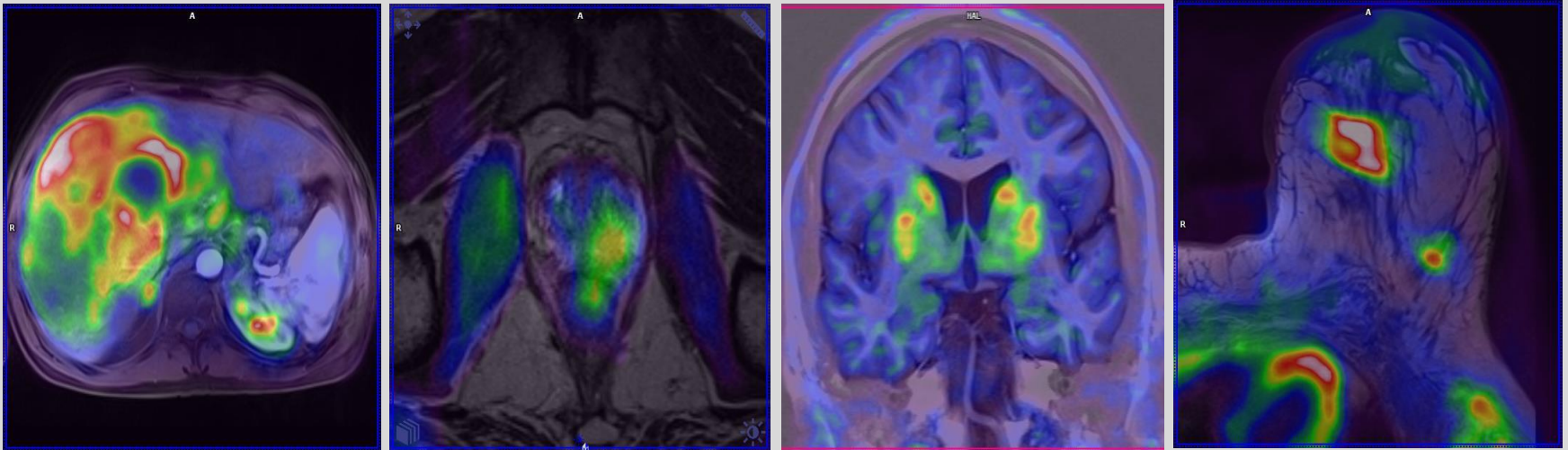


HYBRIDNÍ ZOBRAZOVACÍ ZAŘÍZENÍ PET / MR

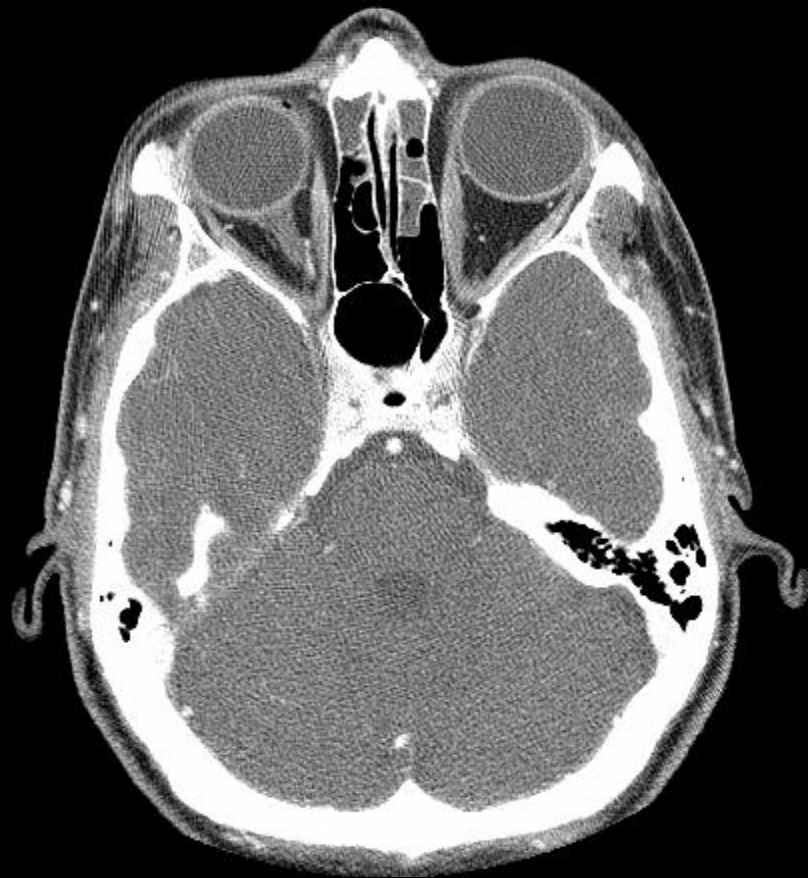


J. Vítovec, J. Ferda, E. Királyová

KLINIKA ZOBRAZOVACÍCH METOD, FAKULTNÍ NEMOCNICE PLZEŇ

CT versus MR

CT



MRI



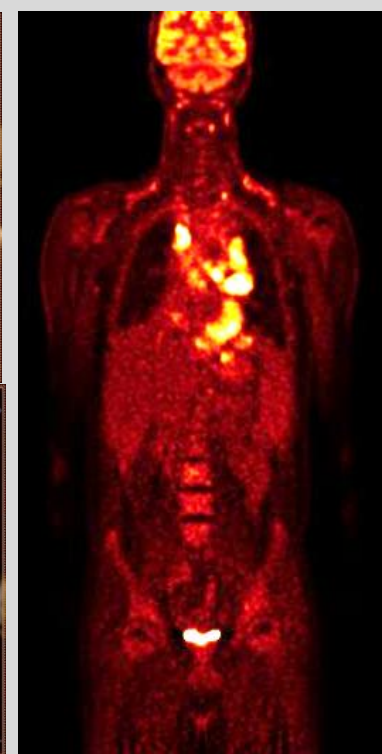
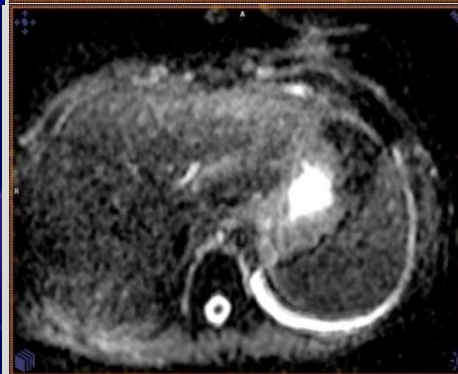
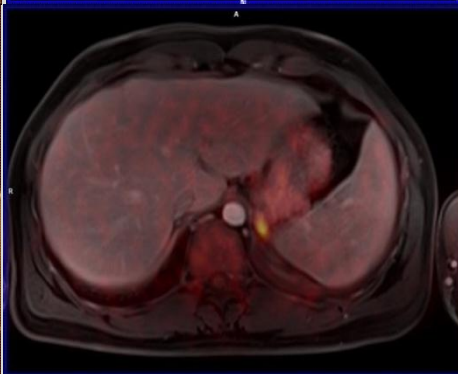
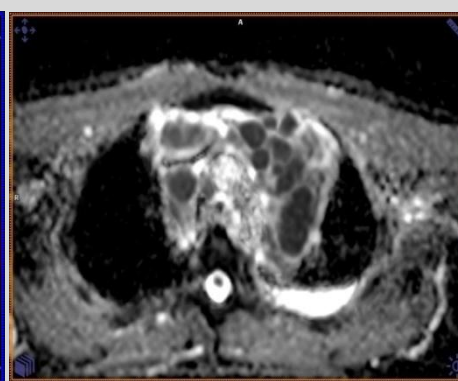
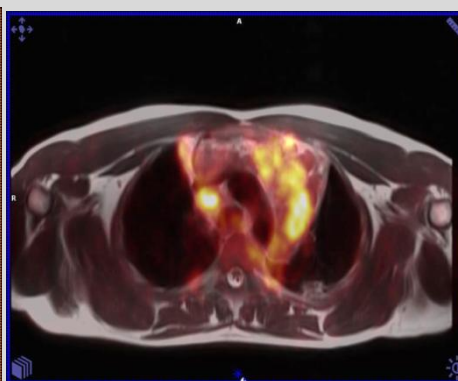
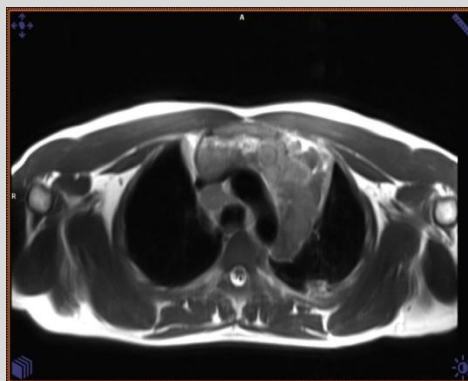
MR versus CT

- ♦ **CT - rychlost a dostupnost - akutní stavy**
 - **lepší rozlišení** - kontrastní pro tkáně s rozdílnou absorbcí IZ:
 - zobrazení hrudníku, plicního parenchymu, pankreatu, střev
 - detailní zobrazení skeletu
 - špatné odlišení tkání s obdobnou absorbcí IZ
 - **radiační zátěž**
 - **jodová kontrastní látka** – možnost renální insuficience
- ♦ **MR - variantnost - fyzikálně-funkční zobrazení**
 - **kontrastní pro měkké tkáně** - s rozdílným obsahem vody:
 - infiltrace tumorů
 - neurovaskulární zobrazení
 - mammologie
 - špatné zobrazení tkání s nízkým obsahem vody
 - **silné mag. pole** - elektronické nebo magnetické implantáty
 - **gadoliniová kontrastní látka** - vzácně opožděná systémová nefrogenní fibroza

Radiační zátěž z PET + CT / MR

Dávka pacienta při PET hybridní diagnostice

<u>Muž 70 kg / sken 90 cm:</u>	<u>Biograph 16</u>	<u>Biograph mCT</u>	<u>Biograph mMR</u>
- aplikace FDG (MBq/kg)	3,5	2,5	2,5
- $CTDI_{vol}$ (mGy)	6,6	5,1	0
- E_{RF} (mSv)	5,2	3,8	3,8
- E_{CT} (mSv)	9,5	7,5	0
$E = E_{RF} + E_{CT}$ (mSv)	14,7	11,2	3,8

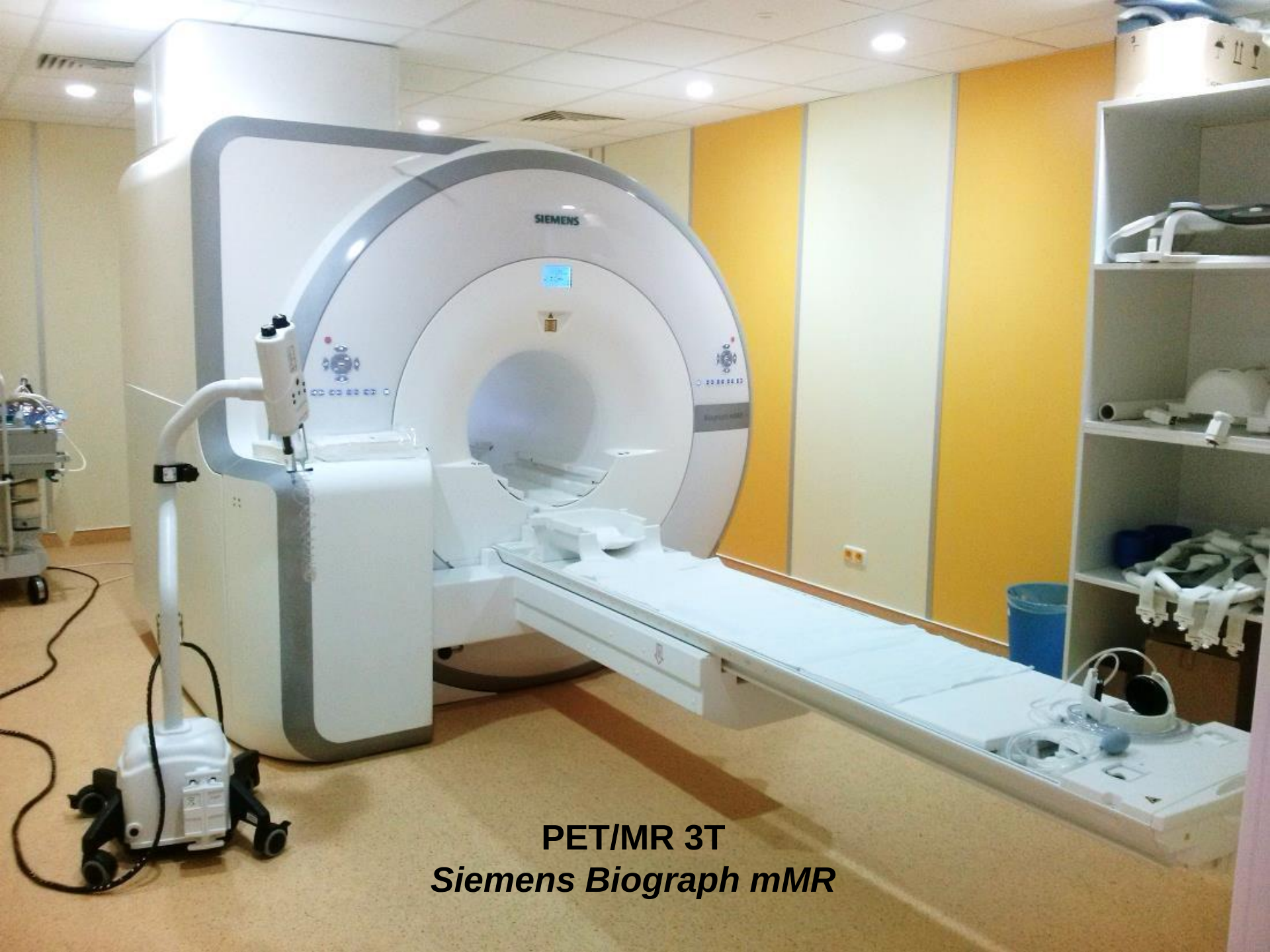


PET/MR - technické řešení



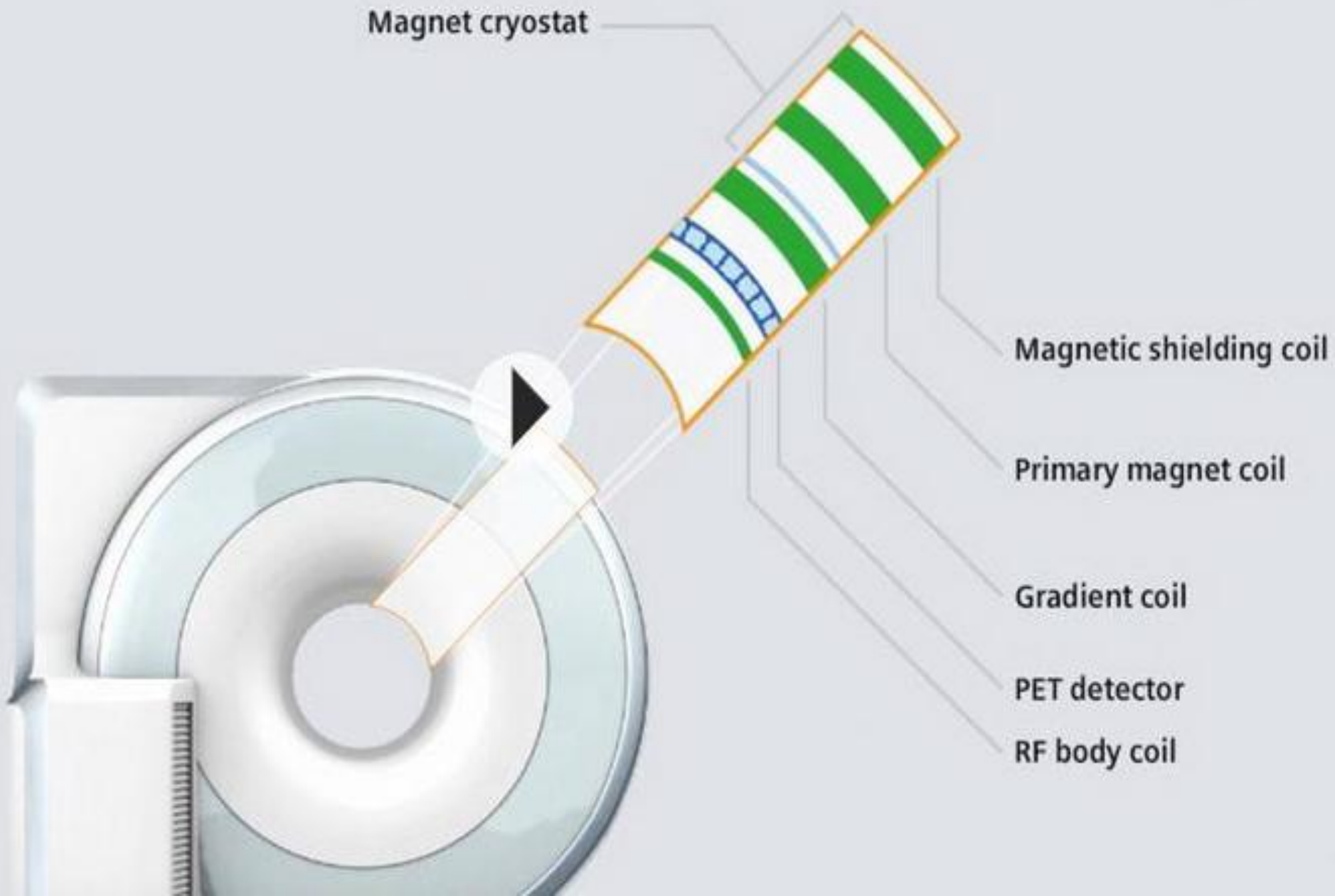






PET/MR 3T
Siemens Biograph mMR

PET/MR - konstrukce



MR část

MR parametry

- **Magnet:** niob–titan, supravodivý
- Hmotnost: 6 300 kg
- Rozměry: délka 163 cm (kryty 199), otvor 60 cm
- Helium: cca 1500 lt, hladina 50%, nedoplňuje se
- Indukce mag. pole B_0 : 3 T, homogenní cca $\pm 22,5$ cm od izocentra
- Shimování (homogenizace): automatické dle pacienta, cca 20 s
- Gradientní systém: vodou chlazený
 - výstup max. 2 250V/900A, pásmo 800 kHz
 - amplituda max. 45 mT/m
 - doba náběhu min. 225 μ s
 - slew rate 200 T/m/s
- Zobrazované pole (FoV):
 - radiálně 5 - 500 mm
 - axiálně 500 mm
- Tloušťka 2D řezu: 0,1 – 200 mm
- Tloušťka 3D vrstvy: 5 – 500 mm
- Obrazová matice: max. 1024x1024
- Nejvyšší rozlišení v rovině: 9 μ m
- RF výkon: 35 kW, pásmo 500 kHz, B_1 max. 23,5 μ T
- Hluk: 88 dB
- Přijímací kanály: 32, šířka pásma 665 kHz, vzorkování 10 MHz - 32 bit

Quench - nouzové zrušení mag. pole

- ♦ **Helium - teplota varu $-268,93\text{ }^{\circ}\text{C} = 4,22\text{ }^{\circ}\text{K}$ ($0\text{ }^{\circ}\text{K} = -273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$):**
 - chlazeno slabě pod teplotu varu
 - kondenzuje na chladicí hlavě o teplotě cca $4\text{ }^{\circ}\text{K}$
 - **He nemá pevnou fázi**, zůstává kapalně až do absolutní nuly
 - **pod $2,1768\text{ }^{\circ}\text{K}$ je tzv. supratekuté** = teče bez vnitřního a povrchového tření a má největší známou tepelnou vodivost (3 mil. x větší než Cu za pokojové teploty)
- ♦ **Quench = okamžité zrušení supravodivosti cívky magnetu:**
 - **během cca 20 sec**
 - klesne magnetická indukce na hodnotu cca 20mT
- ♦ **Kapalné helium se odpaří varem**
 - energie akumulovaná v magnetickém poli se přemění na teplo
 - odvedeno vypouštěcím potrubím mimo budovu - **značný hluk**
 - **mlžný oblak u stropu vyšetřovny** = helium se dostává do vyšetřovny = **riziko podchlazení či udušení**

Vytvoření magnetického pole

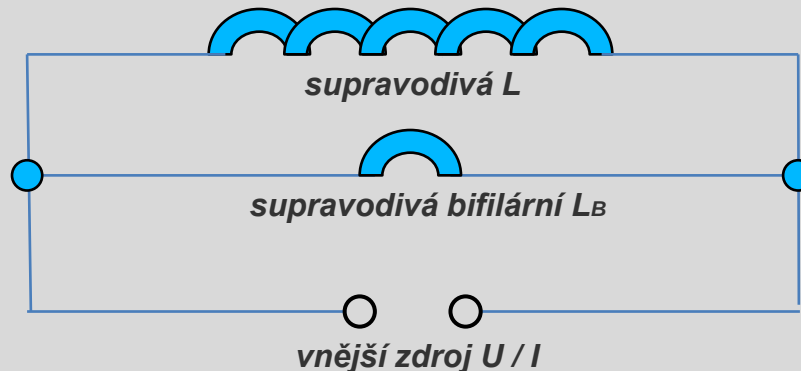
♦ Vytvoření mag. pole 3T:

L = cca několik desítek H, proud pro 3T = cca 500 A

- zahřeje se bifilární $L_B \Rightarrow$ ztráta supravodivosti $L_B \Rightarrow R_B = \text{cca } 10 \text{ ohm}$
- připojí se ext. zdroj $U = \text{cca } 10 \text{ V} \Rightarrow$ nárůst proudu v L cca $+10 \text{ A/min}$ (45-60 min)

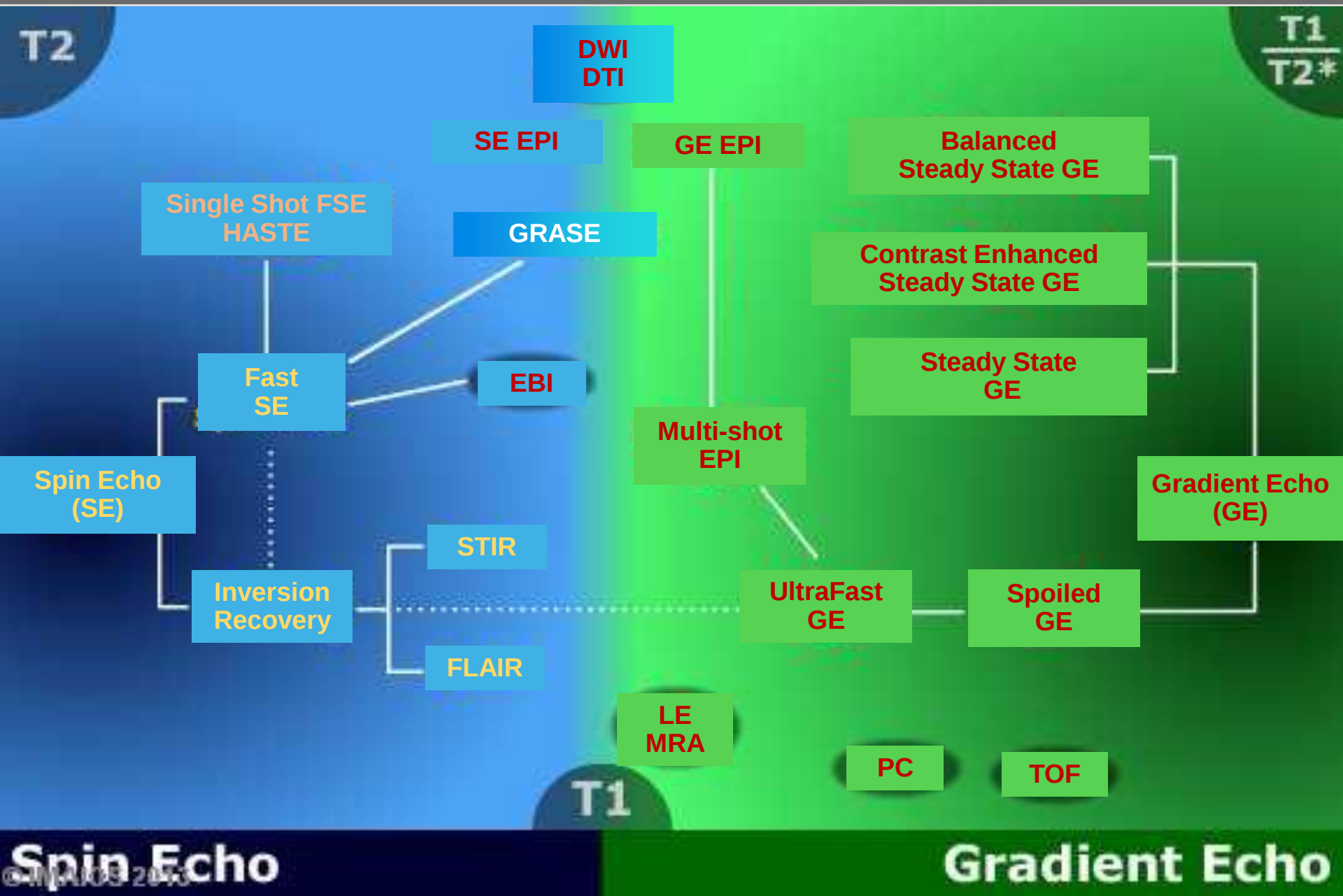
Po dosažení požadované indukce:

- zdroj U se funkčně změní se na zdroj I (nulový vnitřní odpor)
- L_B se zchladí $\Rightarrow$ obnovení supravodivosti $\Rightarrow R_B = 0 \text{ ohm}$
- supravodivost nesnáší skokovou změnu $I \Rightarrow$ nutný postupný nárůst I přes L_B
- řízené snižování I zdrojem I cca -50 A/min
- indukčnost L zachovává $I \Rightarrow$ narůstá I k skrze nyní již supravodivou L_B
- odpojení zdroje I (po cca 10-15 min)



PET/MR - akviziční sekvence

Akviziční sekvence MRI



MR - sekvence MRI

♦ **Akviziční sekvence je posloupnost:**

- řezů s mag. rezonancí
 - kódovacích magnetických gradientů
 - osa z = tloušťka řezu, x = sloupec, y = řádek matice řezu
 - kódování pixelu matice řezu amplitudou, fází a frekvencí
- základních a doplňkových budicích RF pulsů
- příjmů a detekcí RF elektromagnetických signálů
 - **spin-echo, gradientní echo, stimulované echo**

♦ **Směr vývoje technologie sekvencí = získání:**

- **maximálního rozlišení**
- **maximálního kontrastu a odstupu signál/šum** - větší odstup dob podélné a příčné relaxace
- bez pohybových artefaktů (synchronizací akvizice)
- s minimem nehomogenitních artefaktů (kompenzace průtoku)
- **v co nejkratším čase**
- **paralelní akviziční techniky**
- **částečné plnění K-prostoru**

♦ **Názvy sekvencí dle výrobce MR:**

- principiálně obdobné
- liší se jen částečně - technickými finesami kódování a příjmu RF signálů

Spin-echo sekvence (SE)

♦ Spin echo sekvence (SE):

- budící 90° RF puls, refokusační 180° RF puls

- detekce signálu:

spin-echo

- Single echo

- ... SE, DSE, EPISE, RARE

- Multiple echo

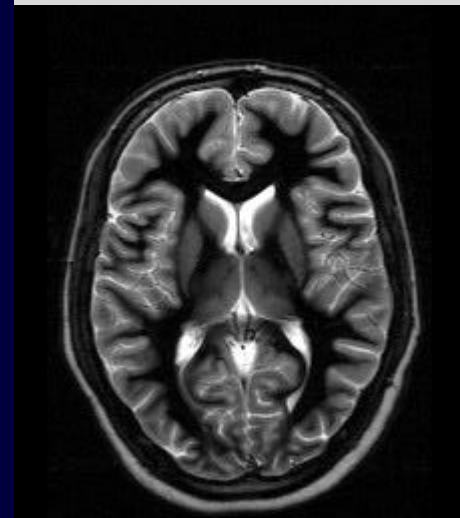
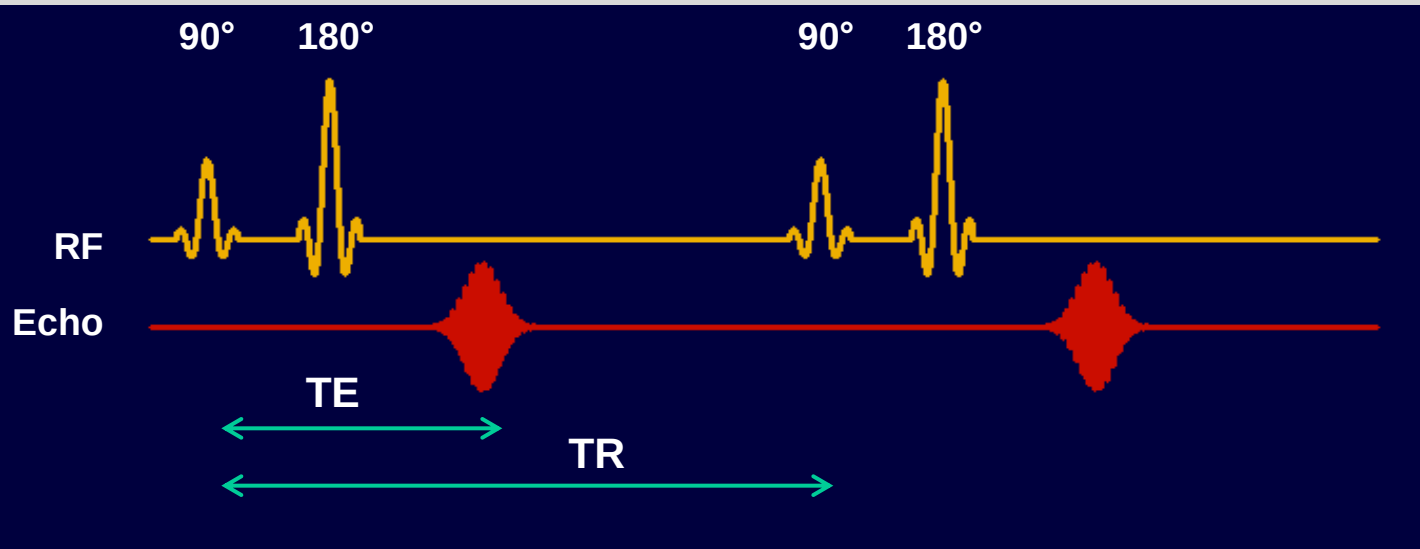
- ... MSE

- Fast (turbo, train, ultra fast)

- ... FSE, UFSE, ... TSE, DEFT, BLADE

- Single shot

- HASTE



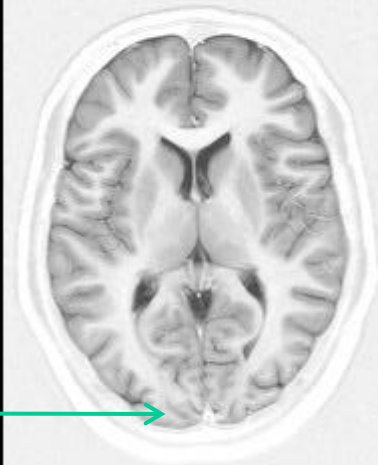
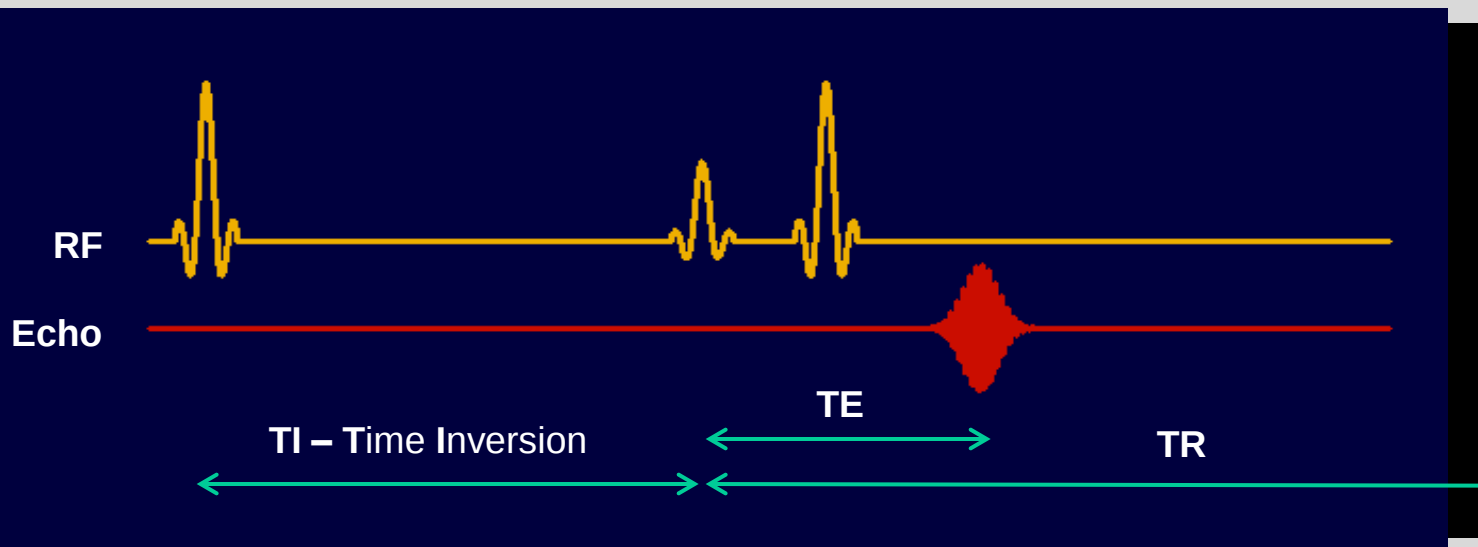
Inversion recovery sekvence (IR)

♦ Inversion recovery (IR):

- doplňkový iniciační 180° RF puls před budícím 90° RF

- **detekce signálu:** **stimulované-echo**

- | | |
|---------------------------------------|------------|
| - Inversion recovery | - ... IR |
| - Turbo inversion recovery | - TIR, MIR |
| - Short tau inversion recovery | - STIR |
| - Fluid attenuated inversion recovery | - FLAIR |



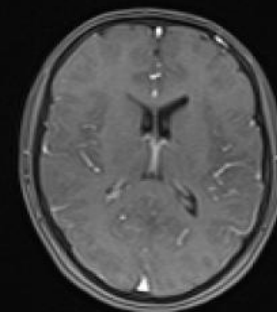
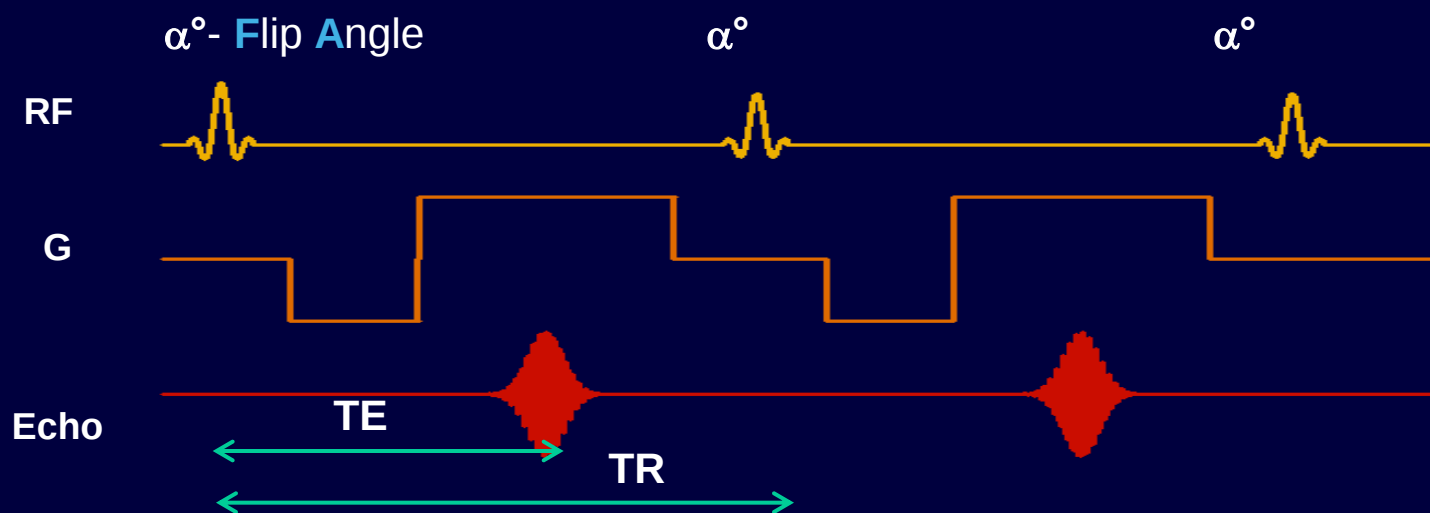
Gradient-echo sekvence (GE)

• Gradient echo sekvence (GE): (MR angiografie)

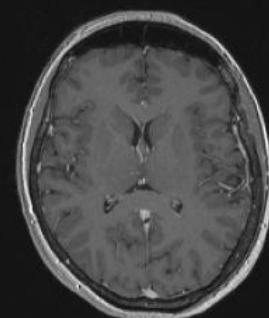
Detekce signálu: spin-echo

- **Koherentní** - steady state GE, FISP, True-FISP, PSIF, DESS, CISS, FAID
 - na konci krátkého TR je $M_{xy} > 0$
 - echo závislé na T2/T1, pohybující se jádra dávají silný signál
- **Nekoherentní** - spoiled GE, EPI, VIBE, FLASH, T1W-FFE, GRASS, SPAMM, TGSE
 - na konci delšího TR je $M_{xy} = 0$

Gradient-echo (GE) = SE , ale s menším sklápěcím úhlem než 90°



VIBE T1



FLASH 3D T1

MRI - variace doby relaxace

- ♦ **Relaxace probíhá dvěma paralelními jevy:**
 - podélná relaxace = návrat systému do termodynamické rovnováhy
 - doba závisí zejména na velikosti vnějšího mag. pole B_z
 - příčná relaxace = ztráta fázové synchronizace precese jader
 - doba na velikosti B_z nezávisí, závisí hlavně na atomární a molekulární struktuře látky
- ♦ **Důležitá poznámka** - při excitaci:
 - je na B_z je závislá velikost podélné složky M_z i příčné složky M_{xy}
 - => nedojde-li po budícím RF pulsu k úplnému obnovení M_z , následným pulsem vzniklá složka M_{xy} je úměrně menší, než po RF pulsu ze zcela relaxovaného stavu
- ♦ **Doba opakování RF pulsů:** = TR - Time to Repeat
- ♦ **Doba mezi RF pulsem a příjmem signálu na přijímací cívce:** = TE - Time to Echo

Deexcitace spin-mřížka

- ♦ Spin-mřížková interakce => podélná relaxace:

- příčinou jsou interakce mag. momentů částic s magnetickým šumem vznikajícím tepelným pohybem okolních částic
 - je-li rychlost jejich pohybu blízká Larmorově úhlové rychlosti:
 - => zvýšený přenos deexcitační energie do okolní struktury
 - => četnější přechody z antiparalelní orientace částic do paralelní
 - => rychlejší návrat velikosti **podélné složky M_z ve směru osy z**

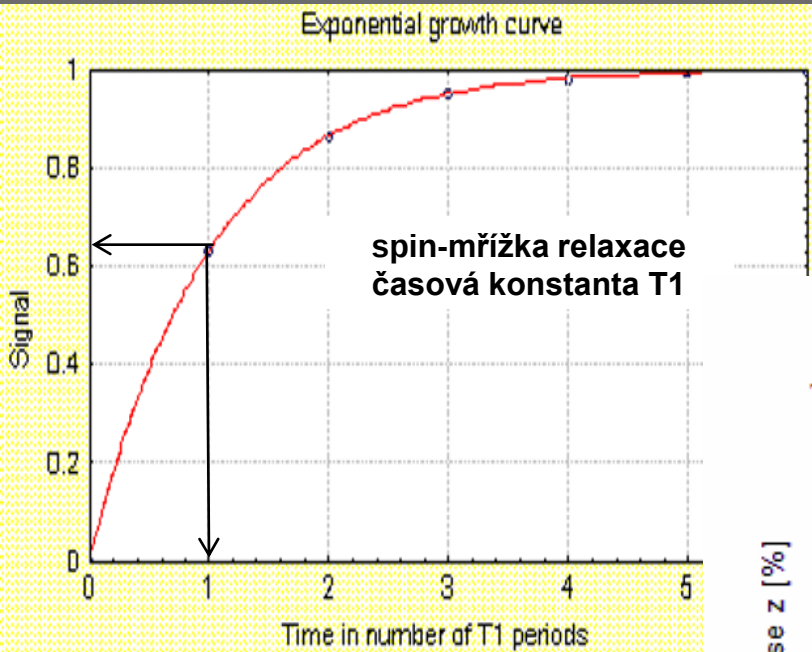
- ♦ Doba podélné relaxace je **charakterizována časovou konstantou T_1**
= čas dosažení 63% původní velikosti vekt. magnetizace M_z :

$$M_z = M_{z0} \cdot [1 - \exp(-t/T_1)] \quad \text{pro } t = T_1: \quad M_z = 0,63 \cdot M_{z0}$$

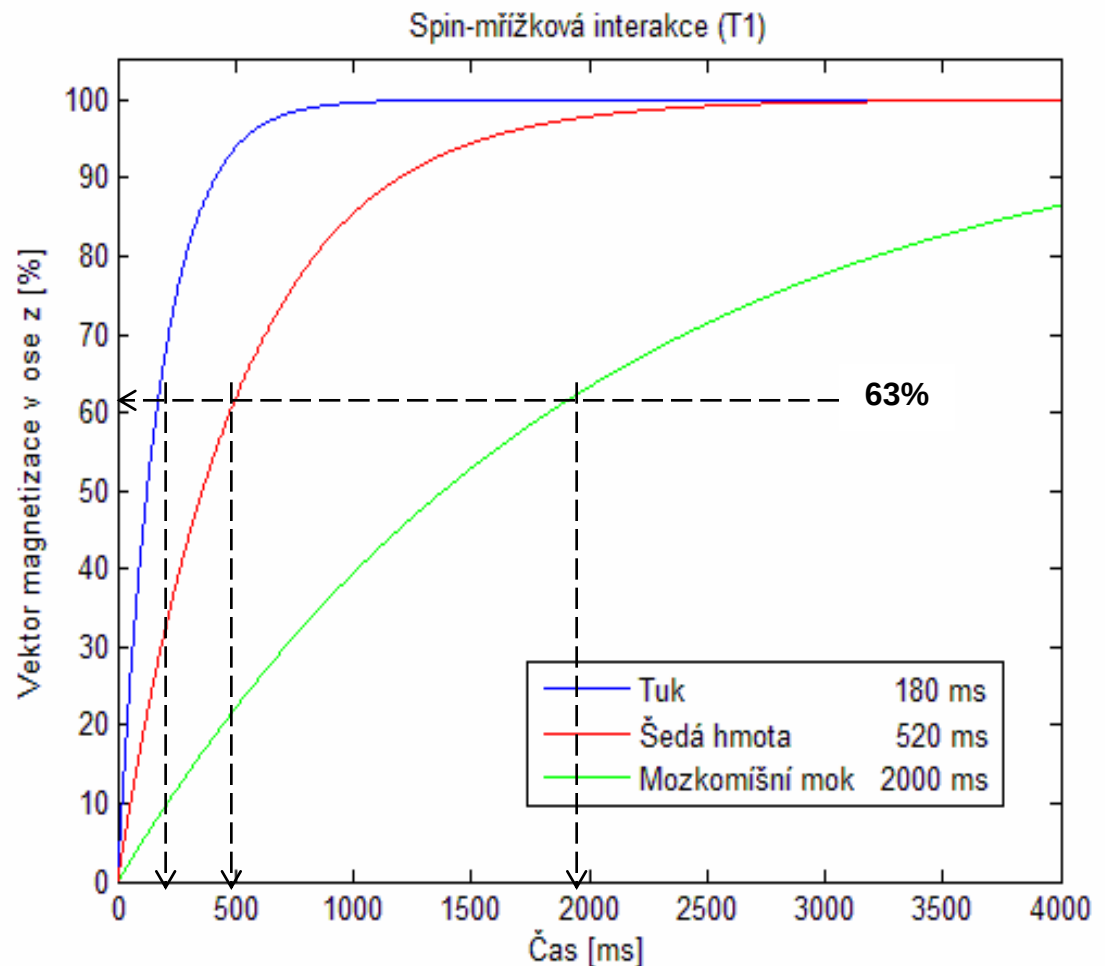
- ♦ **T_1 je různá dle vnitřní struktury jádra, u téhož prvku pak v závislosti:**

- na atomových chemických vazbách - okolí atomu
- na molekulární struktuře - jádra v pevně vázaných molekulárních strukturách relaxují rychleji než slabě vázané v tekutinách
 - např. T_1 tukové tkáně < T_1 mozkomíšního moku
- **u vodíku v biologickém prostředí: $T_1 = 150$ až 2500 ms**

Podélná relaxace spin-mřížka



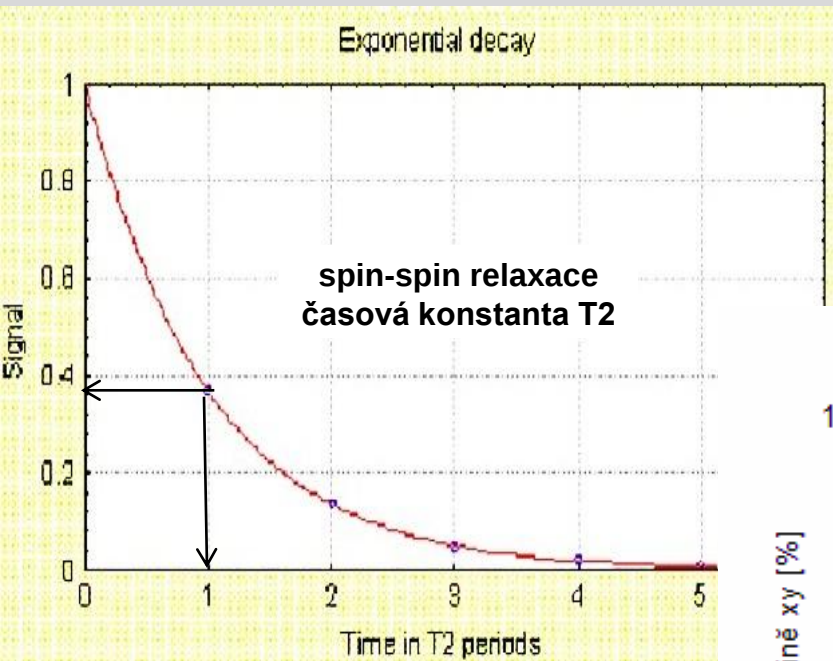
T1 - není přímo měřitelná, složka M_z splývá s B_0
- lze odvodit s pomocí T2



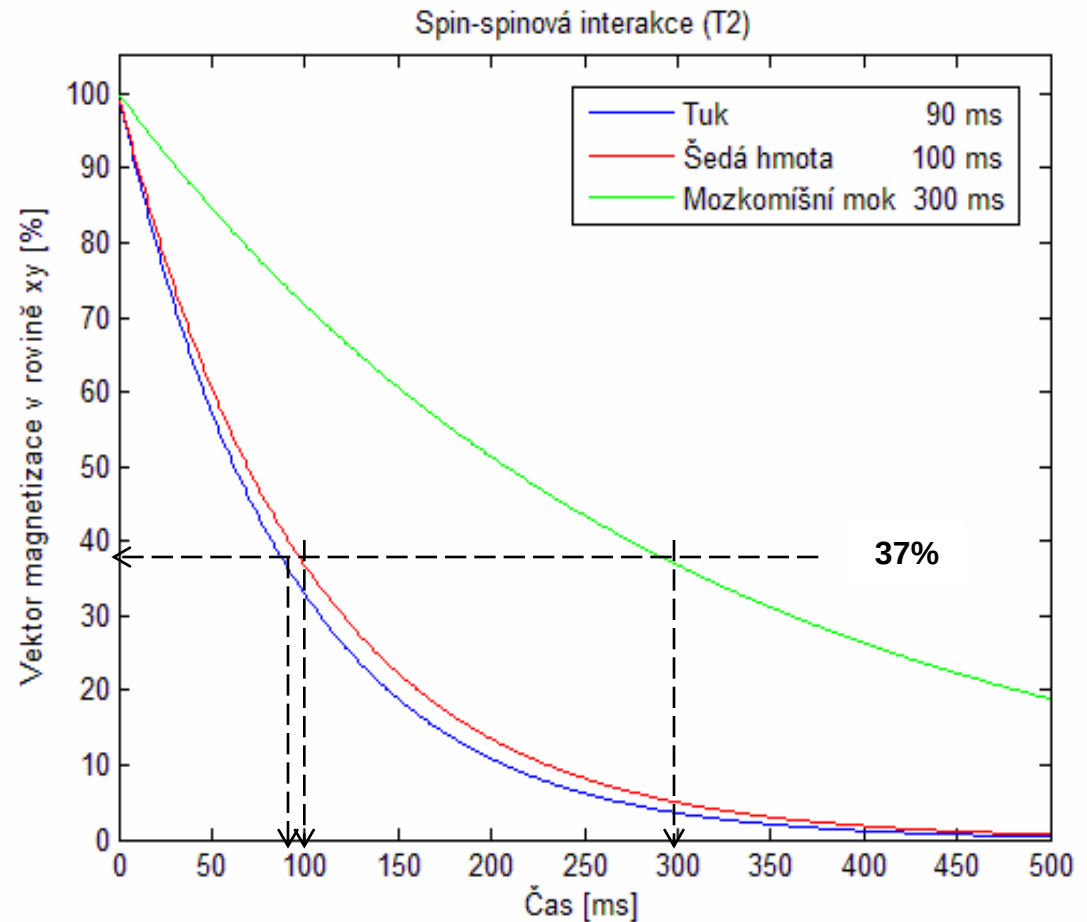
Příčná relaxace spin-spin

- ♦ **Spin-spinová interakce => příčná relaxace:**
 - příčinou jsou nehomogenity okolního mag. pole:
 - mag. pole B a gradientních polí
 - mění se mag. pole chemického okolí - ve všech látkách je slabé mag. pole ($\sim 1\text{mT}$) generované atomovými jádry
 - => ztráta synchronizace fáze precesních pohybů částic
 - => **zánik příčné složky M_{xy} v rovině xy**
- ♦ Doba příčné relaxace je **charakterizována časovou konstantou T_2**
= čas poklesu na 37% původní velikosti vekt. magnetizace M_{xy} :
$$M_{xy} = M_{xy} \cdot \exp(-t/T_2), \quad \text{pro } t=T_2: M_{xy} = 0,37 \cdot M_{xy}$$
- ♦ **T_2 je ovlivňována počtem deexcitací antiparalelních dipólů na paralelní a** variuje:
 - v různých lokálních mag. polích
 - s přibližováním se rychlosti rotace lokálního mag. pole k rychlosti Larmorově klesá
 - se vzdáleností sousedních mag. dipólů (atomární chemickou vazbou)
- ♦ **V biologické tkáni je T_2 cca 2-10x kratší než T_1**
- individuální tkáňové mikroprostředí = různá doba T_2 relaxace

Příčná relaxace spin-spin



T2 - přímo měřitelná, složka M_{xy} je kolmá na B_0



MRI - druhy zobrazení

- ♦ **T1WI (T1 vážené zobrazení):**

- tkáně s nízkým obsahem vody se jeví jako jasná místa
- tkáně s vysokým obsahem vody se jeví jako tmavá místa

- **Ize získat:**

- užitím „inversion recovery sequence“
- nastavením krátké doby TR (<750ms) a TE (<40ms) v SE sekvencích
- v GE sekvencích užitím flip úhlů přes 50° a nastavením TE < 15 ms

- ♦ **T2WI (T2 vážené zobrazení):**

- šlachy a ostatní polotuhé tkáně se jeví jako tmavá místa
- tekutiny s málo makromolekulami jako je např. voda, moč a mozkomíšní mok se zobrazují jako jasná místa (dlouhá doba T2)

- ♦ **T2*WI (T2* vážené zobrazení)**

- ♦ **Difuzní MR (DWI, DTI)**

- ♦ **MR angiografie (MRA)**

- ♦ **funkční MR (fMRI)**

MRI - akvizice

-
- **Protonová hustota - PD**
 - hustota jaderných spinů = jader H ve tkáni
- **T1 relaxace - T1W**
 - biochemické molekulární vazby tkáně
- **T2 relaxace - T2W**
 - biochemické atomární vazby tkáně + vliv nativních paramagnetických látek
- **Proudění spinů - MRA**
 - krev v cévách
- **Difuze spinů - DWI**
 - Brownův pohyb hlavně v extra-celulárním prostoru
- **Perfuze spinů**
 - mikrocirkulace v kapilárách

MRI - zobrazení

- ◆ **Protonová hustota**
 - zobrazení hustoty jader H ve tkáni (koncetrace H ve tkáni)
- ◆ **T1 relaxace**
 - zobrazení molekulární struktury s obsahem H ve tkáni
- ◆ **T2 relaxace**
 - biochemické atomární vazby H ve tkáni + vliv nativních paramag.látek
- ◆ **Pohyb spinů - angiografie**
 - zobrazení pohybu molekul s H v cévách (proudění krve)
- ◆ **Difuze spinů**
 - Brownův pohyb molekul s H v extra-celulárním prostoru
- ◆ **Perfuze spinů**
 - mikrocirkulace v kapilárách

MRI - doby relaxace

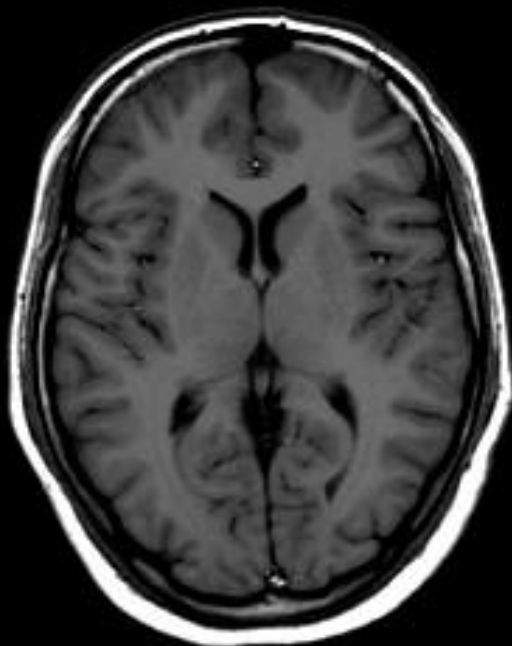
♦ Charakteristické doby relaxace (msec) pro $B_0 = 3T$:

<u>Čistá voda:</u>	<u>T1 (s)</u>	<u>T2 (s)</u>
cca	4,5	4 - 4,5

- **Voda:** - malé molekuly, elektrony atomů H přitahovány k atomu O, jádro H méně obklopeno, pomalá deexcitace = T1, T2 dlouhé a téměř stejné
- **Tuk:** - velké molekuly, jádra H více obklopeny elektrony, rychle ztrácejí energii, rychlejší deexcitace = T1, T2 krátké.

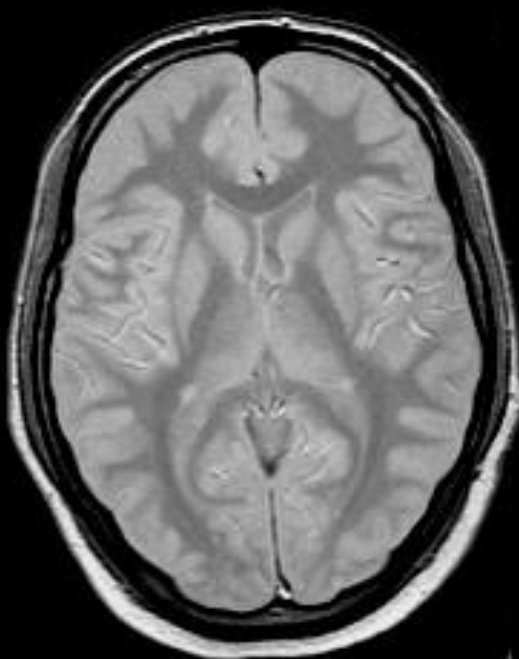
<u>Biologické prostředí</u>	<u>T1 (s)</u>	<u>T2 (s)</u>
Mozkomíšní mok:	3 - 4,3	2,2
Arteriální krev:	1,5	0,15
Žilní krev:	1,5	0,05
Šedá hmota mozková:	1,0	0,1
Bílá hmota mozková:	0,8	0,09
Ledviny	0,6	0,07
Játra	0,5	0,04
Svaly	0,9	0,05
Pevné tkáně	0,25	0,07

MRI - typy zobrazení



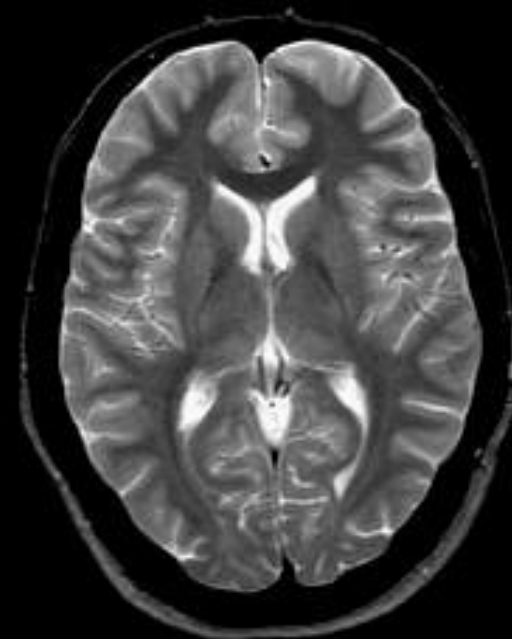
T1W

- TR krátké
- TE krátké



PD

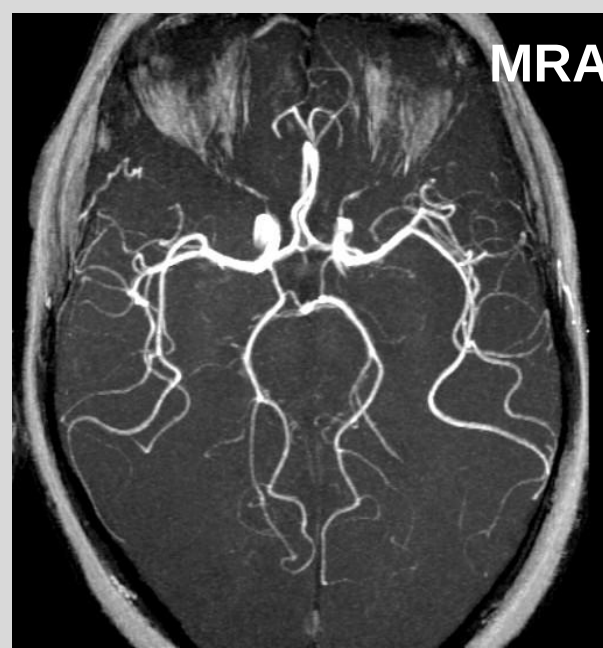
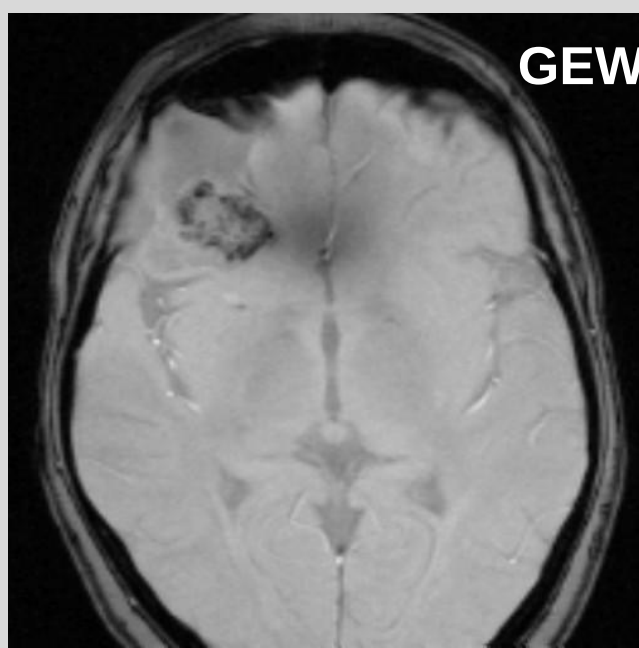
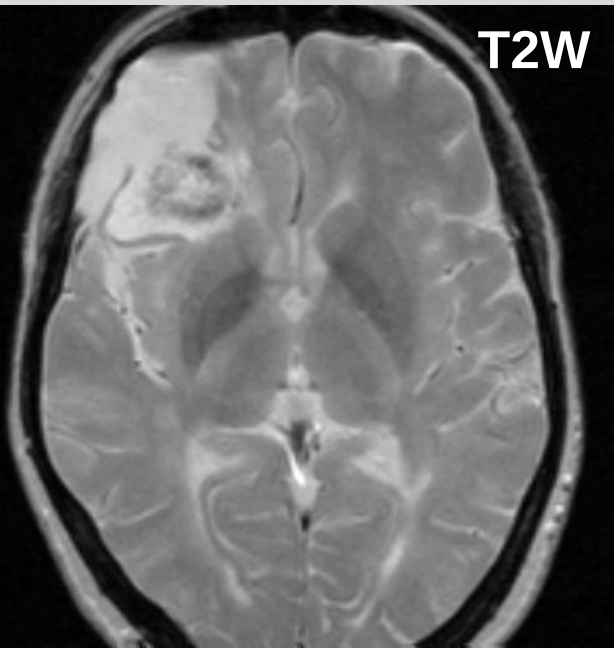
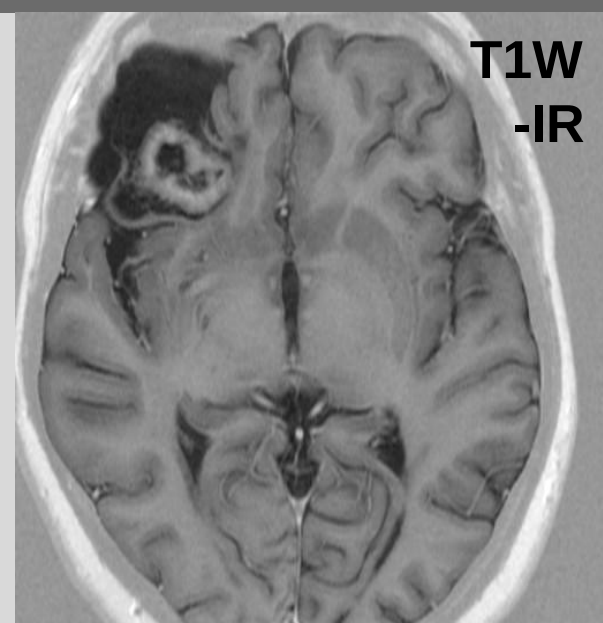
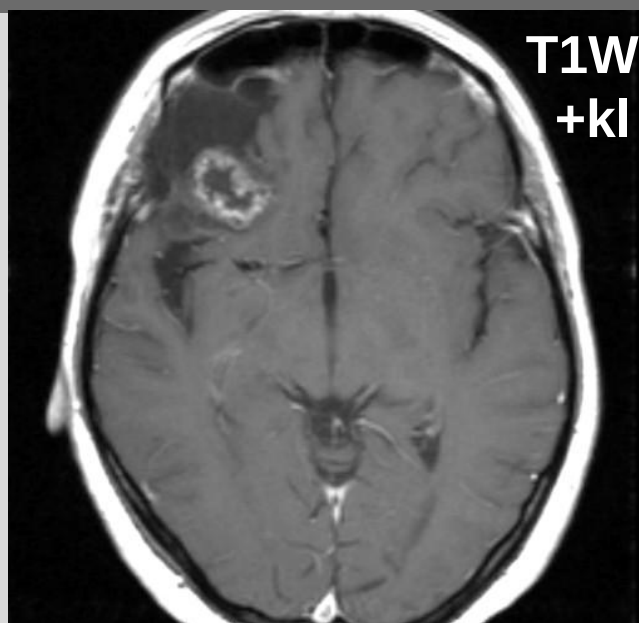
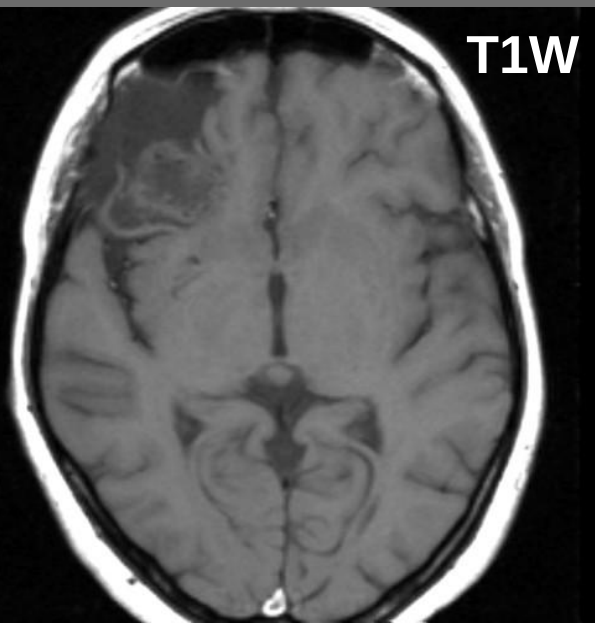
- TR dlouhé
- TE krátké



T2W

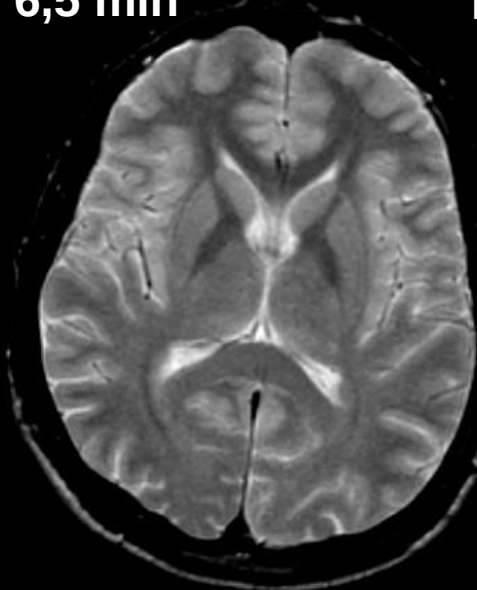
- TR dlouhé
- TE dlouhé

MR - typy zobrazení

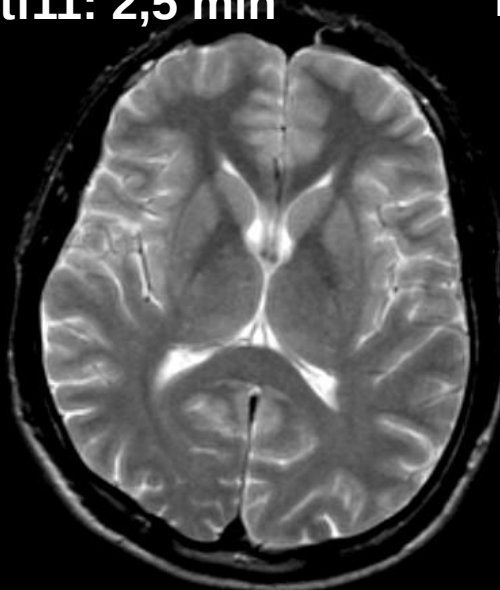


MR - doba akvizice

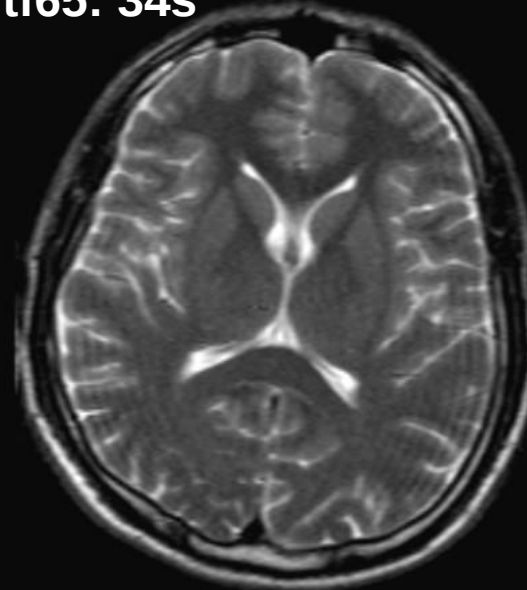
SE: 6,5 min



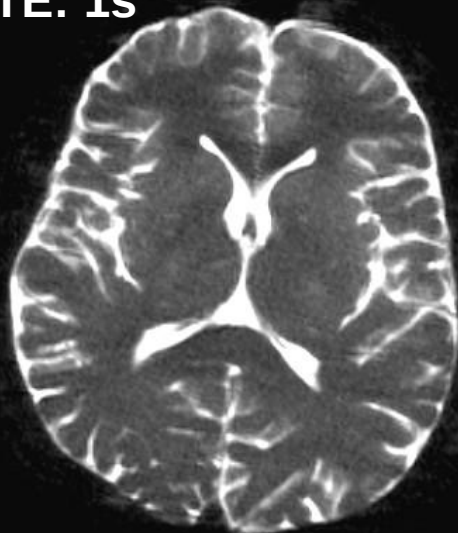
TSE tf11: 2,5 min



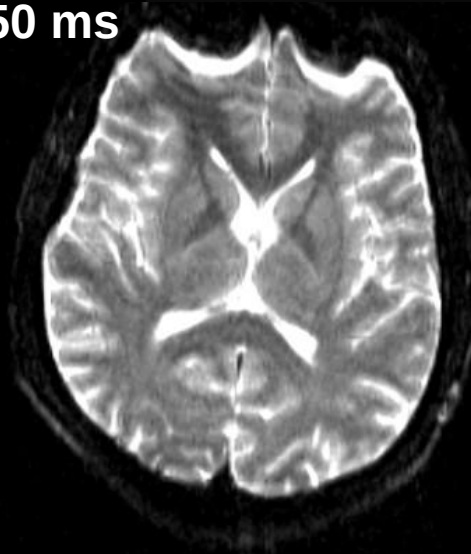
TSE tf65: 34s



HASTE: 1s



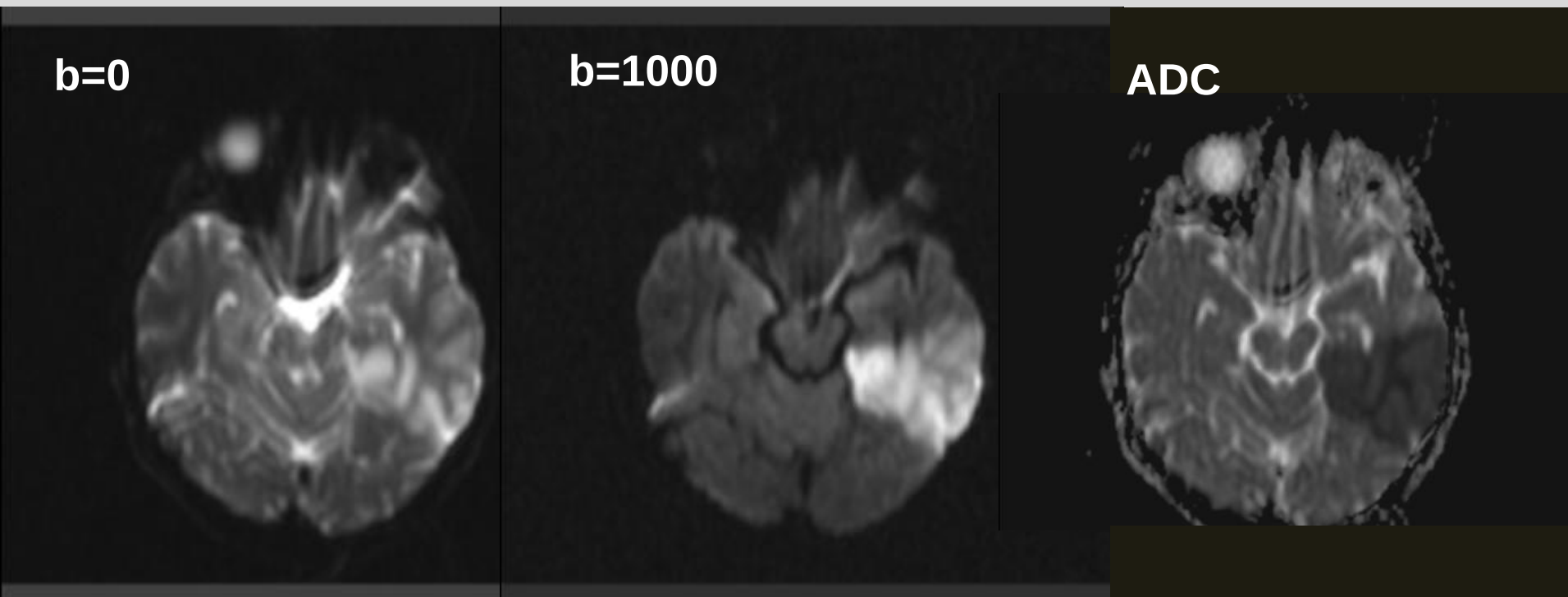
EPISE: 150 ms



MR - difusní zobrazení

- ♦ **DWI - akvizice GE:**

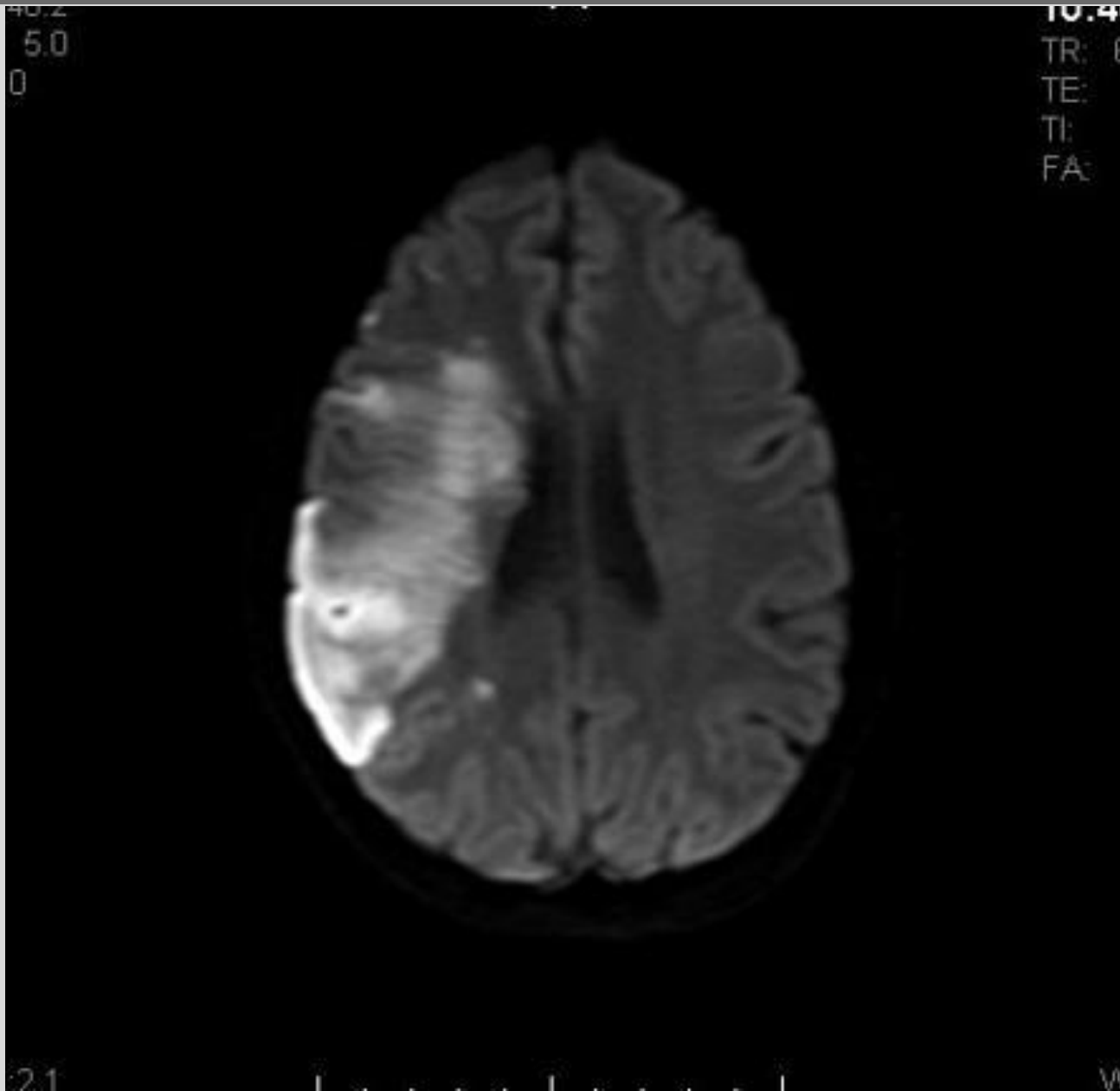
- během gradientních pulsů se rozfázují precese v závislosti na difuzi vody v extracelulárním prostoru, měření nutné v mnoha směrech



- ♦ **DTI - MR traktografie na základě DWI:**

- zobrazuje se rychlost a směr difuze vody ve tkáni

DWI sekvence - hypoxie po mrtvici



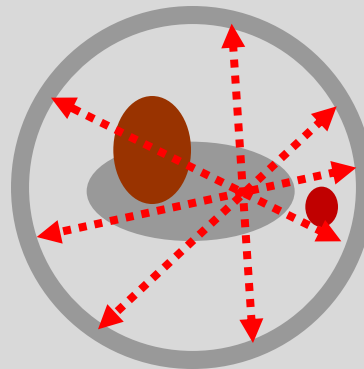
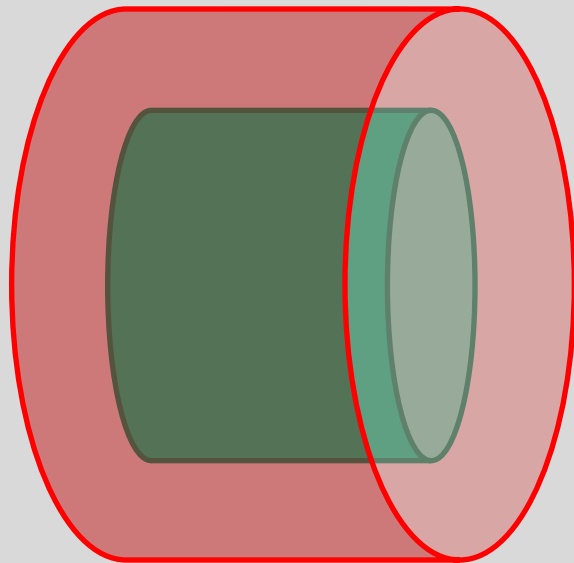
PET část

PET/MR - PET parametry

- **Scintilátor:** **krystaly LSO (lutecium ortosilikát)**
- Rozměry: průměr otvoru gantry 60 cm
- Detekce: koincidenční scintilační
- Detekční systém:
 - pozitronové anihilační záření ~511 keV
 - krystal. elementů 28 672 (4x4x20 mm)
 - blok: 64 (8x8 elementů)
 - fotodiod 9 (3x3)
 - počet bloků / řadu 56 (448 celkem)
 - počet řad bloků 8
- Zobrazované pole (FoV):
 - radiálně 588 mm
 - axiálně 258 mm (127 rovin á 2 mm)
- Překryv (bed overlap): 23-49%
- NEMA 2007:
 - prostorové rozlišení
 - axiální: FWHM @ 1/10 cm - 4,5 / 6,7 mm
 - radiální: FWHM @ 1/10 cm - 4,4 / 5,2 mm
 - citlivost: 13,2 cps/kBq
 - max. count rate: 175 kcps

PET/MR - konstrukce

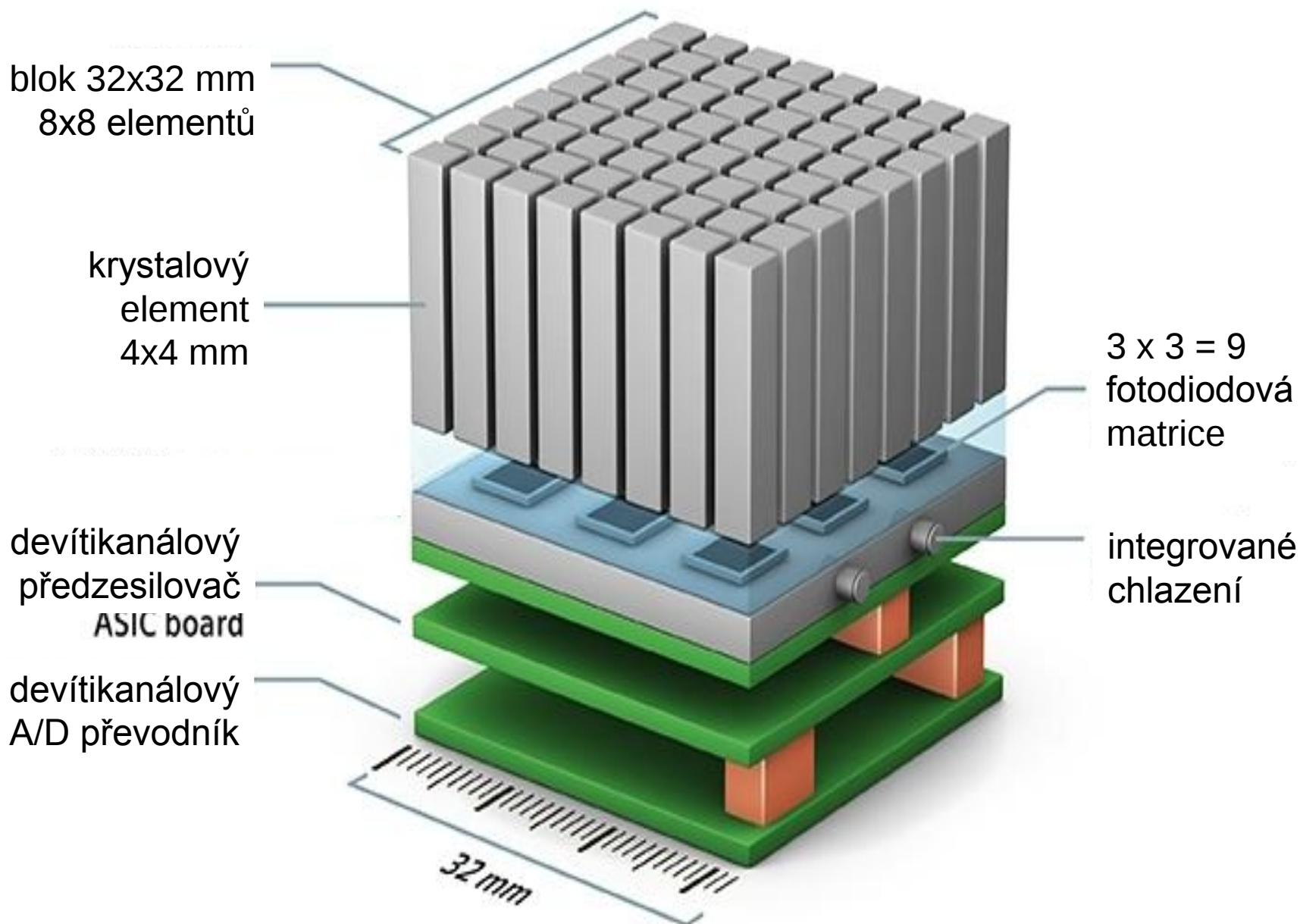
- PET detekční systém vložen v magnetu MR



*Projevují se vlivy
magnetického
pole na pohybující
se nabité částice*

PROBLÉM:
*detekce scintilací
v krystalu a
umístění
elektroniky*

PET detektorový blok

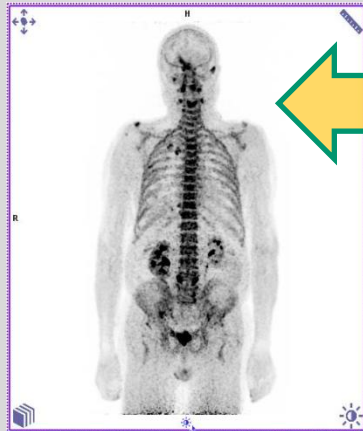
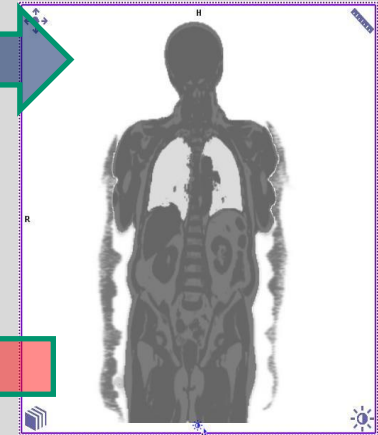


PET/MR - korekce atenuace

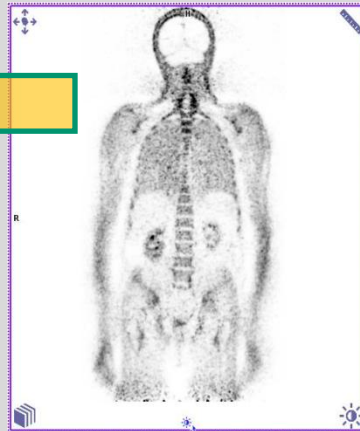
T1 VIBE DIXON



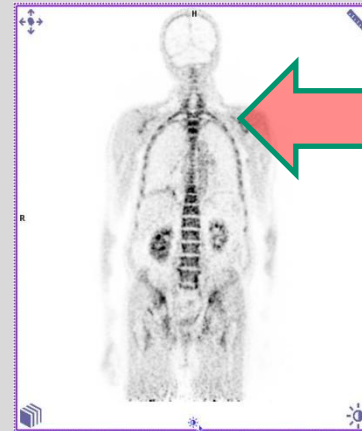
Atenuační model
tkání



PET s AC



PET bez AC



AC

PSF - rekonstrukce

- ◆ **Point spread function (PSF):**

- popisuje odezvu zobrazovacího systému při snímání bodového 3D objektu

- ◆ **Rayleighovo kritérium:**

- dva malé objekty jsou rozlišitelné jen tehdy, pokud maximum Airyho disku jednoho objektu padne na vrchol prvního minima Airyho disku druhého objektu.
- je-li vzdálenost větší, objekty jsou dobře rozlišitelné, je-li menší, jsou považovány za nerozlišitelné.

- ◆ *Obrazy dvou blízkých oddělených objektů:*

- *je-li vzdálenost menší, než jsou jejich Airyho disky vytvářené snímacím zařízením, začnou se rozmazáním překrývat*
- *je-li objekt dostatečně jasný, zobrazí se, přestože nemáme zobrazovací zařízení s dostatečným rozlišením, ale větší, než je ve skutečnosti*

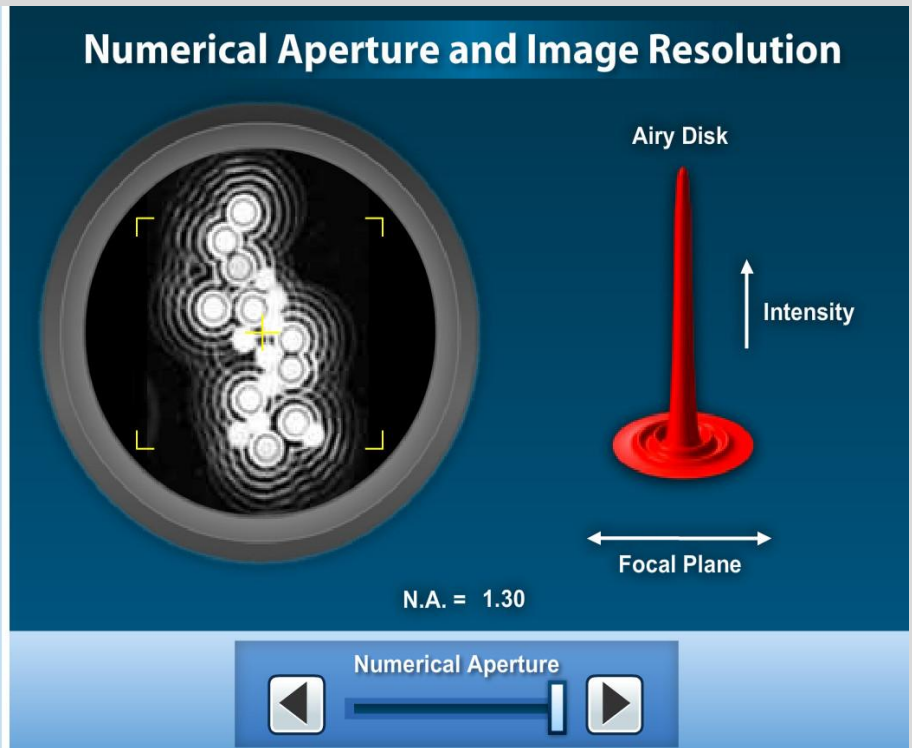
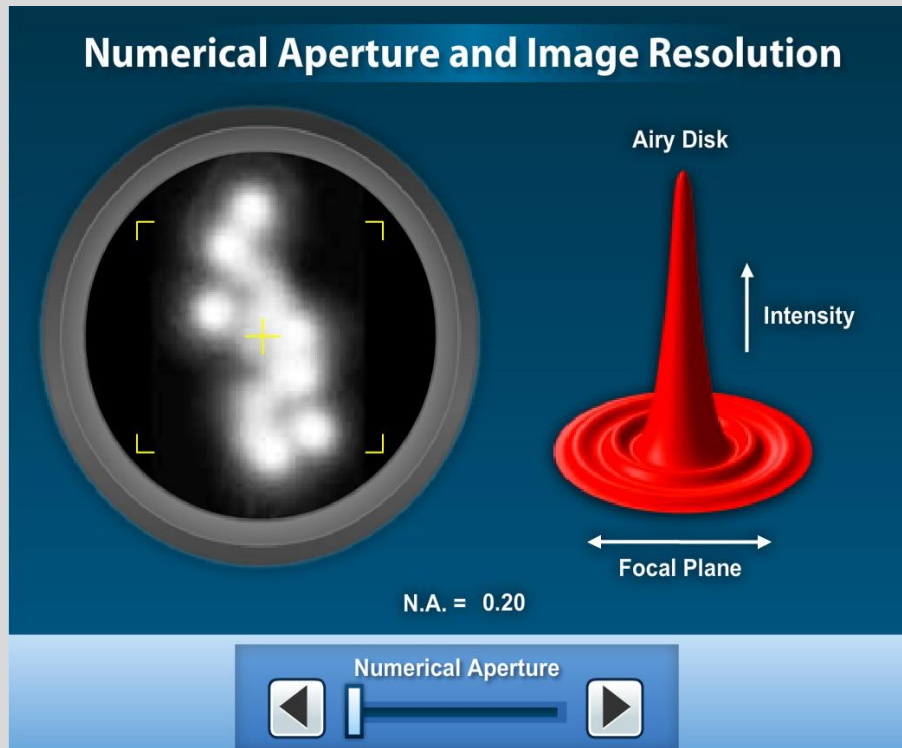
Optické obrazové rozlišení

Obrazové rozlišení systému

- je dáno Airyho difrakční charakteristikou zobrazovacího systému:
 - = velikostí poloměru středu Airyho disku
 - = kombinací velikosti otvoru objektivu a vzdálenosti snímáče.

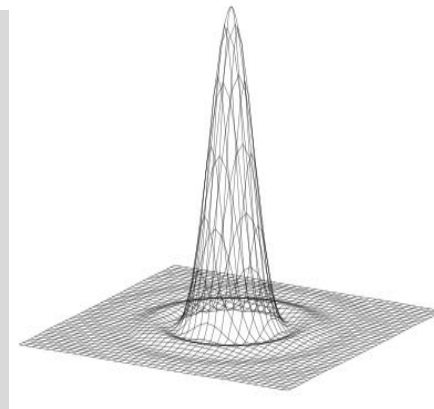
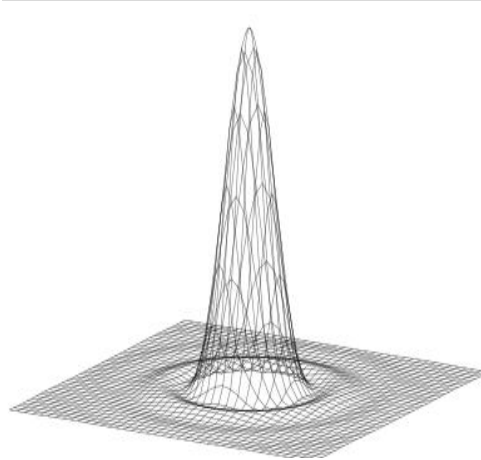
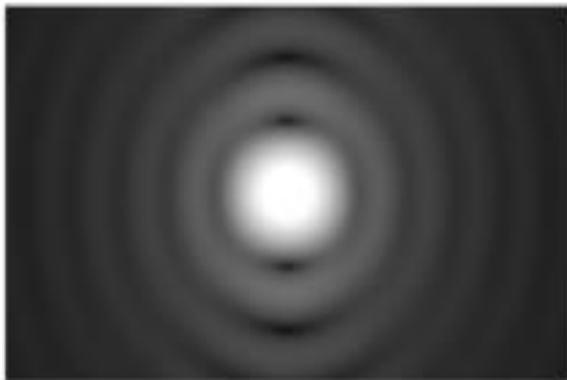
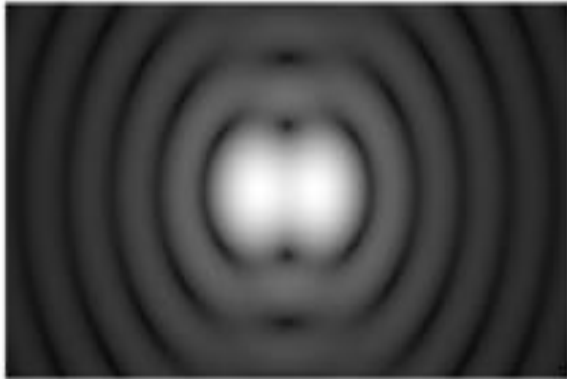
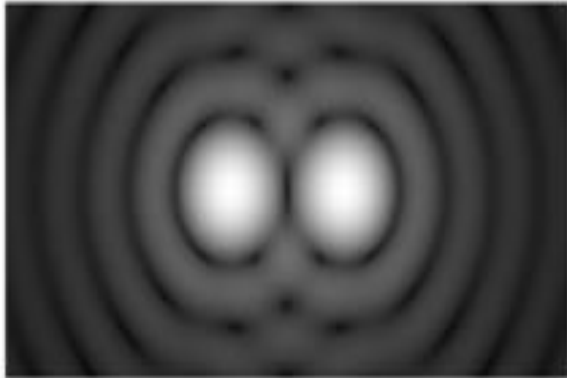
obraz při menším otvoru

obraz při zvětšení otvoru



Airyho disky - difrakční schéma

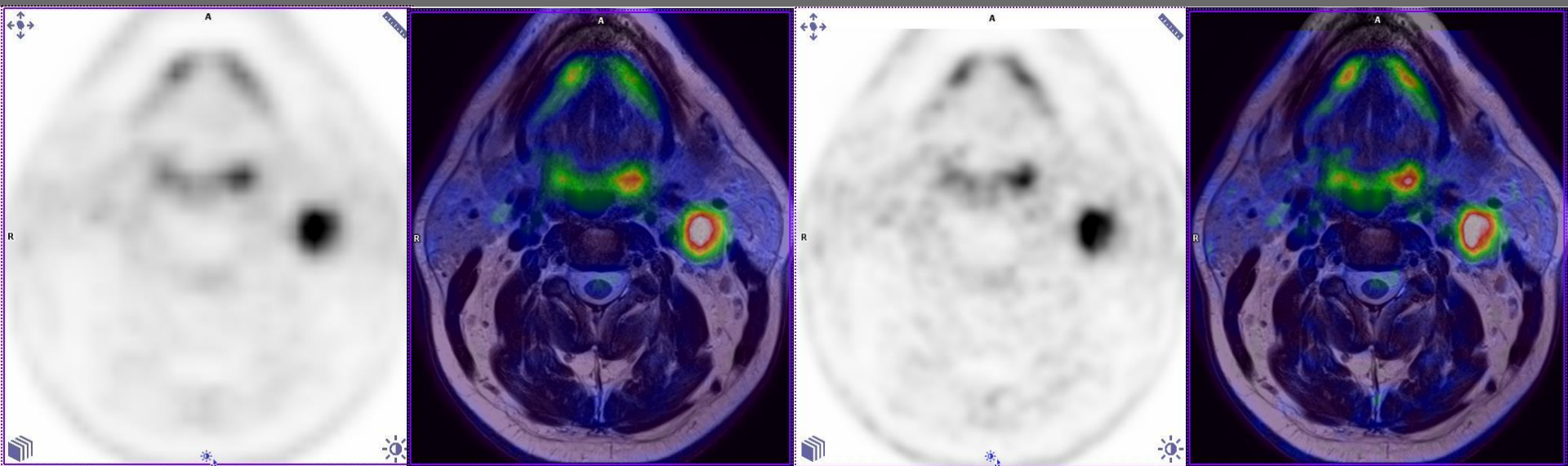
Airyho difrakční schéma generované světlem procházejícím ze dvou bodů skrze kulatý otvor



Body splňující
Rayleighovo kritérium
jsou odlišitelné.

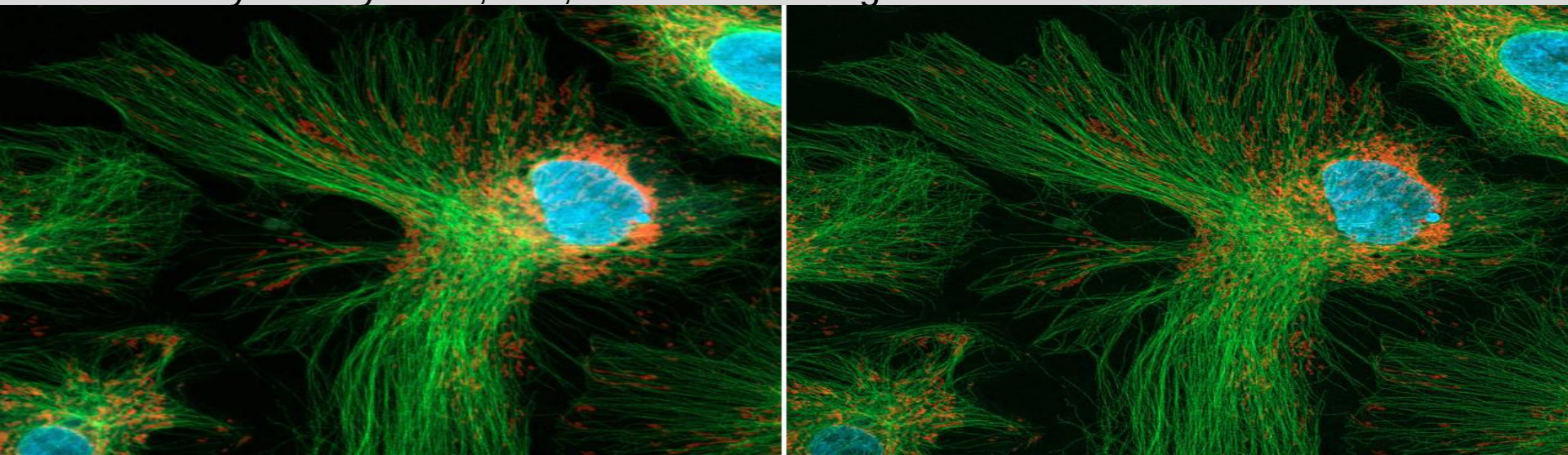
Body bližší
jsou neodlišitelné.

PET/MR - PSF rekonstrukce



PET – zohlednění Airiho funkce zlepší zobrazení struktur zahlcených signálem

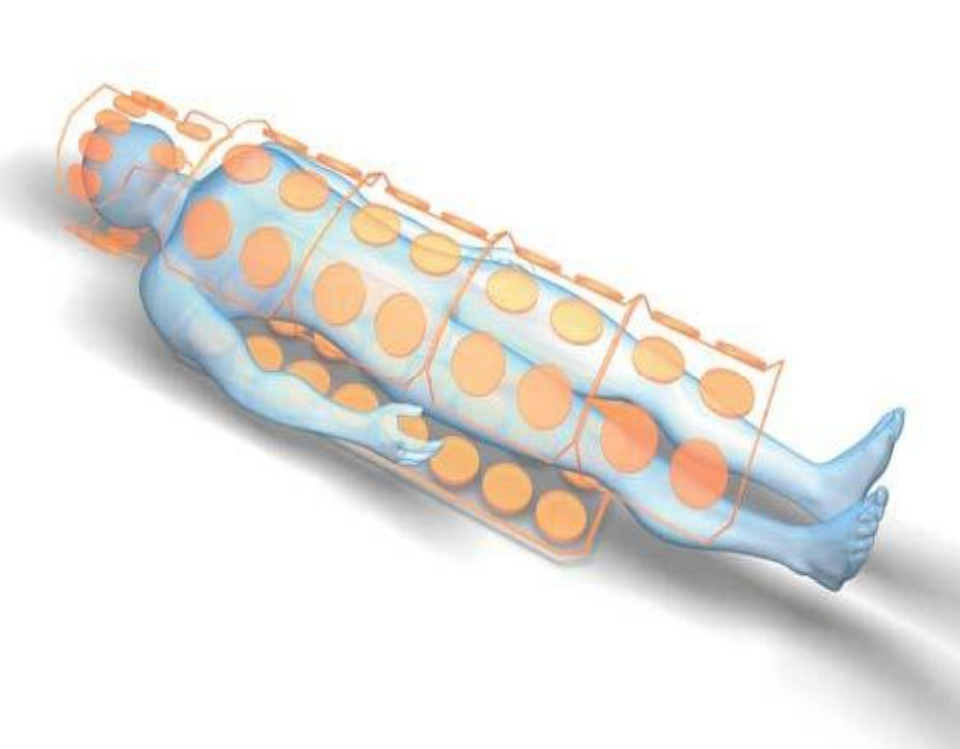
Monkey Kidney Cells, 63x, ZEISS Axio Imager - vliv PSF dekonvoluce obrazu



PET/MR akvizice

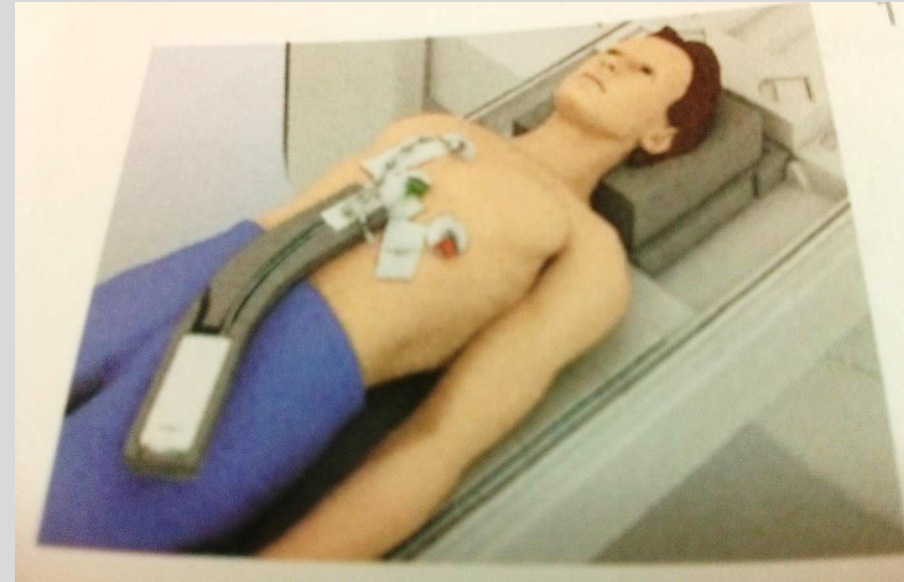
PET/MR - Biograph mMR

- ♦ **Firemní technologie paralelního cívkového pole:**
 - **Siemens Total-Image-Matrix - Tim® :**
 - přijímací RF cívky - Head 12, Spine 36, 4x Body 6, Breast 4
 - **paralelní příjem 18 radiofrekvenčních kanálů**



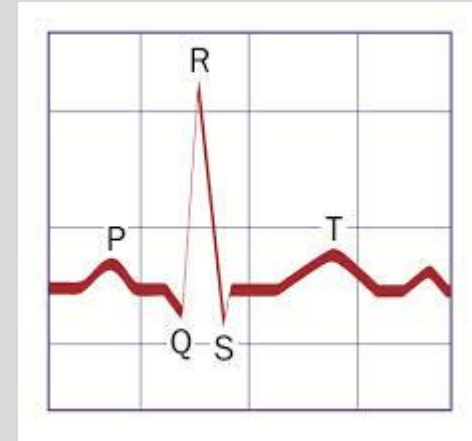
PET/MR - synchronizace

- ◆ **Prospektivní spouštění**
 - akvizice probíhá v akvizičním časovém okně odvozeném z průběhu fyziologického signálu snímaného u pacienta
- ◆ **Retrospektivní spouštění**
 - akvizice a záznam fyziologického signálu probíhá paralelně
 - časové přiřazení dat k odpovídající fázi signálu se provádí až po provedeném měření (retrospektivně)
 - lze použít u EKG, tepu, externího spouštěcího signálu
- ◆ **Fyziologická měřicí jednotka (PMU):**
 - EKG, dech. snímač (PERU)
 - snímač tepu (PPU)
 - vstup externího syn. Signálu
- ◆ **Fyziologické signály na displeji**
- ◆ **Vodivé kabely (EKG) se zahřívají**
 - vířivými proudy
 - v krajním případě mohou popálit pacienta

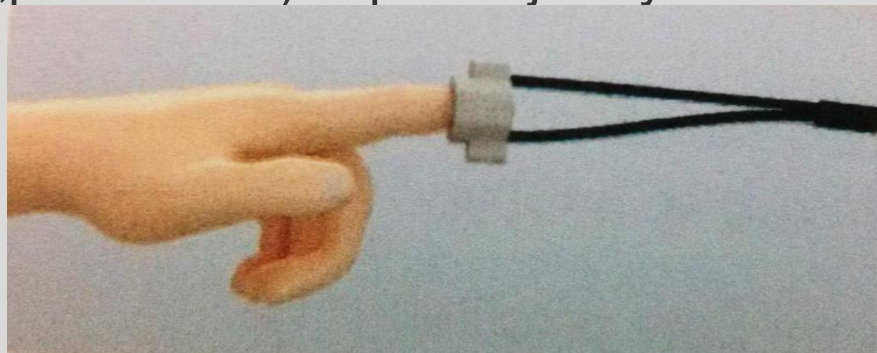


PET/MR - synchronizace

- ◆ **Spouštění EKG - QRS komplex**
 - akvizice srdečních sekvencí včetně dynamických
 - lze kombinovat s dechovým

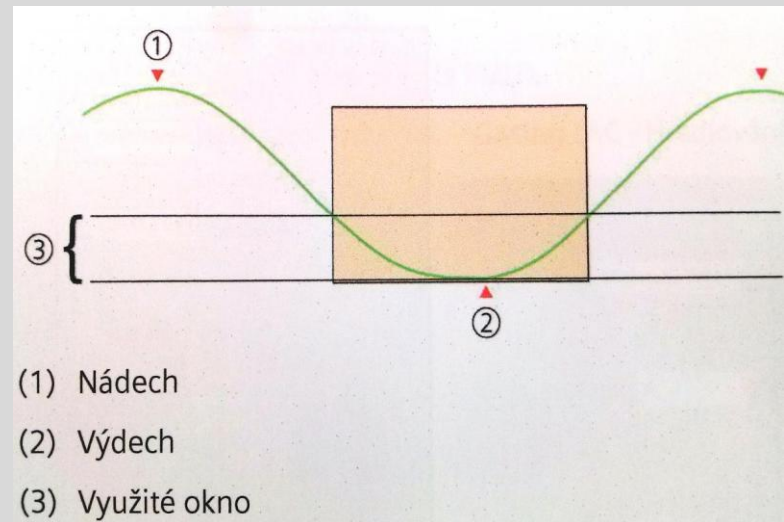
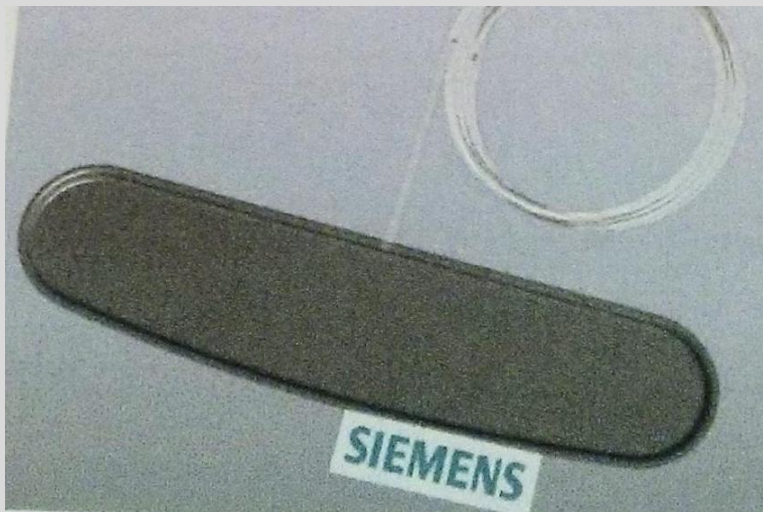


- ◆ **Spouštění tepové - prstový snímač tepu** - spouštěcí signál první tepová vlna („předběžná“) odpovídající systolickému krevnímu tlaku

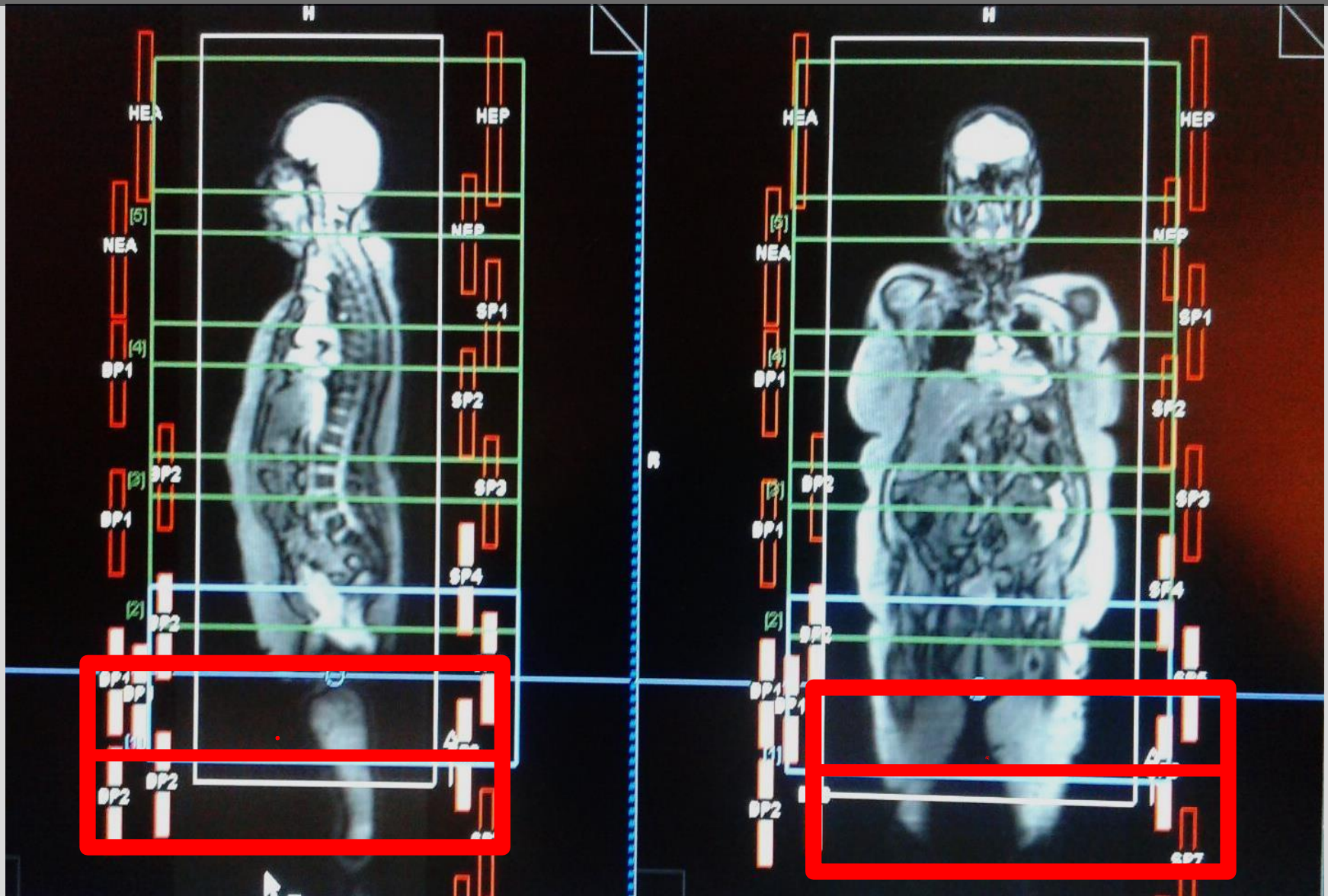


PET/MR - synchronizace akvizice

- ◆ **Spouštění dechové - respirační podložka** připojená pomocí hadičky k tlakovému snímači
 - využití především k odstranění artefaktů při snímání břicha
 - spouštěcí signál dle zadané prahové hodnoty, doporučeno cca 20% max. hodnoty = oblast s min. dýchací pohyby



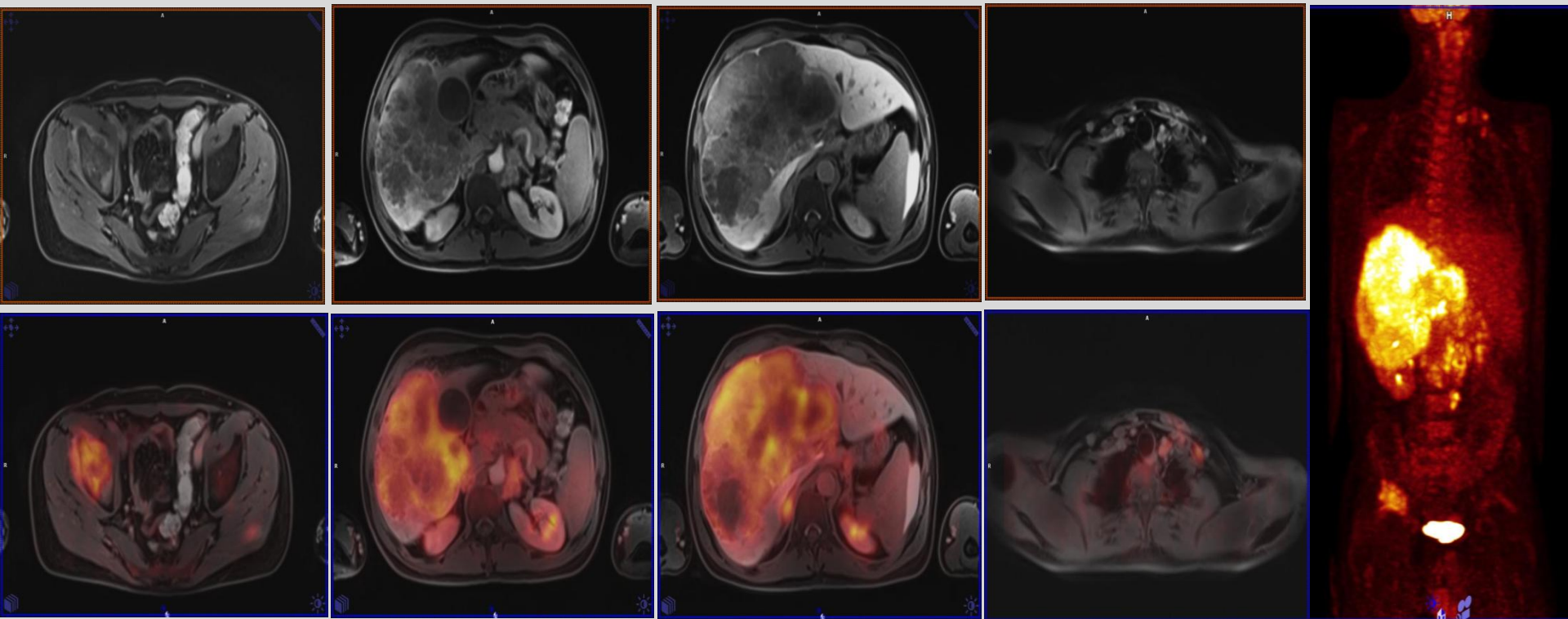
PET/MR - akvizice step-and-shoot



První pozice – paralelně akvizice PET a MR

PET/MR – doba akvizice

- ♦ **Příprava pacienta a aplikace radiofarmaka (cca 15 min)**
 - akumulace radiofarmaka (FDG 60 min)
- ♦ **Akvizice dat (cca 30 - 60 min včetně uložení pacienta):**
 - celotělové vyšetření 4 až 5 pozic snímání dat (75-90 cm)
 - PET+MRI akvizice probíhají současně v každé pozici (18 cm)
 - 2 až 4 minuty v jedné pozici - dle počtu akvizičních sekvencí MR

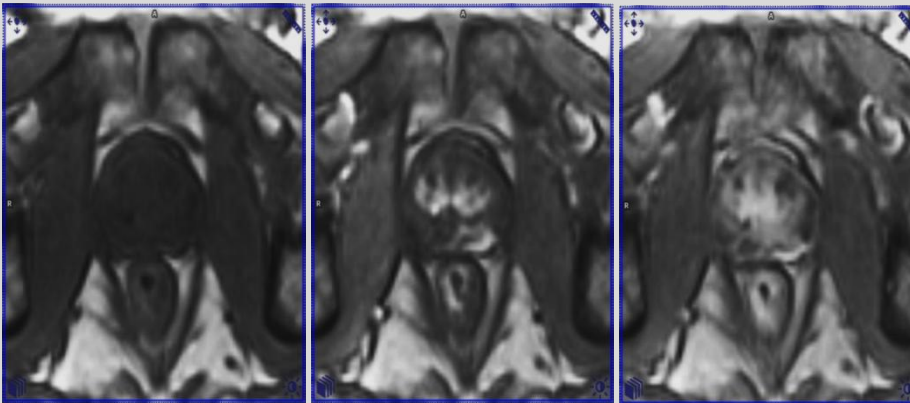


PET/MR - multiparametrické hodnocení

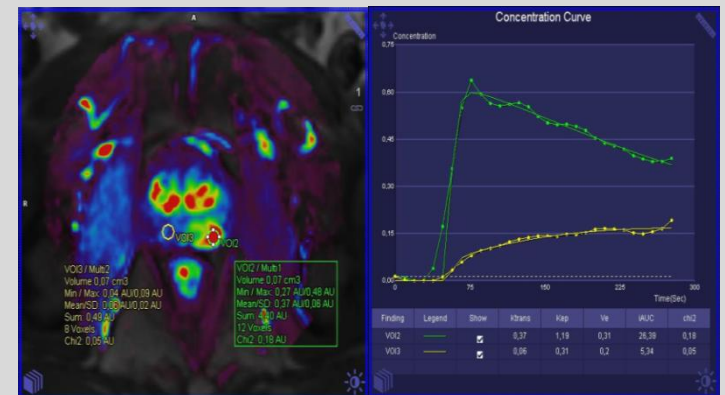
- Vysoké nároky na zkušenosti aplikačního odborníka:
 - volba radiofarmaka, způsobu akvizice, hodnocení

Karcinom prostaty – PET/MR s fluorocholinem:

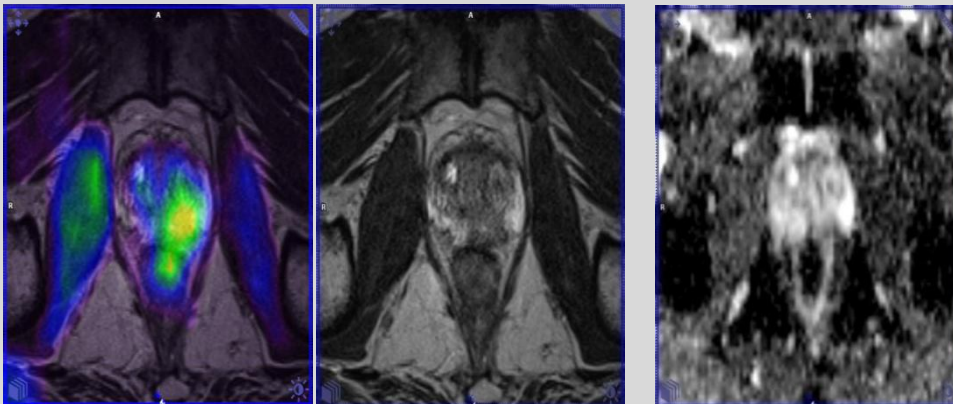
Vysoké tkáňové rozlišení



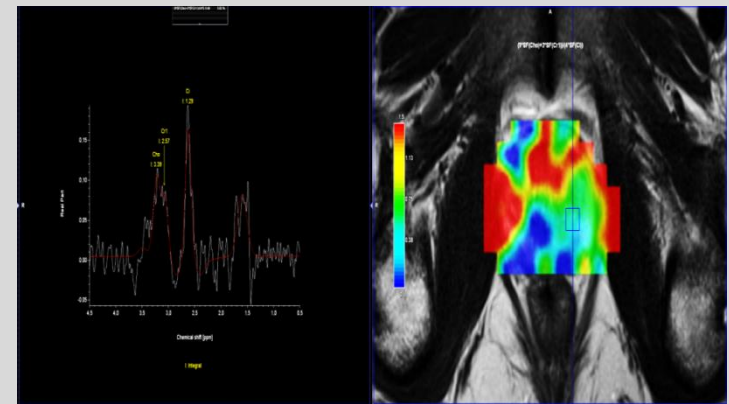
Farmakodynamická analýza



Difuzní zobrazení

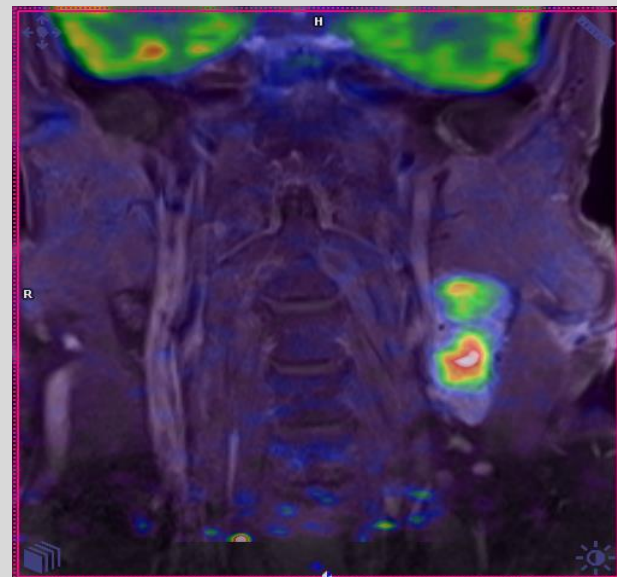
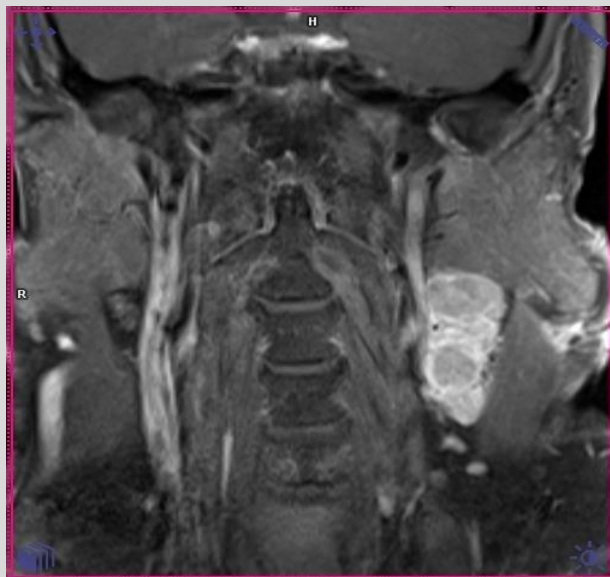
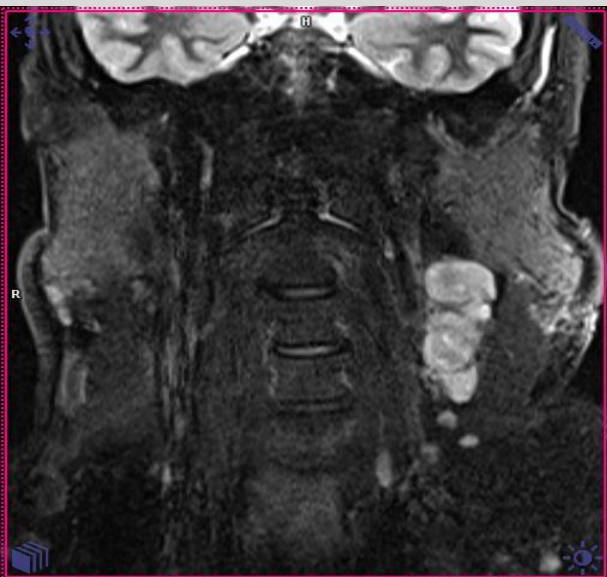


MR-spektroskopie



MRI - typický protokol

- **Kombinace sekvencí MR k optimálnímu zobrazení dané oblasti probíhá v čase akvizice PET**
 - **cílené vyšetření trvá 10 až 15 min čistého času:**
 - TSE T2 - TIRM T2 STIR – DWI - TSE T1 FS - VIBE dynam - TSE T1 FS s k.l
 - **step-and-shoot:**
 - 4 min v jedné pozici VIBE T1 + TIRM T2 STIR s akvizicí PET

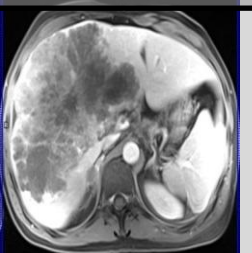
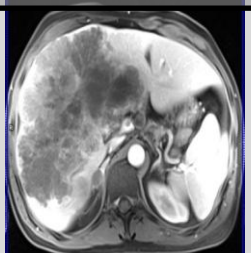
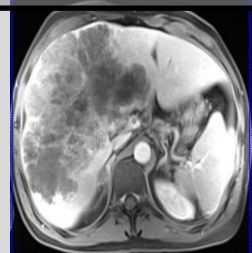
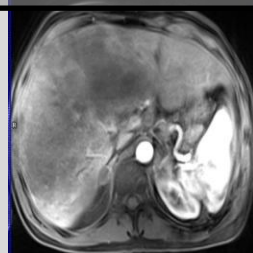
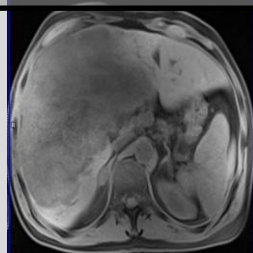
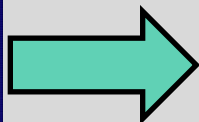
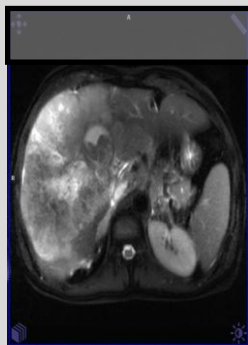


PET/MR - akviziční průběh

- **CÍLENÉ** plně **DIAGNOSTICKÉ** protokoly **PRO JEDNOTLIVÉ ORGÁNY**

HASTE T2 STIR

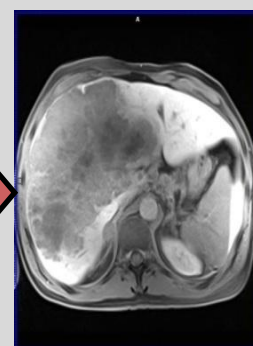
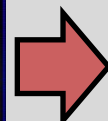
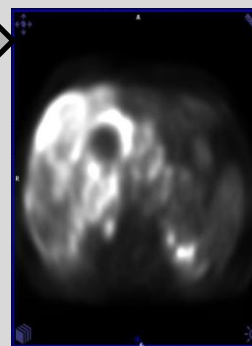
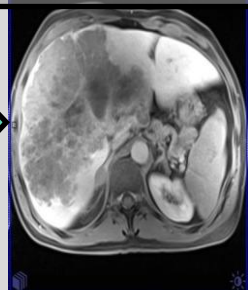
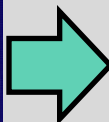
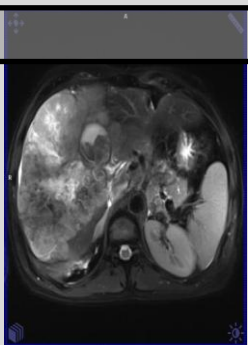
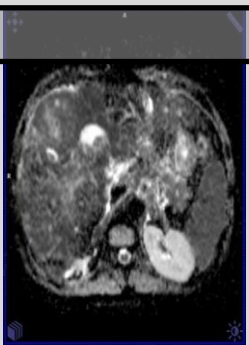
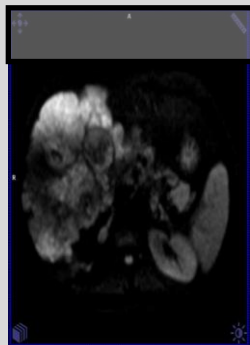
VIBE T1 FS



- dynamicky po podání kontrastní látky (hepatotropní)

DWI REVEAL SPAIR

T2 BLADE FS

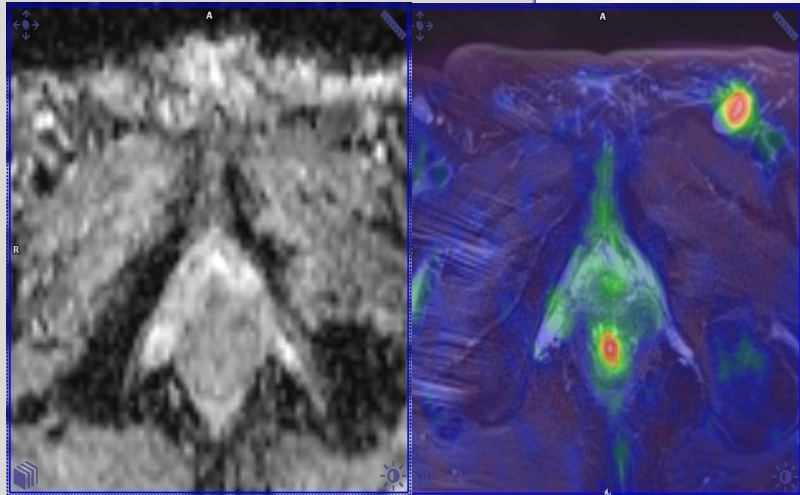
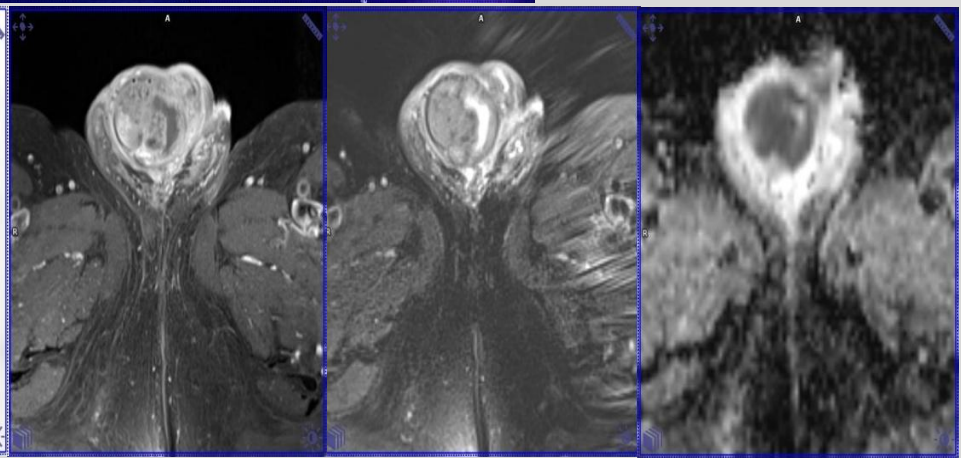
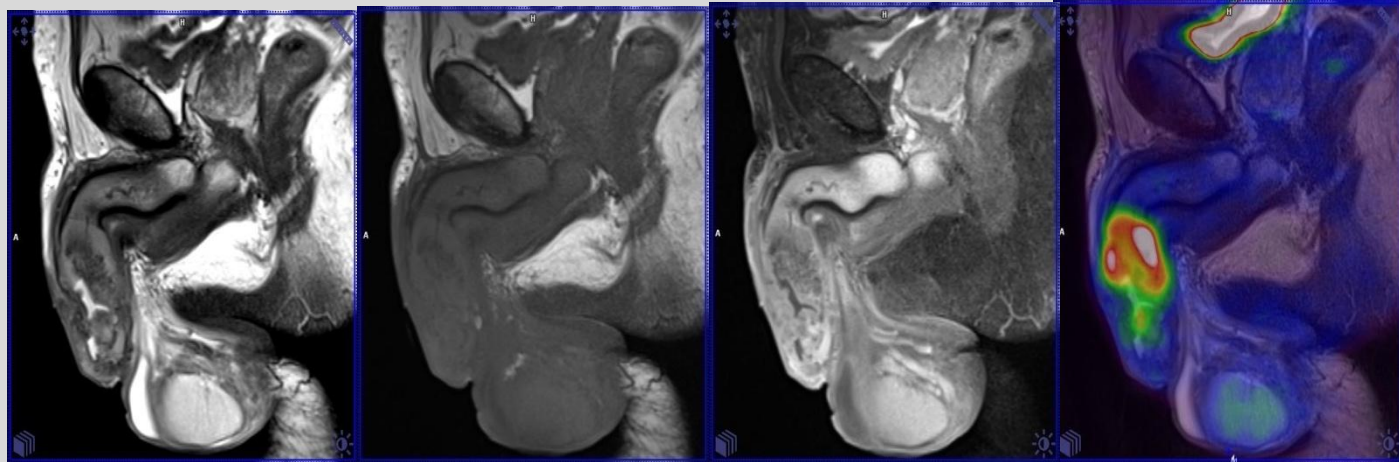


VIBE T1 FS
10 min

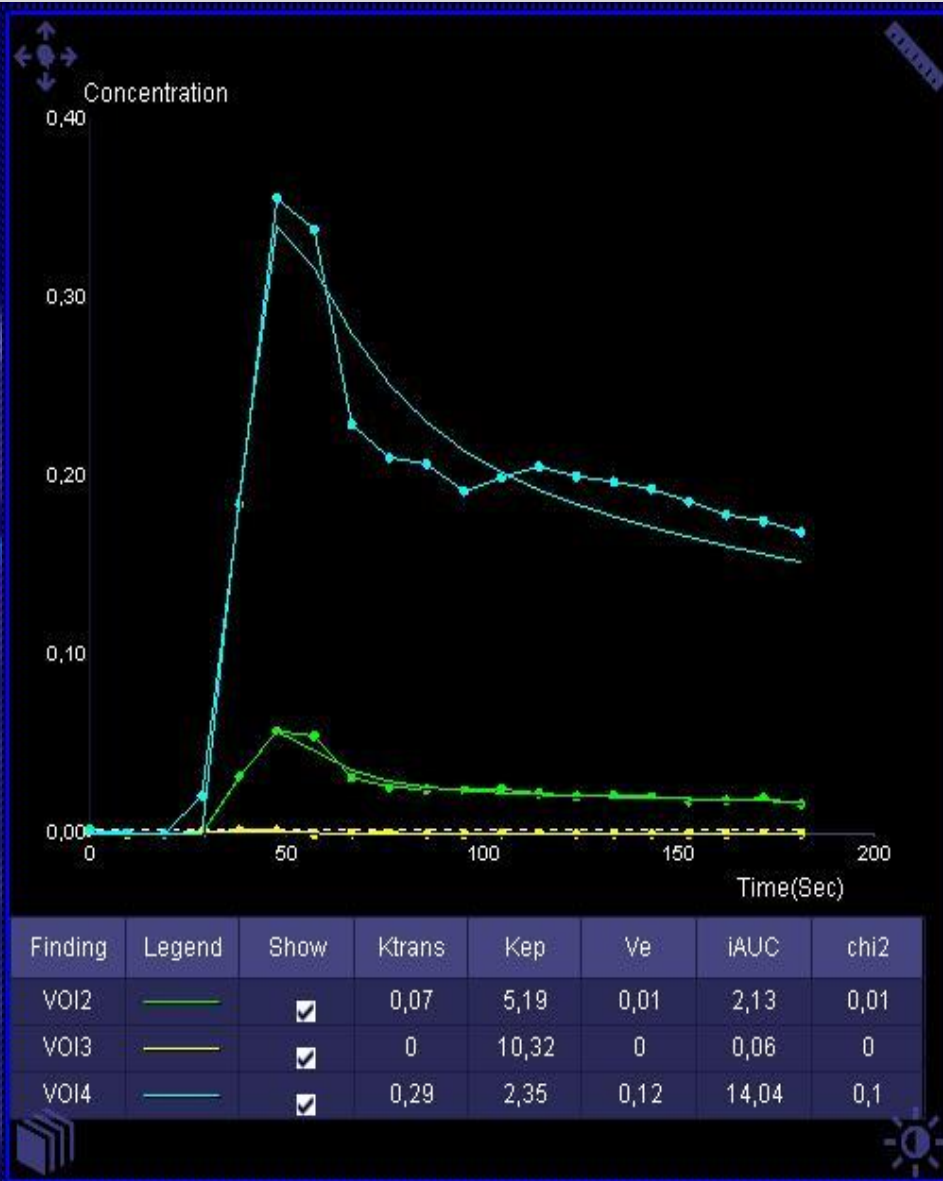
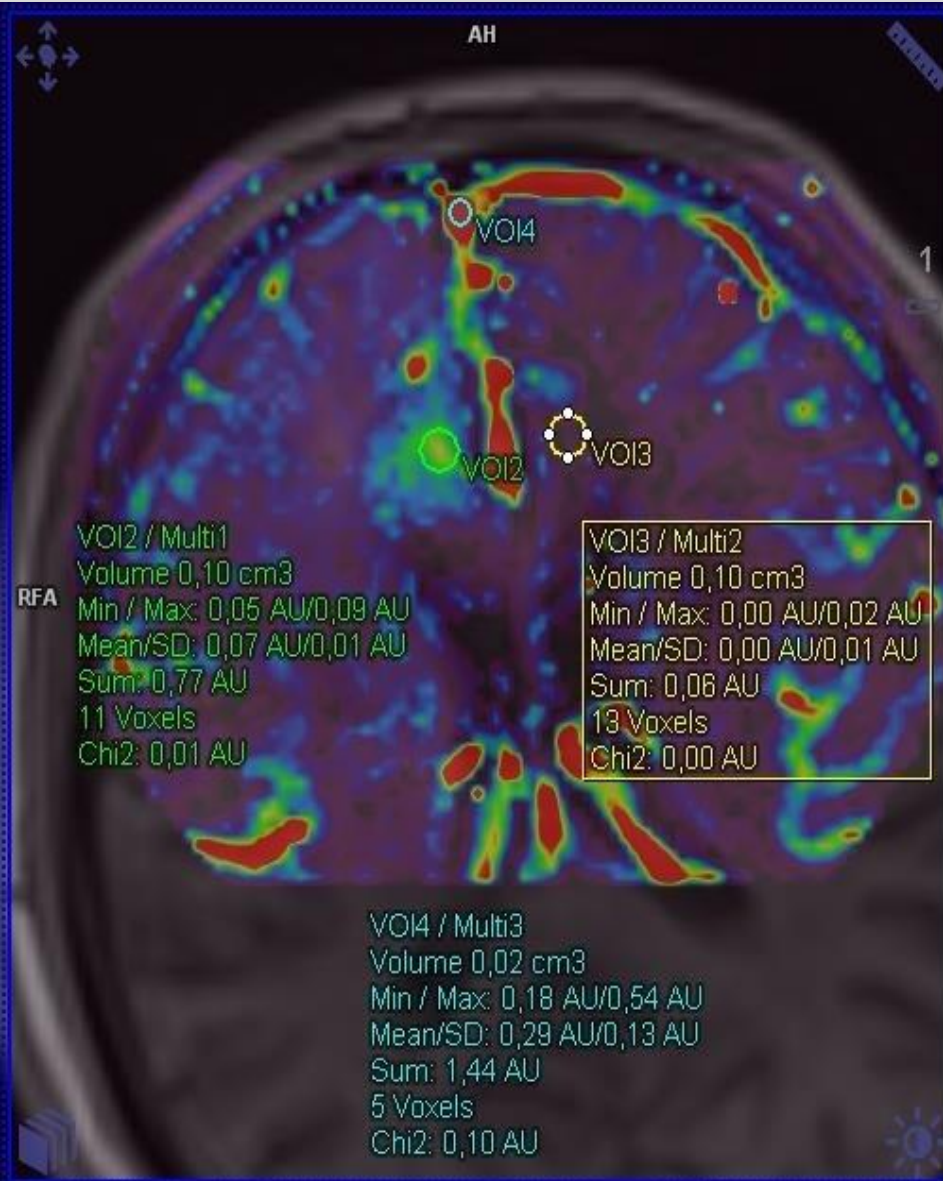
PET HD CHEST
10 min

VIBE T1 FS
20 min

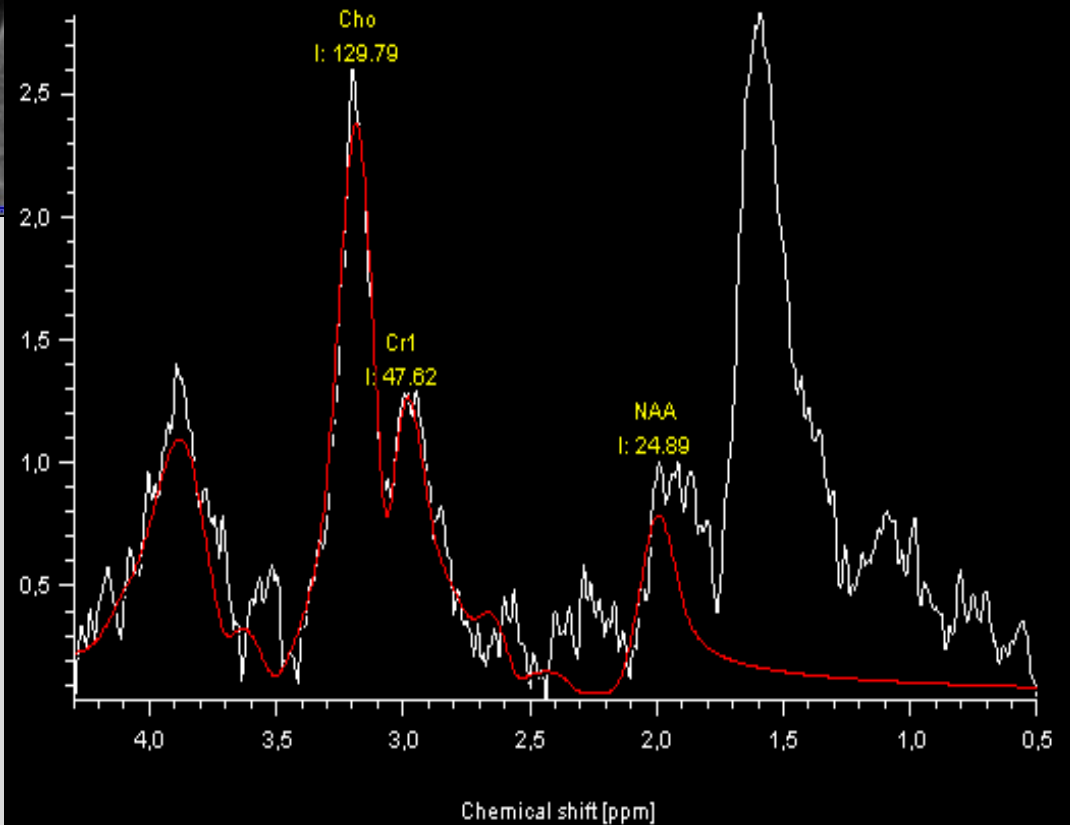
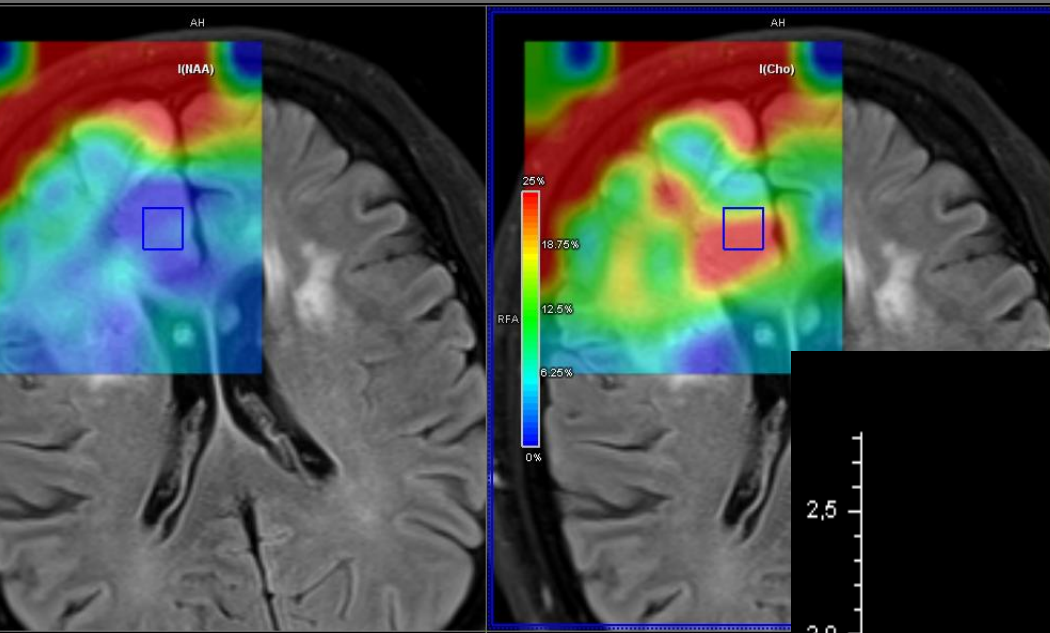
PET/MR - orgánově cílené



PET - farmakodynamické hodnocení



PET/MR - spektroskopie



PET/MR – klinické zkušenosti

PET/MR – klinické zkušenosti

- **Vyšetření cílená na diagnózu:**
 - **orgánově cílená**
 - **kombinovaná s celotělovým**
 - **Staging a restaging nádorů**
 - **Záněty**
 - **Zobrazení myokardu**
 - **Posouzení kostní dřeně**
 - **Zhodnocení strukturálních změn mozku**
 - **Komplexní informace o neurodegenerativních onemocněních**

PET/MR - akviziční sekvence

♦ Diagnostické MR sekvence typické při PET/MR vyšetření:

T1 – vážené: VIBE

T2 – vážené: TIRM T2 STIR, HASTE T2

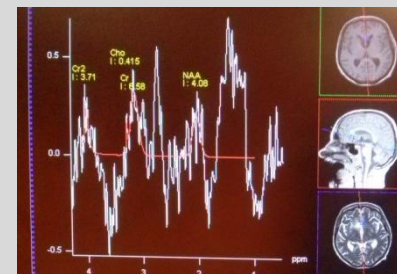
Difuzně vážené: DWI

Dynamické T1 zobrazení s podáním gadoliniové kontrastní látky:

- s opakováním cyklu skenování:
 - vaskularizované nádory prostaty, mozku, hlavy a krku, prsu
- vícefázová akvizice dat:
 - postižení orgánů břicha a retroperitonea

MR spektroskopie:

- umožňuje neinvazivní měření hodnot některých metabolitů ve tkáních
- především u nádorů prostaty, mozku, prsu



Dynamická akvizice PET:

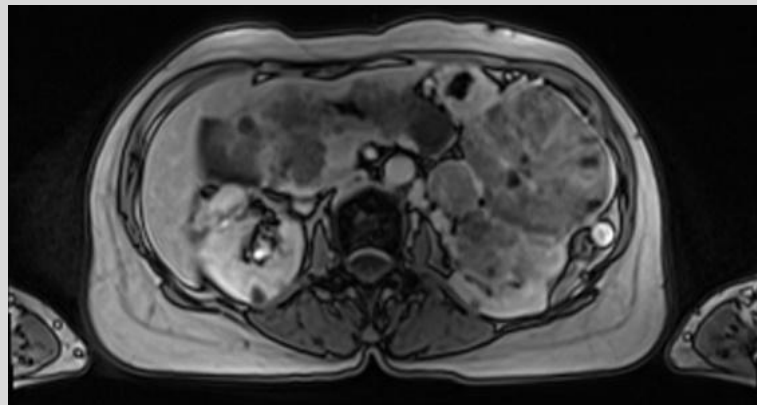
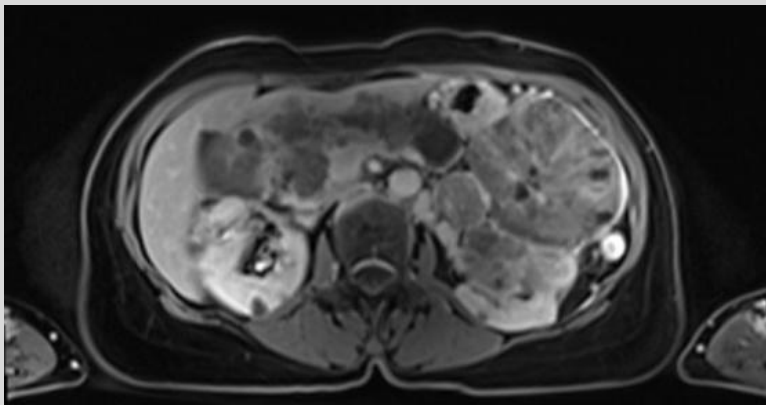
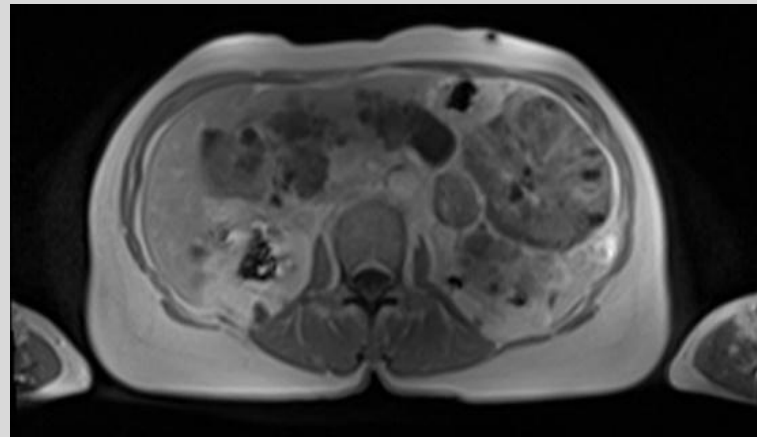
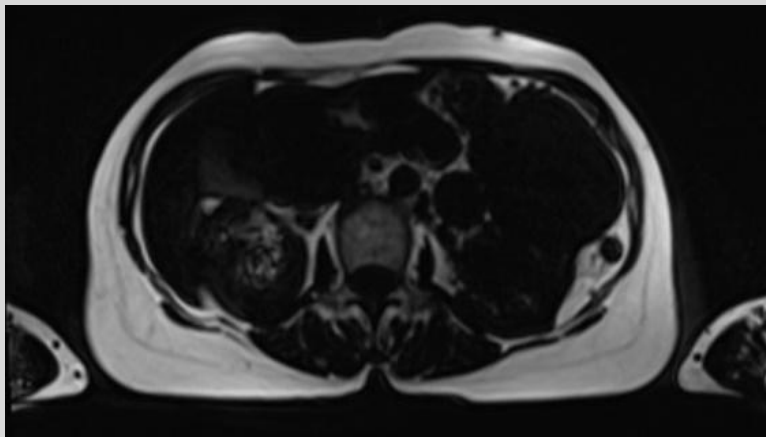
- u radiofarmak s rychlou distribucí ve tkáních (^{18}F -FCH – fluorocholesterol nebo ^{18}F -FLT fluorotymidin)



PET/MR - akviziční sekvence

T1 – vážené sekvence:

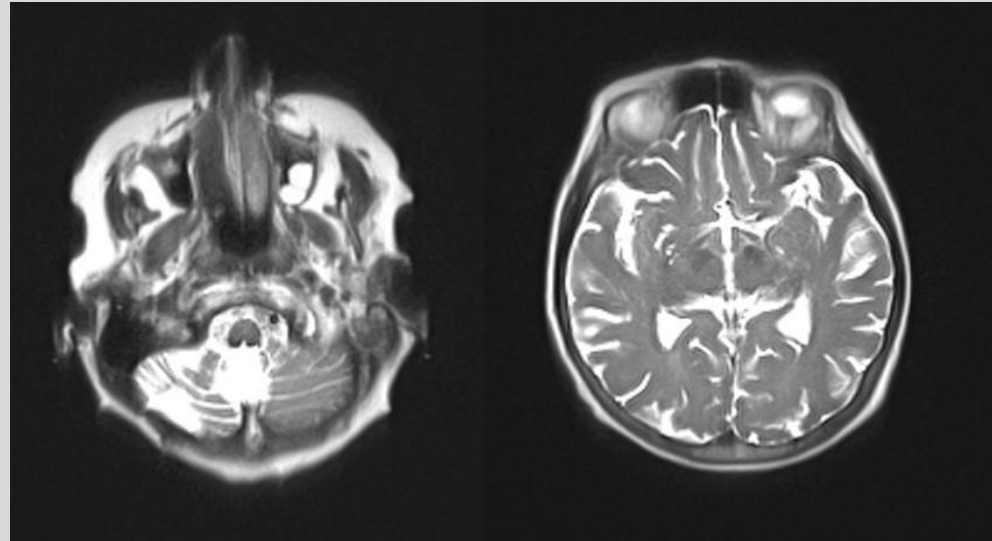
- **VIBE** (volume interpolated breath-hold technique) s Dixonovou metodou tvorby čtyř kvalit obrazů
- **pro základní hodnocení tkání**
- **vysoce hodnotné pro zhodnocení uzlin a kostní dřeně**



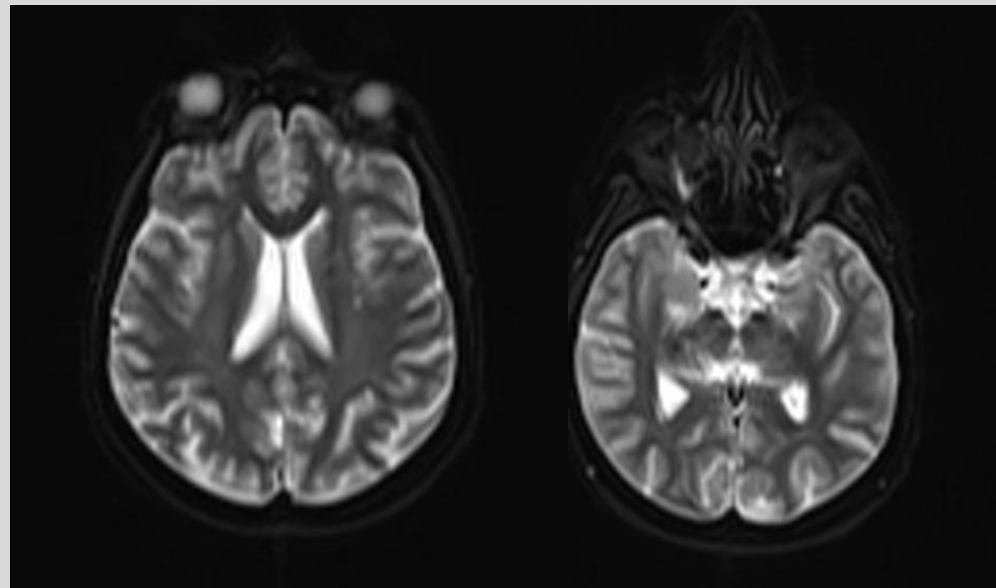
PET/MR - akviziční sekvence

T2 – vážené sekvence:

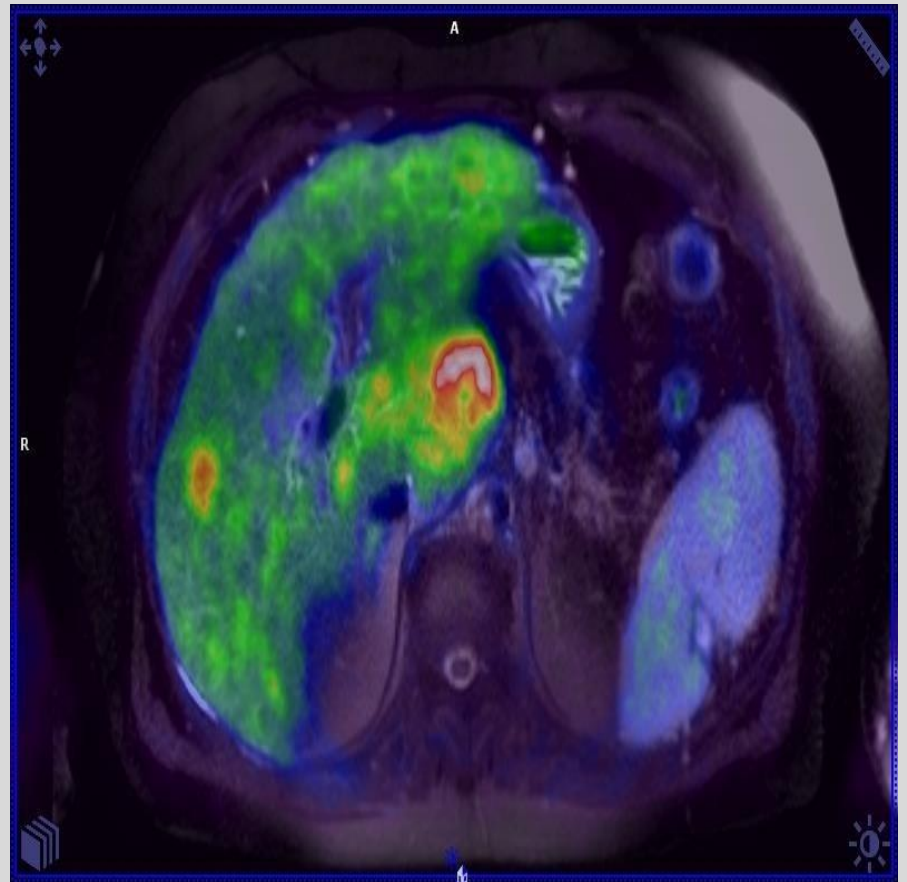
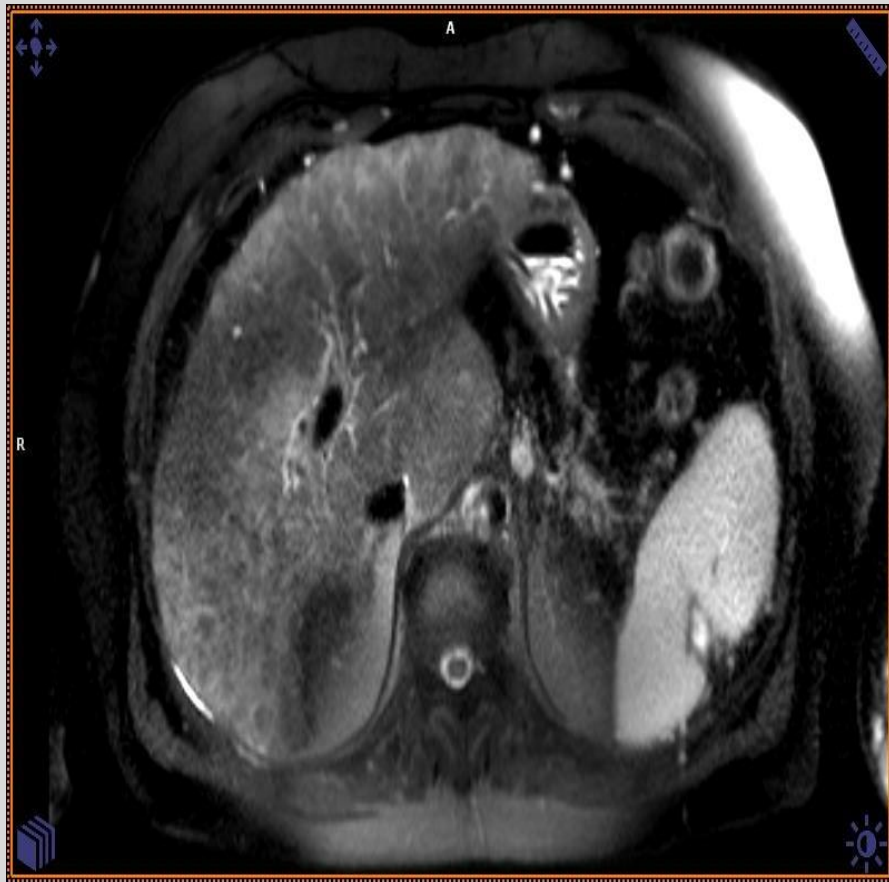
- TIRM T2 STIR
- inversion recovery sekvence s potlačením tuku
- hodnocení skeletu, jater, uzlin



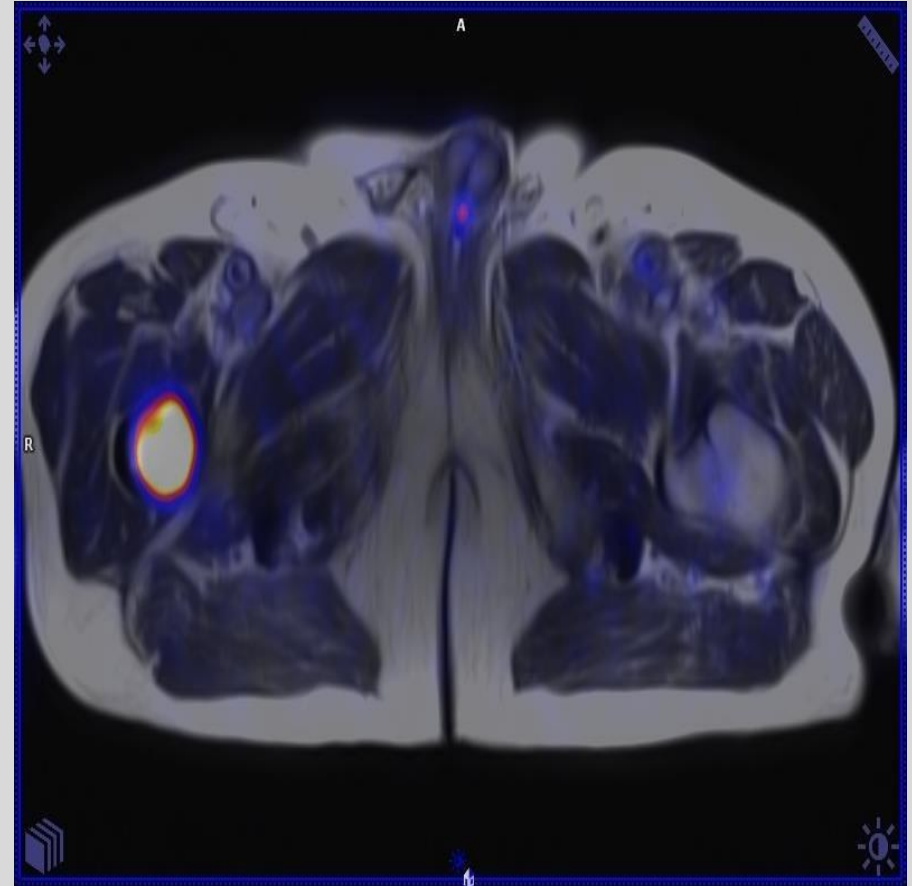
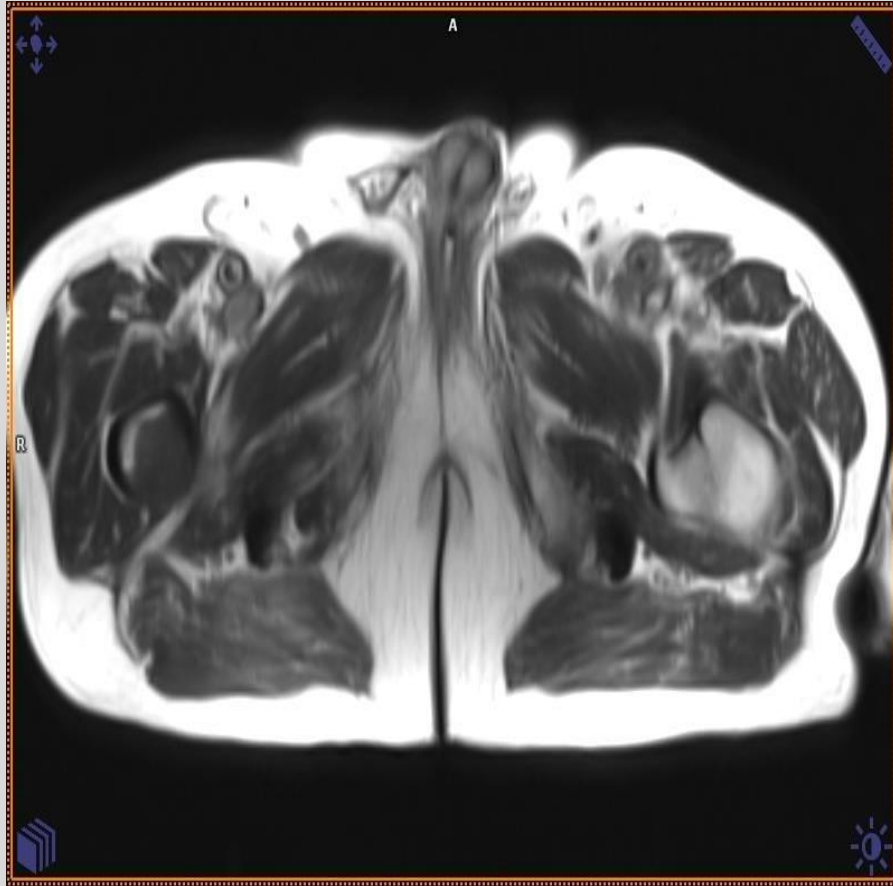
- HASTE T2
- velmi krátký akviziční čas



MRI sekvence – HASTE T2

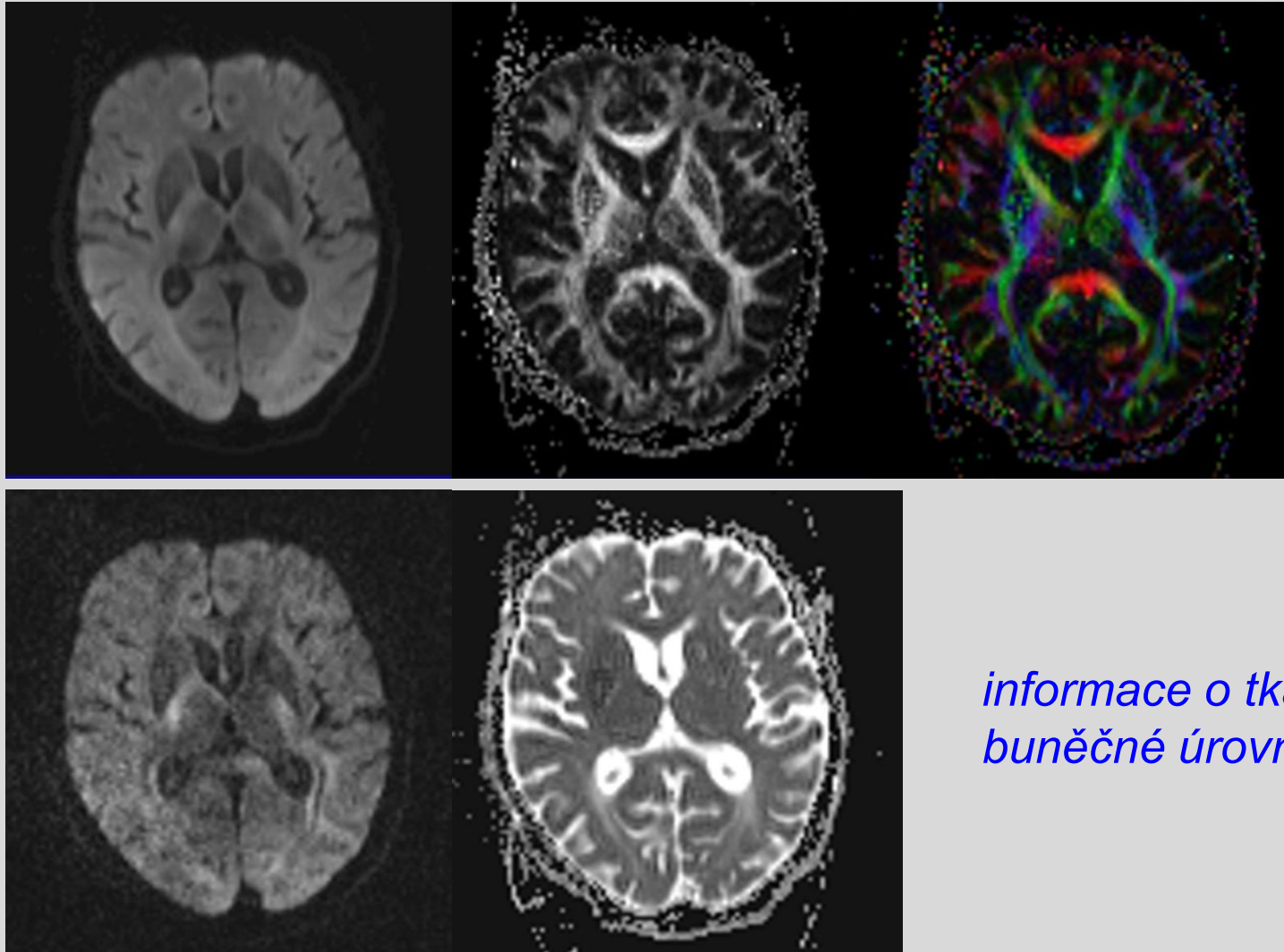


MRI sekvence - HASTE T2



PET/MR - akviziční sekvence

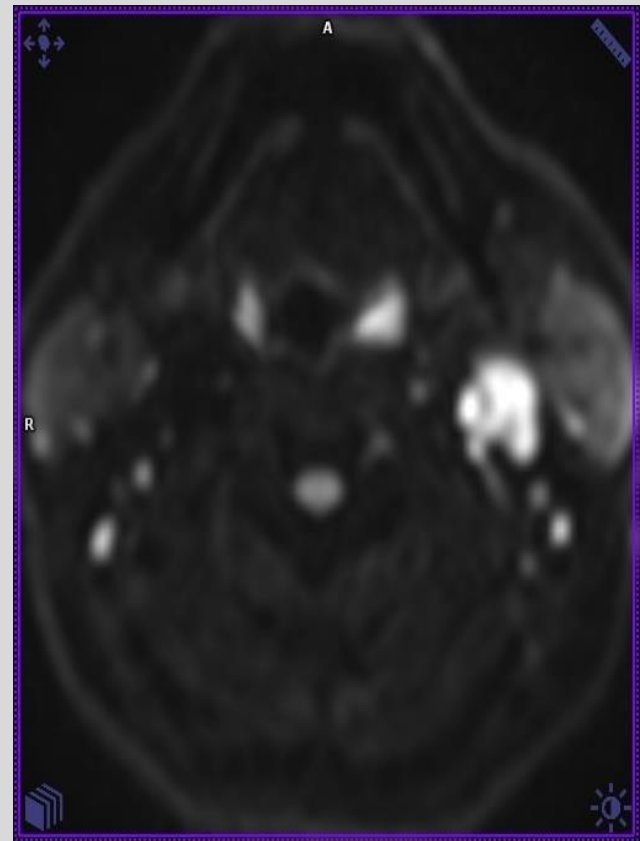
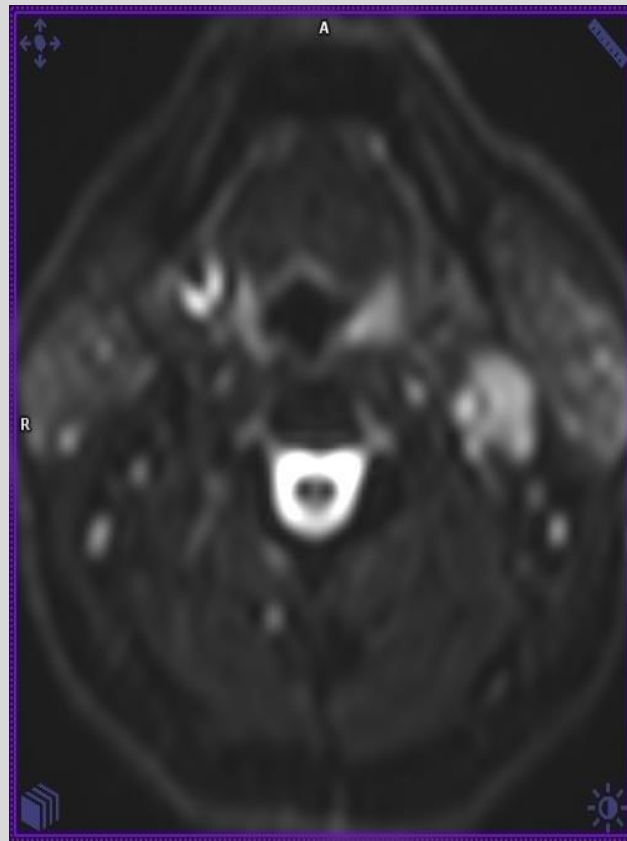
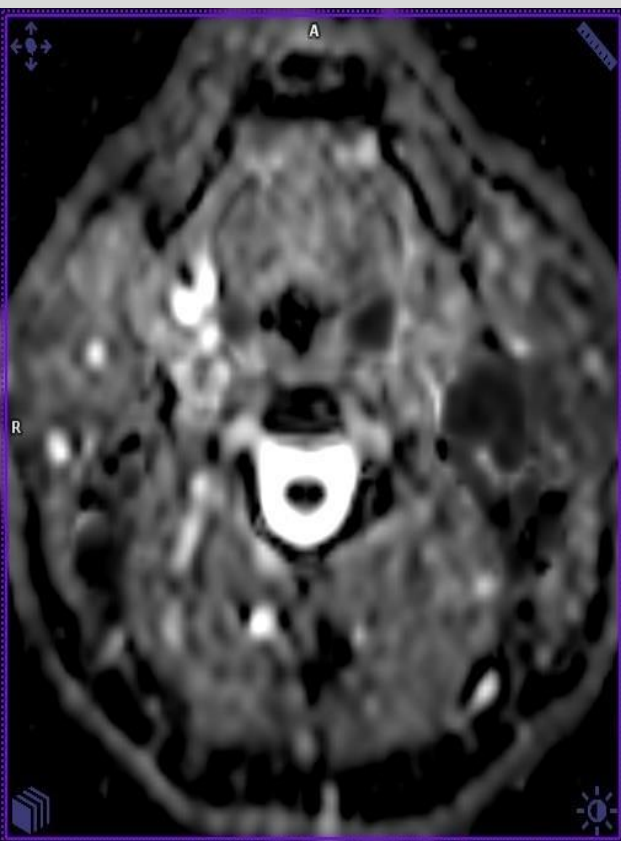
- ♦ **Difuzně vážené sekvence** - chorobné stavy mění difuzní charakteristiky tkání, celého trupu i jedn. orgánů



*informace o tkáních na
buněčné úrovni*

MRI sekvence DWI

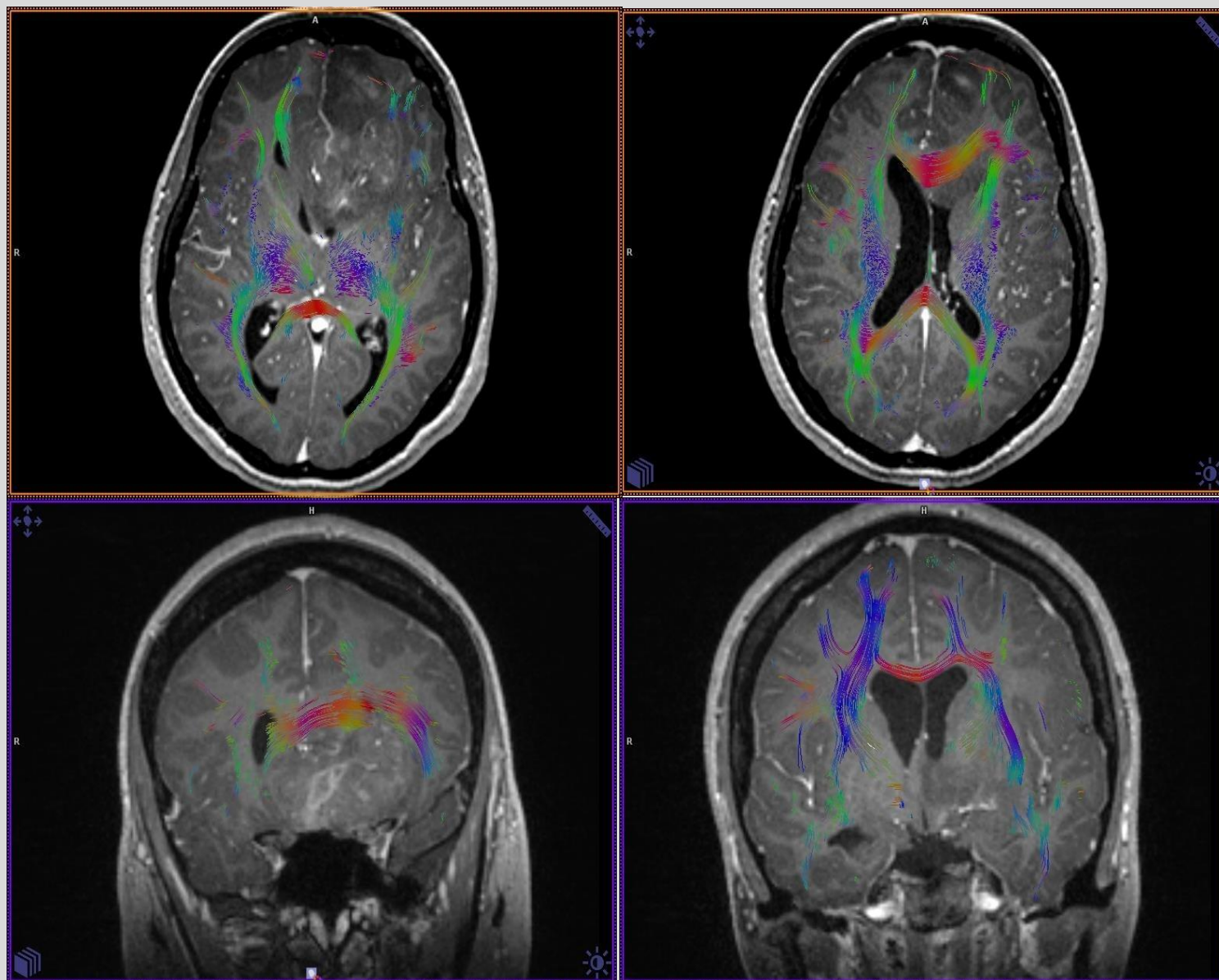
- Echoplanární sekvence se saturací tuku SPAIR REVEAL - problémy distorse



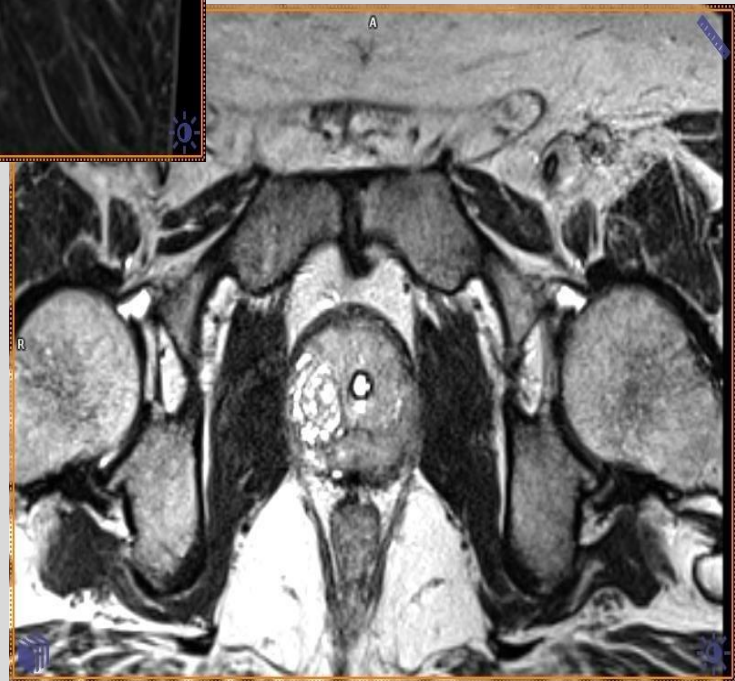
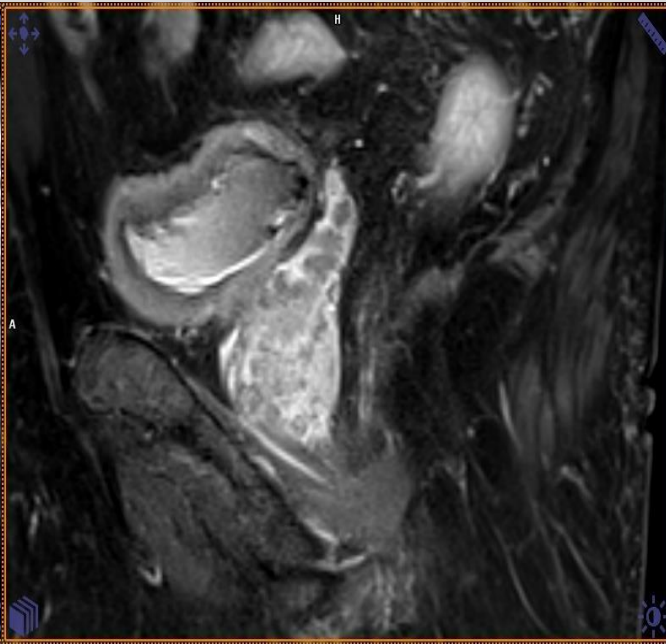
MRI sekvence DWI



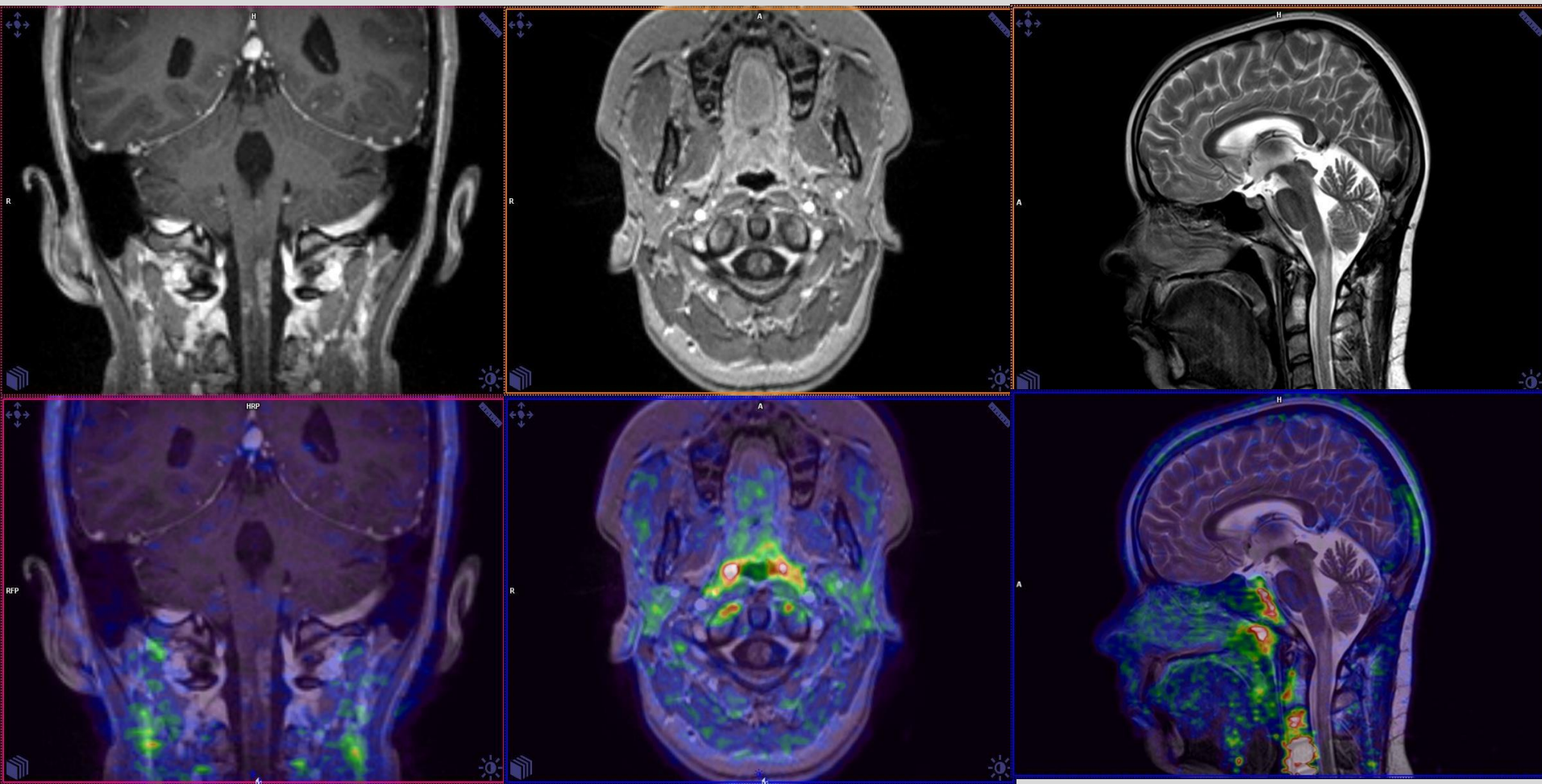
MRI sekvenca MDDWI



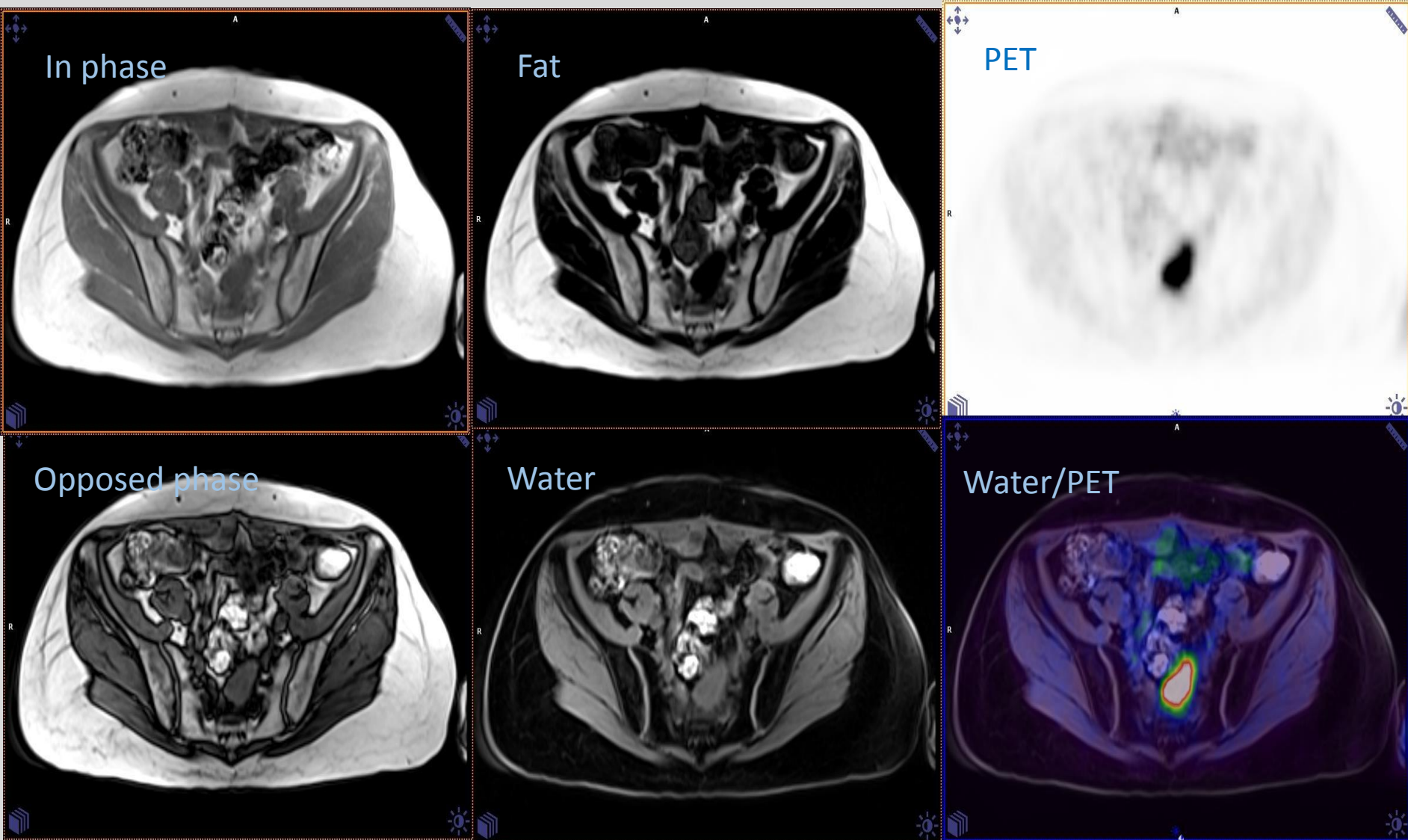
MRI – sekvence TSE T2, T2 STIR/FS



MRI - MPRAGE T1



MRI sekvence spoiled GE T1



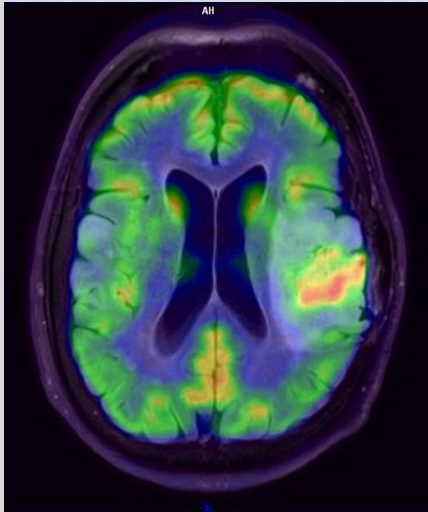
PET/MR - radiofarmaka

PET/MR - radiofarmaka

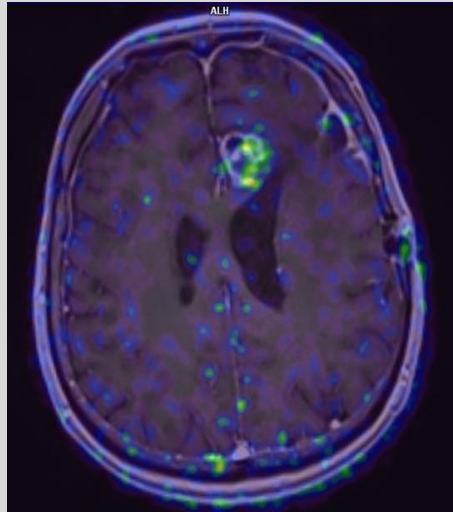
- Látky značené radioaktivním prvkem s β^+ rozpadem, používáme celkem 6 různých radiofarmak ^{18}F :

- **FDG** - fluorodeoxyglukoza
- **FLT** - fluorothymidin
- **NaF** - natriumfluorid
- **FCH** - fluorcholin
- **FDOPA** - fluorodihydroxifenylalanin
- **NeuraCeq®** - fluorobetaben

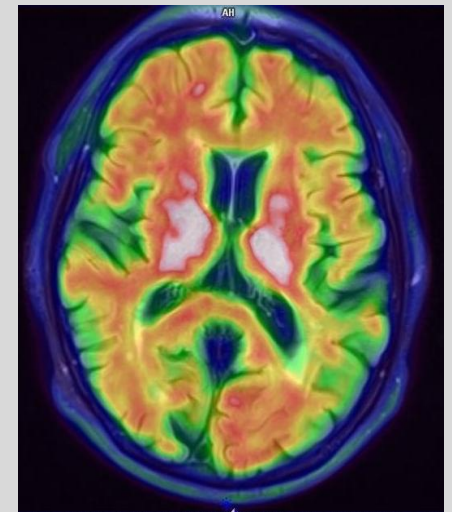
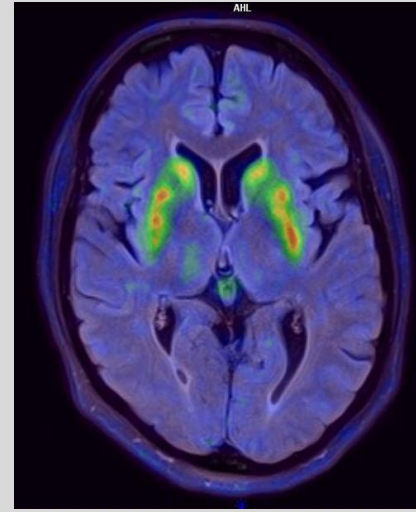
fluorodeoxyglukóza



FDOPA



fluorothymidin



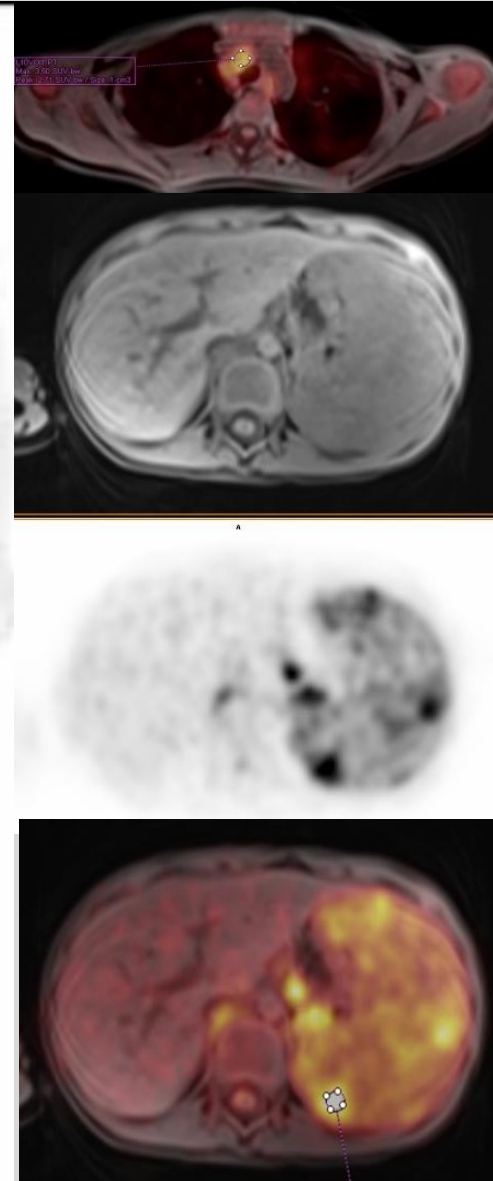
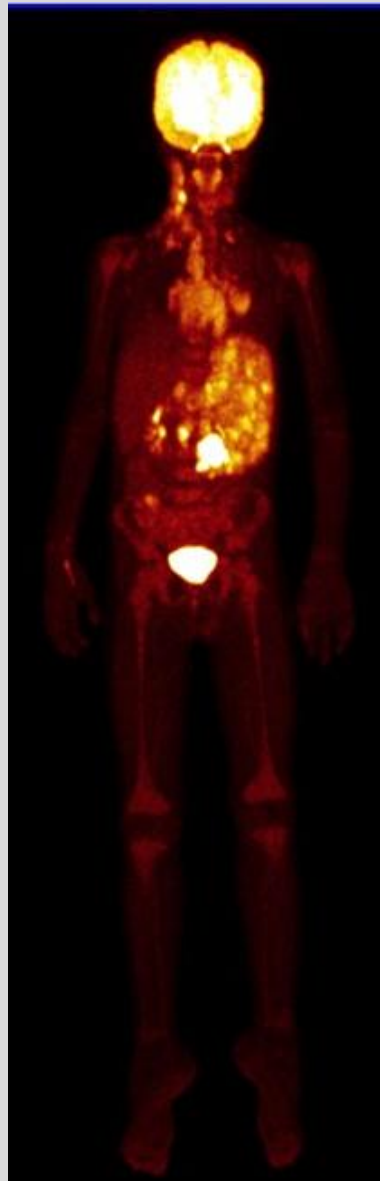
florbetaben

PET/MR - ^{18}F -FDG

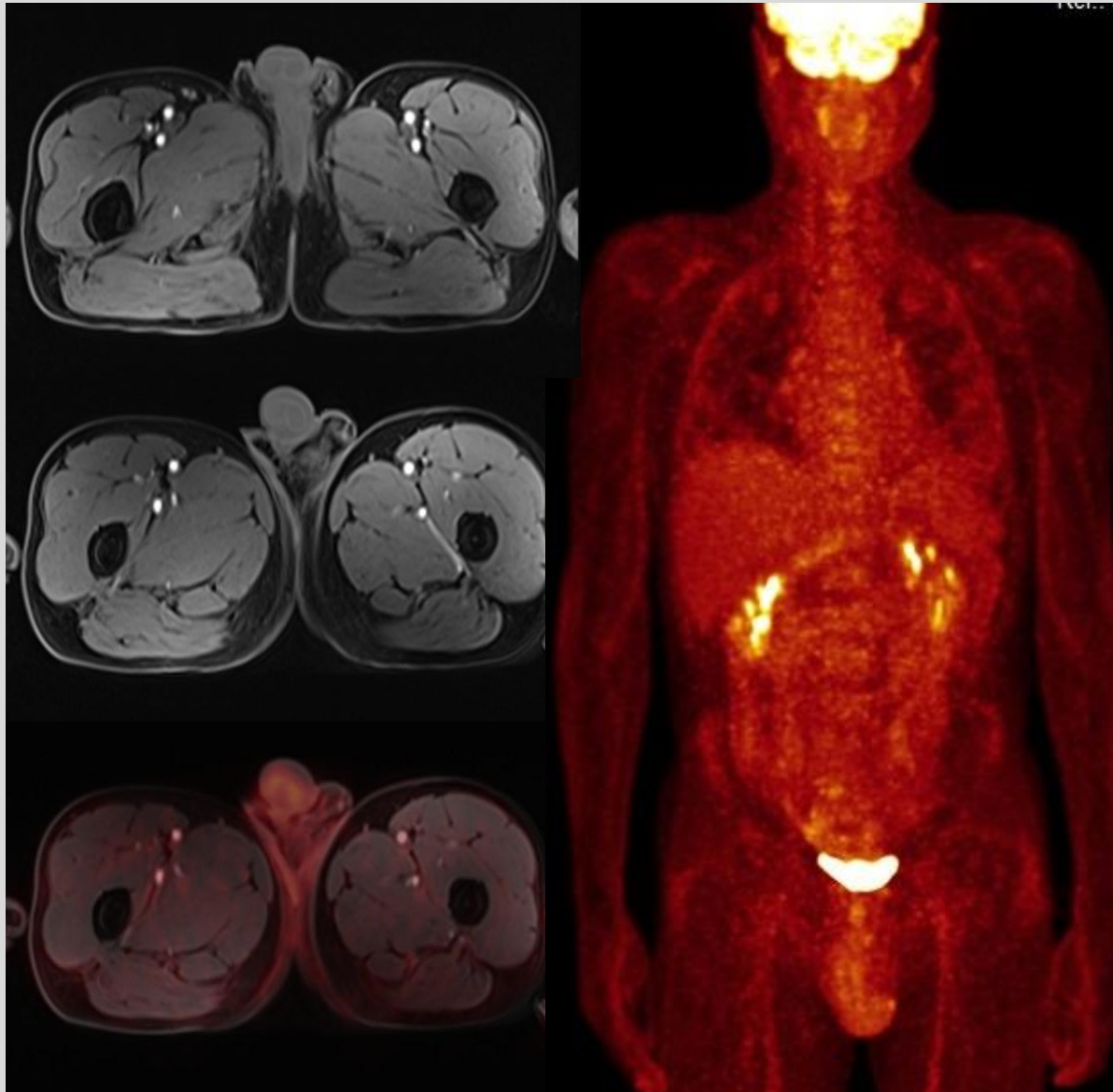
- staging, restaging
lymfomů u
dospělých
i dětských
pacientů

PET/MR versus PET/CT:

- lze významně redukovat
radiační dávku při
opakovaných
vyšetřeniích
- lze poskytnout i lepší
informace o nádorovém
procesu



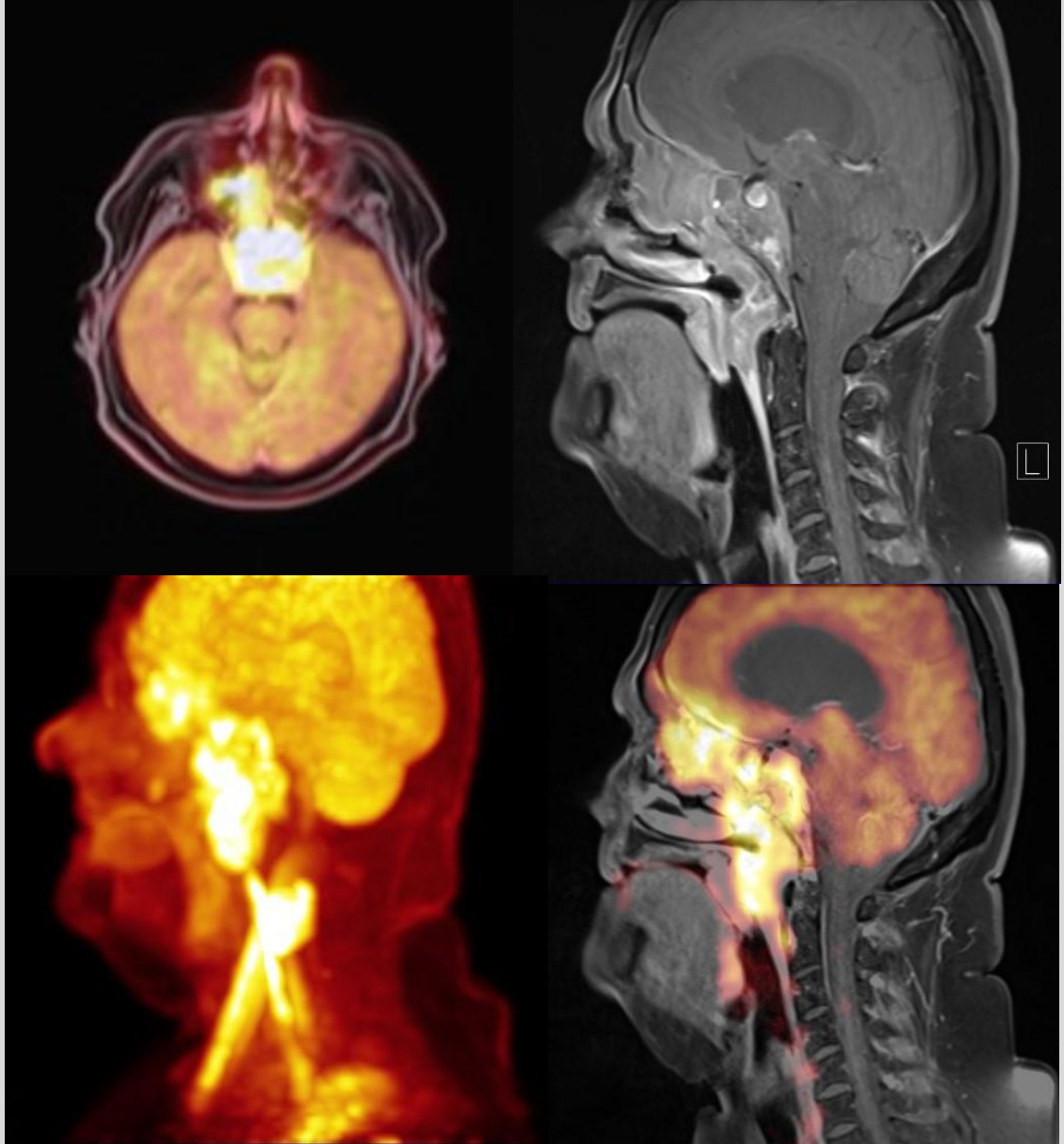
PET/MR - ^{18}F -FDG



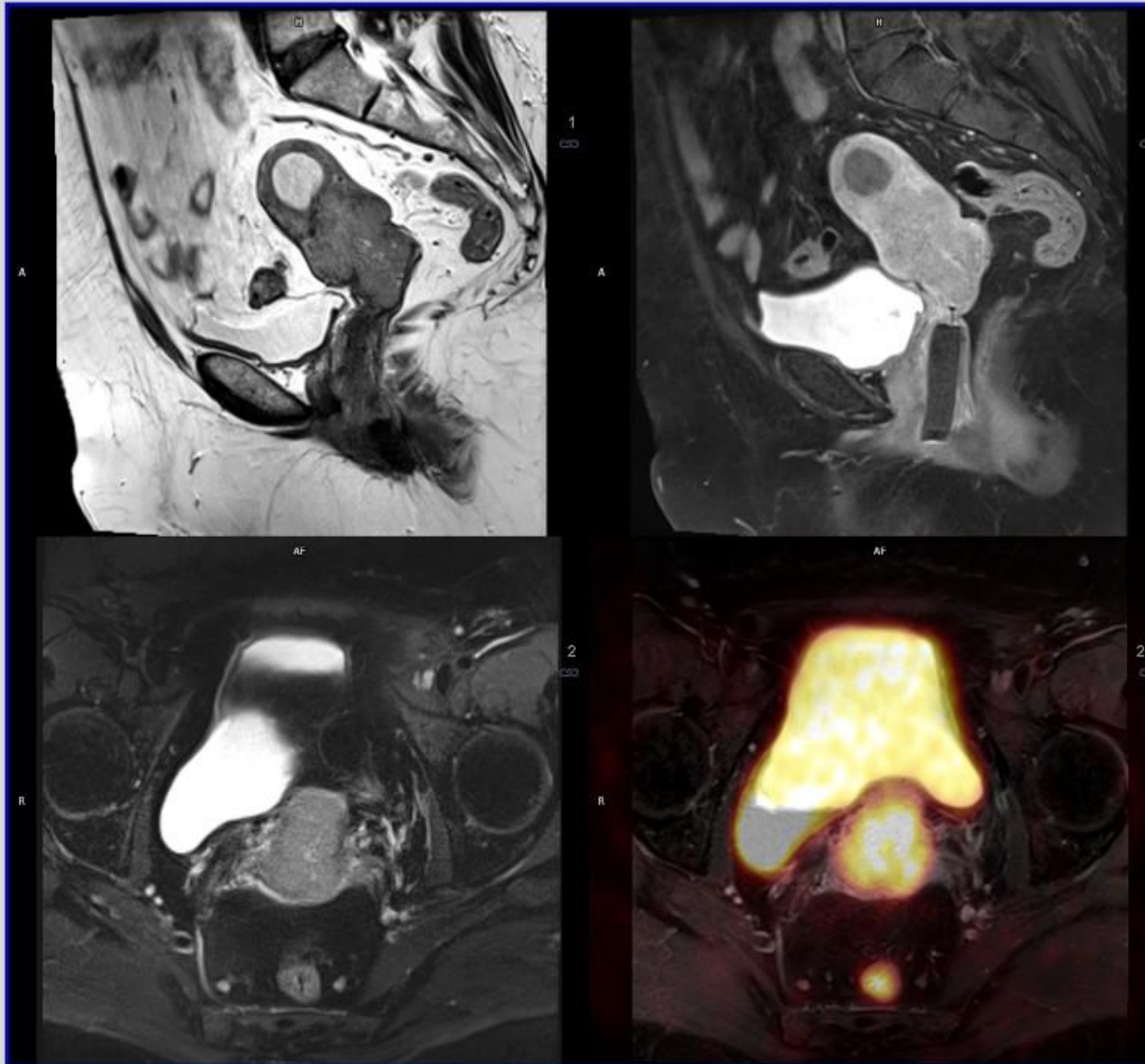
- nádory varlete

PET/MR - ^{18}F -FDG - fluorodeoxyglukóza

- nádory hlavy a krku



PET/MR - ^{18}F -FDG

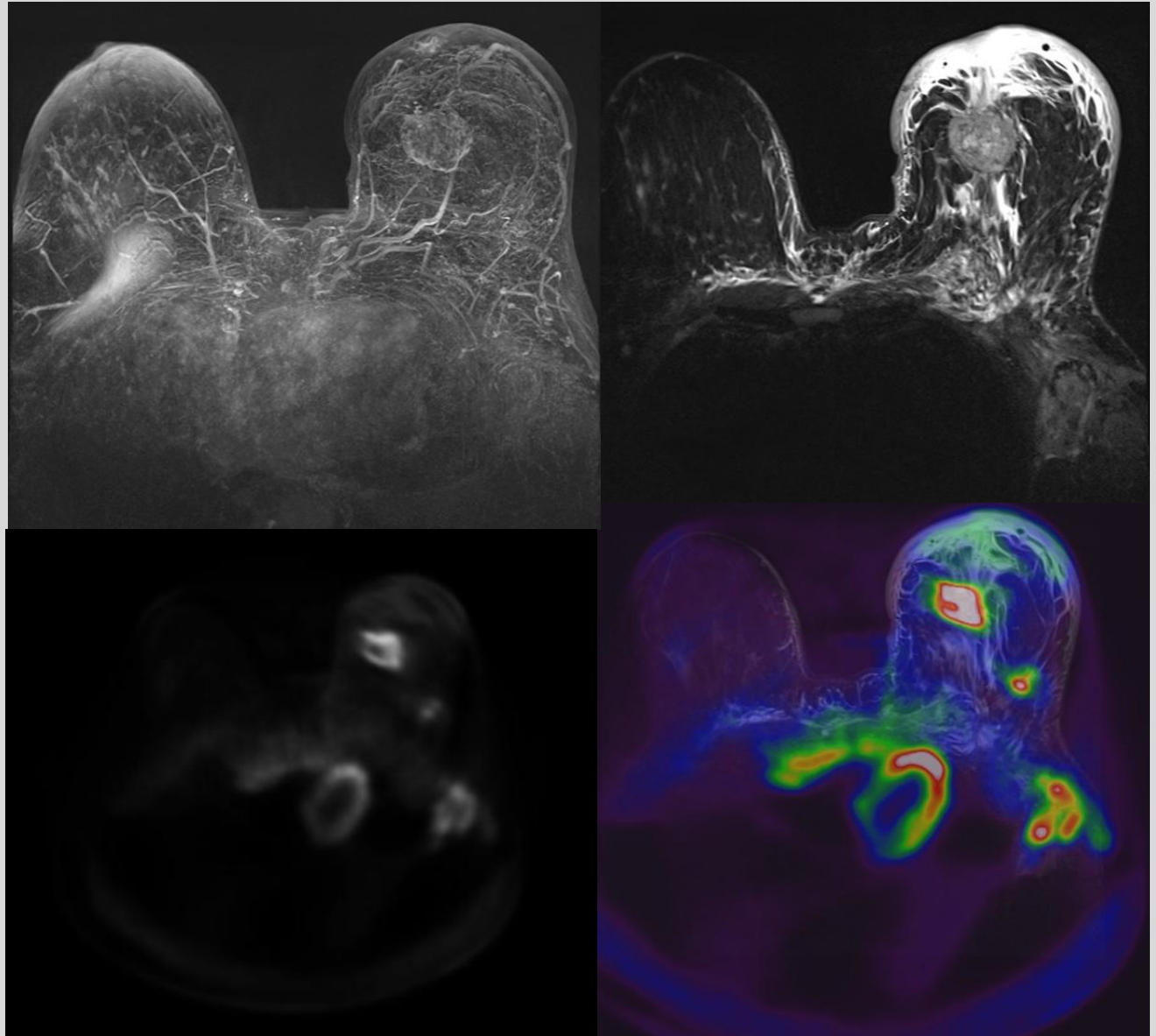


- nádory
pánevních
orgánů

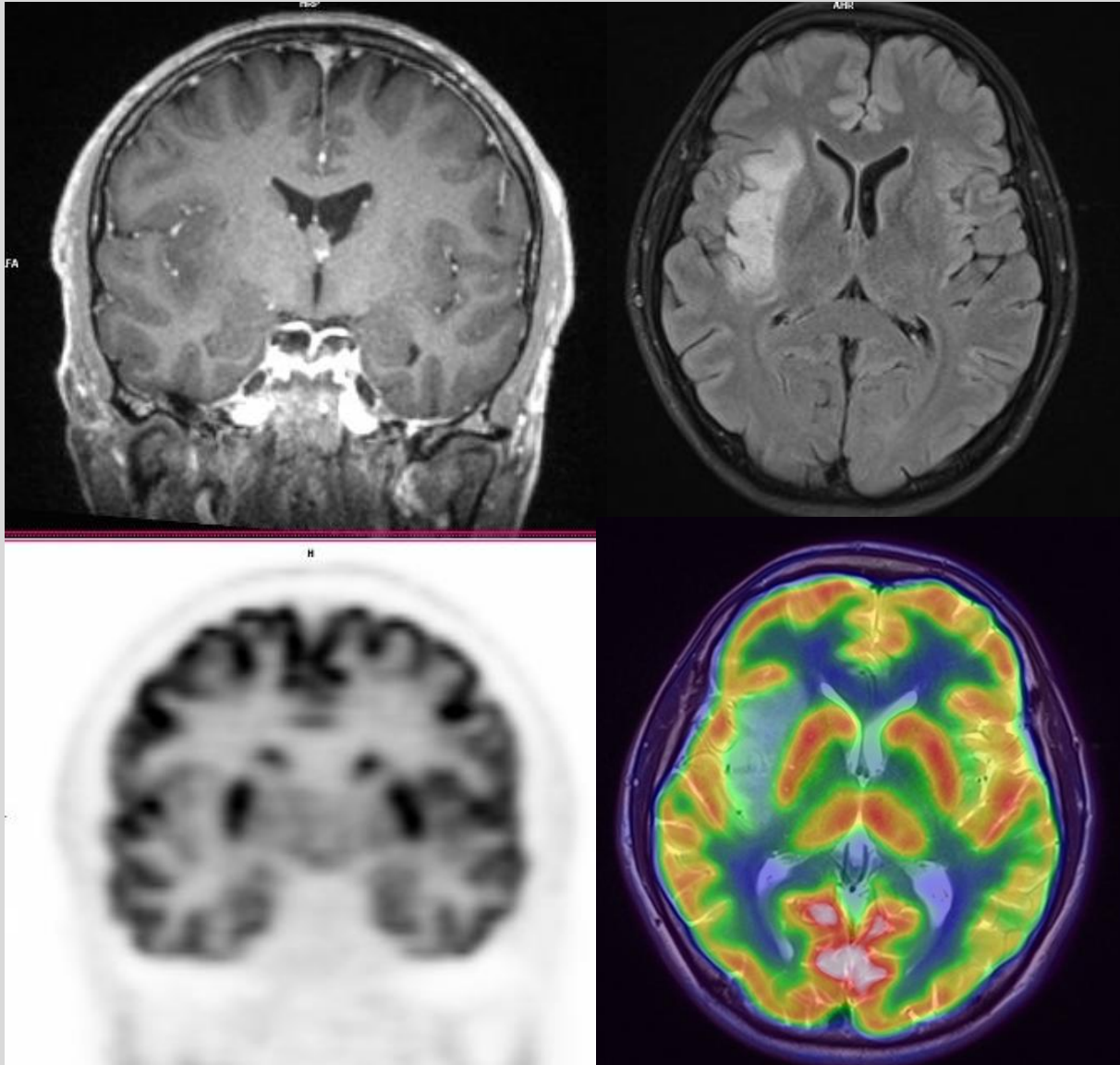
*vysoké tkáňové
rozlišení
a možnosti
provedení dynamiky*

PET/MR - ^{18}F -FDG

- nádory prsu



PET/MR - ^{18}F -FDG



- **nádory mozku**

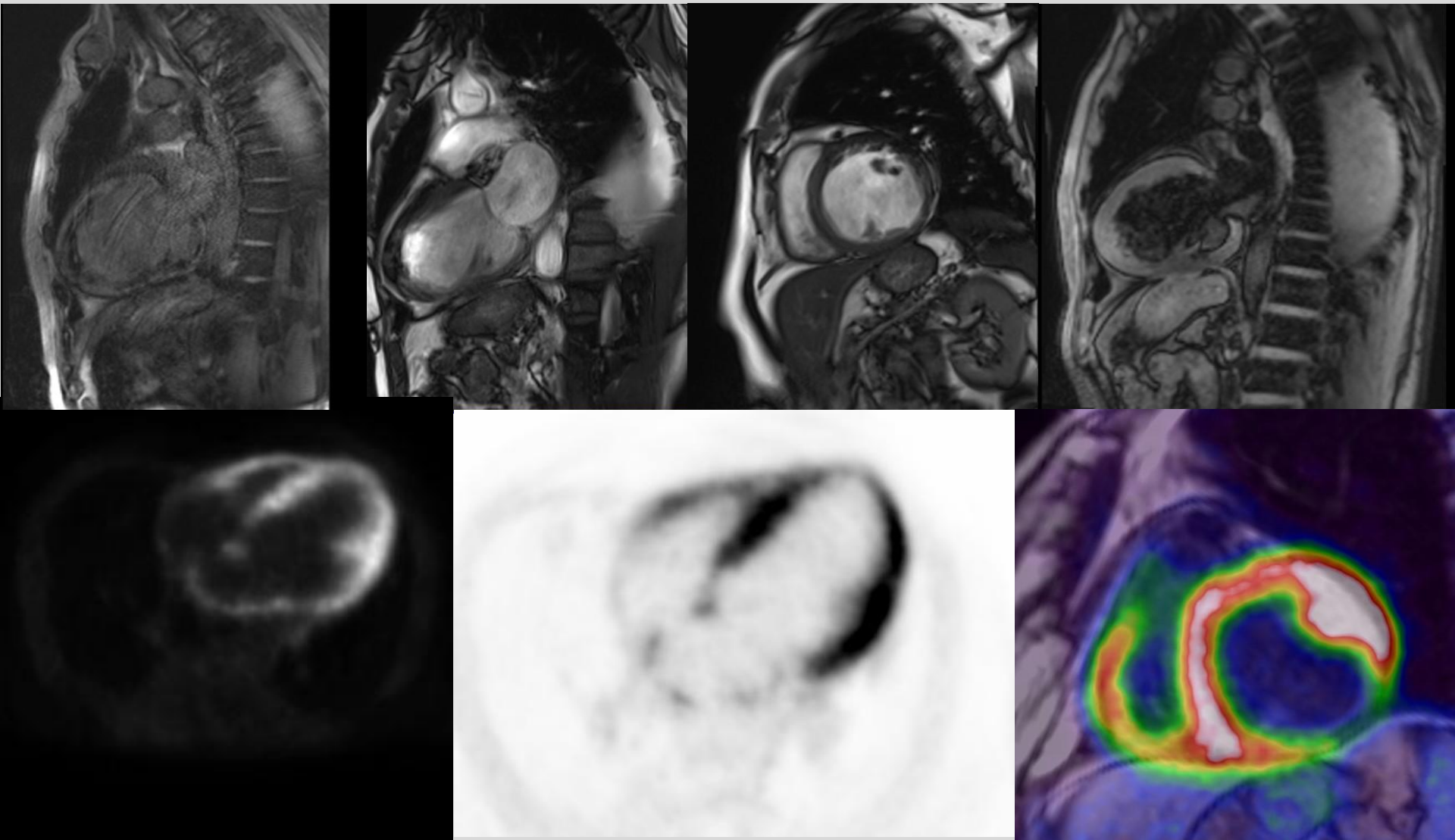
**akumulace v
nádorových
procesech**

*vysoké tkáňové
rozlišení*

**aktivita ložisek
epilepsie**

PET/MR - ^{18}F -FDG

Výjimečná indikace - PET/MR myokardu. *Perfuzní zobrazení a kinetika myokardu + postkontrastní zobrazení technikou pozdního sycení tkání*

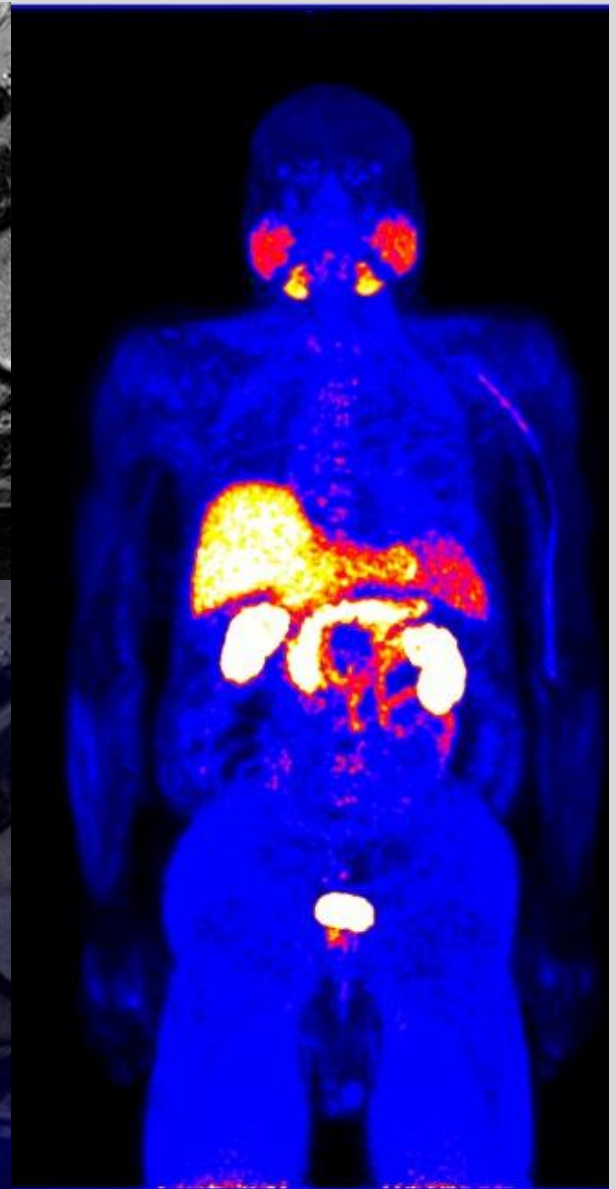
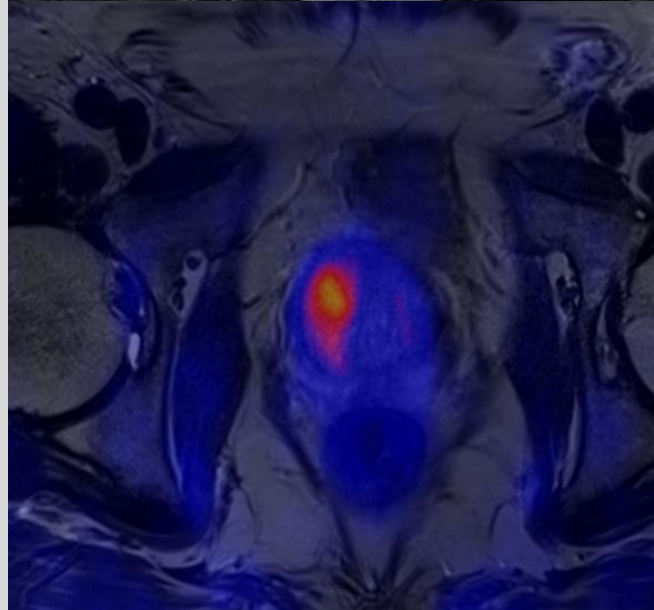


PET/MR - ^{18}F -FCH - fluorocholelin

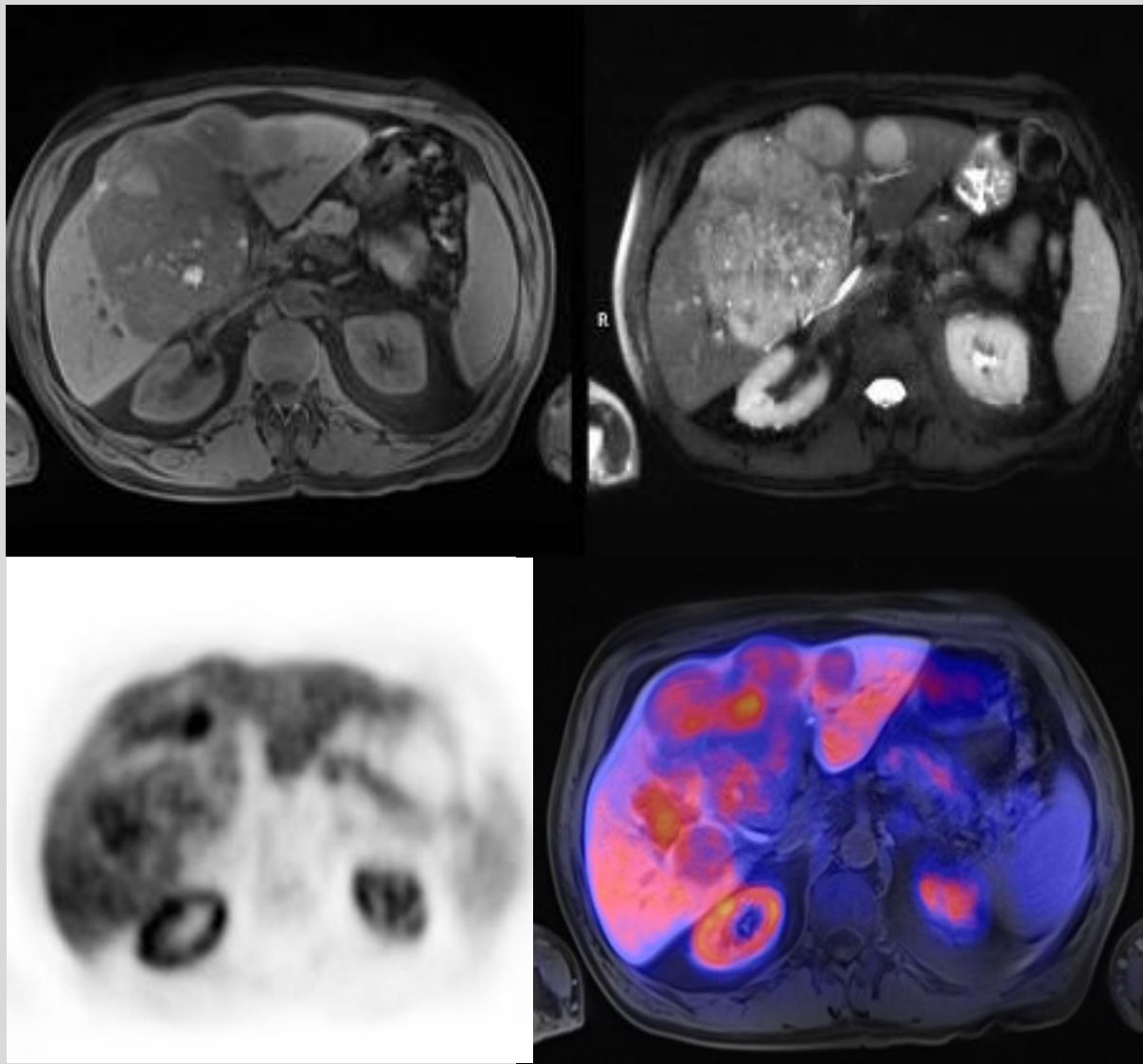
marker lipidového metabolismu

- karcinom prostaty

PET/MR je nejvhodnější indikací, protože CT je ke zobrazení prakticky nepoužitelné.



PET/MR - ^{18}F -FCH



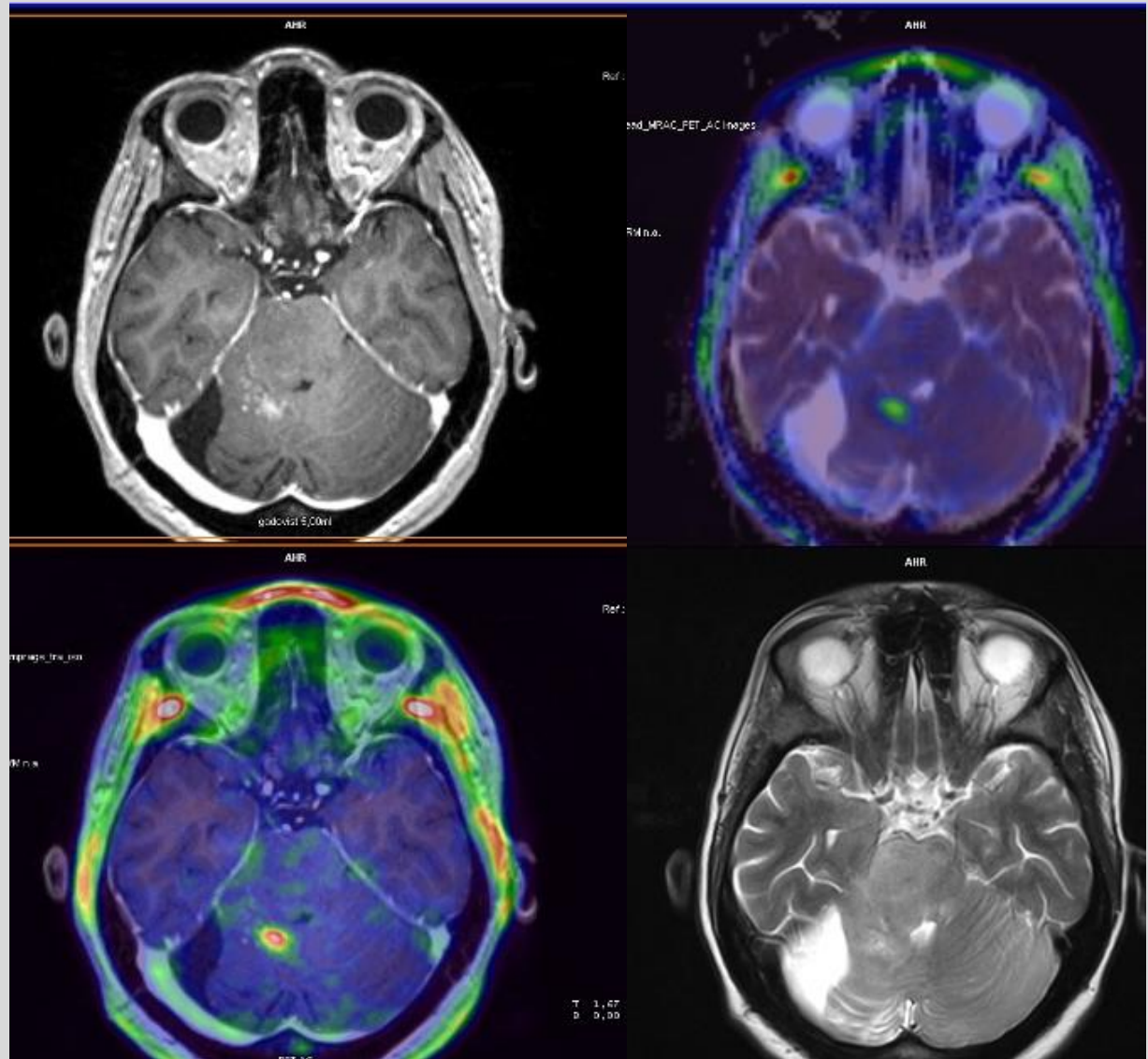
- **hepatocelulární karcinom**

*při akvizici využito
dechové
synchronizace
akvizice PET i MR*

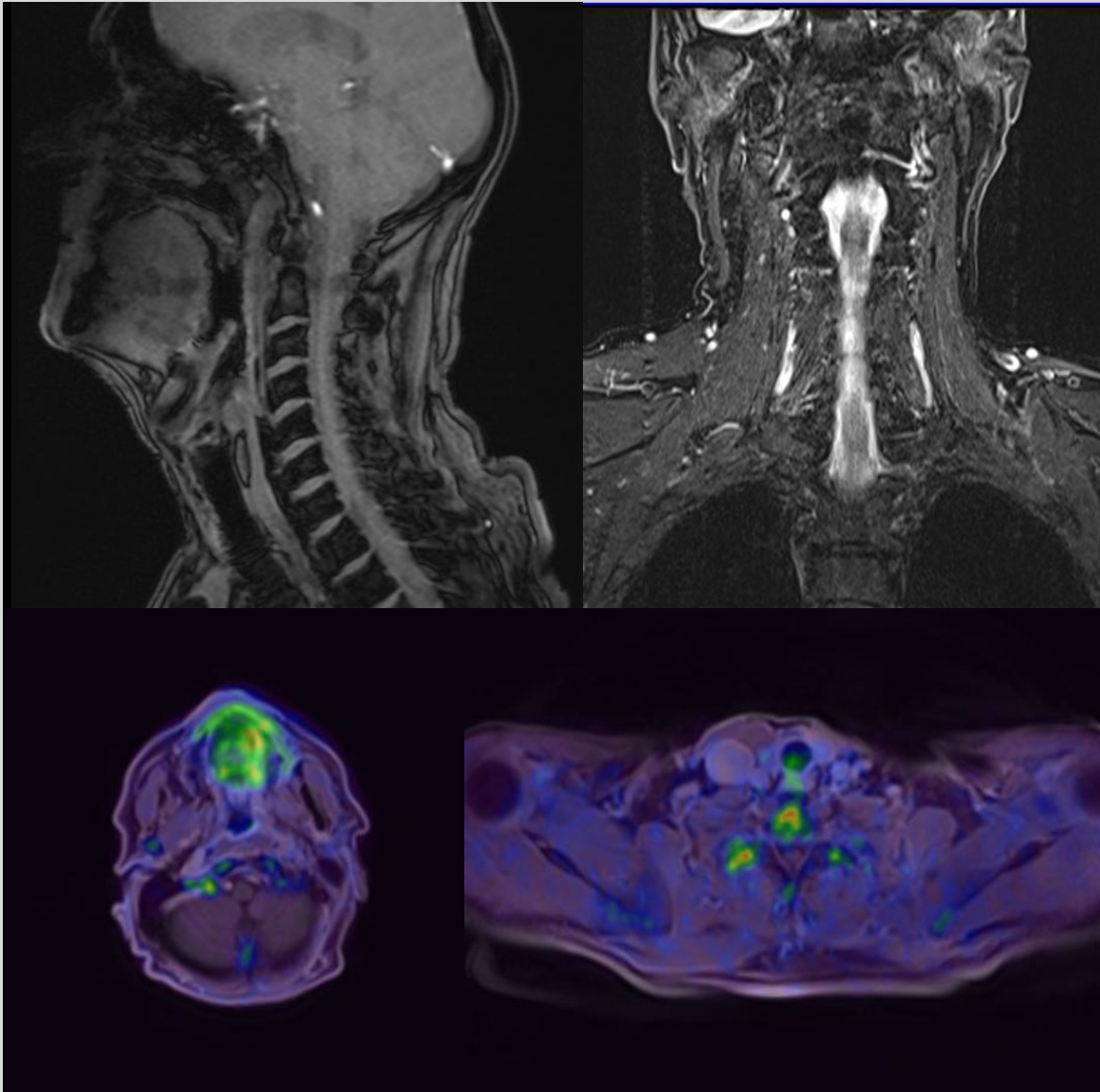
PET/MR - ^{18}F -FLT - fluorothymidin

- nádory mozku

*zobrazení nádorové
mitotické aktivity,
roznání
proliferčních
nádorových
procesů mozku
před léčbou*



PET/MR - ^{18}F -FLT



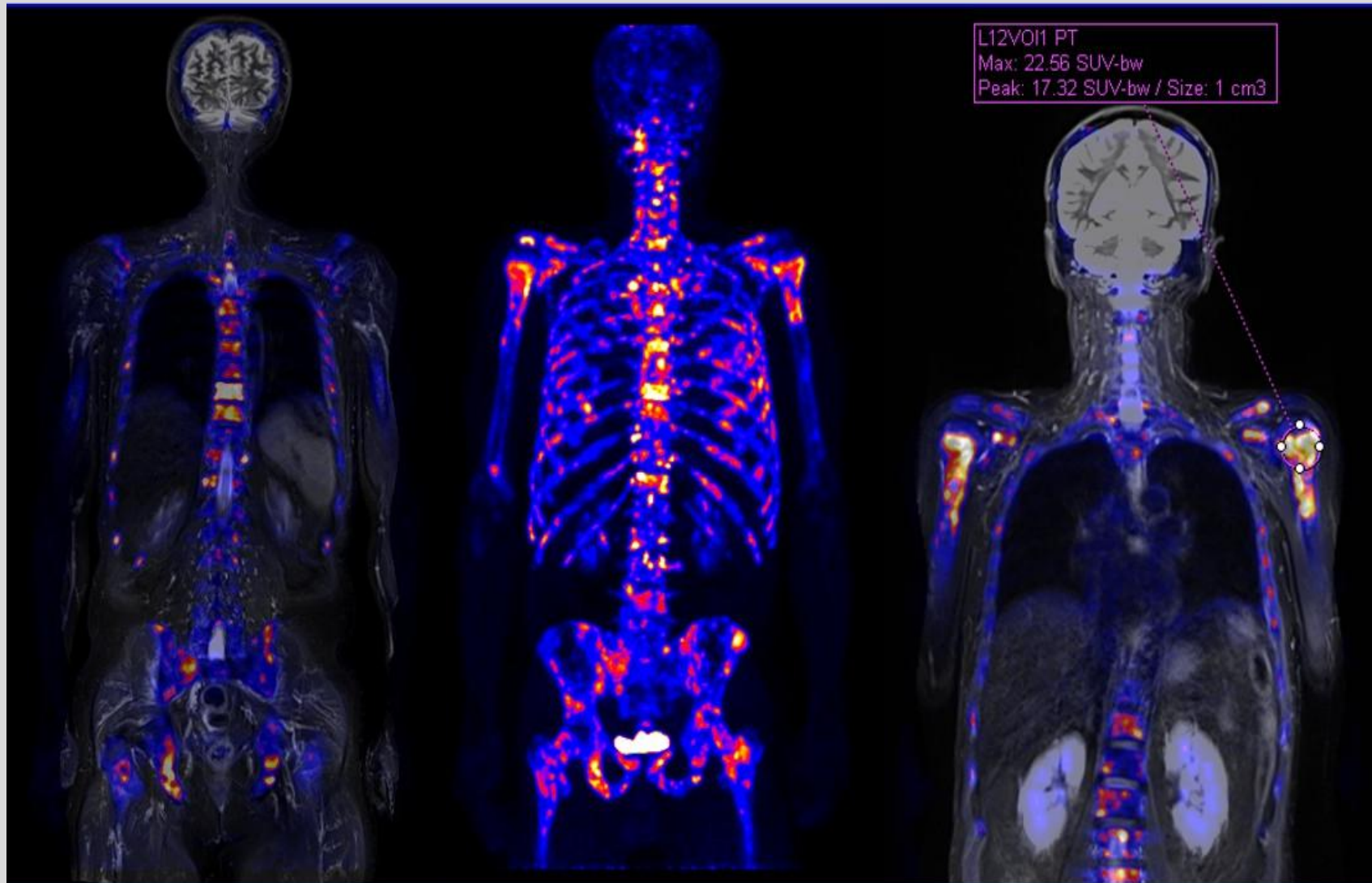
- **dlaždicobuněčné nádory**

*posouzení
proliferační aktivity
dlaždicobuněčných
nádorů*

PET/MR - ^{18}F -NaF - natriumfluorid

váže na kostní matrix v místě se zvýšenou kostní přestavbou

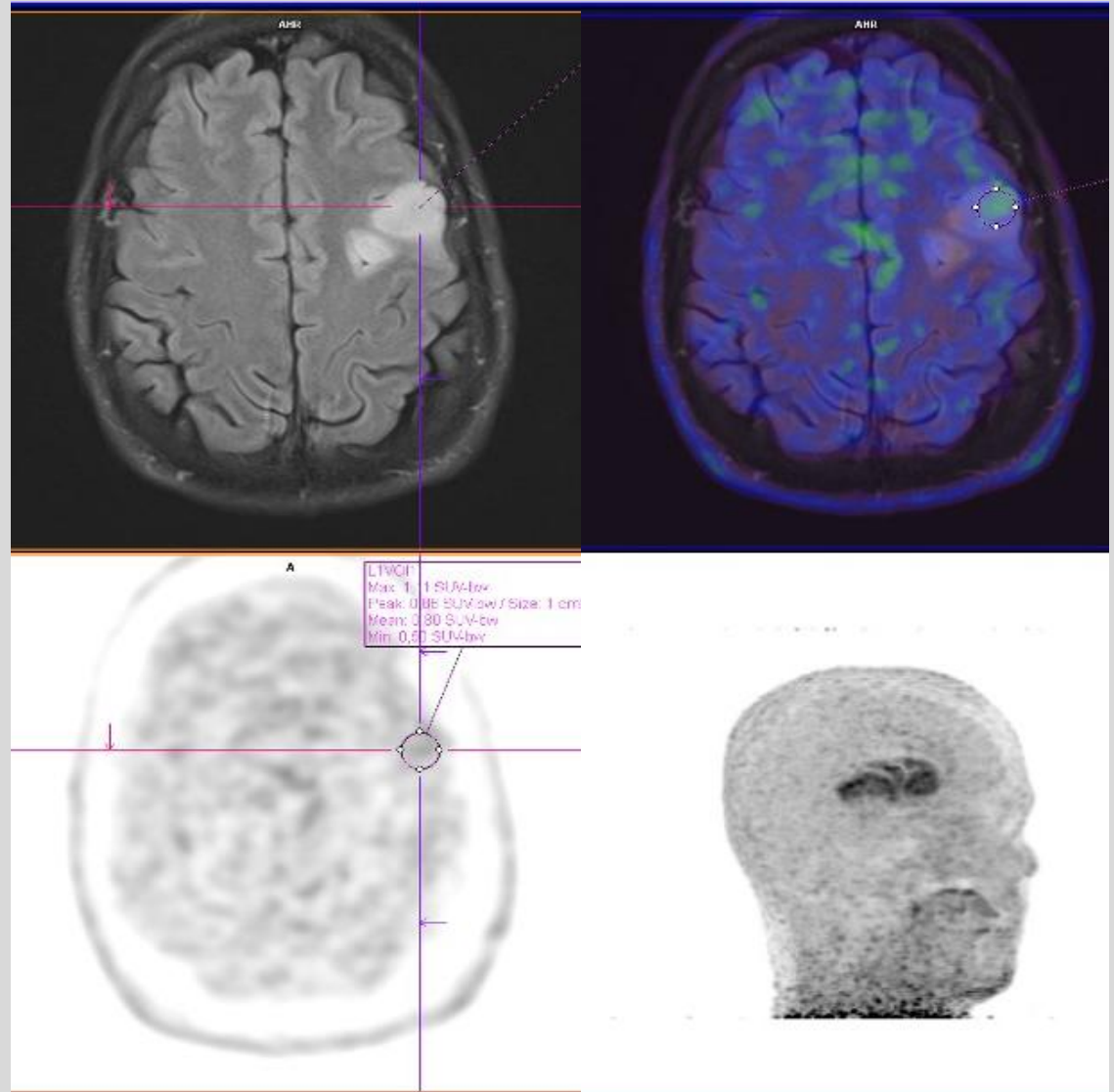
vhodnější je PET/CT



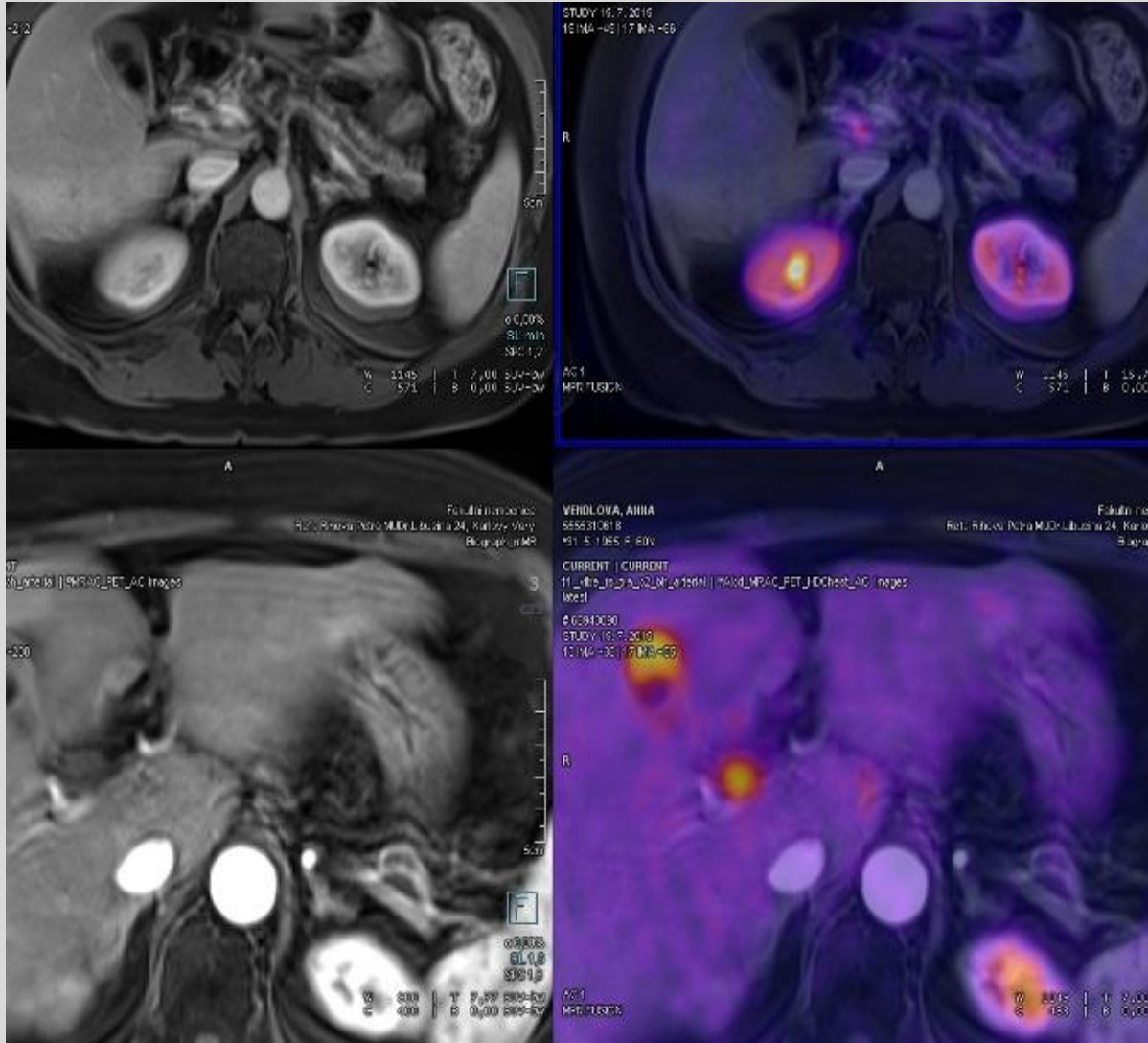
PET/MR - ^{18}F -FDOPA - fluorodihydroxyfenylalanin

- **zobrazení mozku**

- *vhodná indikace k posouzení dopaminergního přenosu v mozkové tkáni a nyní i k zobrazení gliových nádorů mozku*



PET/MR - ^{18}F -FDOPA



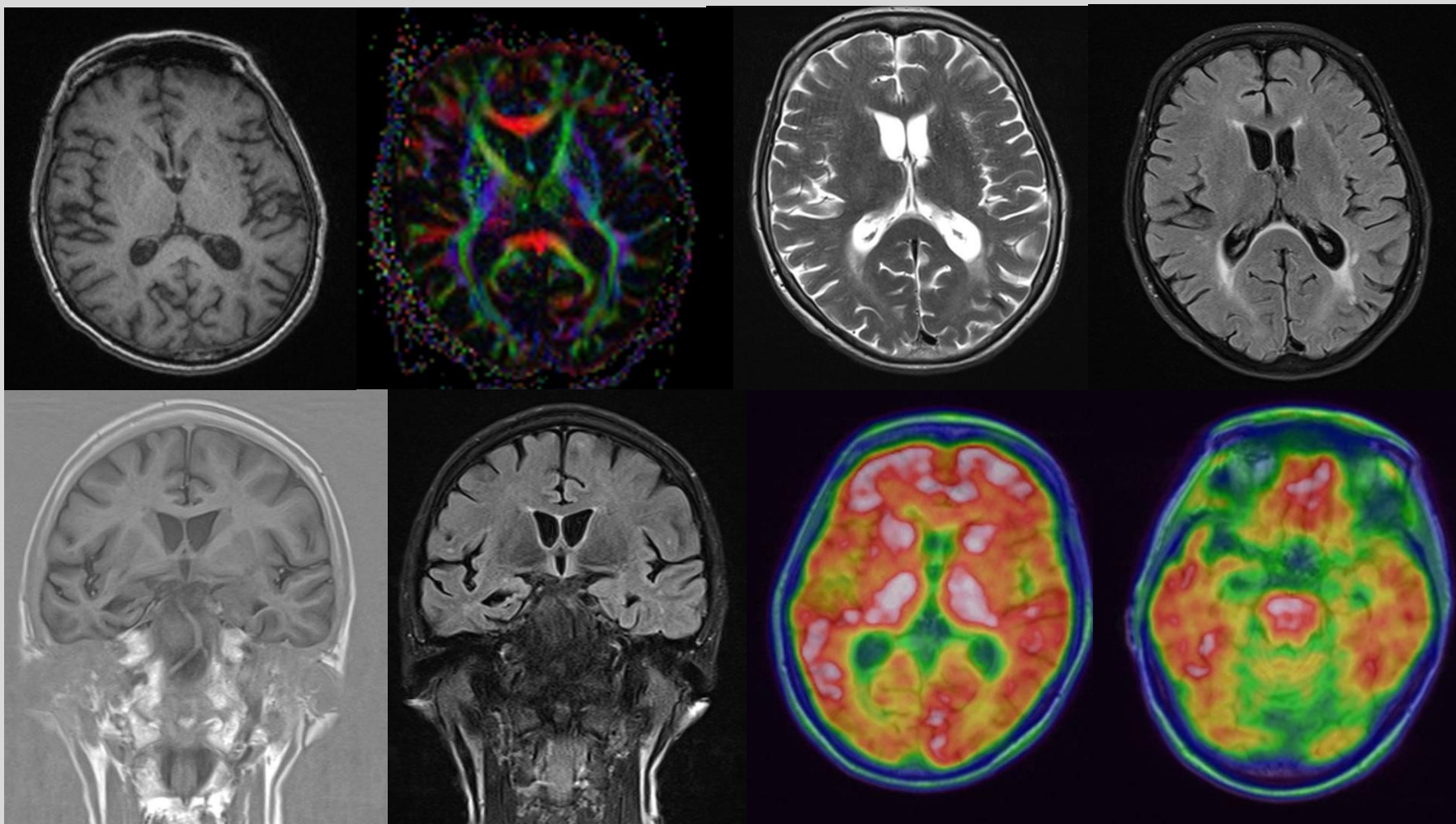
- **neuroendokrinní tumory**

***PET/MR není
výhodou ve
srovnání s PET/CT***

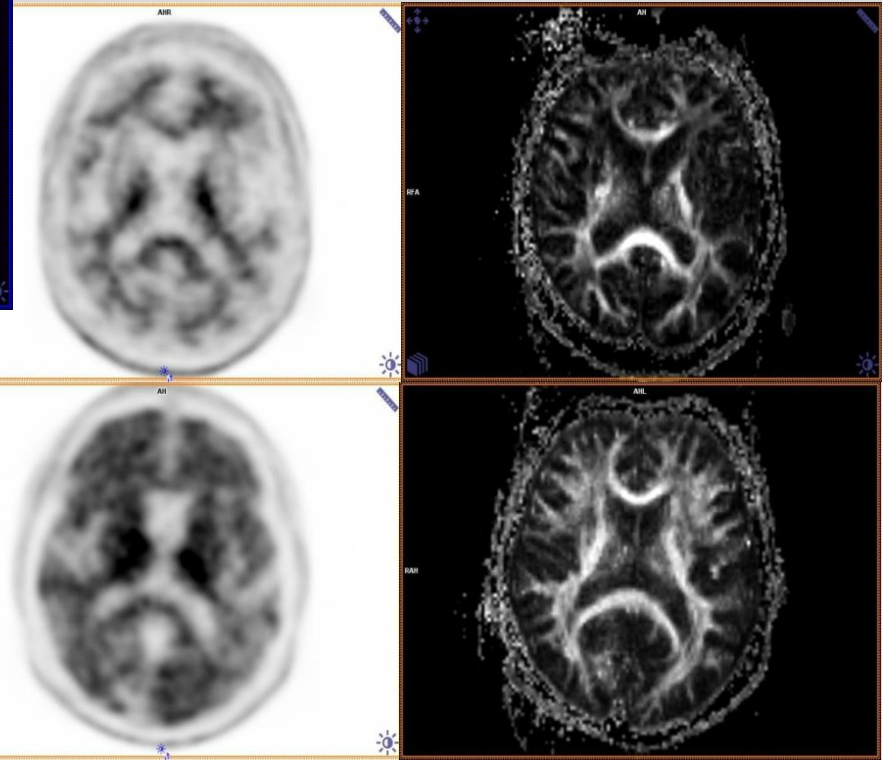
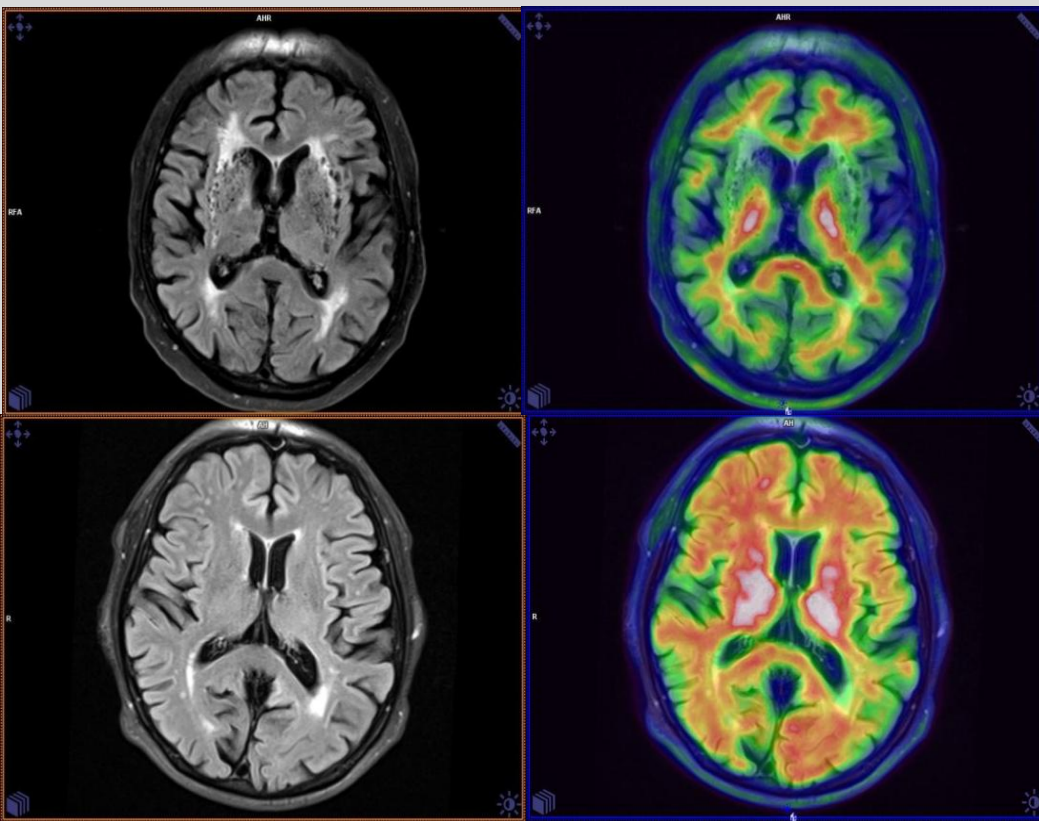
PET/MR - ^{18}F - fluorobetaben

zobrazení přítomnosti amyloidu v šedé hmotě mozku především u Alzheimerovy choroby a dalších neurodegenerativních onemocnění

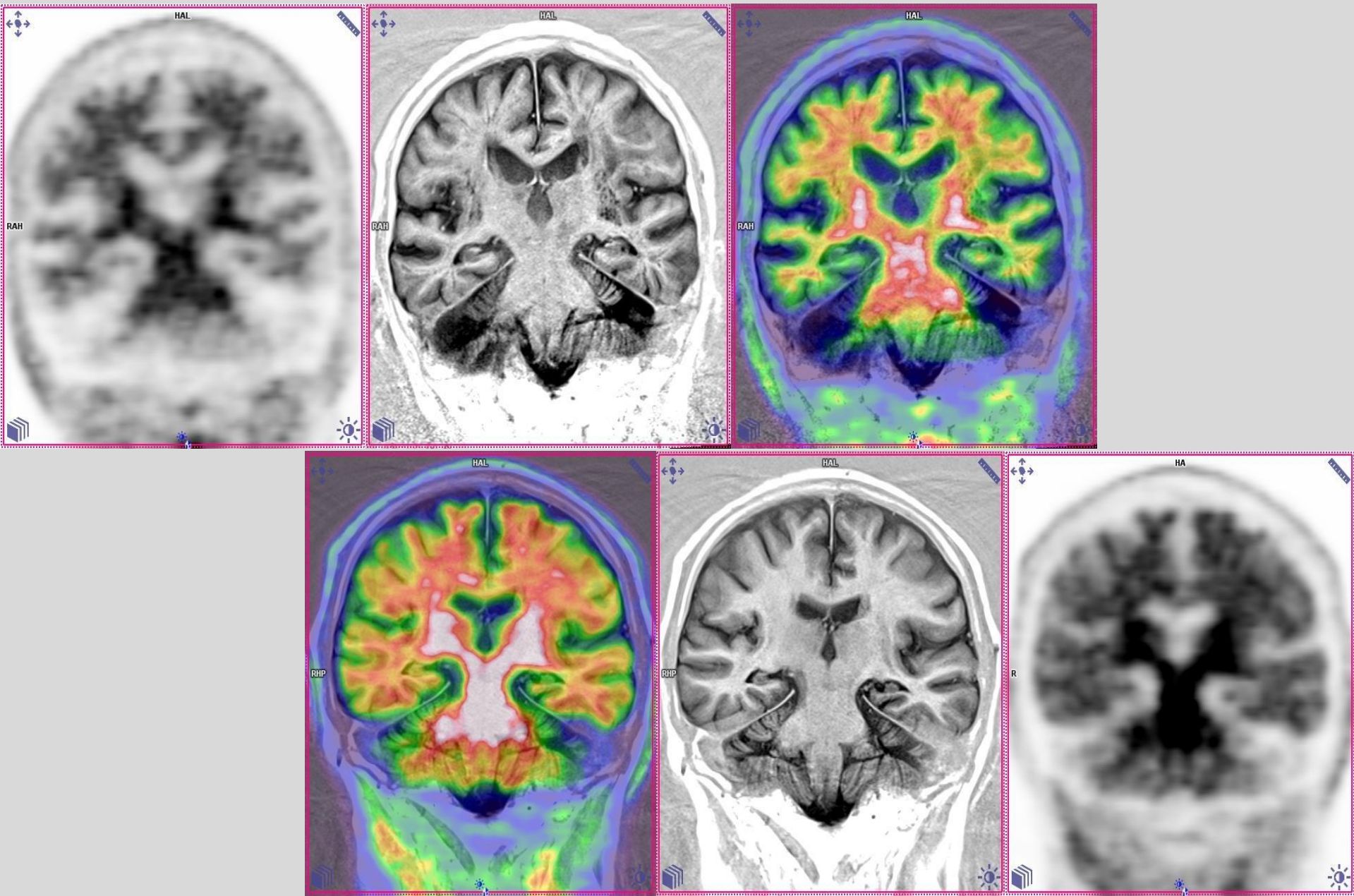
PET/MR = komplexní informace



β -amyloid

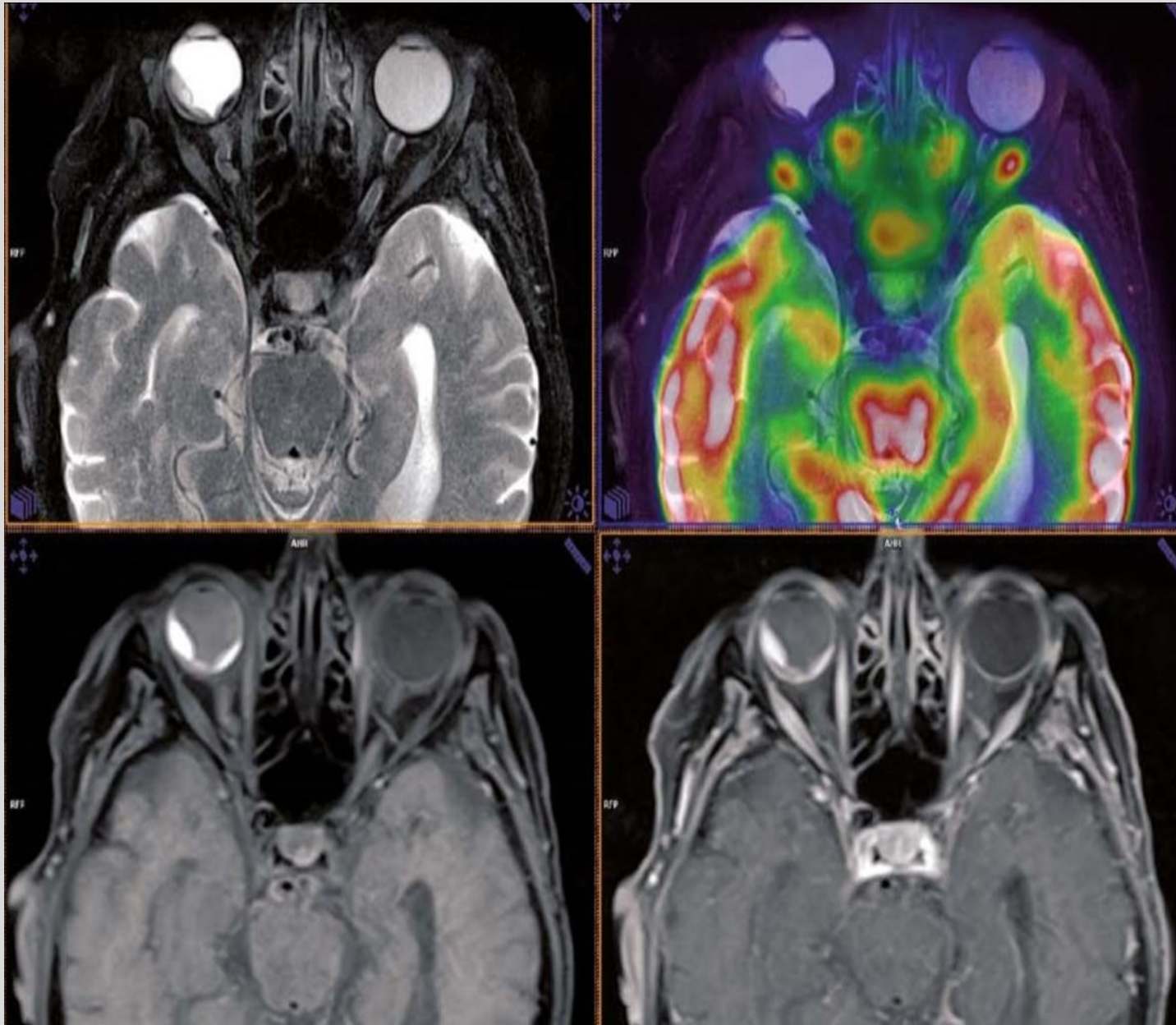


β -amyloid

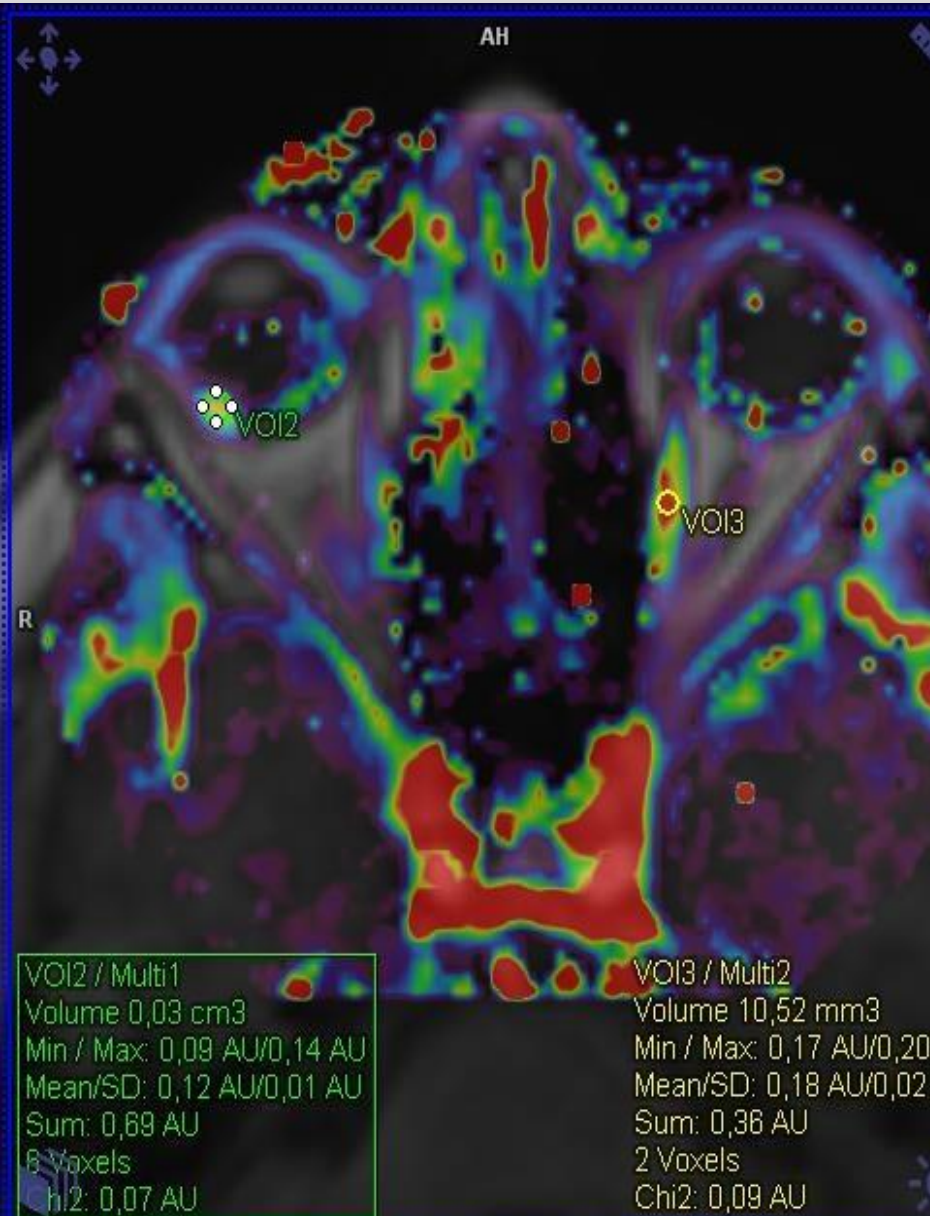


PET/MR - diagnostické výsledky

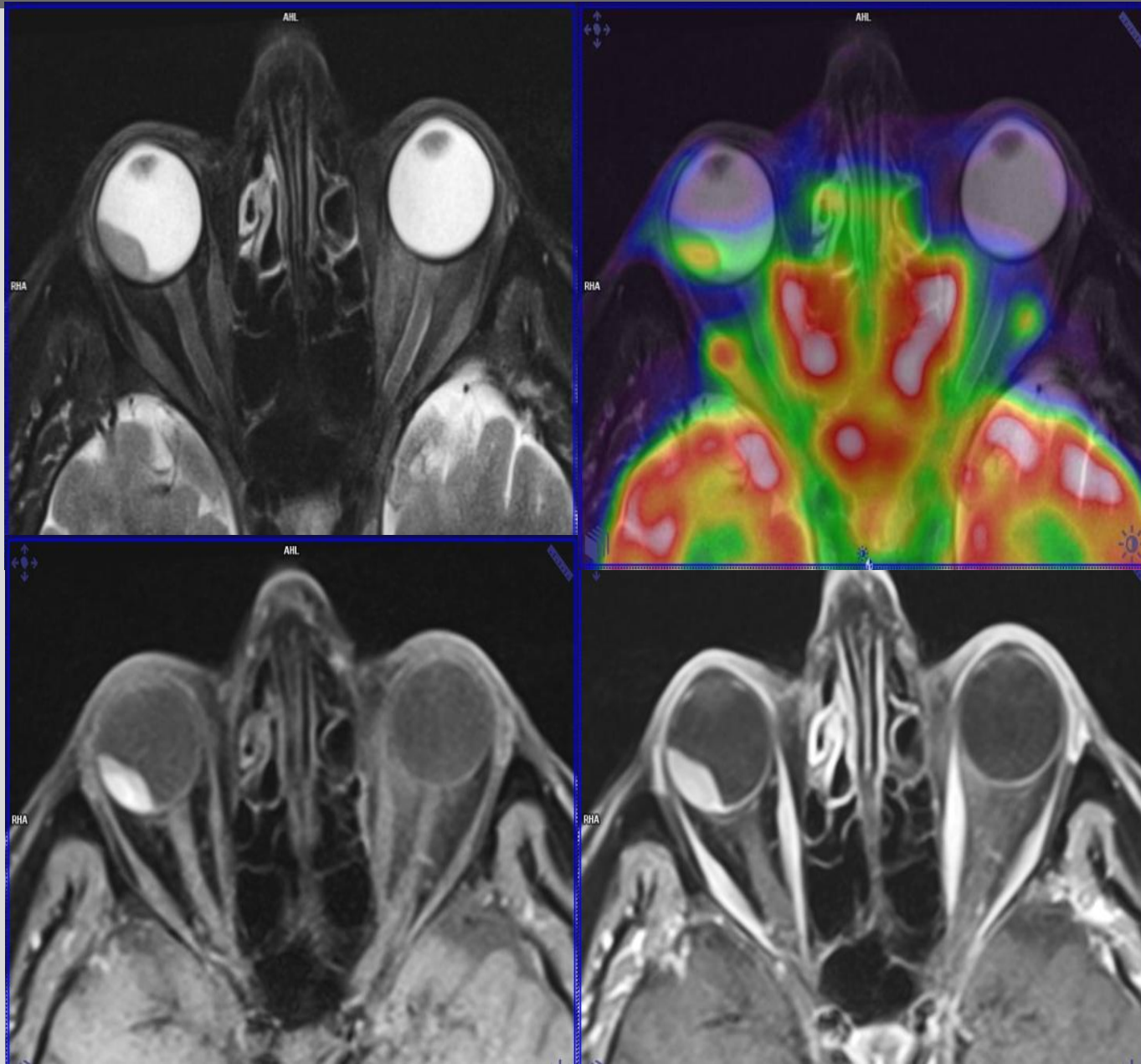
PET/MR - amoce sítnice



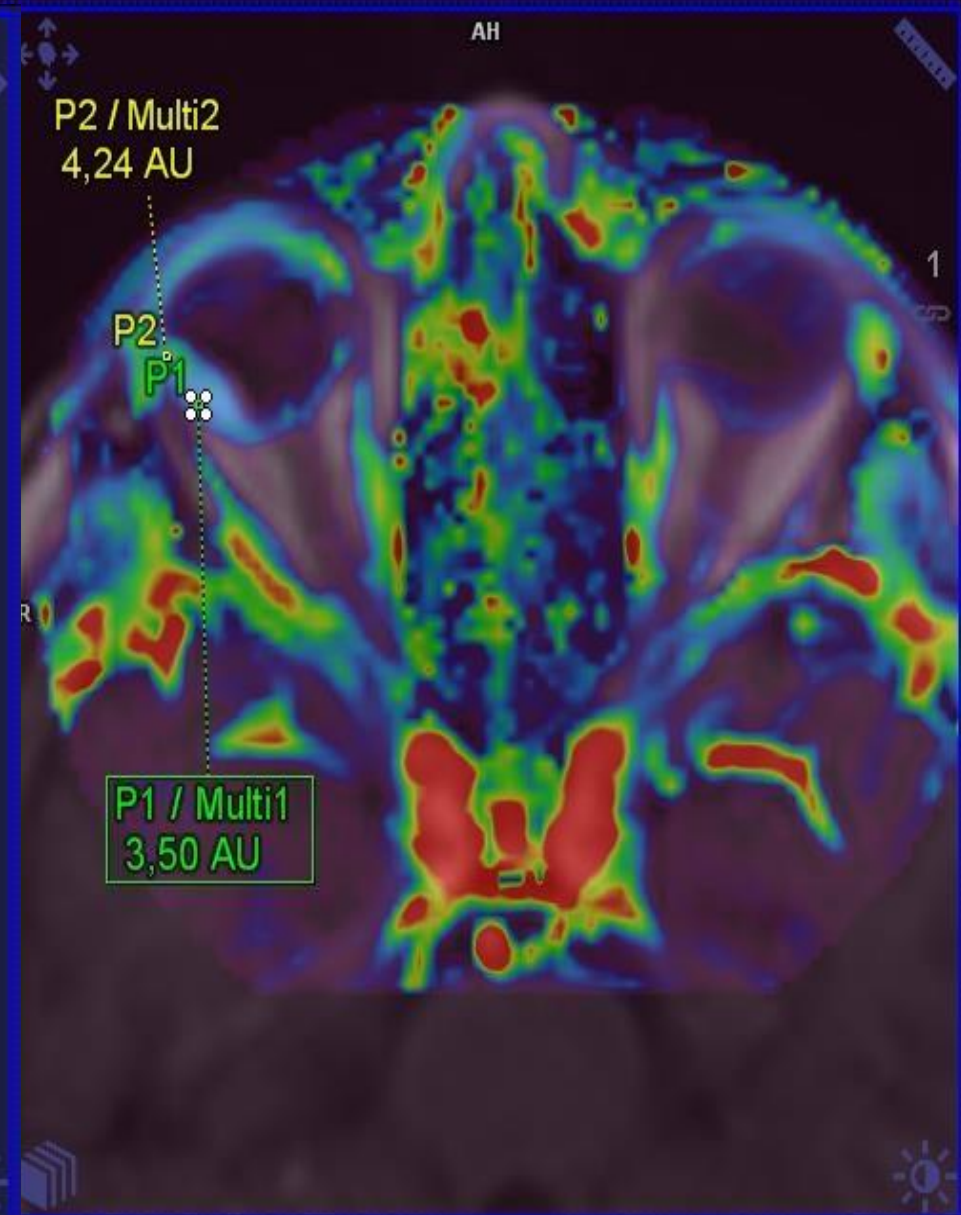
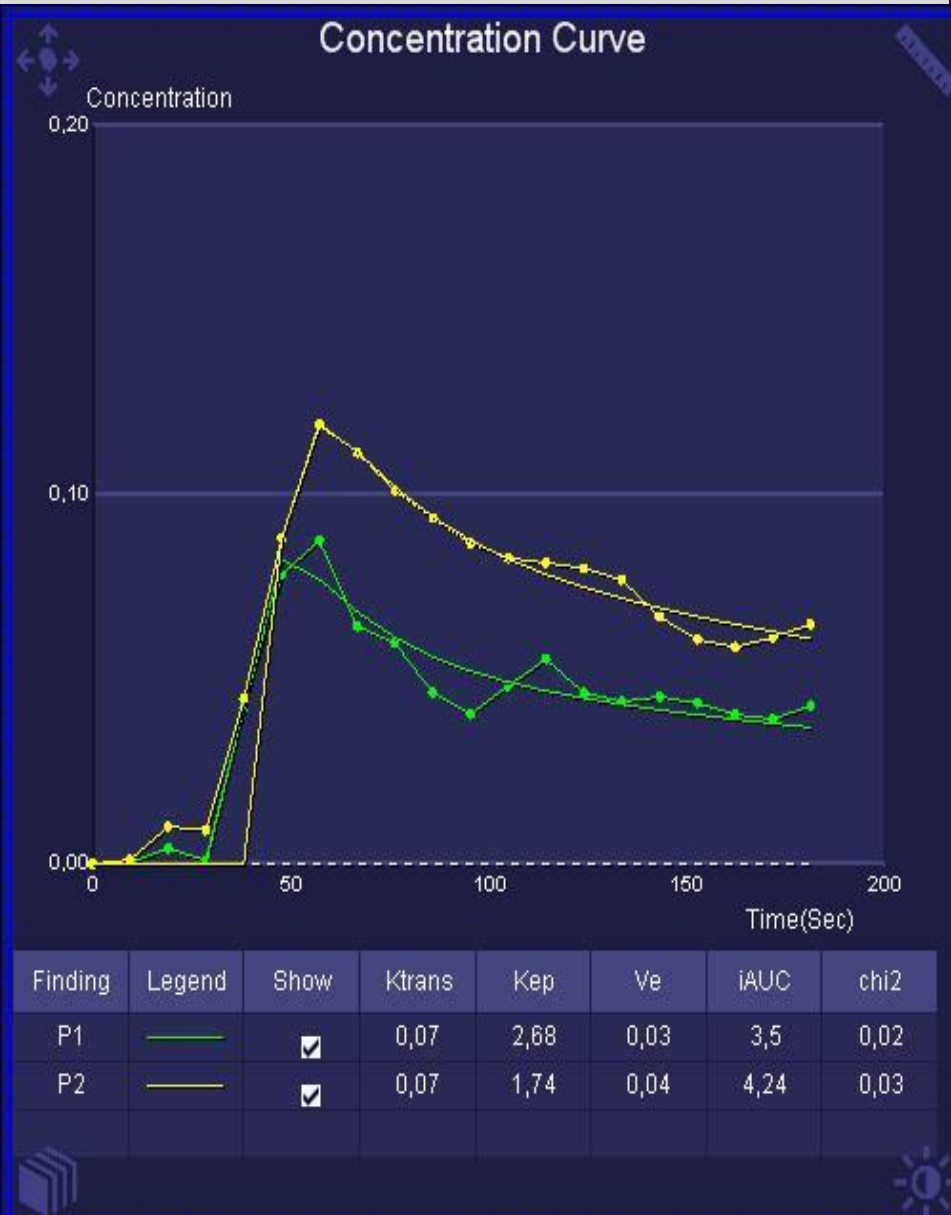
PET/MR - amoce sítnice



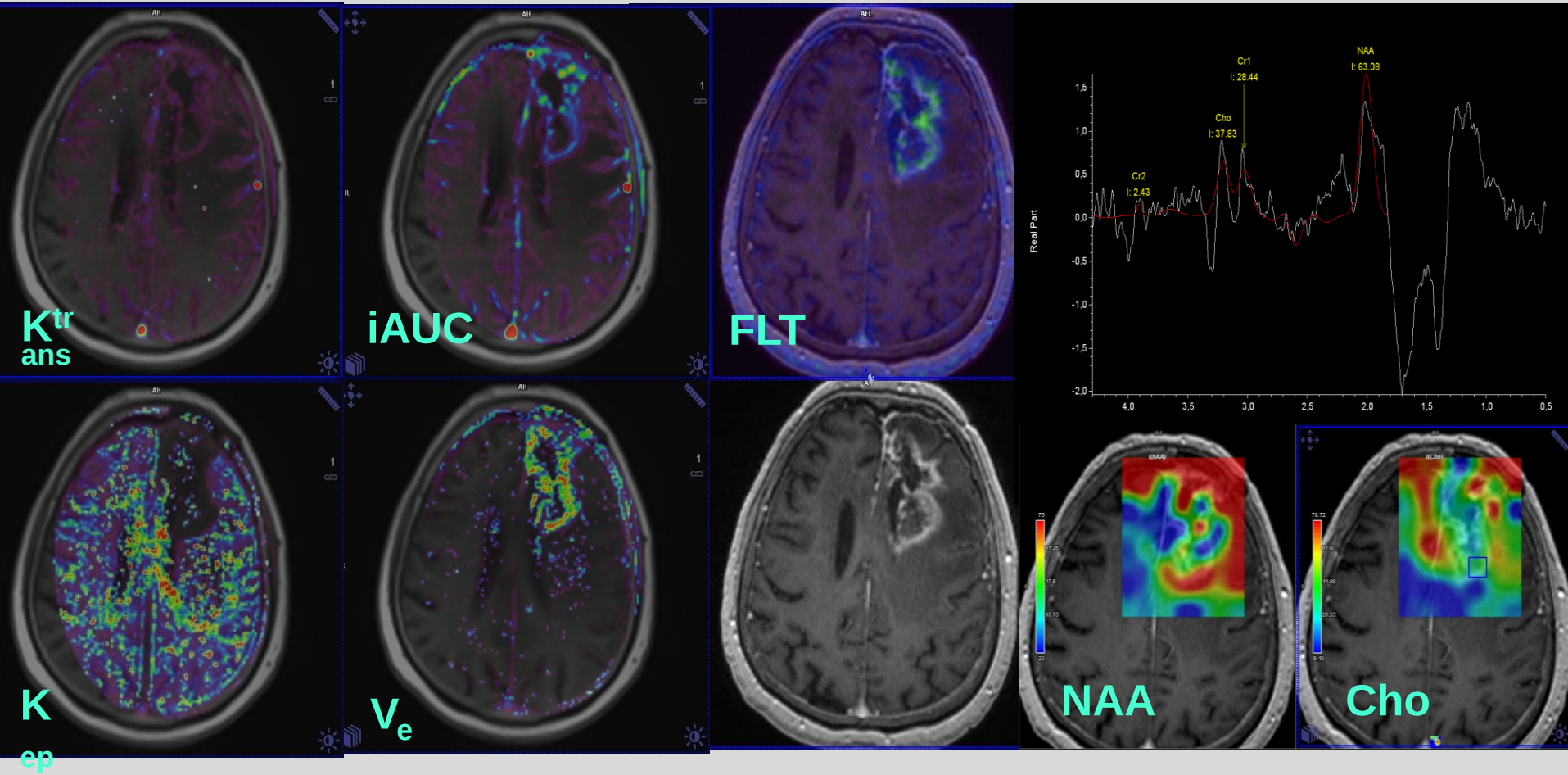
PET/MR - melanoblastom cévnatky



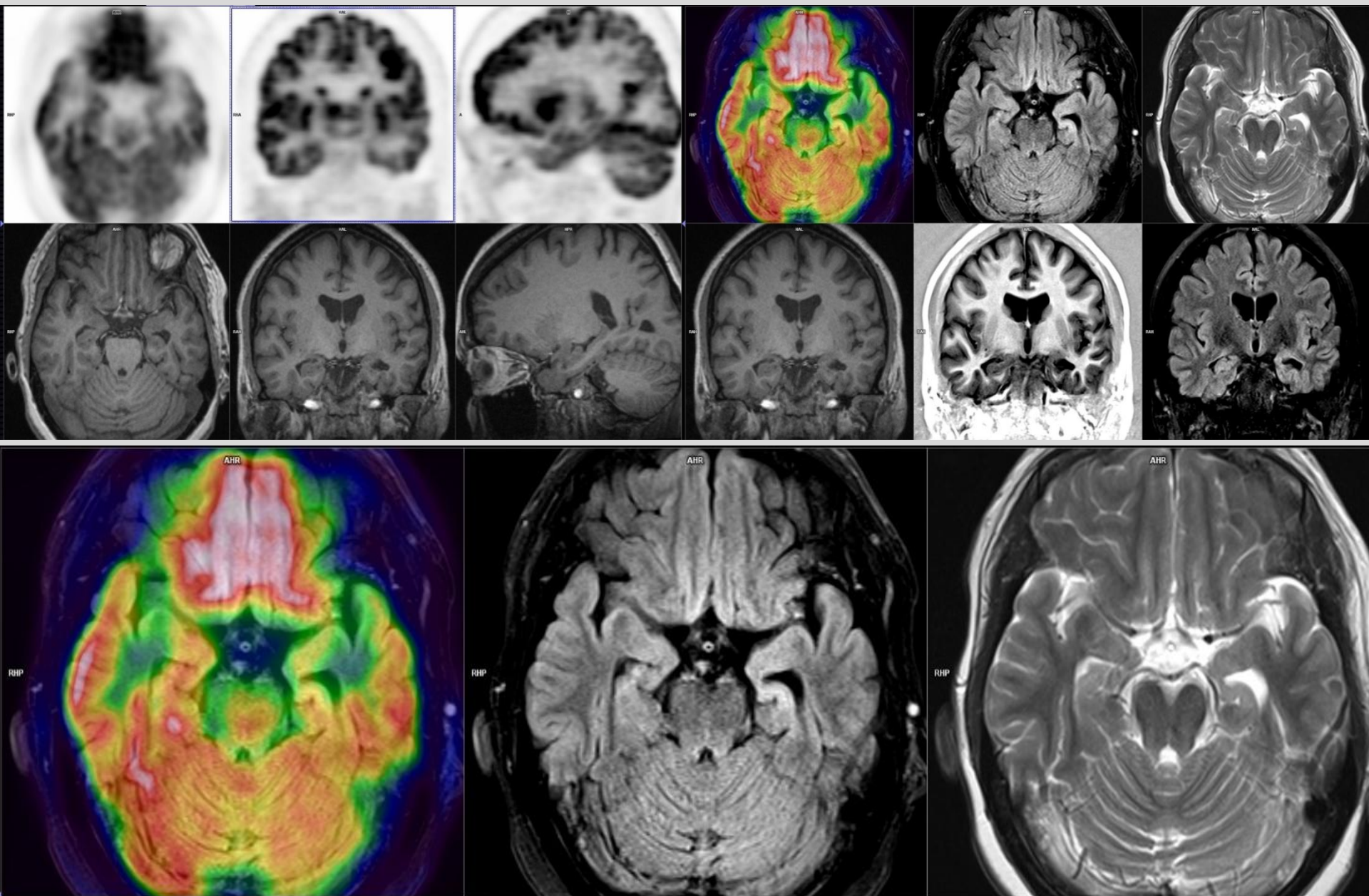
PET/MR - melanoblastom cévnatky



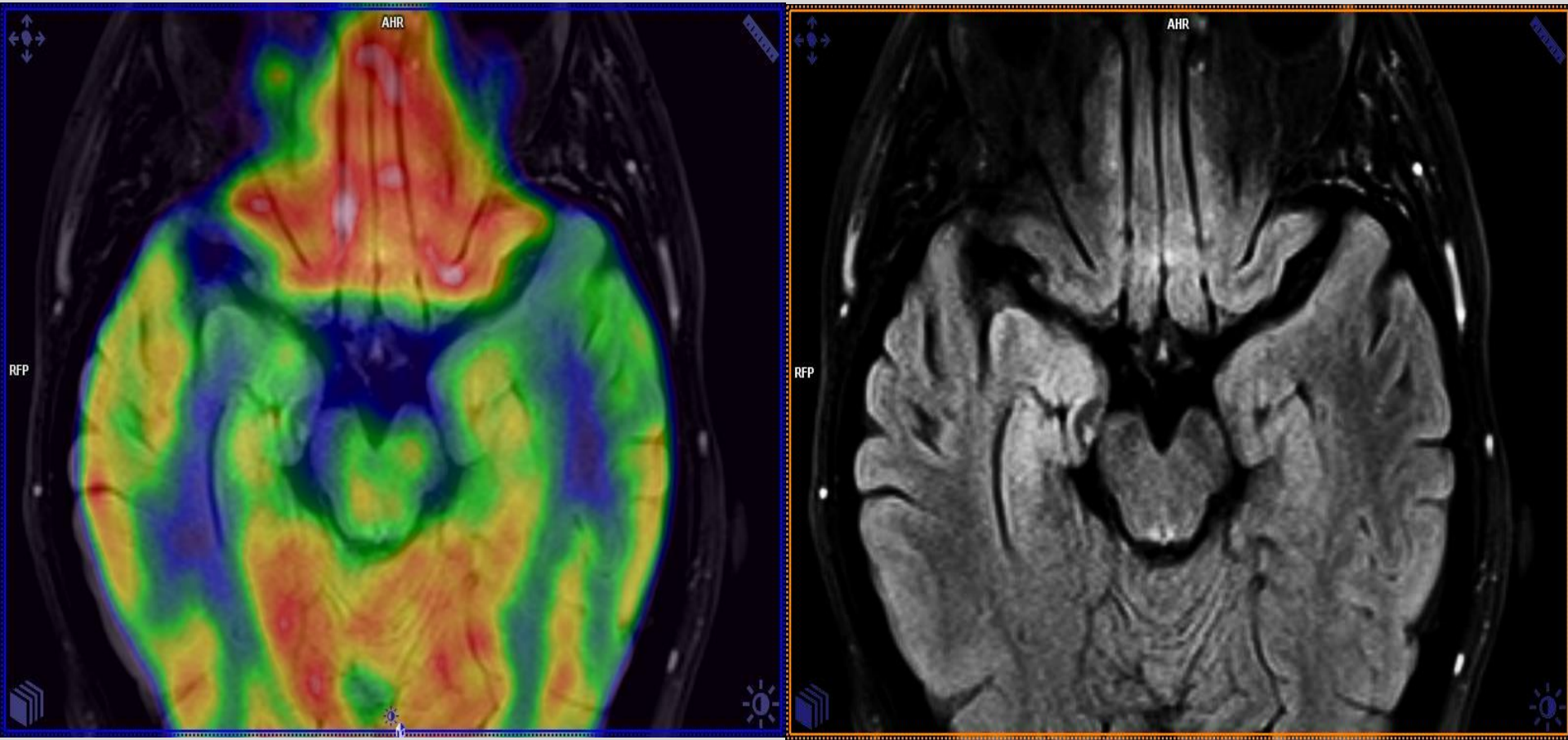
Účinky radioterapie



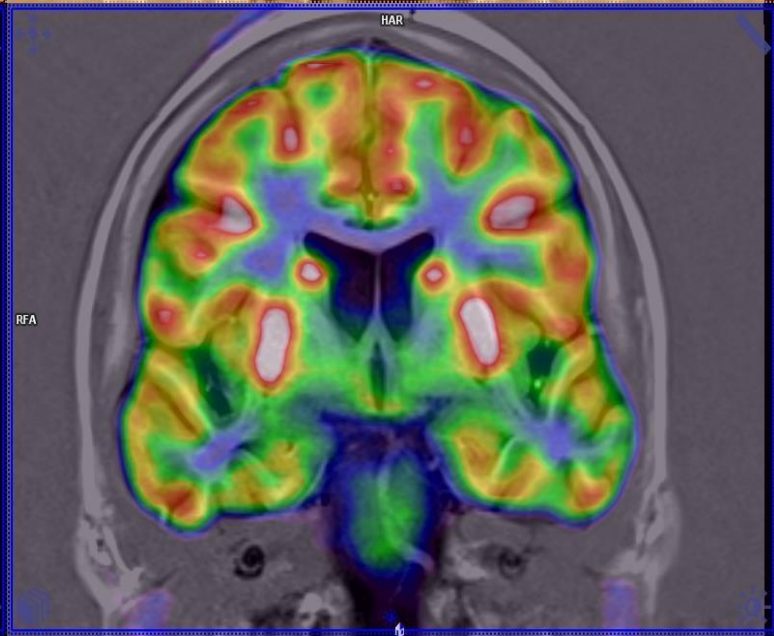
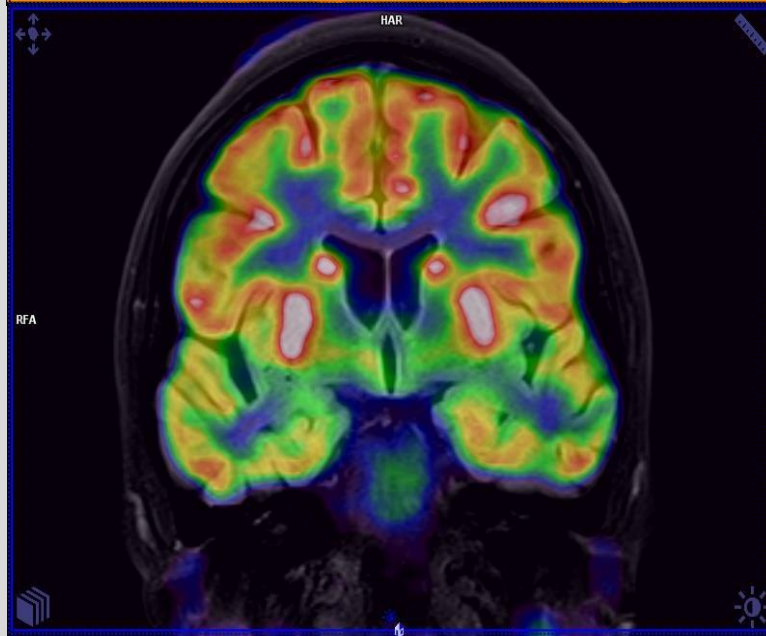
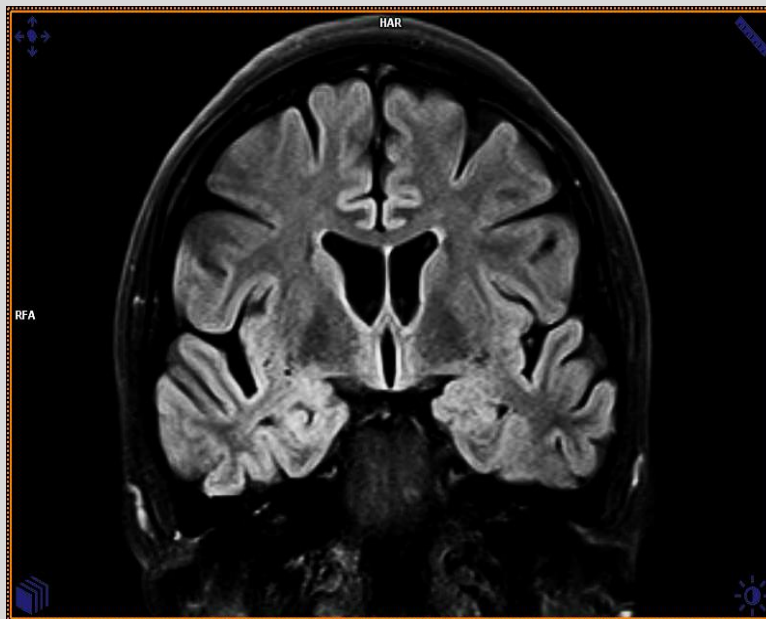
PET/MRI u epilepsie



PET/MRI u epilepsie



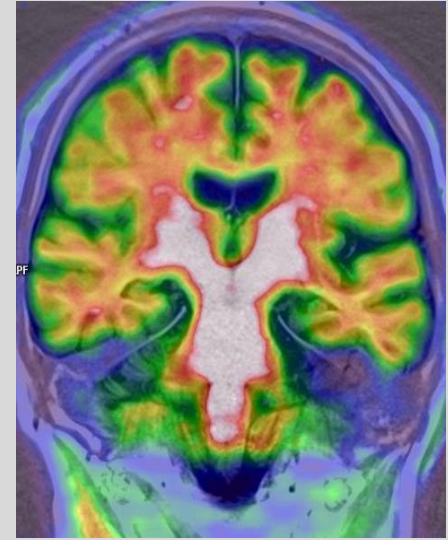
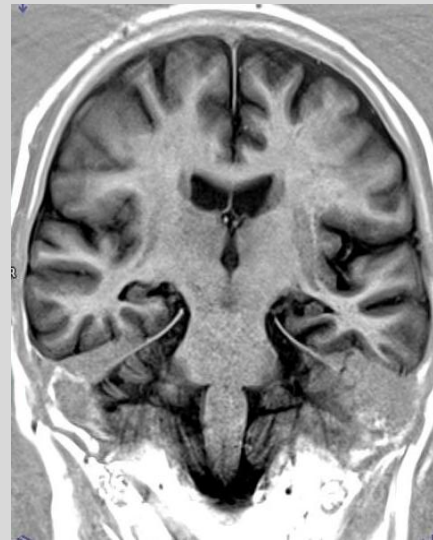
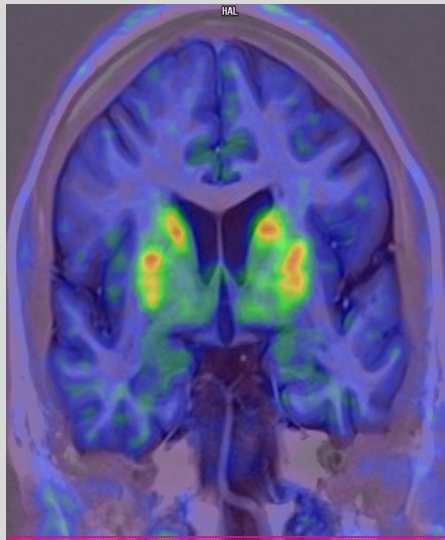
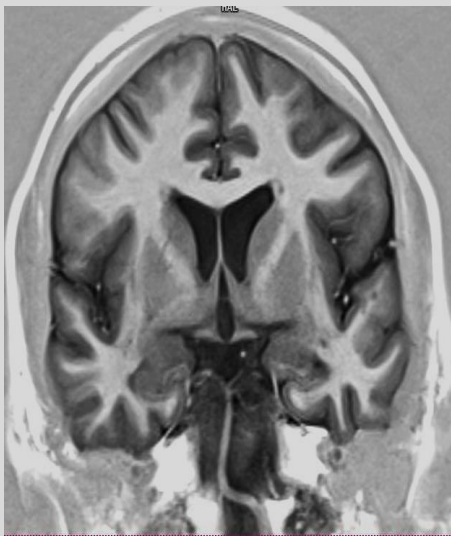
PET/MRI u epilepsie



Neurodegenerativní onemocnění

- ♦ Diagnostika neurodegenerativních onemocnění
- *kombinace specifického morfologického a zobrazení neurometabolického*

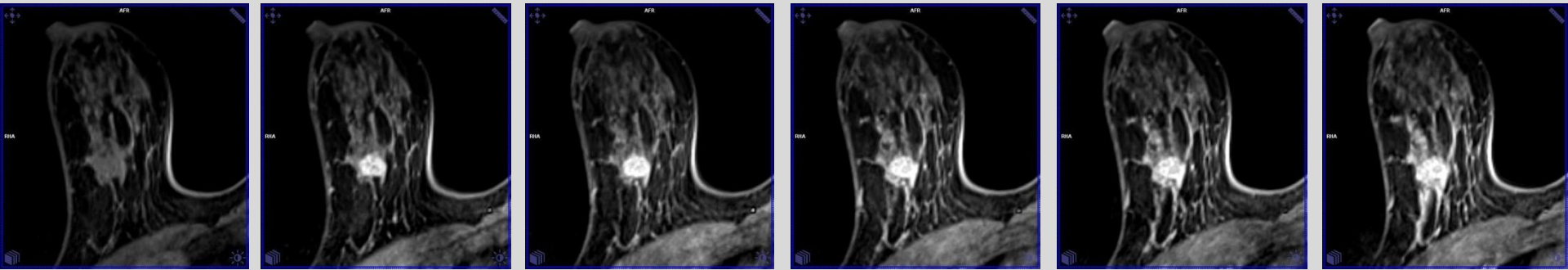
Parkinsonova choroba - esenciální třes - FDOPA



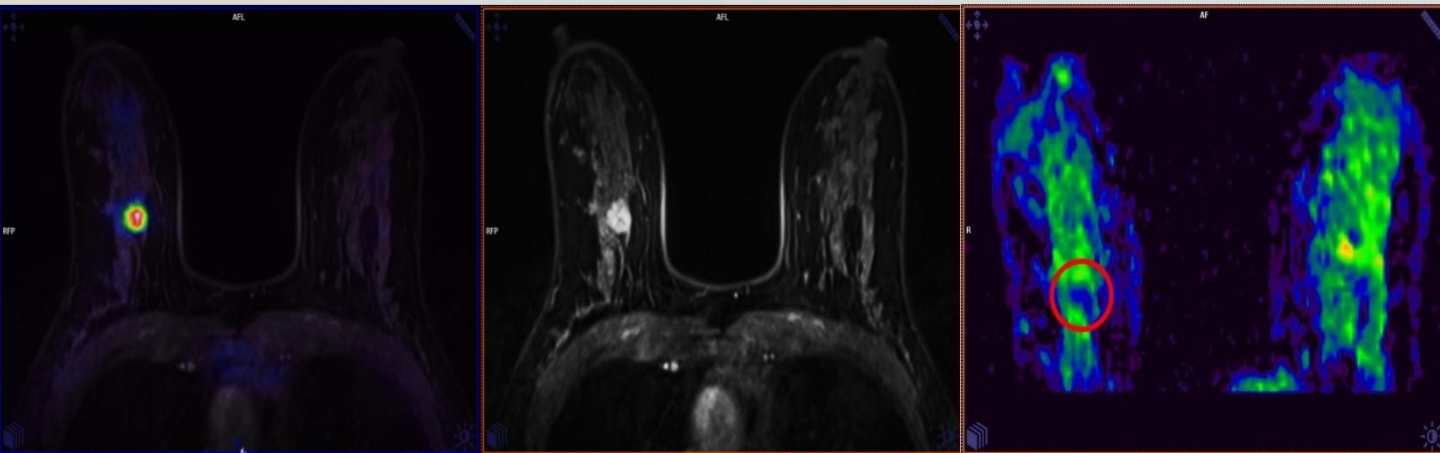
Kognitivní deficit - Alzheimerova nemoc – NeuraCeq ©

PET/MRI - karcinom prsu

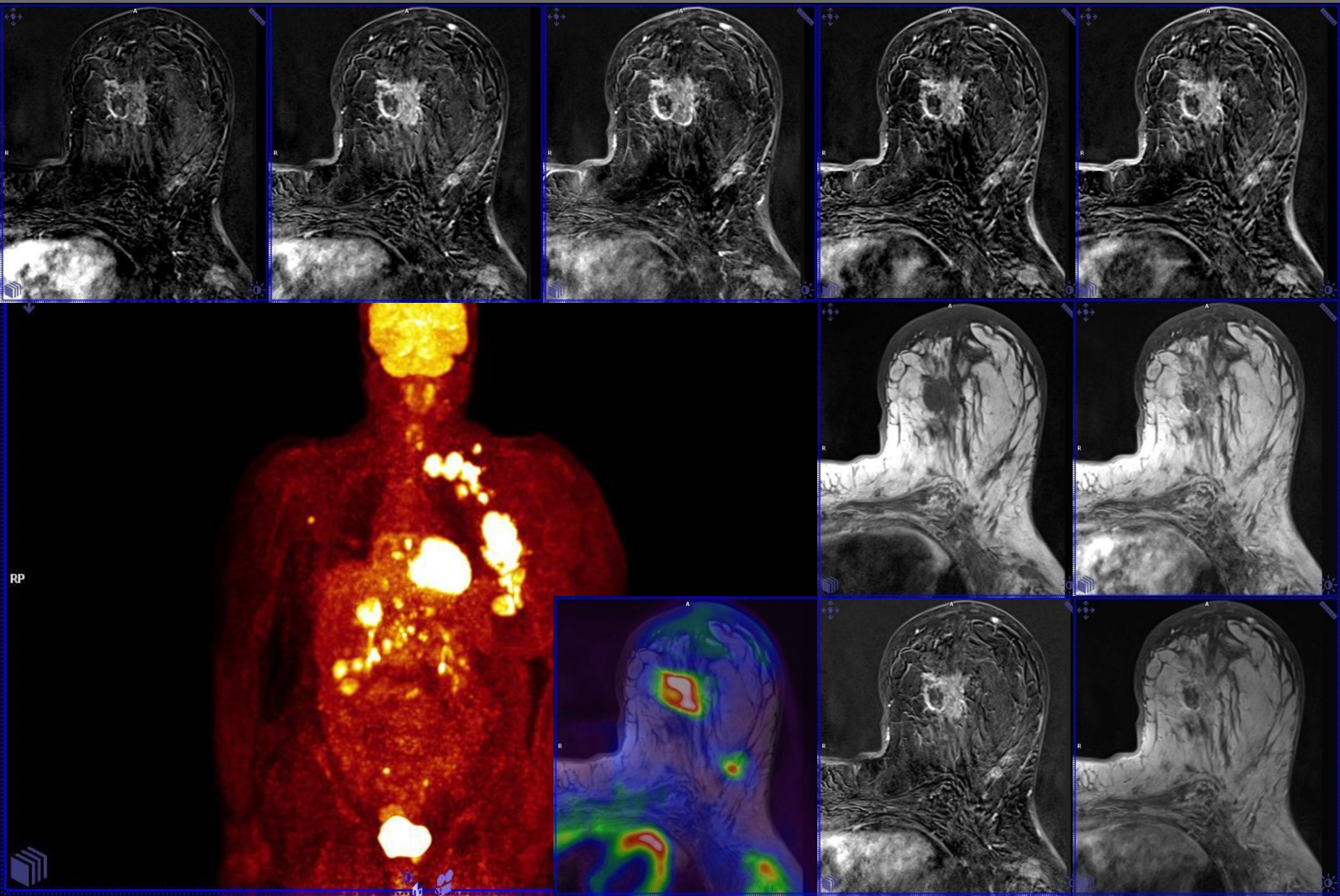
- ♦ agresivní typy karcinomů – triple-negativní
- ♦ lokálně pokročilé karcinomy
- ♦ hmatné uzliny



*PET/MR =
(MR+kostní scintigrafie+sentinelová uzlina)*

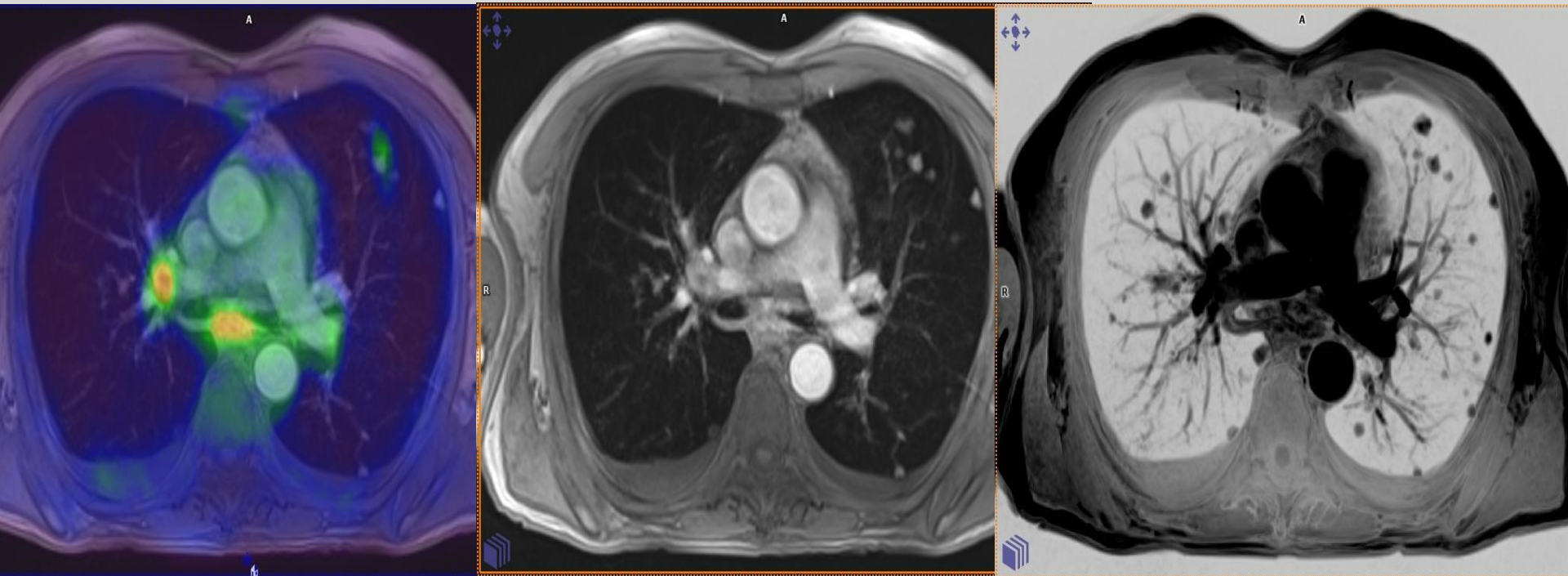


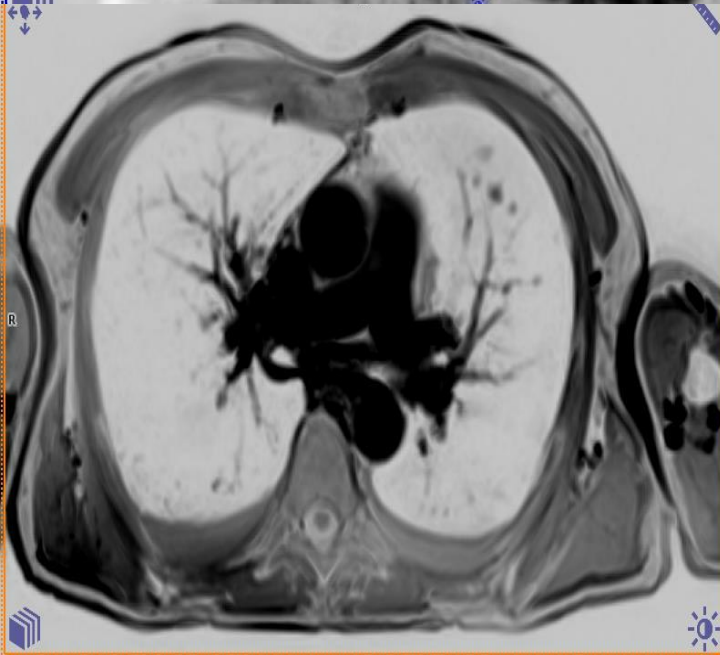
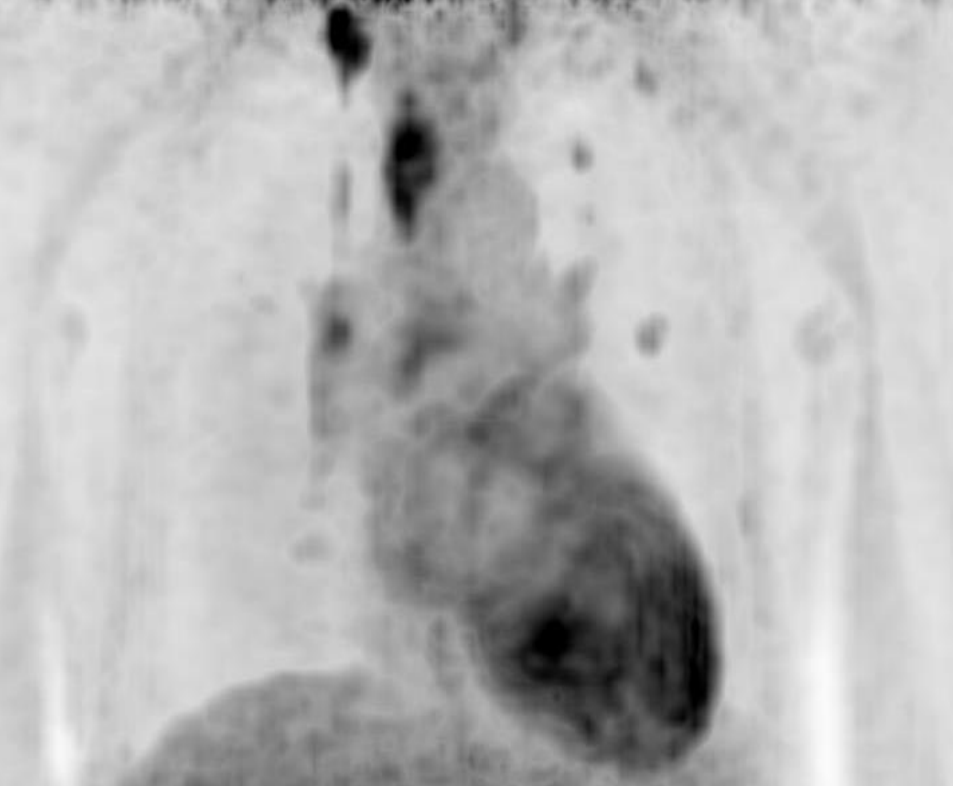
PET/MRI - karcinom prsu



Dechová synchronizace

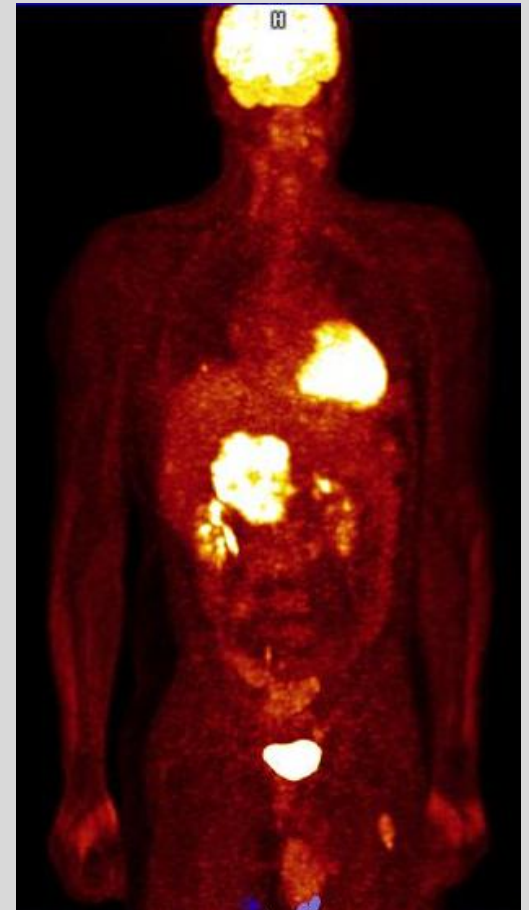
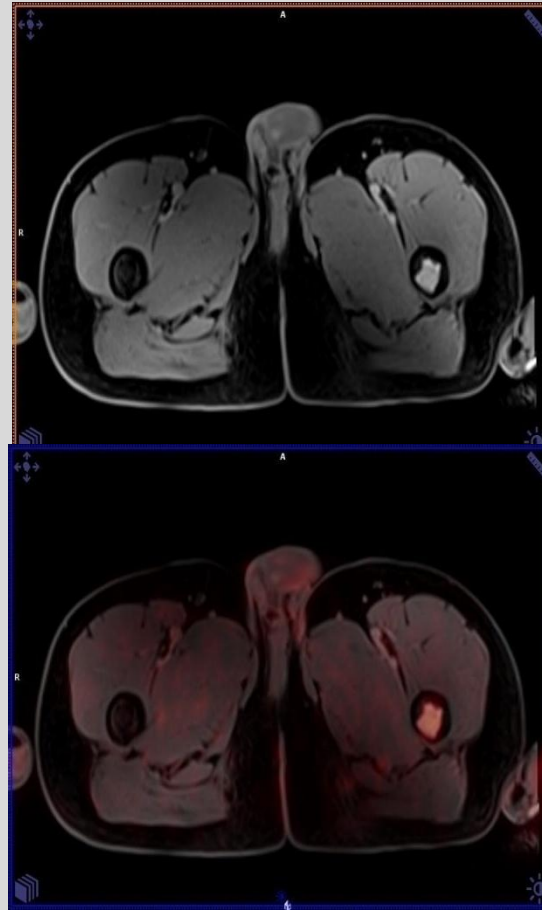
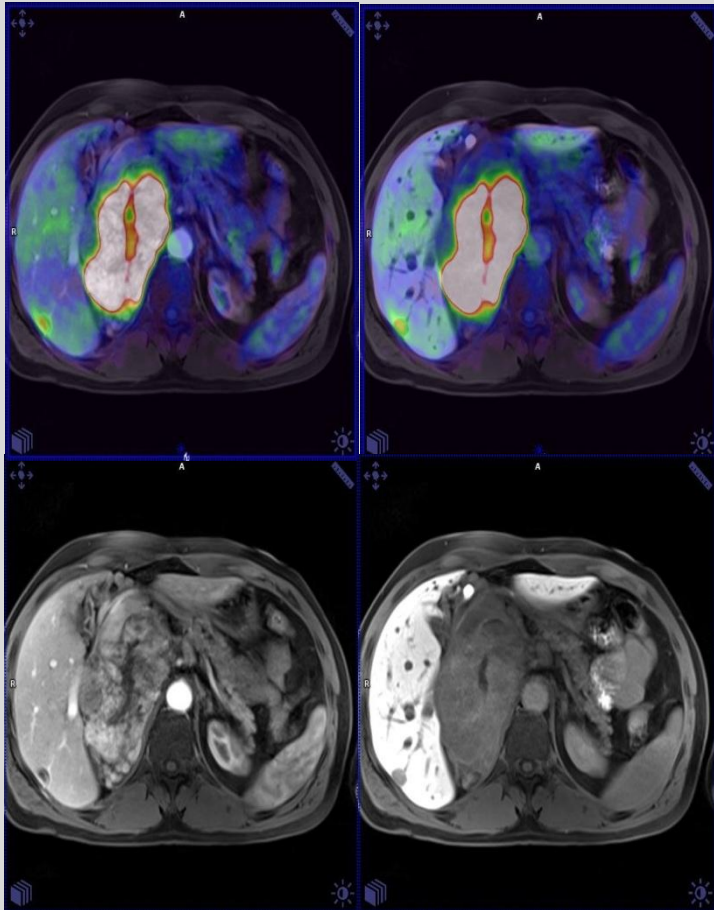
- ♦ Akvizice dat po dobu 10 minut synchronně s dechovou aktivitou:
 - zvýšení rozlišení PET
 - pro sekvence MRI FLASH T1 nebo VIBE T1



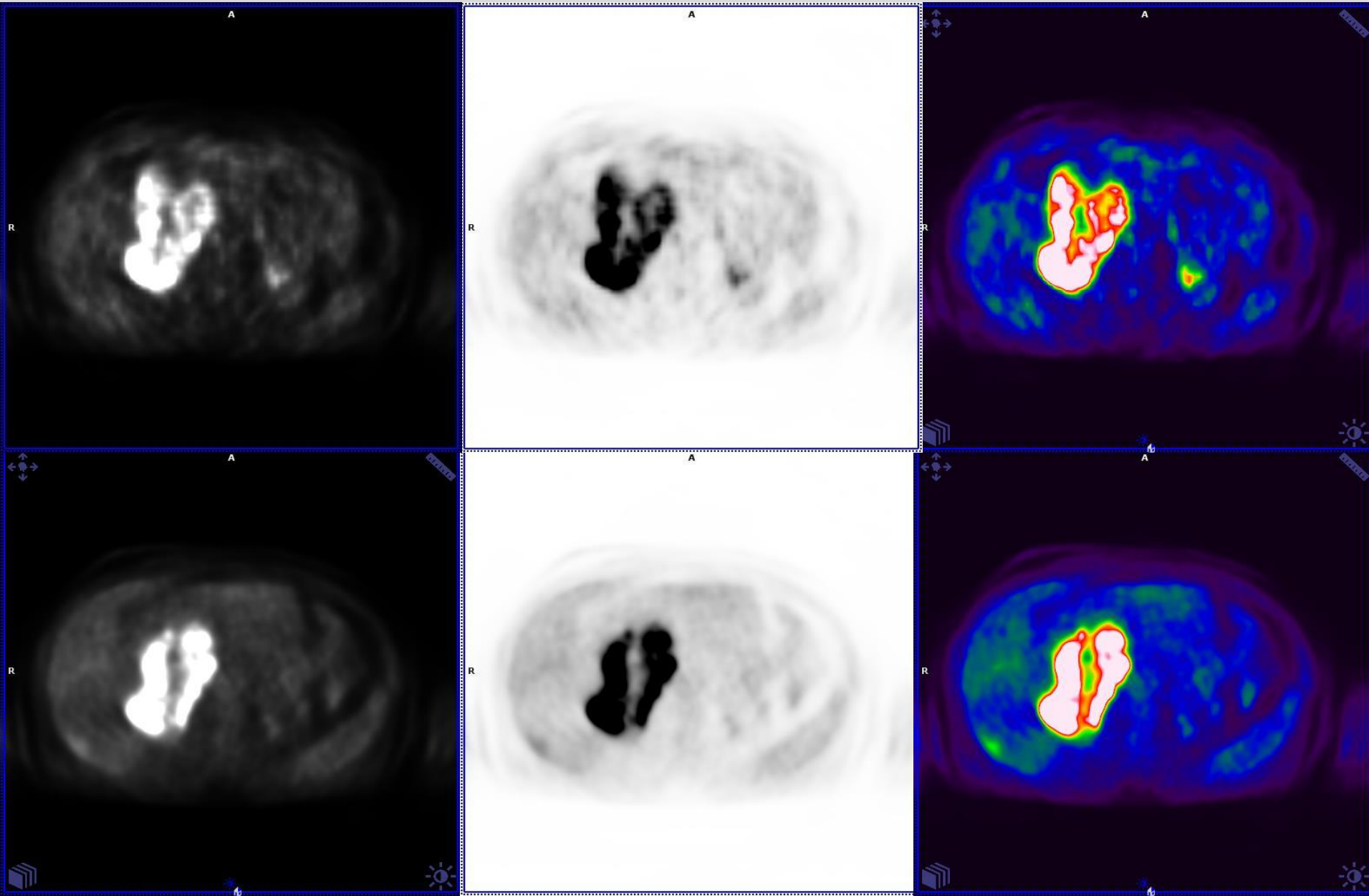


PET/MRI - játra + trup

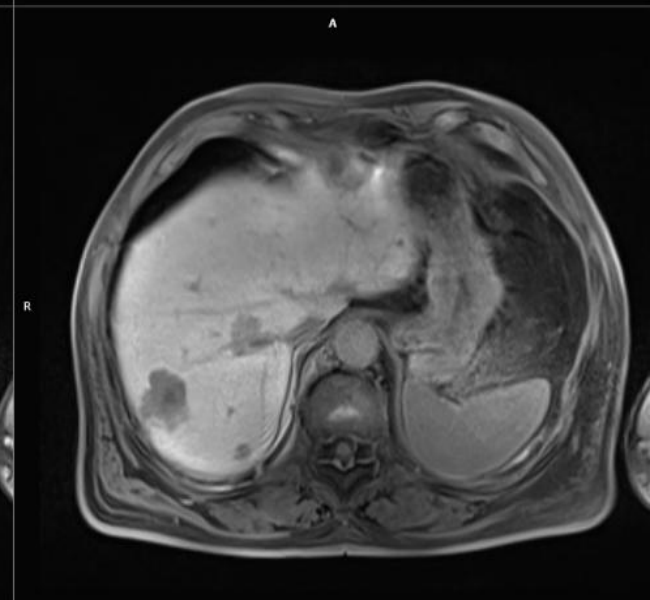
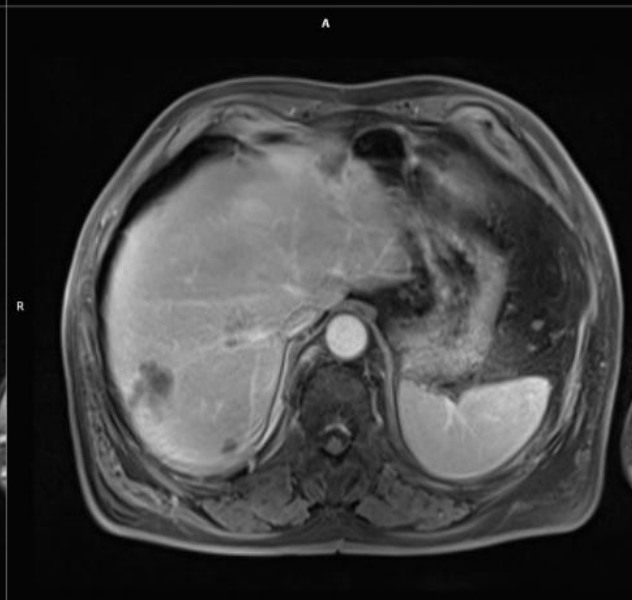
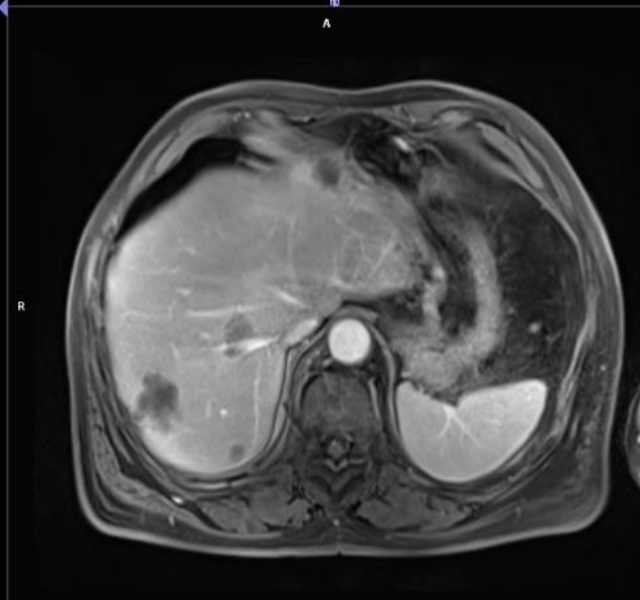
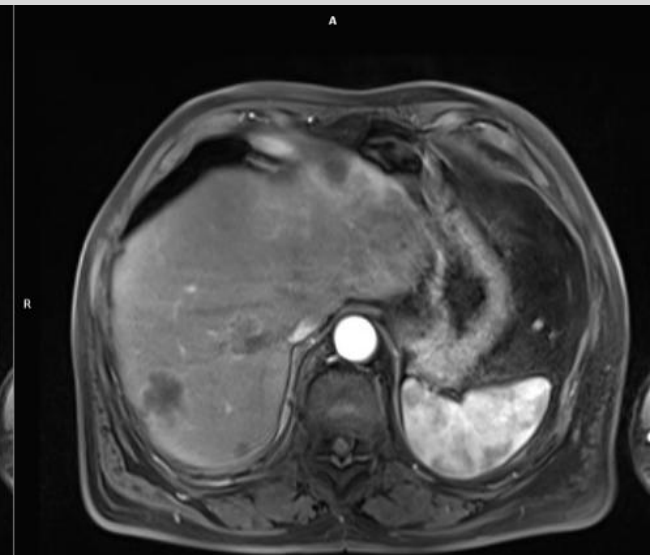
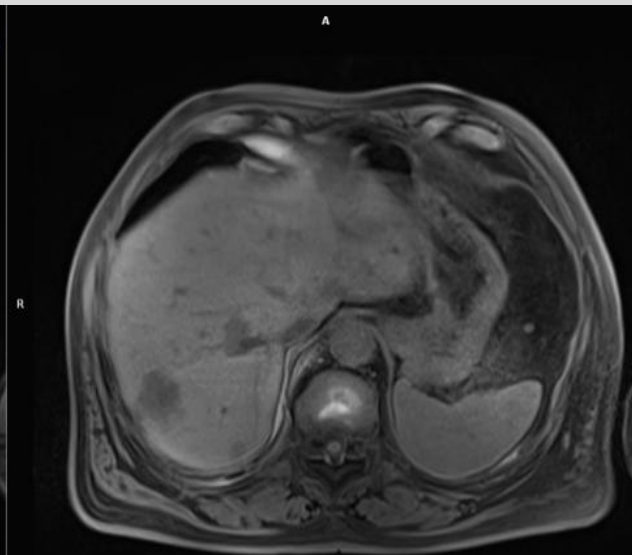
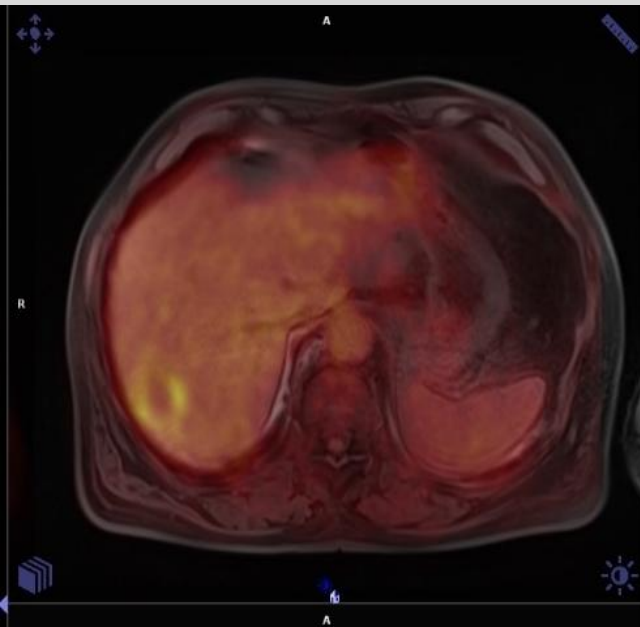
- 2 měsíce provozu – 21 / 215 pacientů



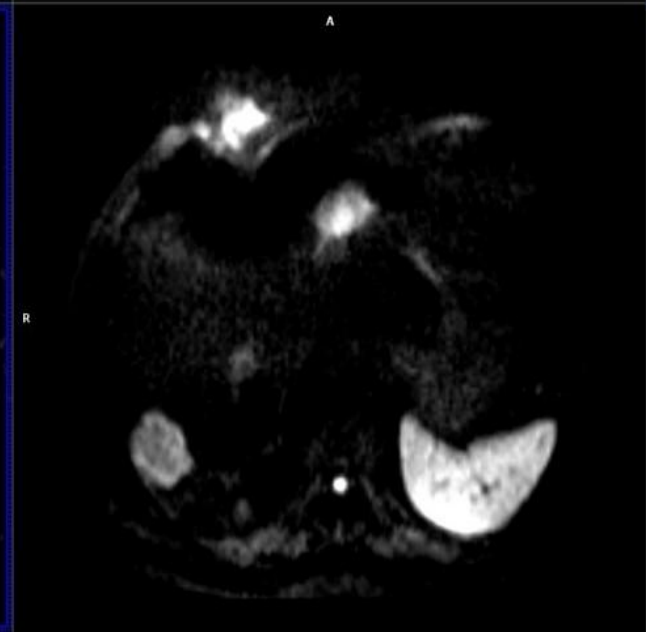
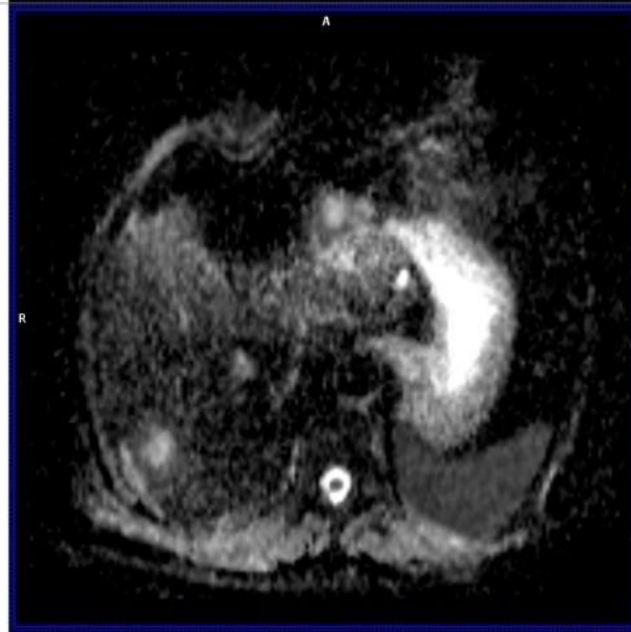
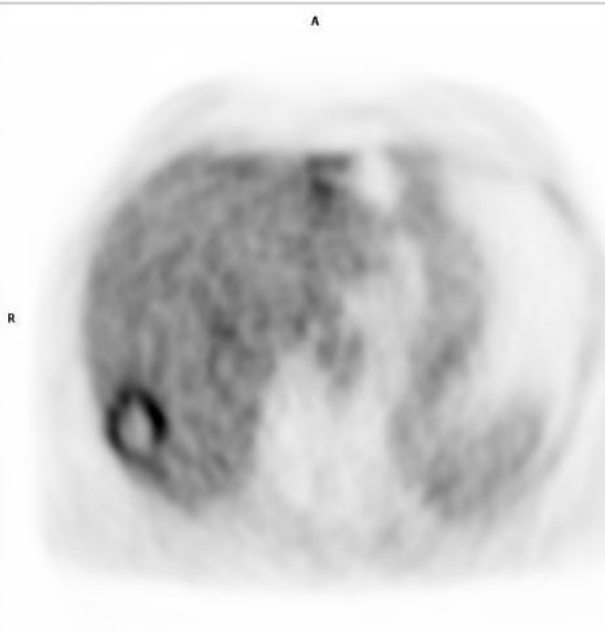
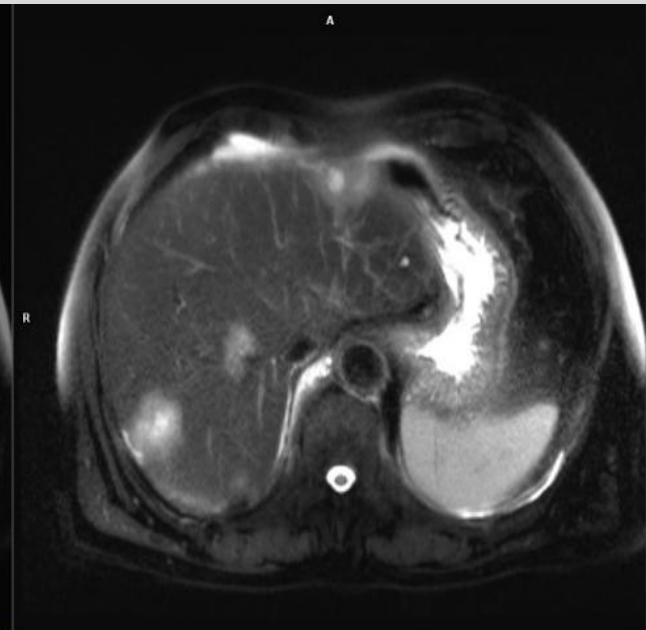
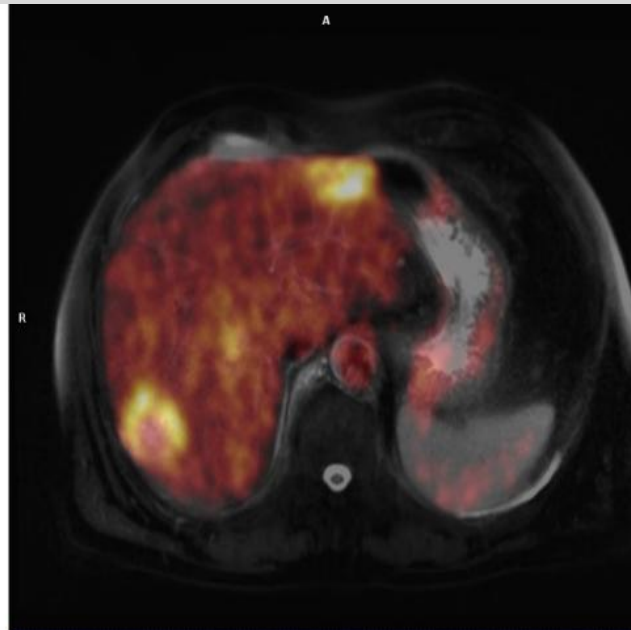
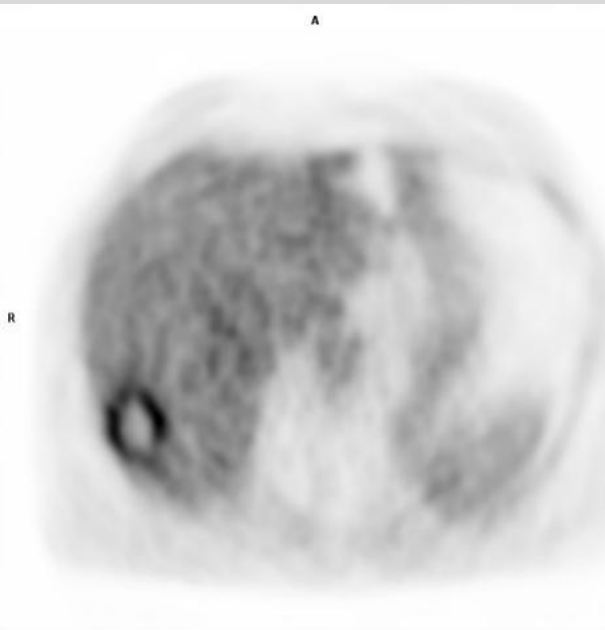
PET/MRI - játra + trup



PET/MRI - máj



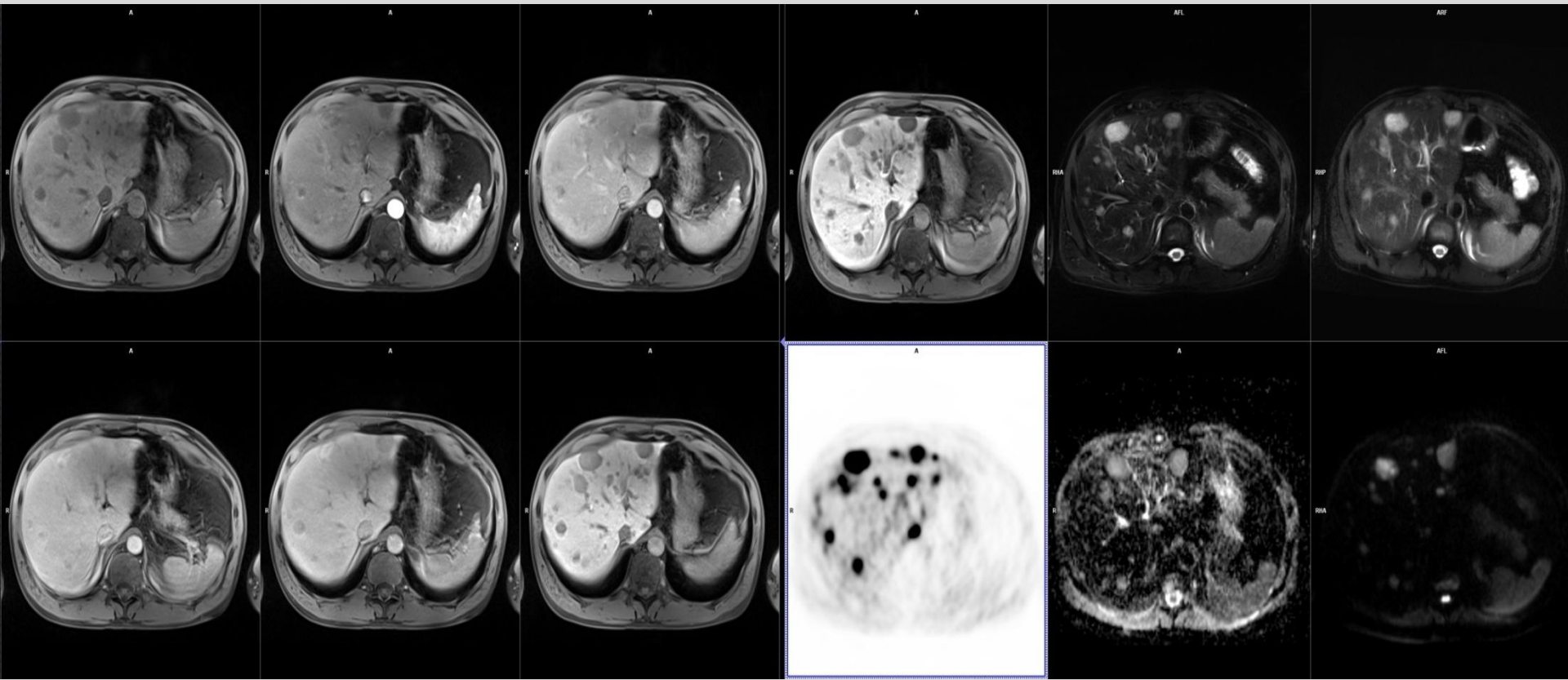
PET/MRI - máj



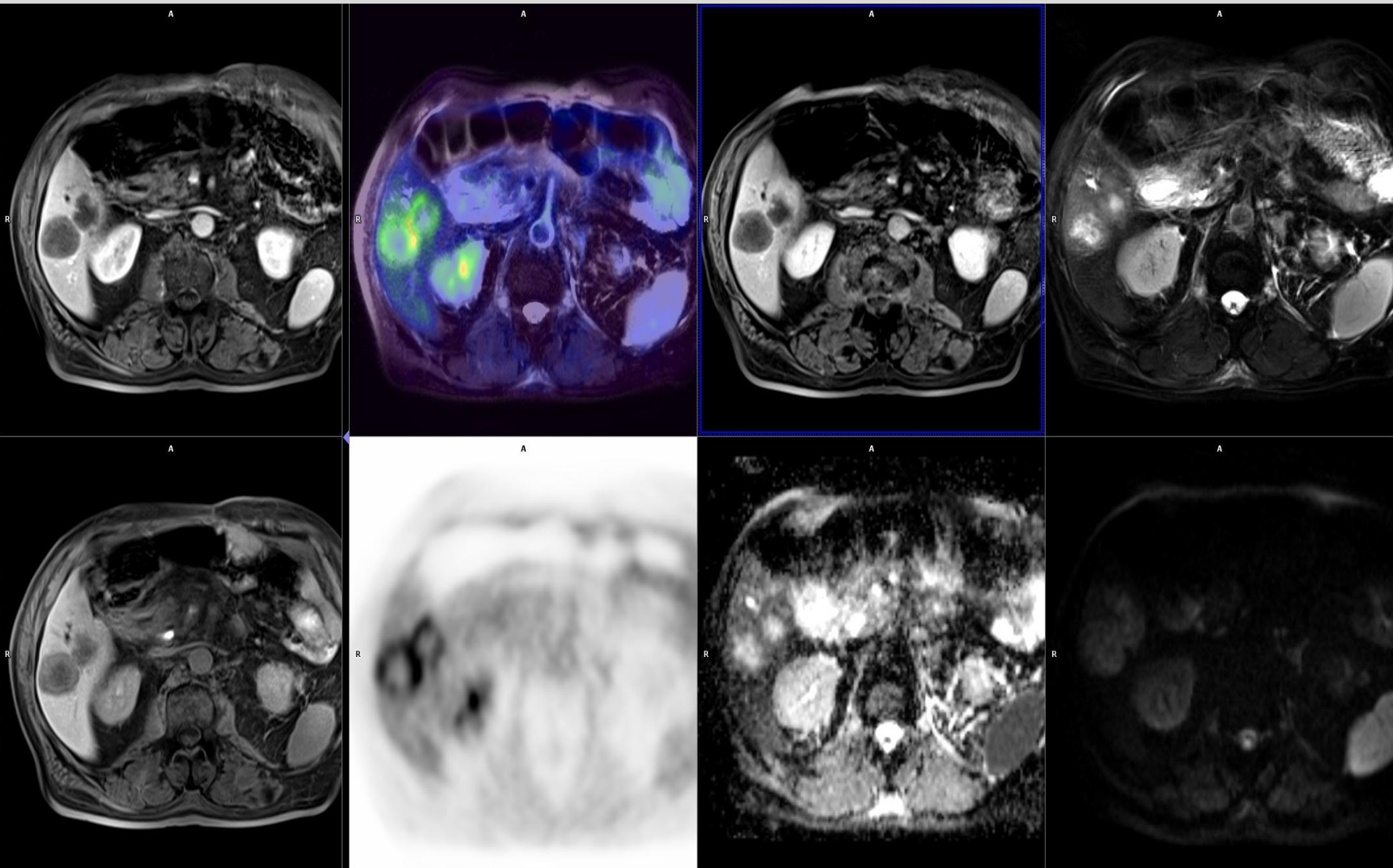
PET/MRI jater u NET

Pro zobrazení jaterních metastáz:

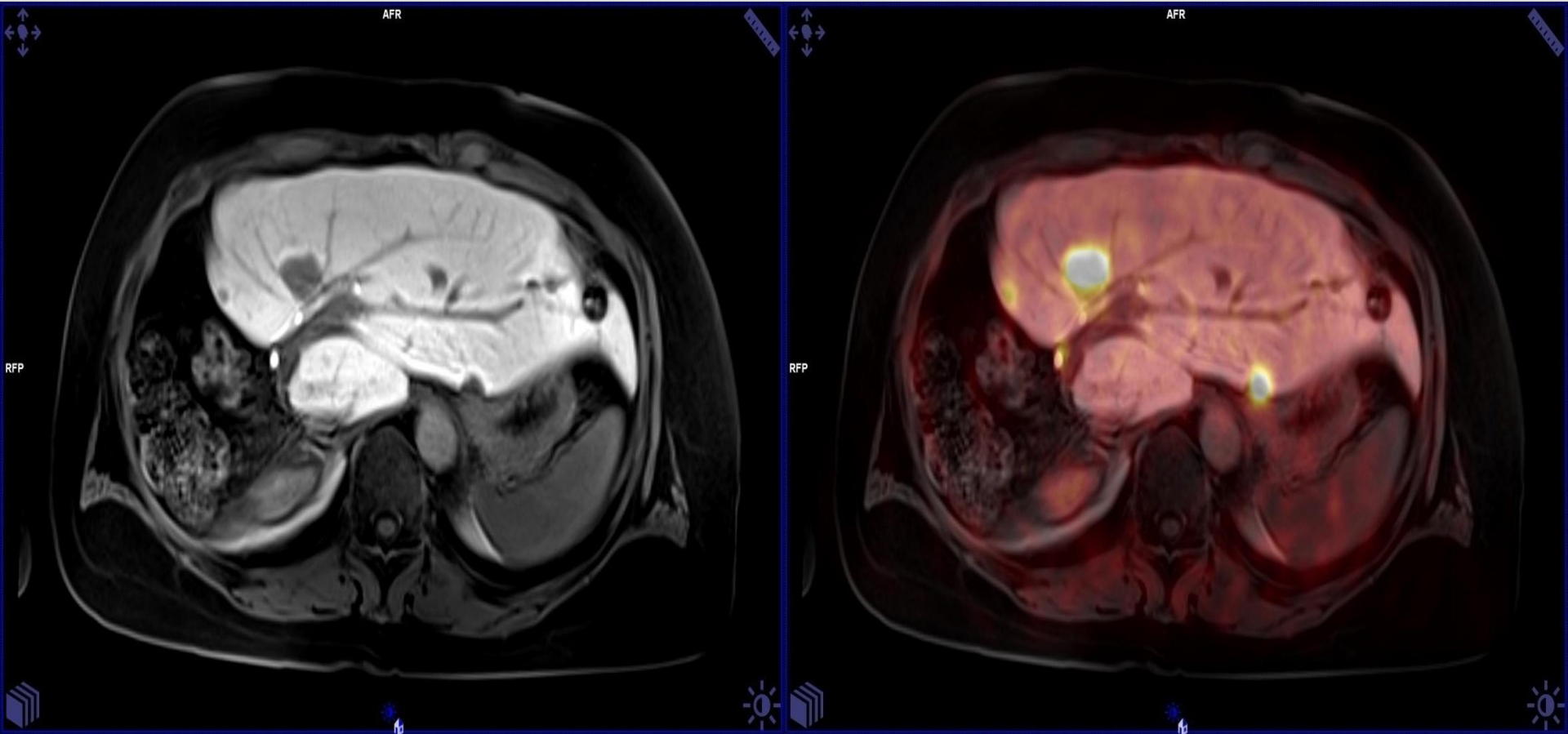
- u NET optimálním radiofarmakem FDOPA



PET/MRI jater u NET



PET/MRI jater u NET



PET/MRI srdce

