výzkumu, který by měl poskytnout užitečné informace o nejvhodnějších parametrech pro pulsní sekvence hypofyzárního MR protokolu. Na základě vyhodnocených dat jsou výsledky prezentovány ve formě grafů tabulek.

### **Klíčová slova**

Adenomy hypofýzy; radiodiagnostika; magnetická rezonance; hypofýza; pulsní sekvence

## **ABSTRACT**

The bachelor thesis deals with the examination of the pituitary gland using magnetic resonance imaging (MRI). The thesis is divided into theoretical and practical parts.

The beginning of the theoretical part is devoted to the basic anatomical structures of the brain, with particular emphasis on the midbrain, and provides a comprehensive view of the anatomy and physiology of the pituitary gland. The following chapters describe pituitary adenomas and their subdivision according to different criteria. The theoretical part also focuses on magnetic resonance imaging, where its principle, components and MR image formation are described in detail. The final chapters of the theoretical part deal with imaging methods in the diagnosis of pituitary adenomas and the treatment of this type of disease.

The practical part deals with magnetic resonance imaging of the pituitary gland, including perioperative examination. Particular emphasis is placed on the technical aspect of the examination and the issue of optimisation of pulse sequence parameters, both in standard and perioperative conditions. The practical part also includes imaging data of healthy volunteers and patients with pituitary disease, including magnetic resonance imaging of the pituitary gland, including perioperative examination. The practical part is evaluated in the form of quantitative and semi-quantitative research, which should provide useful information on the most appropriate parameters for pulsed sequences of the pituitary MR protocol. Based on the evaluated data, the results are presented in the form of graphs and tables.

## **Keywords**

Pituitary adenomas; radio-diagnosis; magnetic resonance imaging; pituitary gland; pulse sequence

## Obsah

1	Úvod .....	9
2	Cíle bakalářské práce.....	10
3	Přehled současného stavu.....	11
3.1	Anatomie mozku.....	11
3.2	Anatomie hypofýzy .....	11
3.3	Adenom hypofýzy .....	12
3.3.1	Afunkční (tzv. neaktivní) adenomy .....	13
3.3.2	Funkční adenomy.....	13
3.3.3	Makroadenomy .....	19
3.3.4	Mikroadenomy.....	20
3.4	Magnetická rezonance.....	21
3.4.1	Princip magnetické rezonance.....	21
3.4.2	Zobrazování v magnetickém poli .....	24
3.4.3	Magnety MR přístroje .....	24
3.4.4	Cívky .....	26
3.4.5	Tvorba MR obrazu.....	28
3.4.6	Artefakty MR obrazu.....	31
3.5	Zobrazovací metody při diagnostice onemocnění hypofýzy .....	35
3.5.1	RTG .....	35
3.5.2	Výpočetní tomografie.....	35
3.5.3	Magnetická rezonance .....	36
3.5.4	Metody nukleární medicíny .....	40
3.6	Chirurgická léčba.....	41
3.6.1	Transsfenoidální (TSF) přístup.....	41
3.6.2	Transkraniální (TSK) přístup .....	42
3.7	Radiační léčba.....	42

4	Metodika .....	44
5	Výsledky .....	49
5.1	Optimalizace sekvence na dobrovolníkovi .....	49
5.2	Dispenzární vyšetření .....	50
5.3	Peroperační vyšetření .....	54
6	Diskuze.....	56
7	Závěr.....	60
8	Seznam použitých zkratk .....	61
9	Seznam použité literatury.....	63
10	Seznam použitých obrázků .....	68
11	Seznam použitých tabulek .....	69
12	Seznam Příloh .....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>



# 1 ÚVOD

Zobrazování magnetickou rezonancí získalo významnou a revoluční roli v diagnostickém zobrazování a současně umožňuje pořizování obrazu s vysokým rozlišením bez škodlivého ionizujícího záření. MR také získala uznání jako nepostradatelný terapeutický doplněk v minimálně invazivních neurochirurgických zákrocích tím, že umožňuje přesné zacílení lézí u pacientů s tumory hlavy.

Bakalářská práce je zaměřena na diagnostiku adenomů hypofýzy, což jsou benigní nádory, které mohou způsobit poruchy hormonální rovnováhy a tlak na okolní tkáň. Hlavní otázkou, na kterou se snažím najít odpověď, je jaké parametry sekvencí jsou nejvhodnější pro diagnostiku adenomu hypofýzy. Řešení problému parametrů sekvencí má velký potenciál vylepšit diagnostiku adenomů hypofýzy pomocí magnetické rezonance. Správné nastavení parametrů sekvencí má významný vliv na minimalizaci šumu v obraze, snížení artefaktů a zvýšení kontrastu mezi adenomem a okolními tkáněmi. Zlepšení přesnosti diagnostiky může mít zásadní vliv na včasnou detekci a léčbu této nemoci, což může v konečném důsledku zlepšit prognózu pacientů a snížit náklady na léčbu.

Dalším faktorem, který mě motivoval k řešení problému parametrů sekvencí pro diagnostiku této nemoci pomocí magnetické rezonance, je stále se zvyšující počet pacientů trpících touto nemocí.

## **2 CÍLE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

Cílem bakalářské práce je získat ideální parametry sekvencí pro ambulantní i peroperační vyšetření adenomu hypofýzy, které budou sloužit jako standardizovaný protokol pro všechna zdravotnická pracoviště. Získané poznatky by měly být užitečné pro radiologické asistenty, lékaře a výzkumníky zabývající se diagnostikou adenomu hypofýzy. V rámci výzkumu je snaha najít odpovědi na specifické otázky, které jsou s diagnostikou této nemoci spojeny. Mezi tyto otázky patří, jak efektivně minimalizovat šum a snížit přítomnost artefaktů. Jak dosáhnout vysoké diagnostické přesnosti a zároveň zajistit proveditelnost vyšetřovacích sekvencí v rámci přijatelného časového rámce.

## 3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

### 3.1 Anatomie mozku

Mozek je složitý orgán, který řídí vše, co se děje v těle, včetně životně důležitých funkcí, jako je dýchání a srdeční činnost. Mozek a mícha, která z něj vychází, tvoří dohromady centrální nervový systém neboli CNS. Zjednodušeně lze mozek rozdělit na tři hlavní části: přední mozek (prosencephalon), střední mozek (mesencephalon) a zadní mozek (rhombencephalon). Zde se více zaměříme právě na přední mozek, který má blízkou vazbu na hypofýzu a je složen z koncového mozku (telencefalon) a mezimozku (diencephalon). Mezimozek se nachází těsně nad mozkovým kmenem mezi mozkovými hemisférami a je rozdělen do čtyř částí, z nichž je nejvýznamnější thalamus a hypotalamus. (1; 2)

- a) Thalamus je párová oválná struktura, která působí jako přenosová stanice filtrující informace mezi mozkem a tělem. Primární funkcí thalamu je přenášet motorické a senzorické signály do mozkové kůry. Kromě toho také hraje roli v bdělosti, spánku, vědomí, myšlení a paměti. (1)
- b) Hypotalamus je velmi malá kuželovitá struktura, která leží pod thalamem. Navzdory své malé velikosti je jednou z nejdůležitějších struktur v lidském mozku. Jeho hlavním úkolem je udržení homeostázy (vnitřní rovnováha těla), čehož docílí regulací autonomního, somatického nervového a také endokrinního systému. Navíc hypotalamus produkuje hormony, které působí na různé cílové orgány, jedním z nich je například hypofýza. (3)

### 3.2 Anatomie hypofýzy

Hypofýza neboli podvěsek mozkový (glandula pituitaria) je žláza s vnitřní sekrecí. Tato žláza se nachází v jámě v těle kosti klínové v takzvaném tureckém sedle (sella turcica) a je spojena úzkou stopkou (infundibulum) ke spodině hypotalamu a tím vytváří hypotalamo-hypofyzární systém. Přibližně 5 mm nad hypofýzou (ventrálně od stopky) se nachází křížení mediálních optických nervů (chiasma opticum). Pokud adenom značně expanduje, dochází ke kontaktu se zrakovou dráhou a projeví se poruchou zraku. Hypofýza uvolňuje různé typy hormonů, které ovlivňují ostatní žlázy a má vliv na mnoho

funkcí v lidském těle. Je kulovitého tvaru o velikosti cca 15x10x6 mm a je obklopena tvrdou mozkovou plenou (dura mater). Skládá se ze dvou anatomicky i funkčně odlišných laloků. (4; 3)

- a) Přední lalok (adenohypofýza) – je endokrinní žláza tvořena pruhy epitelových buněk a je bohatě prostoupena krevními kapilárami. Adenohypofýza obsahuje tři hlavní typy buněk. Jsou to buňky acidofilní, bazofilní a chromofobní. Acidofilní buňky mají na starosti produkci prolaktinu a somatotropního hormonu. Bazofilní buňky produkují folikuly stimulující hormon (FSH), luteinizační hormon (LH), adrenokortikotropní hormon (ACTH) – melanocyty stimulující hormon (MSH) a tyreotropní hormon (TSH). Nakonec chromofobní buňky mohou být buď nediferencované kmenové buňky nebo buňky jejichž hormon byl již vyloučen. (3)
- b) Zadní lalok (neurohypofýza) tato část neprodukuje hormony, ale slouží pouze jako „úschovna“, do které se přesouvají hormony vytvořené v hypothalamu (vasopresin a oxytocin). Neurohypofýza je výběžkem hypothalamu a oproti přednímu laloku je menší. (5)

### 3.3 Adenom hypofýzy

Adenomy hypofýzy jsou nejčastěji se vyskytující tumory v oblasti tureckého sedla. Tvoří přibližně 10-15 % všech případů nitrolebních nádorů, přičemž prevalence se v běžné populaci pohybuje okolo 76 až 116 případů na 100 tisíc obyvatel. Většina těchto adenomů je benigních a malignita vzniká velmi výjimečně. Adenomy hypofýzy mohou postihnout různé věkové skupiny, ale nejčastěji se vyskytují u osob ve věku 30 až 50 let. Statistiky naznačují, že predispozice výskytu této nemoci je mírně častější u žen než u mužů. (6)

Adenomy hypofýzy jsou obvykle benigní nádory, což znamená, že se nešíří do jiných částí těla. Nicméně mohou být potenciálně nebezpečné kvůli svému růstu nebo vlivu na produkci hormonů v těle. Pokud adenom hypofýzy produkuje příliš mnoho hormonů, může vést k nadměrnému množství hormonu v krvi, což se nazývá hormonální nadprodukce. Pokud adenom nedokáže produkovat dostatečné množství hormonů, může vést k hormonální podprodukcí. Tyto hormonální změny mohou mít různé negativní

účinky na tělo pacienta. Podle hormonů se nádor rozděluje na afunkční a funkční. Dalším kritériem, podle kterého se adenomy dají srovnávat, je jejich velikost. Dělíme je na makroadenomy a mikroadenomy. (7)

### **3.3.1 Afunkční (tzv. neaktivní) adenomy**

Jsou to endokrinně neaktivní novotvary, to znamená, že se hormonálně nijak neprojevují. V tomto případě pacient dlouho nepozoruje žádné příznaky, což často vede k nárůstu tumoru a k utlačení okolní tkáně. Pokud nádor doroste značné velikosti, způsobuje tím tlak na zrakové nervy, tudíž může později dojít i k úplné ztrátě zraku. Mezi hlavní příznak řadíme takzvanou bitemporální hemianopsii. Jedná se o částečnou slepotu, kdy dochází ke zúžení zorného pole z obou vnějších stran. Mezi další projevy patří bolesti hlavy a rozmazané vidění. V případě že se nejedná o funkční adenom, je diagnostikován velmi brzy a nezpůsobuje pacientovi žádný z uvedených příznaků, je mnohdy pouze sledován pravidelnými kontrolami, aniž by vyžadoval jakýkoliv zásah do těla nemocného. (8)

### **3.3.2 Funkční adenomy**

Druhým zmíněným typem jsou endokrinně aktivní nádory zahrnující téměř 70 % tumorů hypofýzy. Vyznačují se nadprodukcí jednoho nebo více hormonů, které lze měřit v séru a způsobují určité klinické příznaky, jež jsou klasifikovány na základě jejich sekrečního produktu. Dělí se podle typu vylučovaného hormonu na prolaktinomy, ACTH produkující adenomy a STH produkující adenomy, TSH produkující adenomy. (7)

#### **Prolaktinom**

Jedná se o nádor, který produkuje příliš mnoho prolaktinu. Lidé s tímto tumorem mají v séru vysoké hladiny prolaktinu, u žen tato nadprodukce může vyvolat poruchy menstruačního cyklu a neplodnost. Tyto nádory mohou také způsobit galaktorheu, a to i v případě, že pacientka není těhotná nebo kojící. Muži mohou mít erektilní dysfunkci nebo snížené libido. Pozdějším příznakem je gynekomastie, nízký počet spermií a méně ochlupení. U mužů dochází často k diagnostice prolaktinomu později, jelikož prvotní projevy jsou připisovány spíše procesu stárnutí než adenomu hypofýzy. Novotvar má tudíž dostatek času k růstu, proto se mnohdy jedná o makroadenom, který na sebe upozorní až v podobě bolesti hlavy a horšího zraku. (7; 9)

## Léčba

Hlavním úkolem léčby je snížit hladinu prolaktinu v krvi na standardní hodnotu, obnovit normální funkci hypofýzy a zmenšit velikost adenomu, především pokud expandoval do okolních struktur. Ne všechny prolaktinomy vyžadují léčbu, ovšem jestliže je nezbytná, většina prolaktinomů dobře reaguje na léčbu farmakologickou. V případě že adenom nereaguje na některý z těchto léků nebo medikament způsobuje vážné vedlejší účinky, je třeba zvážit jinou léčbu. (10)

Farmakologická léčba bývá často dlouhodobá, u některých jedinců dokonce celoživotní, ale i přesto je preferována pro drtivou většinu pacientů s prolaktinomem. Využívá takzvané agonisty dopaminu (11). Mezi tyto léky řadíme:

- Bromokriptin, který pacient užívá perorálně dvakrát denně. Přestože je obvykle velmi účinný při snižování hladiny prolaktinu v krvi, může způsobit nežádoucí účinky ke kterým řadíme závratě a nevolnost. (5)
- Cabergolin se naopak užívá pouze jednou nebo dvakrát týdně a má mnohem menší pravděpodobnost výskytu nežádoucích účinků. Cabergolin snižuje hladinu prolaktinu na normální úroveň u přibližně 90 % lidí s prolaktinomem a obvykle má také pozitivní vliv na zmenšení velikosti mikroadenomu a makroadenomu. V průběhu léčby hladina prolaktinu zpravidla klesá během prvních dvou až tří týdnů, ovšem detekovatelné snížení velikosti tumoru trvá déle, většinou několik týdnů až měsíců. Ze všech těchto důvodů je cabergolin v této léčbě nejlepší možností. (11)

V případě že je tumor rezistentní nebo intolerantní na medikamentózní léčbu, je zde možnost indikace neurochirurgického výkonu s transsfenoidálním přístupem. Příznivý výsledek operace velmi závisí na velikosti adenomu. U mikroprolaktinomů je úspěšnost léčby 65-85 %, u makroprolaktinomů je mnohem nižší, a to 30-40 %. (12)

Druhou alternativní léčbou je radiační terapie. Existují různé druhy radioterapie, ale momentálně je upřednostňováno stereotaktické ozáření Leksellovým gama nožem (LGN), což má za výsledek přesné ozáření cílové objemu a zároveň šetření okolních zdravých struktur. Hlavní indikací radiační léčby jsou prolaktinomy vyskytující se v místech nepřístupných chirurgickému řešení a současná rezistence na farmakologickou

léčbu. Mezi další indikace patří snaha o snížení dávky a zkrácení doby podávání léků.  
(10)

### **Kortikotropinom**

Tento nádor se vyznačuje hypersekrecí adrenokortikotropního hormonu (ACTH), který svým působením ovlivňuje uvolňování kortizolu z nadledvin. Jedná se o velmi vzácný typ adenomu, označován jako Cushingova choroba (CS). Četnost této nemoci v běžné populaci je 2-4 případy na 1 milion obyvatel. Ve většině případů se jedná o mikroadenomy, jelikož kvůli typickým příznakům dochází k časně diagnostice. Hlavním příznakem je obezita, kdy pacient nejprve přibývá na váze bez zjevné příčiny. V těchto případech hromadění tuku probíhá v určitých částech těla. Jedná se převážně o hrudník, břicho, záda, krk a obličej. Naopak horní a dolní končetiny bývají hubené. Další symptomy CS jsou arteriální hypertenze, deprese, tmavě fialové strie v oblasti břicha, otoky, akné, u žen poruchy menstruačního cyklu, neplodnost a vypadávání vlasů. V důsledku trvale zvýšené hladiny cukru v krvi, je nemoc často doprovázena cukrovkou, s níž se pojí i neustálý pocit žízně a časté močení. To může vyústit až v osteoporózu, která vzniká na podkladě nedostatku vápníku a draslíku v těle pacienta. (13; 8)

### **Léčba**

Cílem léčby je normalizovat koncentraci kortizolu nebo jeho působení na receptory, přičemž je snaha o eliminaci klinických příznaků Cushingovy choroby a zároveň se usiluje o úplné vyléčení nemocí, které se s touto chorobou pojí. Mezi další úkoly léčby patří odstranění etiologické příčiny kortikotropinomu, zajistit správnou funkce hypothalamu, hypofýzy a nadledvin a zabránit nebo alespoň minimalizovat rizika recidivy Cushingovy choroby. (8)

Na prvním místě je léčba neurogirurgická, která je u naprosté většiny případů s transsfenoidálním přístupem. Úspěšnost operace je udávána 80-90 % pro mikroadenomy a 50 % pro makroadenomy. Pokud po výkonu zůstane přítomno pozitivní reziduum adenomu hypofýzy, následně se volí buď reoperace nebo radiační léčba. (5)

Druhou volbou je obvykle radiační léčba, která je vhodná i pro pacienty, kteří nejsou vhodnými kandidáty na operaci. Nejčastěji používanou technikou radioterapie pro kortikotropinomy je stereotaktická radiochirurgická léčba, která probíhá na Leksellovým gama noži nebo případně je k dispozici i tzv. CyberKnife (CK). Remise dosáhne přibližně

70 % léčených pacientů, u kterých byla neúspěšná operace. Další možnou technikou je konformní frakcionovaná radioterapie (konvenční), která se obvykle využívá v případech, kdy není možné použít stereotaktickou radiochirurgickou léčbu. Při konvenční radioterapii je pacient ozařován nižšími dávkami záření, nejčastěji po dobu šesti týdnů. Existuje i možnost protonové léčby, která je alternativou pro zde již zmíněné ozařovací techniky. (14; 5)

Medikamentózní léčba je využívána k utlumení hormonální aktivity onemocnění. Indikuje se po neúspěšné neurogirurgické léčbě, poté co pacient podstoupil radioterapii a čeká na nástup účinků ozařování. Farmakum je také možné podat před operací ke kontrole hladiny kortizolu, nebo ve vzácných případech jako paliativní léčba u inoperabilních tumorů. Opět se zde k léčbě adenomu mohou využít agonisté dopaminu (cabergolin) nebo analoga somatostatinu. V medikamentózní léčbě se často využívá kombinace více léků, což v řadě případů umožňuje snížení dávek jednotlivých medikamentů, a tím dochází i ke snížení pravděpodobnosti vzniku nežádoucích účinků za současného zvýšení účinnosti léčby. (15)

- **Pasireotid** je lék, který se řadí mezi analogy somatostatinu a je pacientům aplikován ve formě injekce dvakrát denně. Spolu s vedlejšími účinky, jako je nevolnost, zvracení a průjem, může tento lék způsobit vysokou hladinu cukru v krvi a žlučové kameny. (11)
- **Inhibitor steroidogeneze** je typ léčiva, který inhibuje jeden nebo více enzymů v kůře nadledvin. Využívá se k tomu, aby nadledviny netvořily kortizol, ale na samotný nádor hypofýzy nepůsobí. Mezi tyto léky patří ketokonazol, etomidat, metyrapon a mitotan, většinou jsou užitečné po operaci nebo ozařování. (14)

### **Somatotropinom**

Je tumor, který vytváří příliš mnoho růstového hormonu (somatotropní hormon, STH). Tento druh adenomu způsobuje dvě vzácná onemocnění gigantismus a akromegalii. Takzvaný gigantismus je neobvykle se vyskytující choroba, přičemž nadbytečná sekrece STH probíhá u dětí a mladistvých před dokončením růstu. Projevuje se nadměrným růstem celého skeletu jedince, který se dorůstá výšky nad dva metry. Akromegalie je naopak stav, kdy k nadprodukcí STH dochází až po ukončení růstu osoby. Mezi hlavní příznak patří nesouměrné zvětšování těla z důvodu uzávěru růstových



šterbin, kdy růst do výšky již není možný. Zvětšují se zejména nohy, ruce, hlava a části obličeje (čelo, čelisti a jazyk). Ve výjimečných případech se vyskytuje i gigantoakromegalie, což je nemoc, kdy dotyčný má kombinaci příznaků obou zmíněných chorob. (16; 8)

### **Léčba**

První volbou léčby somatotropinomu je léčba neurochirurgická s transsfenoidálním přístupem. Pokud se jedná o mikroadenom, je přibližně 80–90% šance, že výkon povede k úplnému vyléčení nemoci. Pokud však jde o makroadenom, tato šance na vyléčení se značně snižuje na pouhých 50 %. Platí zde pravidlo, že čím je adenom větší, a čím agresivněji napadá okolní struktury, tím je šance na kurativní chirurgický výkon nižší. Výhodou chirurgické léčby je okamžitý efektu a také možnost histologického vyšetření, které může mít význam pro další průběh a sledování pacientů. (5)

Druhou možností je medikamentózní léčba, která je indikována u pacientů s přetrvávající hormonální aktivitou po chirurgické léčbě nebo u pacientů, kteří nemohou podstoupit, zde již zmíněnou operaci. Cílem této léčby je nastolit správnou hladinu hormonů v těle pacienta. Léky jsou nemocnému podávány buď samostatně nebo kombinovaně, kdy jsou do těla aplikovány preparáty z různých skupin. (17; 11)

- **Léky, které snižují produkci STH (analogy somatostatinu).** Octreotid (Sandostatin) a lanreotid (Somatuline Depot) jsou syntetické verze somatostatinu, které představují dnes nejrozšířenější medikamentózní léčbu akromegalie. Hlavním úkolem těchto léků je signalizovat hypofýze, aby produkovala méně růstového hormonu, což může vést ke zmenšení adenomu. Obvykle jsou tyto léky aplikovány do svalu v depotní formě v obvyklém intervalu jedenkrát měsíčně. (18)
- **Léky na snížení hladiny hormonů (agonisté dopaminu).** Cabergolin a bromokriptin (Parlodel) jsou perorální léky, které mohou pomoci snížit hladinu růstového hormonu a H-1 a u některých pacientů i zmenšit velikost nádoru. K léčbě akromegalie je obvykle třeba tyto léky užívat ve vysokých dávkách, což může zvýšit riziko nežádoucích účinků. Mezi časté nežádoucí

účinky patří nevolnost, zvracení, únava, závratě, problémy se spánkem a změny nálady. (19)

- **Lék blokující účinek STH (antagonista růstového hormonu).** Pegvisomant (Somavert) je podáván subkutánně ve formě každodenní injekce. Výsledkem je snížení hladiny IGF-1 a zmírnění příznaků nemoci. Tento lék může být zvláště užitečný pro pacienty, kteří neměli dobrý úspěch s jinou léčebnou metodou. Nevýhoda tohoto léku je neschopnost snížit hladinu STH ani zmenšení velikosti nádoru a představuje nejnákladnější léčbu. (18)

Třetí možností léčby je radiochirurgie gama nožem, která je součástí komplexní terapie akromegalie. Využívá se jako sekundární léčba u pacientů, kde po neurochirurgickém výkonu přetrvává reziduum s hormonální aktivitou, s tím že lokalizace a velikost rezidua splňuje podmínky pro možné ozáření gama nožem. Nenahraditelnou úlohu má převážně u pacientů, u kterých není možná radikální resekce adenomu nebo v případech nedostatečné účinnosti medikamentózní léčby. Nástup účinku této léčby je velmi pozvolný, přibližně 50 % pacientů dosáhne normalizace v rozmezí 3,5–5,5 let po ozáření. Běžně se proto kombinuje medikamentózní léčba s LGN, kdy léky jsou pacientovi podávány pouze do doby nástupu účinku ozáření. Výhodou LGN je účinnost léčby, která u naprosté většiny pacientů vede k zástavě růstu adenomu. (20)

### **TSH produkující adenom (tyreotropinom)**

Je adenom, který vytváří příliš mnoho tyreotropního hormonu (TSH). Prevalence této nemoci je 1 případ na 1 milion obyvatel, takže v populaci se vyskytují velmi vzácně, přičemž tvoří méně než 3 % všech hypofyzárních adenomů. I přes to, že se jedná o výjimečné onemocnění, v posledních letech bohužel přibývá čím dál víc jedinců, kterým je tento tumor diagnostikován. První případ byl popsán až v roce 1960, jelikož metody využívané v minulosti, nebyly způsobilé k zjištění dostatku potřebných informací o TSH hormonu. Vlivem velkého pokroku ve zdravotnictví se v dnešní době tyreotropinom diagnostikuje mnohem častěji správně a mnohdy ve fázi mikroadenomu, jenže kvůli mírným klinickým příznakům, se kterými se nemoc pojí, je 80 % případů diagnostikovaných až ve fázi invazivně rostoucího makroadenomu. Mezi časté příznaky

patří hypertyreóza různého stupně, tyreotoxikóza, se kterou souvisí tachykardie a další kardiovaskulární problémy. (16)

### **Léčba**

Nejběžnější léčbou u pacientů s adenomem hypofýzy vylučujícím TSH je transfenoidální resekce nádoru, přičemž cílem je úplné odstranění nádoru a normalizace funkce štítné žlázy. Pokud je operace neúspěšná a hladiny TSH a hormonů štítné žlázy se nenormalizují, může být použita radiační terapie. (21)

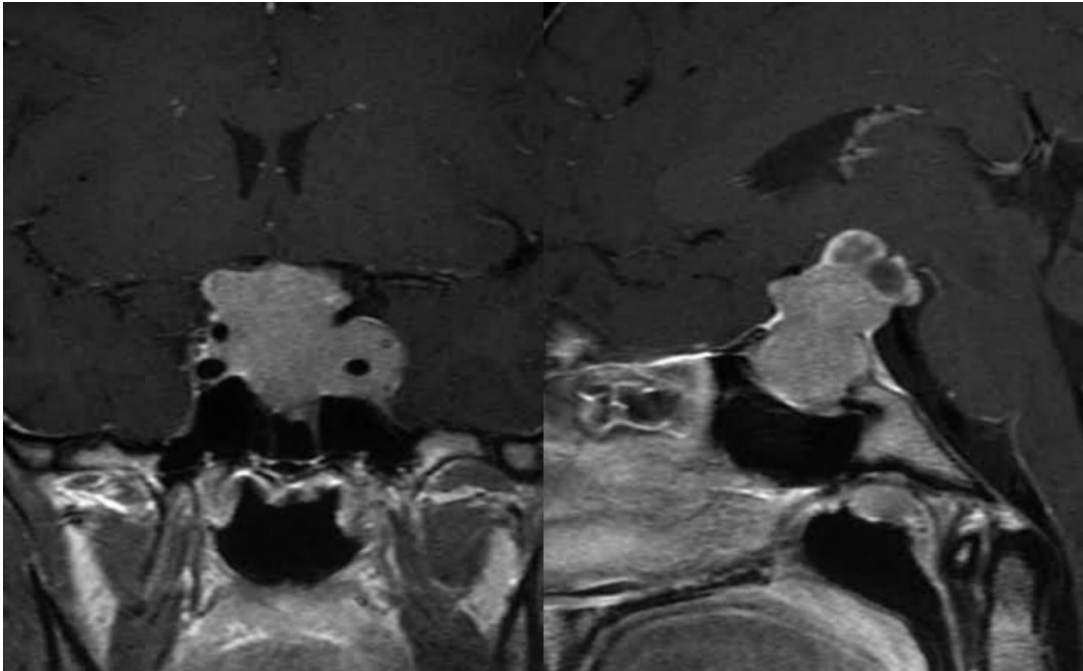
Radiační terapie může být dále také použita jako jediná léčba, jestliže nádor nelze chirurgicky odstranit. Pokud je předepsána léčba zářením, doporučená celková dávka je vyšší než 45 Gy, přičemž pacient obdrží dávku 2 Gy na frakci. Je zde i druhá varianta tzv. stereotaxe na LGN, kde pacient obdrží 10–25 Gy v jedné frakci. Tento postup úspěšně normalizuje funkci štítné žlázy u 37 % pacientů během 2–4 let.

Farmakologicky lze tyreotropinomy ovlivnit somatostatinovými analogy, které mají velmi dobrý klinický účinek jak na hladinu TSH v 84–95 %, tak na velikost tumoru 40–50 % případech. Během dlouhodobé farmakologické léčby dochází ke zlepšení zorného pole i zmenšení strumy, pokud pacient měl tyto příznaky. V průběhu léčby musí být pacient monitorován z důvodu možných nežádoucích účinků (hyperglykemie, cholelitiáza) a je potřeba individuálně upravit dávkování medikamentů pro každého pacienta zvlášť na základě odpovědi a tolerance. (5)

### **3.3.3 Makroadenomy**

Makroadenom je nádor hypofýzy, který se vyznačuje velikostí větší než 10 mm. Většinou se jedná o benigní tumor vycházející z předního laloku hypofýzy, též zvaný jako adenohypofýza. Na zobrazovacích metodách má většinou vzhled "osmičky". Mezi makroadenomy řadíme ještě gigantické adenomy, které se dorůstají velikostí 4 cm a víc. Při růstu makroadenomů dochází často nejprve k rozšiřování tureckého sedla a až následně tento tumor roste kraniálním směrem do supraselární cisterny, kde může utlačovat a kraniálně dislokovat optické chiasma. Svým růstem se z tureckého sedla může šířit všemi směry, časté je jeho jednostranné nebo oboustranné laterální rozšiřování a infiltrace do kavernózních splavů. Velkých rozměrů se dorůstají nejčastěji neaktivní adenomy, jelikož pacienti na sobě dlouho nepocítují příznaky onemocnění. Mnohdy se

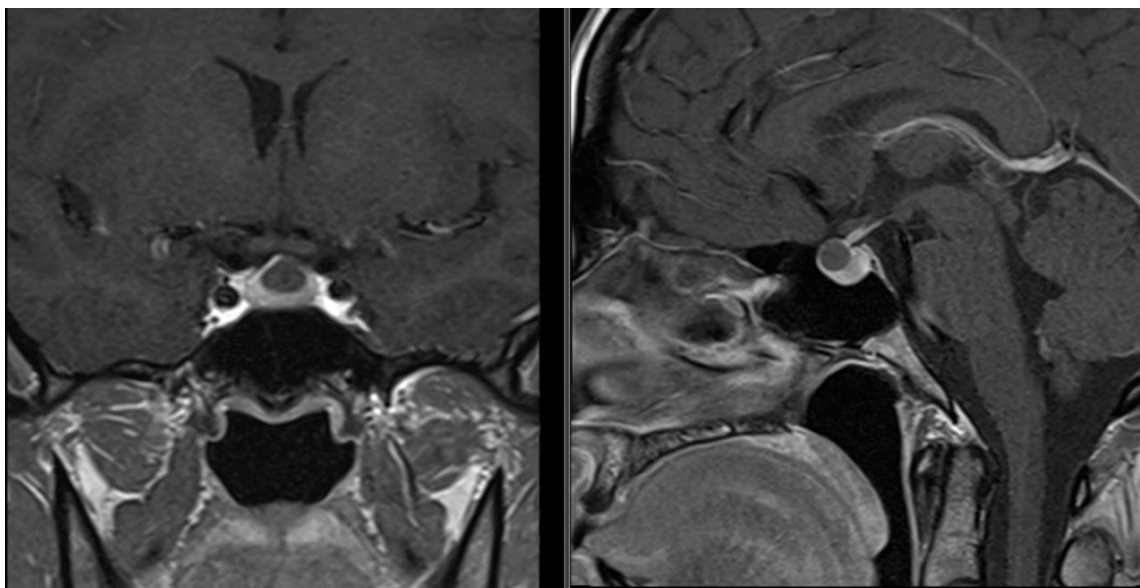
tedy stává, že afunkční adenom je nalezen náhodně při vyšetření magnetickou rezonancí nebo počítačovou tomografií, které se provádějí zcela z jiného důvodu. (22; 5)



*Obrázek 1: T1 vážený obraz makroadenomu hypofýzy v koronární a sagitální rovině (převzato z ÚVN)*

#### **3.3.4 Mikroadenomy**

Jsou malé novotvary hypofýzy, jejichž velikost dosahuje v největším rozměru maximálně 10 mm. Patří sem i takzvané pikoadenomy, jejichž velikost nepřesáhne hodnotu 2 mm. Jejich umístění je ve většině případů intraselární, proto zřídka způsobují zrakové vady. Výjimečně však může být tento typ nádoru uložen velmi blízko optického nervu, pokud je turecké sedlo malé nebo ploché. Odhalujícím příznakem mikroadenomů je obvykle endokrinní dysfunkce, k náhodnému objevu dochází nepříliš často. (23; 5)



*Obrázek 2: T1 vážený obraz mikroadenomu hypofýzy v koronární a sagitální rovině (převzato z ÚVN)*

### **3.4 Magnetická rezonance**

Magnetická rezonance (MR) je vyšetřovací metoda, která se široce využívá ve zdravotnictví za účelem diagnostiky. Hlavní výhodou této metody je možnost zobrazování vnitřních orgánů a tkání bez použití škodlivého ionizujícího záření. Jedná se o techniku, která používá silné magnetické pole a radiofrekvenční impulzy k vytvoření detailních obrazů pacienta. (24)

#### **3.4.1 Princip magnetické rezonance**

MR pracuje s obecně známým faktem, že lidské tělo je přibližně z 60 % celkové hmotnosti tvořeno vodou. Molekula vody je složená z jednoho atomu kyslíku (O) a ze dvou atomů vodíku (H) a jelikož vodíkový iont ( $H^+$ ) má pouze jednu částici, je ekvivalentní protonu. Protony jsou malé částice uložené v jádře atomu, jsou kladně nabitě a mají rotační pohyb nazývaný spin. Tento pohybující se náboj generuje proud, což má za následek vznik magnetického pole okolo každého protonu. Tyto částice se v těle běžně pohybují náhodně libovolným směrem, pokud se ovšem aplikuje vnější magnetické pole, tj. pacient je umístěn do magnetické rezonance, tyto náhodně se pohybující protony začnou rotovat ve směru vnějšího magnetického pole a uspořádají se rovnoběžně se siločarami. Ve vnějším magnetickém poli dojde k seřazení většiny protonů do paralelního stavu, menší počet je naopak ve stavu antiparalelním, přičemž protony nepřetržitě

vykonávají pohyb okolo své osy, který se nazývá precese. Frekvence precese je závislá na velikosti statického magnetického pole a gyromagnetickém poměru. Tento vztah popisuje Larmorova rovnice, která říká, že čím silnější je magnetické pole, tím vyšší je precese. (25; 26)

$$\omega = \gamma \cdot B$$

$\omega$  je frekvence precese, která se udává v jednotkách Hz nebo MHz. B je síla vnějšího magnetického pole v jednotkách Tesla (T).  $\gamma$  je takzvaný gyromagnetický poměr, který udává frekvenci precese určitého jádra při síle vnějšího pole 1 T. Tento poměr je odlišný pro různé materiály např. pro vodík má hodnotu 42,57 MHz/T. (27)

Poté co pacienta umístíme do magnetického pole, ve tkáni se vytvoří vlastní magnetické pole, které je podélné k vnějšímu poli magnetu MR přístroje. Podélnou magnetizaci nelze přímo měřit, proto je potřeba vychýlit vektor magnetického pole tkáně, abychom získali příčnou magnetizaci. Příčnou magnetizaci získáme ovlivněním precesních pohybů pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického pulzu, též zvaný jako radiofrekvenční pulz, který je vyslán do tkáně. Následně dochází k excitaci protonu a k jeho vychýlení ze své osy, typicky o 90° v případě T2 SE (tento tzv. flip angle se ale výrazně liší mezi jednotlivými variantami pulsních sekvencí). Radiofrekvenční impuls ovlivní protony a dojde k synchronizaci jejich precesních pohybů. Tento fenomén je označován jako protony ve fázi. Výsledkem je snížení podélné magnetizace, a naopak zvýšení magnetizace příčné, která se dá měřit cívkou. Po vypnutí elektromagnetického pulzu dochází k relaxaci, podélná magnetizace se opět zvyšuje, příčná magnetizace klesá a mizí. Tento jev zapříčiňuje excitovaný proton, který ztrácí synchronní precesní pohyb a dochází k rozfázování. Čas, který je potřebný ke znovuobnovení původního stavu, se nazývá relaxační čas. Jsou to dva na sobě nezávislé procesy, které probíhají současně. (28; 29)

- T1 relaxační čas – doba za kterou se vrátí zpět 63 % podélné magnetizace po vypnutí RF pulzu
- T2 relaxační čas – čas během kterého dojde ke snížení příčné magnetizace na 37 % původní hodnoty po ukončení RF pulzu

S relaxačními časy souvisí i pojem doba opakování (repetiční čas, TR) a čas echa (TE). Typická sekvence spin-echo je složená z excitačního 90° RF pulsu, po kterém

následuje  $180^\circ$  refokuzací pulz v čase  $1/2$  TE, ve kterém probíhá snímání echa. TR je časový interval mezi začátkem jednoho excitačního RF pulzu, do začátku následujícího. Určuje, kolik podélné magnetizace se obnoví mezi každým pulzem. TE je doba mezi dodáním RF pulzu a přijetím echo signálu. (29)

Obvyklý model v MR zobrazování uvažuje čtyři kombinace hodnot TR a TE. Krátké TR a krátké TE poskytují T1 vážené obrazy, naopak dlouhé TR a dlouhé TE poskytují obrazy T2. Dlouhé TR a krátké TE vytváří protondenzitně vážené obrazy (PD). Poslední kombinace krátké TR a dlouhé TE se nepoužívá vzhledem k nedostatečnému kontrastu. (26; 31)

Relaxační časy jsou závislé na chemickém složení tkáně a velikosti molekul v ní obsažených. V případě kapalin (např. vody) jsou relaxační časy delší, protože molekuly se pohybují příliš rychle a pro protony je těžké zbavit se své energie. Naopak tuky mají kratší relaxační časy, protože obsahují velké molekuly, které umožňují protonům přenést svou energii mnohem rychleji. Odlišné relaxační vlastnosti vody a tuku vedou k rozdílné intenzitě signálu na MR obraze. To umožňuje vizualizaci různých tkání a patologií, jako jsou nádory nebo záněty, na základě jejich rozdílného složení vodíkových atomů, které jsou v těchto tkáních přítomny. (28)

Relaxační časy jsou využívány k vytvoření takzvaných T1 a T2 vážených obrazů, popřípadě i třetího, v neuroradiologii méně využívanému typu protondenzitně váženého obrazu. T1 vážené obrazy mají vysoký kontrast mezi tkáněmi s různými T1 časy, což znamená, že jasně zobrazují rozdíly například mezi tukem (krátký T1 čas) a parenchymem mozku či hypofýzy (střední T1 čas). T2 vážené obrazy mají vysoký kontrast mezi tkáněmi s různými T2 časy, což umožňuje např. jasnou vizualizaci tekutin a tkání s vysokým obsahem vody (např. v rámci patologického edému). Protondenzitně vážené obrazy jsou založeny na protonové hustotě tkáně a v kontextu neuroradiologie mají obecně nižší kontrast mezi tkáněmi. Z důvodu odlišnosti T1 a T2 časů v jednotlivých tkáních, můžeme na MR obrazech vidět různé stupně šedi. (29) Rozlišujeme tři druhy:

- a) Hyposignální (hypointenzní) – struktura zájmu je na použitých datech tmavší než referenční tkáň. Na T1 váženém obraze mozku je hyposignální likvor.

- b) Hypersignální (hyperintenzní) – struktura zájmu je na použitých datech světlejší než referenční tkáň. Na T1 vážených obrazech je hypersignální tuk.
- c) Asignální – jedná se o tkáň ze kterých nevychází prakticky žádný signál, tudíž na snímku mají černou barvu (např. některé rozpadové produkty krve). (25)

### 3.4.2 Zobrazování v magnetickém poli

Nejdůležitější částí MR přístroje je hlavní magnet, který musí být dostatečně silný k tomu, aby umožnil MR zobrazení. Síla tohoto magnetu se udává v jednotkách Tesla nebo Gauss. Hodnota 1 Tesla odpovídá 10 000 jednotkám Gaussů. Magnetické pole používané pro klinické účely mají sílu v rozmezí od 0,2 do 3 T. Pole silnější více než 3 T jsou zpravidla využívány pro účely výzkumné. Nejčastěji se setkáváme s magnetickou rezonancí, která má indukci 1,5 T. V posledních letech ale začínají do zdravotnických zařízení instalovat přístroje, které mají vyšší magnetické pole i za cenu vyšší pořizovací ceny. Hlavním důvodem je fakt, že MR signál roste s magnetickým polem rychleji než obrazový šum, stroje o vyšší intenzitě pole tedy umožňují získání kvalitnějších obrazových dat, případně rychlejší akvizice. (26; 32)

Magnetické rezonance, které mají magnetické pole 3 Tesla se nejčastěji využívají pro vyšetření nepohyblivých částí a struktur, kde je zapotřebí detailní obraz. Jedná se například o klouby, mozek nebo tkáň. Je to z důvodu artefaktů, kterých se tvoří víc v důsledku zvýšené citlivosti. Jsou to např. pohybové artefakty (dýchání, pohyb tekutiny v cévách atd.) a artefakty související s chemickým posunem. Mezi nevýhody 3 T můžeme zařadit zvýšený potenciál škodlivých účinků kovů a implantátů v těle pacienta vlivem silného magnetu nebo vyšší ukládání energie do pacienta během vyšetření. Naopak mezi výhody 3 T patří vyšší schopnost detekce patologicky se sytících ložisek díky kontrastním T1 váženým obrazům, které mají vyšší kontrast v poli 3 T. Další přínos je vysoká citlivost magnetické rezonance na detekci a zobrazení jemných anatomických detailů a patologických změn, lepší obraz a kratší doba vyšetření. (32)

### 3.4.3 Magnety MR přístroje

Konstrukce MR přístroje obsahuje silný magnet a anténní systém cívek, které slouží k přenosu radiofrekvenčního signálu. Pro indukci magnetického pole existují 3 typy magnetů. Jsou to magnety permanentní, rezistivní (odporové) a supravodivé.



1. Permanentní magnety jsou tvořeny z feromagnetických látek. Tento typ magnetů je obvykle zhotoven z alnico. Jedná se o permanentní magnetický materiál, který se vyrábí slitinou hliníku, železa, niklu a kobaltu. Stabilitu pole narušují i velmi malé odchylky teplot, proto je potřeba dokonalé chlazení. Zde se uplatňuje chlazení vzduchem. Síla magnetického pole dosažitelná s permanentním magnetem je nízká, pohybuje se v rozmezí 0,2 – 0,5 T. To má bohužel za následek nízké SNR a nízkou kvalitu obrazu. Mezi další nevýhody patří vysoká hmotnost přístroje, jehož váha může dosahovat až 70 tun. Naopak velkou výhodou je nízká pořizovací cena, nenáročná údržba a nepřítomnost elektrického proudu, který zde není potřeba ke chlazení ani ke vzniku magnetického pole. V dnešní době se již permanentní magnety do MR přístrojů neinstalují. (33; 26)
2. Rezistivní magnety se mnohdy také nazývají jako elektromagnety. V odporovém magnetu prochází elektrický proud (o vysoké intenzitě) smyčkou, a tím vytváří magnetické pole. Proud musí být stálý a stabilní, jelikož během průchodu má tendenci zvyšovat odpor, což by mohlo narušit intenzitu pole a ve výsledku by se nedocílilo potřebné homogenity. V průběhu tohoto procesu dochází k silnému zahřívání magnetu, proto je v tomto případě chladícím médiem voda, která nepřetržitě cirkuluje ve vodiči. Maximální síla pole vytvořená elektromagnety je okolo 0,3 T. Mezi hlavní nevýhody je zařazena nízká indukce a velmi vysoké náklady na provoz, jelikož odporové magnety vyžadují enormní příjem výkonu a stálé chlazení. Naopak výhodou je snadná instalace a levné vypnutí v případě nouze. Pozitivní je i otevřená konstrukce přístroje, kterou lépe snášejí klaustrofobici a děti. Dnes se rezistivní magnety využívají v diagnostice pouze výjimečně. (34; 26)
3. Supravodivé magnety jsou momentálně nejrozšířenějšími magnety v MR přístrojích. Stejně jako odporové magnety také využívají elektřinu, ovšem supravodivé mají speciální vodič s proudem. Tento vodič je vyroben ze slitiny titanu a niobu, což jsou látky, které při velmi nízké teplotě ztrácejí svůj elektrický odpor a stávají se tak supravodičem. Úplné odstranění odporu má za následek pozitivní efekt, a to sice zvýšení intenzity pole. Chladícím prvkem u supravodivých magnetů jsou kryogeny. Obvykle se jedná o helium, které obklopuje cívku kolem dokola a ochlazuje ji na

teplotu 4 K (-269 stupňů Celsia). MR obsahující supravodivé magnety a dosahují velmi vysoké indukce, která se běžně pro diagnostické účely pohybuje od 0,5 do 3 T. Nedochozí zde k žádné ztrátě energie, tudíž pro udržení magnetického pole není potřeba nepřetržité napájení. Výhodou je výborná rozlišovací schopnost, a naopak nevýhodou je vysoká pořizovací cena. Náklady na údržbu jsou také vysoké, mimo jiné z důvodu pravidelného doplňování hélia, které se neustále po malých částech vypařuje. MR systémy na bázi supravodivých magnetů jsou klinicky nejdůležitější a nejrozšířenější a následující text se tedy věnuje převážně jim, pokud není uvedeno jinak. (34; 29)

#### **3.4.4 Cívky**

MR systémy se sestávají z několika dedikovaných cívek, které se od sebe liší konstrukcí i funkcí. Hlavní magnet (supravodivá cívka) vytváří stacionární magnetické pole. Vyrovnávací cívky zajišťují co nejvyšší homogenitu magnetického pole v zobrazovaném objemu, a gradientní cívky vytváří spád (gradient) magnetického pole, který je důležitý mimo jiné pro prostorovou lokalizaci obrazových dat. Výše zmíněné cívky primárně ovlivňují magnetické pole uvnitř gantry a tím se liší od radiofrekvenčních (RF) cívek a patientských cívek, které slouží pro přenos RF impulzů do pacienta a jejich následný příjem.

##### **3.4.4.1 Typy cívek**

###### **Hlavní cívky (B0 coils)**

Jsou součástí magnetického pole MRI a slouží k vytváření silného statického magnetického pole, které polarizuje jádra vodíku v těle pacienta. To umožňuje získat signál z tkání v těle, který je použit k vytvoření obrazu. Hlavní cívky B0 jsou zpravidla umístěny okolo pacienta, aby vytvořily homogenní statické magnetické pole. Tyto cívky jsou často kruhového tvaru a jsou vyrobeny ze supravodivých materiálů, které umožňují vytvoření silného magnetického pole s nízkou spotřebou energie. Hlavní cívky B0 jsou důležitou součástí MR a mají klíčový vliv na kvalitu obrazu, který je možné získat. (29)

###### **Vyrovnávací cívky (shim coils)**

Jsou permanentně zabudované cívky umístěné pod hlavními cívkami (B0 coils) v magnetickém rezonančním systému. Jejich hlavním úkolem je zajistit co

nejuniformnější intenzitu magnetického pole ve vyšetřovaném rozsahu vyrovnáváním lokálních nehomogenit, způsobených především přítomností pacienta v gantry. (34)

### **Gradientní cívky**

Gradientsy jsou smyčky z drátů nebo tenkých vodivých plátů, nacházející se na válcovém plášti, který leží těsně uvnitř otvoru MR skeneru. Poté co těmito cívkami začne procházet proud, vytvoří se sekundární magnetické pole (gradientní), které je schopné mírně zkreslit hlavní magnetické pole. Tento jev způsobuje změnu rezonanční frekvence protonů v závislosti na poloze. V dnešní době se ve většině přístrojích MR používají tři sady těchto cívek. Jsou to gradienty x, y a z, což umožňuje kódování obrazu v těchto směrech (tj. směry frekvenčního, fázového a řezového kódování). Hlavní funkcí gradientních cívek je tedy umožnit prostorové kódování signálu MR, například určit rovinu řezu a šířku vrstvy. (35)

### **Radiofrekvenční cívky**

Posledním zmíněným typem jsou radiofrekvenční (RF) cívky, které jsou zodpovědné za příjem nebo vysílání signálu. Jejich hlavní funkcí je převedení signálu na data, která jsou následně přenášena do počítače a zpracována do podoby výsledného obrazu. Podle druhu mohou být RF cívky přijímačem, vysílačem nebo obojím současně. RF cívky je také možné rozdělit na objemové a povrchové.

- Objemové cívky (volume coils) obvykle obklopují buď celé tělo nebo pouze určitou oblast a jsou navrženy tak, aby poskytovaly homogenní RF excitaci ve velkém objemu. Mohou však být i menší a v takovém případě se používají pro hlavu a končetiny. SNR je zde zpravidla menší než u snímků s povrchovou cívkou.
- Povrchové cívky (surface coils) jsou pouze přijímačem, přičemž RF vysílání se provádí odděleně, obvykle pomocí objemové cívky. Povrchové cívky mají skvělé SNR pro tkáň umístěnou v jejich blízkosti, naopak struktury umístěné dále od cívky mají menší citlivost, což způsobuje špatnou kvalitu obrazu těchto tkání. Umísťují se přímo na oblast zájmu a mají různé tvary, které jsou anatomicky přizpůsobené zkoumané části. Navíc mají široké možnosti využití, můžeme je použít například pro zobrazení ramen, kolen, hlavy, krku atd. (26)

### 3.4.5 Tvorba MR obrazu

V klasické praxi je MR signál generován jádry atomů vodíku při jejich interakci s vnějšími elektromagnetickými poli. Skenování magnetické rezonance není schopný měřit prostorově závislé signály (tj. obrazy) přímo. Prostorová závislost je spíše zakódována do frekvence a fáze signálu. Získává se tedy prostorová frekvenční mapa, která se označuje jako K-prostor, což je imaginární prostor, který představuje matici nezpracovaných dat a reprezentuje fázi mezi příjmem signálu a tvorbou obrazu. Zde se využívá takzvaná Fourierova transformace, což je matematický proces, který umožňuje MR signál rozložit na součet sinusových vln různých frekvencí, fází a amplitud. Tato technika v podstatě provede rekonstrukci dat z trojrozměrného prostoru lidského těla (K-prostor) do dvourozměrného klinicky interpretovaného obrazu. Vzhledem k sekvenční povaze skenování MR je doba akvizice zhruba úměrná počtu odebraných vzorků K-prostoru. Výsledný obraz je závislý na mnoha podmínkách. (36)

1. Počet protonů vodíku (spinová hustota) je jeden z faktorů faktor, který má možnost ovlivnit kvalitu obrazu. Počet protonů vodíku v dané tkáni ovlivňuje spinovou hustotu a tím i intenzitu signálu v MR obrazu, přičemž čím vyšší je jejich četnost, tím větší je intenzita signálu. Množství protonů vodíku se liší podle místa výskytu. Například v tucích, hydratovaných bílkovinách a ve vodě je vysoká koncentrace, což vysvětluje, proč jsou tyto tkáně v MR obraze dobře viditelné. Naopak v kovech, kalcifikacích a kompaktní kosti je minimum těchto volných protonů, a tudíž jsou obtížnější k zobrazení. Vliv na spinovou hustotu má síla statického magnetického pole, která svou zvyšující se silou aktivuje větší počet protonů vodíku v tkáni. (36)
2. T1 relaxační čas je doba, kterou trvá, než se magnetizace tkáně vrátí k původní hodnotě po stimulaci. T2 relaxační čas určuje, jak rychle se magnetizace rozptýlí po vyrušení. Tyto relaxační časy jsou specifické pro různé tkáně a přispívají k vytváření kontrastu na MR obrazech. (29)
3. Parametry TE a TR ovlivňují, jak rychle se signál získává a jak často se pulsy opakují během vyšetření. Kratší TE poskytuje lepší rozlišení obrazů s větším důrazem na T2 kontrast, zatímco delší TE může zvýraznit T1 kontrast. TR ovlivňuje obnovování magnetizace mezi jednotlivými pulsy a může ovlivnit časový průběh vyšetření. (29)

4. Magnetická susceptibilita, jedná se o schopnost látky ovlivňovat vnější magnetické pole a souvisí s elektronovou konfigurací atomu. V závislosti na magnetické susceptibilitě, tj. reakci látky na magnetické pole, rozdělujeme látky na paramagnetické, diamagnetické a feromagnetické. (24)
- Paramagnetické mají v atomu nepárové elektrony. Vytvářejí dočasné magnetické pole kolem nich, které se nazývá magnetický moment. Poté co se aplikuje vnější magnetické pole, tyto momenty se sčítají a vyrovnávají se ve směru s ním. Paramagnetické látky mají pozitivní susceptibilitu. Patří sem například některé metabolity krve (methemoglobin), mangan, železo a z exogenních látek je to gadolinium, které se také přidává do MR kontrastních látek. (34)
  - Diamagnetické látky reagují při působení vnějšího magnetického pole opačně. Mají sudý počet elektronů v obalu, nejsou schopny vytvářet magnetické pole a jsou jím dokonce odpuzovány. Tyto látky mají tedy negativní magnetickou susceptibilitu a vykazují mírné snížení intenzity magnetického pole ve vzorku. Příkladem diamagnetických látek je rtuť, měď a uhlík. Velmi specifickým prvkem je vápník, jehož izolované atomy mají ve vnějším obalu párové elektrony, nicméně jedná se o látku paramagnetickou. Pokud se však vápník smísí s dalšími atomy, jako je tomu v případě fyziologických kalcifikací, vzniká diamagnetická látka. Krevní produkty (paramagnetické) mají opačnou intenzitu signálu než kalcifikace (diamagnetické), což je velmi užitečné pro jejich odlišení. (37)
  - Feromagnetické látky jsou silně přitahovány k zevnímu magnetickému poli, a navíc si zachovávají i svůj magnetismus, díky schopnosti vytvářet permanentní magnetické pole. Do feromagnetických látek řadíme nikl a kobalt. (24)
5. Intenzita pole je další z faktorů ovlivňujících výsledný obraz z magnetické rezonance. Silnější magnetické pole vytváří větší magnetický moment ve vyšetřovaných tkáních, což vede k posílení signálu na MR obrazech. Vyšší intenzita pole rovněž zvyšuje polarizaci protonů v tkáních a tím dochází i ke zvyšování signálu. (36)
6. Velikost matice je počet kroků frekvenčního kódování v jednom směru a počet kroků fázového kódování v druhém směru obrazové roviny. Matice je sama o sobě složena z řádků a sloupců pixelů (nejmenší jednotka digitálního obrazu). Pokud

je vše konstantní, platí zde pravidlo, že čím větší je velikost matice, tím lepší je rozlišení. Například obraz pořízený s maticí  $512 \times 512$  bude mít lepší rozlišení, než obraz s maticí  $256 \times 256$ . Zvyšování počtu fázových kroků má tu nevýhodu, že prodlužuje dobu skenování a snižuje SNR, naopak zvýšení vzorkovací frekvence nevede k žádným časovým ztrátám. V praxi se proto využívají matice např.  $128 \times 256$ , kde 128 představuje fázové kódování a 256 kódování frekvenční. (24)

7. Zorné pole (Field of View – FOV) je velikost oblasti, kterou pokrývá matice a mělo by být dostatečně velké, aby pokrylo celou oblast zájmu. Zvýšení FOV při zachování rozměrů matice zlepšuje SNR, ale snižuje rozlišení obrazu. (29)
8. Počet excitací (NEX) je počet, kolikrát je každý řádek v matici vyplněn daty, která jsou pořízena k vytvoření stejného obrazu. Výsledkem je řádek K-prostoru, který je vyplněn několikrát, takže obsahuje více dat. Výsledný obraz má nakonec pozitivně vyšší poměr signálu k šumu, ale bohužel dochází k prodloužení doby vyšetření. Poměr signálu k šumu je obecně úměrný druhé odmocnině z počtu excitací. (24)

$$\text{relativní SNR} = \sqrt{NEX}$$

9. Šířka řezu je určena kombinací dvou hlavních faktorů. Za prvé je to síla nebo strmost gradientu a za druhé rozsah frekvencí nebo šířka pásma RF pulzu. Tenká šířka vrstvy vede k lepšímu rozlišení, ale za cenu velkého šumu. V praxi se proto při obvyklých vyšetřeních využívá tloušťka řezu 5-6 mm. Výjimkou jsou sekvence dedikované pro drobné orgány (např. hypofýza) a tzv. 3D sekvence, kde typická tloušťka řezu dosahuje až 1 mm či méně, dle typu pulzní sekvence. (34)
10. Bandwidth je rozsah frekvencí používaných při MR vyšetření při vysílání či přijímání RF signálu. Zatímco změna šířky pásma použitého při excitaci (transmitter bandwidth) je mimo možnosti MR operátora a MR přístroj si ji řídí sám, přijímací šířka (receiver bandwidth) je jedním z nastavitelných parametrů, které zásadně ovlivňují charakter získaných obrazových dat. Užší frekvenční rozsah při přijímání signálu snižuje podíl šumu v získaných datech a zvyšuje tedy SNR. Zároveň ale často vede k delšími akvizičnímu času a může vést k nepřesnému vzorkování frekvencí z vyšetřované anatomie a tím pádem k obrazovým artefaktům různého charakteru.
11. Poměr signálu k šumu (Signal to Noise Ratio – SNR) je poměr amplitudy přijímaného užitečného signálu k nežádoucí amplitudě šumu. Obraz s vysokým

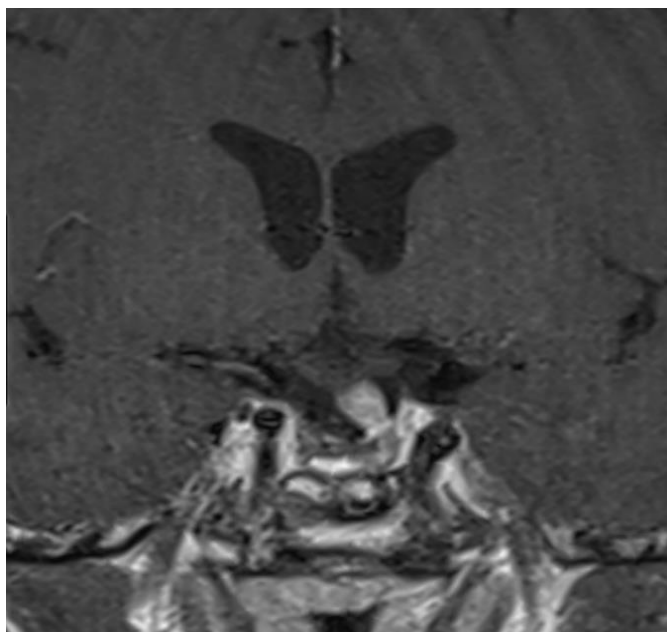
SNR je méně zrnitý a má mnohem víc detailů. Šum je produkován statickým kolísáním intenzity signálu a představuje frekvence, které existují náhodně v prostoru a čase. Signál je naopak kumulativní, vyskytuje se pouze v čase TE a může být změněn. Signál se tedy zvyšuje nebo snižuje vzhledem k šumu, který nepřispívá užitečnými informacemi k vytvoření obrazu. Zde platí, že pokud dojde ke zvýšení signálu, má to i stejný efekt na SNR, zatímco jeho snížení snižuje i hodnoty SNR. Proto každý faktor, který ovlivňuje amplitudu signálu ve výsledku ovlivňuje i SNR. Mezi tyto faktory patří například síla magnetického pole, protonová hustota vyšetřované oblasti, typy cívek, velikost voxelu atd. SNR lze zlepšit zvětšením FOV, zmenšením velikosti matice nebo zvolením tlustšího řezu. (36)

### **3.4.6 Artefakty MR obrazu**

Během zobrazování magnetickou rezonancí se může vyskytnout mnoho různých artefaktů. Některé ovlivňují diagnostickou kvalitu, zatímco jiné mohou být zaměňovány s patologií. Artefakt je prvek objevující se na obrazu i přesto, že není přítomen v původním objektu. Tyto falešné změny lze klasifikovat jako související s pacientem, závislé na zpracování signálu a související s hardwarem přístroje. (38)

#### **Pohybové artefakty**

Pohyb je jedním z nejběžnějších artefaktů při MR zobrazování, ke kterému dochází při dobrovolném nebo nedobrovolném pohybu pacienta během skenování. Změny na obraze způsobené neperiodickým pohybem vytvářejí difuzní obrazový šum ve směru fázového kódování, obvykle ve směru krátké osy obrazu (tj. zleva doprava na axiálním nebo koronálním mozku). Periodické pohyby jako je srdeční pulzace a krevní tok v cévách nebo pulzace velkých tepen, způsobují tzv. "duchový" artefakt (ghosting). Tento jev je typ strukturovaného šumu, který se objevuje jako opakované verze hlavního objektu (nebo jeho části) v obraze. Výsledkem může být například zdvojení struktur. Ke snížení pohybových artefaktů lze použít několik metod. Jedna z možností je využití rychlých sekvencí a současně prostého zadržetí dechu vyšetřovaného, což nám eliminuje pohyb bránice a hrudníku. Prostřednictvím EKG je možné synchronizovat měření a pohyby srdce. Dále můžeme zvolit kratší rozměr matice, prohodit směr fázového a frekvenčního kódování, aby se artefakt přesunul mimo oblast zájmu nebo potlačíme signál tkáňě způsobující artefakt, pomocí útlumu magnetizace. (24; 39)

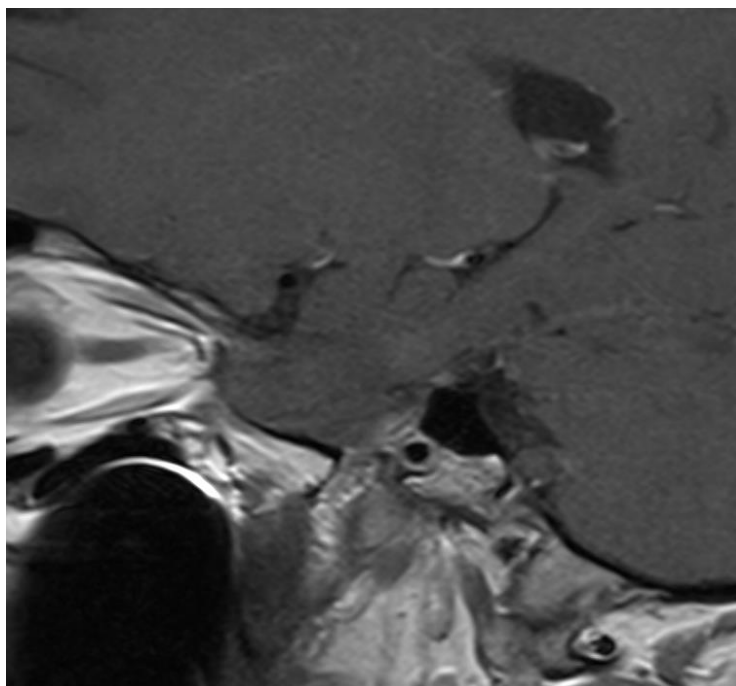


*Obrázek 3: Koronární MR vážený obraz s pohybovým artefaktem (převzato z ÚVN)*

### **Kovové artefakty**

Objevují se na rozhraní tkání s různou magnetickou susceptibilitou, což způsobuje, že lokální magnetické pole deformuje vnější magnetické pole. Toto zkreslení mění frekvenci precese ve tkáni, což vede k prostorovému chybnému mapování informací. Stupeň zkreslení závisí na typu kovu (př. nerezová ocel má větší deformační účinek než slitina titanu), typu rozhraní (nejvýraznější účinek je na rozhraní měkké tkáně a kov), sledu pulzů a parametrech zobrazení. Vnější kovovým artefaktem může být například make-up obsahující kobalt a vnitřním chirurgické svorky, zubní výplně, kovové implantáty atd. Projevy těchto typů artefaktů jsou různé, včetně celkové ztráty signálu nebo naopak vysokého signálu až po zkreslení výsledného obrazu. Pro redukce artefaktů se zde využívá vhodná volba frekvenčního směru kódování s použitím menších voxelů a rychlé zobrazovací sekvence. (40)





*Obrázek 4: Sagitální MR vážený obraz s kovovým artefaktem (převzato z ÚVN)*

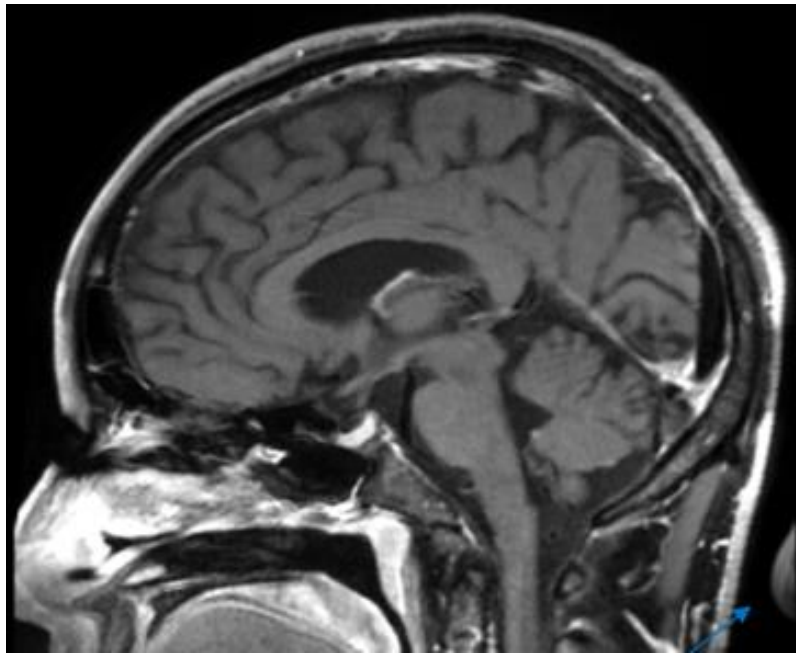
#### **Artefakty chemického posunu**

Tyto artefakty se objevují jako tmavé nebo světlé pásy na rozhraní tkání vykazující vysoký obsah tuk/voda a vznikají v důsledku rozdílu ve frekvenci protonů a jejich okolí. Nejčastěji se chemické artefakty pozorují u tkání nebo orgánů, které obsahují tekutiny a jsou obklopeny tukem, jako například oční bulvy v očních důlcích nebo močový měchýř. Tyto artefakty mohou být použity v diagnostice k potvrzení přítomnosti tuku v lézích, např. v adenomech nadledvin nebo ke zvýraznění rozhraní tuku a vody na viscerálních okrajích, čímž pomáhá při hodnocení periferních nádorů. (40; 38)

#### **Aliasing artefakty**

Aliasing artefakty jsou způsobeny nedostatečným vzorkováním signálu při digitalizaci výstupu magnetické rezonance. Při konverzi analogového MR signálu na digitální je digitální vzorkovací frekvence konečná a může tedy dojít k záměně frekvencí signálu. V medicínském obrazování mohou aliasing artefakty způsobit chyby v interpretaci a diagnóze, a pro minimalizaci vlivu aliasingu by měly být vybrány vhodné parametry snímání, jako je pole zobrazování a frekvence vzorkování. Mezi nejčastější projevy aliasingu v MR obrazech patří takzvaný "wraparound artefakt", kdy se tkáň mimo pole zobrazování objeví na opačné straně obrazu. Vzniká z důvodu menšího rozměru FOV,

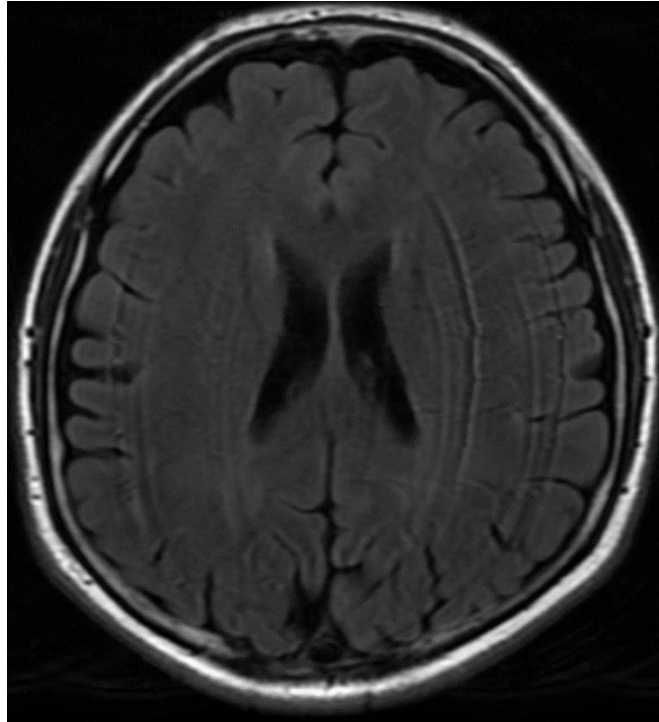
než je vyšetřovaný orgán a výsledkem je následně překlopení tkání mimo FOV zpět do obrazu. (40)



*Obrázek 5: Aliasing (wraparound) artefakt (převzato z ÚVN)*

### **Artefakty paralelního zobrazování**

Jedná se o specifické artefakty, které mohou vzniknout při použití technik paralelního zobrazování (např. ASSET, GRAPPA), které jsou široce využívány pro urychlení náběru dat, což se často aplikuje i při zobrazování hypofýzy. Tyto techniky mohou mít vliv nejen na SNR a dobu akvizice, ale také mohou přinést vlastní, specifické artefakty do obrazu. Mezi nejčastější artefakty paralelních technik patří neuniformní distribuce šumu (často ve formě "zašuměných" pruhů) a zvýšená náchylnost na pohybové artefakty v případě pohybu mezi kalibračním skenem a hlavní částí pulsní sekvence. (38)



*Obrázek 6: Axiální MR vážený obraz s artefaktem paralelního zobrazování tzv. PI ghosting (převzato z ÚVN)*

### **3.5 Zobrazovací metody při diagnostice onemocnění hypofýzy**

#### **3.5.1 RTG**

V dřívějších dobách, kdy nebyla možnost použít k diagnostice adenomu hypofýzy výpočetní tomografii či magnetickou rezonanci, byly zhotoveny pouze rentgenové snímky lebky. Na konvenčním snímku lebky v bočné projekci lze posoudit velikost tureckého sedla a celistvost jeho stěn. Patologické procesy v této oblasti mohou způsobit rozšíření tureckého sedla nebo jeho ztrátu kostní tkáně. Měření velikosti této struktury bylo prováděno na rentgenových snímcích minimálně od roku 1912, přičemž k souhrnu dat o odlišných rozměrech došlo přibližně v roce 1948. (41) V dnešní době se již klasická radiologie k diagnostice adenomů hypofýzy nepoužívá, jelikož tento typ RTG snímků je zcela nedostačující. (42)

#### **3.5.2 Výpočetní tomografie**

Zobrazení CT v diagnostice adenomů hypofýzy se využívá především při kontraindikaci k zobrazení magnetickou rezonancí. Předchozí modely CT (jednořadé a spirální přístroje) měly jen omezený přínos v diagnostice tohoto onemocnění, jelikož

měly nízké prostorové i tkáňové rozlišení. Současné CT přístroje s 64 a více řadami detektorů poskytují naopak velmi dobré prostorové rozlišení, a navíc mají možnost multiplanární rekonstrukce obrazů. Výpočetní tomografie nejlépe vyniká v zobrazení okolních kostních struktur a kalcifikací. V CT obraze má hypofýza stejnou denzitu jako mozková tkáň a infundibulum. Jelikož se zde zajímáme o tumor, který nemusí být na prvotním nativním CT snímku hned zřetelný, je při nemožnosti provést MR nutná i aplikace jodové kontrastní látky. CT vyšetření lze použít i jako doplňující vyšetření k již provedenému MR, pro posouzení postižení kostěných struktur, či charakterizaci případných intratumorálních kalcifikací, které mohou vést ke specifické diagnóze. CT hlavy je též obvykle počáteční volbou zobrazovací metody pro akutní neurologické symptomy, včetně zde již zmíněné charakteristické ztráty zraku. Část adenomů hypofýzy se incidentně zachytí právě na CT. (43)

### **3.5.3 Magnetická rezonance**

Převládající roli v diagnostickém zobrazení selárních a paraselárních patologických procesů má magnetická rezonance. Tato zobrazovací metoda vyniká především svým výborným prostorovým rozlišením, diferenciací měkkých tkání a pozitivní je i nepřítomnost radiačního záření. MR zobrazení je nejlepší variantou k určení adenomu hypofýzy, využívá se při prvotním diagnostickém zobrazení, pro předoperační plánování, peroperační zobrazení a následně i pro pooperační vyšetření při dispenzarizaci pacienta. Pokud u pacienta dojde ke zjištění intraselárního útvaru vystupujícího z tureckého sedla je cílem MR vyšetření přesně určit původ a strukturu tumoru, jeho rozšíření vzhledem k okolním strukturám, velikost a zvětšení, což má pomoci při určení typu nádoru. (5) V MR obraze lze v nativním T1 váženém obraze velmi dobře rozlišit přední a zadní lalok hypofýzy. Přední lalok je isosignální s šedou hmotou mozku, naopak zadní lalok je v nativním T1 váženém obraze výrazně hypersignální kvůli vysokému obsahu proteinů v neurosekretorických vezikulách. V anglické literatuře se tento fenomén nazývá “posterior pituitary bright spot” a využívá se k lokalizaci fyziologické tkáně hypofýzy v jinak špatně přehledném terénu tumorem infiltrovaného sedla. V T2 váženém obraze mají oba laloky velmi podobný signál, a proto je v tomto případě nelze spolehlivě odlišit. (5; 16)

Tabulka 1: Standardní hypofyzární protokoly pro 1,5 T MR používané v ÚVN

Parametr	DWI	T2 Axi	T1 Cor	T1 Cor C	T1 Sag C
TR [ms]	3900	8160	535	535	535
TE [ms]	84	128	11	11	11
FOV [mm]	230 x 230	230 x 230	140 x 105	140 x 105	140 x 140
Matrix	128 x 128	384 x 384	256 x 154	256 x 154	256 x 205
Slice thickness [mm]	5	4	2,5	2,5	2,5
Slice gap [mm]	1,5	0,8	0,3	0,3	0,3
ETL	64	32	3	3	3
FA [°]	90	120	150	150	150
NEX	2	1	4	4	4
PI faktor	2	2	2	2	2
Bandwidth [Hz/pixel]	1374	221	175	175	170
Čas náběru	00:49	02:40	04:16	04:16	03:25

Tabulka 2: Standardní hypofyzární protokoly pro 3 T MR používané v ÚVN

Parametr	DWI	T2 Axi	T1 Cor	T1 Cor C	T1 Sag C
TR [ms]	3700	9785	400	400	400
TE [ms]	78	132	14	14	14
FOV [mm]	240x240	240x240	160x160	160x160	160x160
Matrix	170x128	412x412	352x200	352x200	352x200
Slice thickness [mm]	4	4	2.5	2.5	2.5
Slice gap [mm]	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3
ETL	64	32	1	1	1
FA [°]	90	142	90	90	90
NEX	2	1.57	4	4	4
PI faktor	3	2	2	2	2
Bandwidth [Hz/pixel]	1304	195	98	98	98
Čas náběru	00:48	01:52	03:00	03:00	03:00

## **Peroperační vyšetření**

Peroperační vyšetření hypofýzy pomocí magnetické rezonance je klíčovou součástí neurochirurgických zákroků zaměřených na léčbu onemocnění tohoto malého, avšak důležitého endokrinního orgánu. Jedná se o speciální vyšetřovací techniku, která se provádí přímo během chirurgického zákroku na hypofýze, což poskytuje neurochirurgům přímé a okamžité informace o stavu hypofýzy a okolních struktur. Peroperační vyšetření hypofýzy umožňuje neurochirurgům přesně lokalizovat a identifikovat hypofyzární léze, jako jsou adenomy, cysty nebo další strukturální abnormality a přináší několik výhod. Zprvce umožňuje neurochirurgům provést důkladnou evaluaci hypofýzy v reálném čase, což přispívá k přesnému určení rozsahu chirurgického zákroku a minimalizaci poškození okolních zdravých tkání. Zadruhé, umožňuje případné změny plánu během operace, pokud se objeví nečekané nálezy nebo komplikace. (5)

Peroperační vyšetření hypofýzy se v ÚVN provádí na 3 T magnetické rezonanci a vyžaduje použití specifických protokolů pro získání přesných a kvalitních obrazů. Tabulka 3 uvádí hypofyzární protokol z ÚVN, který je využíván během tohoto vyšetření.

Tyto protokoly se mohou lišit v různých zdravotnických pracovištích a jsou výsledkem optimalizace provedeného na daném zařízení. Zdravotnický personál, specializovaný na vyšetření hypofýzy, pečlivě nastavuje tyto parametry s ohledem na konkrétní potřeby pacienta a cíle vyšetření. (31)

Tabulka 3: Hypofyzární protokol pro peroperační vyšetření na 3 T MR

Parametr	T2 Cor	T1 Cor	T1 Cor C	T1 Sag C
TR [ms]	4424	400	400	400
TE [ms]	106	17	17	17
FOV [mm]	200x200	200x200	200x200	160x160
Matrix	384x224	320x200	320x200	352x200
Slice thickness [mm]	3	3	3	3
Slice gap [mm]	0,3	0,3	0,3	0,3
ETL	21	1	1	1
FA [°]	142	90	90	90
NEX	1	1	1	1
PI faktor	1	1	1	1
Bandwidt [Hz/pixel]	122	61	61	61
Čas náběru	02:02	03:48	03:48	03:48

Oproti běžnému ambulantnímu vyšetření je peroperační vyšetření mnohem nákladnější. Vyžaduje speciální vybavení a personál s odbornými dovednostmi, což může přispět k vyšším nákladům. Vyšší náklady jsou následkem speciálního vyšetřovacího režimu (sterilní prostředí), delší přípravy na vyšetření a potřeby většího počtu zdravotnického personálu. Je také důležité zabezpečit sál v operačním režimu, aby byla zachována bezpečnost a plynulost celého chirurgického procesu. Ostatní členové týmu musí čekat, dokud peroperační vyšetření na magnetické rezonanci není dokončeno. Vzhledem k individuálním faktorům a rozdílným zdravotnickým systémům se konkrétní čísla týkající ceny liší. Je také třeba zohlednit náklady spojené s přípravou a sterilizací vybavení a případných nákladů na hospitalizaci. (5)

### Zobrazení mikroadenomu hypofýzy

Při klinickém podezření na adenom hypofýzy je indikováno vyšetření pomocí dedikovaného MR protokolu cíleného na turecké sedlo. Tento vyšetřovací protokol se liší od běžných neuroonkologických vyšetřovacích protokolů a jeho základem jsou cílené T1 vážené sekvence před a po podání kontrastní látky s malým FOV v koronární a sagitální rovině, většinou doprovázené T2 a DWI sekvencemi. Některá pracoviště též začleňují tzv. dynamické postkontrastní T1 skeny s časovým rozlišením obvykle kolem 30 sekund.

Oblast zájmu je vymezena přes turecké sedlo a supraselární oblast. V MR obraze musíme mít přehledné zobrazení celého mozku v axiální rovině v T2 vážení a difuzně vážených obrazech. Mikroadenom v T2W je většinou lehce hypersignální nebo zcela isosignální s okolní žlázou. V nativních T1W je opět buď isosignální nebo mírně hyposignální oproti okolní žláze. Na těchto nativních obrazech bez použití kontrastní látky je možno detekovat přibližně 70 % mikroadenomů (5). Většinou je během vyšetření nitrožilně aplikována gadoliniová kontrastní látka, která zvyšuje senzitivitu asi na 85 %. Po podání KL dojde k časnému zvýšení signálu nepostižené žlázové tkáně, přičemž mikroadenom má postkontrastní sycení většinou opožděné, a zůstává proto na časných postkontrastních obrazech hyposignální. (23)

### **Zobrazení makroadenomu hypofýzy**

Makroadenom může být solidní nádor nebo novotvar s cystickými útvary, oblastmi nekróz a prokrvácením. Struktura adenomu hypofýzy může být tedy různá a tato jeho nehomogenita může ve výsledku vést i k nehomogenitě signálu v nativních, a především v postkontrastních obrazech. Signál může být homogenní v T1 i v T2 vážených obrazech. V případě cyst obsahující tekutinu s vysokou koncentrací proteinů je signál v T1 vážených obrazech zvýšený, a naopak snížený v T2 váženém obraze. Postkontrastní sycení většinou bývá nehomogenní a často je signál nižší v porovnání s nepostiženou tkání hypofýzy. (22)

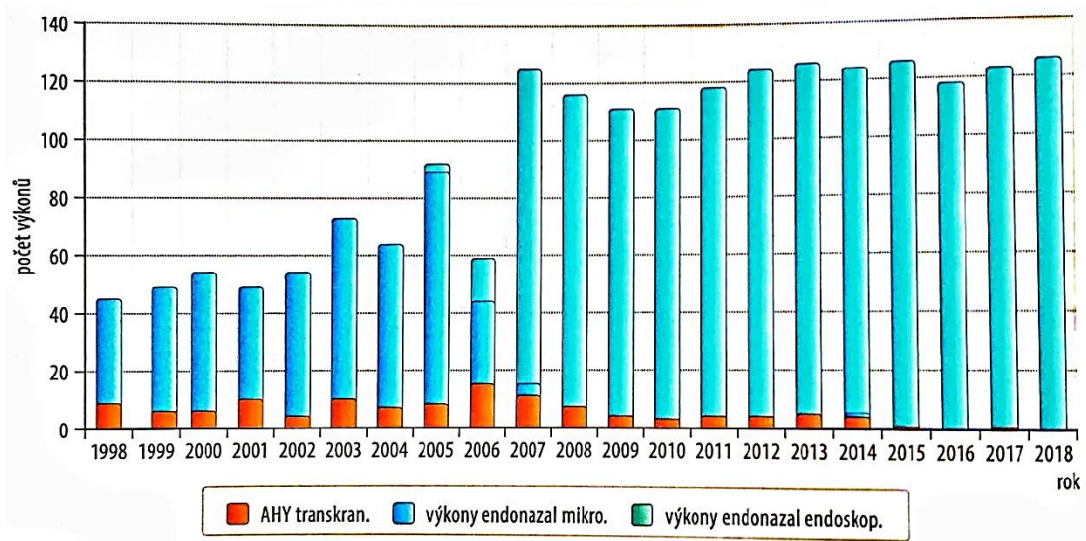
### **3.5.4 Metody nukleární medicíny**

Hypofýza, jak bylo v této práci zmíněno, je endokrinní žláza. Má schopnost vychytávat různá radiofarmaka, proto může být vyšetřena různými diagnostickými metodami nukleární medicíny. Můžeme sem zařadit například somatostatinovou receptorovou scintigrafii, která může být klinicky velmi užitečná při diagnostice některých adenomů hypofýzy. V tomto případě se aplikuje radiofarmakum  $^{111}\text{In}$ -DTPA-D-Phe-octreotid (DTPAOC) nebo jeho alternativa radiofarmakum  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  EDDA/HYNIC-TOC (Tektrotyd). Další zobrazovací metodou v NM je jednofotonová emisní výpočetní tomografie (SPECT) a hybridní pozitronová emisní tomografie (PET) ve spojení s CT. Při PET/CT zobrazování adenomu se používá radiofarmakum např.  $^{18}\text{F}$ -DOPA nebo  $^{11}\text{C}$ -methionine. (43)



### 3.6 Chirurgická léčba

K léčbě adenomu hypofýzy jsou využívány farmakologické, neurochirurgické a radiochirurgické postupy. Volba léčby je ovlivněna mnoha faktory, především typem, umístěním a velikostí tumoru a zda se nádor rozšířil i do okolních oblastí. Pokud se zde zaměříme na chirurgickou léčbu, tak resekce tumoru hypofýzy má zásadní význam a je, s výjimkou prolaktinomů, prvním krokem v komplexní léčbě. (11)



Obrázek 7: Poměr adenomů hypofýzy operovaných transkraniálně vs. endonazálně mikroskopickou technikou vs. endonazálně endoskopickou technikou v ÚVN od roku 1998 do roku 2018 (5)

#### 3.6.1 Transsfenoidální (TSF) přístup

Tato metoda operace zahrnuje přístup k nádoru skrz nosní dutinu pomocí vysoce výkonného operačního mikroskopu, optického endoskopu nebo obojím. Jedná se o méně invazivní přístup, který umožňuje neurochirurgovi vyhnout se důležitým mozkovým strukturám, díky přístupu k hypofýze zespodu mozku. Operace trvá přibližně 2 až 4 hodiny, v závislosti na velikosti nádoru, množství plochy, kterou pokrývá, a obtížnosti jeho odstranění. Transsfenoidní chirurgie je obecně velmi dobře snášena, nezanechává žádnou viditelnou jizvu, minimalizuje riziko komplikací a umožňuje rychlejší zotavení. Pacienti mohou často opustit nemocnici již dva až tři dny po operaci. Komplikace TSF přístupu jsou vzácné, ovšem mohou se ve výjimečných případech vyskytnout. Patří sem například poškození hypofýzy a optického nervu, což vede k nedostatku hormonů

a novým nebo zhoršujícím se problémům se zrakem. Může také dojít k úniku mozkomíšního moku, meningitidě a mrtvici. (44)

### **3.6.2 Transkraniální (TSK) přístup**

Transkraniální přístup nebo též kraniotomie je v dnešní době méně často používaný zákrok a představuje pouze malý zlomek operativy adenomů hypofýzy. Primární indikace TSK přístupu je velmi ojedinělá, využívá se u pacientů s velmi objemným a laterálně uloženým tumorem, kde nelze bezpečně a efektivně odstranit nádor transsphenoidální cestou. Další indikací jsou recidivující nádory, které již byly nejméně jedenkrát neúspěšně léčeny TSF přístupem, nejčastěji vyrůstají laterálně od krkavice a z kavernózního splavu. Hlavním cílem TSK operace není radikální odstranění tumoru, ale pouze dekomprese nervových struktur, především optického nervu. Je to z důvodu příliš vysokého rizika komplikací, jejichž pravděpodobnost se zvyšuje v místech předchozích operací, kde je orientace velmi obtížná. Cílem je tedy kontrola nad tumorem tak, aby pacient mohl žít dlouhý plnohodnotný život. Ve většině případech je TSK operaci nutné kombinovat s další léčebnou modalitou, obvykle se jedná o radioterapii. (44; 45)

## **3.7 Radiační léčba**

Radioterapie je účinnou možností léčby u pacientů s přetrvávajícím nebo recidivujícím adenomem hypofýzy po neúspěšné operaci (zejména pokud se zvětšuje reziduální nádor) nebo s rezistencí na farmakologickou léčbu. Hlavním cílem RT je přesné dodání stanovené dávky do nádorového ložiska se snahou o minimalizaci záření na okolní zdravé struktury. Radioterapie hypofýzy prošla v posledních desetiletích významným pokrokem v důsledku vývoje nových stereotaktických technik. (11; 46)

### **Stereotaktická radioterapie (SRT) a stereotaktická radiochirurgie (SRS)**

Je vysoce cílená radioterapie, kterou lze použít k léčbě širokého spektra onemocnění, včetně nádorů hypofýzy. SRS/SRT lze použít pouze u adenomu, jehož velikost nepřekračuje 3 cm, je dobře ohraničený a umístěn mimo optické chiasma ( $\geq 3$  mm). Výhoda této léčby oproti konvenční radioterapii spočívá v tom, že je možné nádoru poskytnout vysokou dávku záření a zároveň lépe chránit okolní zdravé tkáně. Pokud se jedná o jednorázové ozáření vysokou dávkou, hovoříme o SRS, naopak pokud je radioterapie aplikována ve 2-5 tzv. frakcích, jde o SRT. Standardní jednorázová dávka

pro SRS je 14-18 Gy (u funkčních adenomů 15-30 Gy). (47) Mezi nejběžnější systémy používané pro SRT a SRS adenomů hypofýzy patří:

- Leksellův gama nůž (LGN) je nejrozšířenější ozařovací systém pro léčbu tumorů v selární oblasti. LGN využívá fotonové gama záření, které vzniká rozpadem izotopu  $^{60}\text{Co}$ . Nevýhodou léčby je invazivní připevnění stereotaktického rámu, který je upevněn čtyřmi šrouby k lebeční kosti pacienta. Tento rám stabilizuje hlavu během radiační léčby a slouží jako referenční bod pro zacílení paprsků záření. Naopak výhodou je vysoká přesnost ozáření a výborné pokrytí cílové oblasti. (46)
- CyberKnife (CK) je robotický radiochirurgický systém. Tento přístroj obsahuje jeden zdroj záření, který rotuje kolem pacienta a je schopný docílit optimálního ozáření nádoru se stejnou přesností jako LGN. Výhodou je jednoduchá neinvazivní fixace hlavy pacienta, což je mnohem komfortnější než stereotaktický rám. (48)
- Speciálně vybavený lineární urychlovač (LINAC) s vícelamelovým kolimátorem a s různými ozařovacími technikami jako například VMAT nebo IMRT. Na rozdíl od gama nože, který zůstává během procedury nehybný, se část lineárního urychlovače otáčí kolem pacienta a dodává nádoru paprsky záření z různých úhlů. Přesnost ozáření cílového objemu pomocí stereotaktické radioterapie na lineárním urychlovači je v tomto případě horší v porovnání s LGN nebo CK. (46)

### **Frakcionovaná radioterapie**

Je radioterapie, která se vyznačuje větším počtem frakcí a dávkou na frakci 1,8 Gy. Doporučená celková dávka u adenomu hypofýzy je mezi 45 a 50,4 Gy (54 Gy u funkčních adenomů) v 25–28 frakcích podaných během 5–5,5 týdnů, přičemž nižší dávky (45 Gy) představují optimální rovnováhu mezi omezením růstu a tolerancí optického aparátu. Tento typ radioterapie má obecně v selární oblasti malý kurativní potenciál, ale k dosažení paliativního záměru je její zvolení možné. (47)

## 4 METODIKA

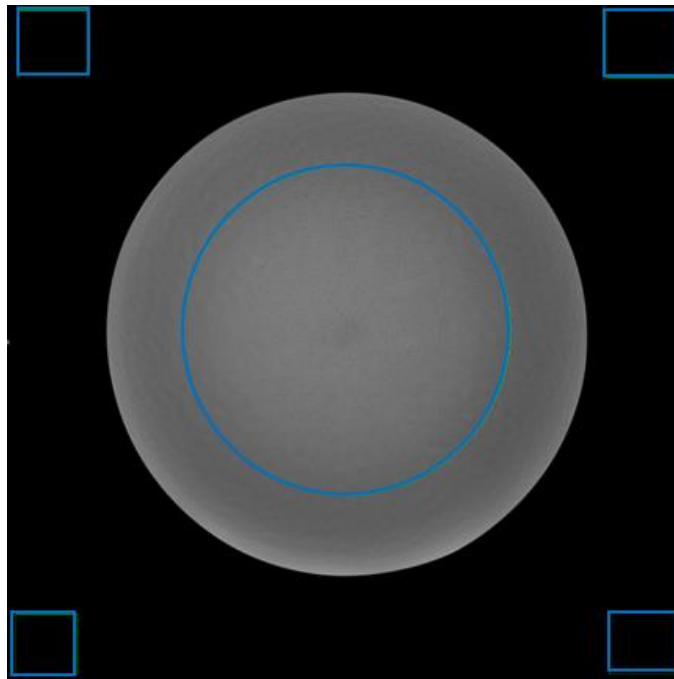
Pro zpracování praktické části bakalářské práce byla zvolena kvantitativní forma výzkumu. Do výzkumu byli zahrnuti pacienti s diagnostikovaným adenomem hypofýzy, kteří byli vyšetřeni na radiologickém oddělení Ústřední vojenské nemocnice (ÚVN). Studie proběhla na 3 T MR systému GE Discovery 750w (GE Healthcare, Chicago, Illinois, USA). Sběr dat probíhal v časovém rozmezí od října 2022 do dubna 2023 a všechna získaná data byla zpracována v souladu s etickými zásadami a se souhlasem Etické komise ÚVN, přičemž pacienti byli informováni o cílech a postupech výzkumu.

Po sběru dat proběhlo nejprve hodnocení radiologem, který zhodnotil kvalitu MR obrazu, zřetelnost nádoru a dalších anatomických struktur, a rozhodl o tom, zda je daný obraz použitelný pro analýzu. Dále byla provedena kvantitativní analýza poměru signál-šum (SNR) na MR snímcích pro každou sekvenci. Toto hodnocení umožnilo určit nejvhodnější parametry sekvencí pro zlepšení SNR, a tedy lepší diagnostiku adenomu hypofýzy. Následně byl hodnocen poměr intenzit signálu mezi adenomem a okolními tkáněmi na snímcích pro každou sekvenci, což umožnilo určit nejlepší parametry sekvencí pro zlepšení rozlišení mezi patologií a okolními tkáněmi. V neposlední řadě došlo k zhodnocení obrazových artefaktů, které v některých případech ovlivnily kvalitu získaných dat a snížily jejich diagnostickou hodnotu, proto bylo klíčové optimalizovat parametry a techniky zobrazování, aby se minimalizoval výskyt artefaktů.

Vzhledem k tomu, že na každém zdravotnickém pracovišti jsou odlišné protokoly i parametry sekvencí, hlavním cílem bakalářské práce bylo zjistit nejvhodnější parametry pro diagnostiku adenomu hypofýzy, které by mohly být použity pro standardizaci protokolu mezi různými pracovišti. Sběr dat byl soustředěn pouze na postkontrastní koronární T1 vážené pulsní sekvence, které mívají největší diagnostickou výtěžnost při vyšetření této konkrétní nemoci. Pro výběr nejvhodnějších parametrů bylo zohledněno několik faktorů. Prvním faktorem byl názor lékaře a jeho doporučení, které závisí na jeho zkušenostech a preferencích. Dalším faktorem byl poměr signál k šumu (SNR), jelikož tento parametr je důležitý pro kvalitu obrazu a informace, které z něj můžeme získat. Na závěr bylo třeba brát v úvahu přítomnost obrazových artefaktů, kde bylo hlavním cílem snížit jejich četnost a intenzitu.

Základní postup při optimalizaci vybrané sekvence se skládal z několika částí. Na začátku jsme nejprve zvolili vhodnou sekvenci, která nejlépe odpovídala požadovaným parametrům a cílům vyšetření. Poté jsme nastavili specifické parametry sekvence pro dosažení optimálního obrazu. Následovalo testování upravené sekvence, nejprve na fantomu a poté na zdravém dobrovolníkovi. Během testování byla kontrolována kvalita získaného obrazu, kontrast, rozlišení a další parametry. Součástí optimalizace bylo také důležité sledovat přítomnost artefaktů.

Pro hodnocení SNR obrazové dokumentace jsme použili měření založené na doporučeních National Electrical Manufacturers Association. (1) Při testování sekvencí jsme měřili SNR na MR fantomu umístěním jedné eliptické ROI do centra fantomu a čtyř čtvercových ROI v každém rohu obrazu.



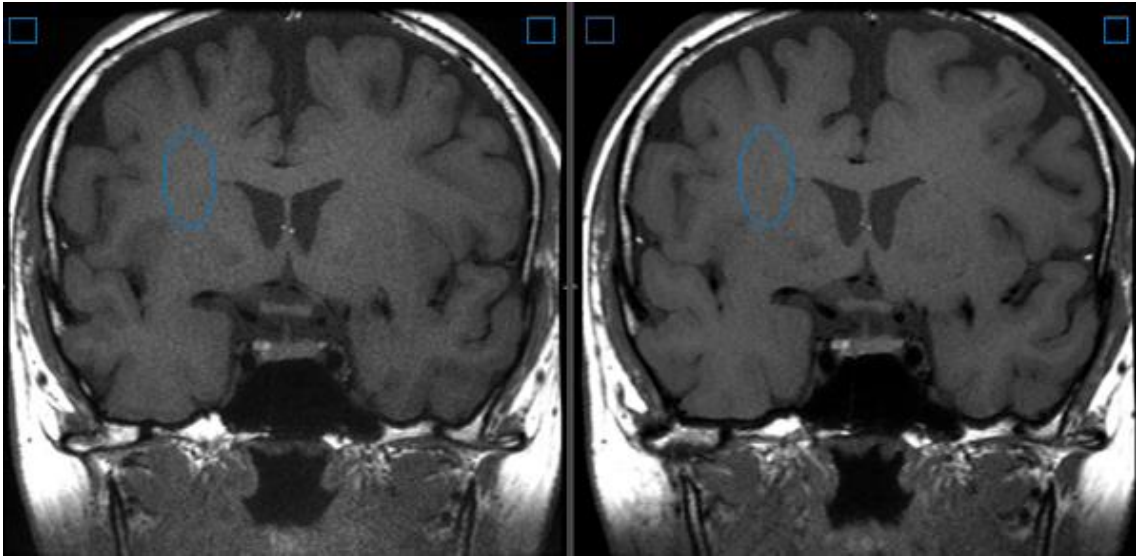
*Obrázek 8: Měření SNR na fantomu*

Následně je možné použít matematickou rovnici, která slouží k estimaci SNR:

$$\frac{S}{N} \cdot 0,66$$

V této rovnici S reprezentuje průměrnou hodnotu signálu v oblasti zájmu (např. MR fantomu), zatímco N představuje průměrnou hodnotu signálu v okrajových oblastech obrazu, kde je očekávána nízká hodnota SNR z důvodu většího šumu. Hodnota 0.66 je

empirickou konstantou, která byla stanovena z experimentálních dat a slouží ke korekci zkreslení způsobených šumem v MR obrazu.



*Obrázek 9: Měření SNR pomocí ROI*

Obdobná metoda byla použita i pro měření SNR in vivo. Zde jsme umístili eliptickou ROI do oblasti bílé hmoty pravé corona radiata (S), mimo struktury šedé hmoty či likvorové prostory. Čtvercové ROI byly umístěny pouze do pravého a levého horního okraje obrazu (N) pro eliminaci propagace šumu ze zobrazované anatomie (ve směru fázového kódování).

V rámci hodnocení kvality navrhovaných sekvencí pro zobrazování hypofýzy byli zapojeni dva zkušení neuroradiologové, V.S. s 4 lety praxe v oboru a V.J. s 14 lety praxe. Oba radiologové byli zaslepeni k parametrům sekvencí i k hodnocení svého kolegy. Hodnocení probíhalo na semikvantitativní škále, kdy každý radiolog přiřadil každé sekvenci od 0 do 5 bodů ve třech kategoriích: signál-šum poměr (SNR), tkáňový kontrast a artefakty. Celkové skóre bylo vypočteno součtem bodů z těchto tří kategorií, přičemž maximální počet bodů byl 15.

Při hodnocení kategorie SNR se radiologové zaměřili na přítomnost šumu a jeho vliv na diagnostickou kvalitu obrazových dat. V kategorii kontrast bylo rozhodující určení tkáňového kontrastu v rámci zobrazované anatomie, zejména mezi fyziologickou žlázou a adenomem nebo mezi adenomem a jizevnatými pooperačními změnami. V kategorii artefakt se radiologové zaměřili na přítomnost artefaktů v obraze a jejich dopad na diagnostickou kvalitu.

Tabulka 4: Hodnocení kvality zobrazování hypofýzy z hlediska SNR, kontrastu a artefaktů

Hodnocení	SNR	Kontrast	Artefakty
1 bod	šum znemožňuje spolehlivou interpretaci dat	nemožnost odlišit fyziologickou hypofýzu od patologie	artefakty znemožňující spolehlivou interpretaci dat
2 body	šum výrazně ztěžuje interpretaci	obtížná diferenciaci mezi hypofýzou a patologií	artefakty výrazně ztěžuje interpretaci
3 body	šum zhoršující přehlednost, ale s jen minimálním možným vlivem na interpretaci	místy špatná diferenciaci mezi fyziologickou žlázou a patologií	artefakty zhoršující přehlednost, ale s jen minimálním možným vlivem na interpretaci
4 body	diagnosticky zanedbatelný šum	diagnosticky zanedbatelné nejasnosti stran rozsahu patologie	diagnosticky zanedbatelné artefakty
5 bodů	bez šumu	zcela jasný rozsah patologie	bez patrných artefaktů

Výše uvedená hodnotící tabulka zobrazovacího vyšetření hypofýzy hodnotí tři faktory: signál-šum poměr (SNR), kontrast a artefakty. Hodnoty se pohybují na škále od 1 do 5 a každý faktor je posouzen podle toho, jak ovlivňuje spolehlivost a přesnost interpretace výsledků zobrazování. Hodnocení začíná bodem 1 pro nejhorší možnou kvalitu zobrazování a končí body 5 pro nejlepší možnou kvalitu zobrazování. Toto hodnocení je užitečné pro posouzení diagnostické kvality sekvencí pro zobrazování hypofýzy a pro volbu nejvhodnějších metod a parametrů pro zobrazování této oblasti.

### **Průběh ambulantního vyšetření hypofýzy na magnetické rezonanci v ÚVN:**

Před samotným vyšetřením byl pacient vyzván, aby si odložil veškerý kovový materiál, jako byly například šperky, hodinky, brýle, klíče apod. Následně jsme pacienta umístili na polohovací stůl, přičemž jsme vyšetřovaného požádali, aby zůstal co nejvíce klidný a minimalizoval pohyby během skenování. Tím jsme zajistili získání co nejpřesnějších a interpretovatelných obrazů. Před samotným MR vyšetřením jsme pacienta obeznámili s faktem, že v průběhu uslyší charakteristický hluk, který vzniká v důsledku pohybu gradientních cívek. Intenzita tohoto hluku se liší v závislosti na nastavení sekvencí a parametrů MR, proto aby se minimalizovala nepříjemnost spojená s hlukem, obdržel pacient od personálu jednorázové špunty do uší. Pro vyšetření hypofýzy jsme použili 32-kanálovou hlavovou cívku, která byla umístěna kolem hlavy pacienta. Tato cívka zachycuje signály vytvářené tkáněmi v těle vyšetřovaného. Po správném umístění pacienta a aktivaci magnetického pole jsme zahájili vyšetřování. Během skenování byla vytvářena série vážených obrazů, která poskytla detailní informace o hypofýze a okolních strukturách. Doba vyšetření trvala zpravidla 15 minut, přičemž se mohla pro některé pacienty lišit v závislosti na požadovaných sekvencích a úpravě jednotlivých parametrů.

### **Peroperační vyšetření hypofýzy na 3 T MR v ÚVN:**

Peroperační vyšetření bylo na rozdíl od ambulantního prováděno v celkové anestezii pacienta a primárně sloužilo k získání aktuálních informací o umístění, velikosti a eventuálně reziduálních částech nádoru. Během peroperačního vyšetření nebyla použita hlavová cívka, jak je tomu u běžného diagnostického vyšetření, ale dvě povrchové cívky. Ta byla uložena na povrch těla pacienta a svojí polohou ovlivnila kvalitu získaného obrazu. Po celou dobu peroperačního MR vyšetření byl přítomen neuroradiolog, který okamžitě interpretoval snímky a poskytoval zpětnou vazbu neurochirurgovi. Na základě interpretace snímků neurochirurg rozhodl o dalším průběhu operace, aby tak maximalizoval účinnost zákroku.



## 5 VÝSLEDKY

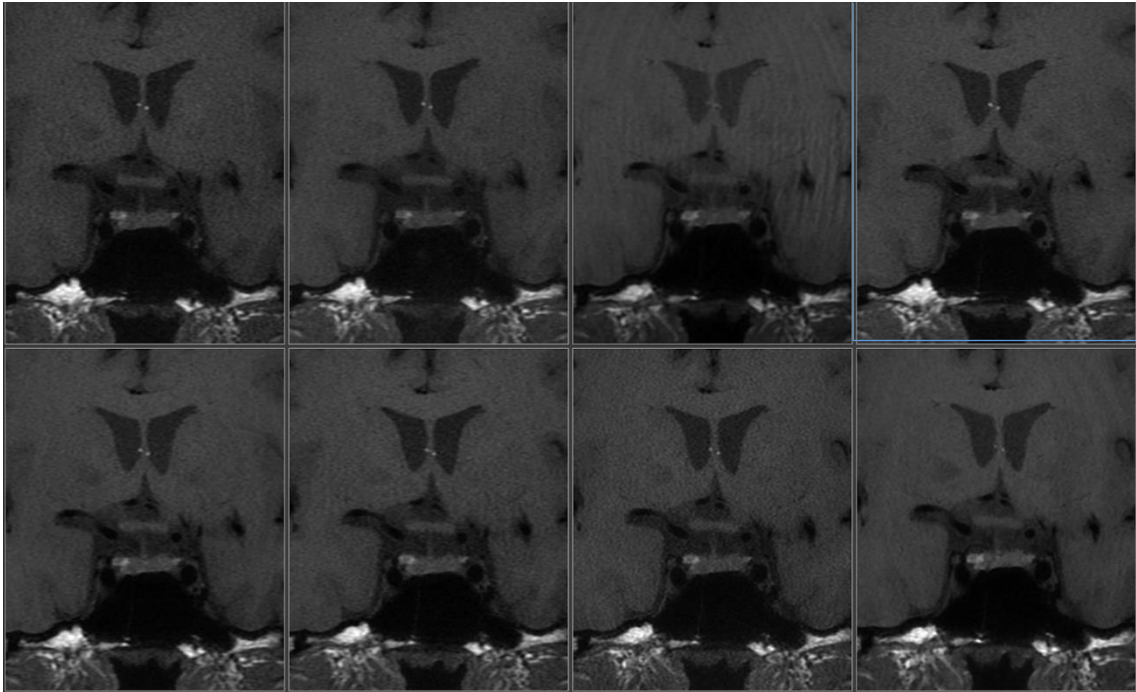
### 5.1 Optimalizace sekvence na dobrovolníkovi

Tabulka 5 obsahuje parametry zobrazovacích MR sekvencí, včetně TR (Repetition Time), TE (Echo Time), FOV (Field of View), matrixu, tloušťky řezů, mezery mezi řezy, ETL (Echo Train Length), FA (Flip Angle), NEX (Number of Excitations) a PI (Parallel Imaging) faktoru. Pro každou verzi sekvence jsou hodnoty jednotlivých parametrů různé, zatímco body radiologů ukazují jejich subjektivní hodnocení kvality získaných obrazů.

*Tabulka 5: Parametry nastavení pro vyšetření hypofýzy*

Parametr	Originál	Verze 2	Verze 3	Verze 4	Verze 5	Verze 6	Verze 7	Verze 8
TR [ms]	400	400	700	500	500	500	500	500
TE [ms]	14	14	8,7	14	14	14	14	14
FOV [mm]	16	16	16	16	16	16	16	16
Matrix	352x200	352x200	352x200	352x200	352x200	352x200	352x256	352x256
Slice thickness [mm]	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
Slice gap [mm]	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
ETL	1	1	3	1	1	1	1	1
FA [°]	90	90	110	90	90	90	90	90
NEX	4	4	3	4	4	4	3	3
PI faktor	2	1	2	2	2	2	2	2
Bandwidth [Hz/pixel]	98	98	78	110	75	122	98	75
Čas náběru	03:00	06:00	03:31	03:39	03:39	03:39	03:48	03:48
SNR	4,94	5,88	4,69	6,57	6,99	5,57	4,46	6,01
Radiolog 1	11 bodů	12 bodů	9 bodů	13 bodů	13 bodů	12 bodů	12 bodů	12 bodů
Radiolog 2	11 bodů	13 bodů	9 bodů	13 bodů	12 bodů	12 bodů	12 bodů	12 bodů

T1 vážené obrazy v koronárním řezu byly získány pro každou verzi sekvence a následně byly ohodnoceny dvěma radiology, kteří každému obrazu přiřadili body na základě jeho kvality (tabulka 4). Následně bylo provedeno měření SNR.



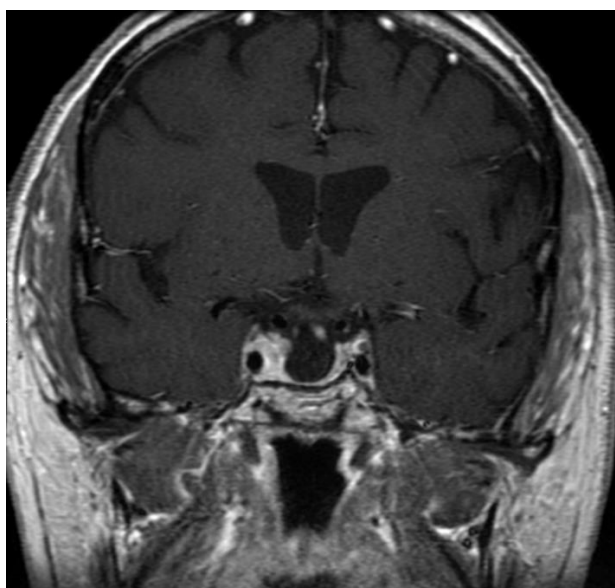
*Obrázek 10: Verze T1 vážených koronárních obrazů – pořadí odpovídá tabulce číslo 5, modře označená Verze 4*

## **5.2 Dispenzární vyšetření**

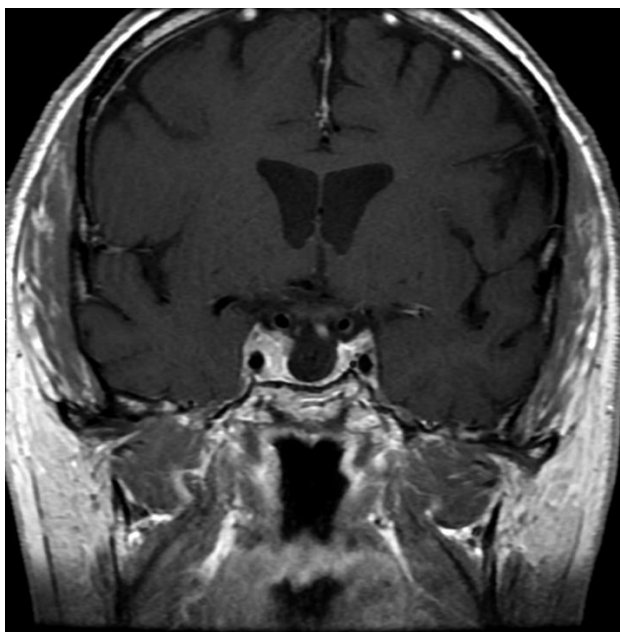
Dispenzární vyšetření proběhlo u 10 pacientů s hypofyzárními nádory. Z tohoto počtu bylo 7 pacientů vyšetřeno před operačním výkonem a 3 pacienti po operačním výkonu. Všichni pacienti byli starší 18 let. Tabulka 6 obsahuje výsledky hodnocení standardní (Originál) sekvence vyšetření adenomů hypofýzy, která byla používána před implementací nové navrhované sekvence (verze 4). V tabulce jsou uvedeny hodnoty SNR, kontrastu a artefaktů pro každého z 10 pacientů, ohodnocené oběma radiology. Průměrné naměřené SNR bylo 4,69 a celkové skóre bylo 10,3 bodů (radiolog 1) a 10,4 bodů (radiolog 2).

*Tabulka 6: Hodnocení SNR, kontrastu a artefaktů pro výchozí sekvence vyšetření adenomů hypofýzy*

Pacient	SNR	Radiolog 1			Radiolog 2		
		SNR 1	Kontrast 1	Artefakty 1	SNR 2	Kontrast 2	Artefakty 2
1	5,22	3	4	3	4	4	3
2	5,31	3	5	4	4	4	3
3	3,96	2	3	3	3	3	3
4	4,19	3	4	3	3	4	3
5	4,02	3	4	3	3	3	3
6	4,78	3	4	4	4	4	3
7	5,31	3	4	3	3	5	3
8	5,25	3	5	4	4	4	4
9	3,72	3	4	3	3	4	3
10	5,09	3	4	3	3	4	3
<b>Průměr</b>	<b>4,69</b>	2,9	4,1	3,3	3,4	3,9	3,1



*Obrázek 11: MR koronární vážený obraz pořízen během dispenzárního vyšetření – sekvence Originál*

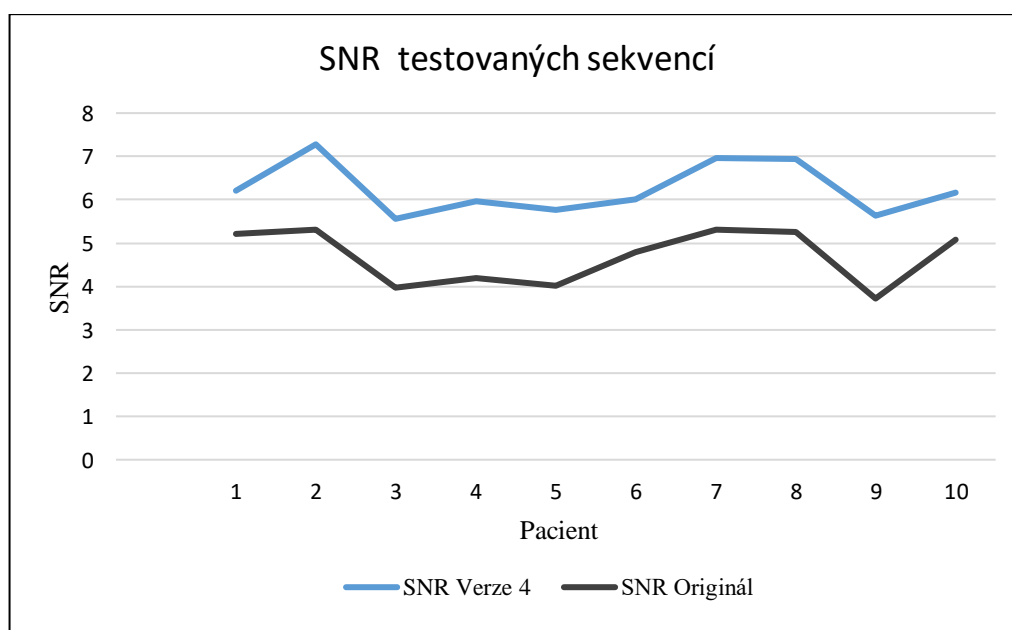


*Obrázek 12: MR koronární vážený obraz pořízen během dispenzárního vyšetření  
– sekvence Verze 4*

Tabulka 7 shrnuje výsledky hodnocení upravené sekvence (verze 4) pro vyšetření adenomů hypofýzy. Na základě této tabulky lze vidět, že průměrné naměřené SNR bylo 6,21. Tabulka zahrnuje výsledky hodnocení SNR, kontrastu a artefaktů pro 10 pacientů a porovnává výsledky obou radiologů. Celkové skóre Radiologa 1 bylo 12,6 bodů a Radiologa 2 bylo 12,1 bodů.

Tabulka 7: Hodnocení SNR, kontrastu a artefaktů pro upravené sekvence vyšetření adenomů hypofýzy v ÚVN

Pacient	SNR	Radiolog 1			Radiolog 2		
		SNR 1	Kontrast 1	Artefakty 1	SNR 2	Kontrast 2	Artefakty 2
1	6,21	4	4	4	4	4	4
2	7,28	5	5	4	4	5	4
3	5,56	4	4	4	4	4	4
4	5,97	4	4	4	4	4	4
5	5,76	4	5	4	4	4	4
6	6,01	4	5	4	4	4	4
7	6,96	4	5	4	4	5	4
8	6,93	4	4	4	4	4	4
9	5,64	4	5	3	3	4	4
10	6,16	4	5	4	4	4	4
<b>Průměr</b>	<b>6.25</b>	4,1	4,6	3,9	3,9	4,2	4
<b>Celkové skóre</b>		<b>12,6 bodů</b>			<b>12,1 bodů</b>		



Obrázek 13: Graf závislosti SNR na pacientovi

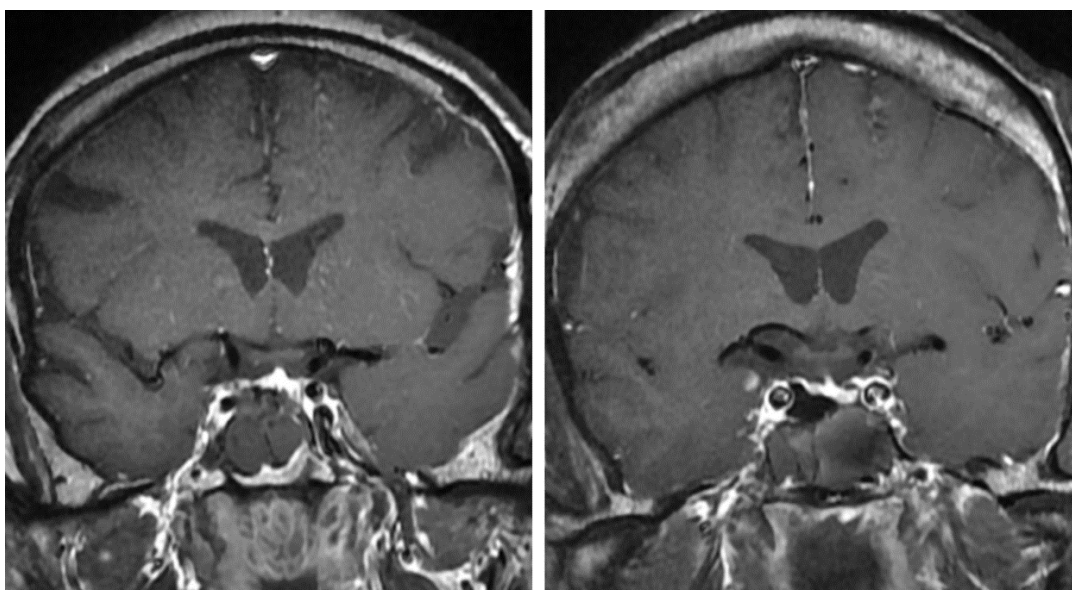
### 5.3 Peroperační vyšetření

Tabulka 8 obsahuje parametry peroperační, standardně využívané sekvence (původní TIC Cor) a navrhované (TIC Cor) pro vyšetření hypofýzy. V rámci peroperačního vyšetření jsme provedli změnu v parametrech TR a Bandwidth. Neproběhlo zde zhodnocení SNR ani vyhodnocení radiologem, jelikož u obou pacientů byly před vyšetřením nasazeny povrchové cívky, které nemají pevně stanovenou a přesně známou polohu. To mělo vliv na přesnost a konzistenci SNR měření (viz diskuze).

S ohledem na specifické podmínky tohoto vyšetření, nebylo možné provést obě sekvence na jednom pacientovi. Níže zmíněný Obr. 4 proto reprezentuje 2 pacienty, první pacient (obr. vlevo) druhý s upravenou sekvencí (obr. Vpravo). I přesto získané výsledné obrazy poukazují na vizuální rozdíly mezi běžně využívanou sekvencí a naší modifikovanou sekvencí.

*Tabulka 8: Parametry pro výchozí a upravenou sekvenci peroperačního vyšetření hypofýzy na 3 T magnetické rezonanci v ÚVN*

<b>Parametr</b>	<b>Původní TIC Cor</b>	<b>Navrhovaná TIC Cor</b>
TR [ms]	400	500
TE [ms]	17	17
FOV [mm]	200x200	200x200
Matrix	320x200	320x200
Slice thickness [mm]	3	3
Slice gap [mm]	0,3	0,3
ETL	1	1
FA [°]	90	90
NEX	1	1
PI faktor	1	1
Bandwidť [Hz/pixel]	61	70
Čas náběru	03:48	03:48



*Obrázek 14: Koronární obrazy peroperačního vyšetření – vlevo standardní sekvence, vpravo upravená sekvence*

## 6 DISKUZE

Výsledky praktické části jsou rozděleny do tří hlavních částí. První část se zaměřuje na optimalizaci sekvencí, které byly provedeny na dobrovolníkovi. Druhá část se zabývá dispenzárním vyšetřením a třetí, poslední část se věnuje peroperačnímu vyšetření.

Optimalizaci sekvencí jsme začali na zdravém dobrovolníkovi z řad personálu radiologického oddělení ÚVN, který byl obeznámen s cíli studie průběhem vyšetření a podepsal informovaný souhlas. Hlavními cíli optimalizace sekvence bylo zlepšení SNR a snížení artefaktů v koronární rovině nabírané postkontrastní T1 vážené sekvence, které jsou dominantní při diagnóze ložiskových změn hypofýzy. Cílem nebylo zásadně měnit rozlišení, kontrast obrazu, délku náběru ani FOV vzhledem k navyknutí lékařského personálu na obrazová data již používaného MR protokolu. Během testování na dobrovolníkovi bylo otestováno 8 různých verzí koronární sekvence, z nichž první byla sekvence běžně používaná (Originál – výchozí bod).

Tabulka 5 uvádí osm různých verzí nastavení na 3 T magnetické rezonanci, které byly použity při zkoumání ideálních parametrů pro vyšetření hypofýzy. Sloupec Originál představuje souhrn přednastavených, standardních parametrů, které jsou využívány na diagnostickém oddělení ÚVN. Pro výzkum je tento sloupec použit jako referenční bod pro porovnání výsledků získaných pomocí modifikovaných parametrů. Tento srovnávací přístup umožňuje určit, zda jsou změny v parametrech účinné při zvyšování diagnostické hodnoty získaných dat. Verze v uvedené tabulce se liší v několika parametrech, jako jsou například délka TR, TE, FA, PI faktor, nebo šířka pásma (bandwidth). Tyto parametry byly měněny a optimalizovány s cílem zvýšit diagnostickou hodnotu získaných dat. Pro každou verzi byla také vypočtena hodnota SNR, která byla použita k porovnání kvality získaných dat. Při testování jsme se zaměřili na úpravu určitých parametrů již existujících sekvencí tak, aby byly lépe přizpůsobeny specifickým potřebám daného vyšetření (fine-tuning). Více jsme se zaměřili hlavně na následující parametry:

- **TR** určuje především T1 vážení obrazu. TR použitý v testované sekvenci byl 400 ms, což vytváří relativně silné vážení T1 obrazu, ale zároveň snižuje SNR a způsobuje více šumu v obraze. Při zvyšování TR se zvyšuje SNR, ale obraz postupně ztrácí na T1 vážení, což může mít negativní vliv při odlišování



ložiskových změn hypofýzy od fyziologické žlázy. Během našeho testování jsme hledali ideální kompromis mezi SNR a T1 vážením.

- **Fázová akcelerace** (parallel imaging) pomocí ARC (autocalibrating reconstruction for cartesian imaging) je relativně běžně používanou metodou urychlení náběru dat. Ve vybraných případech ale může zatěžovat obraz specifickými artefakty, zároveň použití akceleračních technik snižuje SNR (vzhledem k náběru menšího počtu řádků K-prostoru). Původní používaná sekvence měla akcelerační faktor 2 a NEX faktor 4, při našem testování ale jiné kombinace akceleračního faktoru a NEX (např. PI 1,5 a NEX 3) neměly znatelný vliv na obrazovou kvalitu, ponechali jsme tedy původní nastavení
- **Šířka pásma** (bandwidth) je rozsah přijímaných frekvencí během náběru dat. Nižší bandwidth umožňuje vyšší SNR, ale zároveň zvyšuje pravděpodobnost obrazových artefaktů (méně přesná vzorkovací frekvence o vyšším kmitočtu), včetně artefaktů z kavernózních úseků karotid. Ty mohou způsobit diagnostické dilema, pokud se promítnou do oblasti hypofýzy. Při našem testování se jako vhodnější jevílo bandwidth mírně zvýšit, mimo jiné díky vyššímu signálu při prodloužení TR.
- **Počet ech v sekvenci** (ETL – Echo Train Length) je parametr, který určuje, kolik ech signálu je získáno během jednoho impulzního cyklu. Přičemž ETL ovlivňuje rychlost a kvalitu získávaných dat. V našem případě jsme se většinou rozhodli používat ETL hodnotu 1, což znamená, že jsme získávali pouze jedno echo po každé excitaci v sekvenci. Delší ETL může zvýšit SNR a zkrátit akviziční čas, zároveň ale může zvýšit citlivost na pohybové artefakty a potenciálně vést k méně ostrým obrazům. V rámci našeho testování delší ETL nevedlo k vyšší obrazové kvalitě.
- **Velikost matice** (Matrix) odkazuje na počet vzorků (pixelů) v jednotlivých dimenzích obrazu. Velikost matice jsme upravovali ve směru fázového kódování (phase encoding steps), přičemž jsme také v některých verzích zvýšili počet pixelů. Například jsme přešli z matice o rozměrech 352 x 200 na 352 x 256 což vedlo k mírně ostřejšímu obrazu, ale za cenu delší akvizice a nižšího SNR. Velikost matice jsme tedy při našem testování ponechali bez změn, z důvodu sporného diagnostického přínosu vyšší matice.

Druhá část výsledků se zabývá dispenzárním vyšetřením, které stejně jako předchozí probíhalo na 3 T magnetické rezonanci na diagnostickém oddělení ÚVN. Obecně je dispenzární vyšetření zaměřeno na sledování růstu adenomu hypofýzy a zhodnocení případných změn ve struktuře a velikosti hypofýzy a okolních tkání. Do studie byli vybráni pacienti, kteří byli ambulantně vyšetřeni a souhlasili se sdílením anonymizovaných obrazových dat.

V obou zmíněných tabulkách 6 a 7 jsou srovnány tři proměnné: SNR, kontrast a artefakty. Tabulka s upravenou sekvencí (Verze 4) byla použita pro stejný typ vyšetření hypofýzy na diagnostickém oddělení jako tabulka se standardně využívanou sekvencí (Originál). Z výsledků tabulek je zřejmé, že sekvence Verze 4 poskytuje lepší výsledky než původní sekvence Originál. Průměrné hodnocení SNR (Signal-to-Noise Ratio) u Verze 4 je 6,25, zatímco pro výchozí sekvenci je hodnota 4,69. Získaná celková skóre ukazují, že upravená sekvence dosahuje výsledků o něco lepších než Originál. Ze získaných výsledků můžeme usoudit, že nová sekvence je účinnější než původní sekvence v poskytování lepších výsledků v kategoriích SNR, kontrast a artefakty.

Získané Obr. číslo 11 a 12 z dispenzárního vyšetření vykazují na první pohled patrné změny ve vizuální kvalitě. Přičemž Obr. 12, který je vytvořen pomocí sekvence Verze 4, poskytuje vylepšení ve srovnání s Obr. 11. Můžeme si všimnout, že Obr. 12 je čistší a méně "rozostřený". To má na starosti nižší šum v MR obraze, což ve výsledku umožňuje jasnější vizualizaci detailů a snížení potenciální záměny nebo nepřesnosti při interpretaci. Dalším aspektem je nižší výskyt artefaktů, což poskytuje méně zkreslení a více přesný obraz.

Poslední část výsledků je věnována peroperačnímu vyšetření, kde jsme se soustředili na úpravu parametrů TR a šířku pásma. Tabulka číslo 8 obsahuje parametry peroperačního, standardně využívaného vyšetření (původní TIC Cor) a upraveného vyšetření (TIC Cor) hypofýzy. V rámci peroperačního vyšetření jsme provedli změnu hodnoty TR, kde původní sekvence měla TR 400 ms, zatímco u sekvence T1 Cor byla tato hodnota zvýšena na 500 ms. Tabulka také ukazuje změnu parametru Bandwidth, který byl z 61 Hz/pixel zvýšen na 70 Hz/pixel, s cílem zlepšit kvalitu získaných MR obrazů.

S ohledem na specifické podmínky peroperačního vyšetření bylo nevhodné provést testování obou sekvencí na jednom pacientovi. Tato volba by znamenala

prodloužení celkové doby vyšetření, což by se negativně zvyšovalo riziko komplikací pro pacienta, včetně možné infekce. Kromě toho by se také zvýšily náklady spojené s vyšetřením. Vzhledem k tomu, že při peroperačním vyšetření byly použity povrchové cívký, a nešlo určit jejich přesnou polohu, spolehlivé měření SNR nebylo možné. Stejně tak semikvantitavní hodnocení radiologem by mělo jen spornou vypovídající hodnotu, pro nevhodnost provádět akvizici dvou sekvencí ke srovnání v kontextu perioperační MR. Z dostupných dat se ale dá usoudit, že obrazová kvalita navrhované pulsní sekvence je alespoň srovnatelná, či mírně lepší než v případě sekvence původní.

## 7 ZÁVĚR

Cílem této studie bylo systematicky hledat nejvhodnější parametry pro sekvence hypofyzárního protokolu, vzhledem k nedostatku jednoznačného konsenzu ohledně optimálních nastavení. Pro dosažení tohoto cíle bylo navrženo několik různých variant parametrů, které byly pečlivě testovány na dostatečně širokém spektru subjektů, zahrnujících dobrovolníky, dispenzární pacienty i peroperační vyšetření.

Získané poznatky této studie přinášejí slibné výsledky, které potvrzují účinnost modifikovaných sekvencí v sledovaných oblastech. Zlepšení ve vizuální kvalitě, kontrastu a redukci artefaktů naznačuje, že navržený postup je dobře použitelný v reálných klinických podmínkách. Získaná data představují důležitý krok směrem k optimalizaci MR vyšetření hypofýzy a poskytují relevantní informace pro radiology a klinický personál, kteří se zabývají vyšetřováním pacientů s podezřením na hypofyzární patologie.

Význam této studie spočívá také v jejím potenciálu přinést nové poznatky a doporučení pro optimalizaci MR sekvencí pro ambulantní i peroperační vyšetření hypofýzy. Zlepšení diagnostické hodnoty a detailní vizualizace hypofyzárních ložisek, které byly dosaženy prostřednictvím navržených parametrů, mohou přinést značné výhody při posuzování a sledování hypofyzárních abnormalit. Tímto způsobem může tato studie přispět ke zlepšení diagnostiky u pacientů s hypofyzárními problémy.

Celkově lze tedy konstatovat, že výsledky této studie potvrzují význam a aplikovatelnost navržených parametrů sekvencí pro vyšetření hypofýzy. Navrhovaný postup přináší slibné výsledky a poskytuje nové možnosti pro další inovace a zdokonalení v oblasti MR vyšetření hypofýzy, což může vést ke zvýšení efektivity diagnostiky a péče o pacienty trpících hypofyzárními patologiemi.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACTH	Adrenocorticotrophic hormone (Adrenokortikotropní hormon)
B0	Statické magnetické pole
CK	Kybernetický nůž (CyberKnife)
CNS	Centrální nervový systém
CO	Kobalt
CS	Cushingův syndrom
CT	Computed tomography (Výpočetní tomografie)
DOPA	Monoamin L-3,4-dihydroxy-6-[18F]-fluorofenylalanin
DTPAOC	Kyselina diethyltriaminpentaoctová
DWI	Difuzně vážené
EKG	Elektrokardiogram
ETL	Turbo faktor (Echo Train Length )
FA	Flip Angle
FLAIR	Fluid-attenuated inversion recovery
FOV	Field of View (Zorné pole)
FSH	Follicle-stimulating hormone (Folikulostimulační hormon)
H	Vodík
H <sup>+</sup>	Vodíkový kation
IGF-1	Inzulinový růstový faktor 1 (Inzulin Like Growth Factor 1)
IMRT	Intensity-modulated radiotherapy
K	Kelvin
KL	Kontrastní látka
LGN	Leksellův gama nůž
LH	Luteinising hormone (Luteinizační hormon)
LINAC	Linear Accelerator (Lineární urychlovač)
MR	Magnetická rezonance
MSH	Melanocyty stimulující hormon
NEX	Počet excitací
NM	Nukleární medicína
O	Kyslík
PD	Proton Density

PET	Pozitronová emisní tomografie
PET/CT	Kombinovaná pozitronová emisní tomografie a výpočetní tomografie
RF	Radiofrekvenční pulz
RF cívky	Radiofrekvenční cívky
ROI	Oblast zájmu (Region of Interest)
RT	Radioterapie
RTG	Rentgen
SNR	Signal to Noise Ratio
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie
SRS	Stereotaktická radiochirurgie (Stereotactic radiosurgery)
SRT	Stereotaktická radioterapie (Stereotactic radiotherapy)
T	Tesla
T1	T1 relaxační čas
TIW	Obrazy vážené T1 relaxačním časem
T2	T2 relaxační čas
T2W	Obrazy vážené T2 relaxačním časem
TE	Time to Echo
TR	Time to Repeat (Repetiční doba)
TSF	Transsfenoidální
TSH	Thyreotropin
TSK	Transkraniální
ÚVN	Ústřední vojenská nemocnice
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. **Todd W. Vanderah, Douglas J. Gould.** *Nolte's The Human Brain An Introduction to its Functional Anatomy*. 8. vydání. Philadelphia : Elsevier, 2020. ISBN: 9780323653985.
2. **Fiala Pavel, Valenta Jiří.** *Přehled anatomie centrálního nervového systému*. Praha : Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2020. ISBN 978-80-246-4477-6.
3. **Netter, Frank H.** *Netter Atlas of Human Anatomy*. 8. místo neznámé : Elsevier, 2022. ISBN 978-0323680424.
4. **Vokurka Martin, kol.** *Patofyziologie pro nelékařské směry*. Praha : Karolinum, 2019, 4., upravené vydání. ISBN 978-80-246-3563-7.
5. **Netuka David, kol.** *Adenomy hypofýzy*. Praha : Maxdorf, 2019. ISBN 978-80-7345-620-7.
6. **Václav Vybíhal, Karel Máca, Karel Starý, Jan Dobrovolný, Martin Smrčka, Radek Pejčoch, Miloš Štefl, Miloš Keřkovský.** Terapie adenomů hypofýzy - možnosti chirurgické léčby. *Onkologie*. 5, 2021, Sv. 15, s. 226-230.
7. **Kabel, Ahmed.** Pituitary Adenomas: Insights into the Recent Trends. *Journal of Cancer Research and Treatment*. vol. 4, 2020, no. 2, s. 21-23.
8. **Gabalec Filip, Čáp Jan.** Farmakologická léčba tumorů hypofýzy. *Praktické lékařství*. 2014, 10 (5) s. 174-176.
9. **Jean-François Bonneville, Fabrice Bonneville, Françoise Cattin, Sonia Nagi.** *MRI of the Pituitary Gland*. Švýcarsko : Springer International Publishing AG, 2016. ISBN 9783319290430.
10. **Noriaki Fukuhara, Mitsuru Nishiyama, Yasumasa Iwasaki.** Update in Pathogenesis, Diagnosis, and Therapy of Prolactinoma. *Cancers*. 2022, Sv. 14, 15.
11. **Maria Fleseriu, Ibrahim A. Hashim, Niki Karavitaki, Shlomo Melmed, M. Hassan Murad, Roberto Salvatori, Mary H. Samuels.** Hormonal Replacement in Hypopituitarism in Adults: An Endocrine Society Clinical Practice Guideline. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2016, Sv. 101.

12. **Eve Bloomgarden, Mark E. Molitch.** Surgical treatment of prolactinomas: cons. *Endocrine*. 2014, Sv. 47.
13. **Michal, Kršek.** Cushingův syndrom. *Interní medicína pro praxi*. 15, 2013, č. 11-12 s. 368-371.
14. **Nieman, Beverly M. K. Biller, James W. Findling, M. Hassan Murad, John Newell-Price, Martin O. Savage, Antoine Tabarin.** Treatment of Cushing's Syndrome: An Endocrine Society Clinical Practice Guideline. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*. 2015, Sv. 100, 8.
15. **Nieman, Lynnette K.** Recent Updates on the Diagnosis and Management of Cushing's Syndrome. *Endocrinology and metabolism*. 2018, Sv. 33, 2.
16. **Michal, Kršek.** Diferenciální diagnostika selárních expanzí. *Interní Medicína pro Praxi*. 17, 2015, č. 4, s. 169-172.
17. —. Akromegalie a medikamentózní léčba. *Vnitřní lékařství*. 2015, Sv. 61, 2.
18. **Roula Zahr, Maria Fleseriu.** Updates in Diagnosis and Treatment of Acromegaly. *Eur Endocrinol*. 2018, Sv. 14, 2.
19. **Leandro Kasuki, Leonardo Vieira Neto, Mônica R. Gadelha.** Cabergoline treatment in acromegaly: cons. *Endocrine* . 2014, 46.
20. **Jezková J, Marek J, Hána V, Krsek M, Weiss V, Vladyka V, Lisák R, Vymazal J, Pecan L.** Gamma knife radiosurgery for acromegaly-long-term experience. *Clin Endocrinol* . 2006, Sv. 64, 5.
21. **P. Beck-Peccoz, C. Giavoli, A. Lania.** TSH-secreting pituitary adenomas. *Journal of Endocrinological Investigation volume*. 42, 2019.
22. **Weerakkody Y, Knipe H, Gaillard F, et al.** Pituitary macroadenoma. *Radiopaedia.org*. [Online] 3. 4 2023. [Citace: 5. 5 2023.]  
[https://radiopaedia.org/articles/pituitary-macroadenoma-1?case\\_id=pituitary-adenoma-1](https://radiopaedia.org/articles/pituitary-macroadenoma-1?case_id=pituitary-adenoma-1).
23. **Gaillard F, Du D, Knipe H, et al.** Pituitary microadenoma. *Radiopaedia.org*. [Online] 19. 4 2023. [Citace: 2. 5 2023.] dostupné z:  
<https://radiopaedia.org/articles/pituitary-microadenoma>.



24. **Ray H. Hashemi, Christopher J. Lisanti, William G. Bradley, Jr.** *MRI The Basics*. místo neznámé : Lippincott Williams and Wilkins, 2017. ISBN 9781496384324.
25. **Jan Baxa, Jiří Ferda, Hynek Mírka, Alexander Malán.** *Základy zobrazovacích metod*. Praha : Galén, 2015. ISBN 9788074921643.
26. **Chavhan, Govind B.** *MRI Made Easy*. 2. Indie : Jaypee Brothers Medical Pub, 2013. ISBN 9789350902707.
27. **Malíková, Hana.** *Základy Radiologie a Zobrazovacích Metod*. Praha : Karolinum Press, 2019. ISBN 9788024641003.
28. **Jaroslav Vomáčka, kol.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 2. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci (UPOL), 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
29. **Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves, Martin R. Prince.** *MRI from Picture to Proton*. (3rd ed.). Cambridge : Cambridge University Press, 2017. ISBN: 9781107706958.
30. **Bernd André Jung, Matthias Weigel.** Spin echo magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2013, 4.
31. **Elster, Allen D.** QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI. [Online] 2021. [Citace: 22. 11 2022.] Dostupné z: <https://mriquestions.com/image-contrast-trte.html>.
32. **Žižka Jan, Tintěra Jaroslav, Mechl Marek et al.** *Protokoly MR zobrazování. Pokročilé techniky*. Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-179-7.
33. **Ferda, Jiří.** *Inovativní zobrazovací metody*. Praha : Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-186-5.
34. **Vomáčka, Jaroslav.** *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*, 2. vydání. Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
35. **Allen D. Elster.** Questions and Answers in MRI. *Gradient Coils*. [Online] [Citace: 24. 12 2022.] Dostupné z: <https://mriquestions.com/gradient-coils.html>.
36. **Catherine Westbrook, John Talbot.** *MRI in Practice*. 5. edice. Hoboken : Wiley-Blackwell, 2018. ISBN 9781119392002.

37. **J. Ray Ballinger., Yap J., Frank Gaillard., et al.** Diamagnetism. *Radiopedia.org*. [Online] 13. 10 poslední úprava 2022. [Citace: 25. 2 2023.] <https://radiopaedia.org/articles/diamagnetism?lang=us>.
38. **Alan Gerevini, Luca Bartalini.** *Artifacts and Technical Solutions in MR Diagnostic Imaging*. Exeter (UK) : Independently Published, 2018. ISBN 9781728734927.
39. **Maxim Zaitsev, Julian Maclaren, Michael Herbst.** Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions. *J Magn Reson Imaging*. 2015.
40. **Katarzyna Krupa, Monika Bekiesińska-Figatowska.** Artifacts in magnetic resonance imaging. *Pol J Radiol*. 2015.
41. **Poppen, James Leonard.** Changing concepts in the treatment of pituitary adenomas. *Bulletin of the New York Academy of Medicine*. 1963, Sv. svazek 39.
42. **Jean François Bonneville, Jean Louis Dietemann.** *Radiographic Techniques*. Berlin : Springer, 1981. ISBN 978-3-642-67788-5.
43. **Robert Y. Shih, Jason W. Schroeder, Kelly K. Koeller.** Primary Tumors of the Pituitary Gland: Radiologic-Pathologic Correlation. *Radiographics*. 2021, Sv. 41, 7 .
44. **Radim Lipina, Petr Matoušek, Viktor Chrobok, ed.** *Transnazální endoskopická chirurgie spodiny lebni*. Havlíčkův Brod : Tobiáš, 2014. ISBN 978-80-7311-139-7.
45. **David Netuka, Andre Grotenhuis, Nicolas Foroglou, Francesco Zenga, ed.** Pituitary Adenoma Surgery Survey: Neurosurgical Centers and Pituitary Adenomas. *International Journal of Endocrinology* . [Online] 11. 4 2022. [Citace: 1. 4 2023.] <https://www.hindawi.com/journals/ije/2022/7206713/>. ID 7206713.
46. **Daniel M. Trifiletti, Samuel T. Chao, Arjun Sahgal, Jason P. Sheehan.** *Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy*. Cham : Springer , 2019. ISBN 978-3-030-16924-4.
47. **David Feltl, Jakub Cvek, Lukáš Knybel.** *Stereotaktická radioterapie*. Praha : Mladá fronta, 2019. ISBN 978-80-204-4959-7.

48. **Alfredo Conti, Pantaleo Romanelli, Evangelos Pantelis.** *Cyberknife Neurosurgery: A Practical Guide*. Cham : Springer, 2021. ISBN 978-3-030-50667-4.
49. **OKI, Yutaka.** Medical Management of Functioning Pituitary Adenoma: An Update. *Neurologia medico-chirurgica*. 2014, Sv. 54, 12.
50. **Magnetic Resonance Imaging Commission.** Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. *NEMA*. [Online] 31. 3 2021. [Citace: 1. 5 2023.] kód (MS 1-2008 (R2014, R2020)). dostupné z: <https://www.nema.org/standards/view/Determination-of-Signal-to-Noise-Ratio-in-Diagnostic-Magnetic-Resonance-Imaging>.

## 10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1: T1 vážený obraz makroadenomu hypofýzy v koronární a sagitální rovině (převzato z ÚVN).....	20
Obrázek 2: T1 vážený obraz mikroadenomu hypofýzy v koronární a sagitální rovině (převzato z ÚVN).....	21
Obrázek 3: Koronární MR vážený obraz s pohybovým artefaktem (převzato z ÚVN) ..	32
Obrázek 4: Sagitální MR vážený obraz s kovovým artefaktem (převzato z ÚVN) .....	33
Obrázek 5: Aliasing (wraparound) artefakt .....	34
Obrázek 6: Axiální MR vážený obraz s artefaktem paralelního zobrazování tzv. PI ghosting (převzato z ÚVN).....	35
Obrázek 7: Poměr adenomů hypofýzy operovaných transkraniálně vs. endonazálně mikroskopickou technikou vs. endonazálně endoskopickou technikou v ÚVN od roku 1998 do roku 2018 (5).....	41
Obrázek 8: Měření SNR na fantomu.....	45
Obrázek 9: Měření SNR pomocí ROI.....	46
Obrázek 10: Verze T1 vážených koronárních obrazů – pořadí odpovídá tabulce číslo 5, modře označená Verze 4 .....	50
Obrázek 11: MR koronární vážený obraz pořízen během dispenzárního vyšetření – sekvence Originál.....	51
Obrázek 12: MR koronární vážený obraz pořízen během dispenzárního vyšetření – sekvence Verze 4 .....	52
Obrázek 13: Graf závislosti SNR na pacientovi .....	53
Obrázek 14: Koronární obrazy peroperačního vyšetření – vlevo standardní sekvence, vpravo upravená sekvence .....	55

## 11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1: Standardní hypofyzární protokoly pro 1,5 T MR používané v ÚVN .....	37
Tabulka 2: Standardní hypofyzární protokoly pro 3 T MR používané v ÚVN .....	37
Tabulka 3: Hypofyzární protokol pro peroperační vyšetření na 3 T MR .....	39
Tabulka 4: Hodnocení kvality zobrazování hypofýzy z hlediska SNR, kontrastu a artefaktů .....	47
Tabulka 5: Parametry nastavení pro vyšetření hypofýzy .....	49
Tabulka 6: Hodnocení SNR, kontrastu a artefaktů pro výchozí sekvence vyšetření adenomů hypofýzy .....	51
Tabulka 7: Hodnocení SNR, kontrastu a artefaktů pro upravené sekvence vyšetření adenomů hypofýzy v ÚVN .....	53
Tabulka 8: Parametry pro výchozí a upravenou sekvenci peroperačního vyšetření hypofýzy na 3 T magnetické rezonanci v ÚVN .....	55