

# ZÁKLADY MR

Mgr. Ing. Marek Dostál, Ph.D.

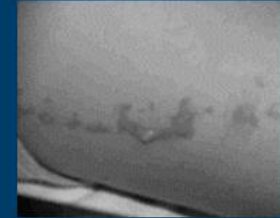
# PROČ ZNÁT ZÁKLADY MRI



Skin touch



Thermoflect blanket lined with aluminum



2<sup>nd</sup> degree burn caused by silver microfiber in the shirt



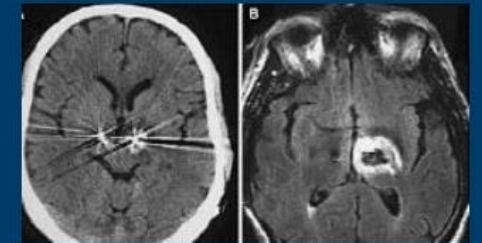
Tattoo burns



Leads burns



3<sup>rd</sup> degree burn caused by direct contact with RF coil

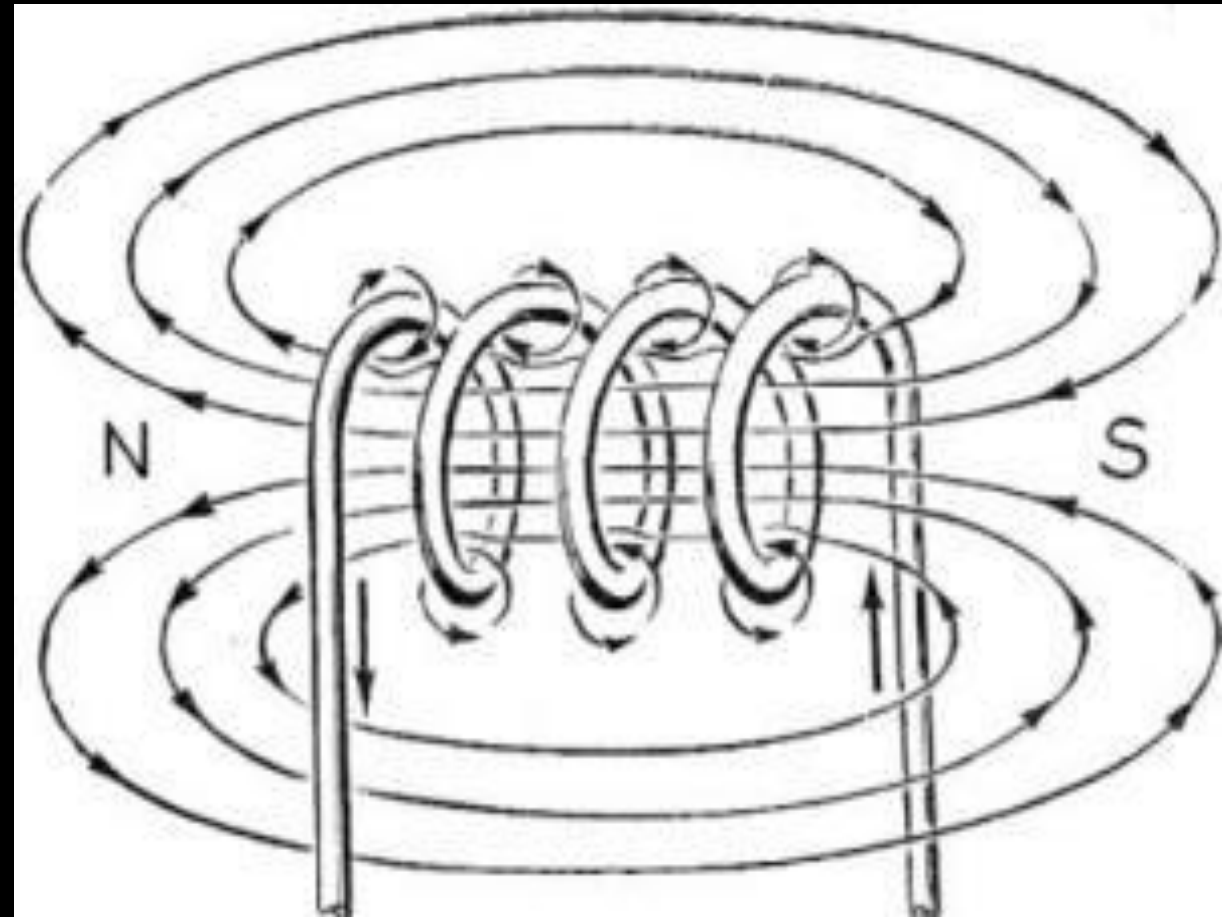
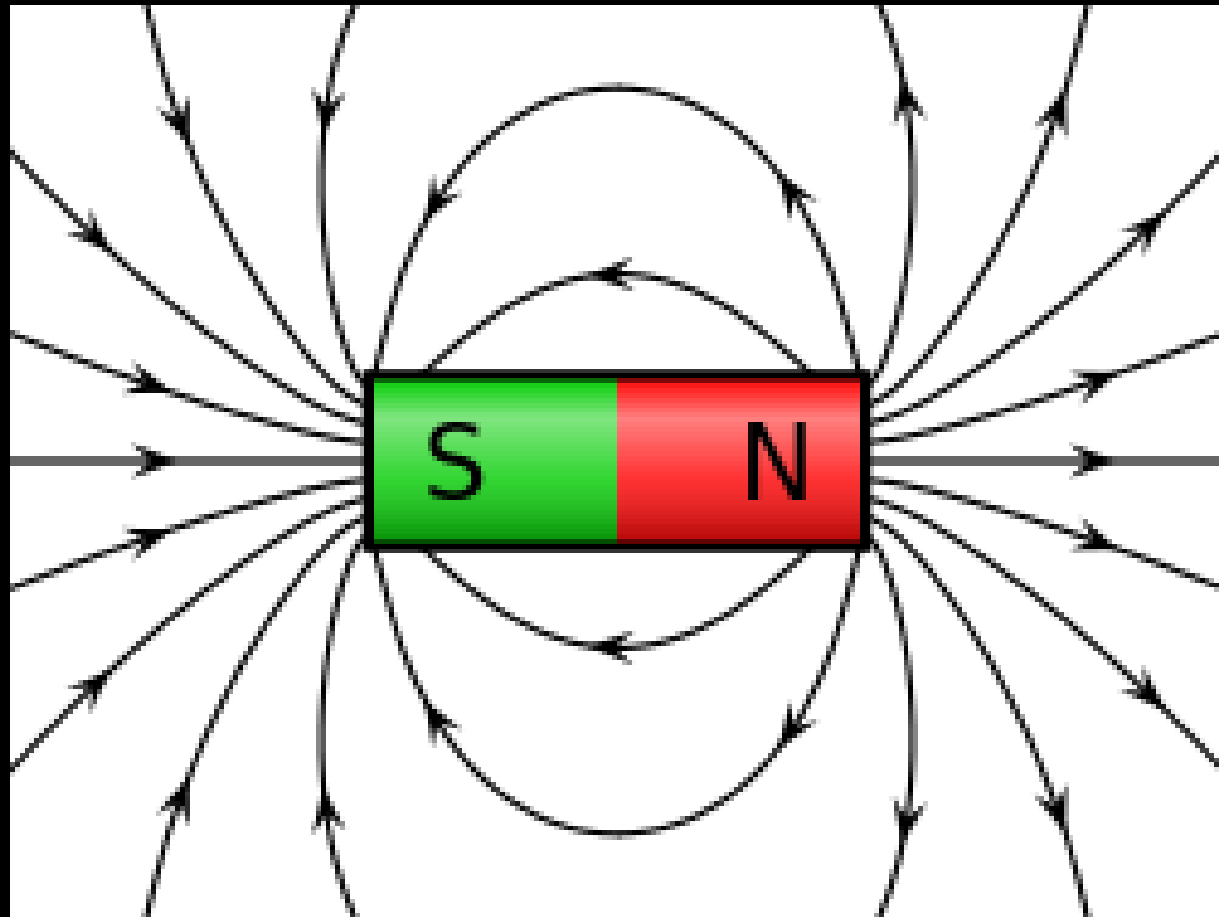


Hemorrhage due to heating at an electrode tip of a neurostimulator

# HISTORIE MR

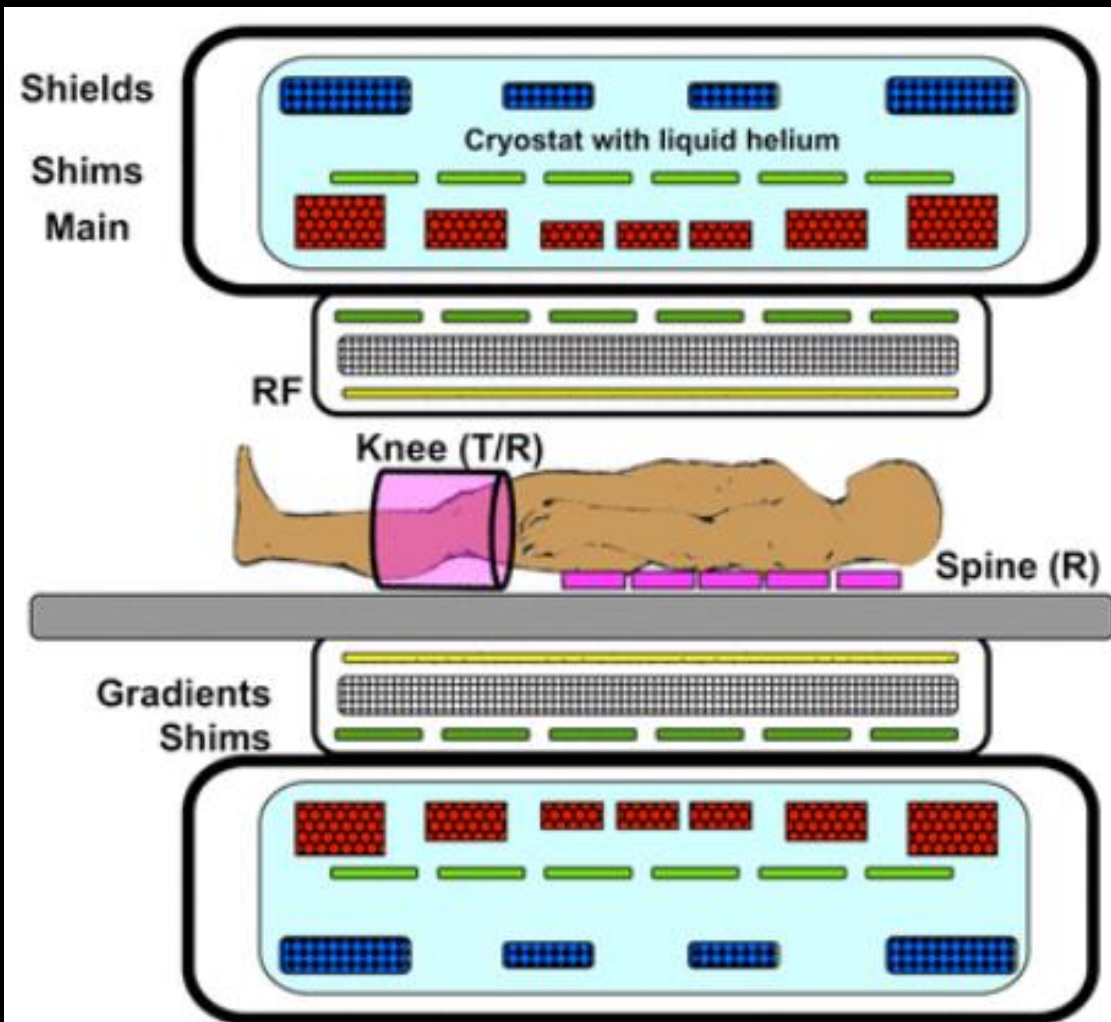
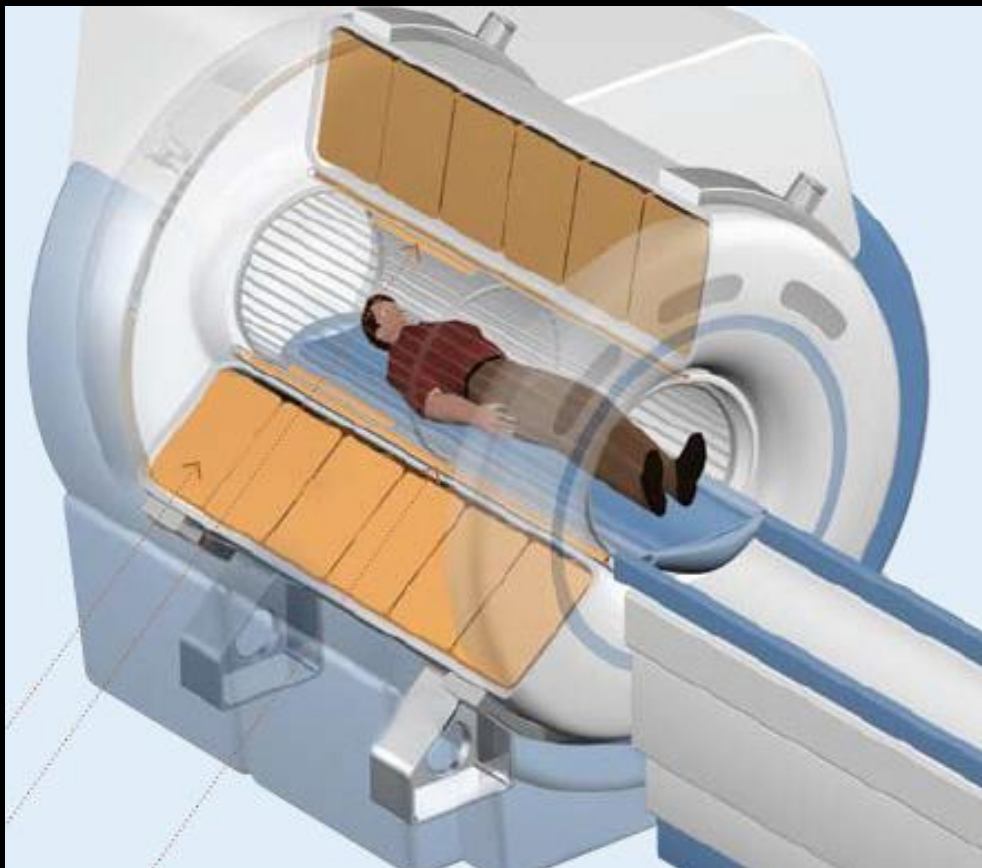
- 1921 – objev elektronového spinu (A. Compton).
- 1924 – objev jaderného spinu (W. Pauli).
- 1938 – potvrzení magnetického kvantového jevu (NMR) (I.I. Rabi).
- 1945 – vylepšení Rabiho přístroje (zrod NMR spektroskopie) (F. Bloch a E. Purcell).
- 1949 – objev chemického posunu.
- 1971 – různé tkáně mají různé relaxační doby (R. Damadian).
- 1973 – počátky tomografického MRI (P. Lauterbur).
- 1977 – první celotělové MRI (R. Damadian).
- 1987 – zrod MR angiografie (zobrazení toku krve).
- 1992 – zrod funkční MRI (fMRI).

# MAGNETICKÉ POLE



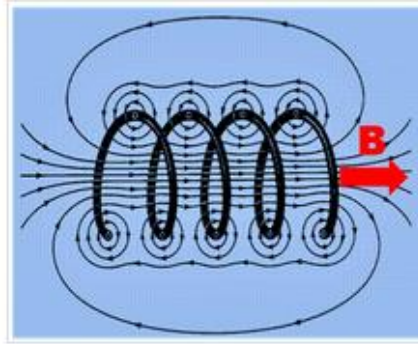
# MAGNETICKÉ POLE

- Homogenita mag. Pole
- Cívky

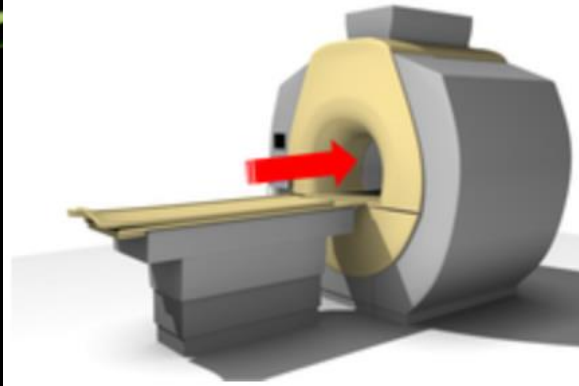




GE Signa 1.5T superconducting scanner



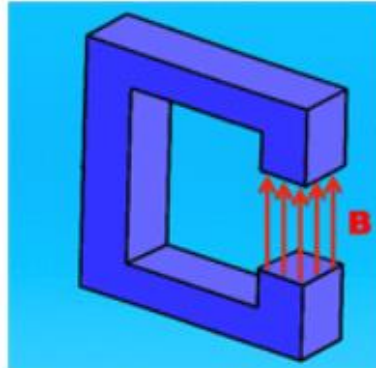
Magnetic field created by solenoid



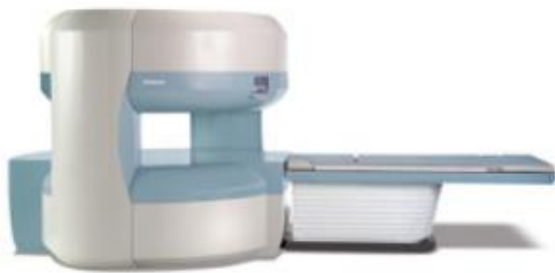
# KONSTRUKCE



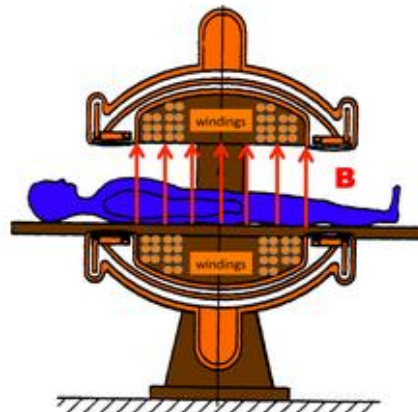
Hitachi Aperto 0.4T permanent magnet scanner



C-shaped permanent magnet



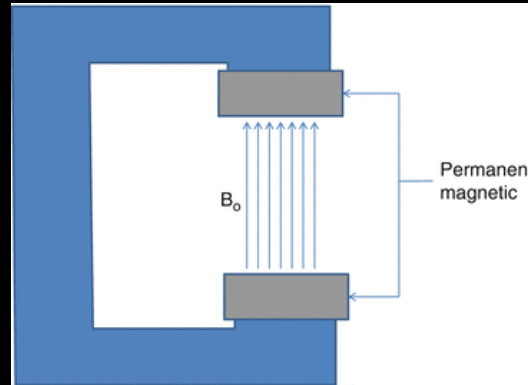
Hitachi Oasis 1.2T HFO superconducting scanner



Dipolar electromagnet design



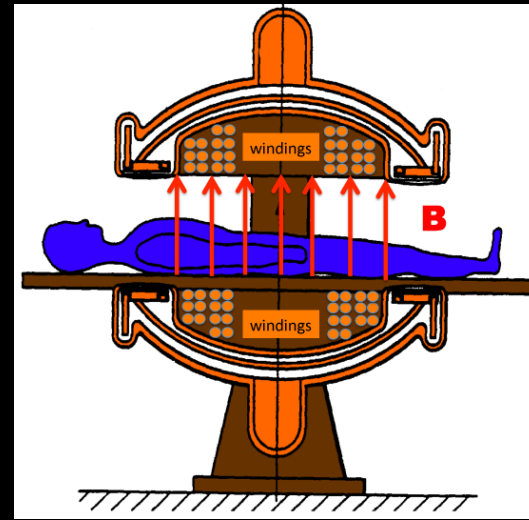
# PERMANENTNÍ



- Slitiny kovů ( $\text{Fe}_{77}\text{Nd}_{15}\text{B}_8\dots$ )
- $B_0 = 0,1 - 0,3 \text{ T}$
- Výhody:
  - Nízká pořizovací cena
  - Nízké provozní náklady
  - Otevřený
- Nevýhody:
  - Hmotnost (15 – 70 tun)
  - Stabilita pole velmi citlivá na teplotu



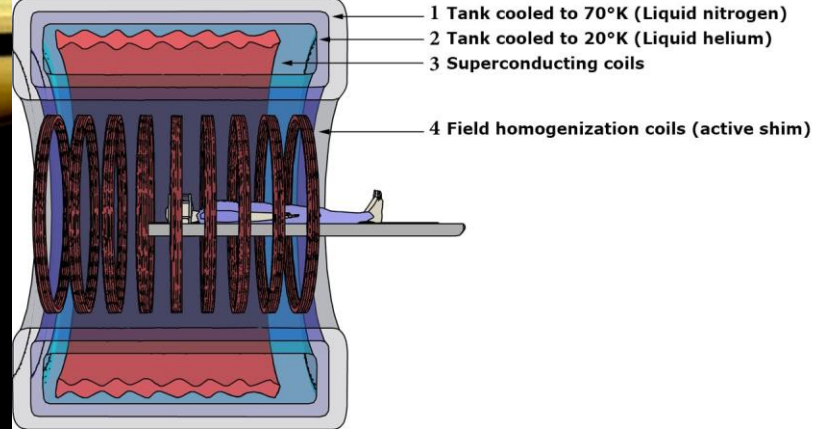
- Elmag indukce
- $B_0 = 0,1 - 0,4 \text{ T}$
- Výhody:
  - Nízká pořizovací cena
  - Nízká hmotnost
  - Otevřený a vypnutelný
- Nevýhody:
  - Velká spotřeba energie ( $\sim 50 \text{ kW}$ )
  - Stabilita pole velmi citlivá na teplotu



EL.MAG.







# SUPRAVOD.

- Elmag indukce + chlazení kapalným He
- $B_0 = 0,5 - 7 \text{ T}$
- Výhody:
  - Kvalita obrazu
  - Stabilita mag. pole
- Nevýhody:
  - Pořizovací náklady
  - Nelze vypnout



# MAGNETICKÉ POLE

- Magnetický moment ( $\mu$ )
  - Charakterizuje zdroj magnetického pole.
  - Vektorová veličina.
- Co to má společného s MR?



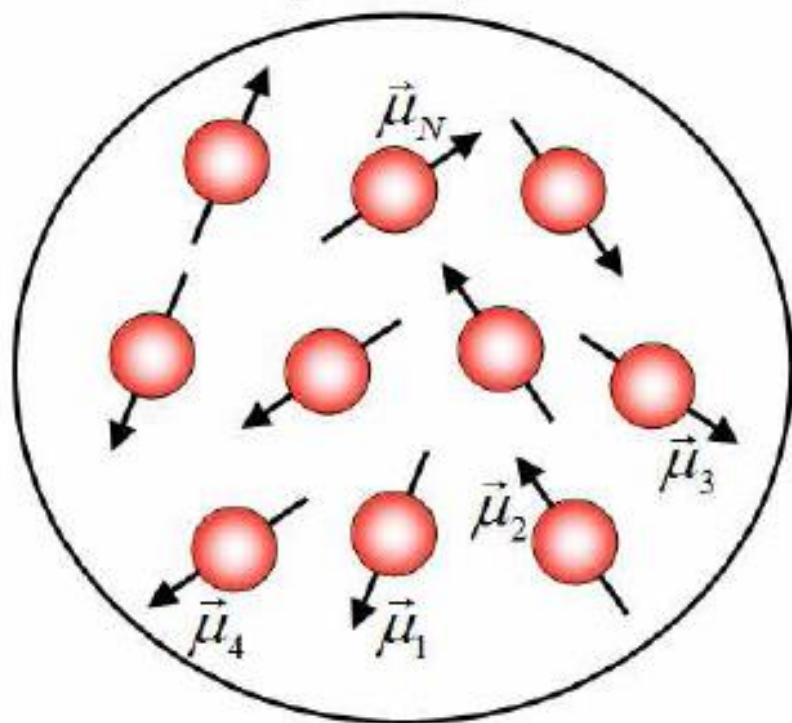
# MAGNETICKÉ POLE

- Elektrony „obíhají“ kolem jádra (analogie s cívkou).
  - Orbitální mag. moment ( $\mu_L$ )
- Elektrony mají vnitřní moment hybnosti („rotace kolem osy“).
  - Spinový mag. moment ( $\mu_S$ )
- Nukleony mají vnitřní moment hybnosti („rotace kolem osy“).
  - Jaderný mag. Moment
  - <https://periodictable.com/Isotopes/001.1/index.html>

# MAGNETIZACE

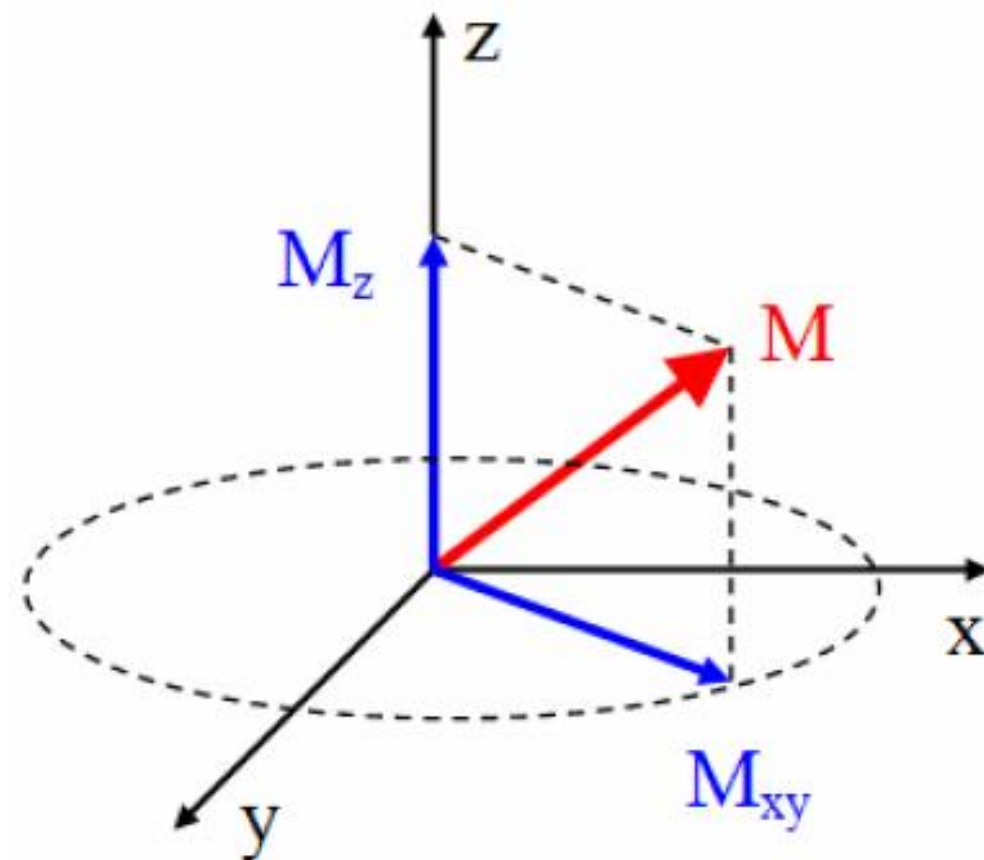
$N$  = počet částic v látce

$V$  = objem látky



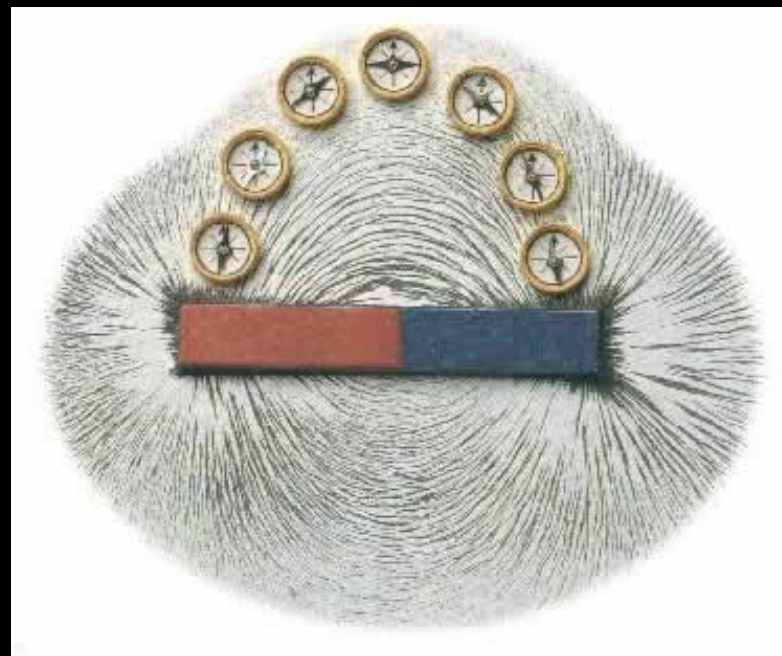
$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \vec{\mu}_i$$

$\vec{\mu}_1 \dots \vec{\mu}_N$

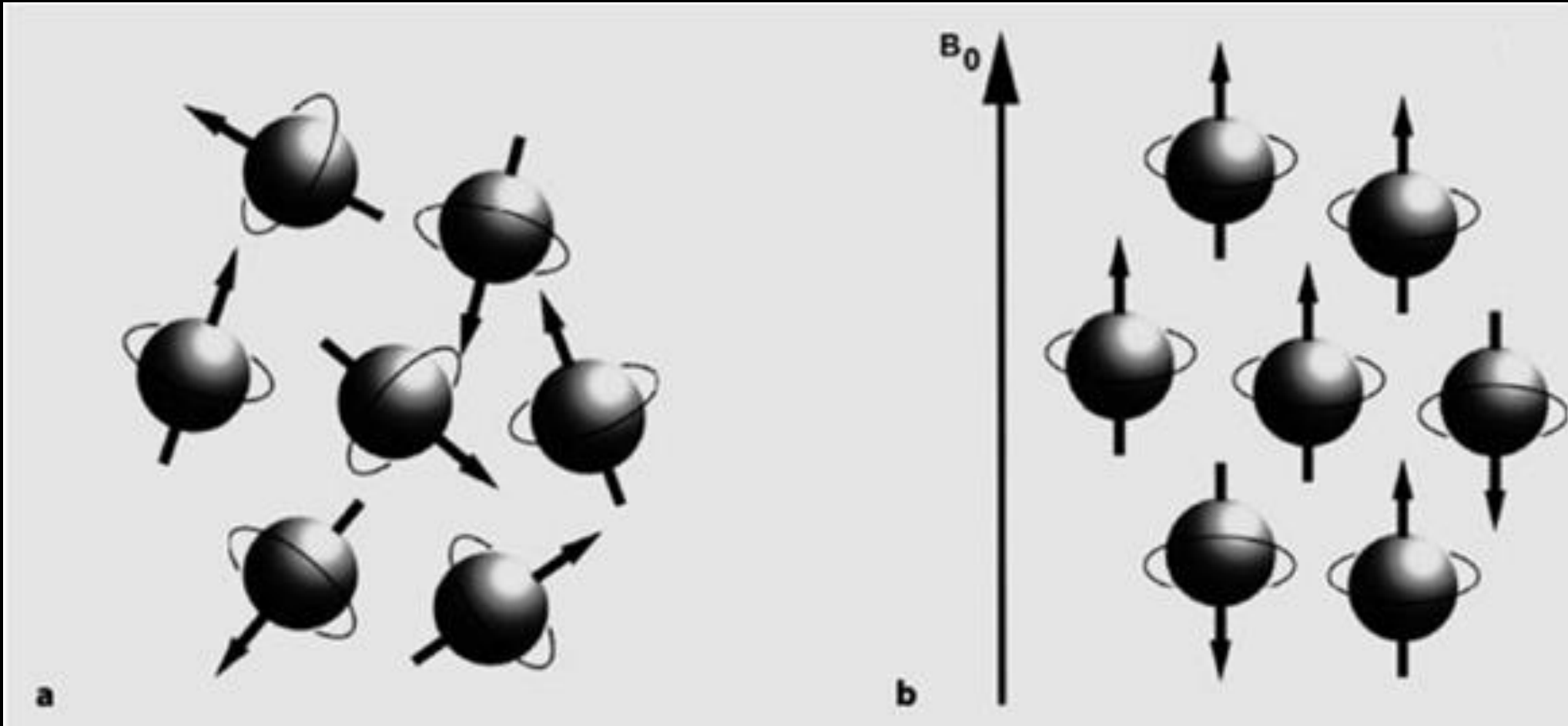


# MAGNETIZACE

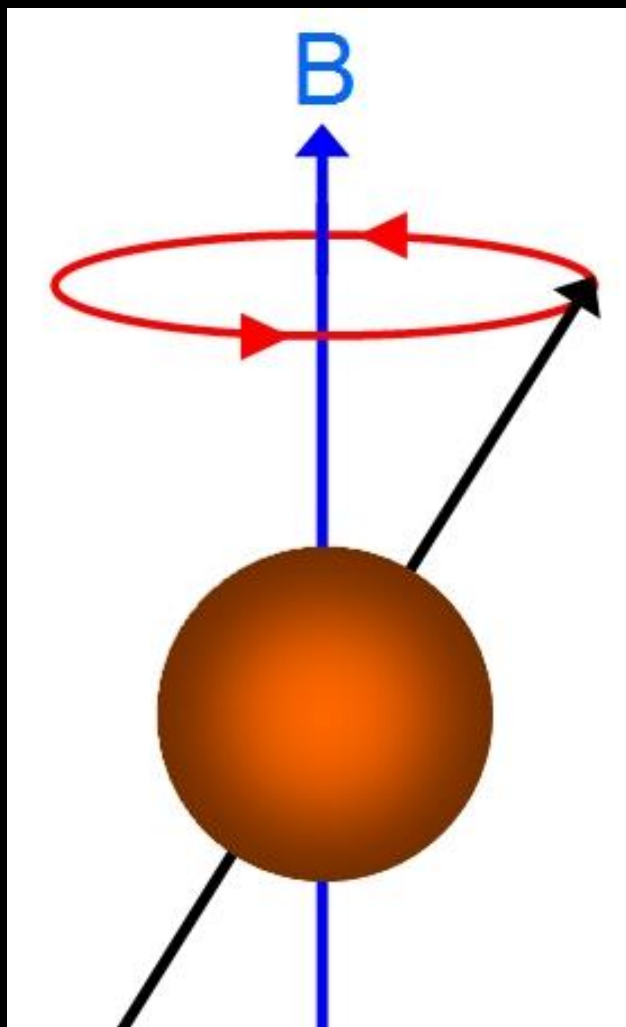
- Důsledkem nenulové teploty ( $T > 0 \text{ K}$ ) se částice pohybují zcela náhodně a také orientace magnetických momentů je zcela náhodná.
- Proto je střední hodnota vektoru magnetizace nulová  $\langle \vec{M} \rangle = 0$ .
- Orientace mag. momentů v silném vnějším statickém mag. poli .
  - Střelka kompasu



# MAGNETIZACE



# MAGNETIZACE

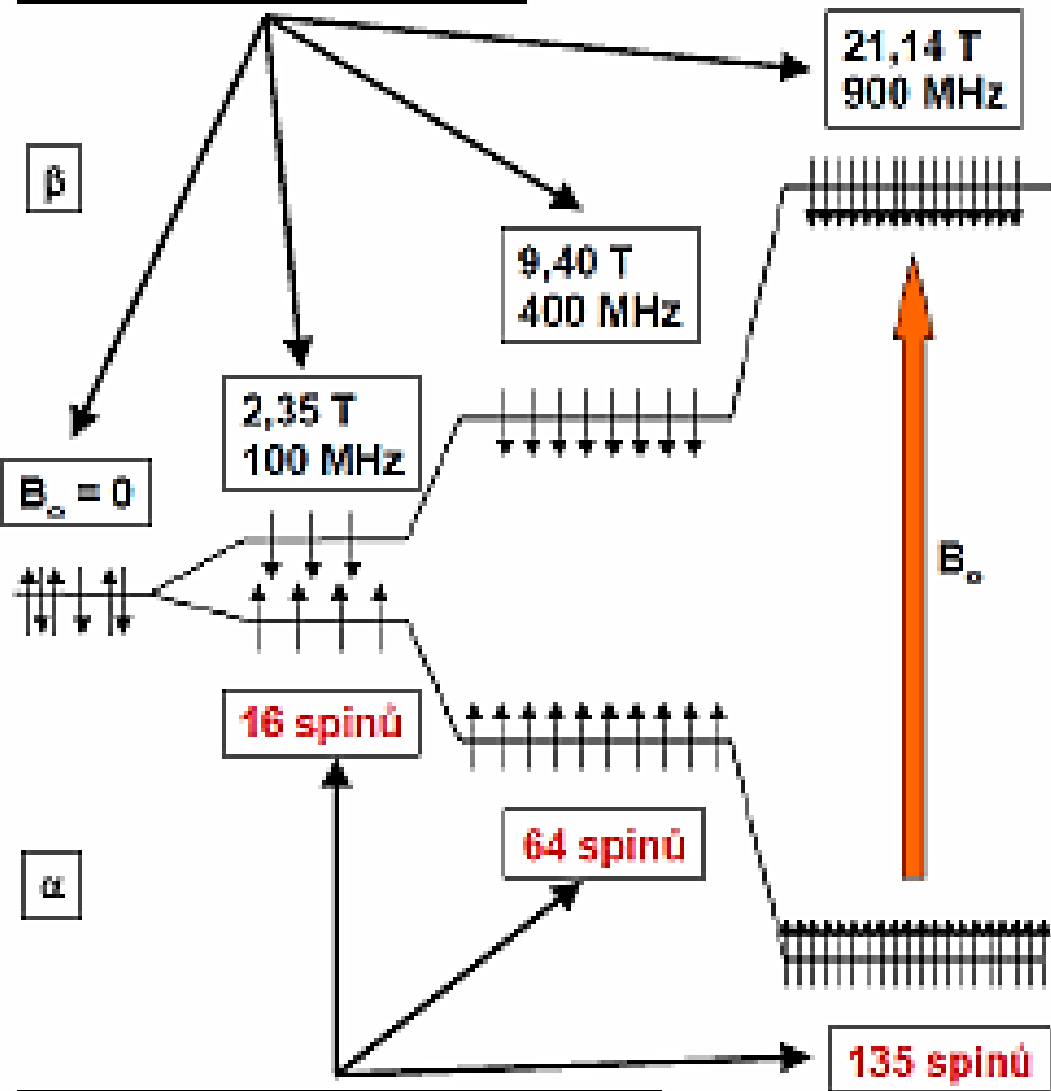


$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

$$E = hf$$

Atom	Isotop	$f_L$ [MHz] v B=1T
Vodík	$^1\text{H}$	42,7
Uhlík	$^{13}\text{C}$	10,7
Dusík	$^{14}\text{N}$	6,1
Fosfor	$^{31}\text{P}$	17,2
EMR		1,44

Velikost mag. pole



Přebytek spinů na nižší energetické hladině

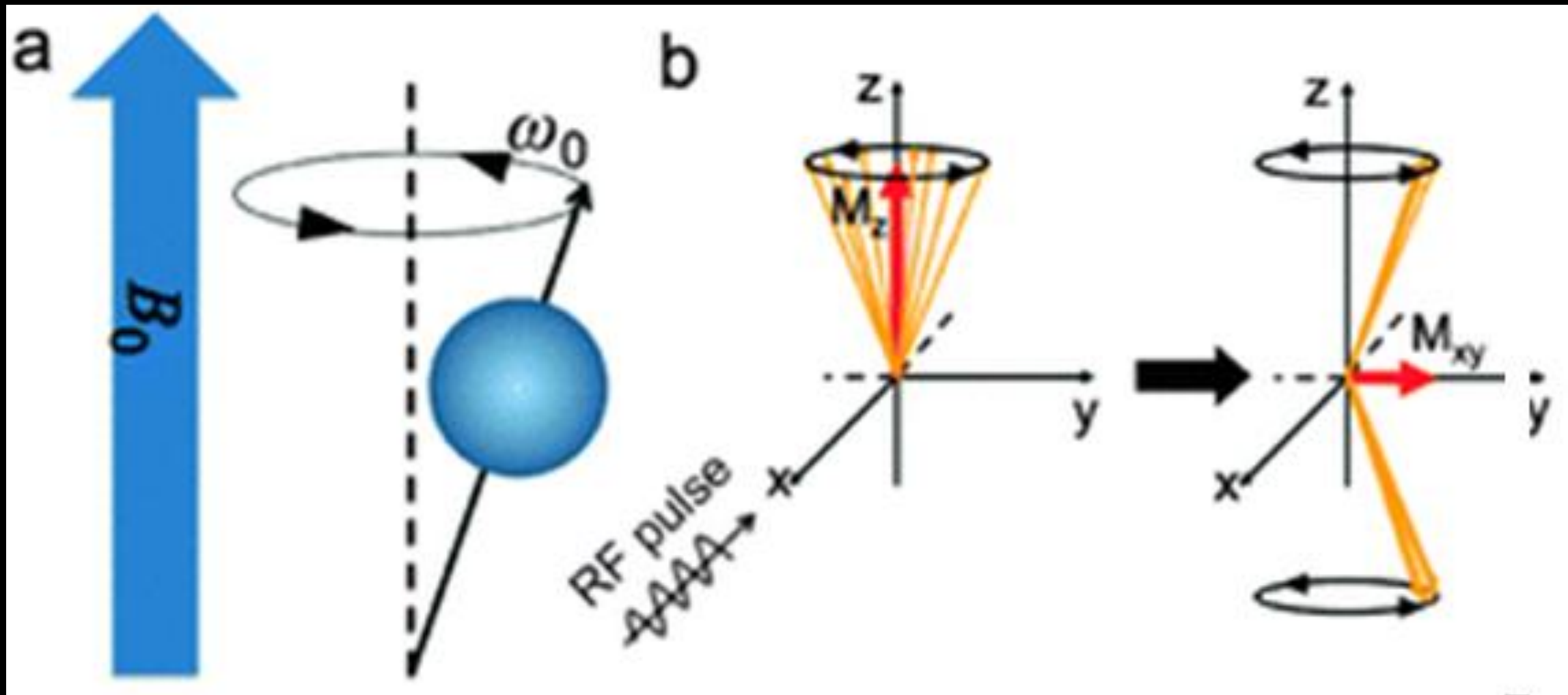
# MAGNETIZACE

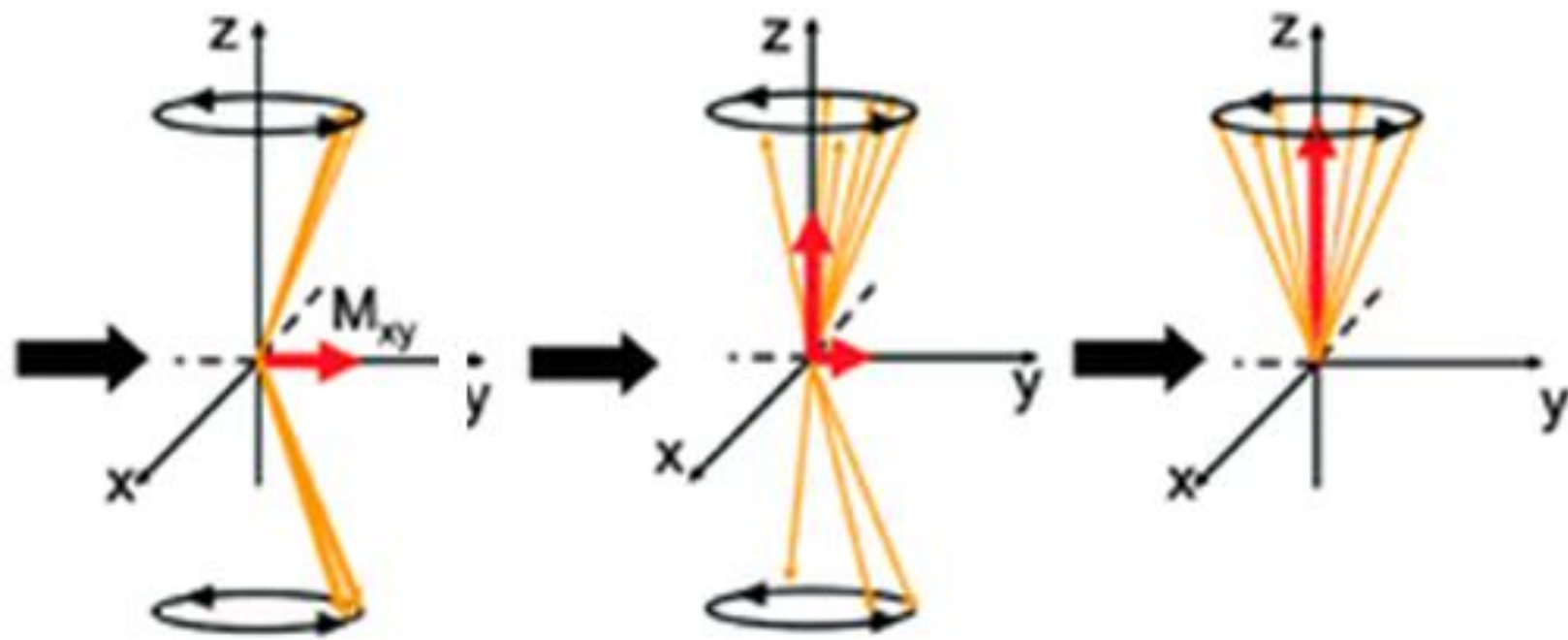
$$\frac{N_{\alpha}}{N_{\beta}} = e^{\left(\frac{\Delta E}{k_B T}\right)}$$

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0$$

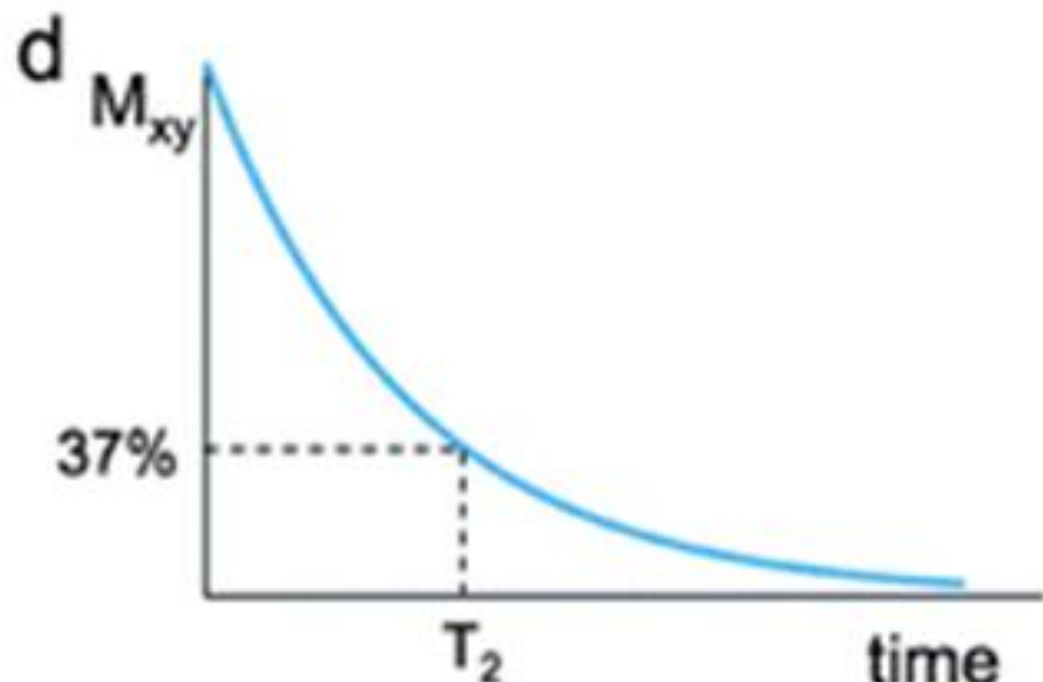
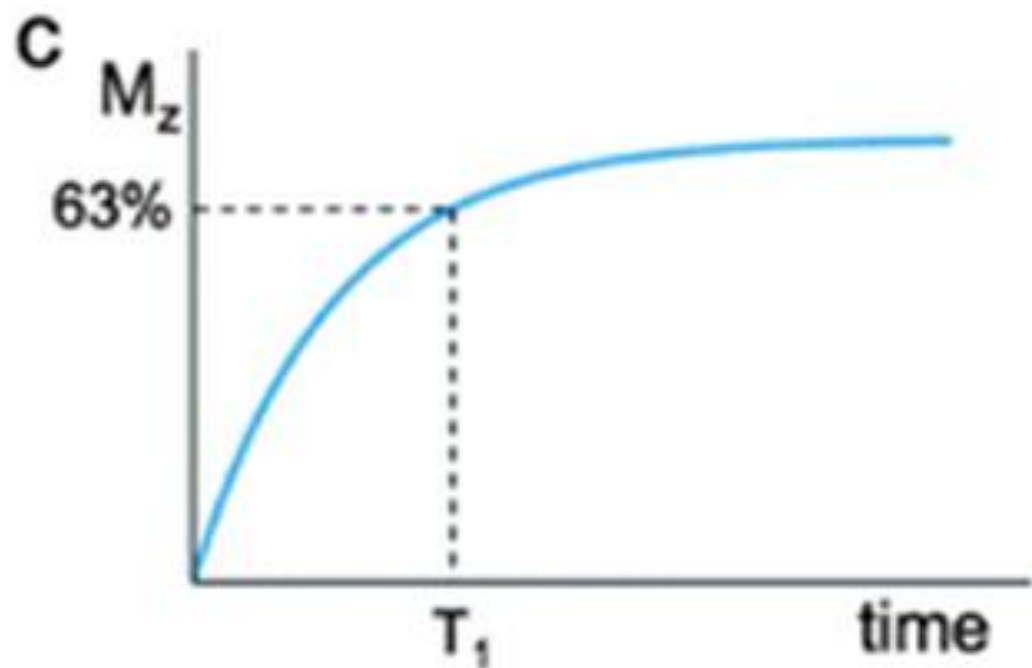


# RELAXACE





RELAXACE

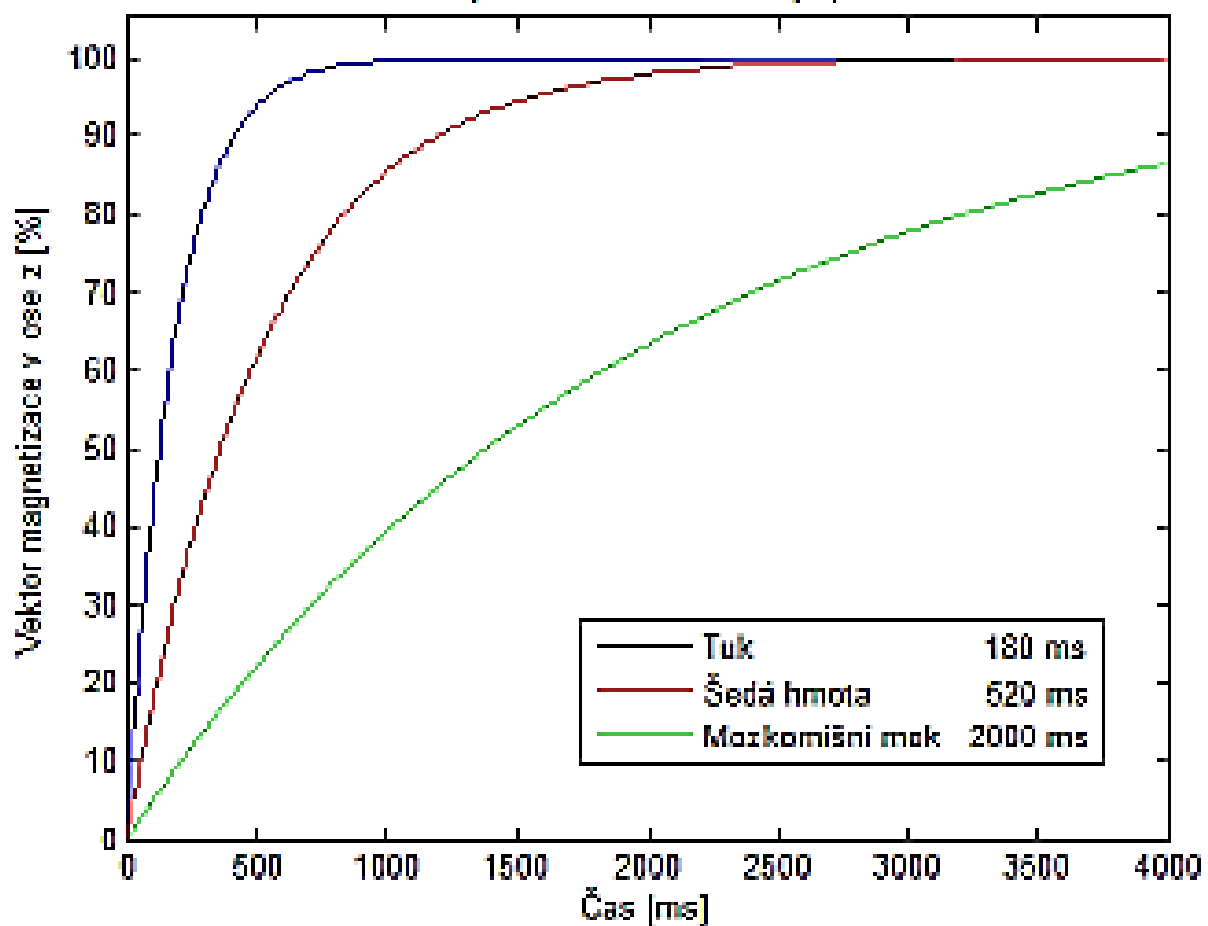


# RELAXACE

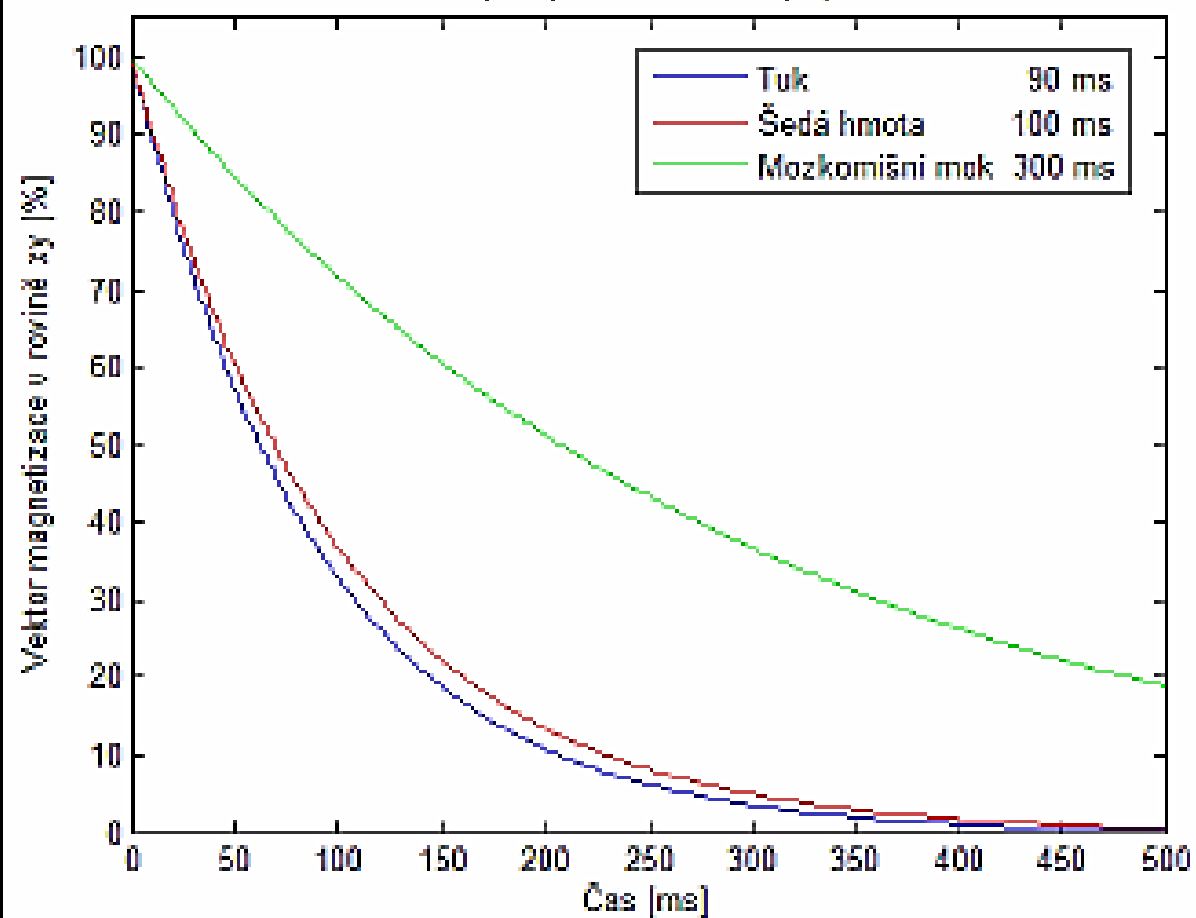
Typ látky	$T_1$ [ms]	$T_2$ [ms]
tuk	250	60
sval	900	50
krev	1400	100-200
<b>Mozek</b>		
šedá hmota (GM)	950	100
bílá hmota (WM)	600	80
cerebrospinální tekutina (CSF)	2000	250

# RELAXACE

Spin-nířžková interakce (T1)



Spin-spinová interakce (T2)

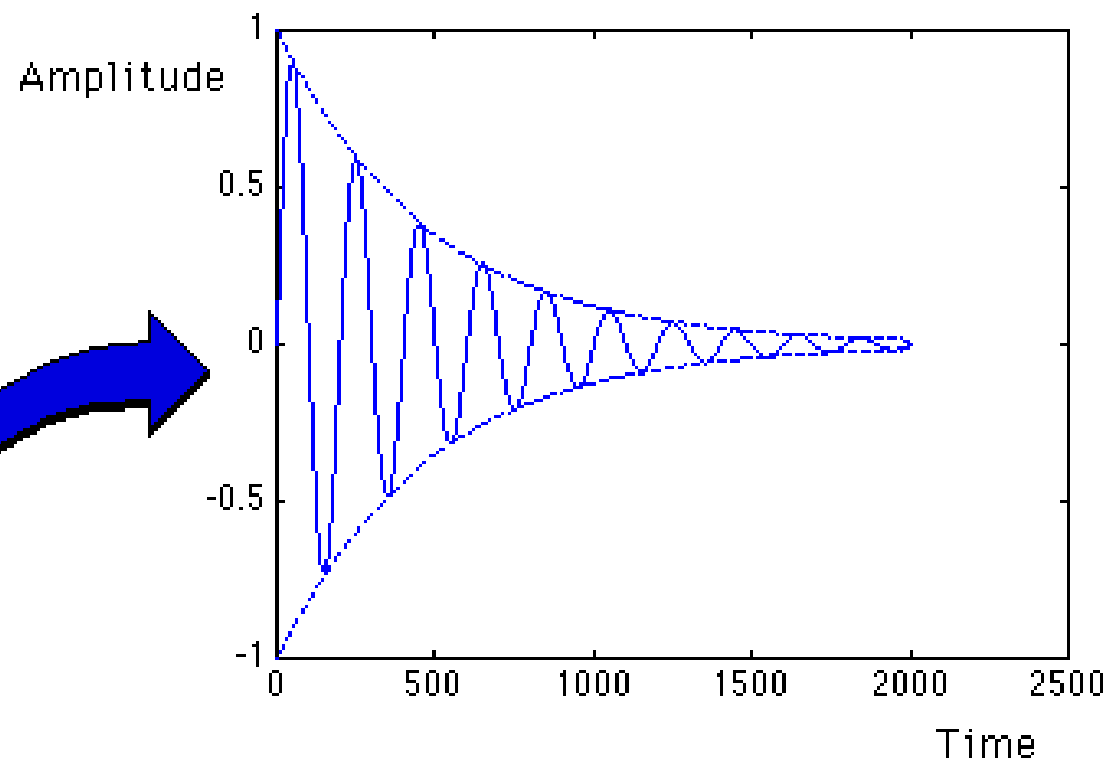
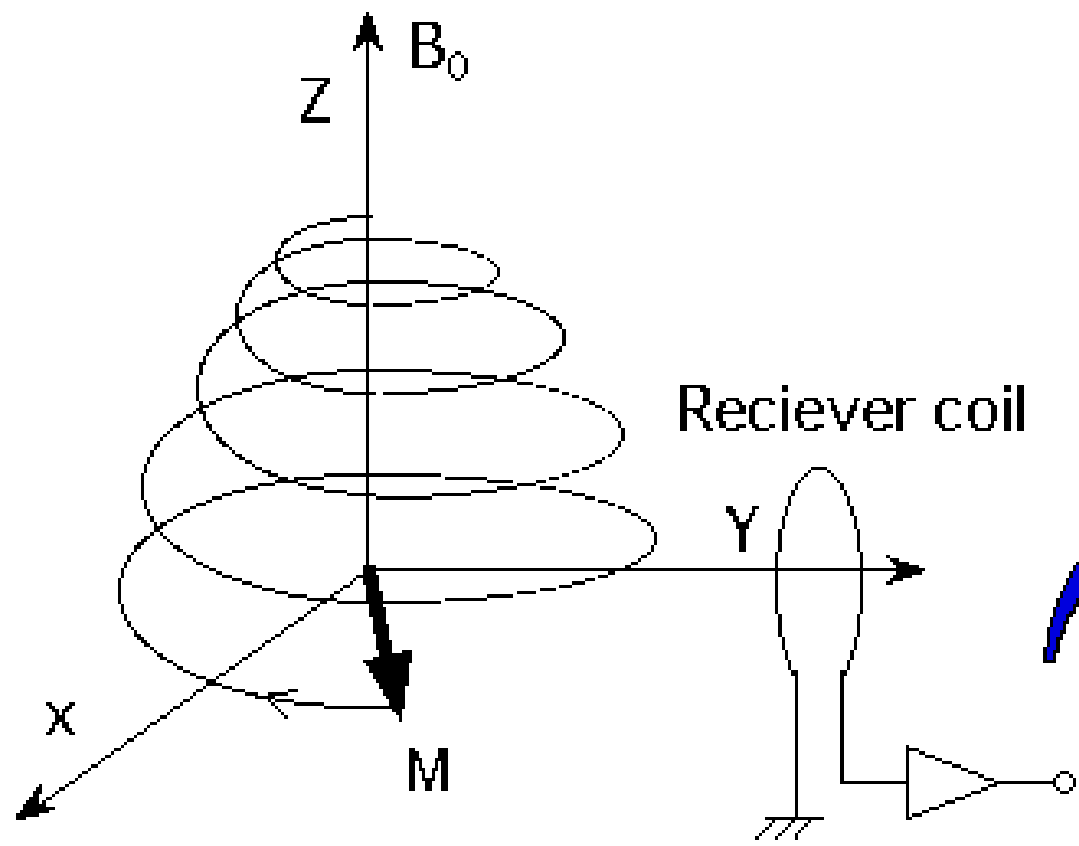


# SIGNÁL

- Detekce signálu je založena na elektromagnetické indukci:
  - Mění-li se magnetický indukční tok cívkou, indukuje se v ní indukované elektromotorické napětí.
  - Při změně magnetizace dochází ke změně magnetického indukčního toku a v detekčních cívkách se indukuje střídavý proud o Larmorově frekvenci.
  - Amplituda napětí je úměrná magnetizaci a tudíž i hustotě jader.
  - Volně detekovaný signál (Free Induction Decay FID) je periodická tlumená funkce.

$$FID = M_0 \cos(\omega_0 t) e^{-\frac{t}{T_2^*}}$$

# SIGNÁL



FID

# SIGNÁL

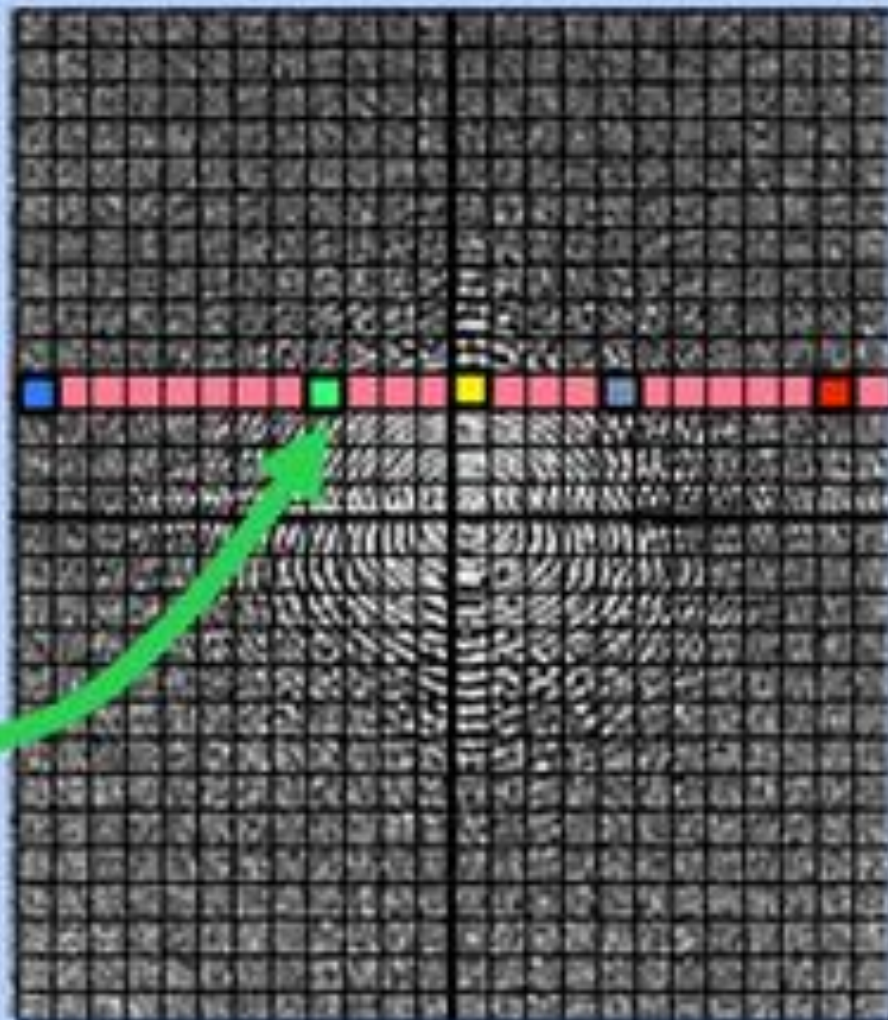
MR Signal with  
Sampled Raw Data



Re -1.028

Im +0.913

Each data point is a



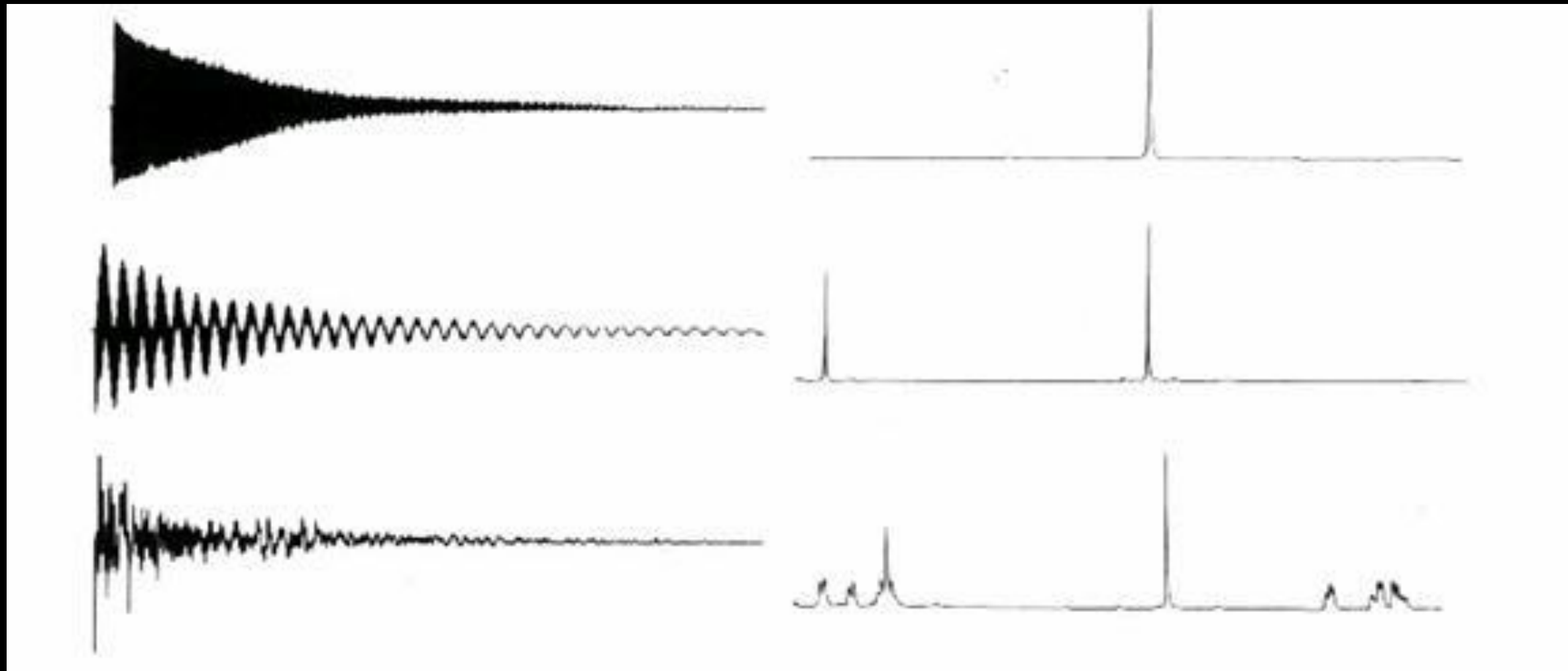
# FOURIEROVA TRANSFORMACE

- Na signál se aplikuje Fourierova transformace.
- Co dělá Fourierova transformace?
- Převádí signál z časové domény do frekvenční.

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i\omega t} dt$$

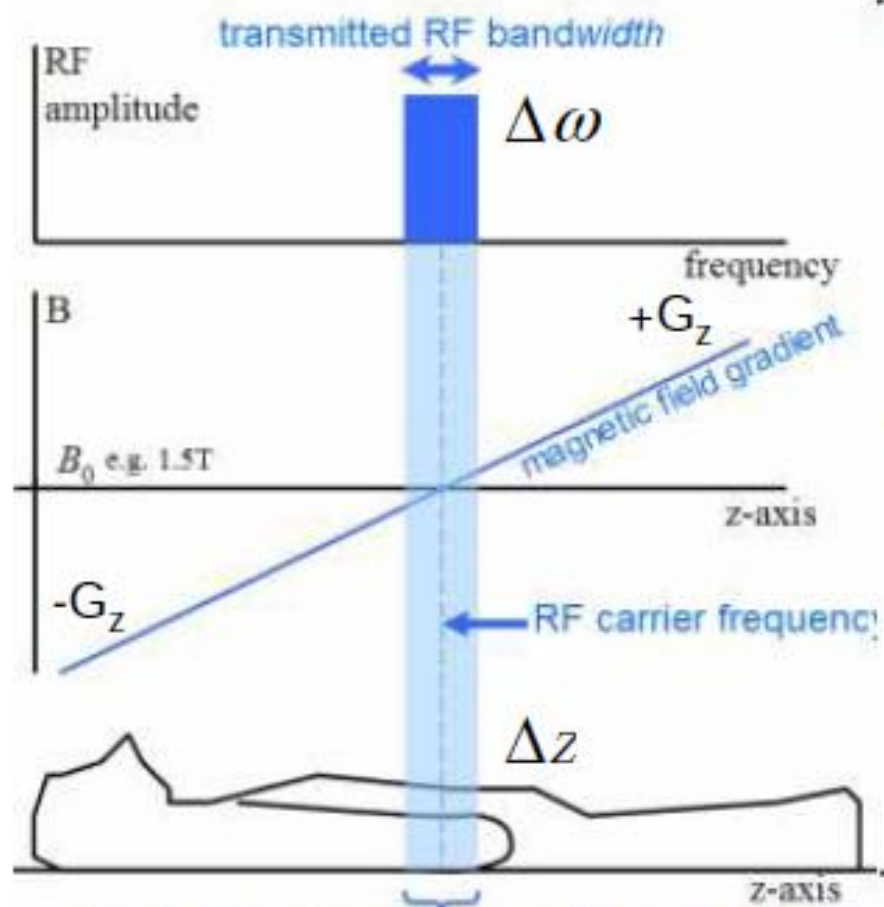


# FOURIEROVA TRANSFORMACE



# POZIČNÍ KÓDOVÁNÍ

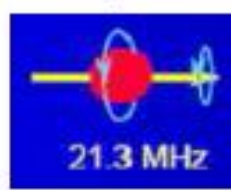
- Jak ovšem poznáme odkud přesně signál detekujeme?
- Protože signál detekujeme z celé vyšetřované oblasti zároveň, je prostorová informace ve FID signálu ztracena.
- Potřebujeme do signálu informaci o poloze zdroje signálu zahrnout uměle.
- K tomu využíváme tři gradientní cívky.
- Tyto gradientní cívky umístíme tak, aby produkovali v prostoru proměnné, ale časově konstantní magnetické pole.
- Magnetická indukce tohoto pole je výrazně menší než vnějšího pole  $B_0$ .
- Proměnlivost (gradient) těchto polí určíme přesně pro potřeby daného experimentu (znalost gradientu v osách x, y, z je zásadní).



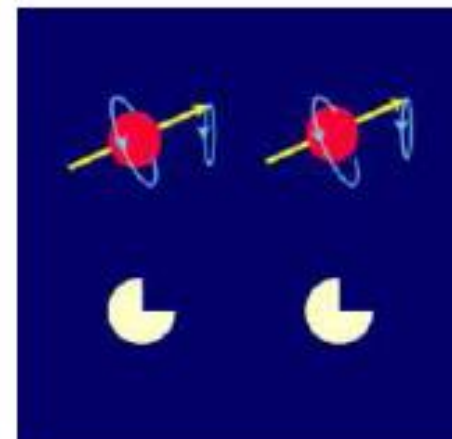
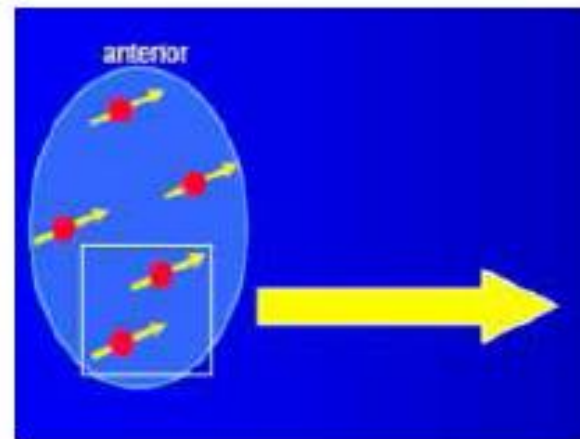
Larmor equation applies here: the image slice



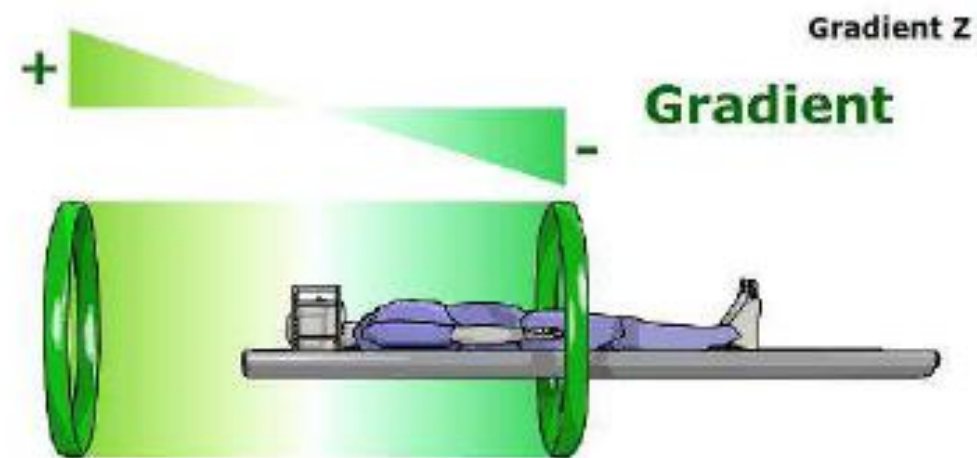
Nižší



Vyšší



Všechna jádra uvnitř zvolené tomografie precesují se stejnou frekvencí i fází.

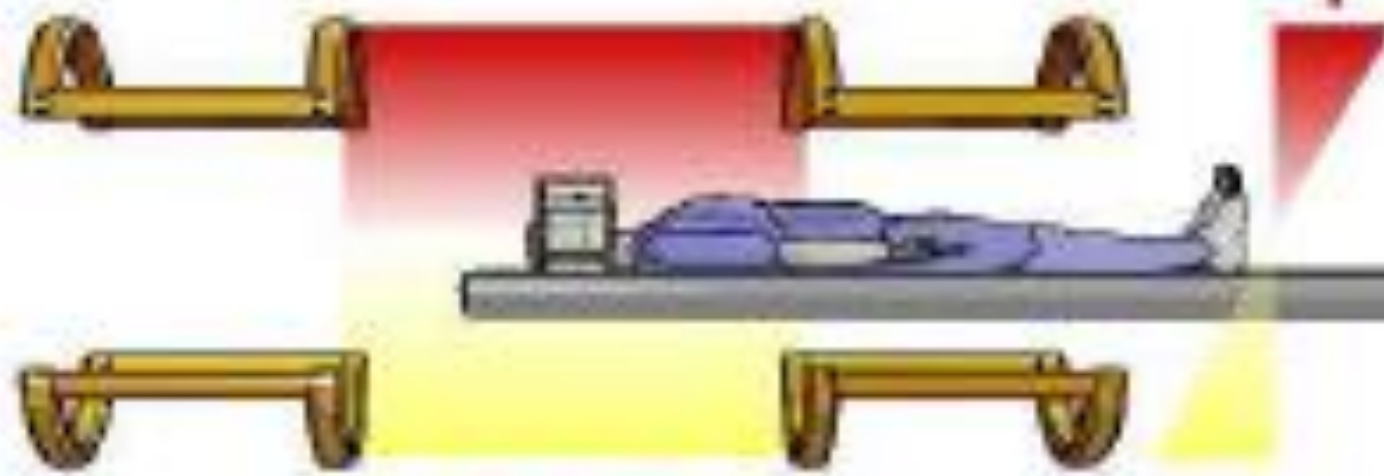


$$\Delta\omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$$

Gradient Y



Gradient +



$B_0 +$   
Gradient

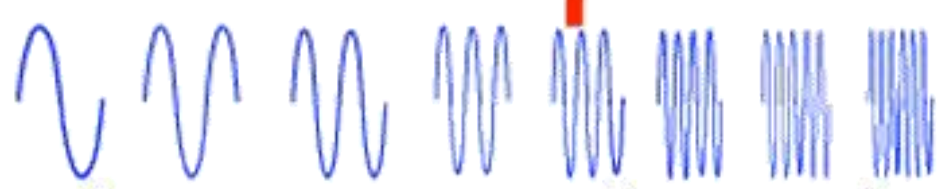
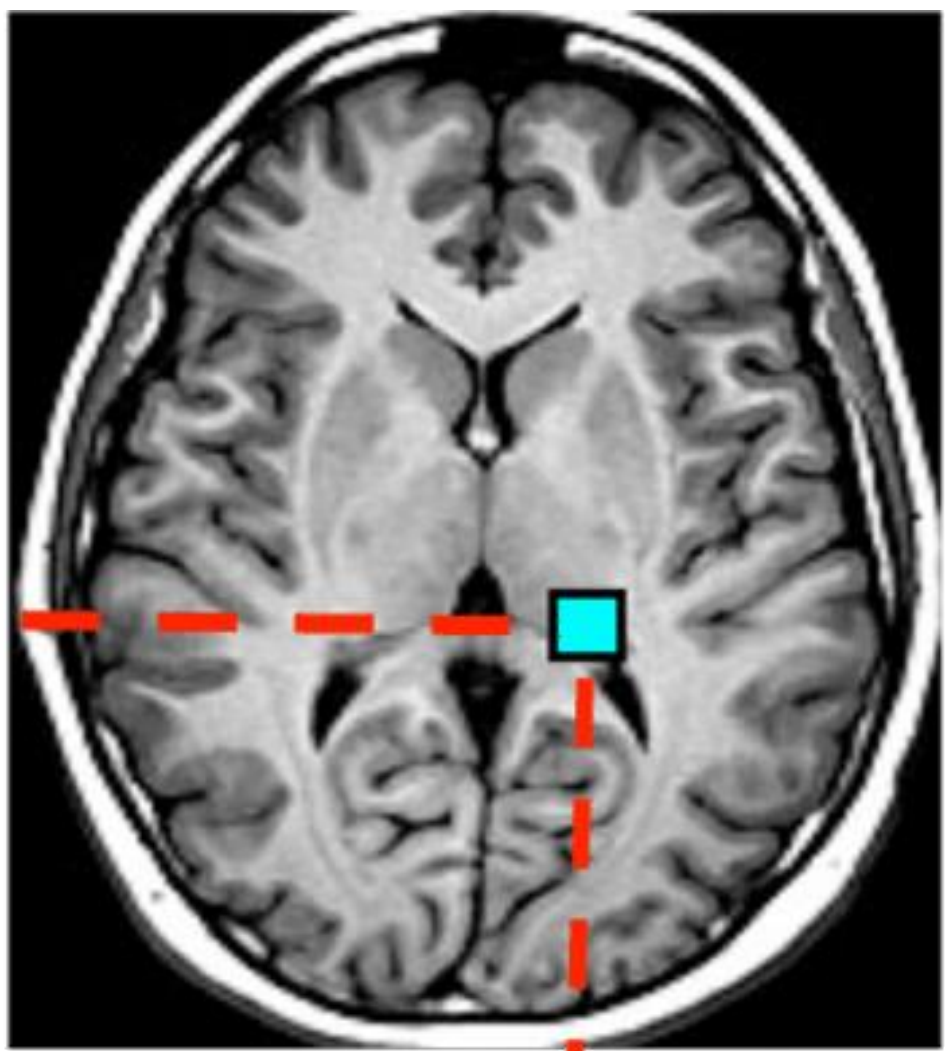
-



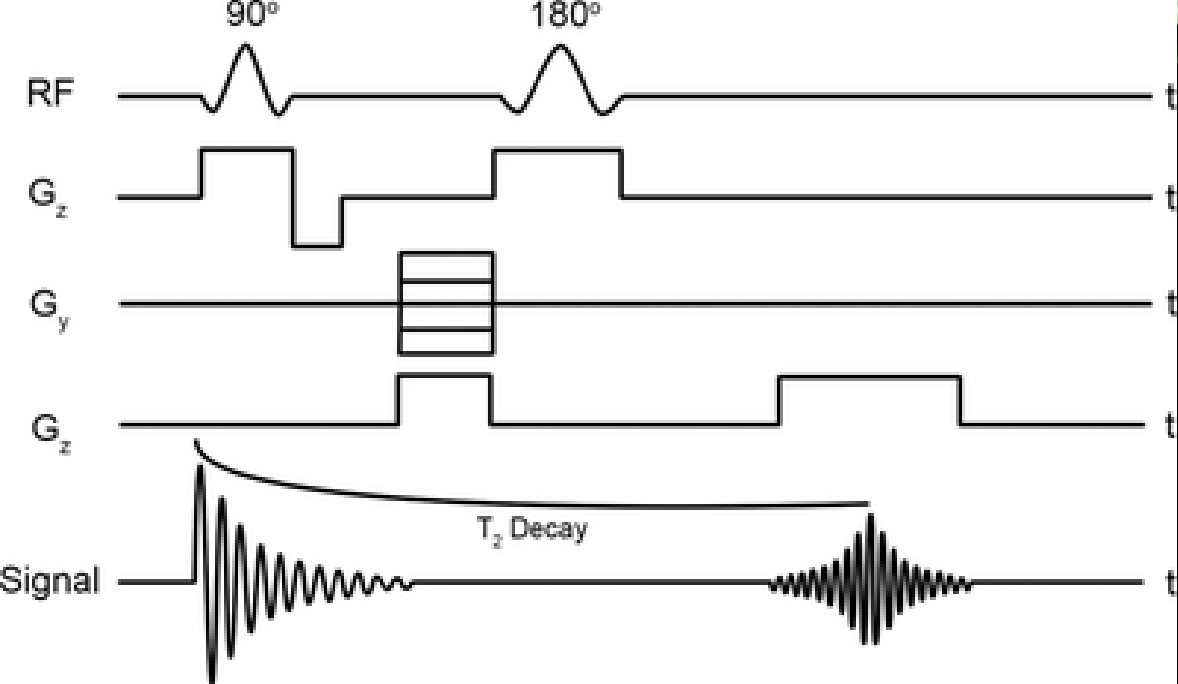
+  
Gradient



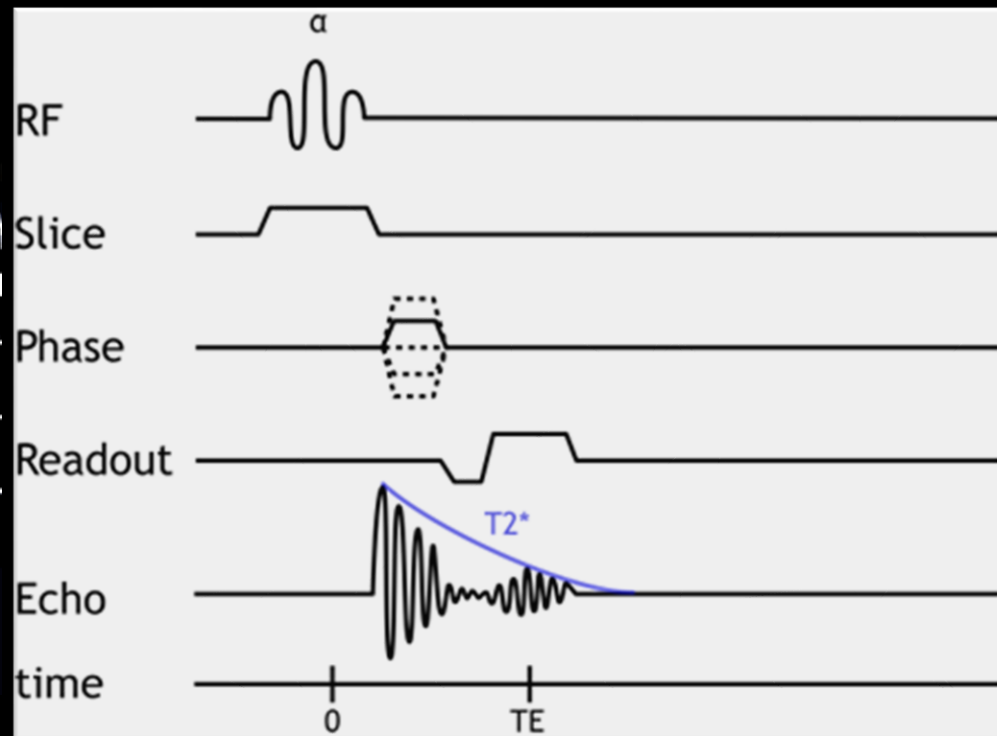
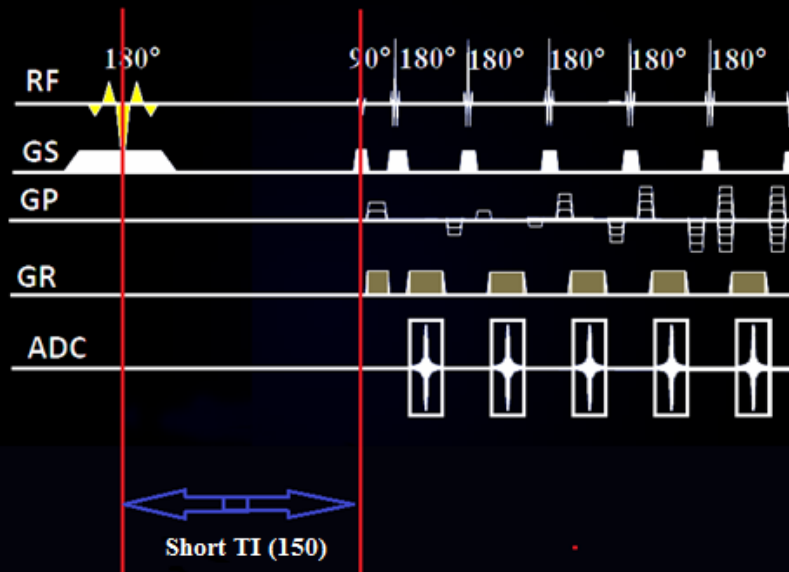
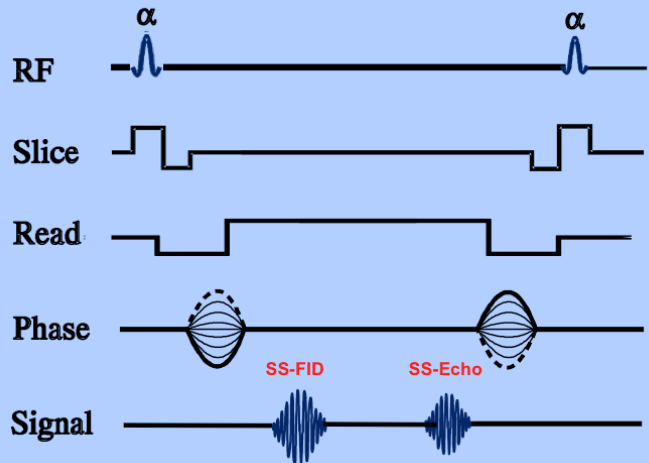
$B_0 +$   
Gradient  
Gradient X



# PULSNÍ SEKVENCE



## Dual Echo Steady State (DESS)

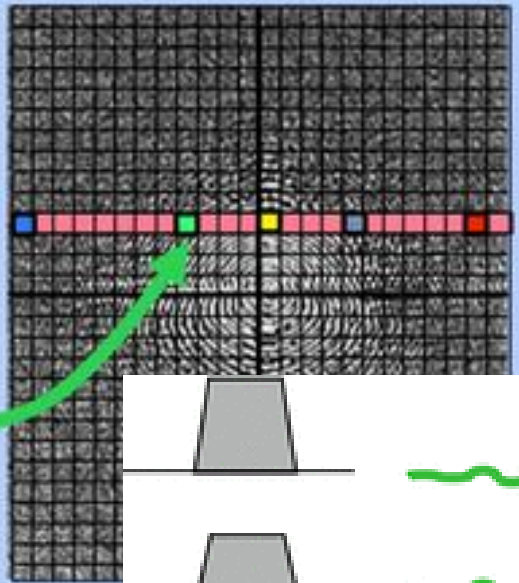


MR Signal with  
Sampled Raw Data

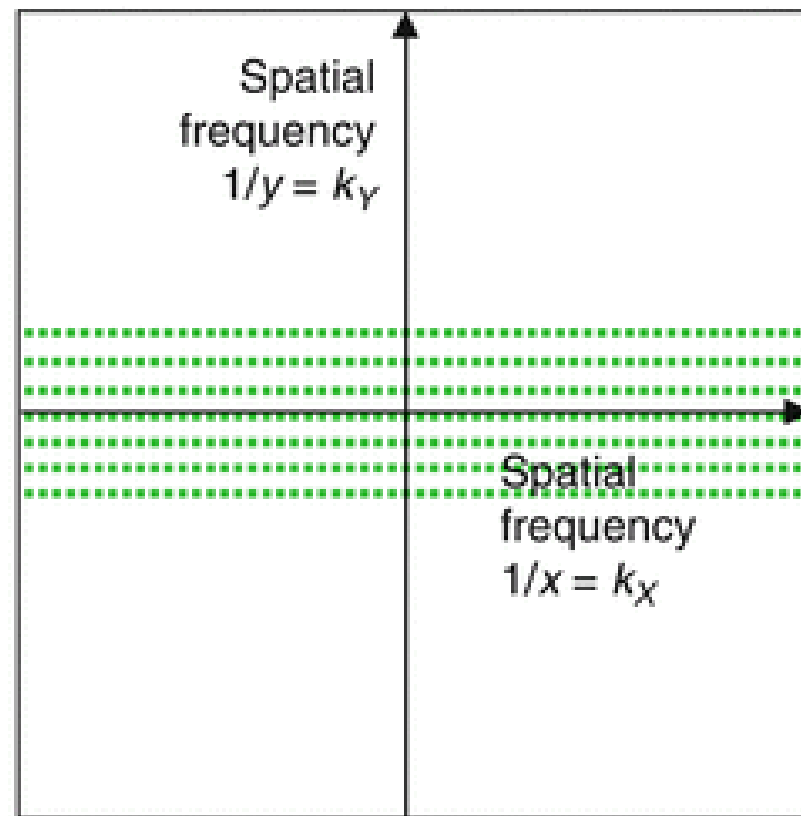
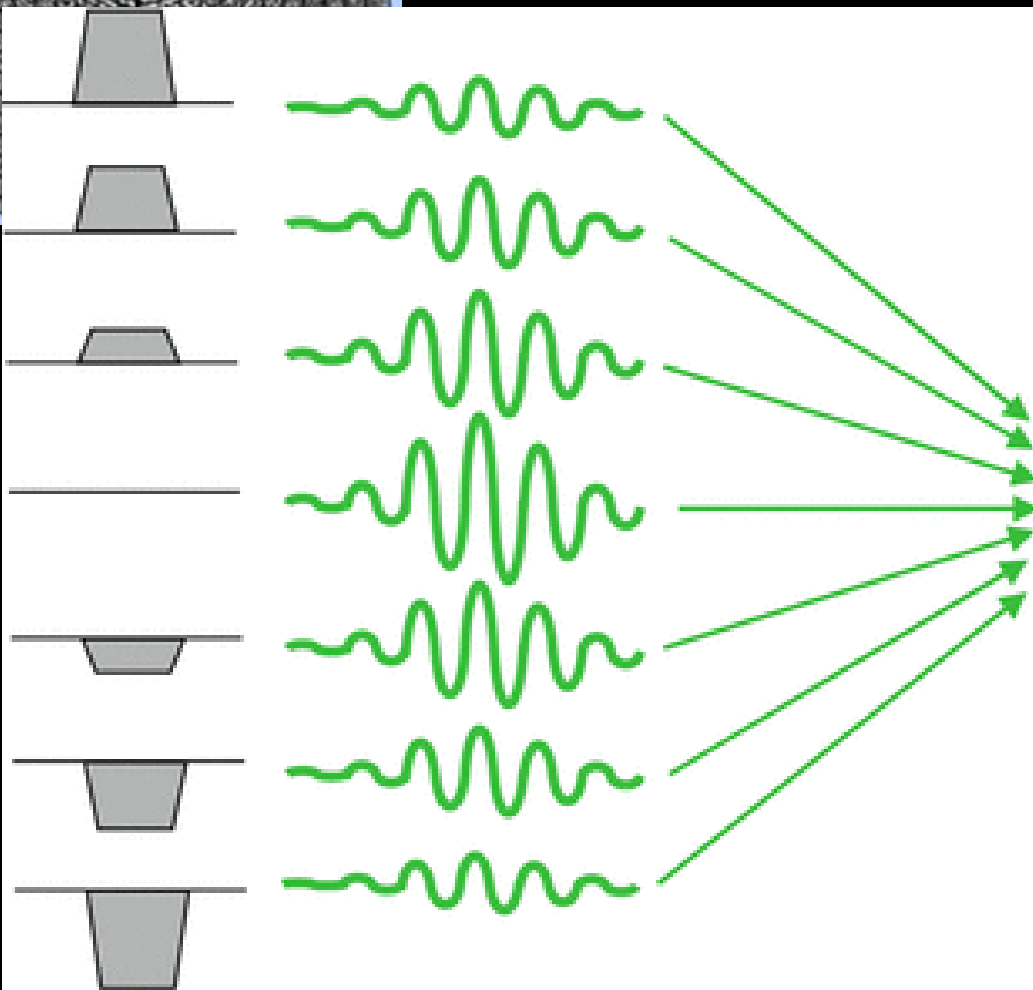


Re -1.028  
Im +0.913

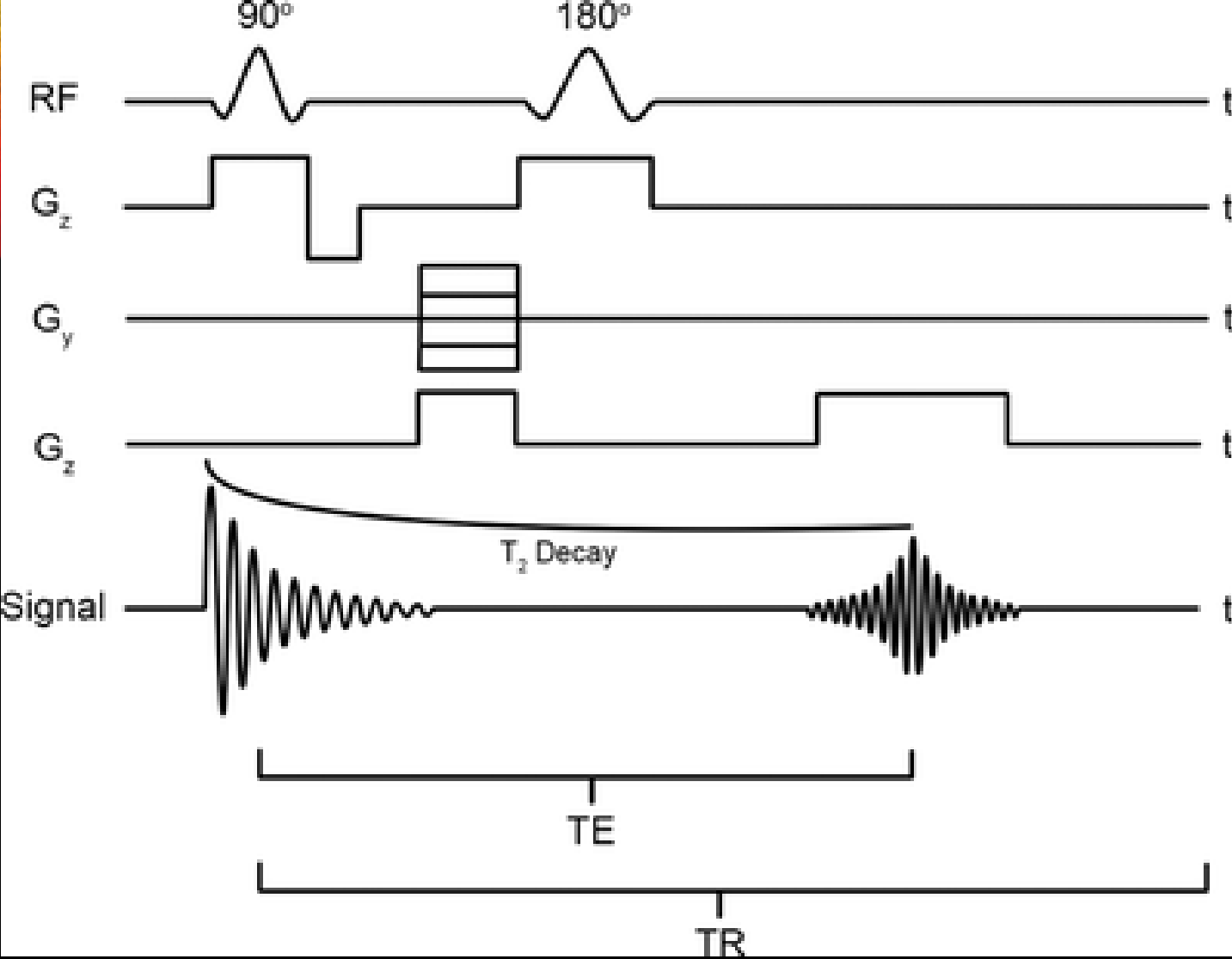
Each data point is a



# PULSNÍ SEKVENCE



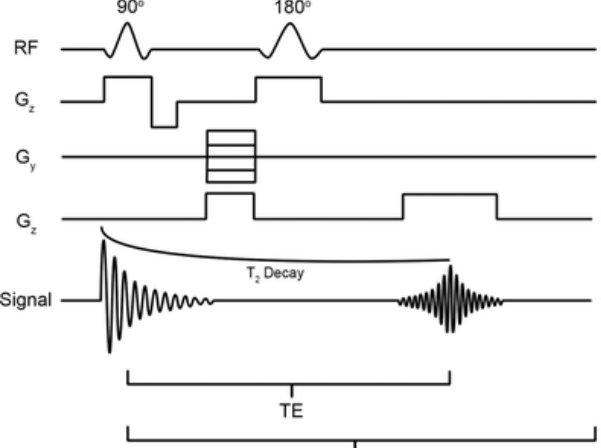
k-space filled line by line  
'Cartesian' data acquisition



# SPIN ECHO (SE)

$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

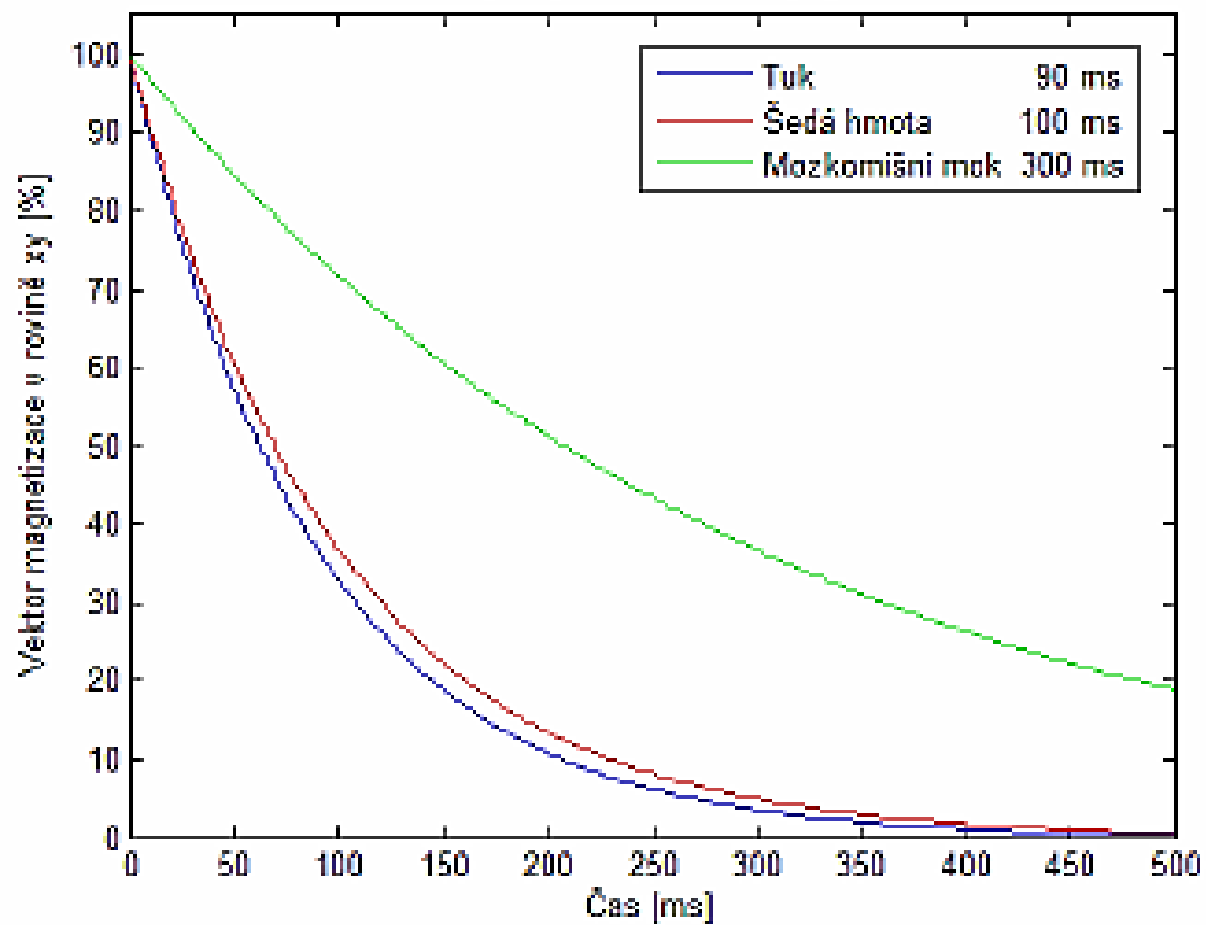




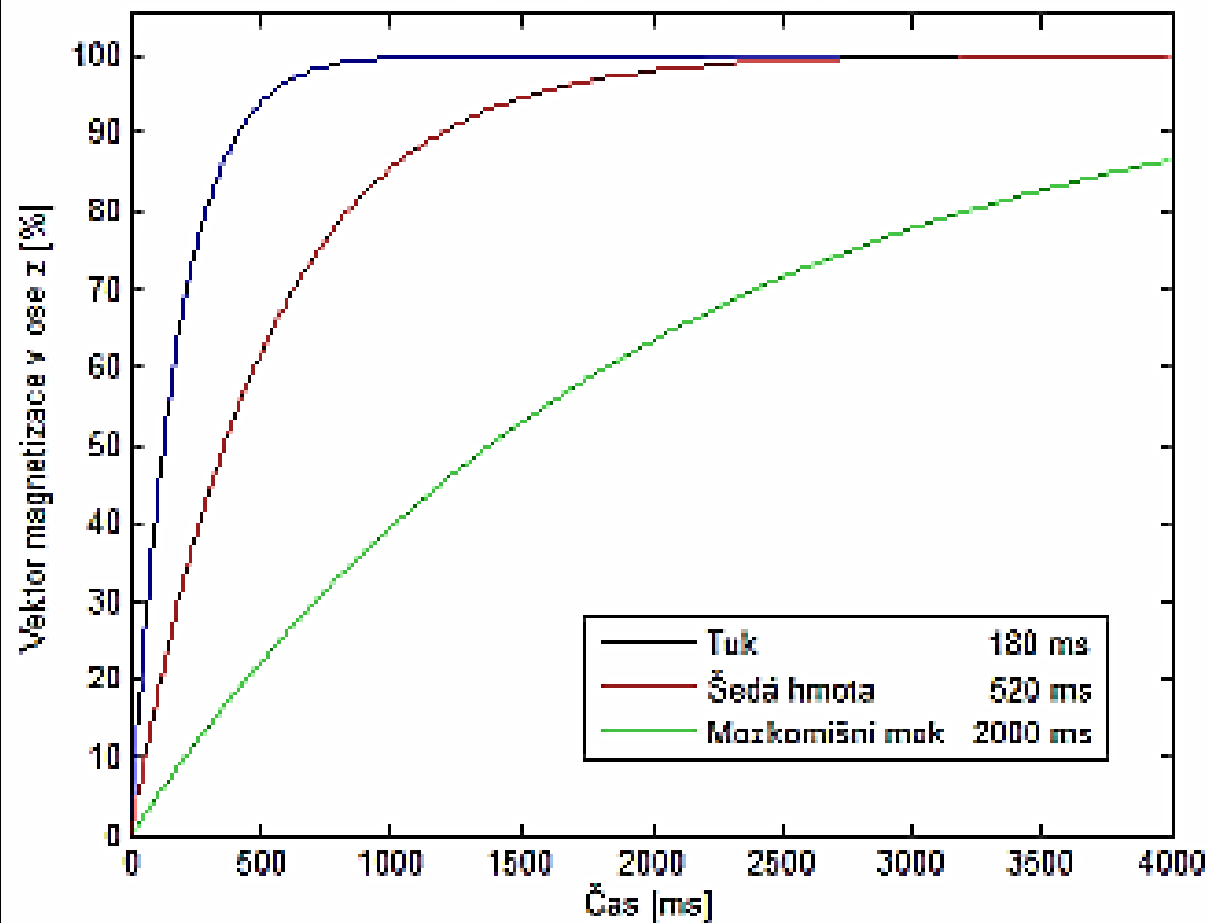
$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

# SPIN ECHO

Spin-spinová interakce (T2)



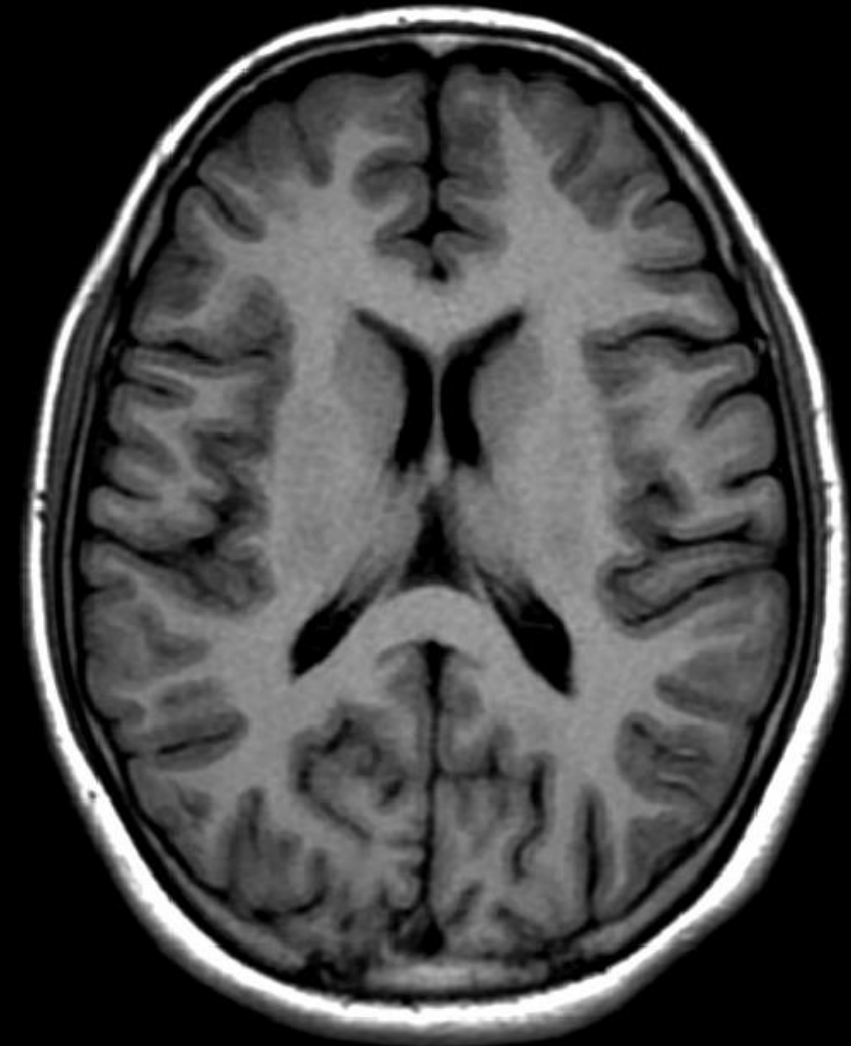
Spin-mřížková interakce (T1)



$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

## SPIN ECHO T1-W

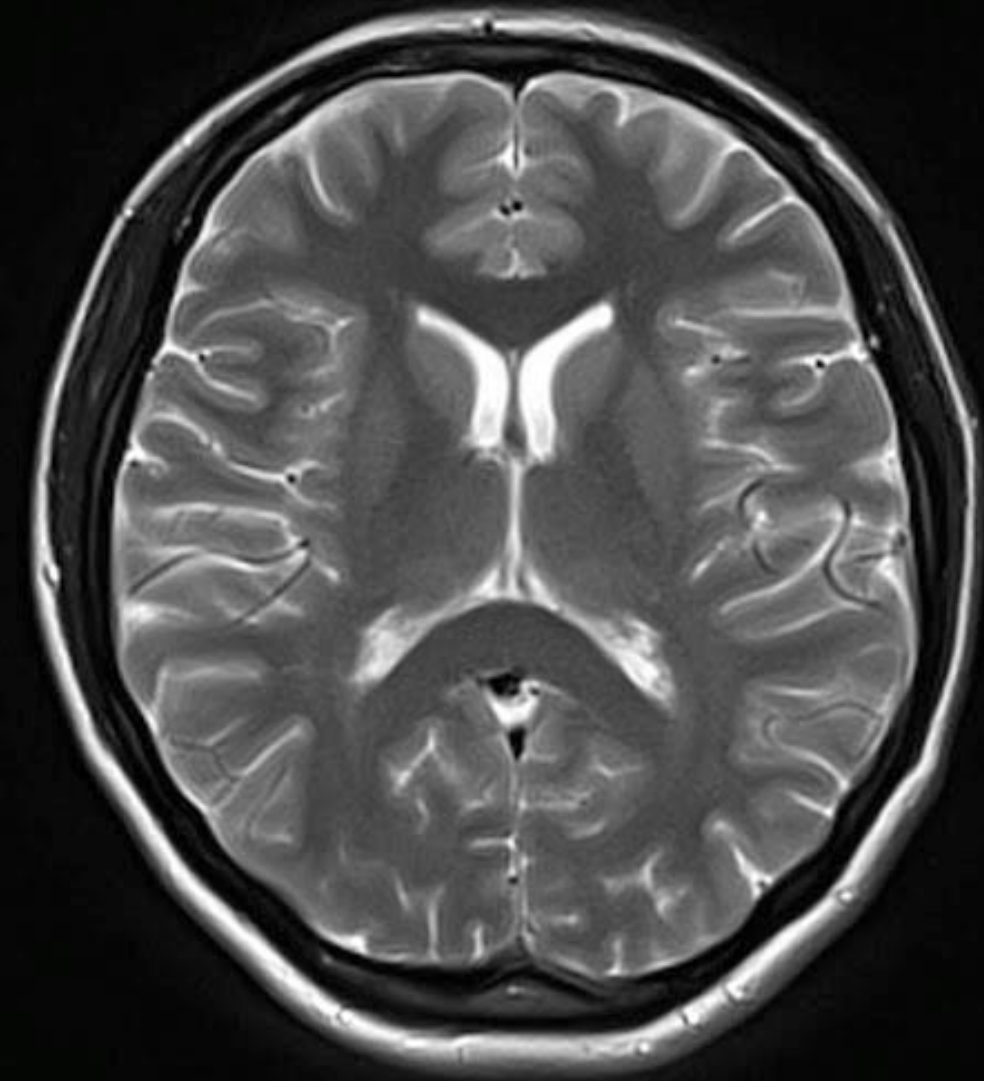
	CSF	GM	Tuk	
TE	8	8	8	
TR	600	600	600	
T1	2000	520	180	
T2	300	100	90	
EXP(-TR/T1)	0,7408	0,315	0,0357	
EXP(-TE/T2)	0,9737	0,923	0,9149	
1-EXP(-TR/T1)	0,2592	0,685	0,9643	
Součin	0,2524	0,632	0,8823	



$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

## SPIN ECHO T2-W

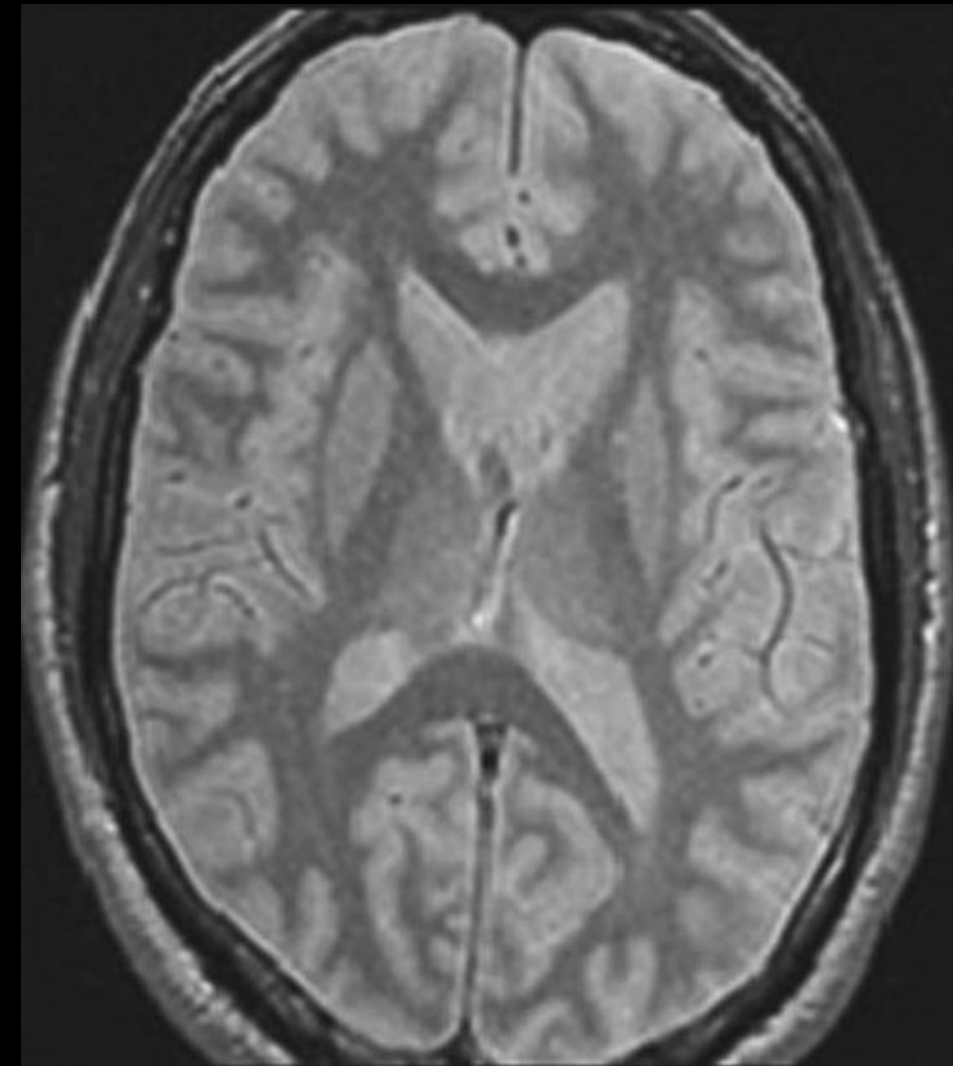
	CSF	GM	Tuk
TE	120	120	120
TR	6000	6000	6000
T1	2000	520	180
T2	300	100	90
EXP(-TR/T1)	0,0498	1E-05	3E-15
EXP(-TE/T2)	0,6703	0,301	0,2636
1-EXP(-TR/T1)	0,9502	1	1
Součin	0,6369	0,301	0,2636



$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

## SPIN ECHO PD

	CSF	GM	Tuk
TE	8	8	8
TR	6000	6000	6000
T1	2000	520	180
T2	300	100	90
EXP(-TR/T1)	0,0498	1E-05	3E-15
EXP(-TE/T2)	0,9737	0,923	0,9149
1-EXP(-TR/T1)	0,9502	1	1
Součin	0,9252	0,923	0,9149



$$S \sim PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

# SPIN ECHO

	CSF	GM	Tuk
TE	120	120	120
TR	600	600	600
T1	2000	520	180
T2	300	100	90
EXP(-TR/T1)	0,7408	0,315	0,0357
EXP(-TE/T2)	0,6703	0,301	0,2636
1-EXP(-TR/T1)	0,2592	0,685	0,9643
Součin	0,1737	0,206	0,2542

# SPIN ECHO RYCHLOST AKVIZICE

- TR
- Počet průměrování
- Počet řádků k-prostoru

$$t = TR * \#phase * NEX$$

$$t(600ms, 256, 1) = 0,6 * 256 * 1 = 153,6s$$

$$t(4000, 256, 1) = 4 * 256 * 1 = 1024 s$$

$$t(500, 512, 4) = 0,5 * 512 * 4 = 1024 s$$

# TURBO SPIN ECHO RYCHLOST AKVIZICE

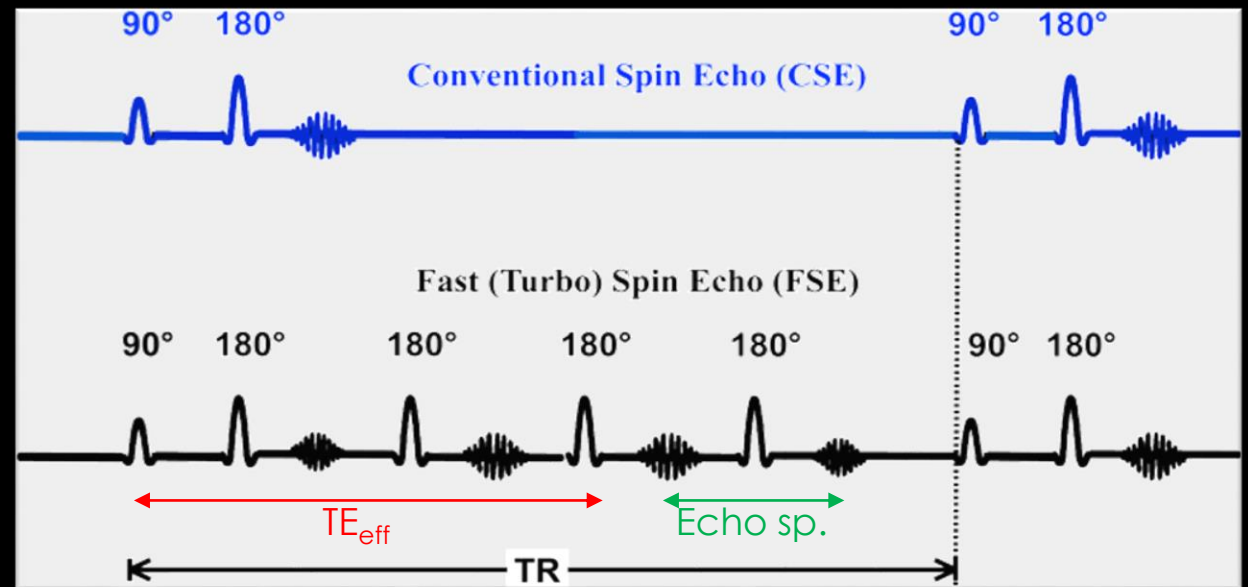
- TR, TF
- Počet průměrování
- Počet řádků k-prostoru
- Vysoký SAR

$$t = TR * \#phase * NEX / TF$$

$$t(600ms, 256, 1, 4) = 0,6 * 256 * 1/4 = 38s$$

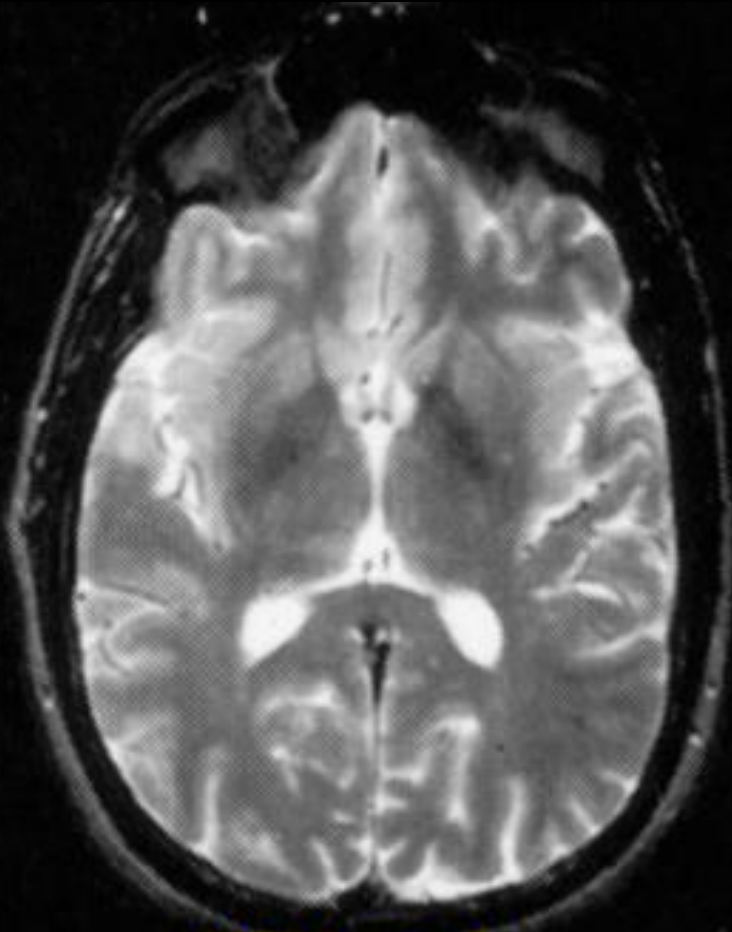
$$t(4000, 256, 1, 18) = 4 * 256 * 1 = 56,8 s$$

$$t(500, 512, 4, 4) = 0,5 * 512 * 4 = 256 s$$

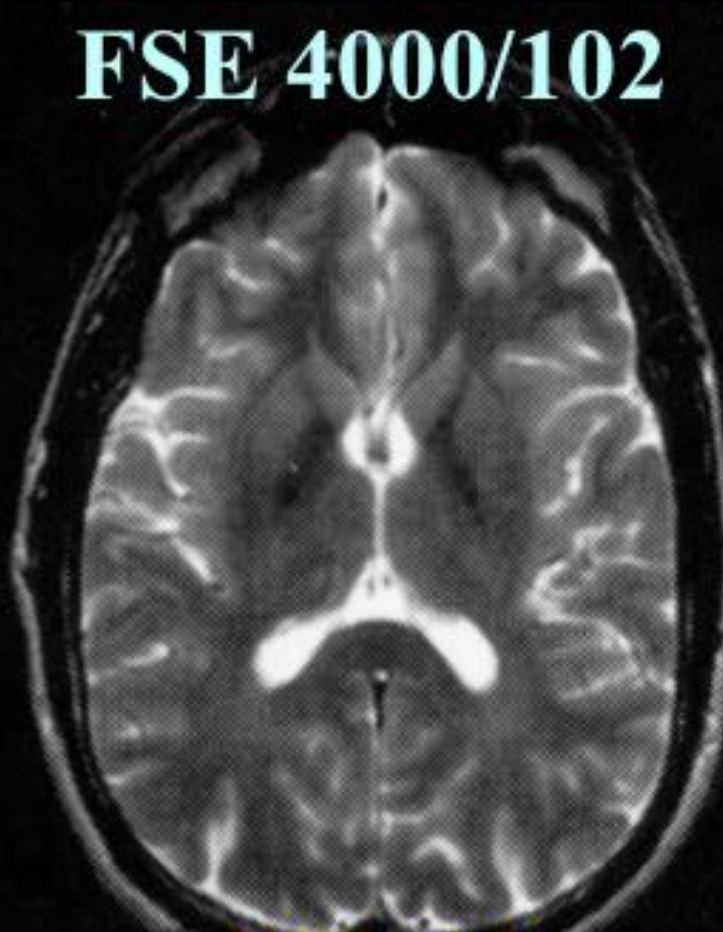


# TURBO SPIN ECHO

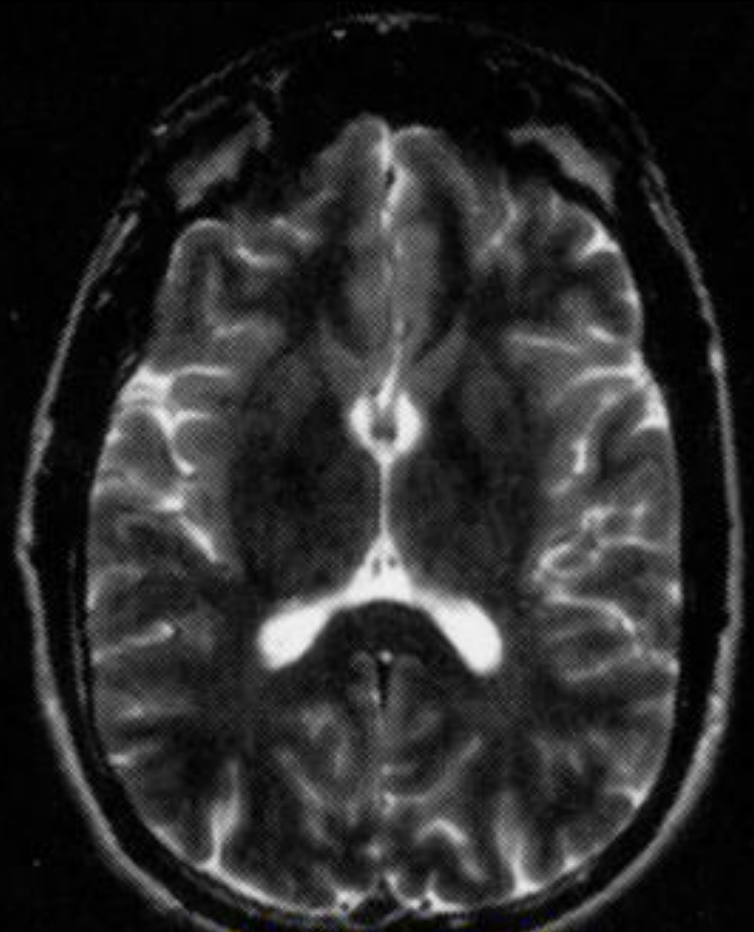
**FSE 4000/102**



**ETL = 4**

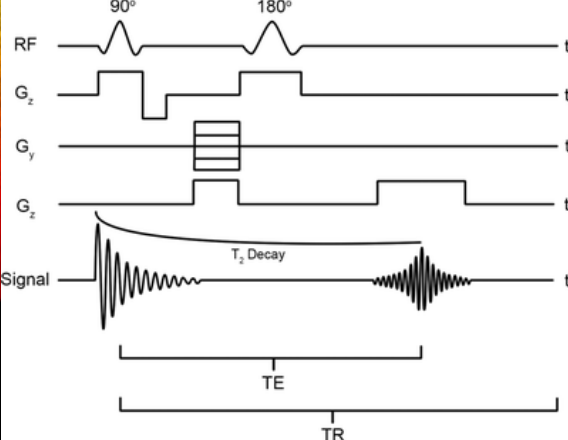


**ETL = 8**



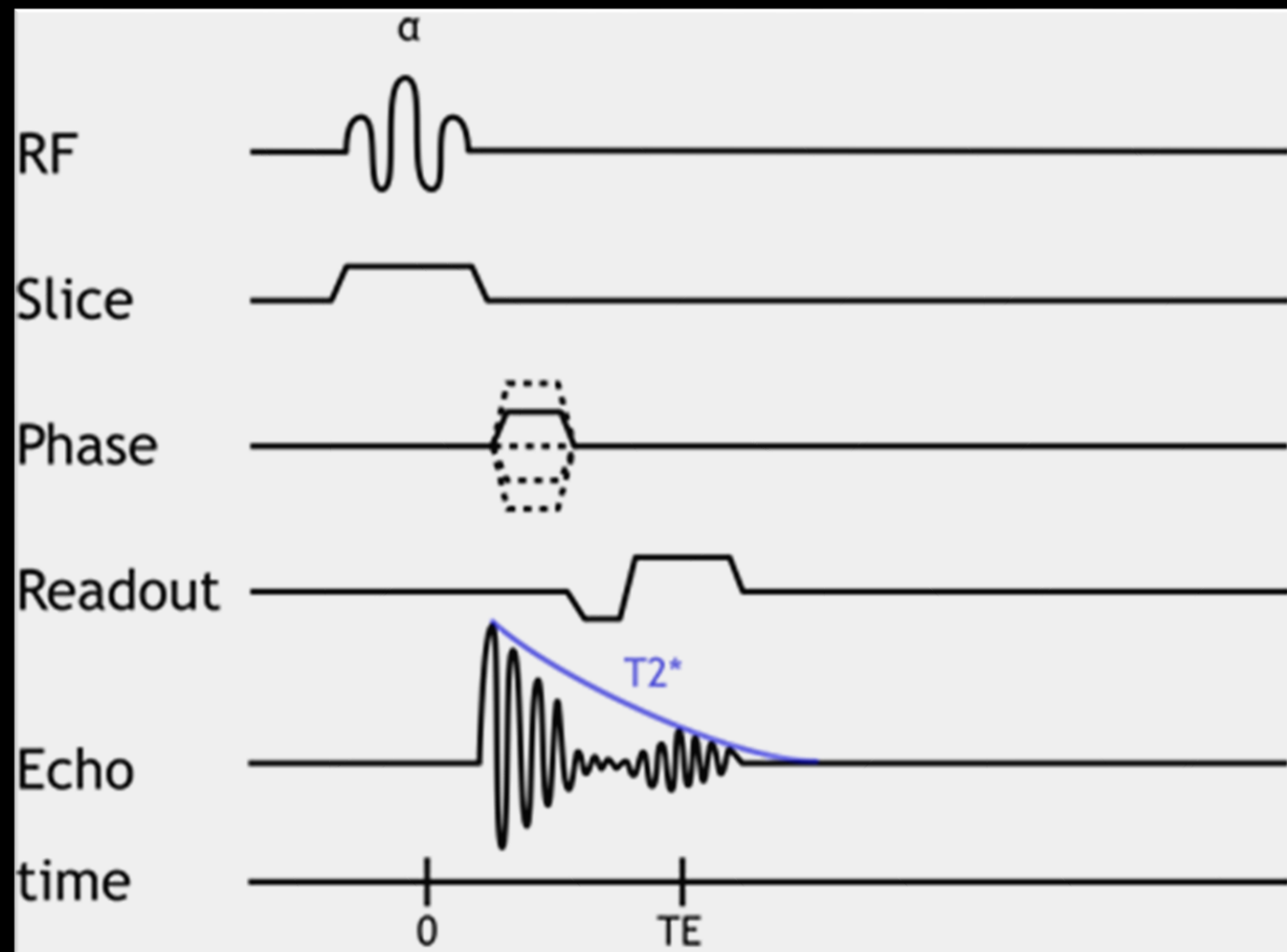
**ETL = 16**





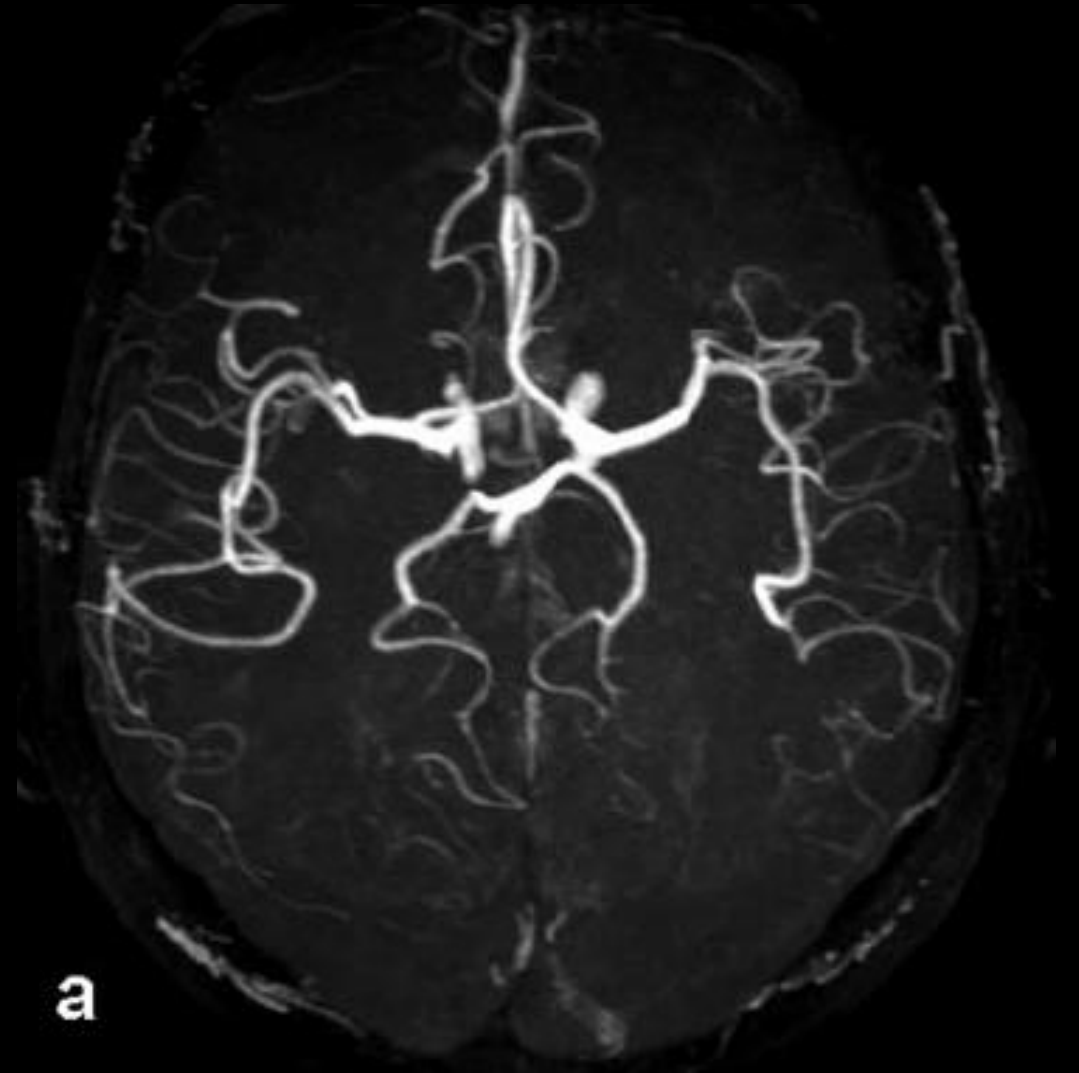
# GRADIENTNÍ ECHO

- $\alpha < 90^\circ =$  kratší TR
- $T_2 \rightarrow T_2^*$
- Citlivé na nehomogenity
- Nižší SAR
- Rychlá akvizice
- 2 základní rodiny
  - Ne/koherentní GRE



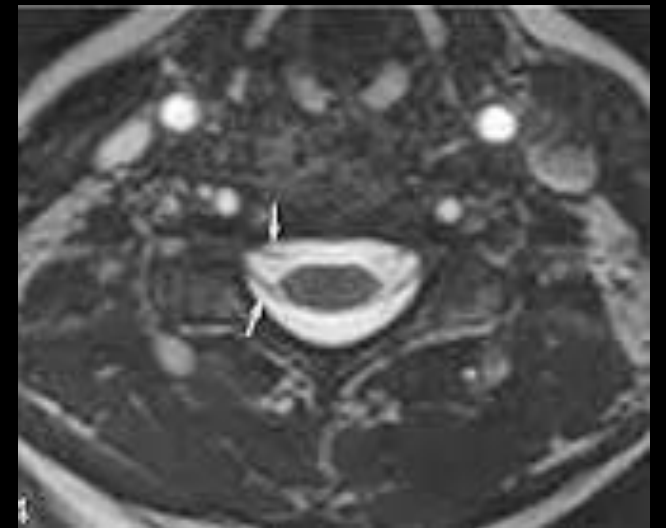
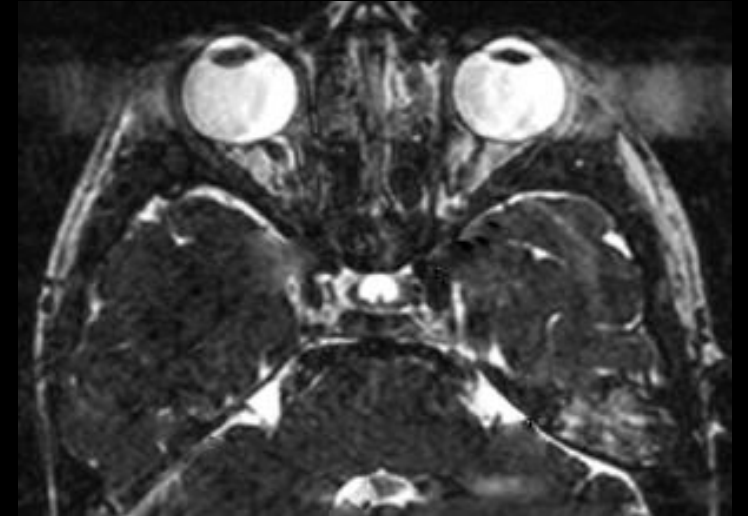
# KOHERENTNÍ GRE (FFE/GRE/FISP)

- Zachovává příčnou složku  $M_{\perp}$
- Signál T2/T1 vážený
- Nízký kontrast tkání
- Proudící krev vysoký signál
- TOF MRA



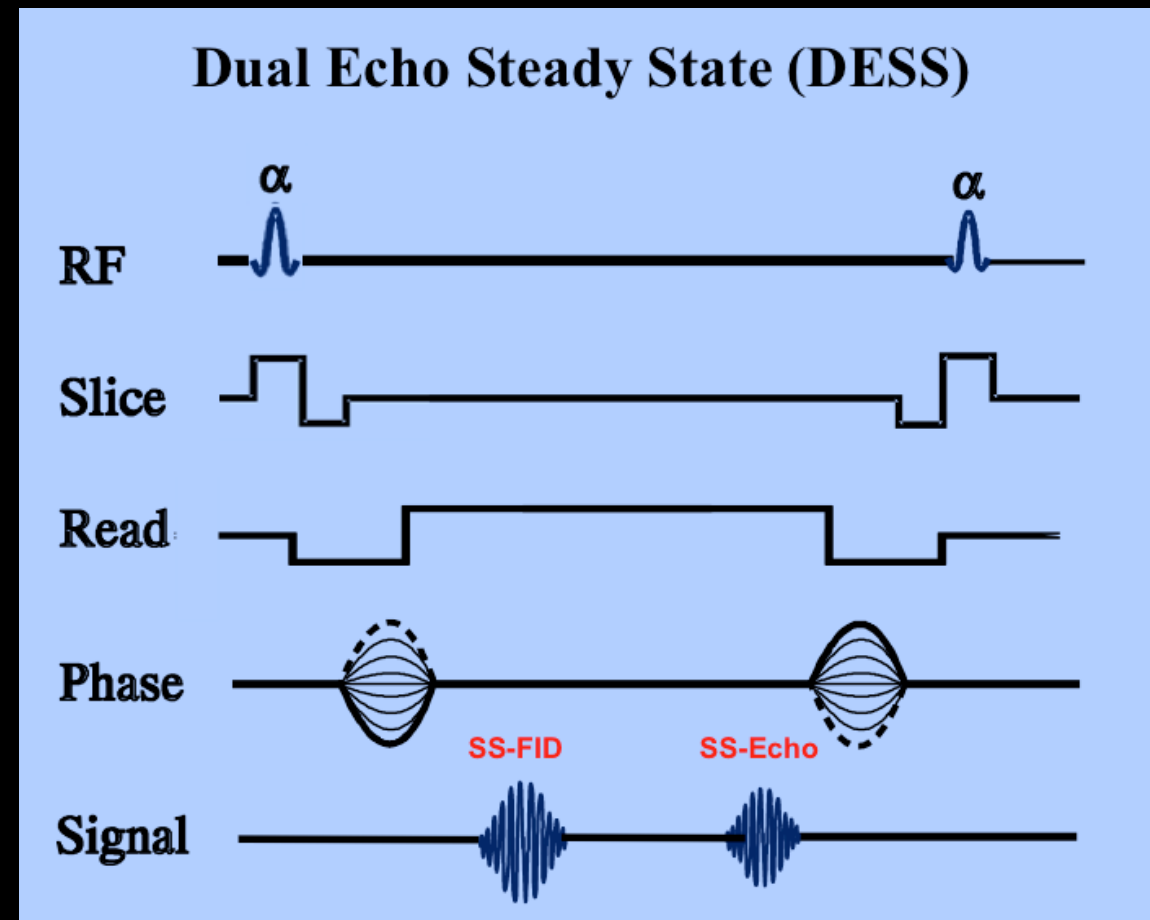
# KOH GRE (T2 FFE/FSPGR/PSIF)

- Sekvence SE generována GRE
- Posloupnost  $\alpha$ -pulzů a grad.
- $TE > TR$
- Nízký SNR
- Rychlé měření
- Extrémně citlivé na pohyb spinů ve frek. směru

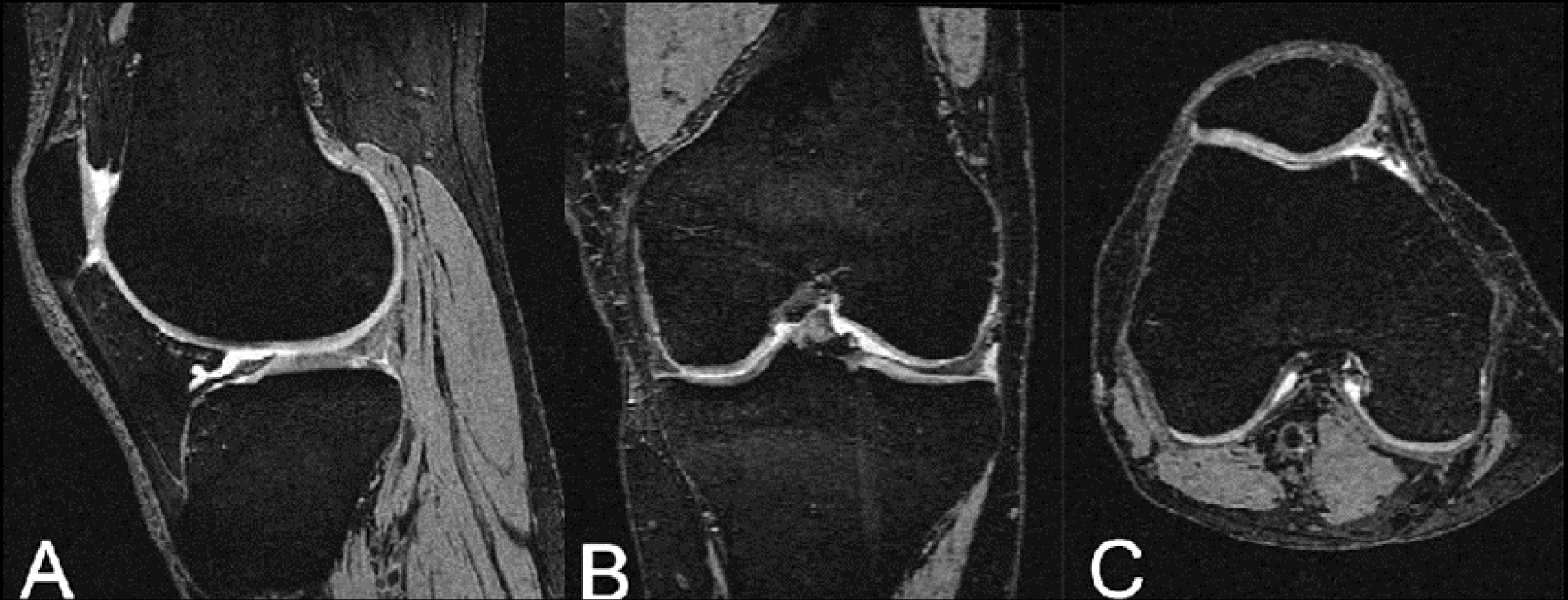


# KOH GRE (MENSA/DESS)

- „Součet“ FISP (GRE) a PSIF (SE)
- Unikátní kontrast
- Využití v MSK
- Chrupavka/tekutina/kost

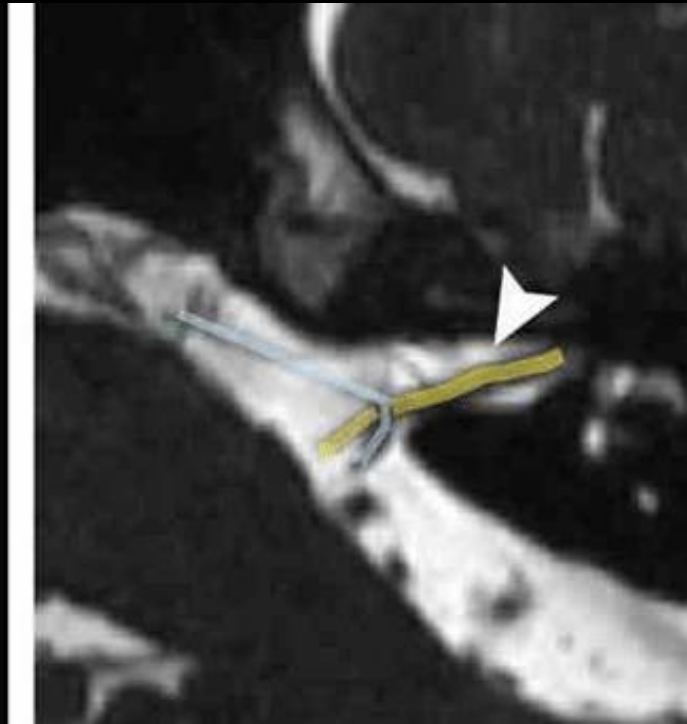
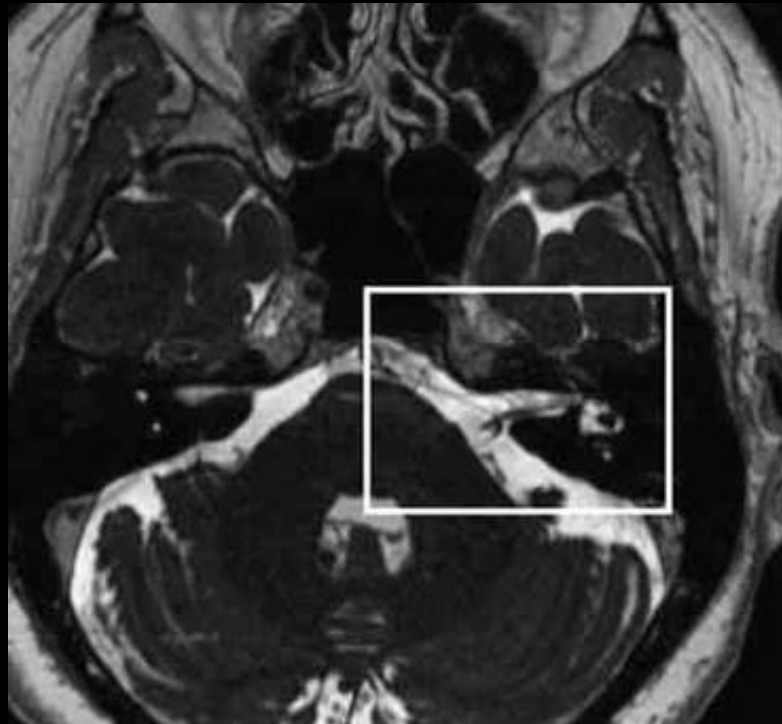


# KOH GRE (MENSA/DESS)

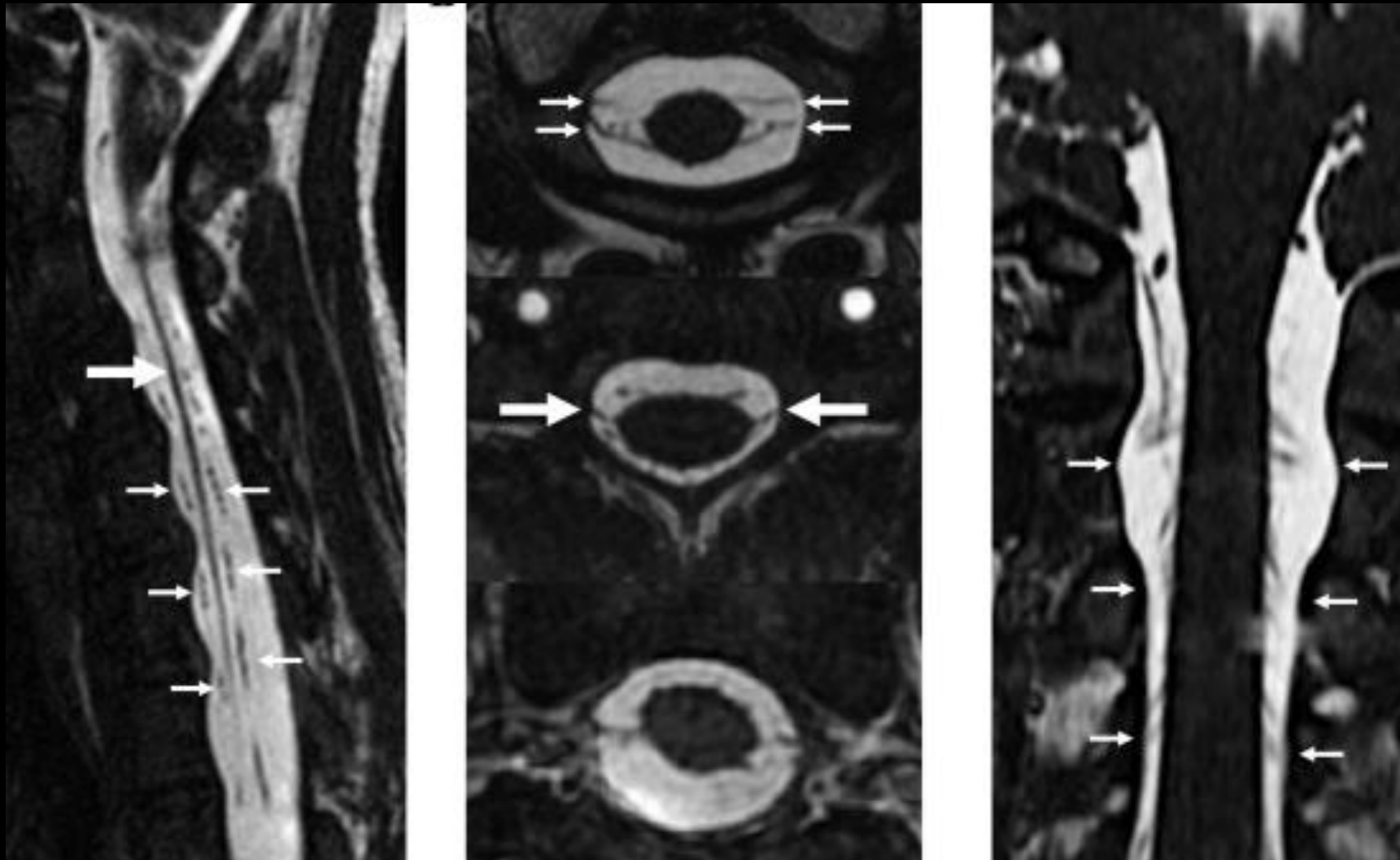


# KOH GRE (FIESTA-C/CISS)

- Kombinace FISP (GRE) a PSIF (SE)
- $S_{CISS} = (S_1 + (-1)^n S_2) / 2$
- Neuro-vaskulární kontakt
- MR cisternografie



# KOH GRE (FIESTA-C/CISS)

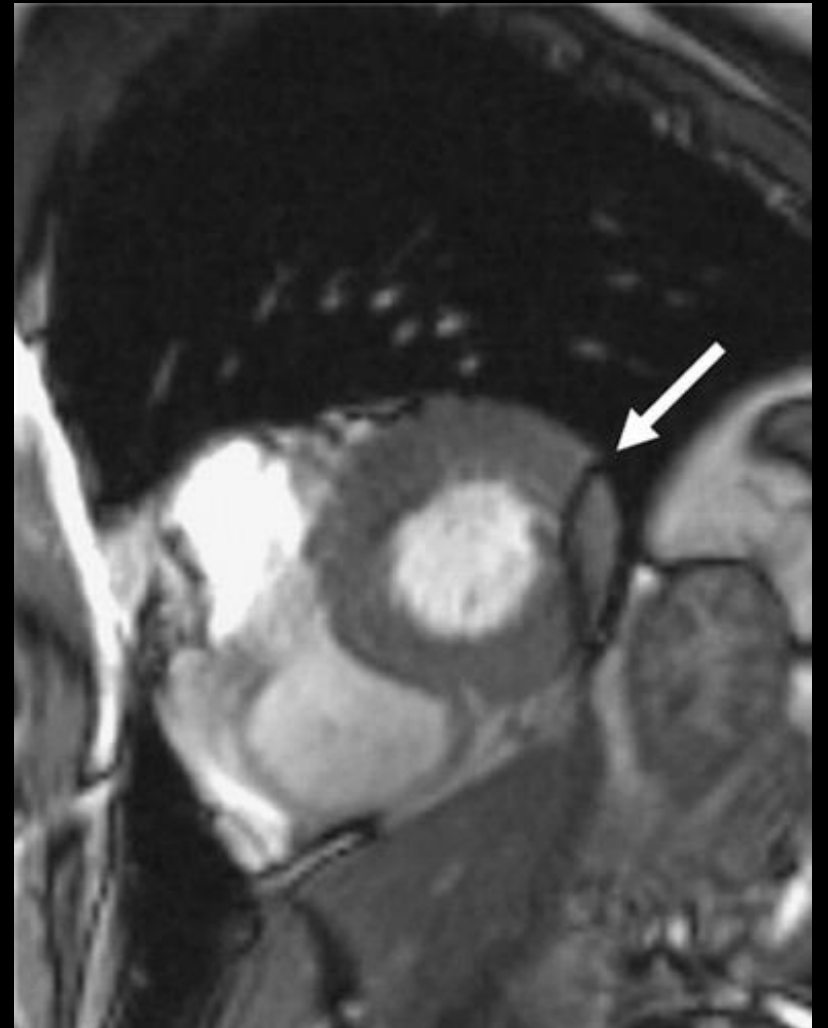
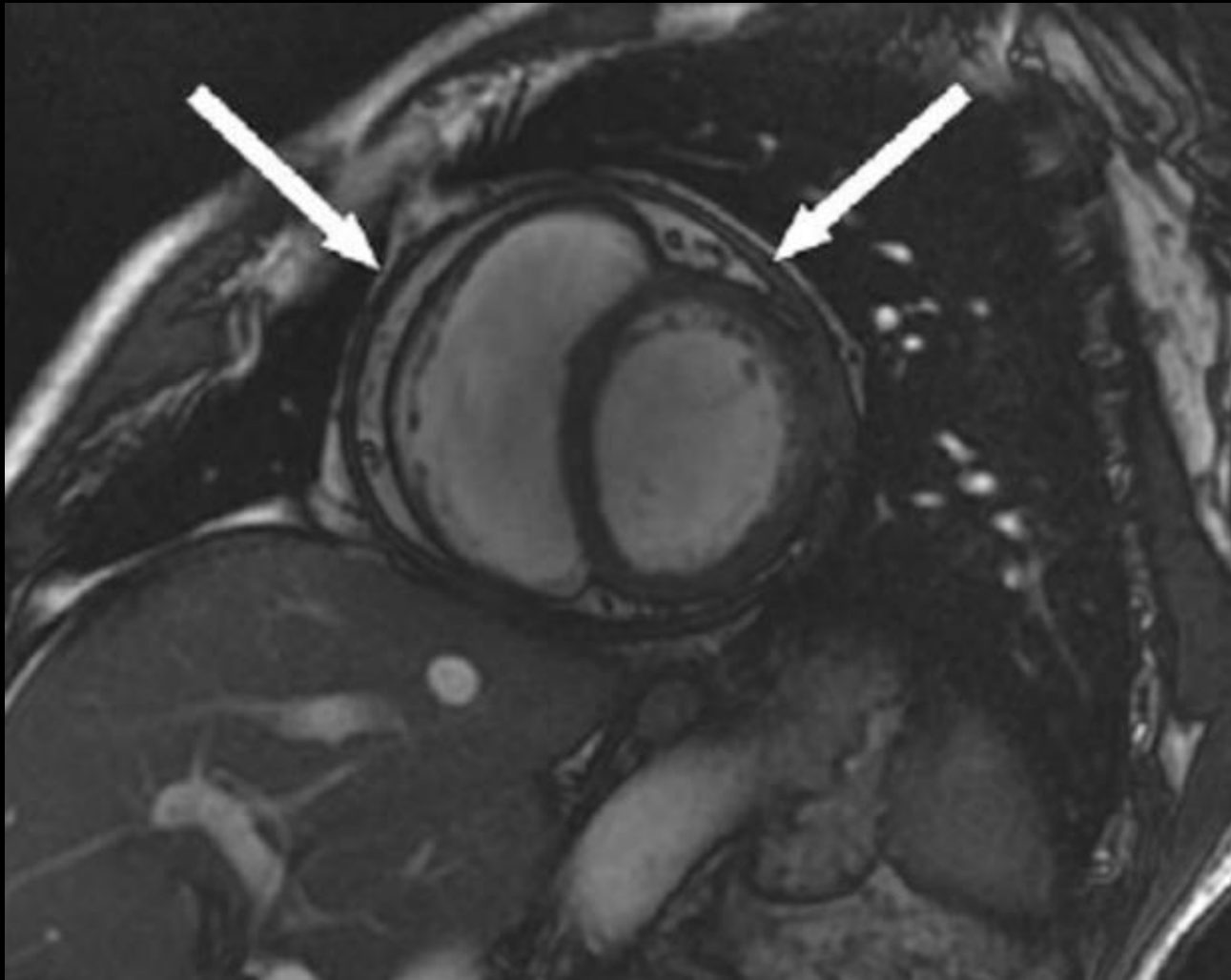


# KOH GRE (FIESTA/BFFE)

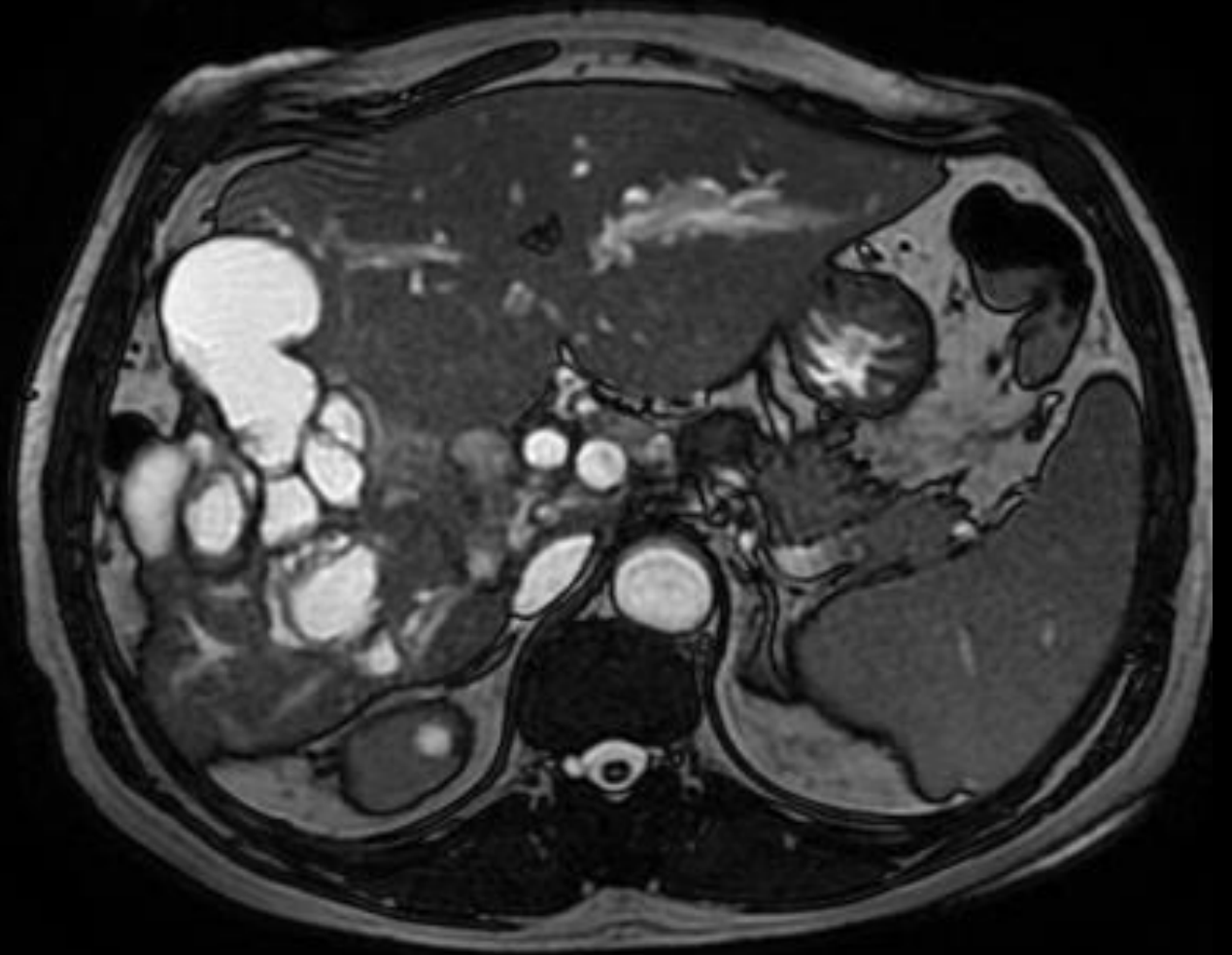
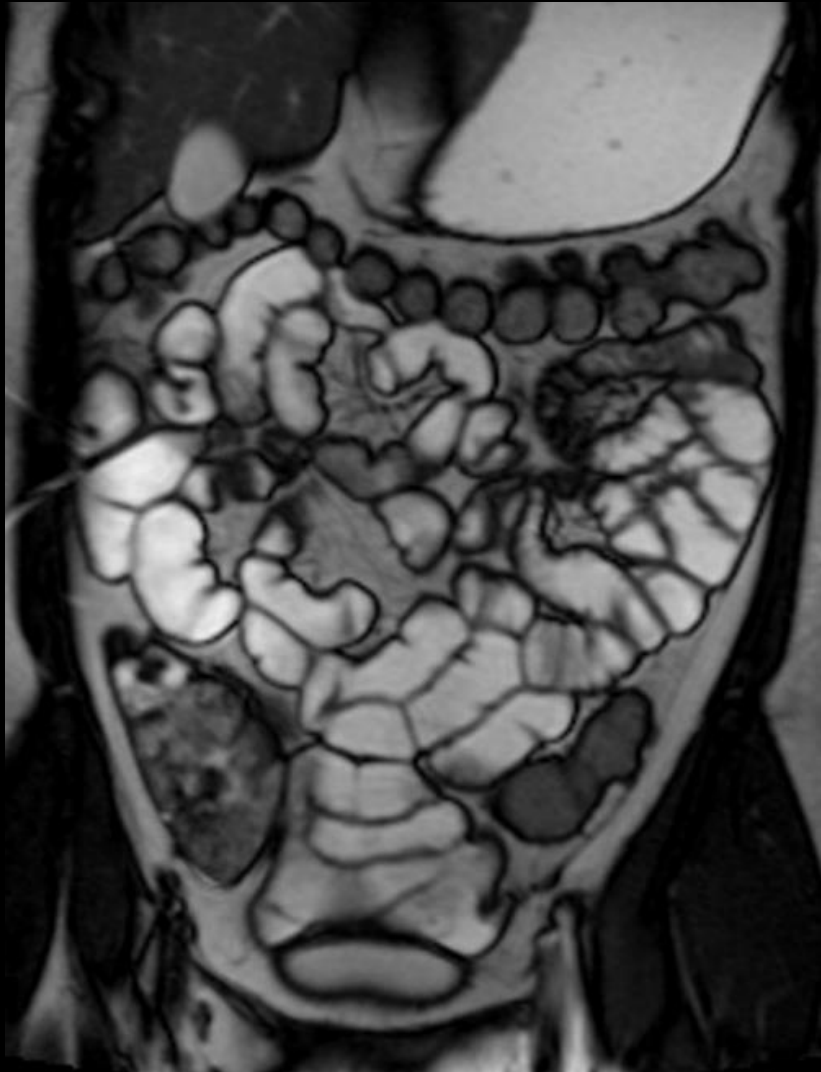
- Vybalancovaná posloupnost všech GRE
- Velmi rychlá
- Méně citlivá k turbulencím
- Extrémně citlivá na nehomogenity  $B_0$  ( $\sim 1/TR$ )
- Silnější pole = větší problém
- Kardio
- Rychlé zobrazení břicha



# KOH GRE (FIESTA/BFFE)



KOH GRE (FIESTA/BFFE)

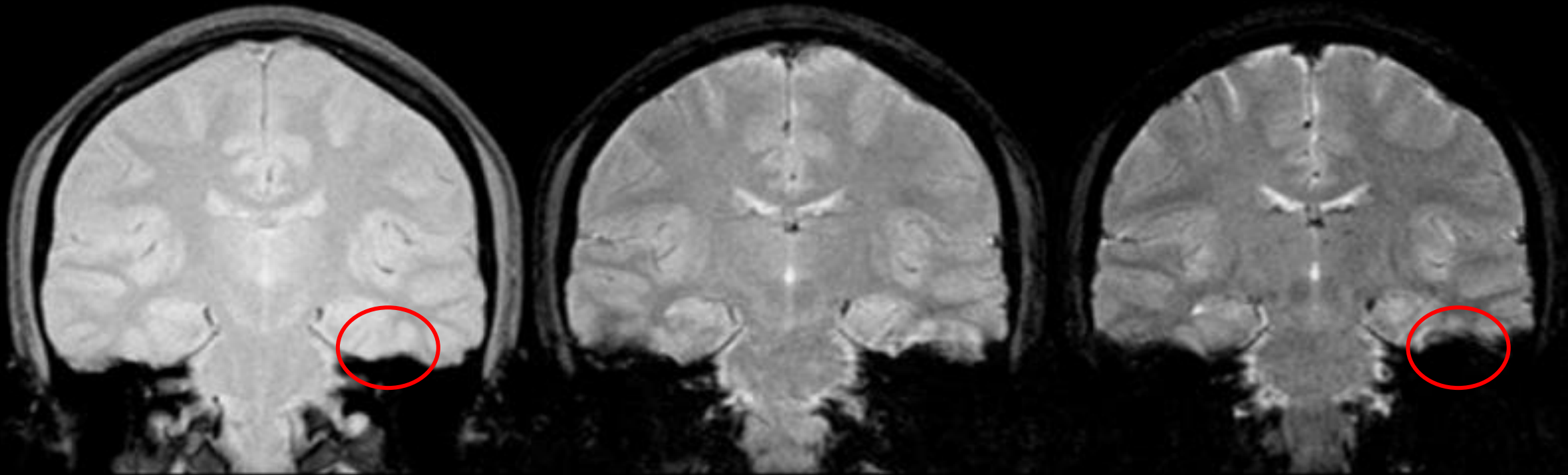


# NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)

- Nezachovává příčnou složku  $M_{\perp}$
- Signál T1 nebo T2\* vážený
- Rychlá sekvence
- Detekce hemosiderinu/kalcifikací
- Kontrastní MRA
- T2\* výrazně kratší než T2
- Velmi citlivá na mag. nehomogenity
- Suscept. art. se zvětšují s větším TE

Vážení	TE	TR	$\alpha$
PD	Min	300-600 ms	10-20°
T1	Min	100-300 ms	30-70°
T2*	15-50 ms	300 – 600 ms	10-20°

# NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)



TE = 10

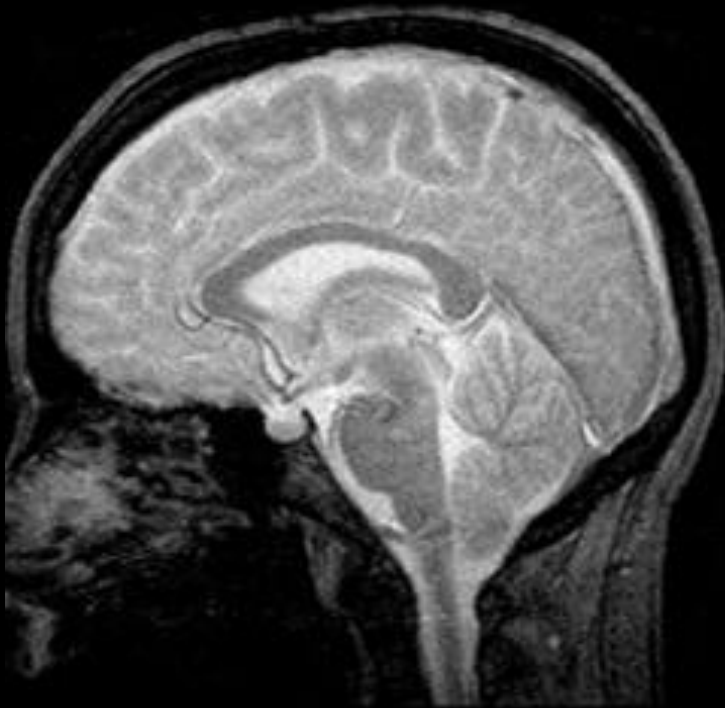
TE = 30

TE = 50



More T2\* Weighting

# NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)

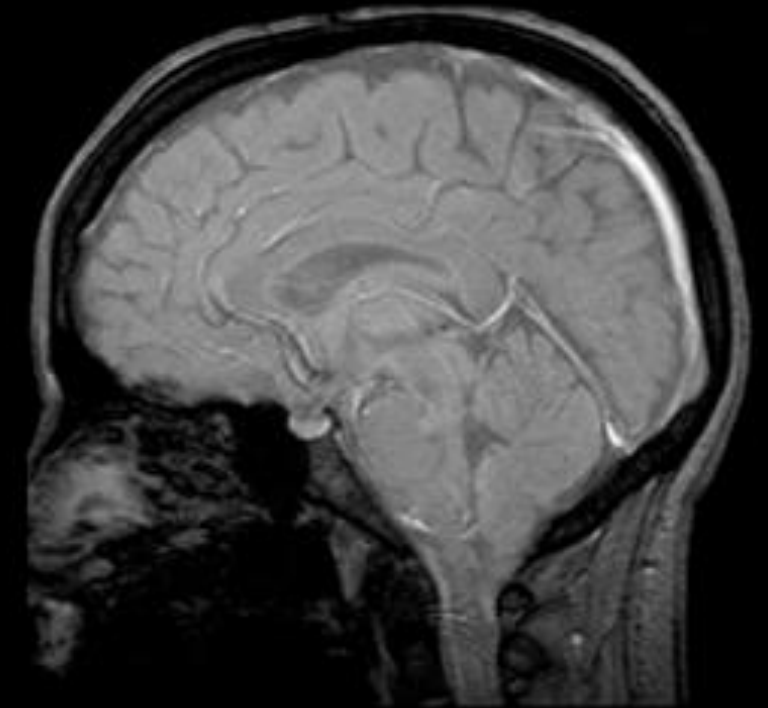


$\alpha = 10^\circ$

[H] and T2\* Weighting



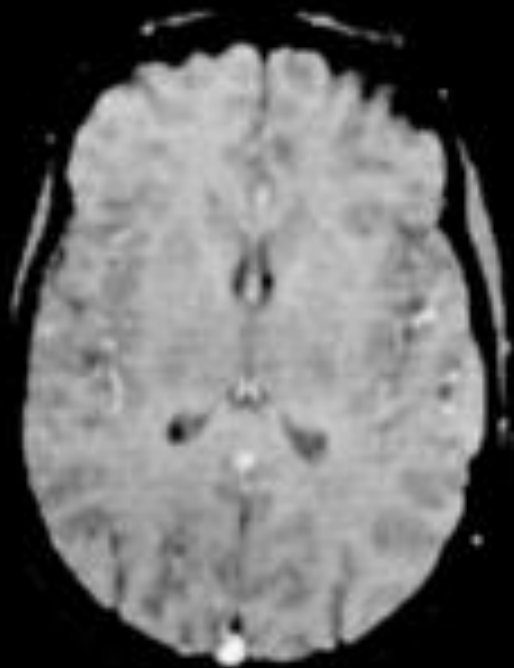
$\alpha = 30^\circ$



$\alpha = 50^\circ$

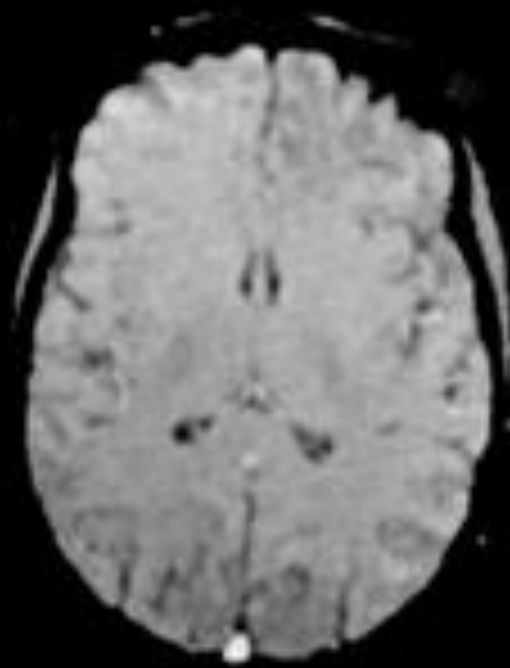
More T1 Weighting

# NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)

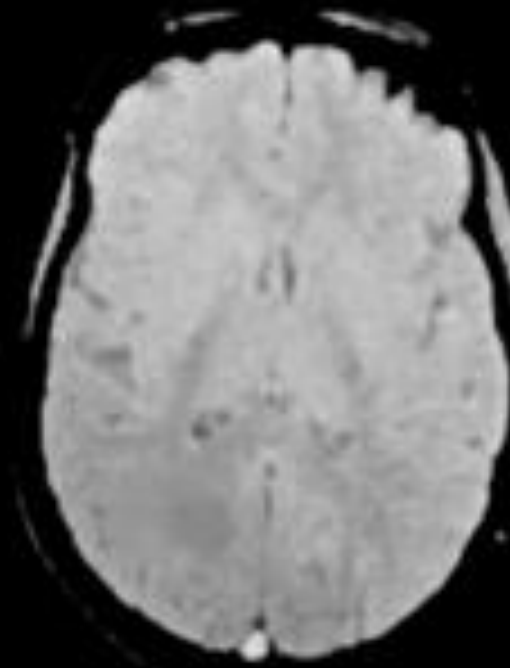


TR = 20

More T1 Weighting



TR = 50



TR = 100



TR = 400

More [H] Weighting



# NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)

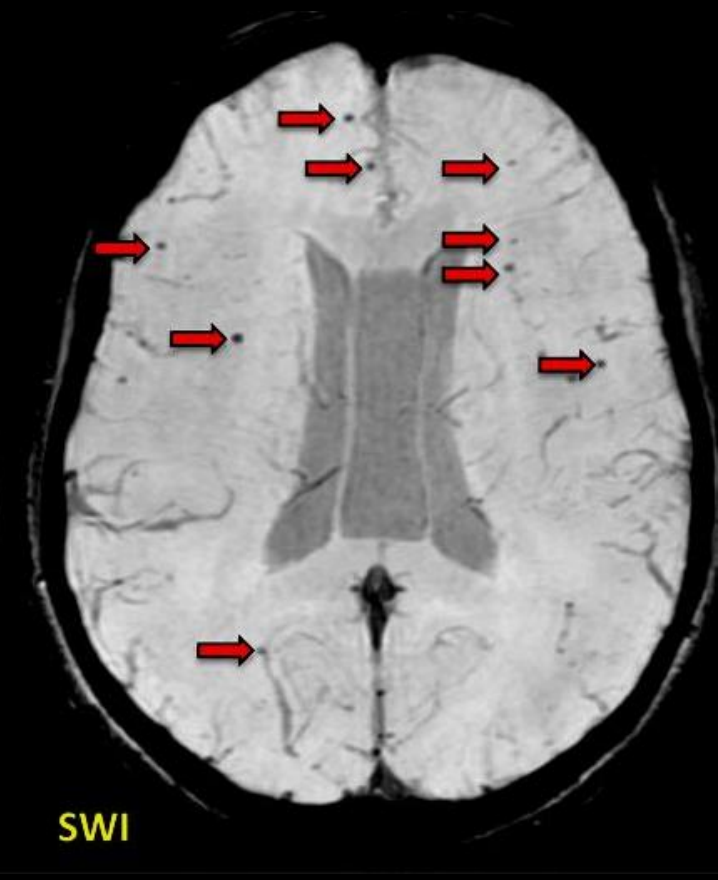
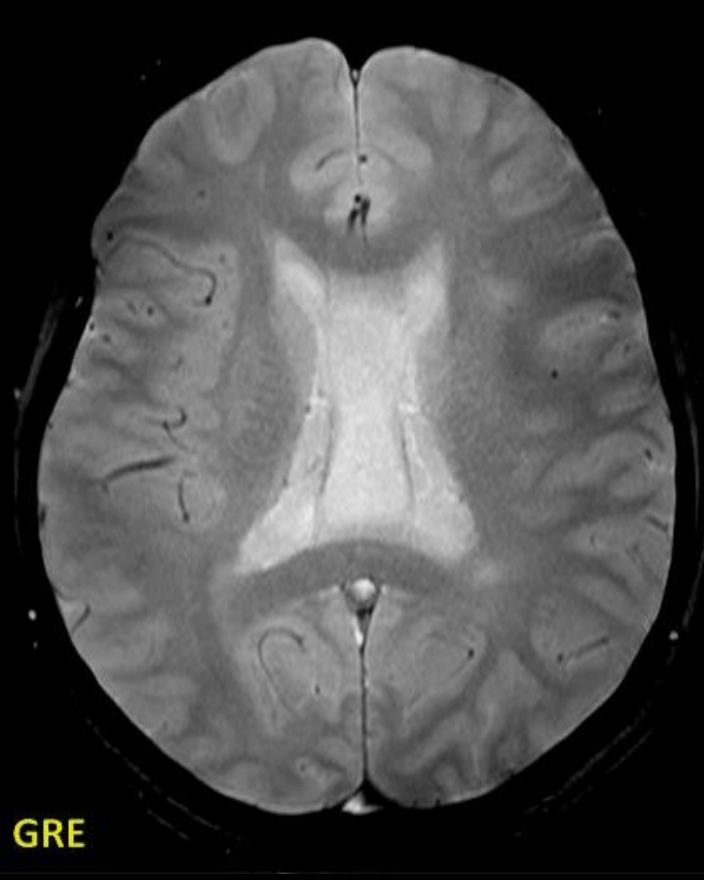
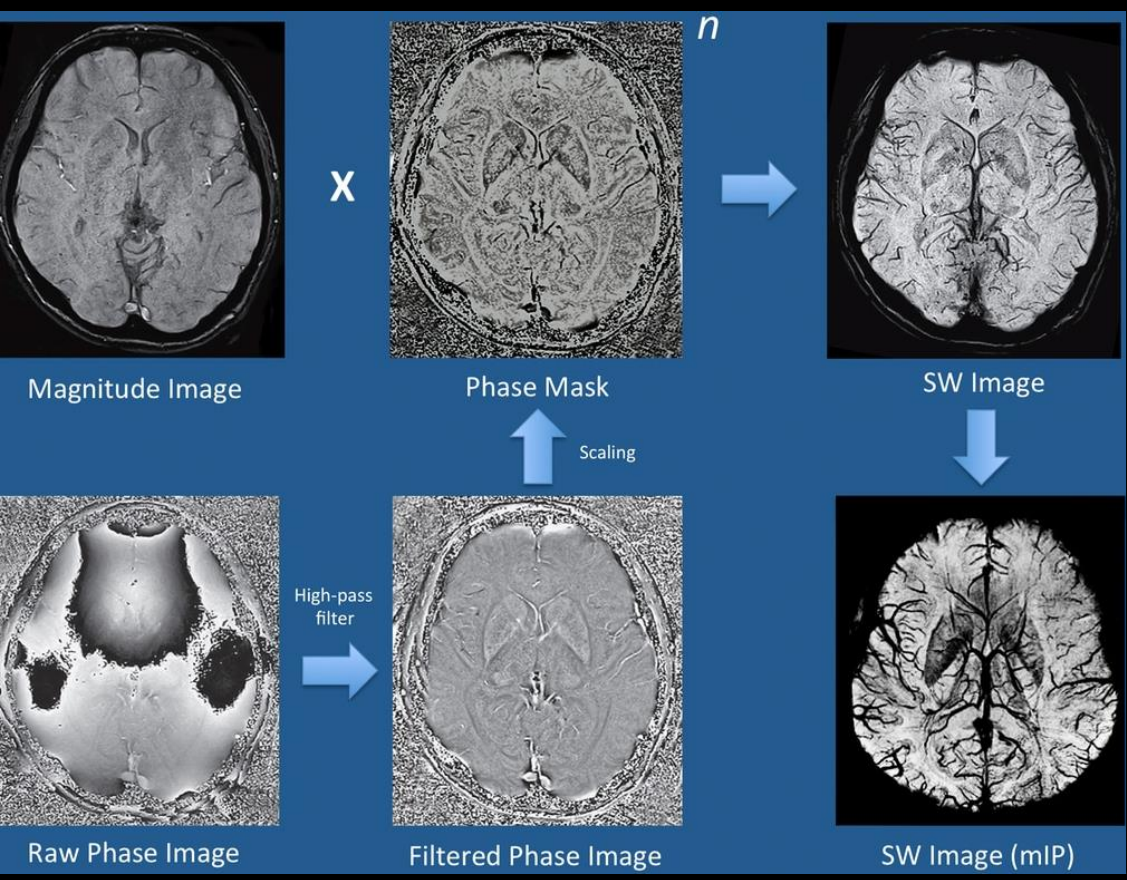
SE



GRE

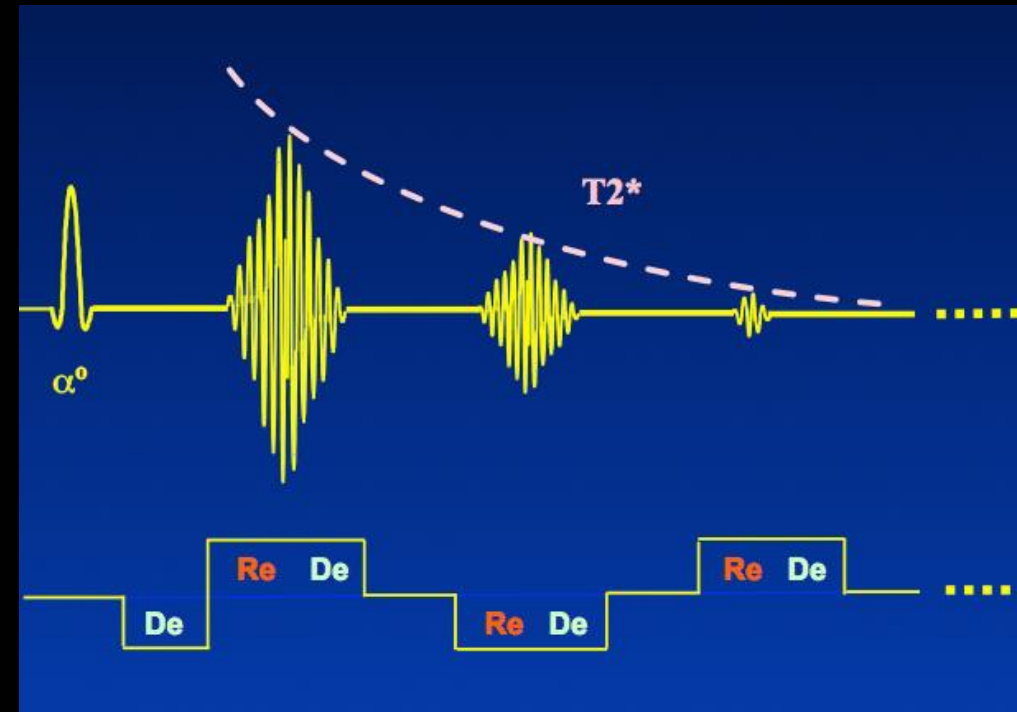
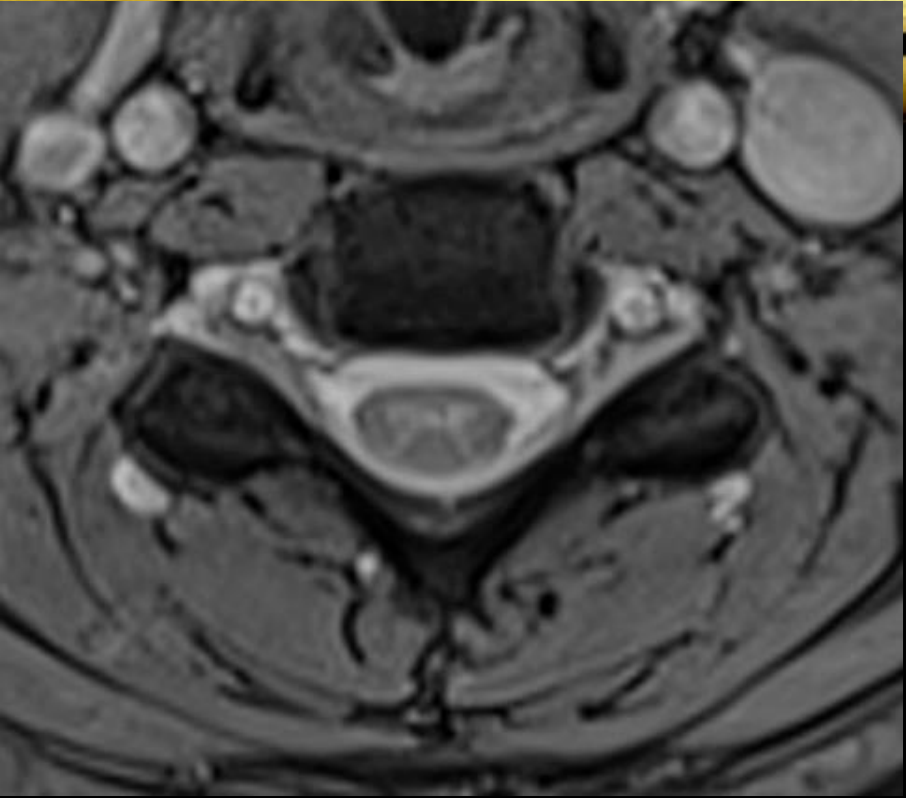


# NEKOH GRE (SWAN/SWI)

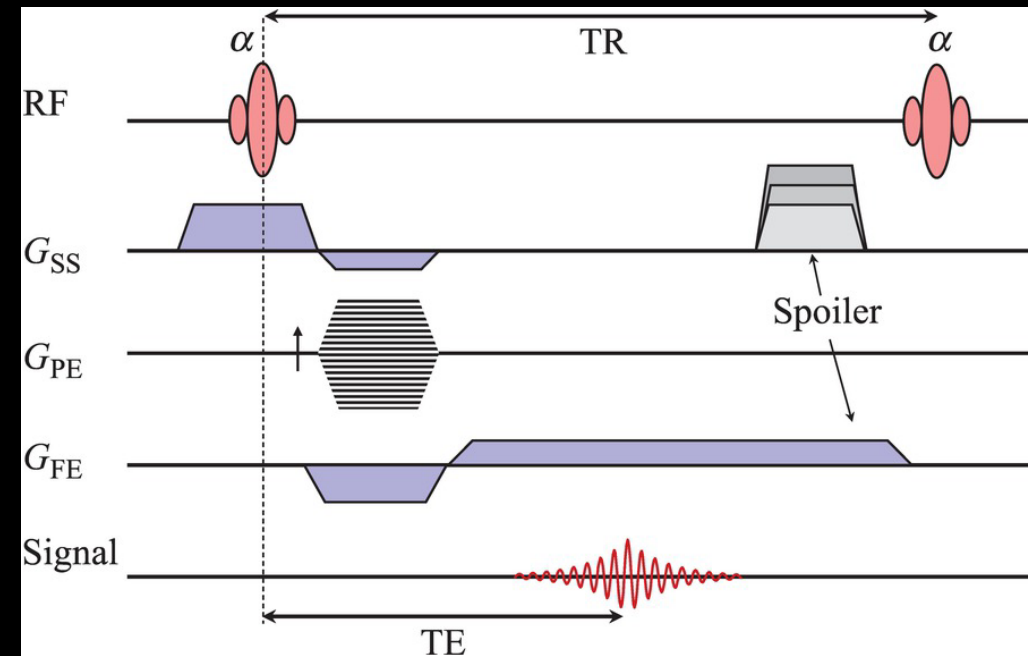
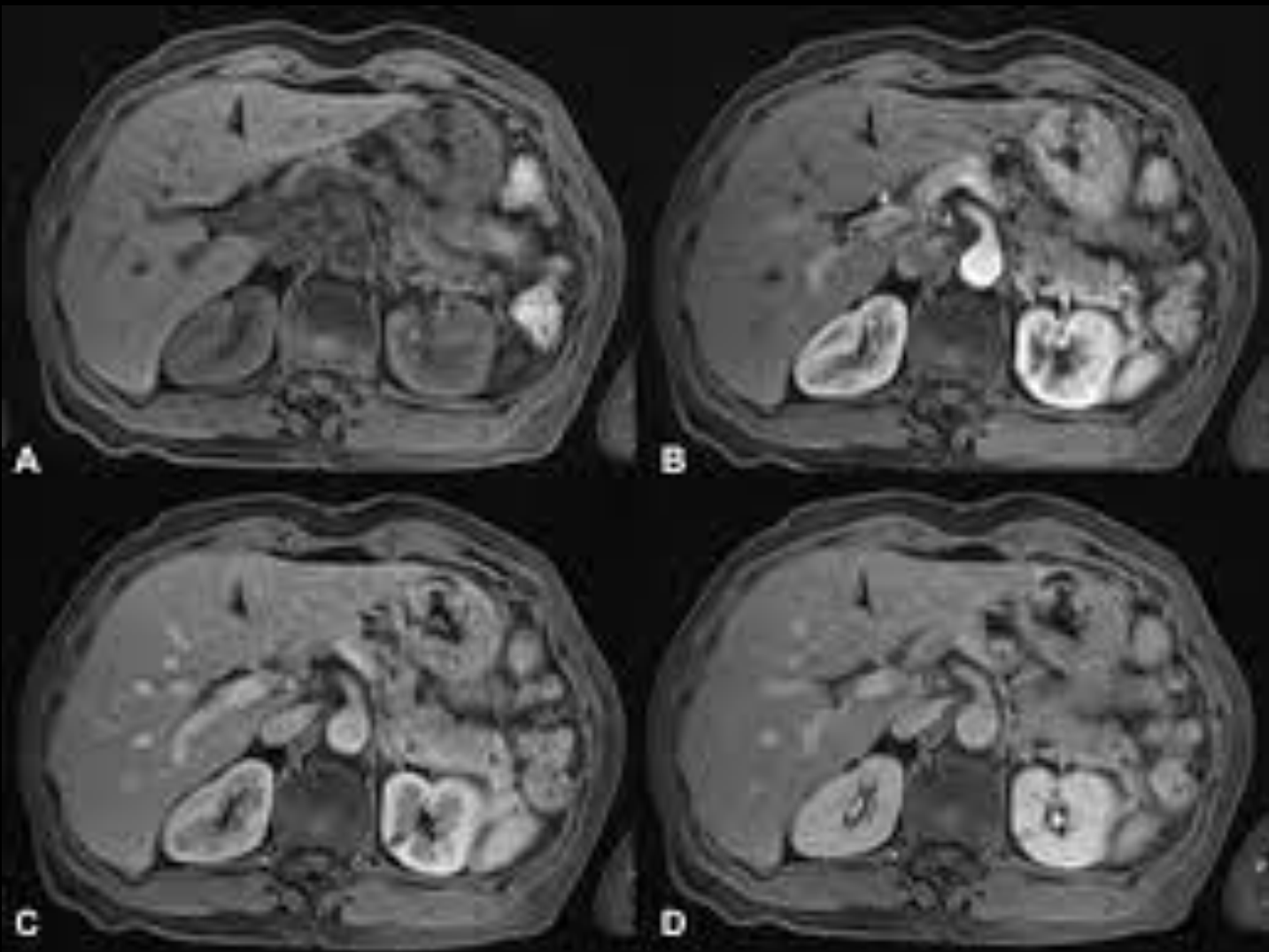




# NEKOH GRE (M-FFE/MERGE)



# NEKOH GRE (THRIVE/LAVA)



**Velmi krátké TR (~5 ms) a TE (~1 ms)  
Rychlý náběr dat (~15 s)**

Sequence	Siemens	GE	Philips	Hitachi	Toshiba
Generic Gradient Echo	GRE	GRE	FFE	GE	FE
RF-Spoiled GRE	FLASH	SPGR	T1-FFE	RSSG	T1-FFE
Coherent GRE with "FID" Refocusing	FISP	GRASS	FFE	SARGE (SG)	FE
Coherent GRE with "Echo" Refocusing	PSIF	SSFP	T2-FFE	TRSG	SSFP
Coherent GRE with Balanced "FID/Echo" Refocusing	True FISP	FIESTA	Balanced FFE	BASG	True SSFP
Coherent Balanced GRE using Dual-excitation	CISS	FIESTA-C	---	PBSG	---
Coherent Double GRE using Combined "FIDs" & "Echoes"	DESS	MENSA	---	---	---
Spoiled GRE using Combined Multiple FIDs	MEDIC	MERGE	M-FFE	---	---
Ultrafast GRE	TurboFLASH (2D) MP-RAGE (3D)	Fast GRE BRAVO (3D)	TFE 3D T1-TFE	RGE (2D) 3D-GEIR	Fast FE
Spoiled 3D GRE Variants	VIBE	FAME/LAVA	THRIVE	TIGRE	3D QUICK
GRE Plus SE with Combined Signal	TGSE	---	GRASE	---	Hybrid EPI

# MR BEZPEČNOST

- Silné statické i dynamické mag. Pole
  - Dle FDA až do 8T pro dospělého bez rizika
  - Rychlá změny dB/dt => stimulace perif. Nervů nikoliv srd.svalu
- Vysoko-frekvenční RF pulzy
  - Většina E přeměněna na teplo (kumulativní)
  - Specific Absorption Rate (SAR, [W/kg])
  - SAR < 4 W/kg => žádné zvýšení teploty
  - SAR < 6 W/kg => dobře tolerováno
  - Větší zvýšení T na povrchu
- Hluk
- Malý prostor

# MR BEZPEČNOST

- Hluk
  - Roste s  $B_0$  a rychlostí gradientů
  - Různé metody redukce hluku
  - Může být problém u psychiatrických pacientů či těhotenství
- Malý prostor
  - Lze potlačit otevřenou konstrukcí magnetu
  - Uzavřené magnety s větší gantry (70 cm)
  - Uklidnění pomocí léků či anestezie

# MR BEZPEČNOST

- Kovové implantáty
  - Dislokace feromagnetických díky  $B_0$
  - Zahřívání el. vodivých díky RF a grad. pulzům
  - Feromagnetický materiál vždy absolutní kontraindikace
  - Neferomagnetické = artefakty v obraze
  - Některé implantáty lze použít pouze za určitých podmínek ( $B_0$ , grad., SAR...)

# MR BEZPEČNOST - KARDIO STIM.

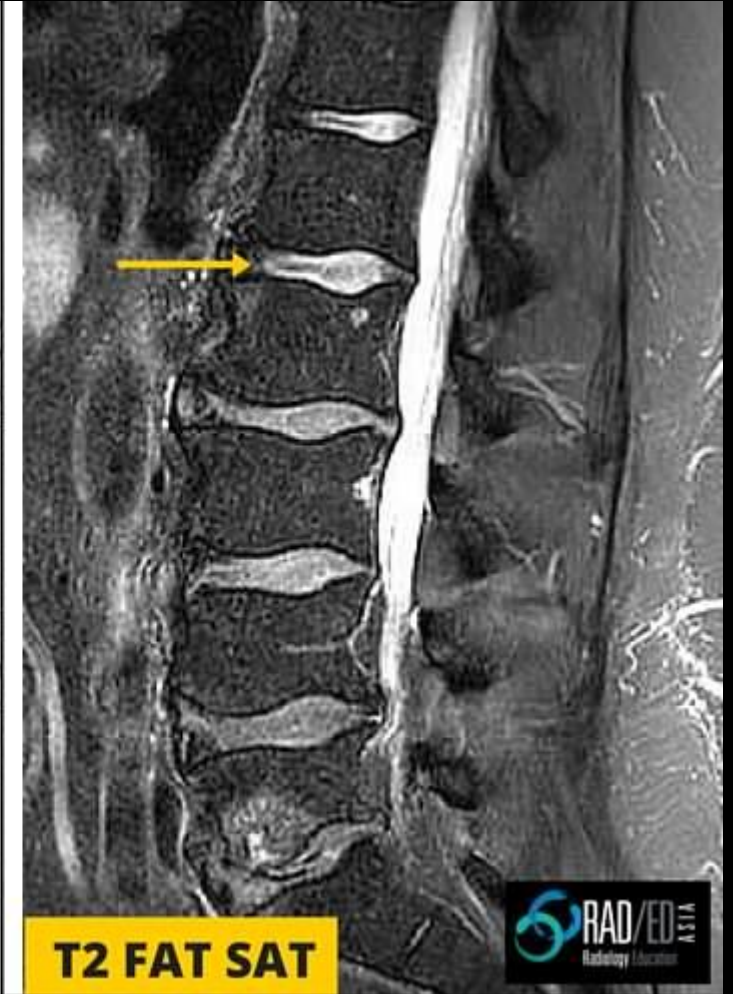
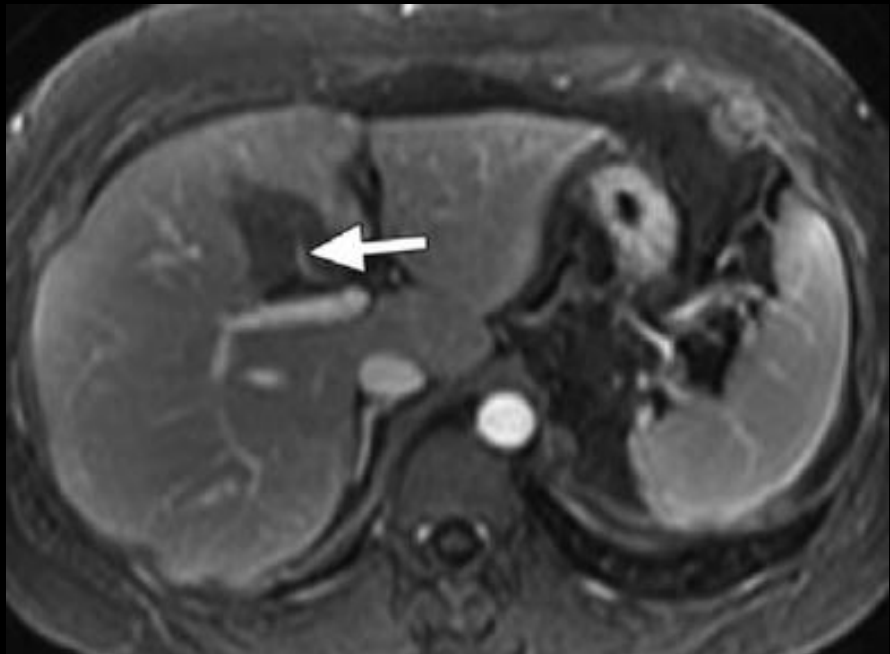
- Pacient musí mít potvrzení s razítkem a podpisem ošetřujícího lékaře, že jeho kardiostimulátor (včetně elektrod) je MR kompatibilní.
- Toto potvrzení nesmí být starší než 3 dny. Nestačí pouze průkazka o typu kardiostimulátoru. V případě nejasnosti je vždy nutné kontaktovat ošetřujícího lékaře, je možné zhotovit RTG snímek hrudníku, které však musí indikovat ošetřující lékař.
- Součástí potvrzení musí být informace, že kardiostimulátor je nastaven v MR kompatibilním modu. S výhodou je přímo výtisk z kalibrace přístroje. Toto potvrzení nesmí být starší než 24 hodin.
- Součástí potvrzení musí být vyjádření ošetřujícího lékaře, že pacient nemá žádné další implantáty, které by byly kontraindikací k MR vyšetření. Zvláště například ponechané elektrody apod.
- Na MR pracovišti musí být informace o podmínkách pro MR vyšetření u těchto pacientů pro jednotlivé typy stimulátorů (např. nutnost centrace mimo hrudník atd.).
- Buď si je pacient přinese s sebou nebo již musí být na pracovišti k dispozici.
- Při měření musí být pacient monitorován pomocí EKG.

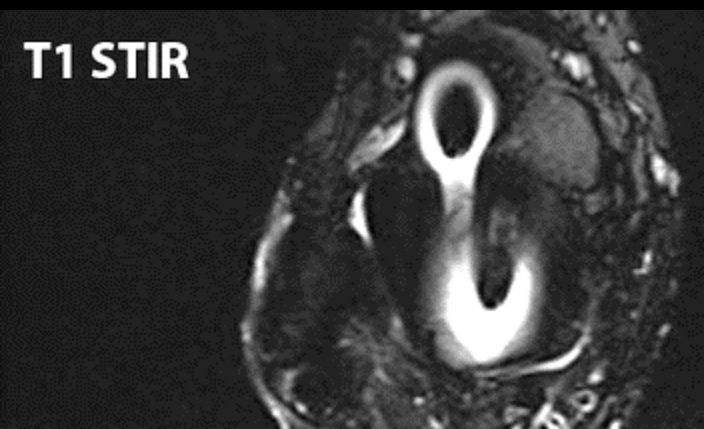
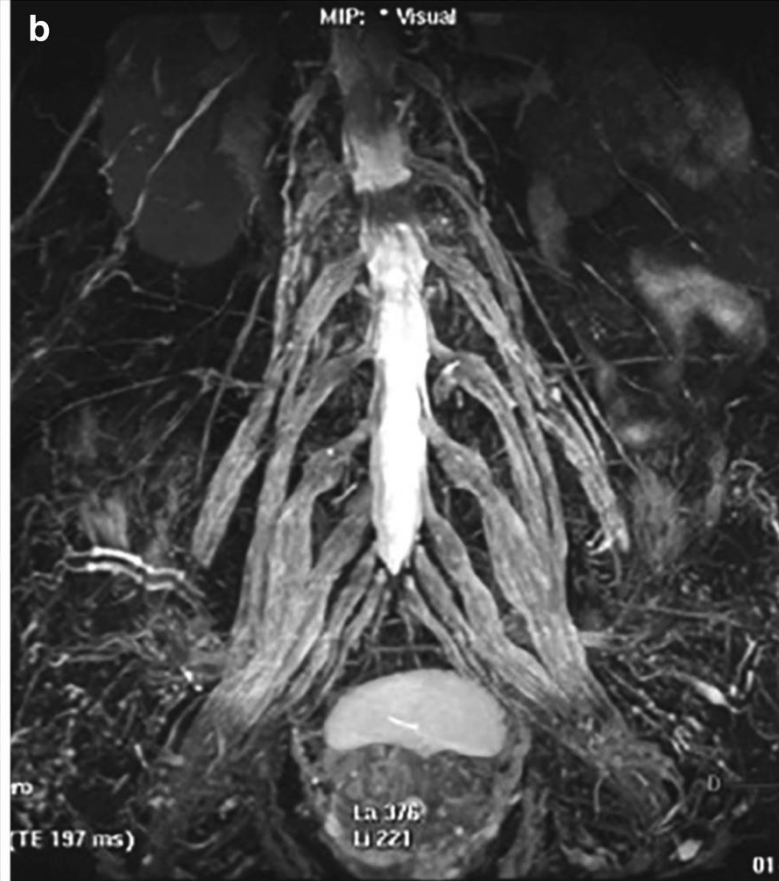
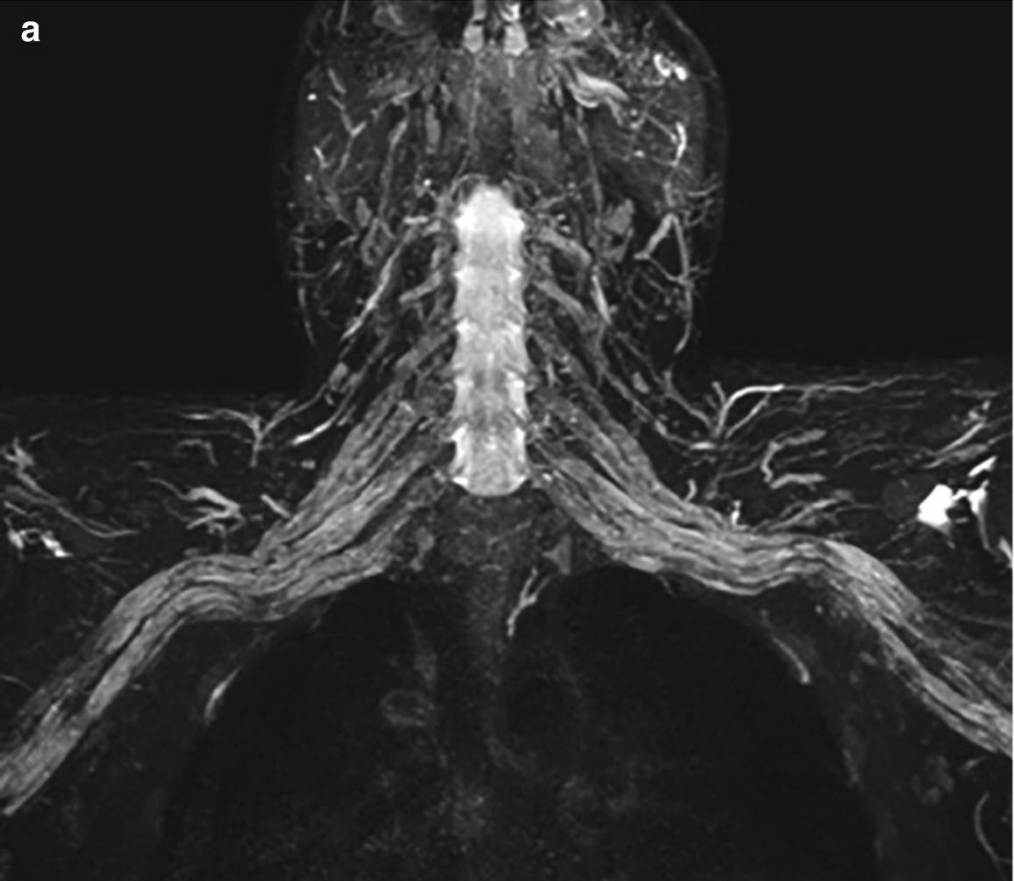
# POTLAČENÍ/ZESÍLENÍ SIGNÁLU

- Potlačení tuku
  - FatSat
  - STIR
  - SPAIR
- Potlačení vody
  - FLAIR/DIR
  - Magnetizační transfér
- Separace tuku a vody – Dixon
- Zesílení vody (water excitation)

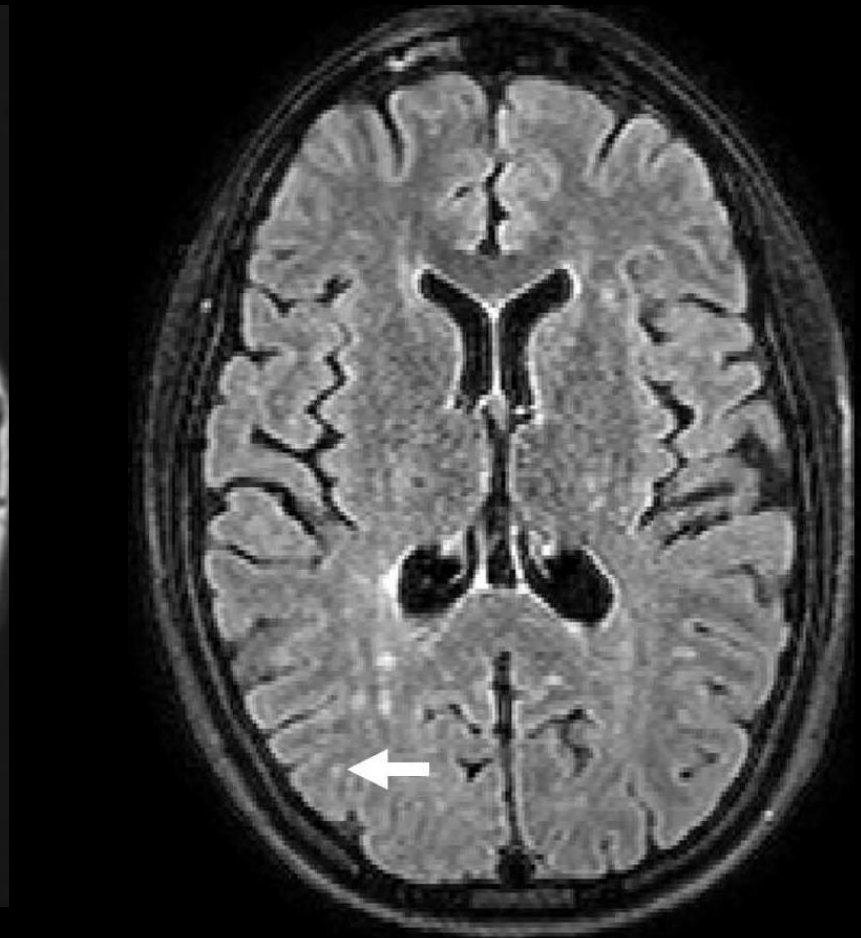
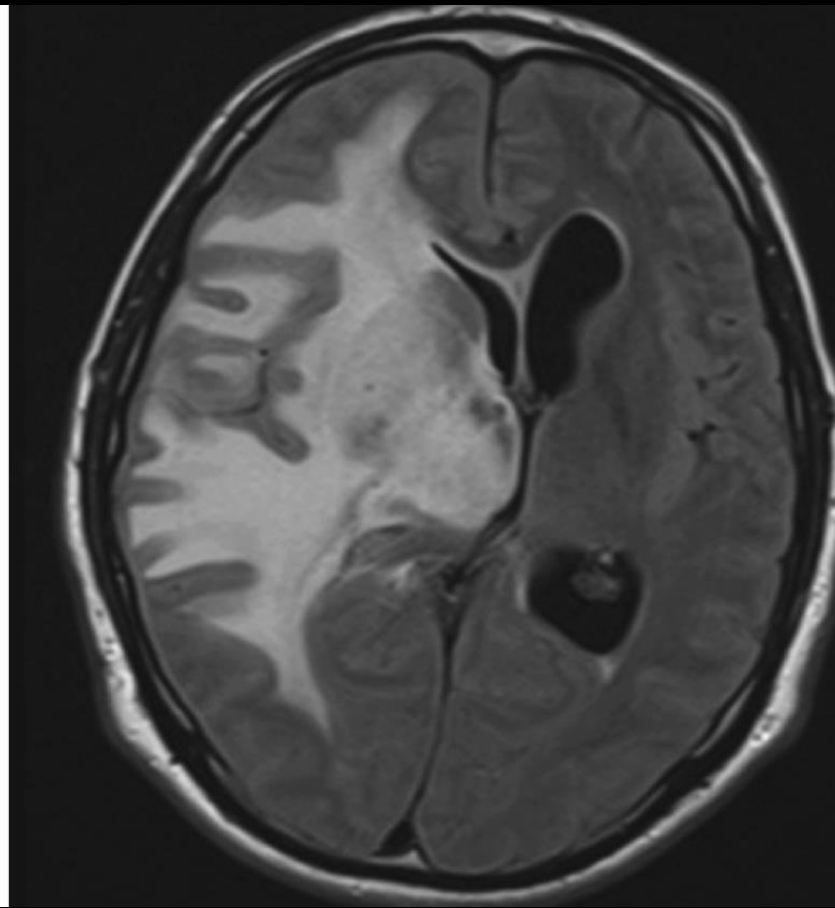
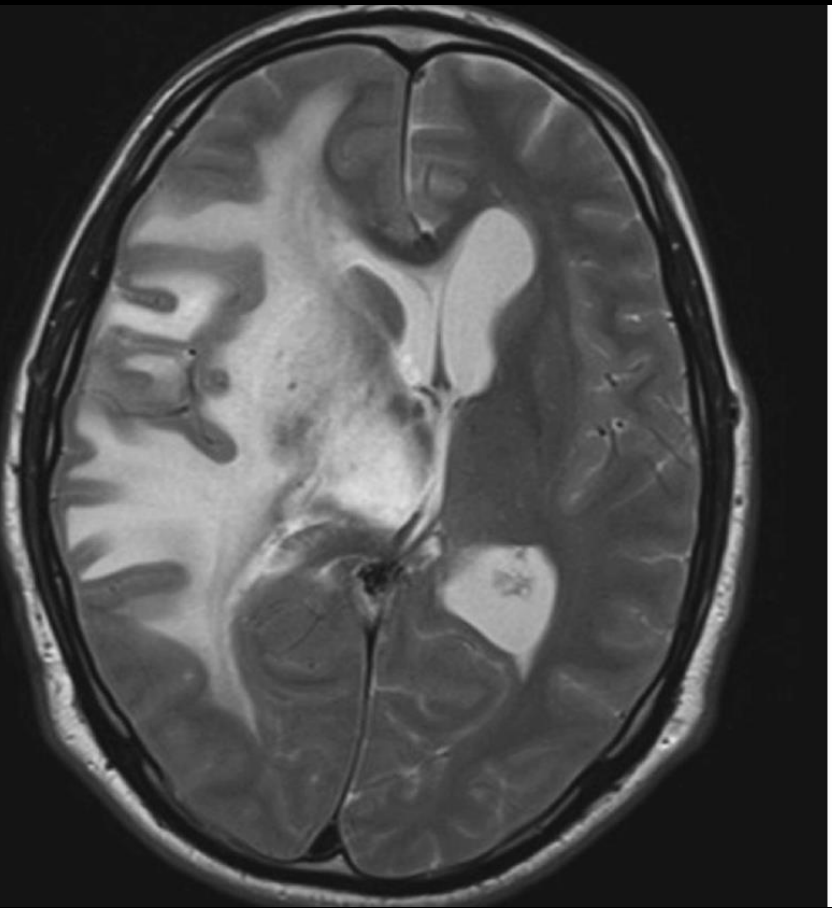


# SPIR/FATSAT



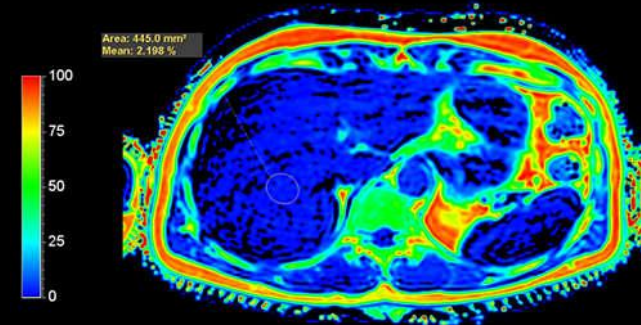


FLAIR

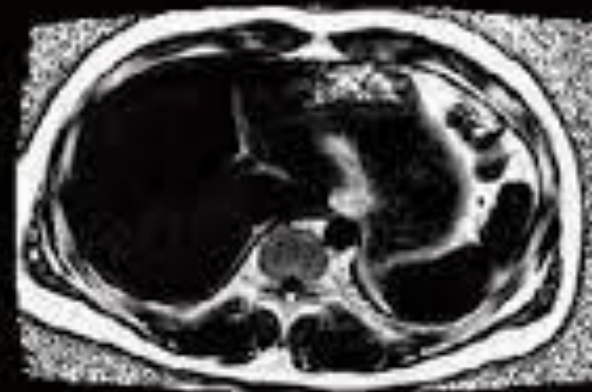


# DIXON KVANTIFIKACE

- Multi-echo
- Multi-fat peak korekce
- B0 korekce
- T2\* mapování
- Tuková frakce

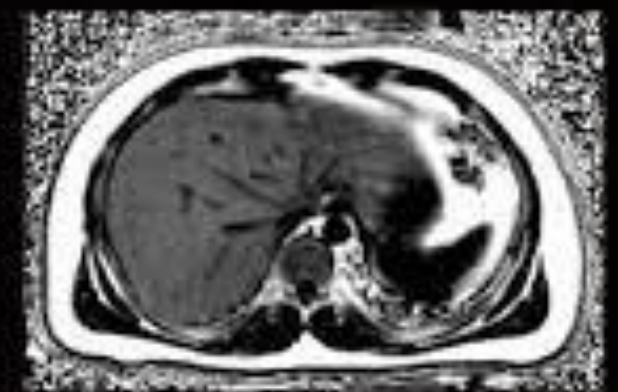


Healthy Volunteer



Liver Fat-fraction: 2%

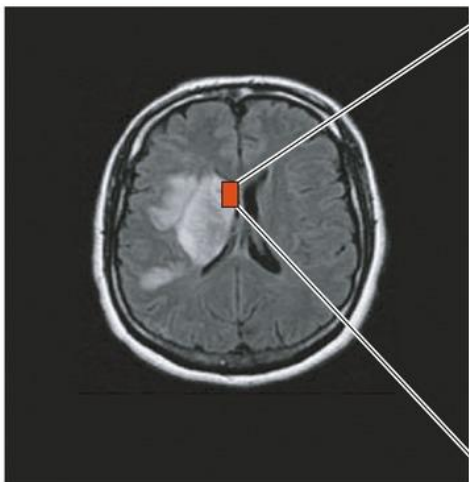
Fatty Liver



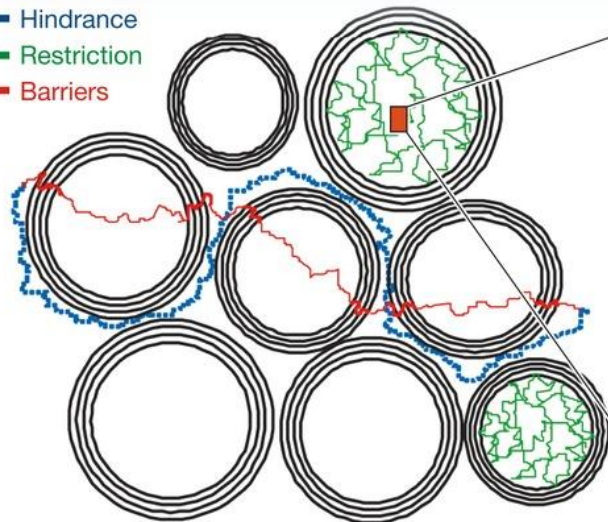
Liver Fat-fraction: 22%

**A****IMAGE LEVEL**

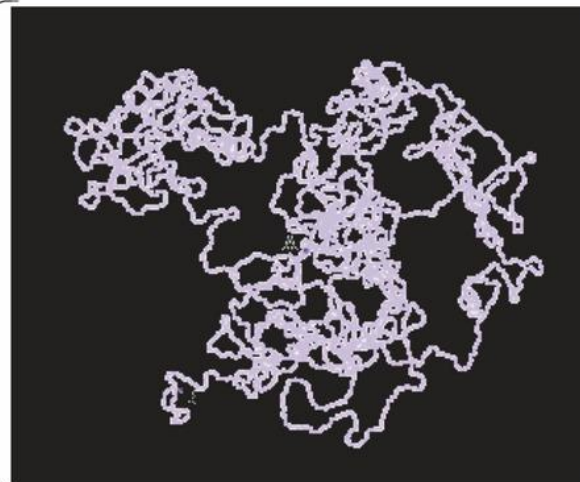
Diffusion-weighted MRI image

**TISSUE/CELL LEVEL**

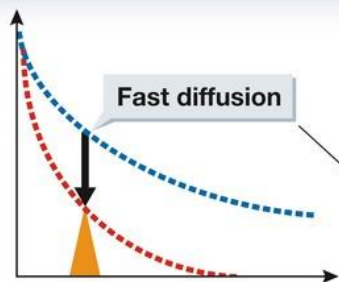
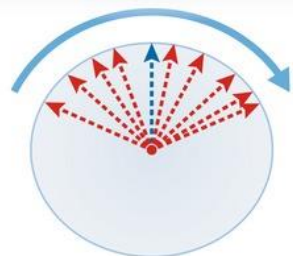
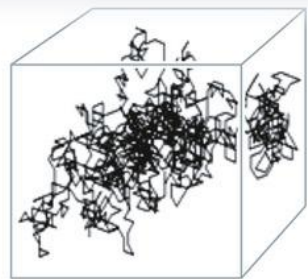
- Hindrance
- Restriction
- Barriers

**MOLECULAR LEVEL**

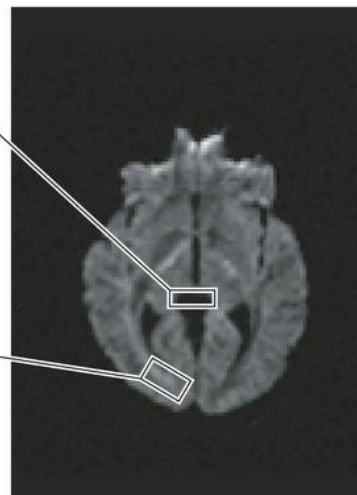
Random walk



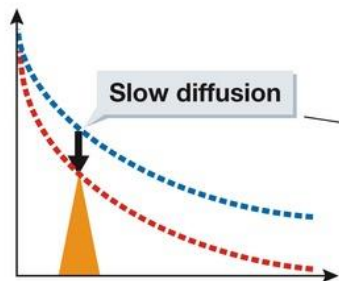
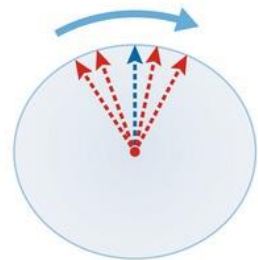
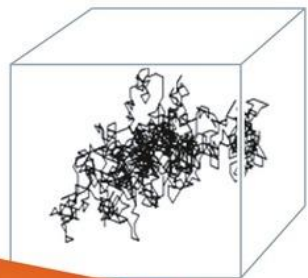
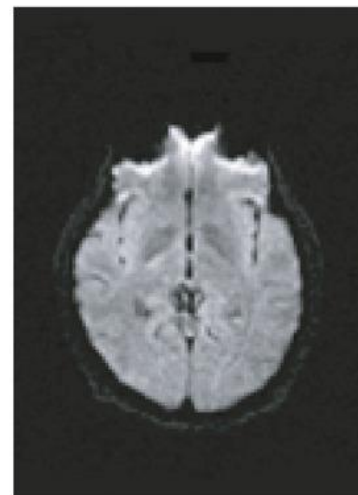
# DIFUSNÍ ZOBRAZENÍ

**B**

Diffusion-weighted MRI image



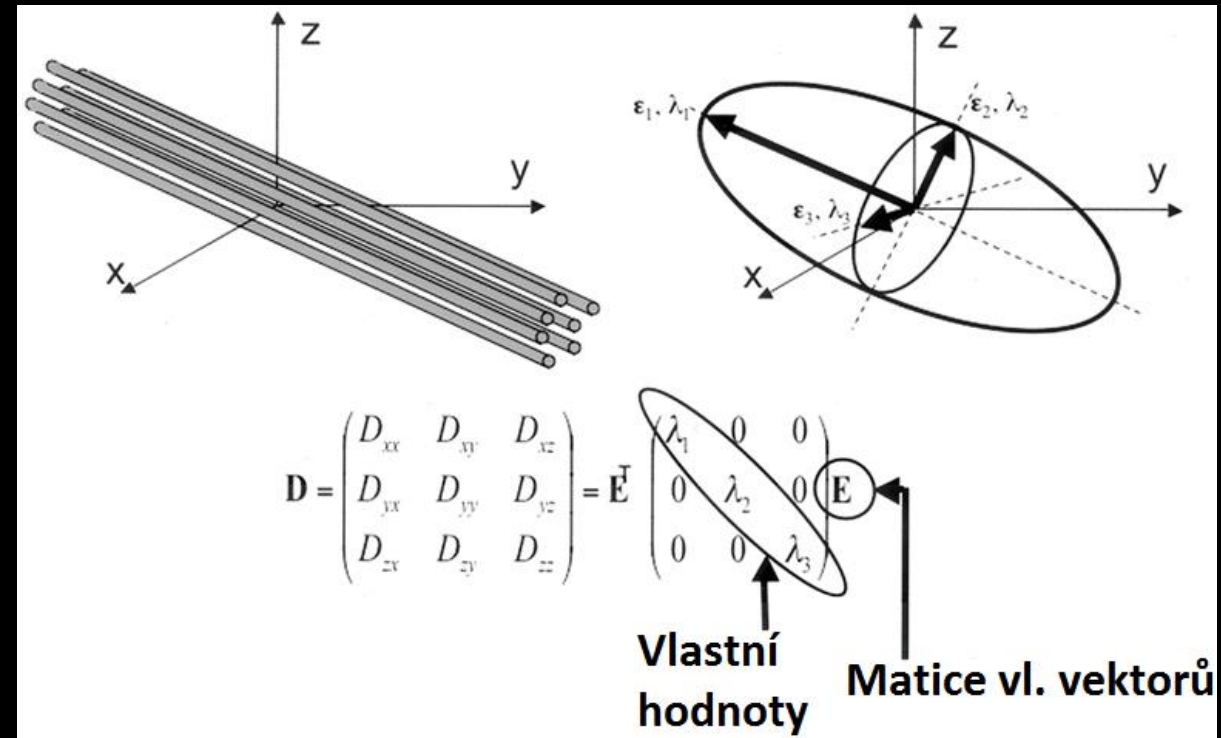
Standard MRI image



Magnetic field gradient

# DTI

- Difúze může být orientována stejně jako difúzní gradienty
- Min 6 směrů grad.
- Výpočet tenzoru
- Charakterizace elipsoidem
- Pro přesnější odhad > 16 směrů



- Traktografie

wholebrain diffusion tractography



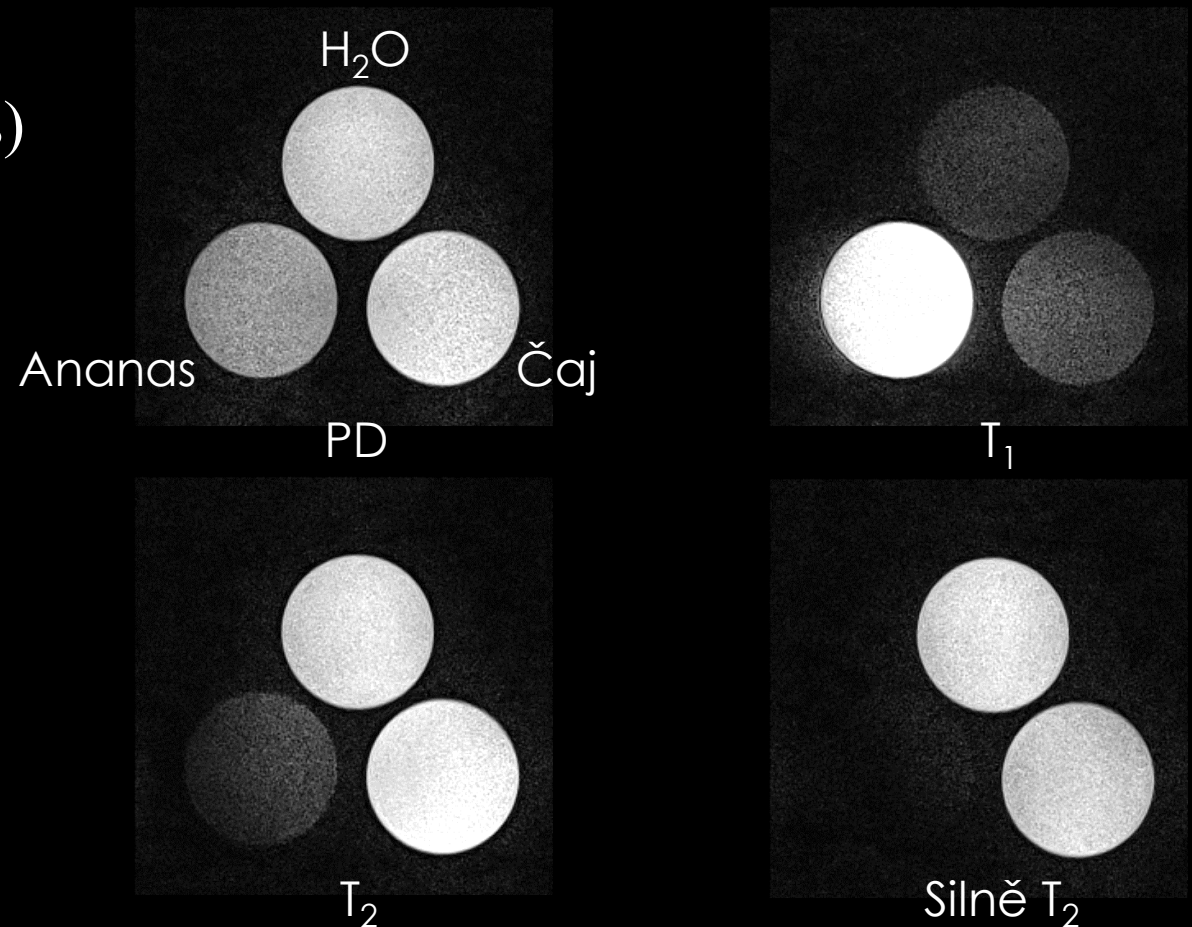
average length of streamlines in every voxel



small injury causes reduction in streamline length along entire tract

# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Přirozené KL
  - Vysoký obsah Mn (ananasový džus)





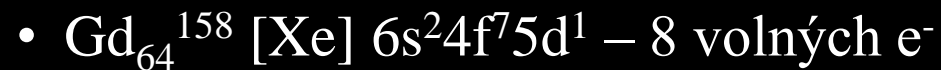
# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Paramagnetická KL
  - Nezobrazuje se samotná látka
  - Výrazně mění  $T_1$  čas ve svém okolí (Relaxivita)
  - Oxid dusičný
  - Stabilní volné radikály
  - Kationty kovů ( $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Fe}^{2+}$ ,  $\text{Gd}^{3+}$ )
  - Relaxivita  $\sim$  koncentrace, mag.moment, vzdálenost, nepár. $e^-$

# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Paramagnetická KL

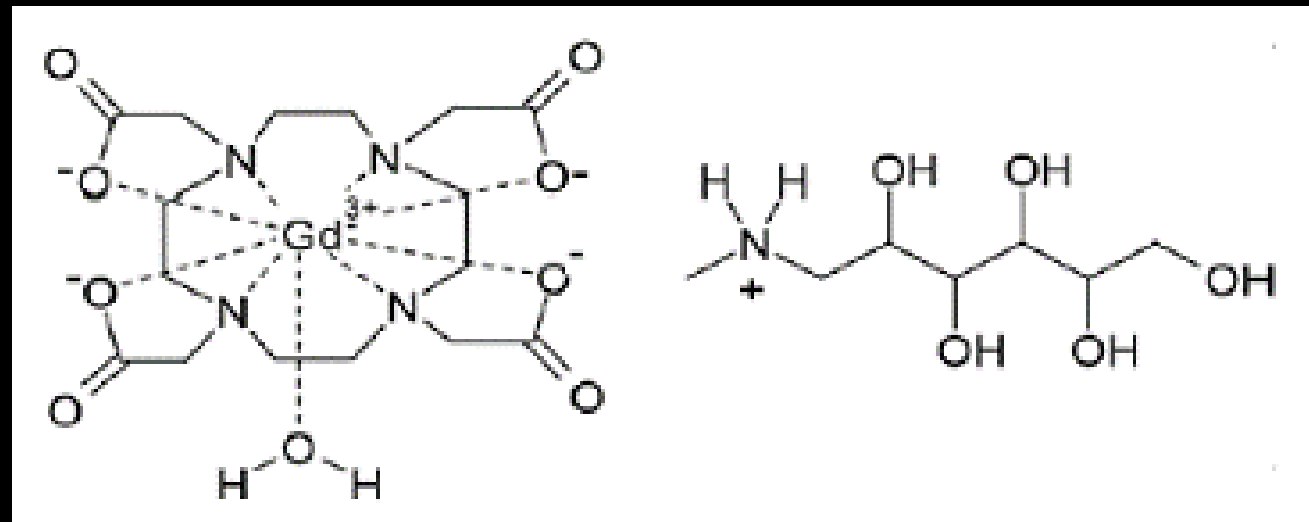
- El. Konfigurace



- Nutnost stabilně navázat na organické látky (toxicita těžkých kovů)

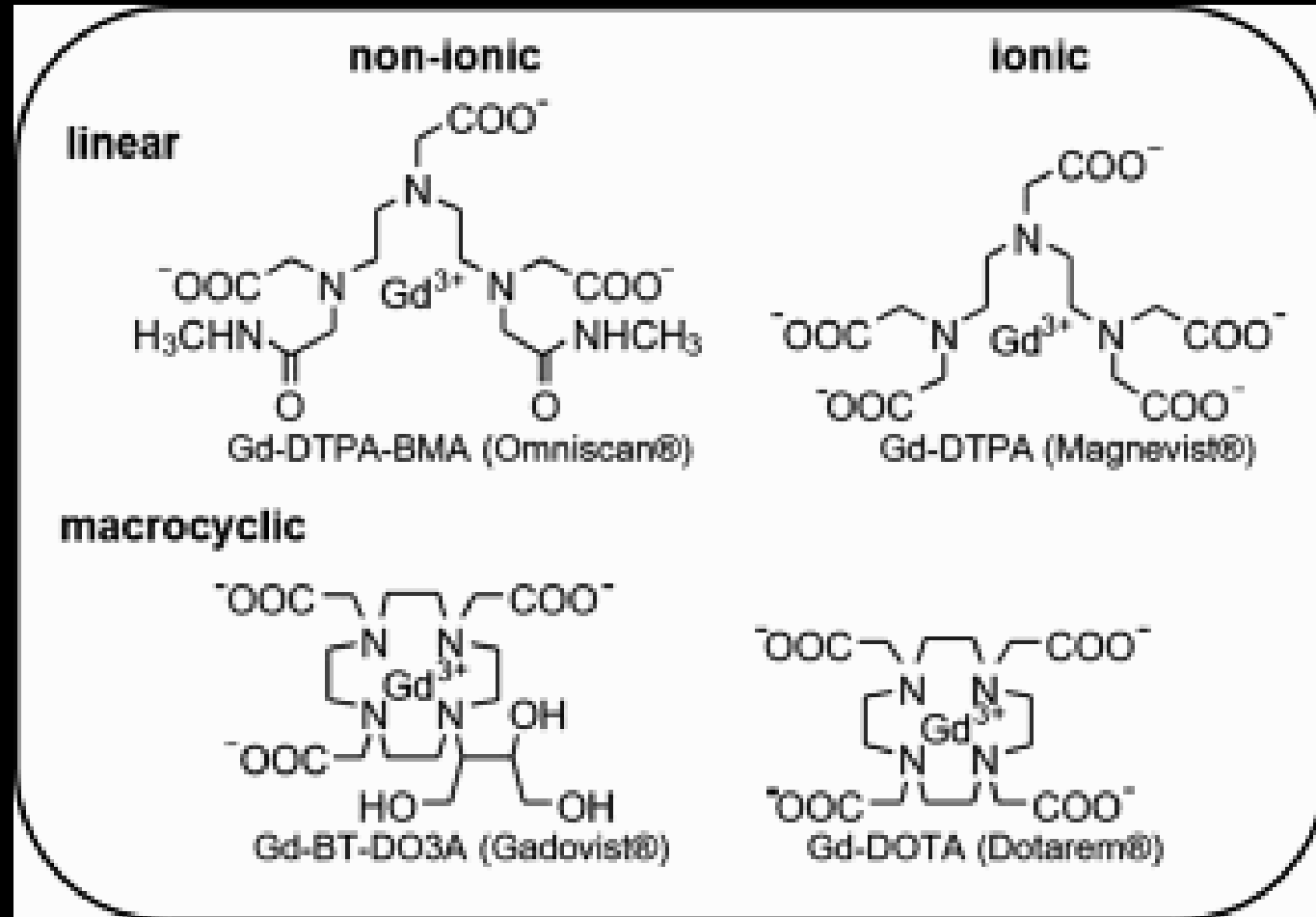
- Cheláty – koordinační vazby

- Např. Dotarem



# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Stabilita MR kontrastní látky
  - Myšleno uvolňování Gd z nosiče
  - Lineární chemická stavba
    - Gadoversetamid (Optimark),  
Gadodiamid (Omniscan),  
Gd-DTPA (Magnevist),  
Gadobenát (MultiHance)
  - Cyklická chemická stavba
    - Gadobutrol (Gadovist),  
Gadoteridol (ProHance),  
Gd-DOTA (Dotarem),  
Gd-DOTA (Clariscan)
- Ne/ionická stavba



# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Stabilita MR kontrastní látky
  - významné rozdíly mezi ionickými a neionickými lineárními cheláty
  - zásadní rozdíly mezi lineárními a makrocyclickými cheláty
  - nejsou rozdíly mezi makrocyclickými cheláty
  - Gadovist, Dotarem, Prohance nevykazovaly disociaci ani po 15 dnech (< 0.1%)

Gd Chelate	Structure Type	Thermodynamic Stability		Kinetic Stability T <sub>1/2</sub> at pH 1.0 at 25°C
		Log K <sub>therm</sub>	Log K <sub>cond</sub> (at pH 7.4)	
Dotarem® (gadoterate meglumine)	Macrocyclic ionic	25.6	19.3	338 hr
Gadavist® (gadobutrol)	Macrocyclic non-ionic	21.8	14.7	43 hr
ProHance® (gadoteridol)	Macrocyclic non-ionic	23.8	17.1	3.9 hr
MultiHance® (gadobenate dimeglumine)	Linear ionic	22.6	18.4	< 5 s
Magnevist® (gadopentetate dimeglumine)	Linear ionic	22.1	17.7	< 5 s
Omniscan™ (gadodiamide)	Linear non-ionic	16.9	14.9	< 5 s
OptiMARK™ (gadoversetamide)	Linear non-ionic	16.6	15.0	< 5 s

# KONTRASTNÍ LÁTKY

- Kontraindikace

- Těhotenství (úplná)
- Kojení (podmíněné)
- Onemocnění ledvin
- Přecitlivělost na složku KL

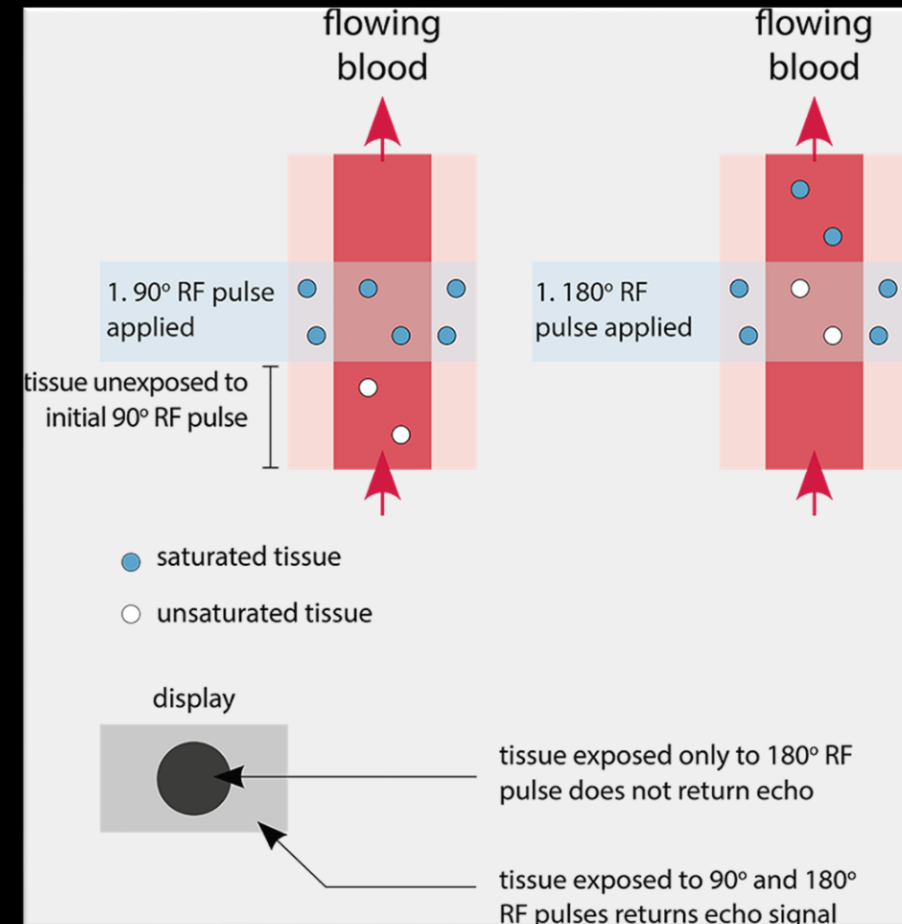
- Vedlejší účinky

- Výrazně méně oproti jodovým
- Bolesti hlavy, vyrážky, ztížené dýchání
- Alergické reakce
- Systémová nefrogení fibróza
  - Zakázáno používat lineární neiontové KL

		Termodynamická stabilita - $pK_{\text{therm}}$	
• Dotarem	25.6	(cyklický, iontový)	nízké riziko
• Prohance	23.8	(cyklický, neiontový)	
• Primovist	23.5	(lineární, iontový)	
• Multihance	22.6	(lineární, iontový)	
• Magnevist	22.1	(lineární, iontový)	vysoké riziko
• Gadovist	21.8	(cyklický, neiontový)	
• Omniscan	16.9	(lineární, neiontový)	
• Optimark	16.6	(lineární, neiontový)	

# MRA

- Time of flight (TOF)
- Princip:
  - Aplikace  $90^\circ$  a  $180^\circ$  RF
  - Krev z jiné vrstvy jen  $180^\circ$  RF
  - Potlačení statické tkáně
- Velikost signálu roste:
  - S rychlostí
  - S TR,  $T_1$  a  $\alpha$
- Velikost signálu klesá:
  - S tloušťkou vrstvy
  - S orientací vrstvy



# MRA - TOF

- TE = min
- TR 20 – 50 ms
- $\alpha$  10° - 40°

$\alpha = 10^\circ$



$\alpha = 20^\circ$

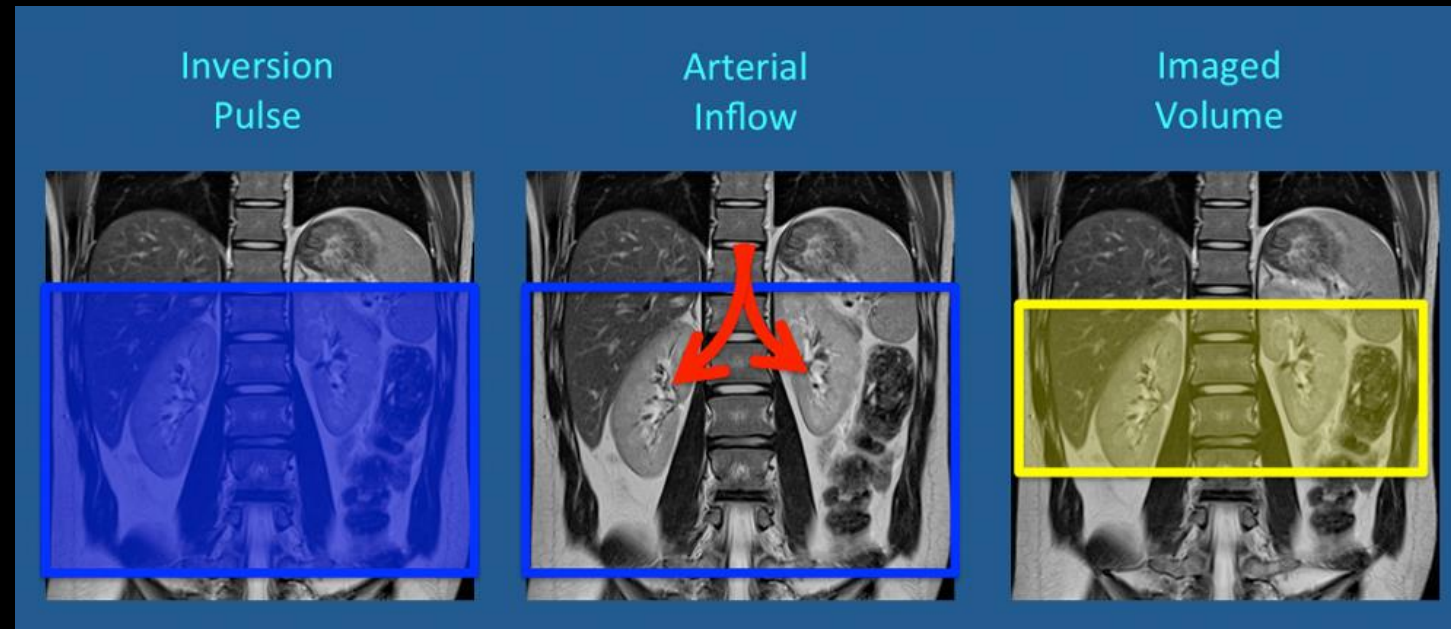
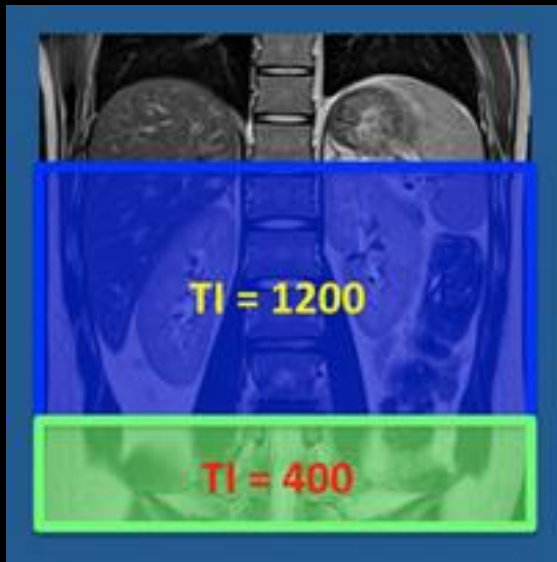
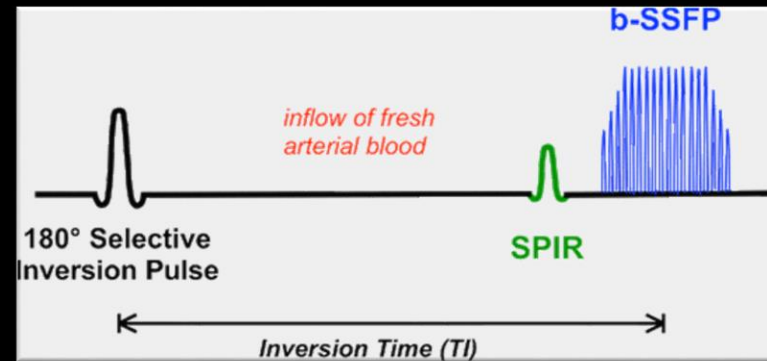


$\alpha = 40^\circ$

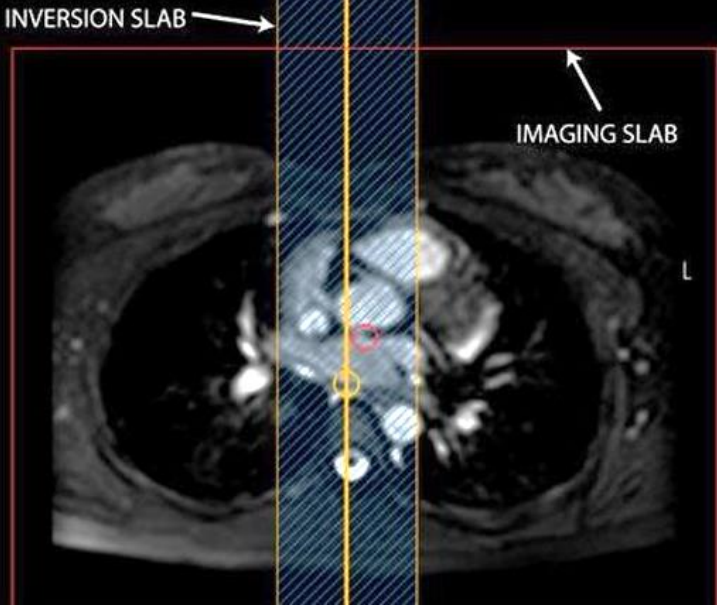


# MRA – BFFE/FIESTA

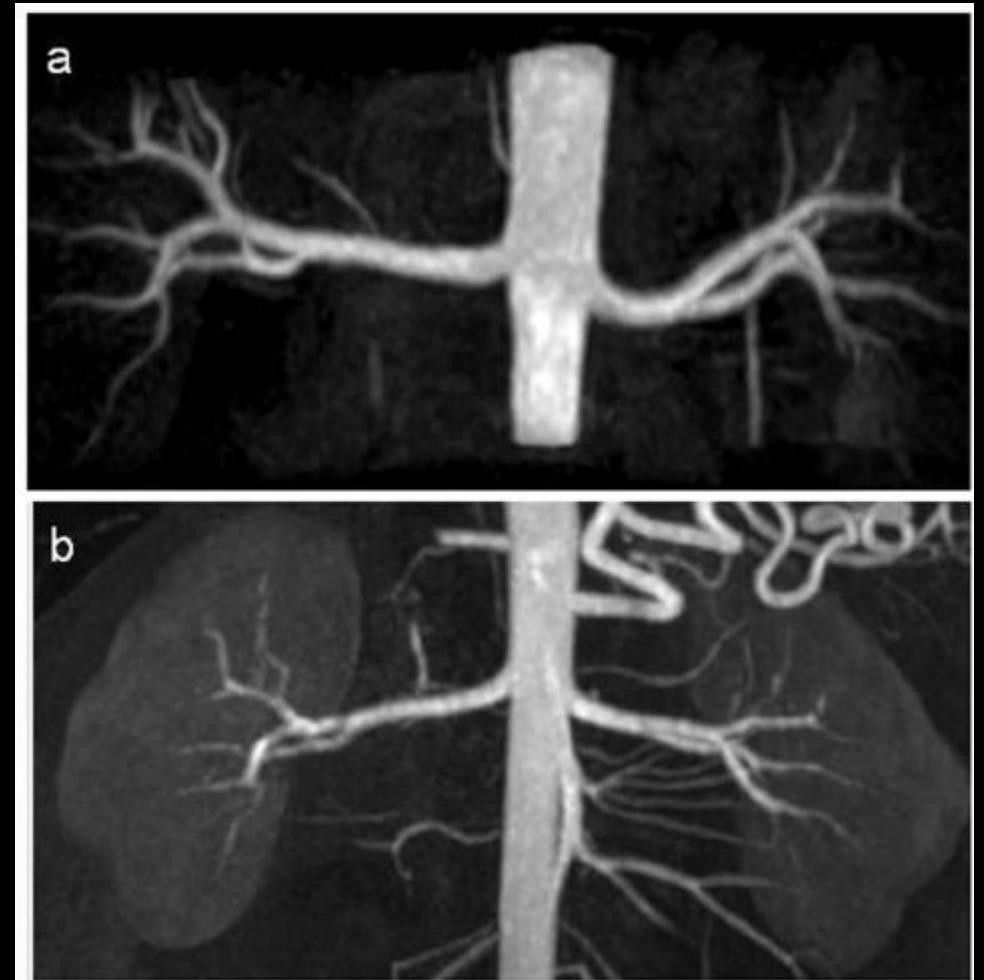
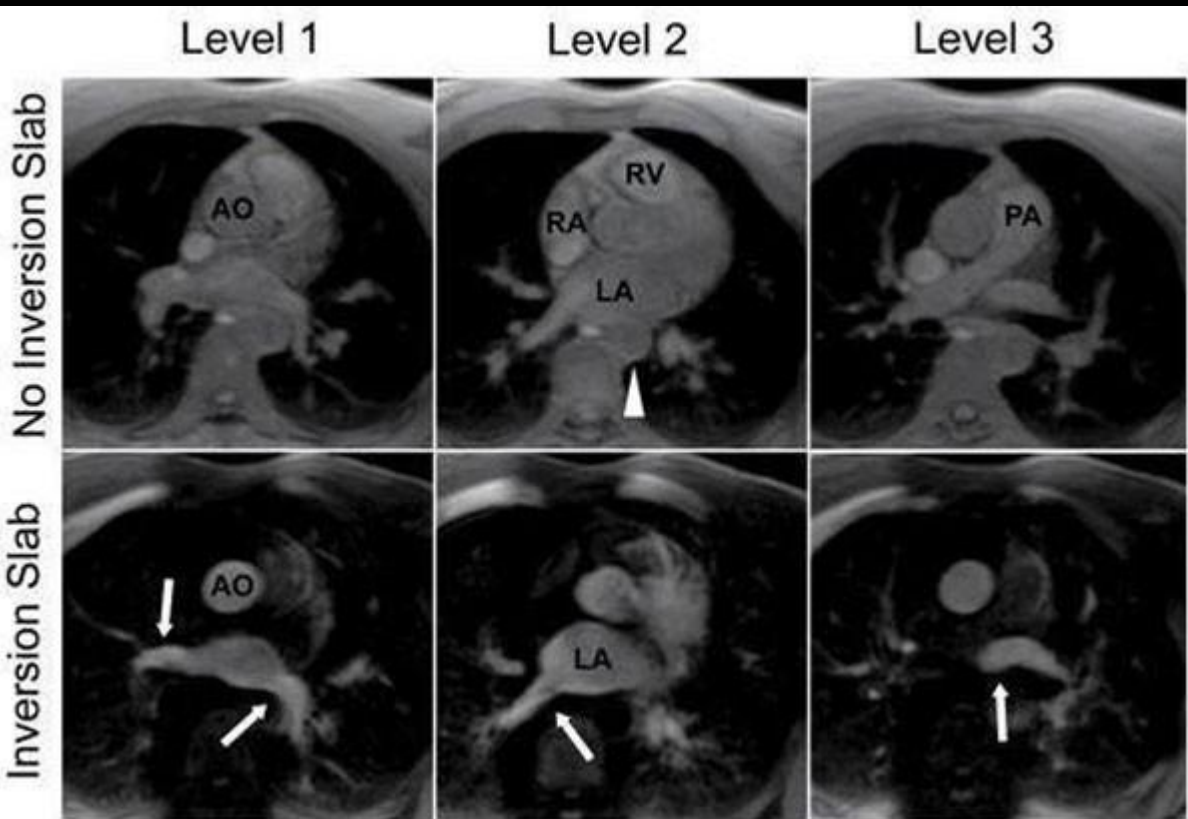
- Selektivní inverzní pulz
- Přitékající krev je neinvertovaná
- Nutná rychlá akvizice
- Trigování s dechem/EKG





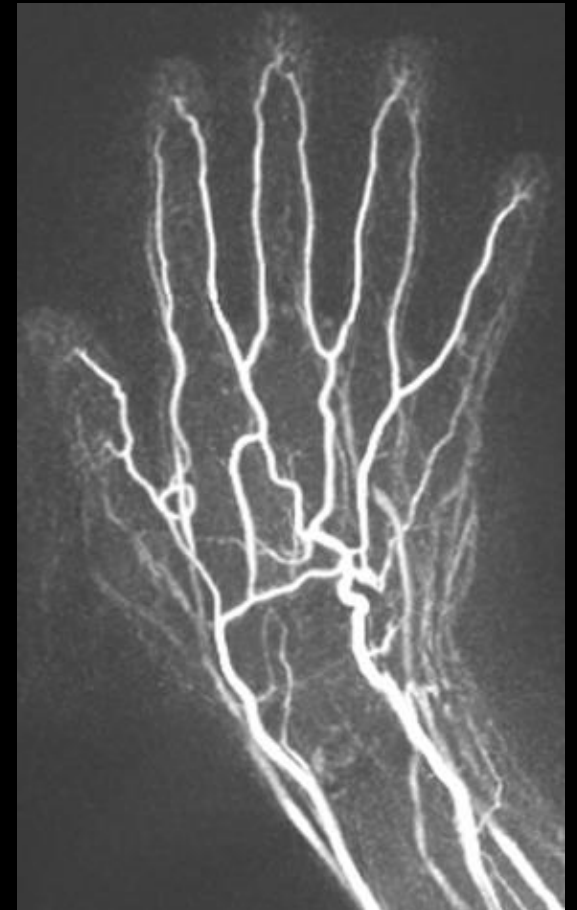
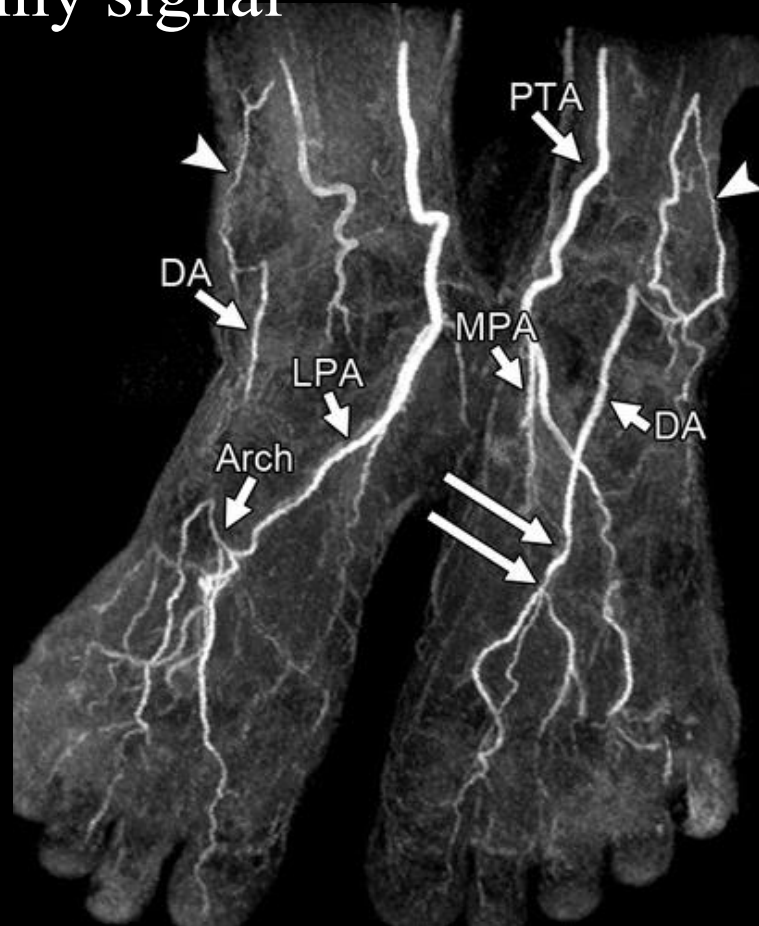
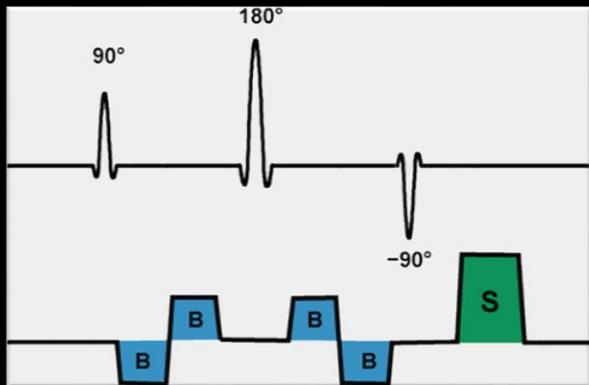


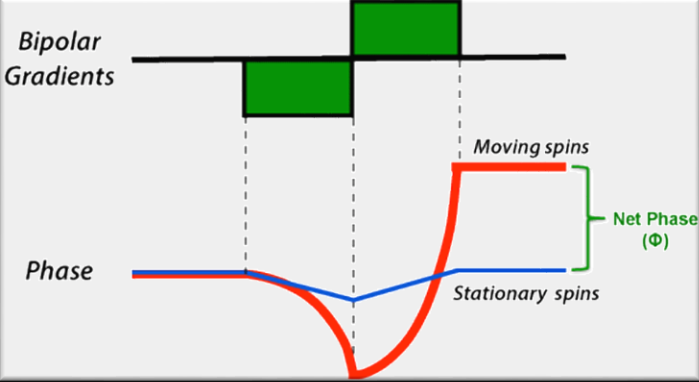
# MRA – BFFE/FIESTA



# PERIFERNÍ MRA

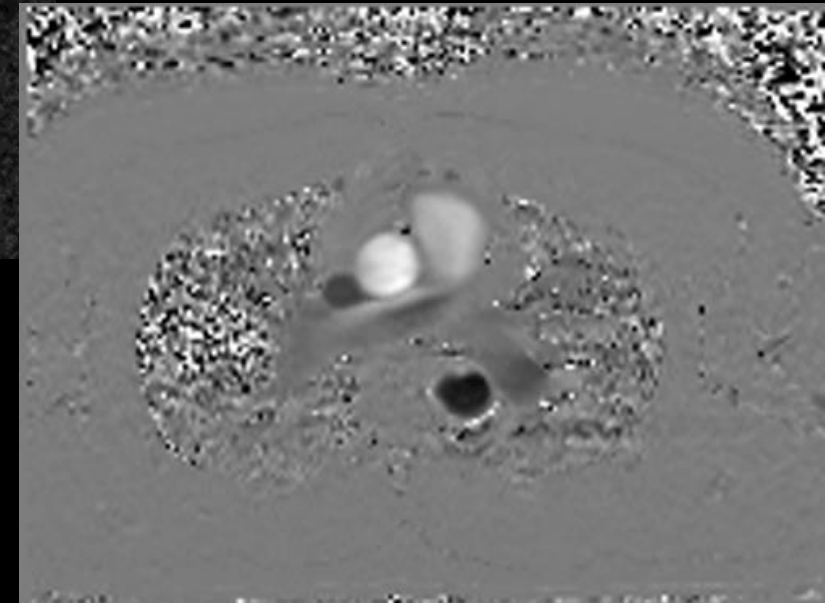
- Krev v sys. A dias. Rozdílný signál
- Subtrakce
- Trigování s EKG
- Zásadní je pulzace





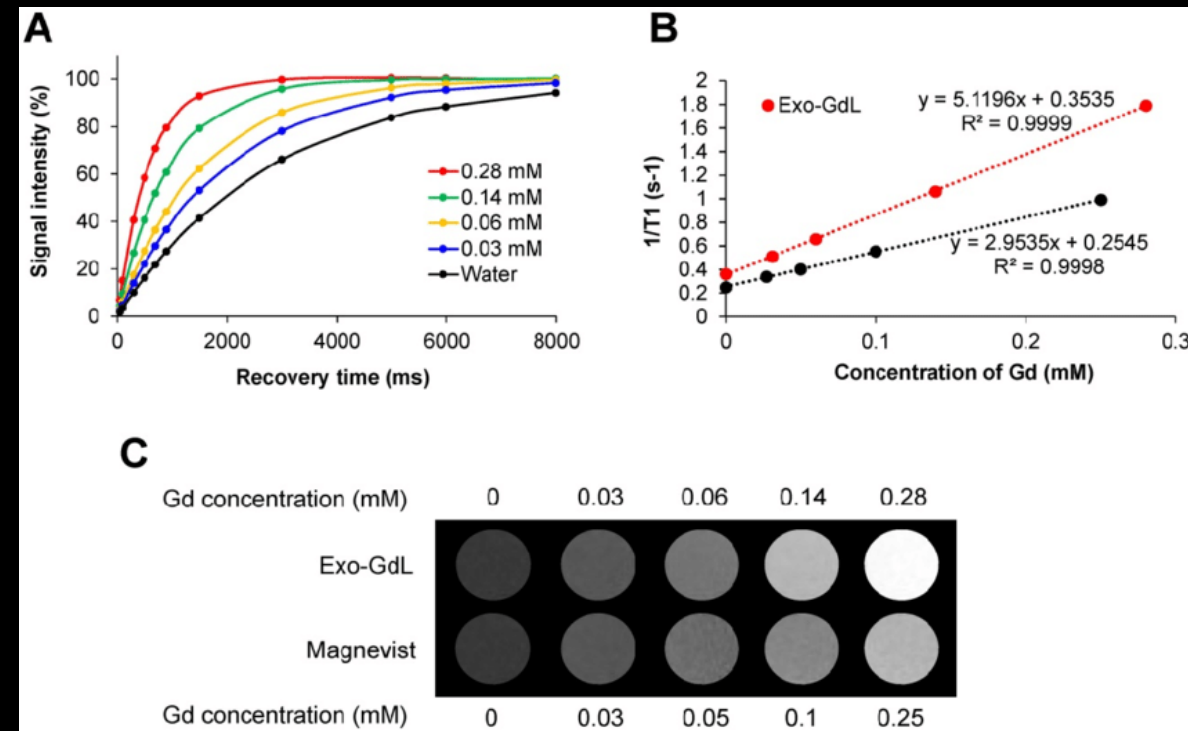
# MRA – FÁZOVÝ KONTRAST

- Bipolární gradient
- Pohyb = posun fáze
- Rychlost  $\sim$  posunu fáze
- Kódování ve 3 směrech
- Kvantifikace
- Stanovení  $v_{\max} \Rightarrow$  „přetečení“
- Artefakty pulzace/turbulence



# MRA – KONTRASTNÍ

- Princip:
  - Když  $TR \ll T_1 \Rightarrow$  nízký signál
  - Přítomnost KL = zkrácení  $T_1$  = vyšší signál
  - Čím víc KL, tím větší zkrácení
  - Optimalizace množství
  - Optimalizace rychlosti aplikace
  - Optimalizace TE, TR,  $\alpha$
  - Včasné spuštění měření
  - Vhodná volba náběru dat
  - Využití paralelních technik



# MRA – CE

- Rychlá sekvence (3D GRE)
- Min TE i TR (~1 resp. ~4 ms)
- Vhodné prostorové rozlišení dané cévy
- Vhodný objem měření
- Oboje výše ovlivní časové rozlišení
- Optimální  $\alpha$  (>Ernstův úhel)
  - $T_1$  krve 50 – 150 ms dle koncentrace KL

TR	Ernst angle ( $T_1 =$ 25 ms)	Ernst angle ( $T_1 =$ 50 ms)	Ernst angle ( $T_1 =$ 100 ms)	Ernst angle ( $T_1 =$ 150 ms)
6	38	28	20	16
5	35	25	18	14
4	32	22	16	13
3	28	20	14	11
2	23	16	11	9
1.5	20	14	10	8

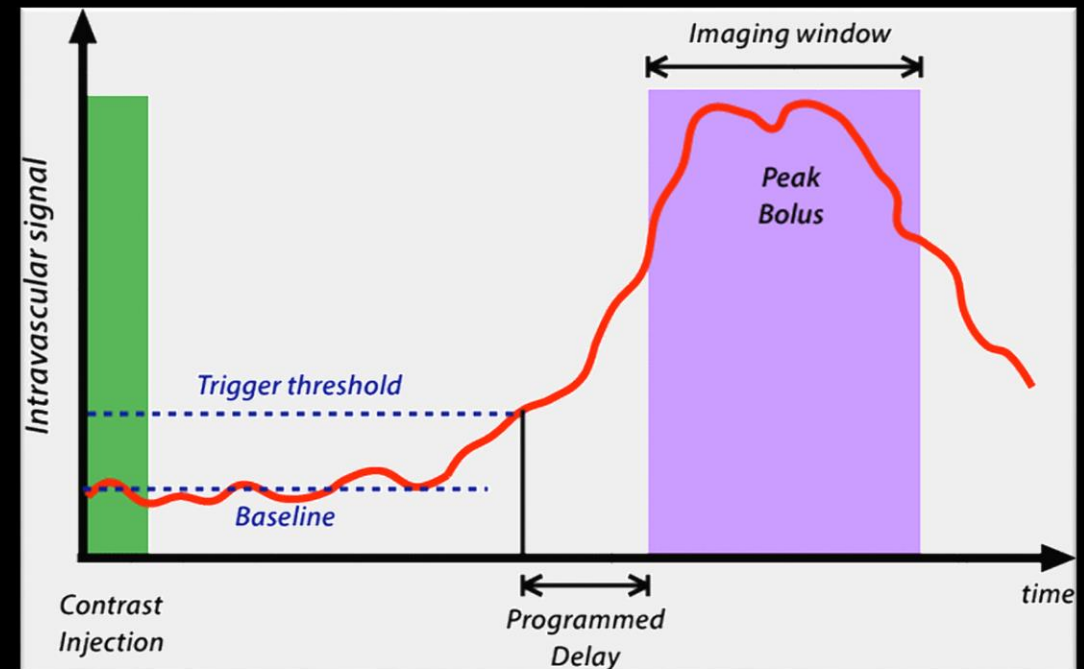
# MRA – CE ČASOVÁNÍ

- Bolus
  - Aplikace ~2ml KL
  - Měření času přítoku
  - Poté zbytek KL a měření
- Výhody
  - Přesné stanovení začátku měření
- Nevýhody
  - Část KL nevyužit
  - Delší měření
  - Kontaminace pozadí KL



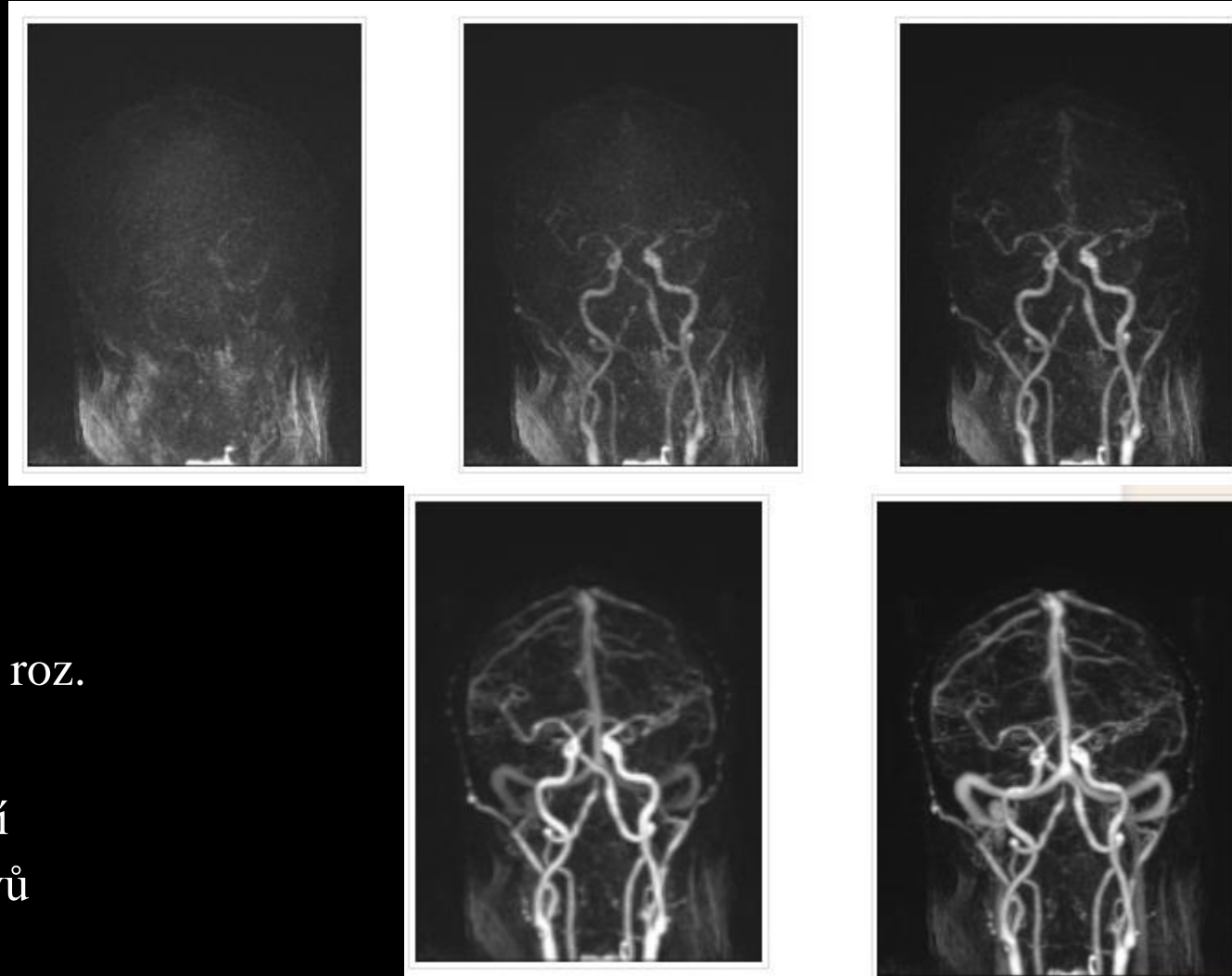
# MRA – CE ČASOVÁNÍ

- Fluoro triggering/BolusTrak
  - Rychlé snímání tepny
  - Při příchodu KL start měření
- Výhody
  - Využití veškeré KL
  - Semi/automatická
- Nevýhody
  - Složitější metoda pro RA



# MRA – CE ČASOVÁNÍ

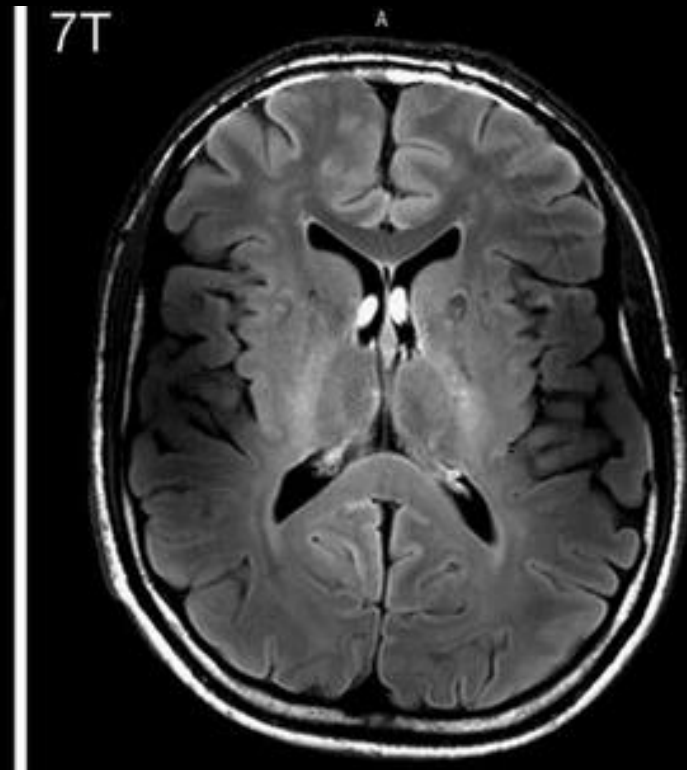
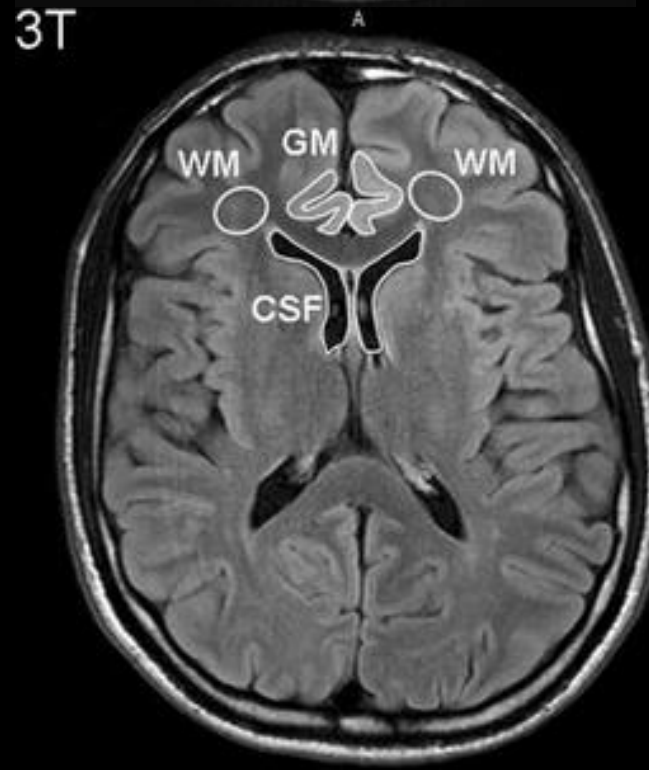
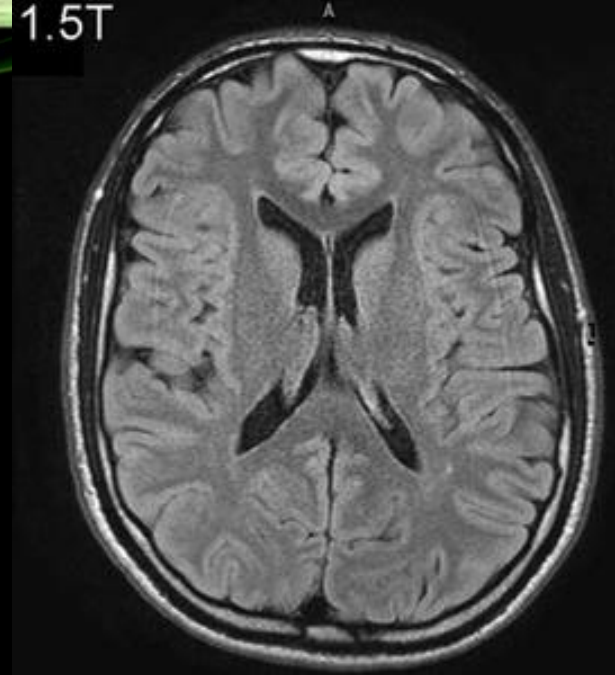
- Kontinuální snímání
  - TRICKS/4D-TRAK
  - Snímání zapnuto před podáním KL
  - Průběžná tvorba obrazu při průchodu KL
  - Kompromis prost. a čas. rozlišení
- Výhody:
  - Netřeba časovat
  - Možnost zobrazení optimální fáze
  - Pokročilý náběr dat = možnost zlepšit čas. roz.
- Nevýhody:
  - Nutnost kompromisu čas. a prost. rozlišení
  - Max. gradienty => větší stimul. perif. nervů





# SÍLA POLE

- Při větším  $B_0$ 
  - Roste S/Š
  - Roste  $T_1$  čas
  - Roste SAR ( $E_{RF} \sim B_0^2!!!$ )
  - Roste efekt susceptibility
  - Roste hluk
  - Roste cena
  - Klesá homogenita obrazu
  - Klesá  $T_2^*$  čas

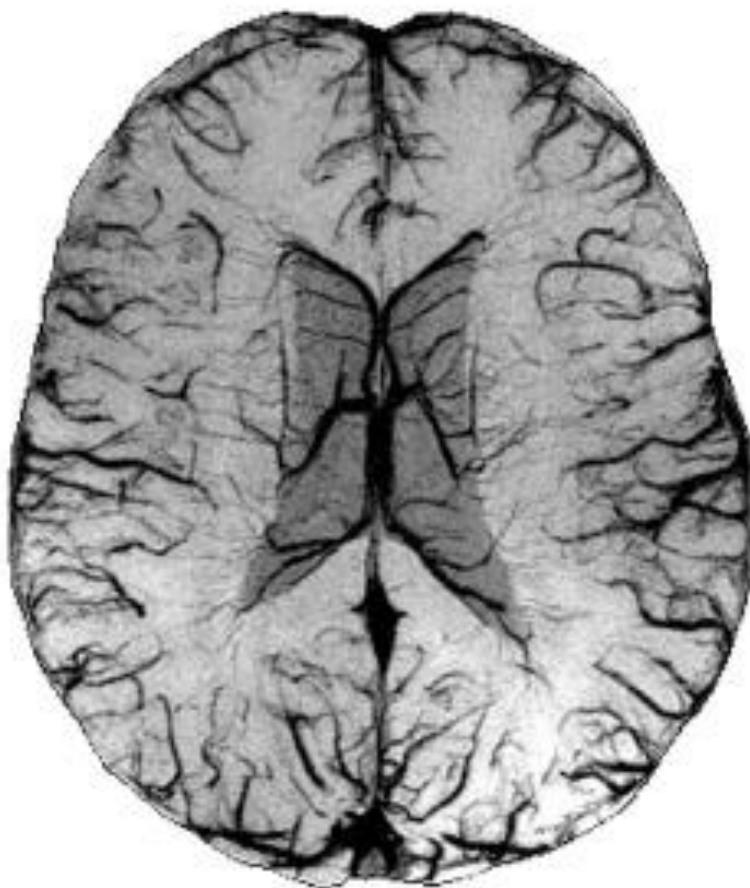


# SÍLA POLE

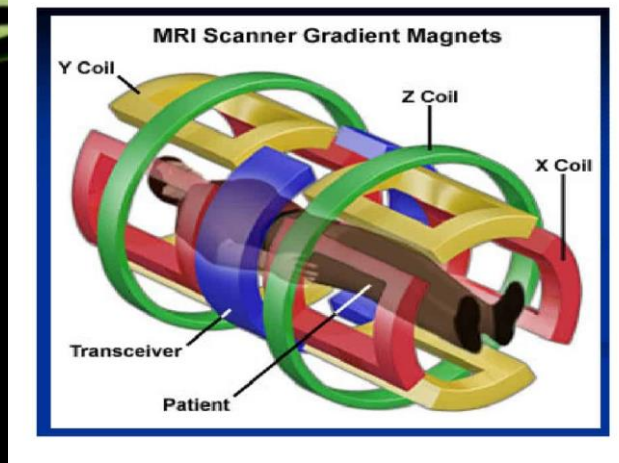
15T

3T

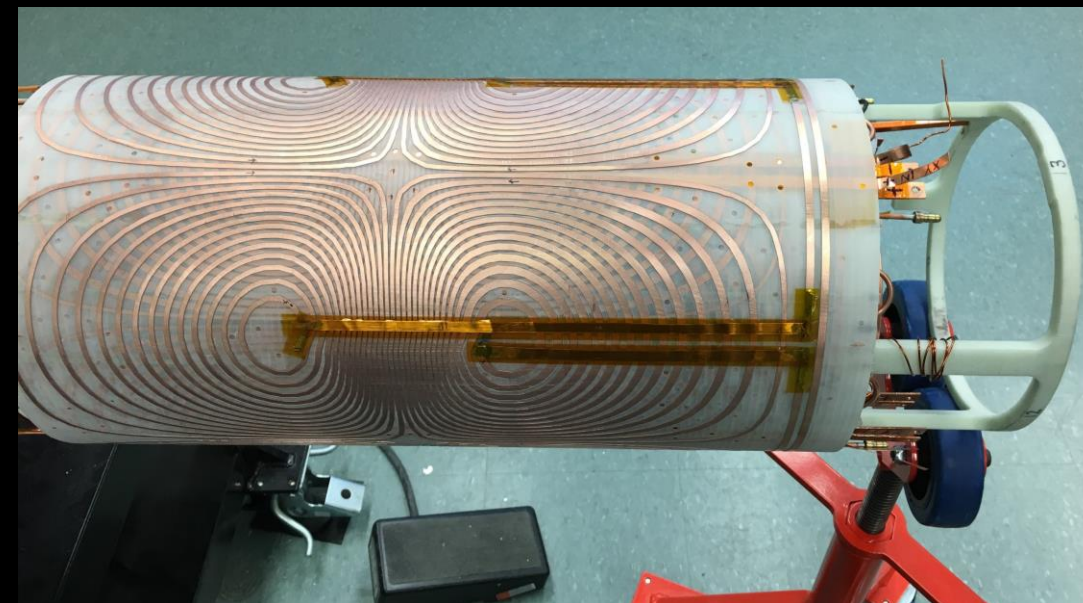
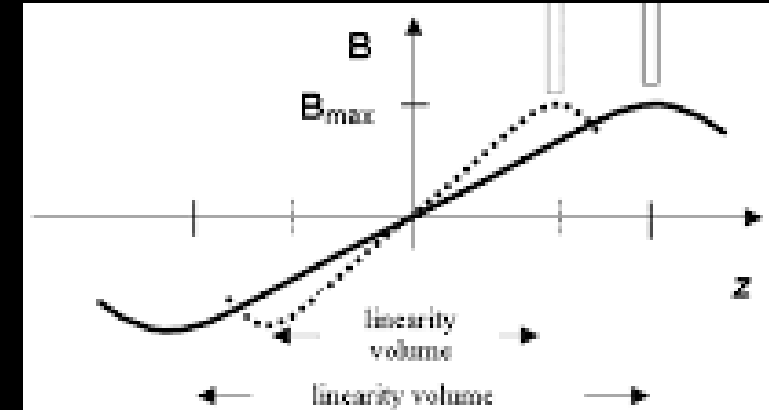
7T



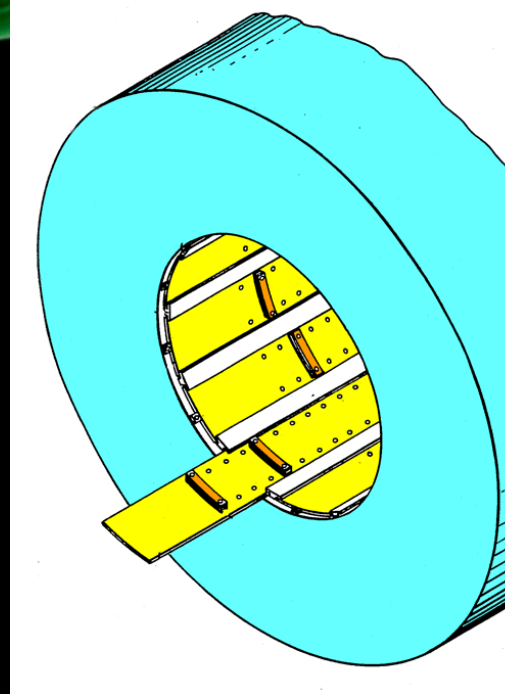
- Prostorová informace
- Parametry:
  - Max. amplituda (20 – 80 mT/m)
  - Slew rate (80 – 200 mT/m/ms)
  - Linearita
- Amplituda ~ Prost. rozliš
- Slew rate ~  $TE_{\min}$ ,  $TR_{\min}$ ...



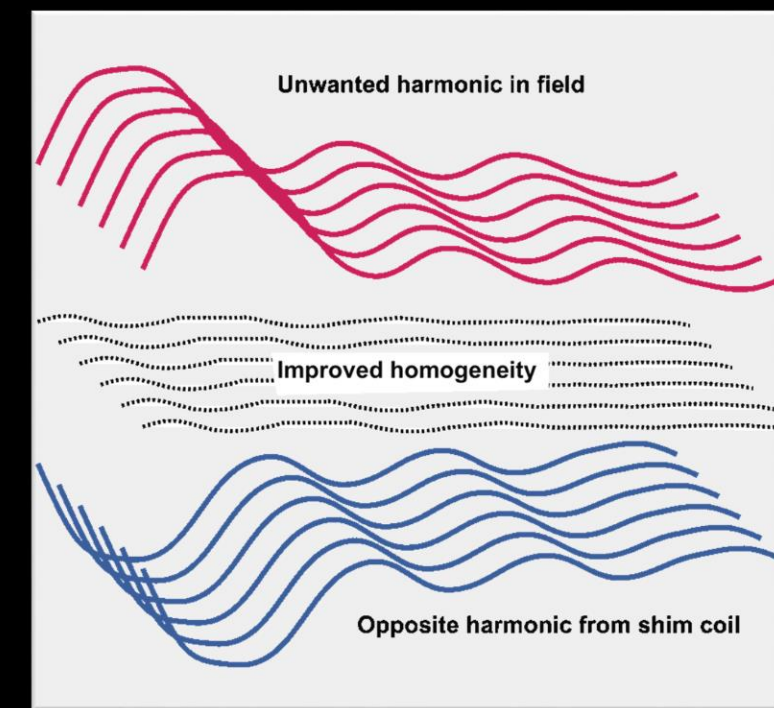
# GRADIENTY



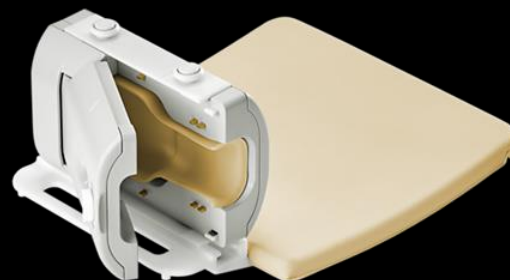
- Korekce nehomogenity mag. pole
- Pasivní/aktivní
- Minimalizace geometrického zkreslení
- Maximalizace signálu díky ideální Larmor. frekvence
- Lepší FatSat, MRS, EPI, fMRI...



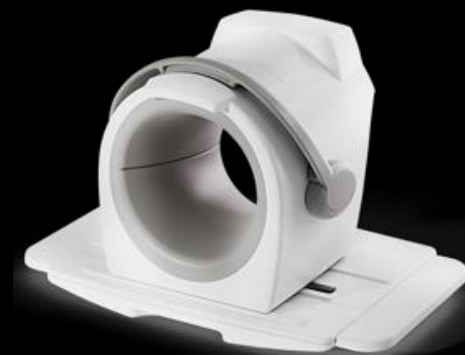
# SHIM



- Vysílací vs přijímací
- Celotělová
  - T/R, horší S/Š
- Povrchová
  - Blíže k tělu => lepší S/Š
  - Dedikované dle ant. oblasti
- Více-segmentová
  - Více cívek v jednom bloku
  - Pokrytí větších oblastí
  - Umožňují pokročilé techniky
  - Větší nehomogenita signálu

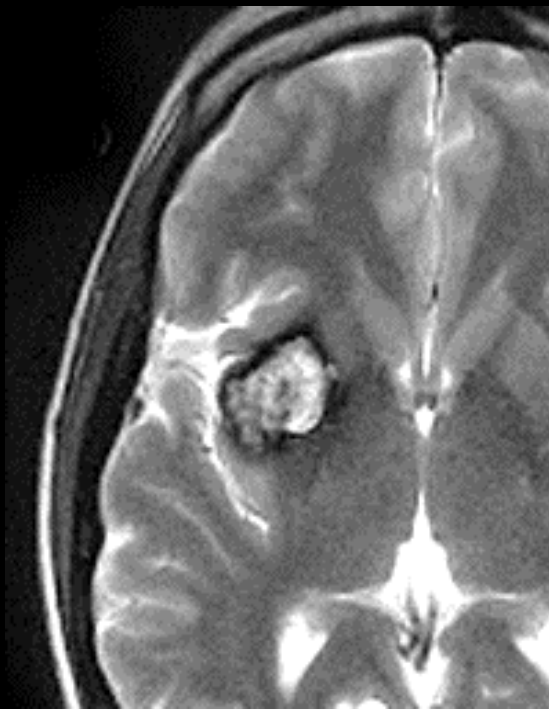
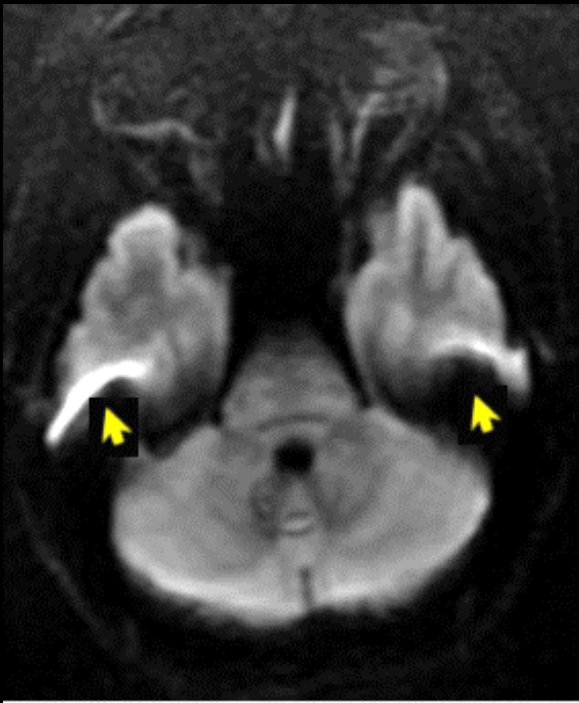
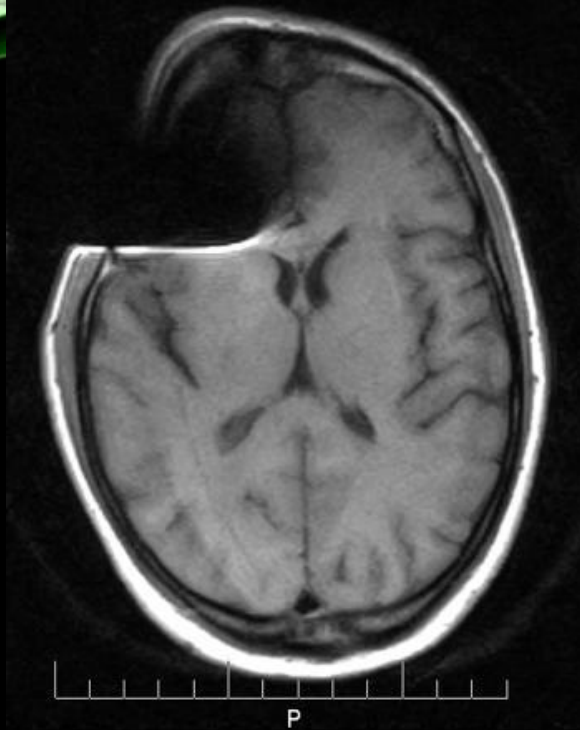


## RF CÍVKY



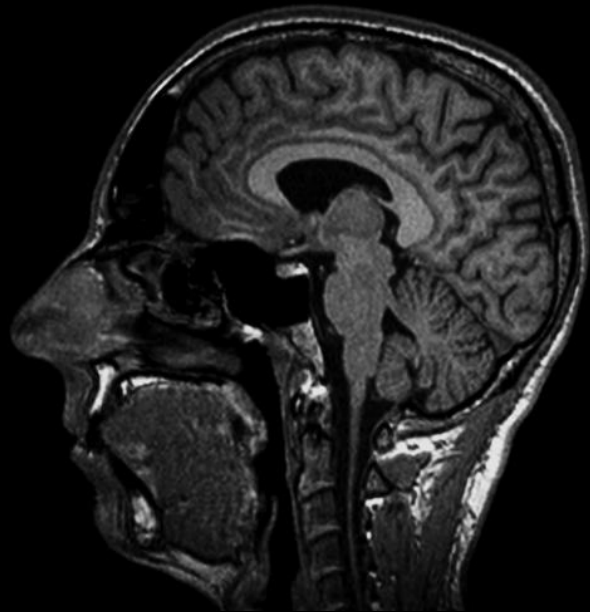
# ARTEFAKTY

- Nehomogenita  $B_0$ 
  - Špatně seřízený stroj
  - Kovový předmět
  - Rozdíl susceptibilit



# ARTEFAKTY

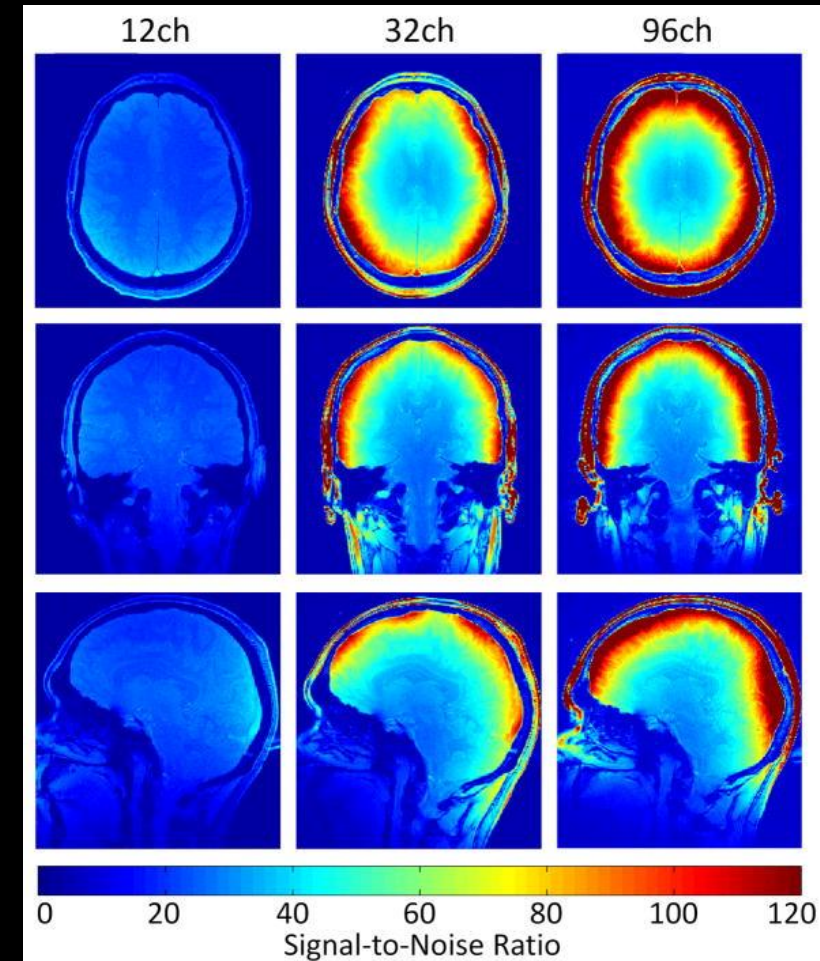
- Nehomogenita  $B_1$ 
  - Lokální nepřesnot úhlu RF pulzu
  - Nehomogenita přijímaného signálu (povrch cívky)



1 kanálová



Multi-kanálová

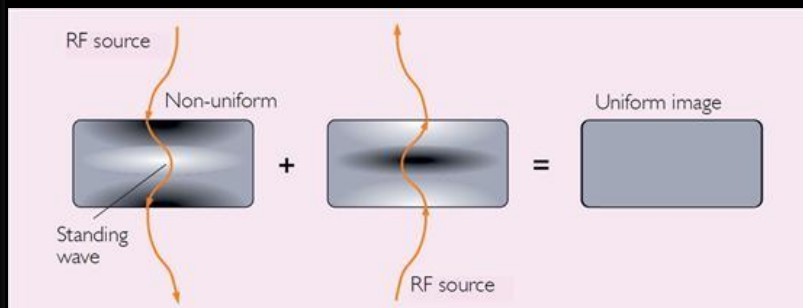
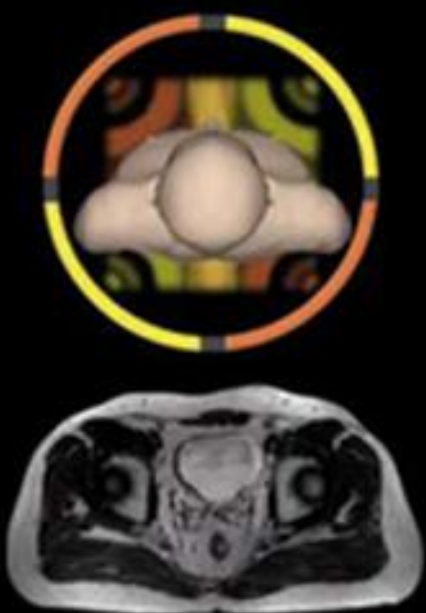
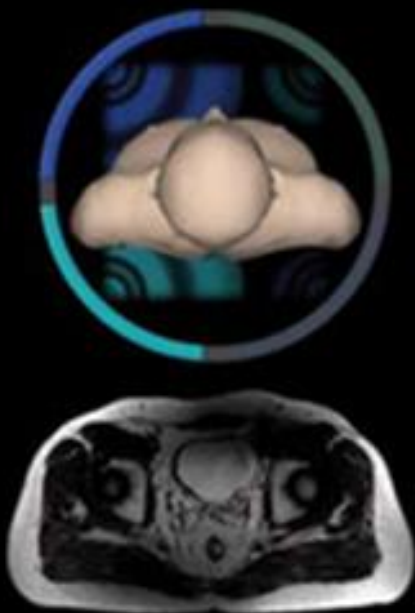


# ARTEFAKTY

- Nehomogenita  $B_1$ 
  - Dielektrický jev
  - Vlnová délka v těle  $\sim 25$  cm (3T)

Conventional

Multi Phase Transmit



FLAIR 7T

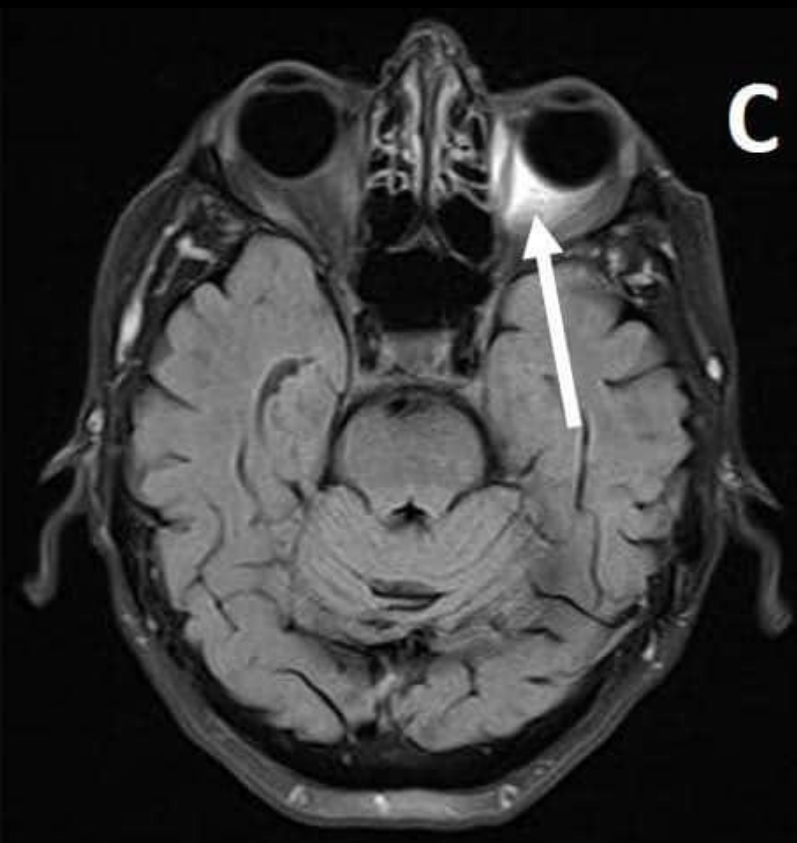
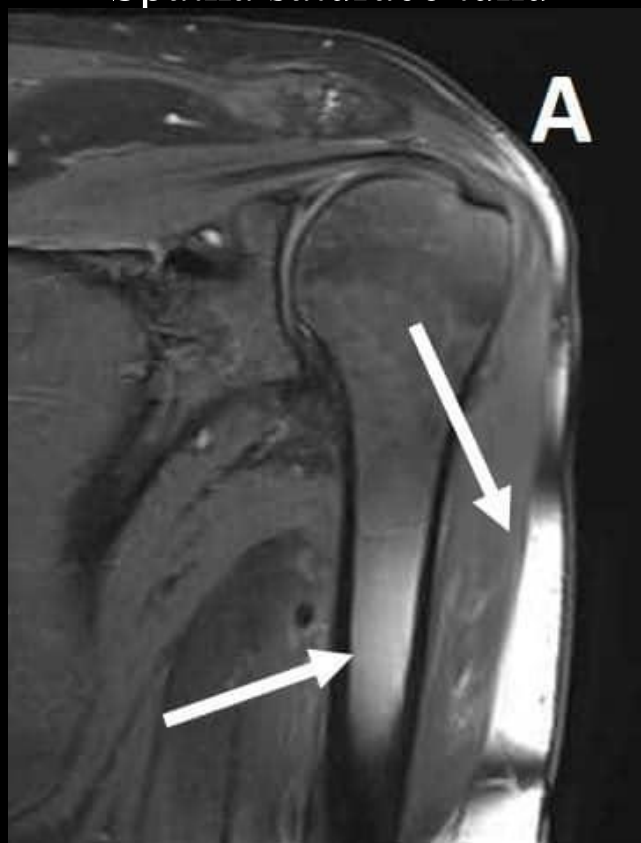


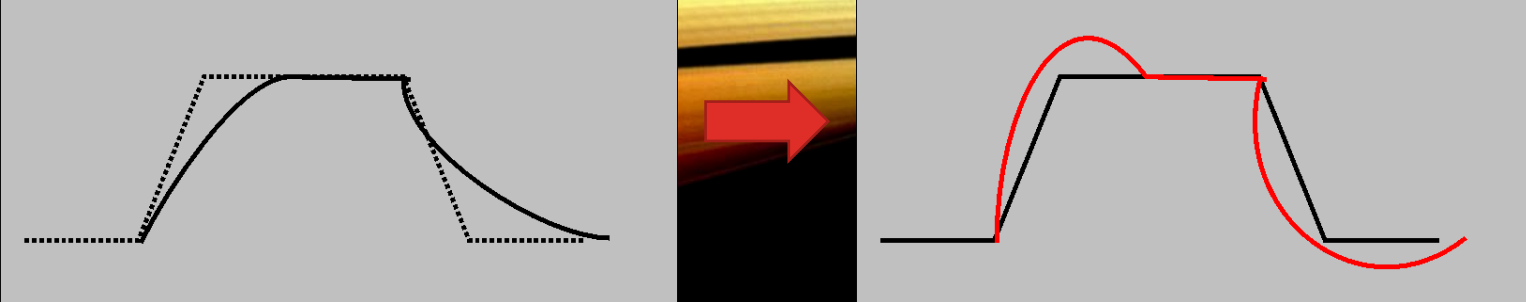
B



# ARTEFAKTY

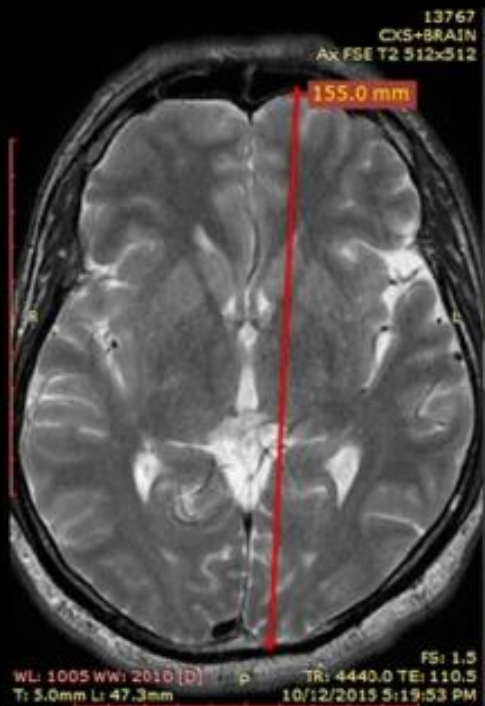
- Nehomogenita  $B_1$ 
  - Špatná saturace tuku



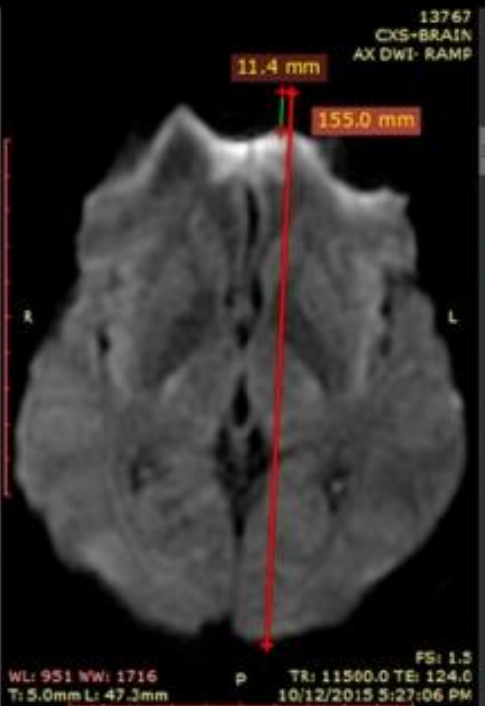


# ARTEFAKTY

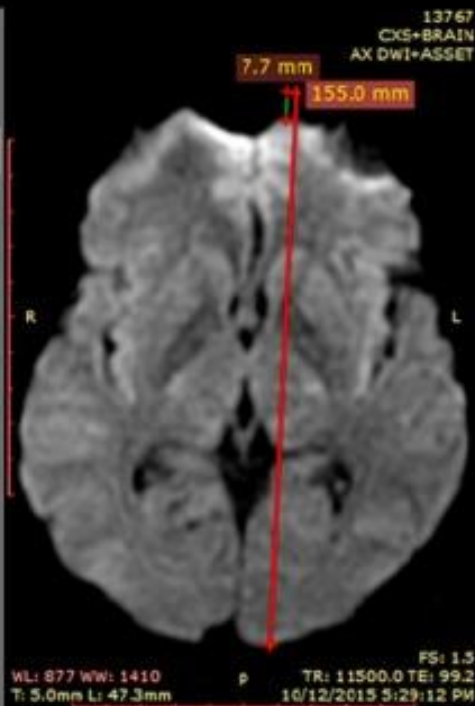
- Nedokonalost gradientů
- Geometrická distorze



A



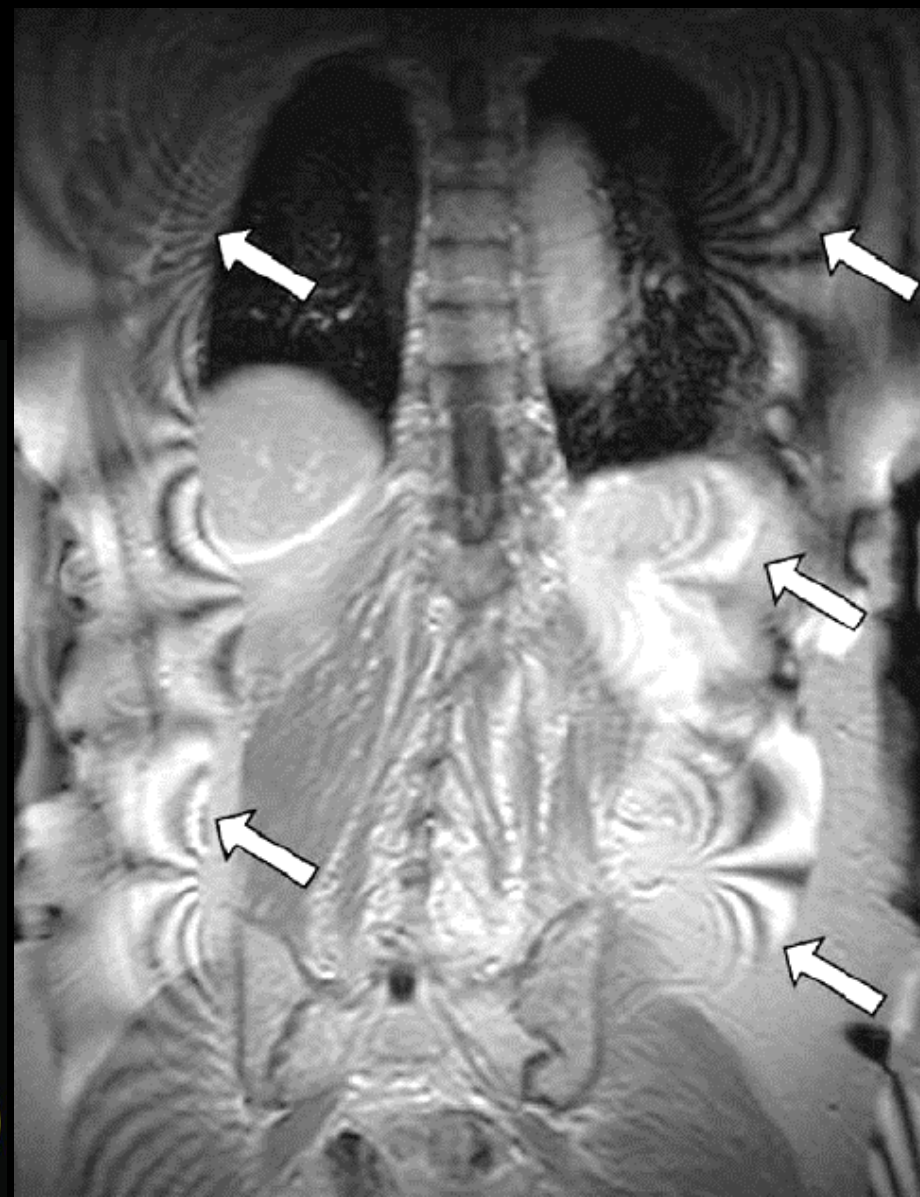
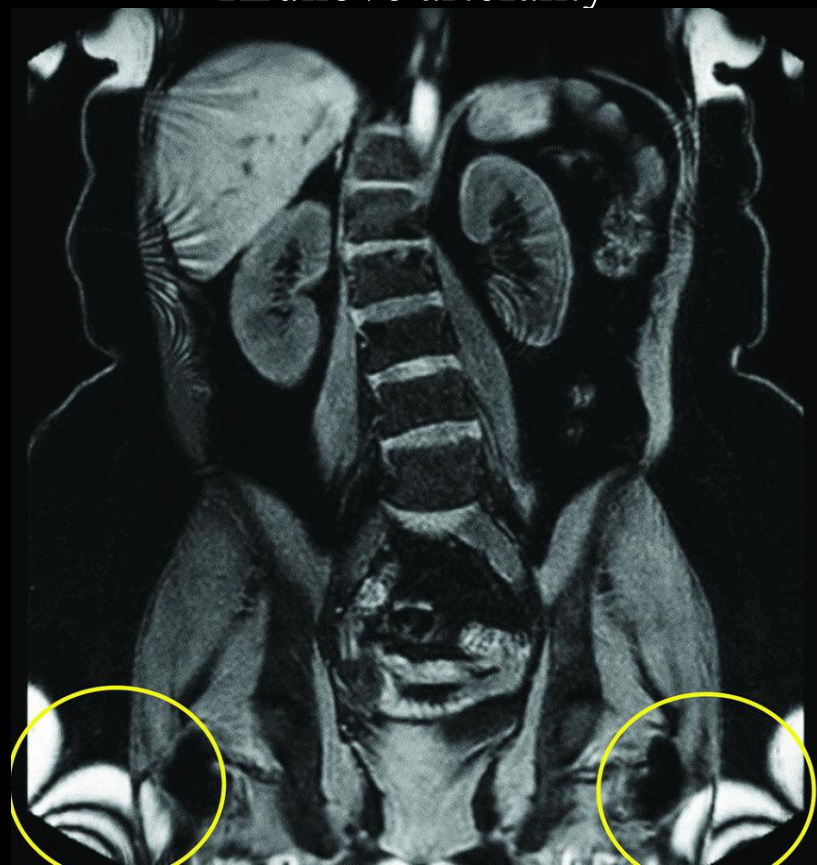
B



C

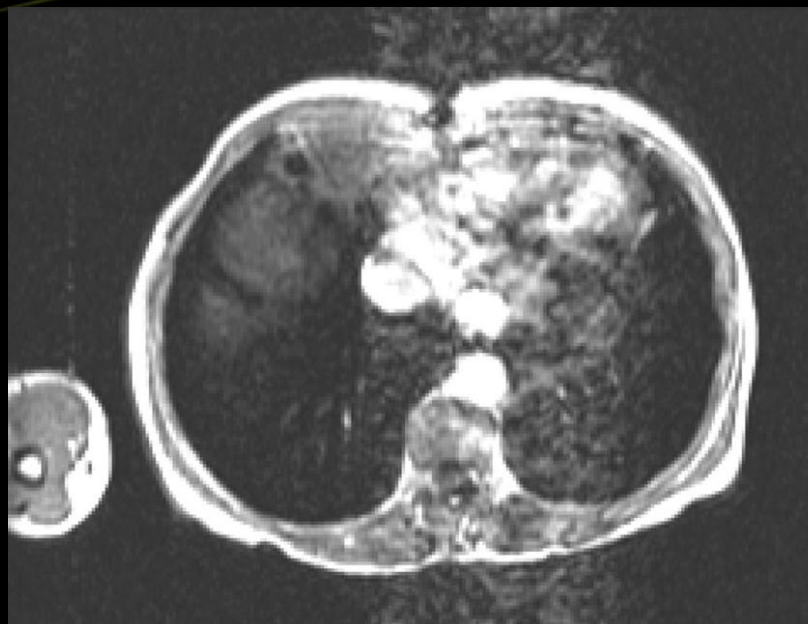


- Nedokonalost gradientů
- Kruhové artefakty

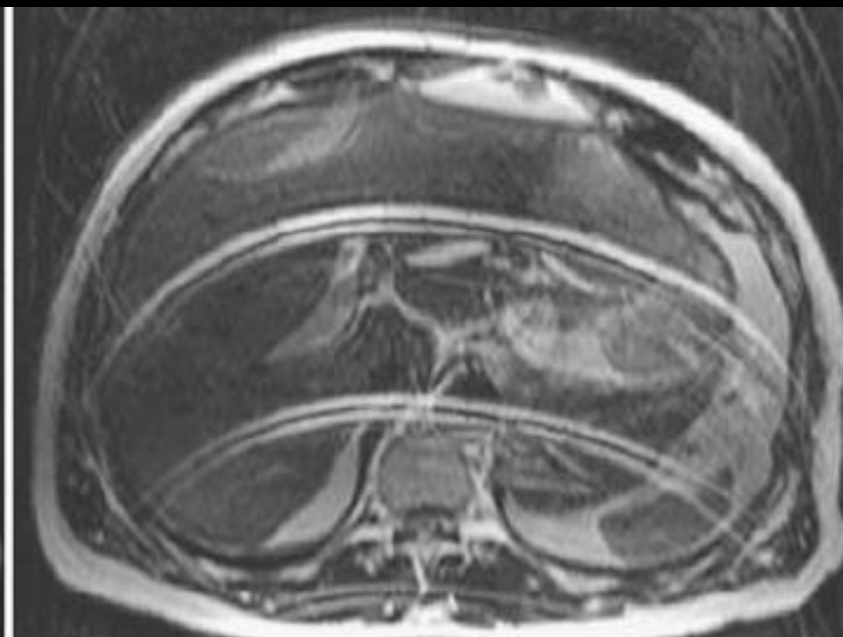
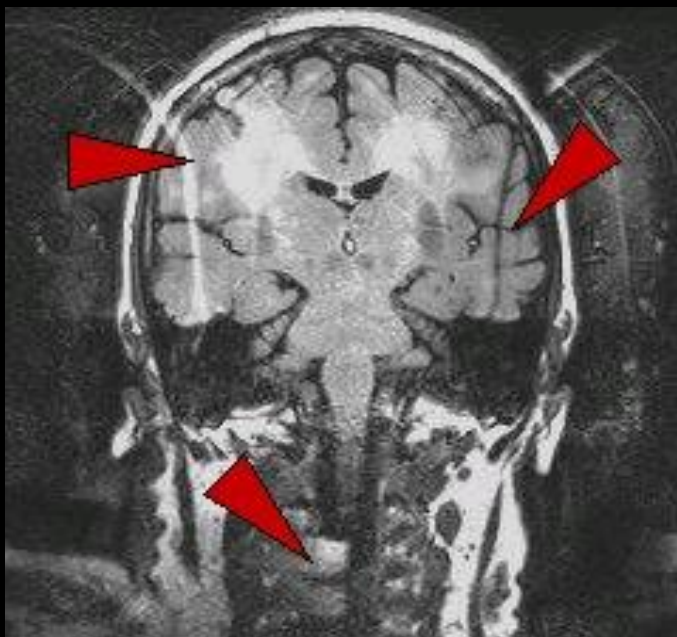


ARTEFAKTY

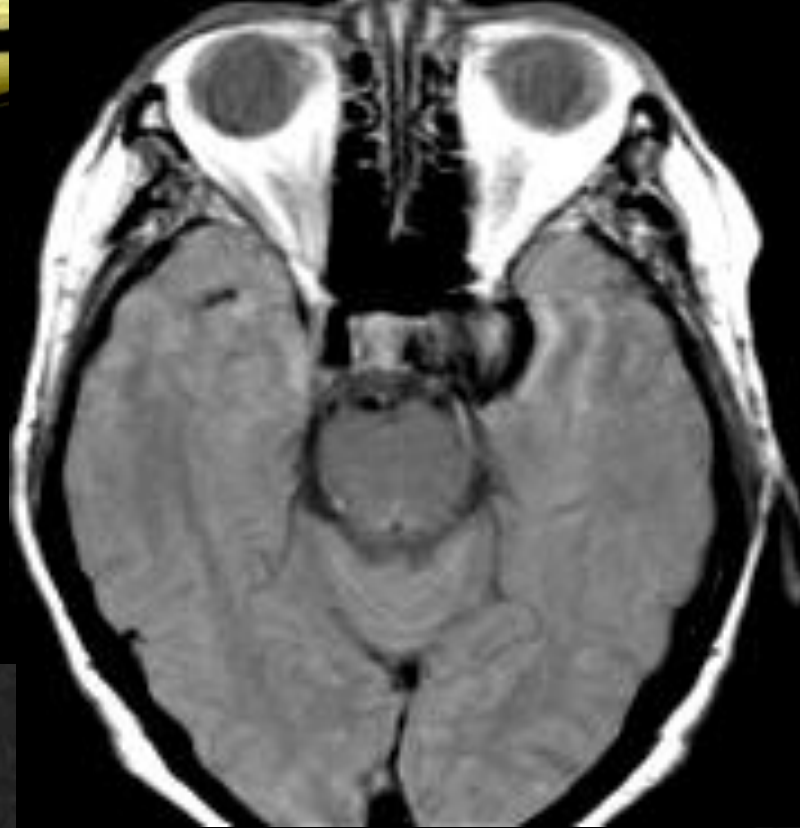
- Pohyb, tok
  - Špatná lokalizace fází signálu



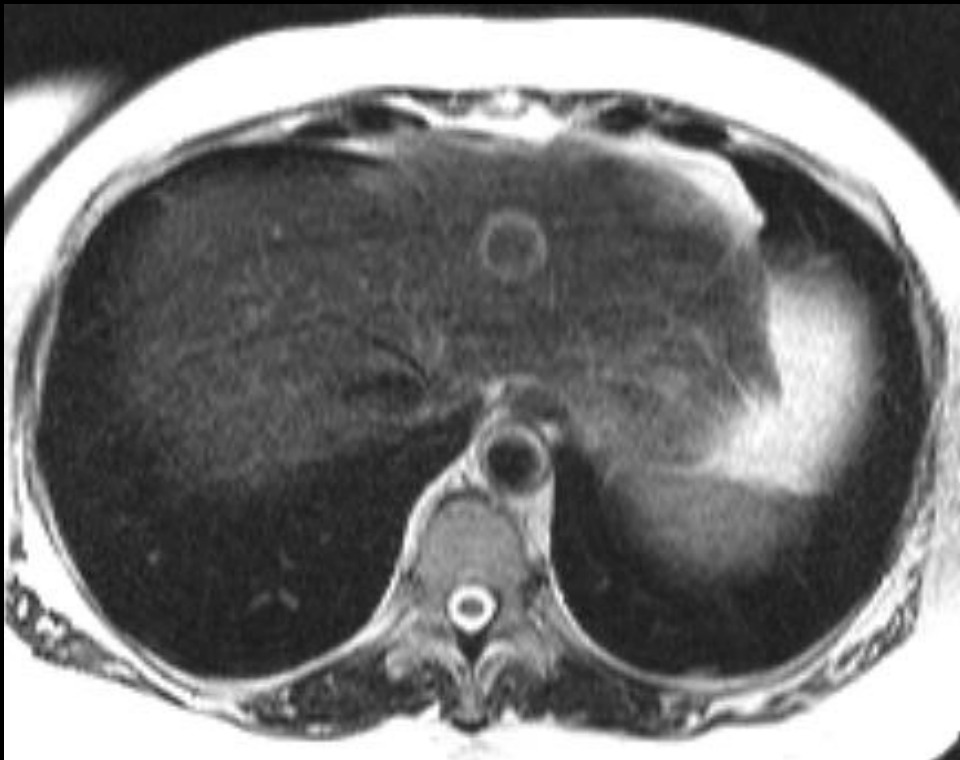
# ARTEFAKTY



- Pohyb, tok
  - Špatná lokalizace fází signálu



## ARTEFAKTY



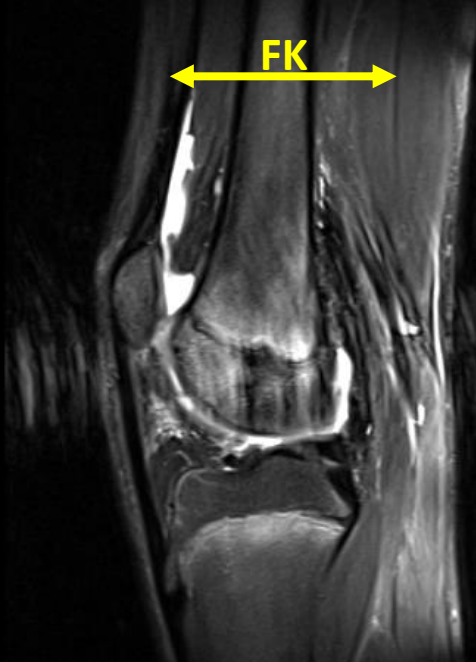
# ARTEFAKTY

- Možnosti potlačení pohybu
  - Náběr se zadržným dechem
  - Náběr synchronizován s dechovou křivkou
  - Náběr synchronizován s pohybem bránice
  - Náběr synchronizován s EKG
  - Změna typu náběru dat (Propeller/MultiVane)

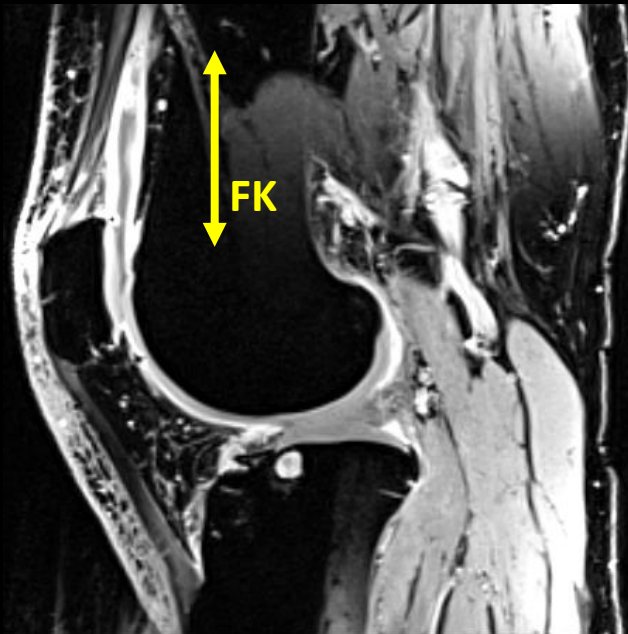
# ARTEFAKTY

- Možnosti potlačení toku
  - Vhodný směr fázového kódování

**NPW = off**



**NPW = off**

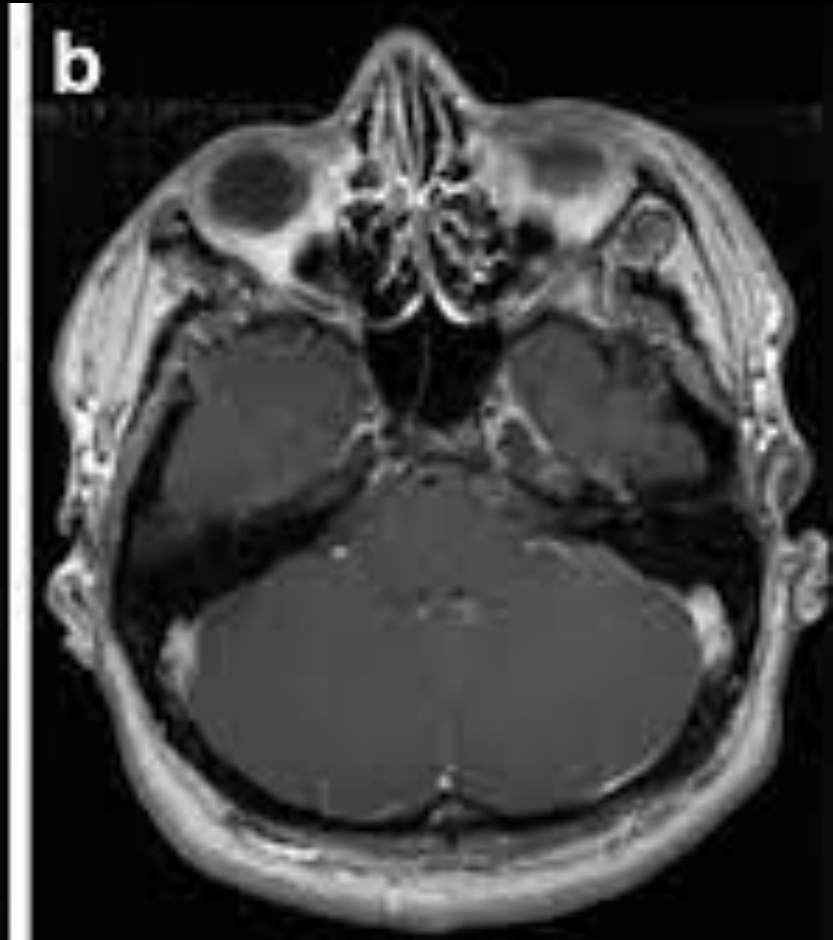
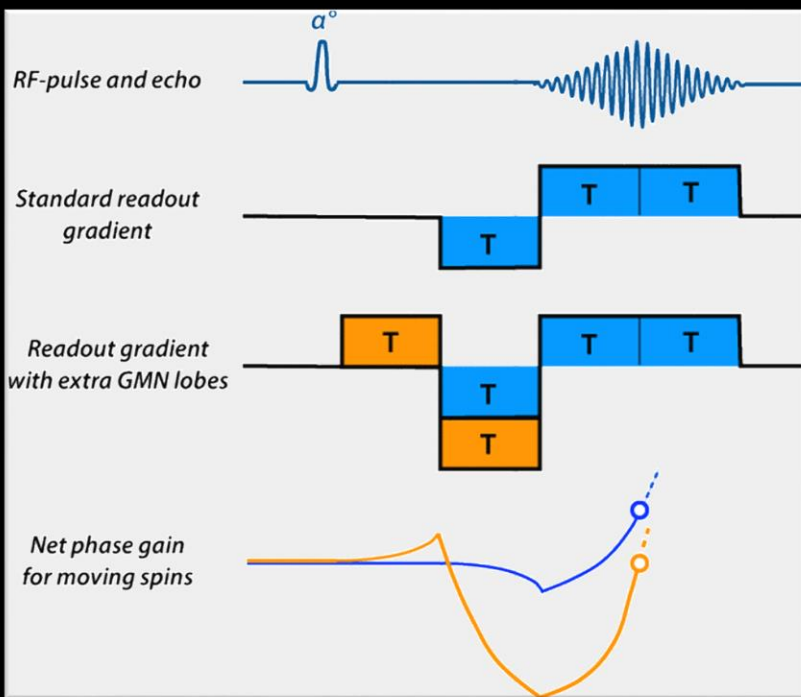


**NPW = on**



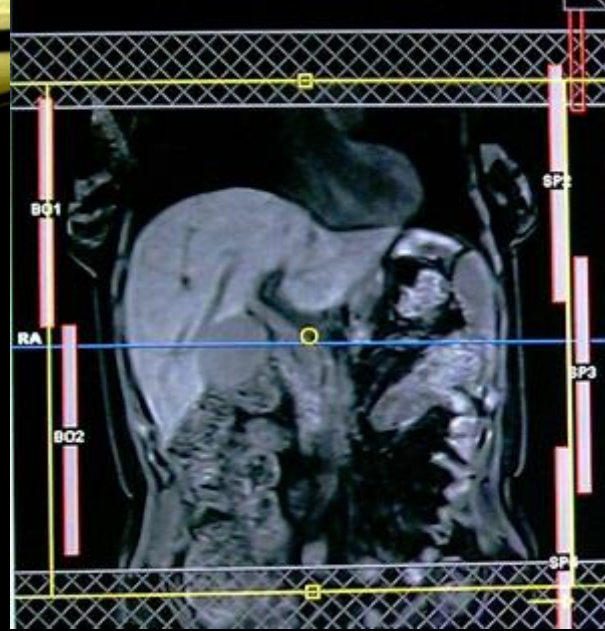
# ARTEFAKTY

- Možnosti potlačení toku
  - Přidání gradientního pulzu

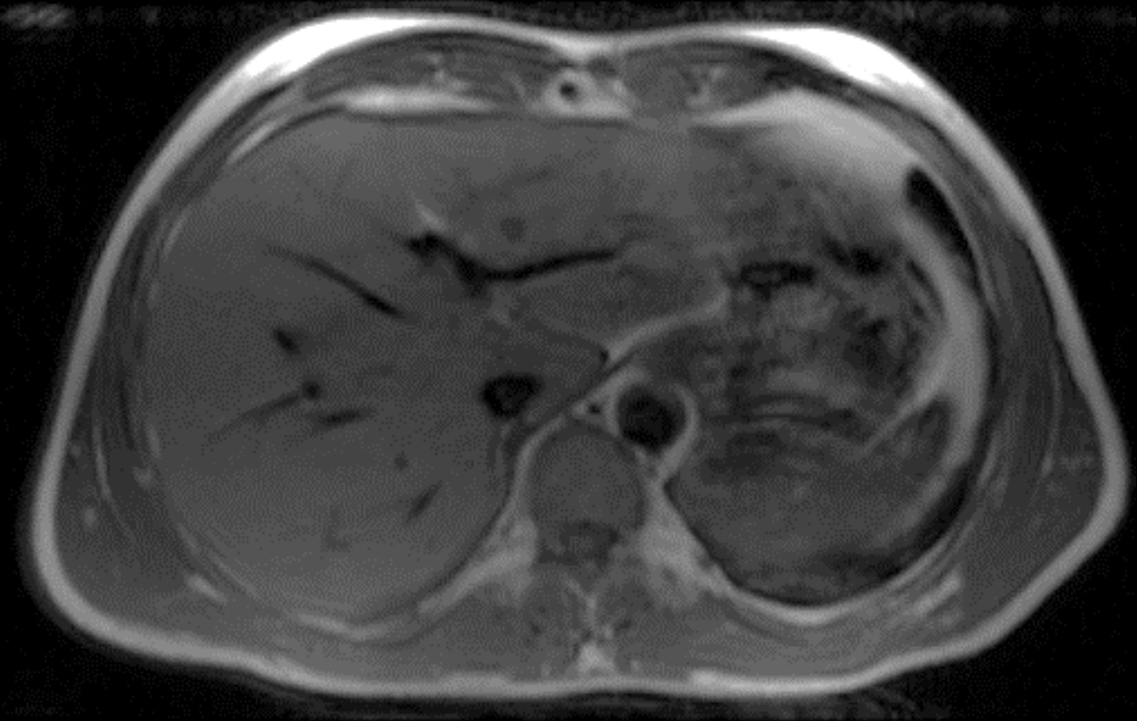




- Možnosti potlačení toku
  - Prostorová saturace

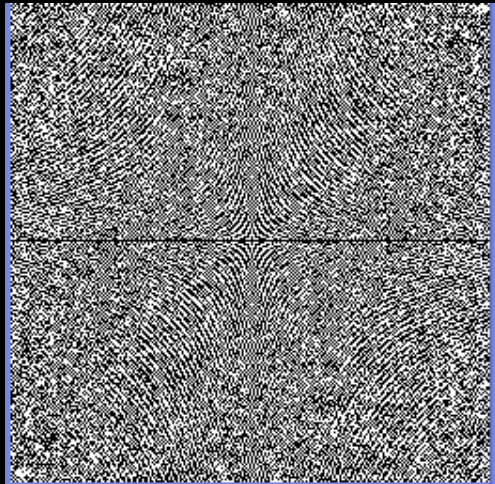


# ARTEFAKTY

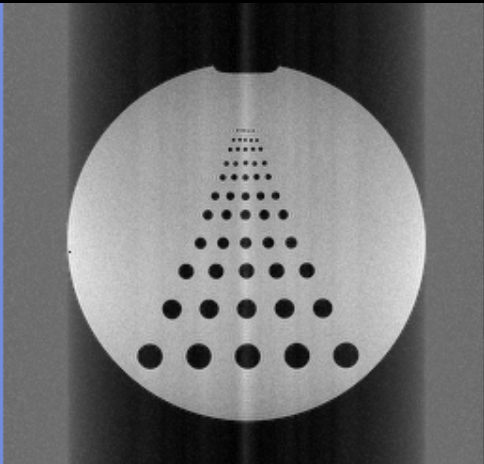


# ARTEFAKTY

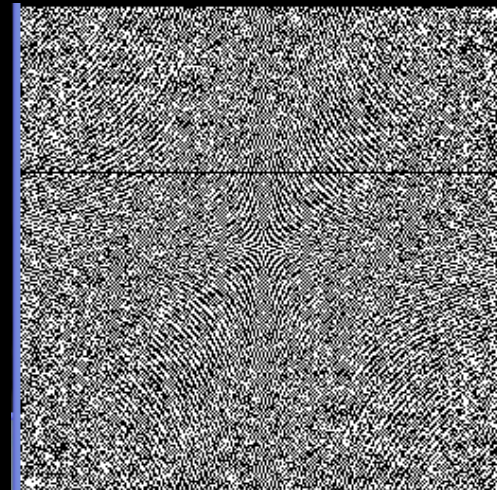
- Vypadek řádku signálu



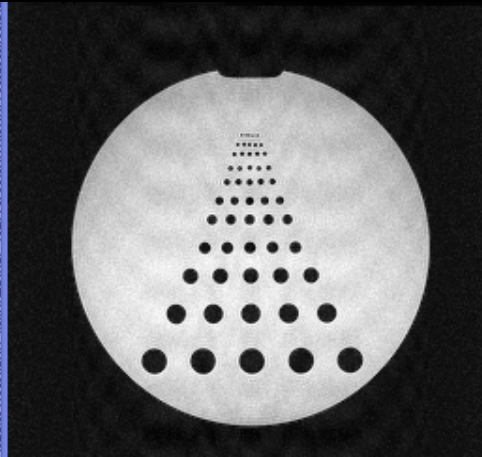
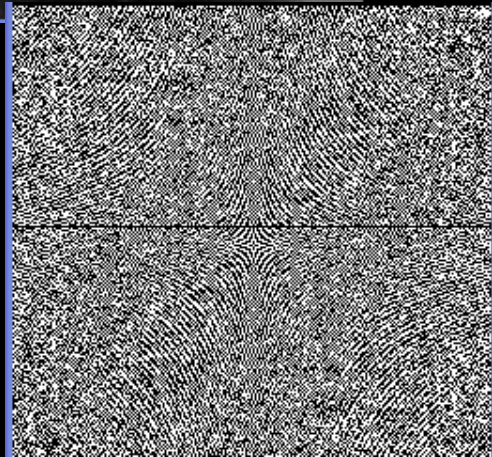
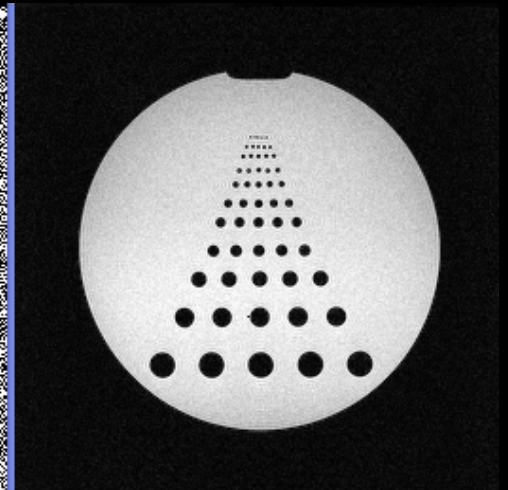
Řádek 0



Řádek 10

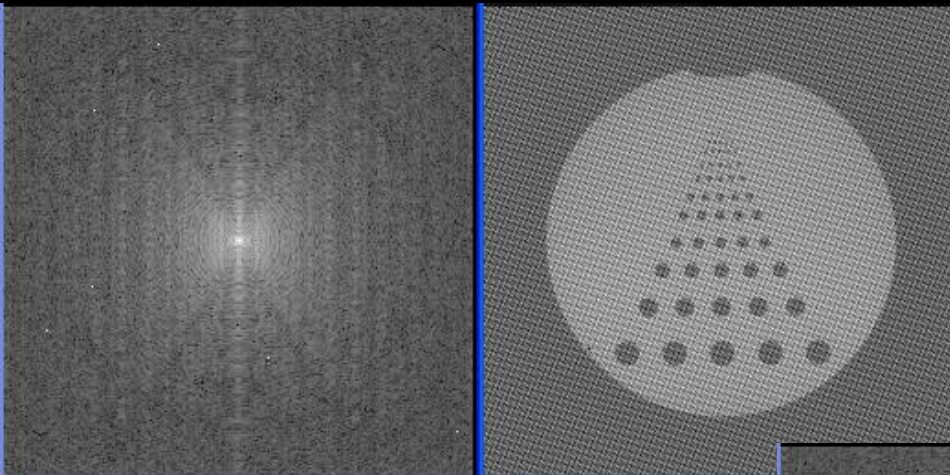


Řádek 40



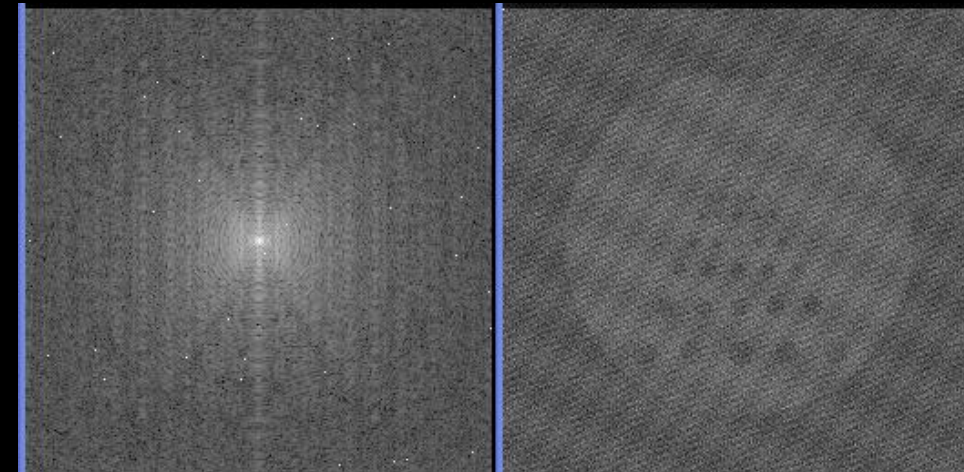
# ARTEFAKTY

- Výpadek více bodů signálu (jiskření)

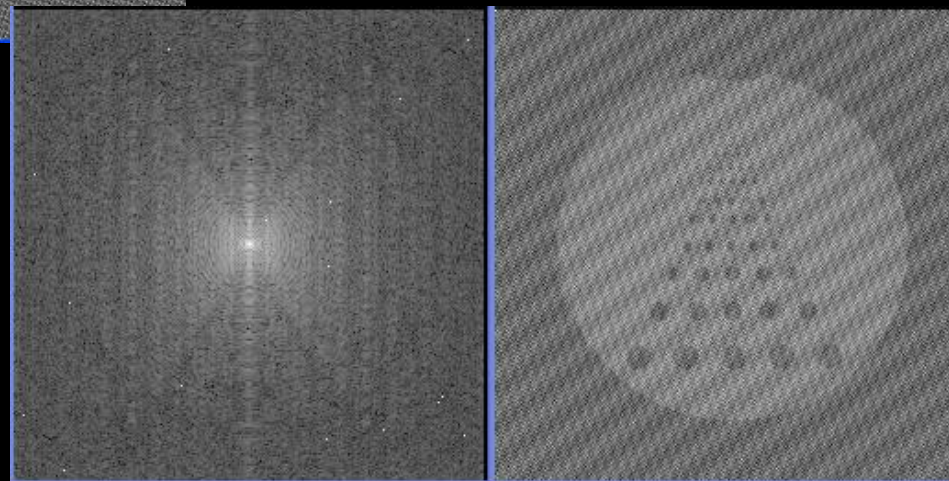


5 jisker

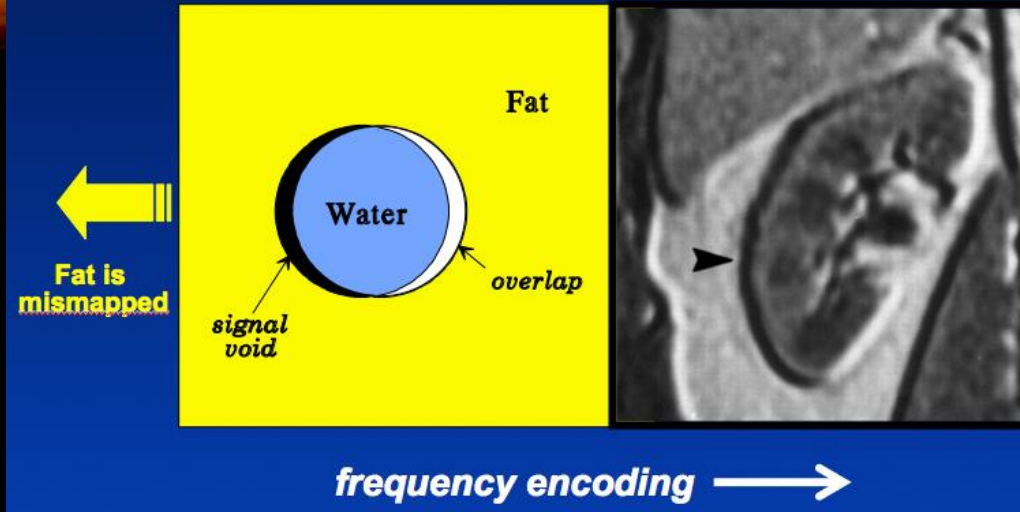
15 jisker



35 jisker



## Chemical Shift Artifact



- Chemický posun

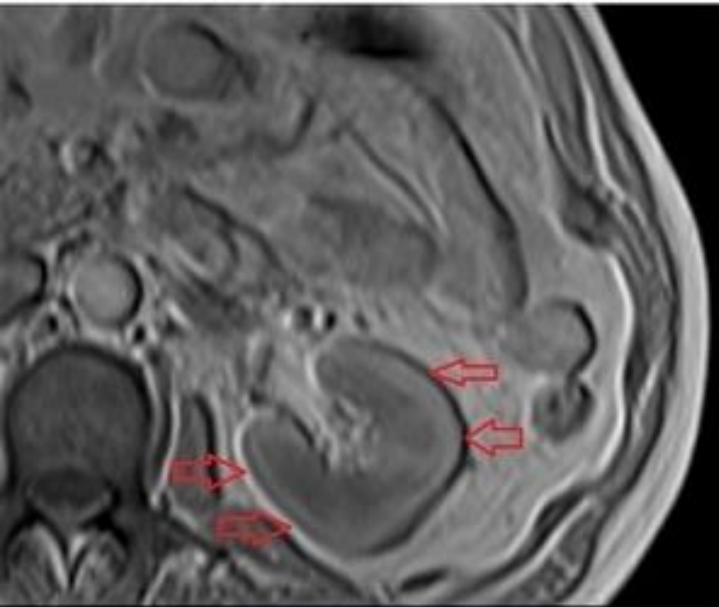
## ARTEFAKTY



# ARTEFAKTY

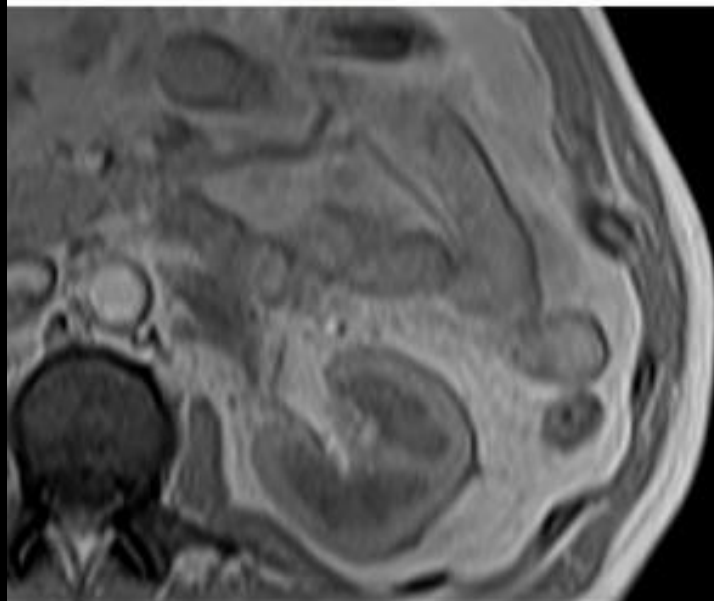
- Chemický posun – zvýšení BW = snížení posunu

Bandwidth 130

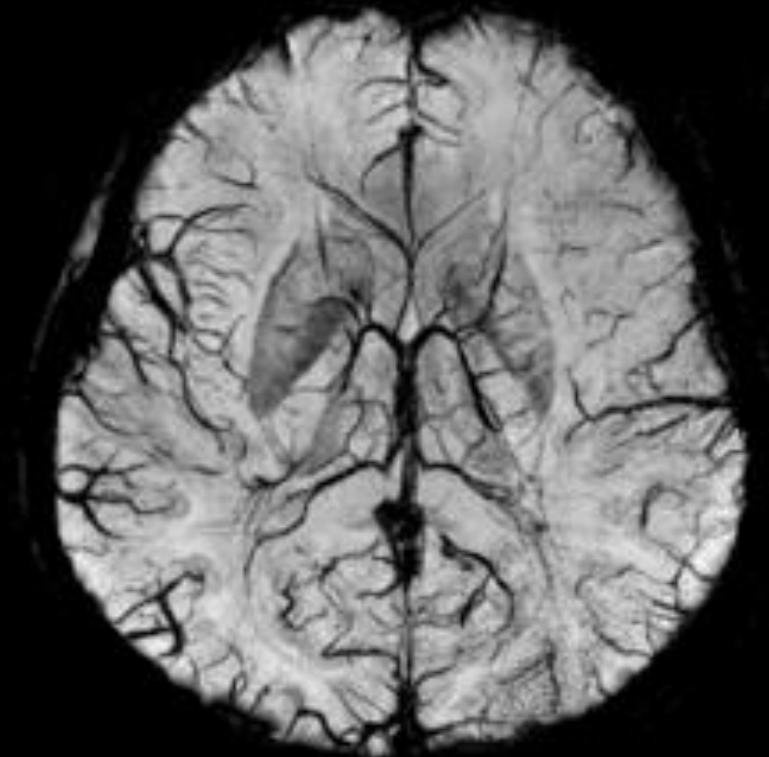


High chemical shift artefacts

Bandwidth 450



Low chemical shift artefacts



# ARTEFAKTY

- Částečný objem => zmenšit voxel



# ARTEFAKTY

- Překlopení
  - Větší FOV
  - Změna FK
  - NPW

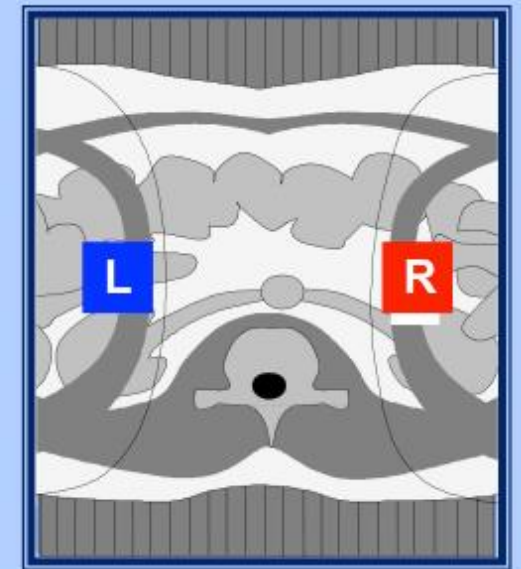
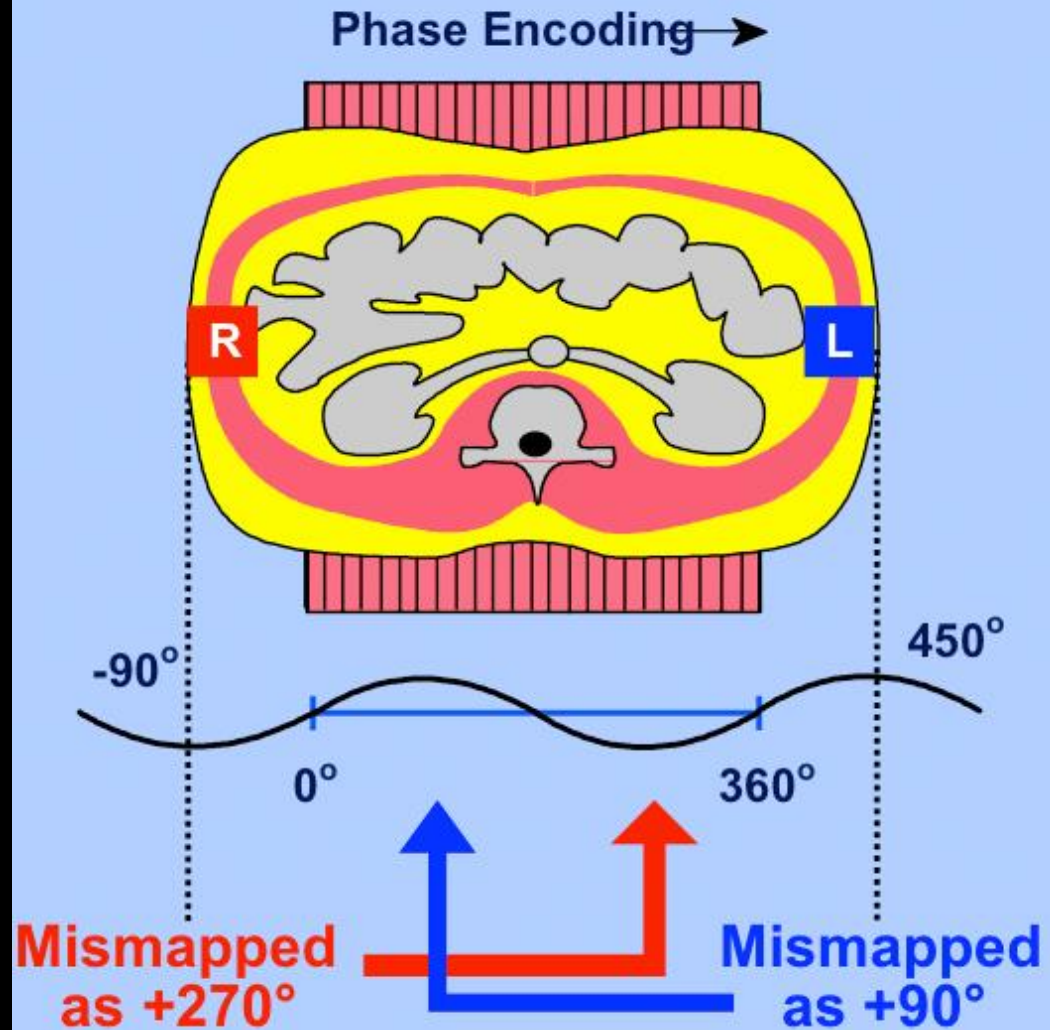
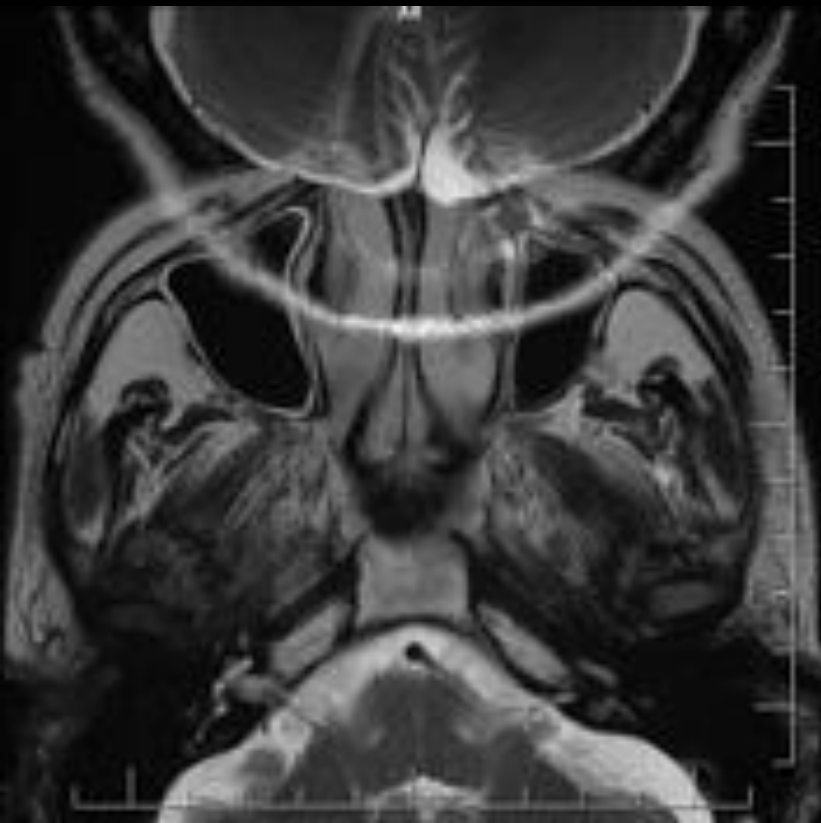
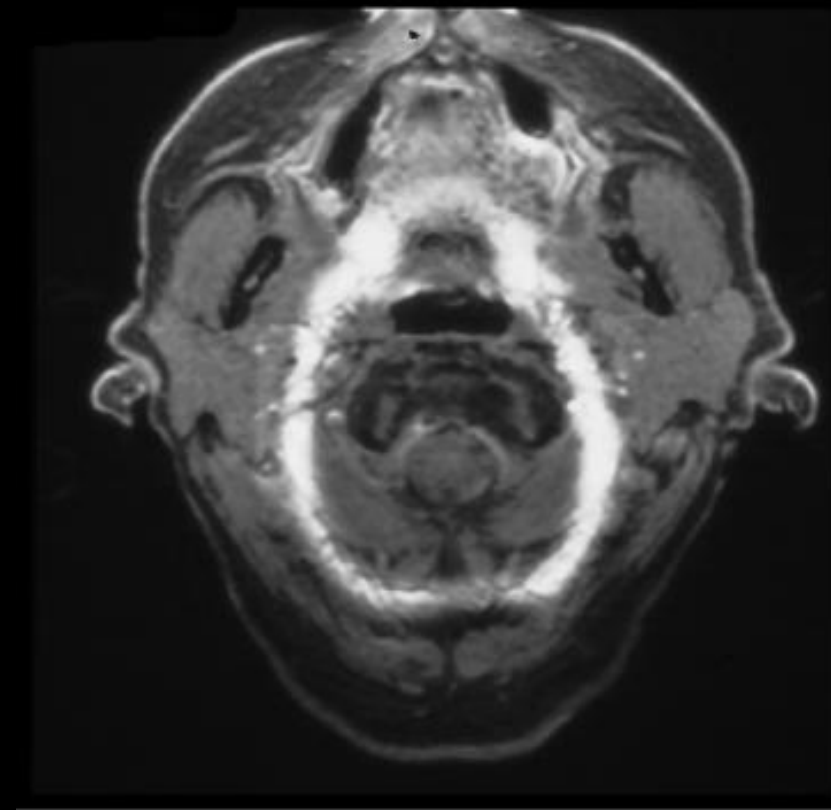


image with phase wrap-around artifact

- Překlopení



## ARTEFAKTY



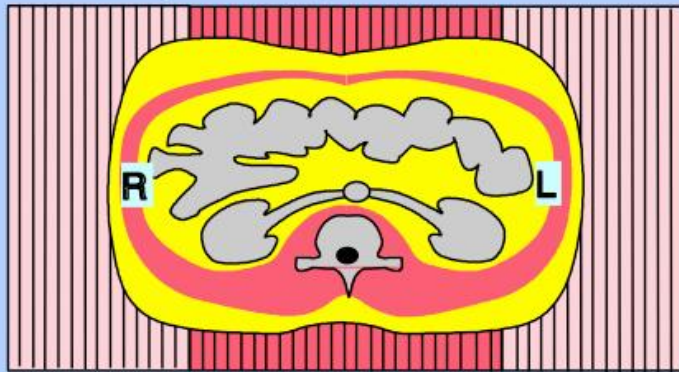


# ARTEFAKTY

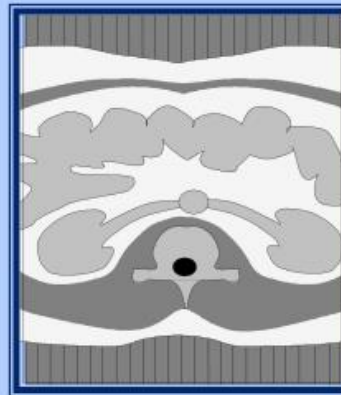
- Překlopení

Phase Encoding →

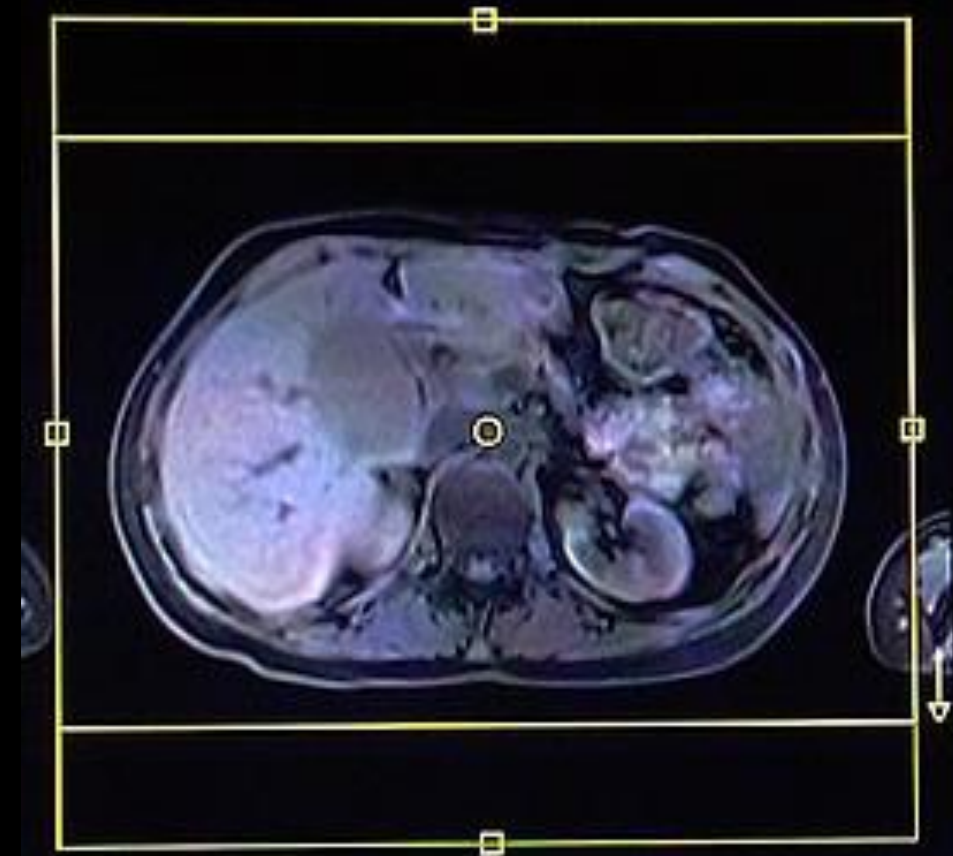
FOV<sub>p</sub> and N<sub>p</sub> both increased

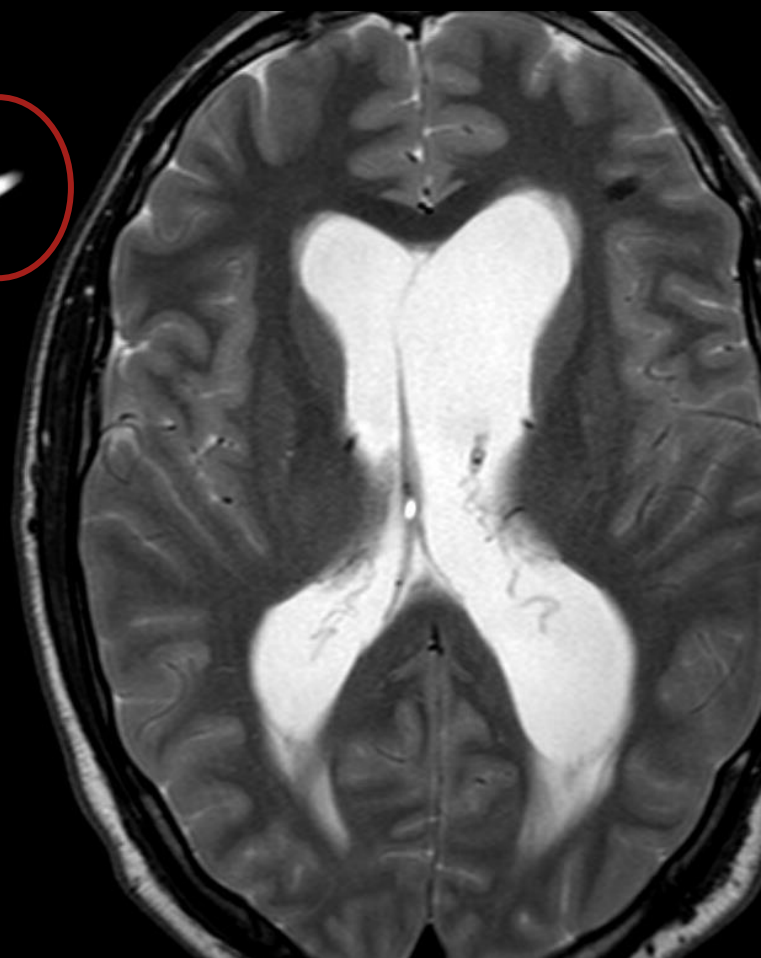


Pixel width =  $\text{FOV}_p / N_p$  is unchanged



Only central portion of the FOV is reconstructed





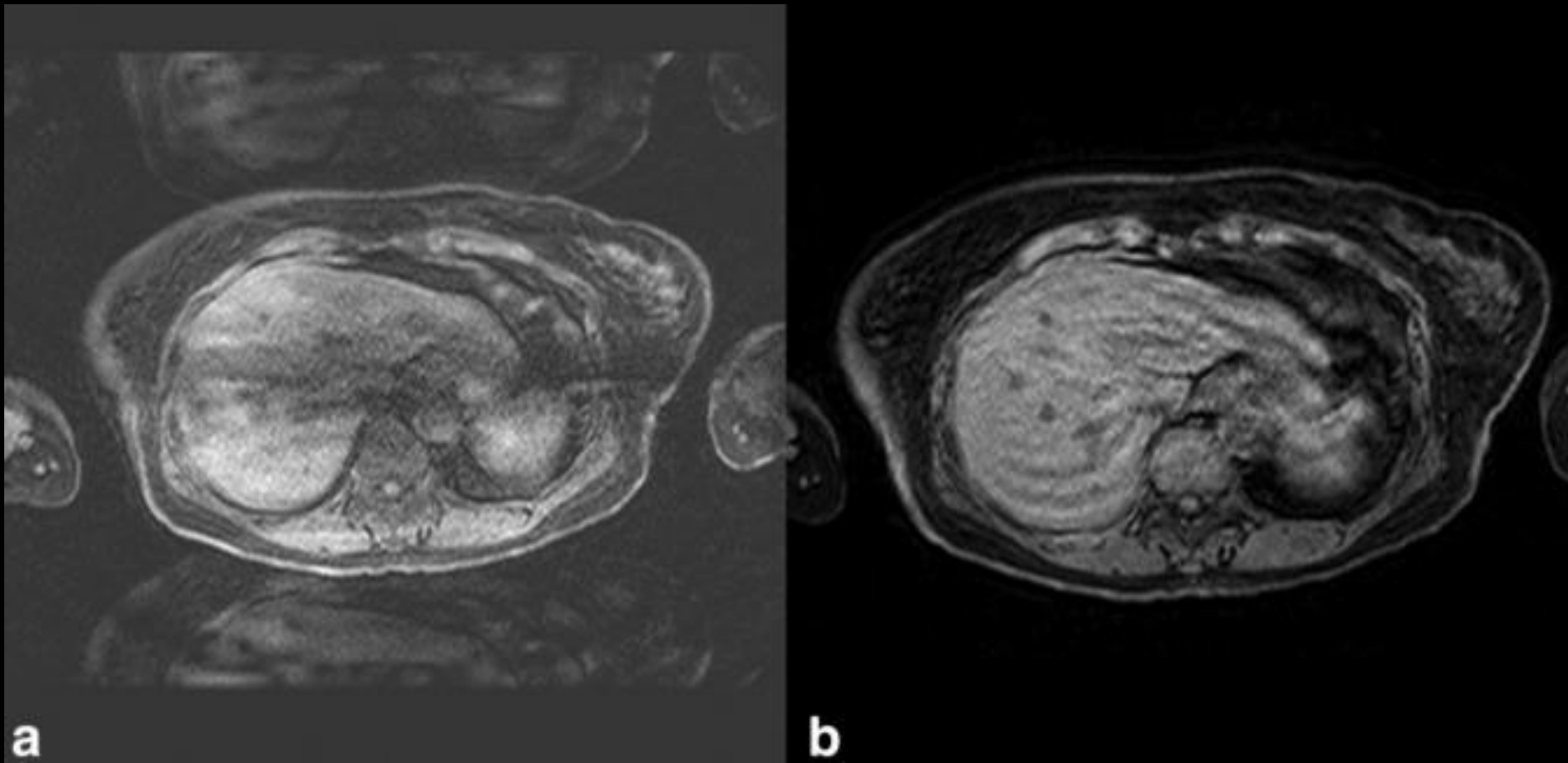
# ARTEFAKTY

- Překlopení vs SENSE



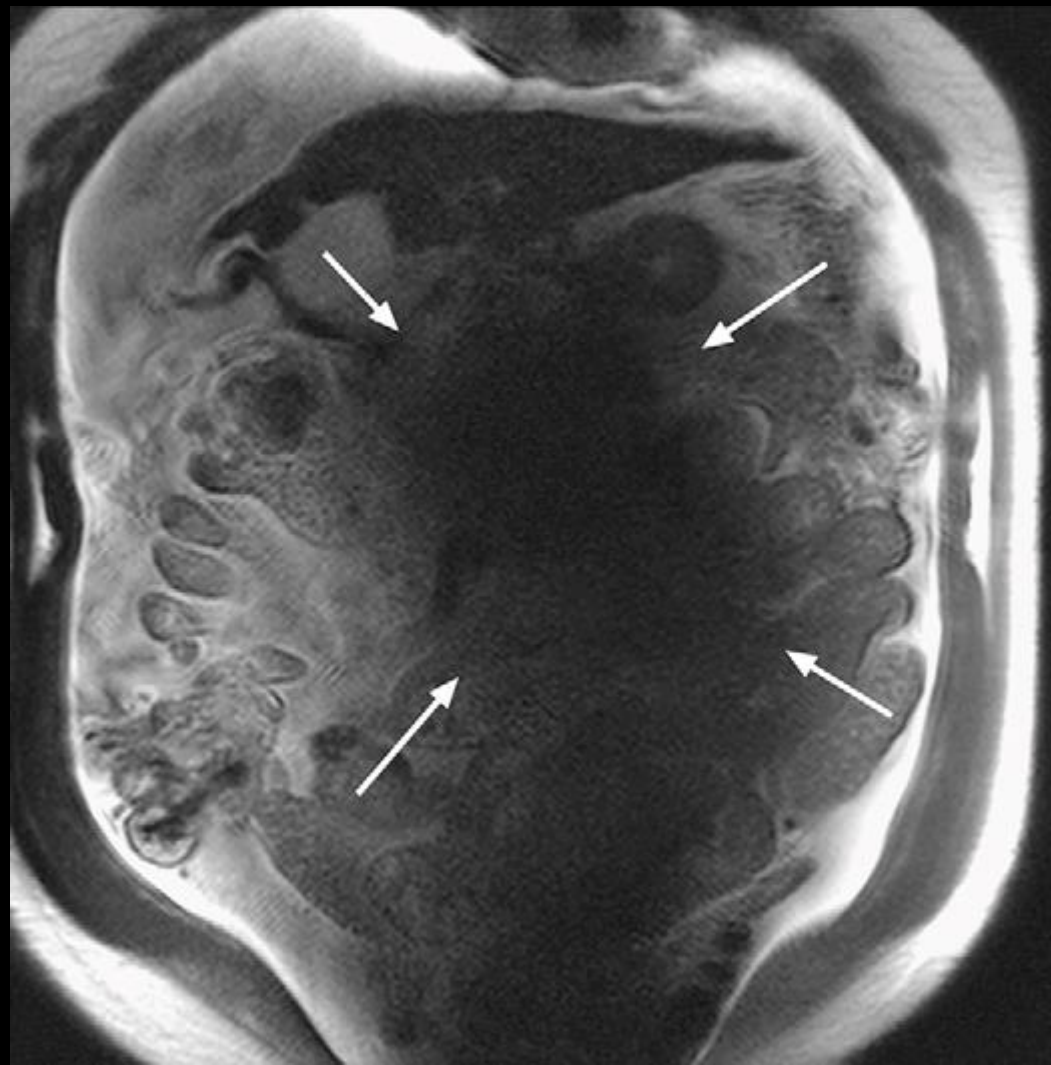
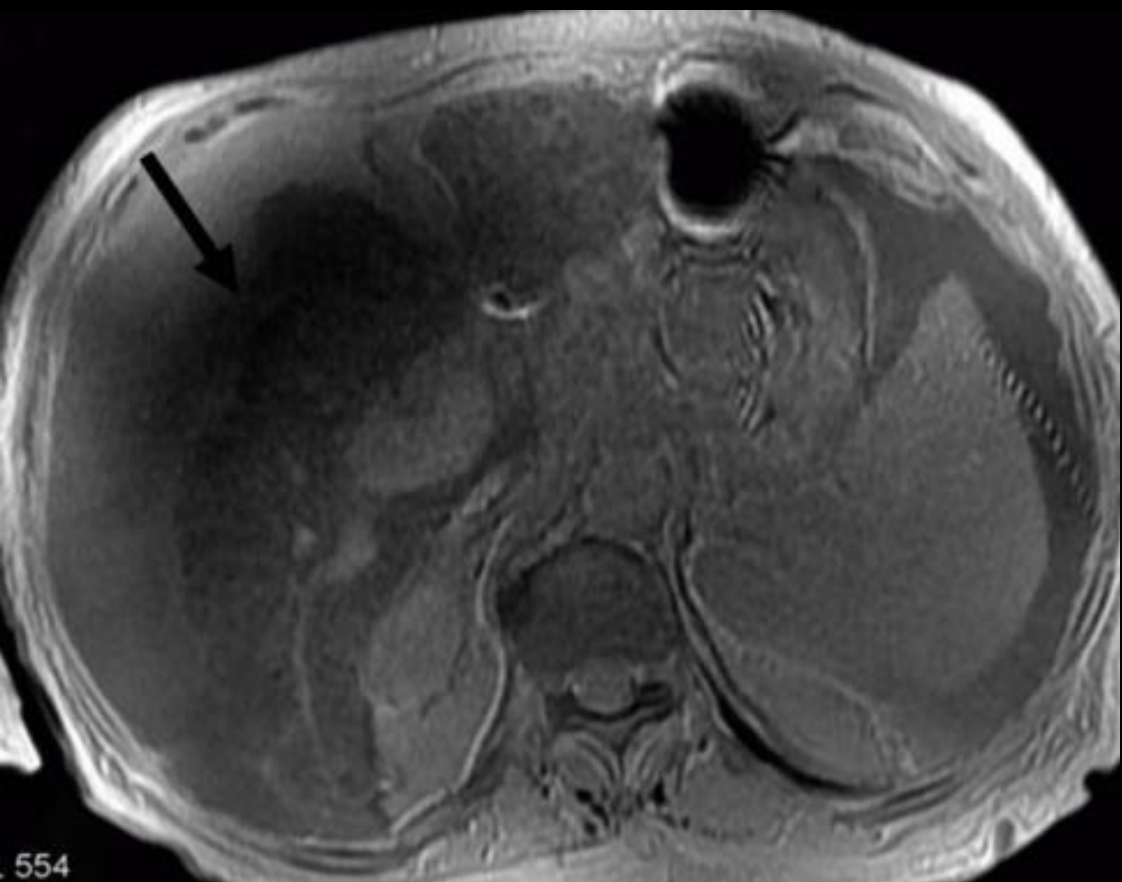
# ARTEFAKTY

- Špatná kalibrace SENSE



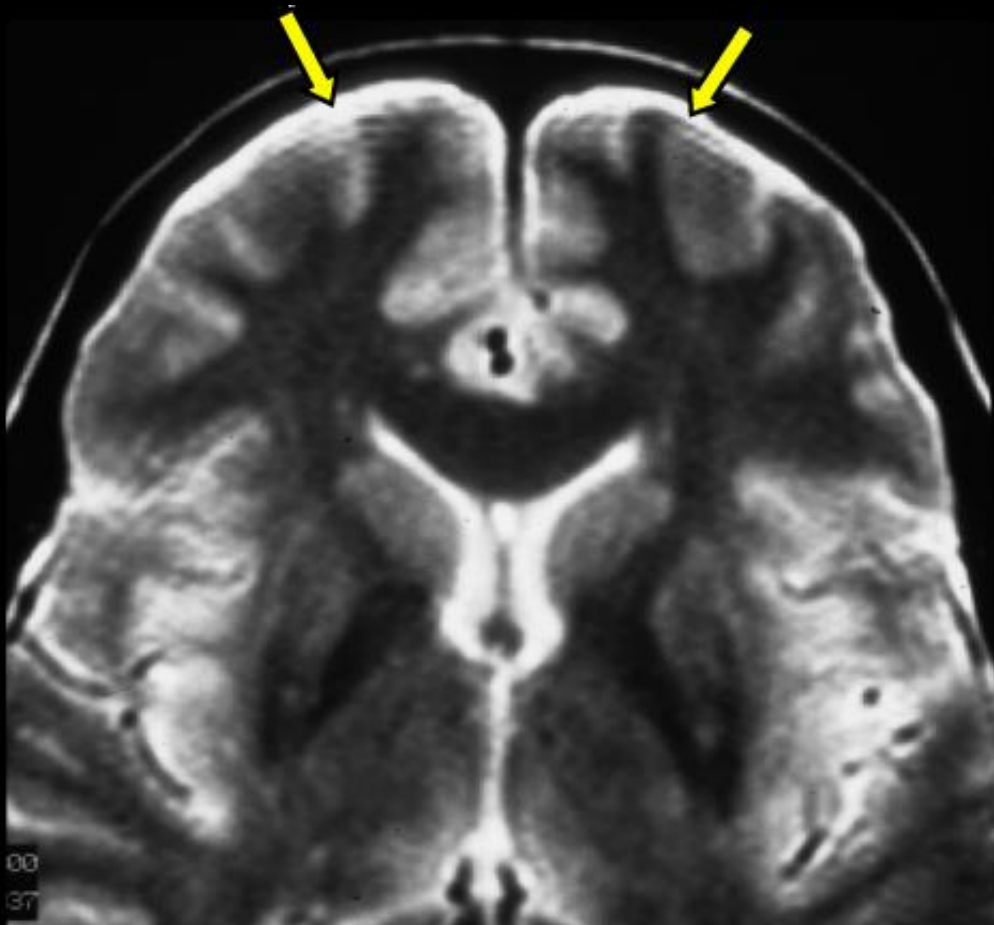
# ARTEFAKTY

- Dielektrický efekt



# ARTEFAKTY

- Gibbsův



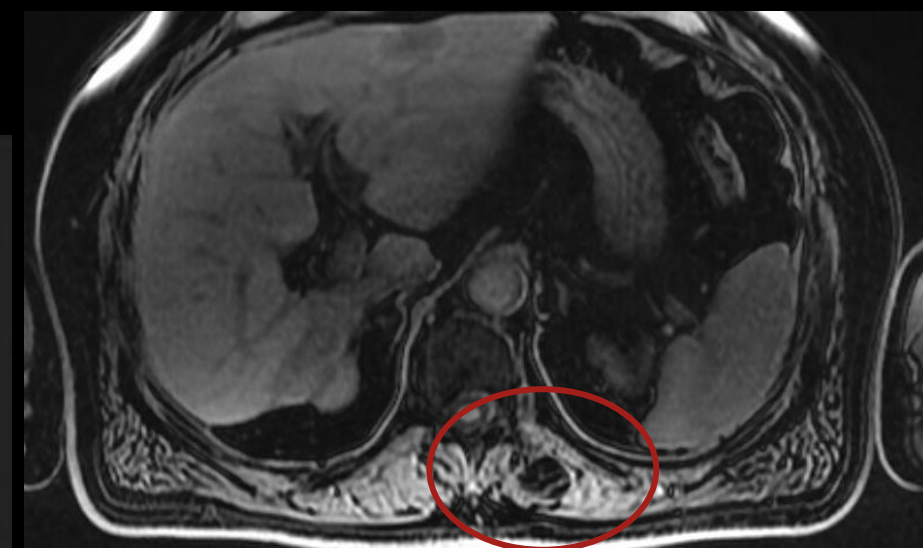
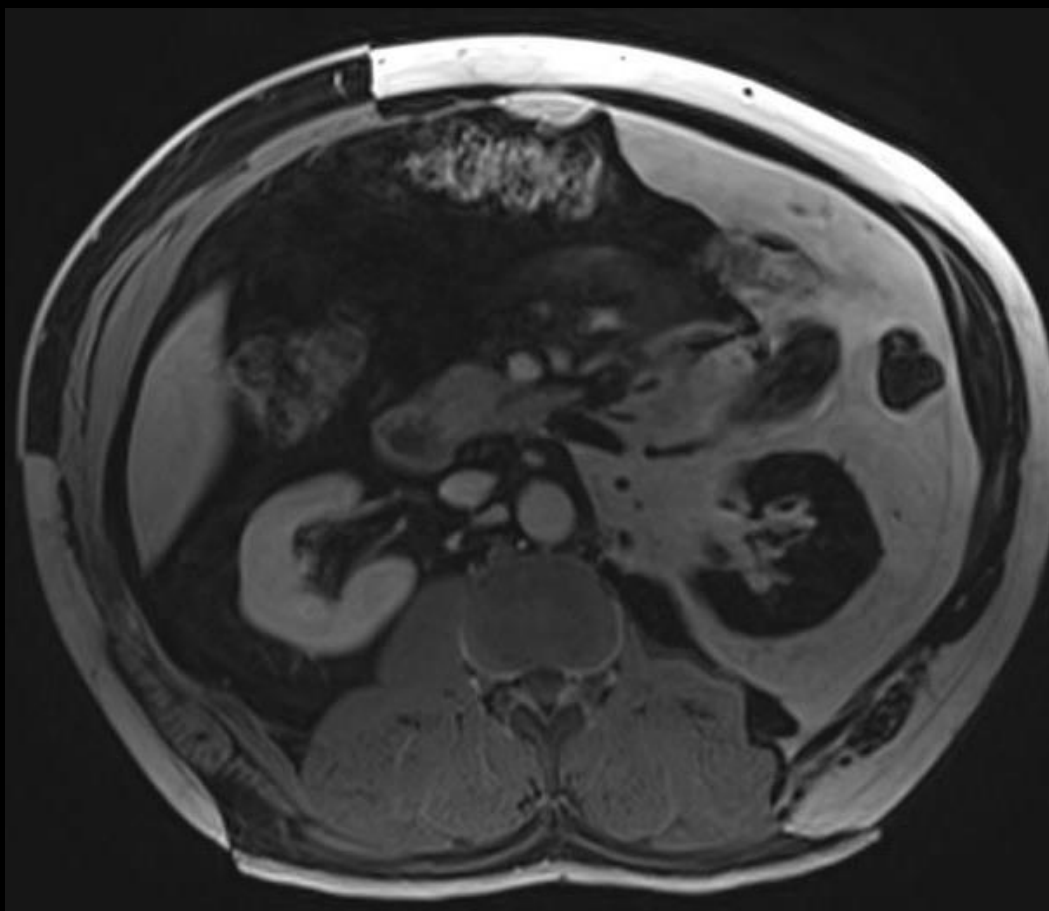
128 matrix

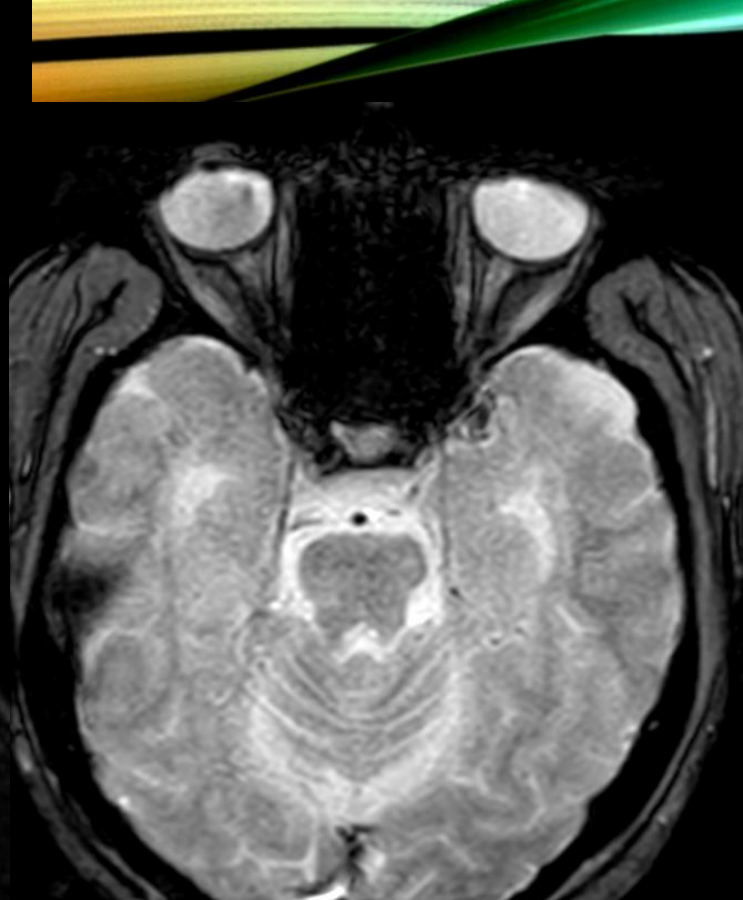


256 matrix

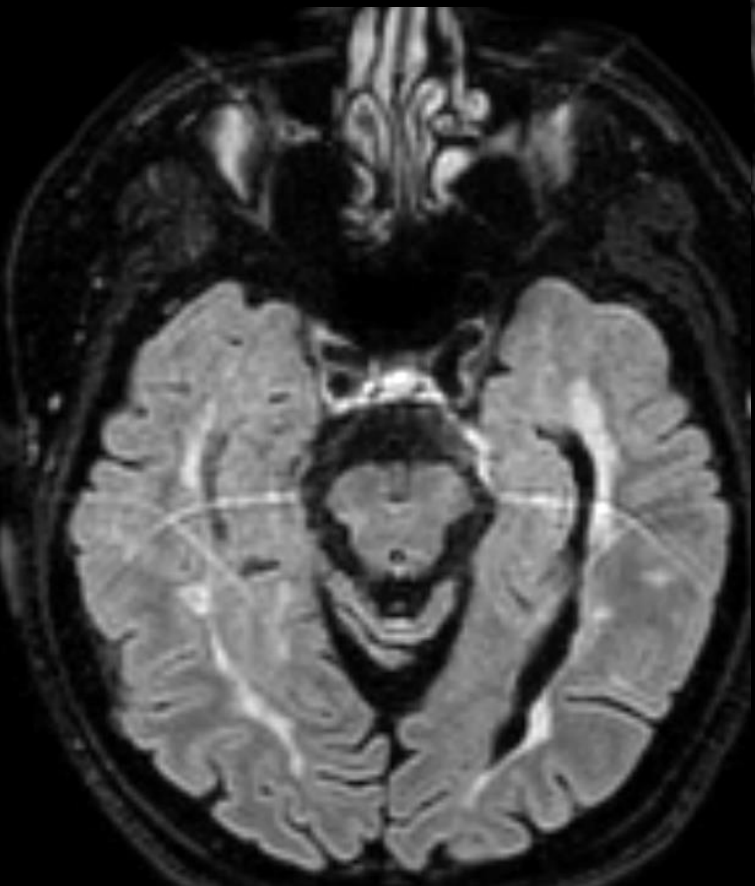
# ARTEFAKTY

- Dixon





• Lidská chyba



# ARTEFAKTY

