

INTERNÍ KURZ MRI

Mgr. Ing. Marek Dostál, Ph.D. – KRNM FNB, Biofyz. FL MU

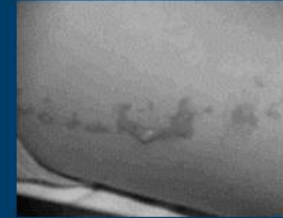
PROČ ZNÁT ZÁKLADY MRI



Skin touch



Thermoflect blanket lined with aluminum



2nd degree burn caused by silver microfiber in the shirt



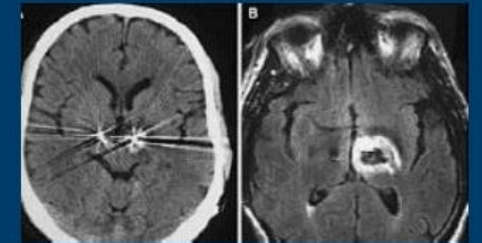
Tattoo burns



Leads burns



3rd degree burn caused by direct contact with RF coil

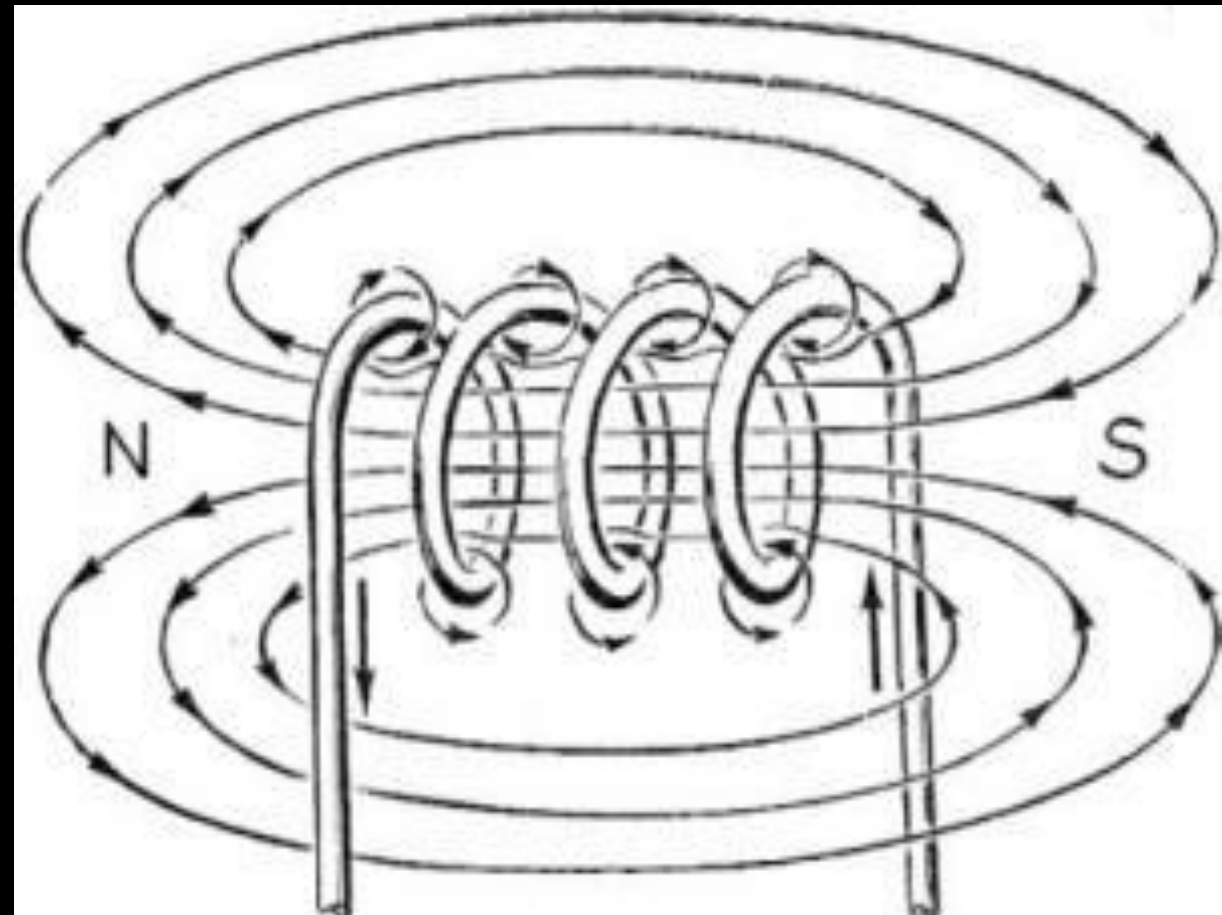
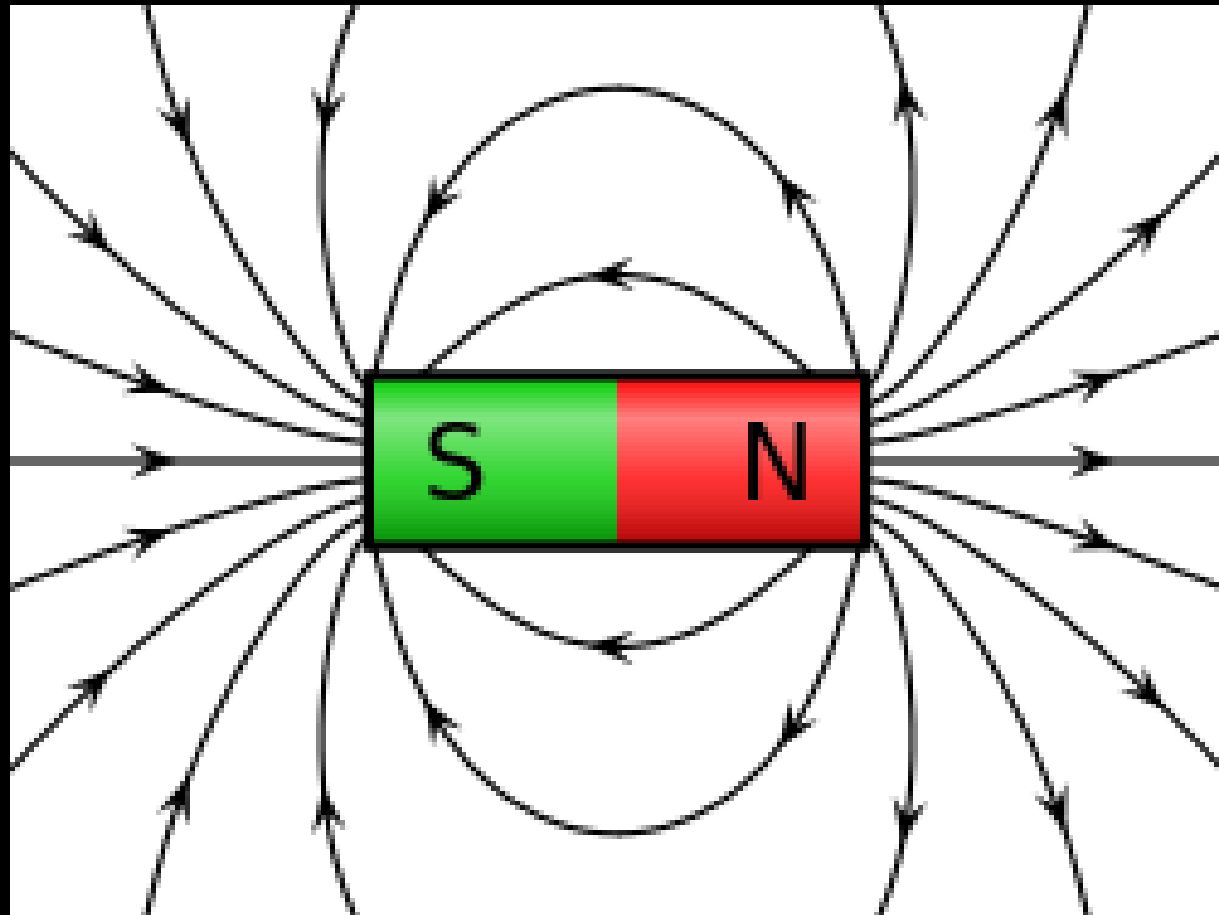


Hemorrhage due to heating at an electrode tip of a neurostimulator

HISTORIE MRI

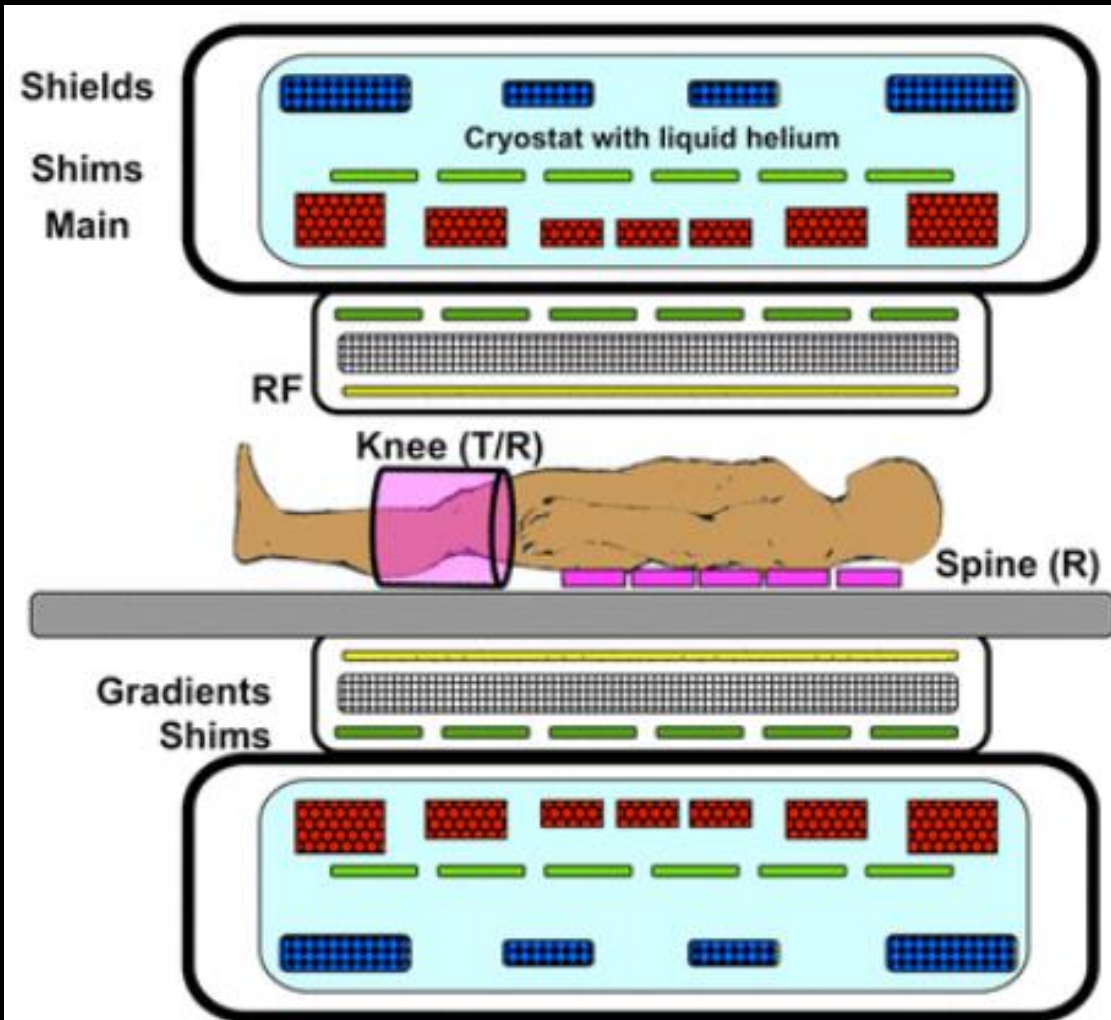
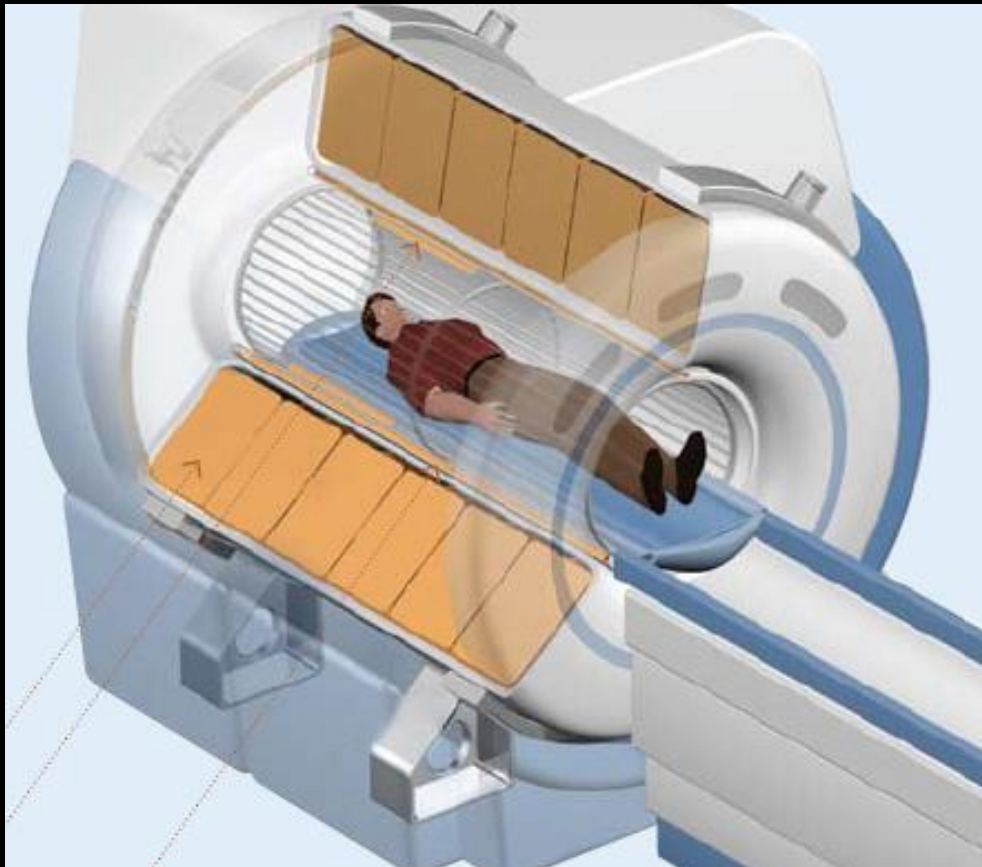
- 1921 – objev elektronového spinu (A. Compton).
- 1924 – objev jaderného spinu (W. Pauli).
- 1938 – potvrzení magnetického kvantového jevu (NMR) (I.I. Rabi).
- 1945 – vylepšení Rabiho přístroje (zrod NMR spektroskopie) (F. Bloch a E. Purcell).
- 1949 – objev chemického posunu.
- 1971 – různé tkáně mají 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



MAGNETICKÉ POLE

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



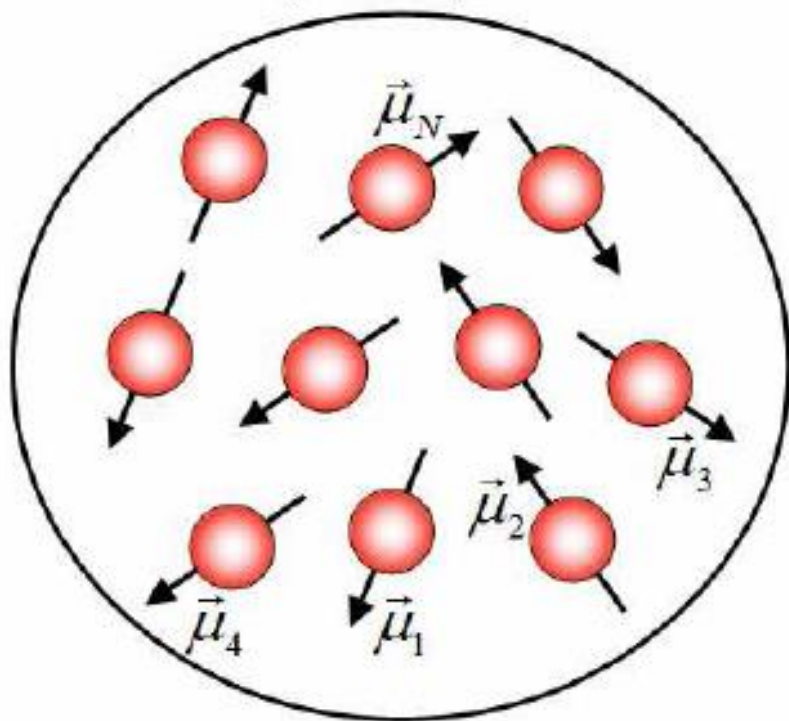
MAGNETICKÉ POLE

- Elektrony „obíhají“ kolem jádra (analogie s cívkou).
 - Orbitální mag. moment (μ_L)
- Elektrony mají vnitřní moment hybnosti („rotace kolem osy“).
 - Spinový mag. moment (μ_S)
- Nukleony mají vnitřní moment hybnosti („rotace kolem osy“).
 - Jaderný mag. moment

MAGNETIZACE

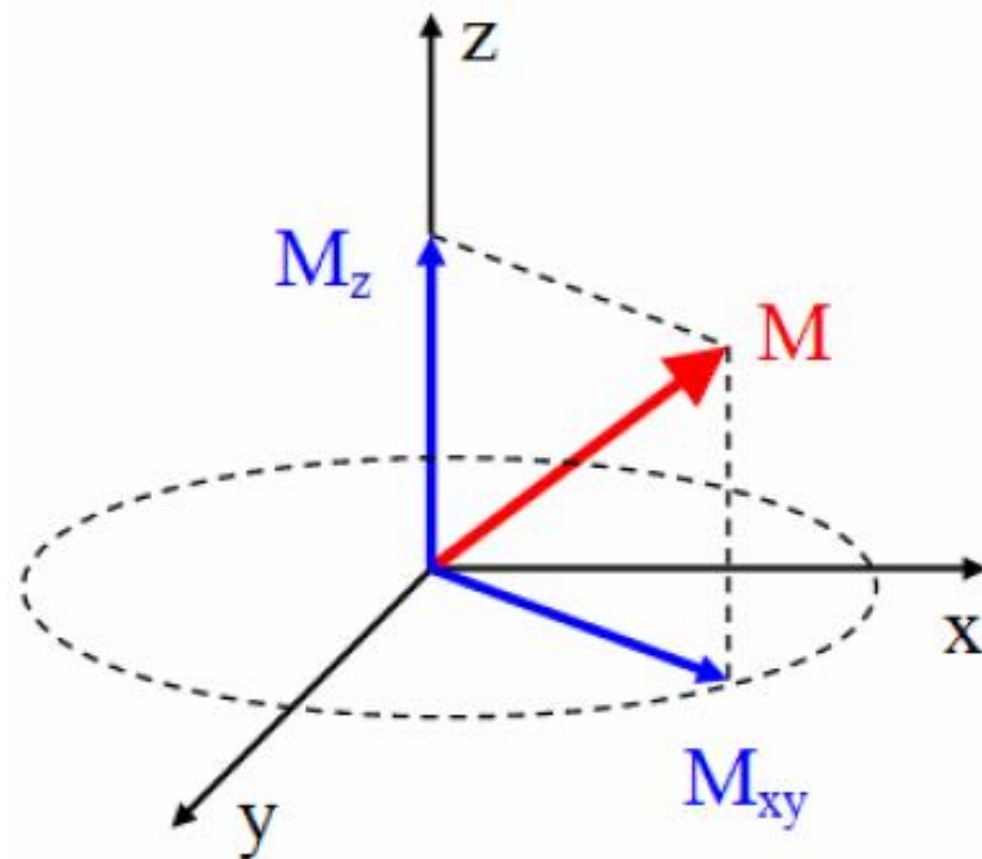
N = počet částic v látce

V = objem látky



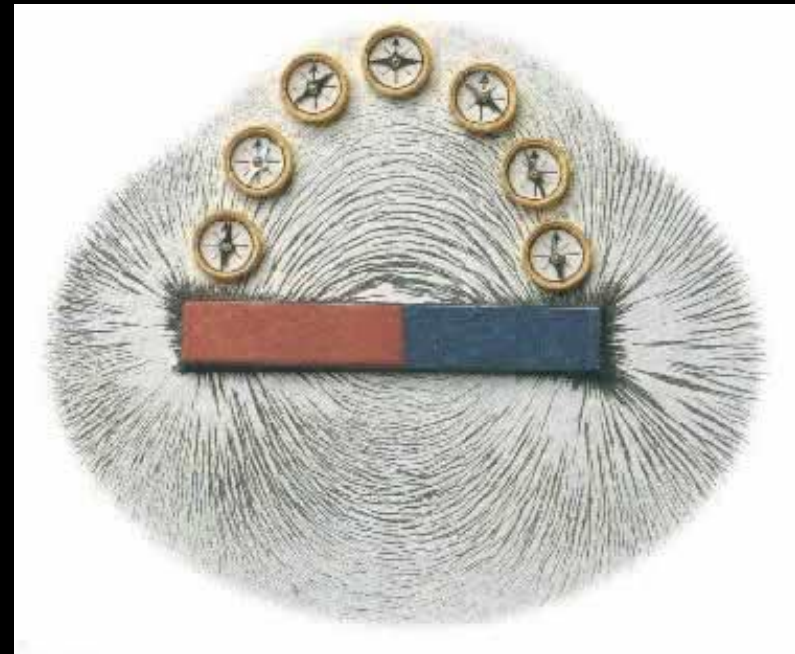
$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_{i=1}^N \vec{\mu}_i$$

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

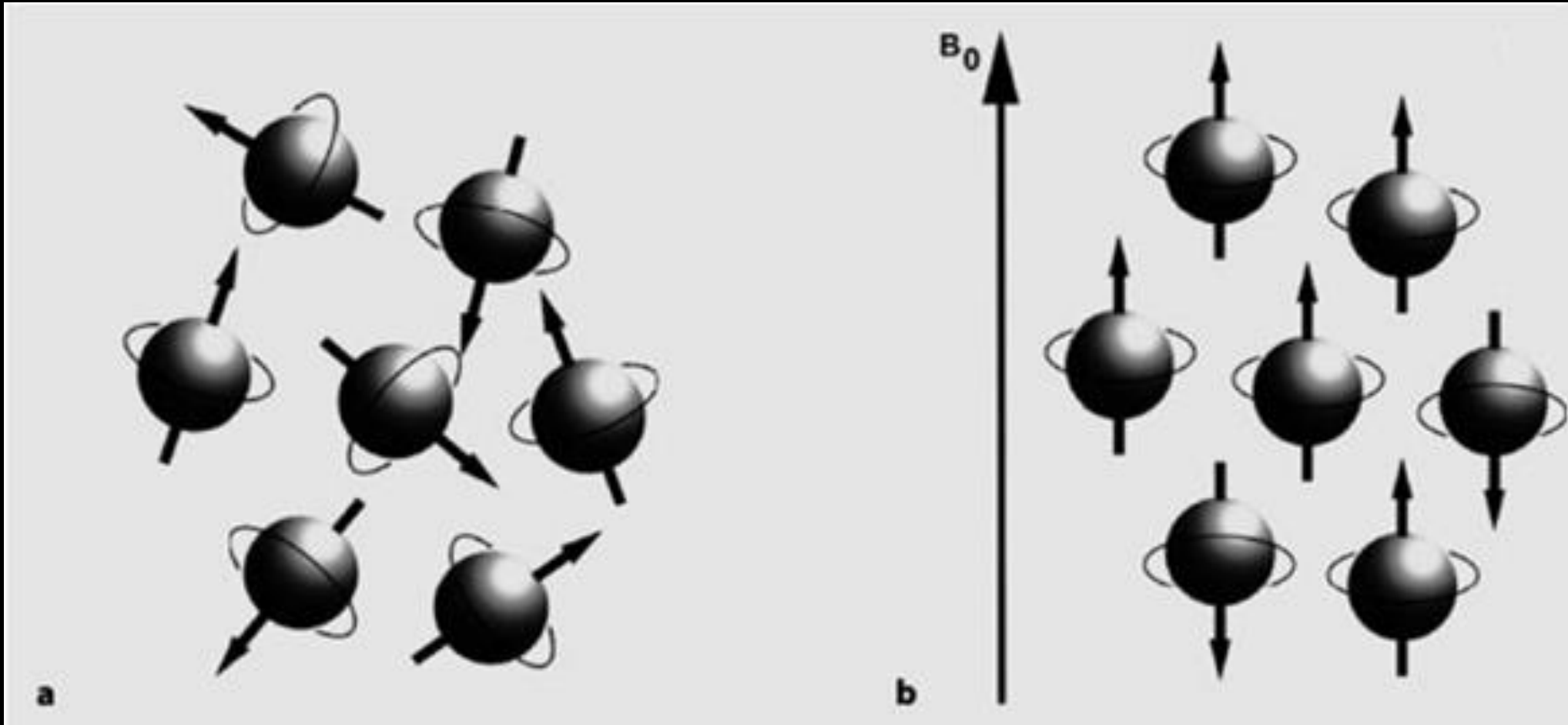


MAGNETIZACE

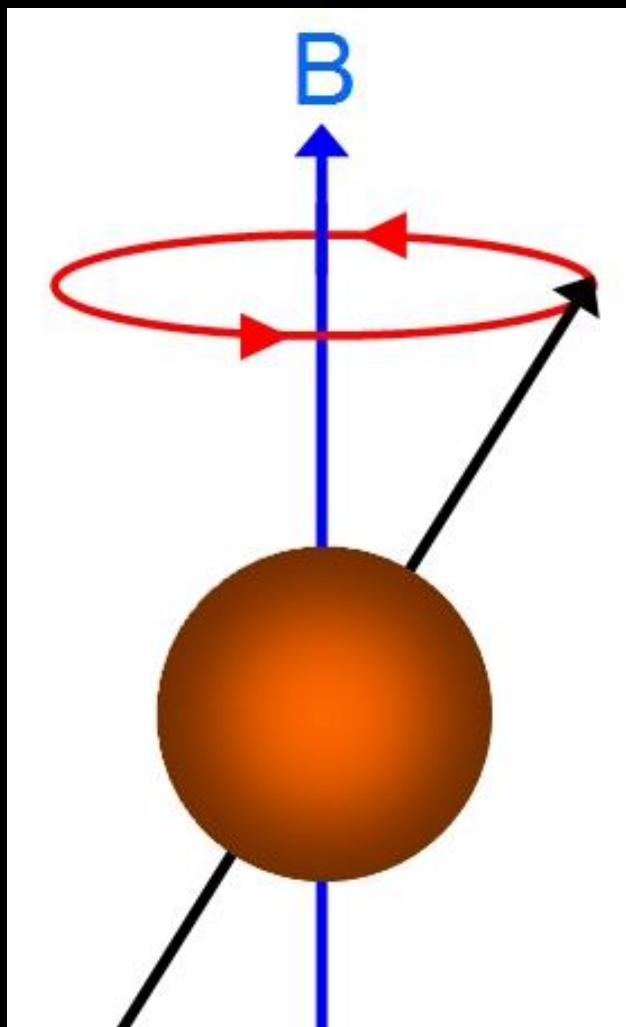
- Důsledkem nenulové teploty ($T > 0 \text{ K}$) se částice pohybují zcela náhodně a také orientace magnetických momentů je zcela náhodná.
- Proto je střední hodnota vektoru magnetizace nulová $\langle \vec{M} \rangle = 0$.
- Orientace mag. momentů v silném vnějším statickém mag. poli .
 - Střelka kompasu



MAGNETIZACE



MAGNETIZACE

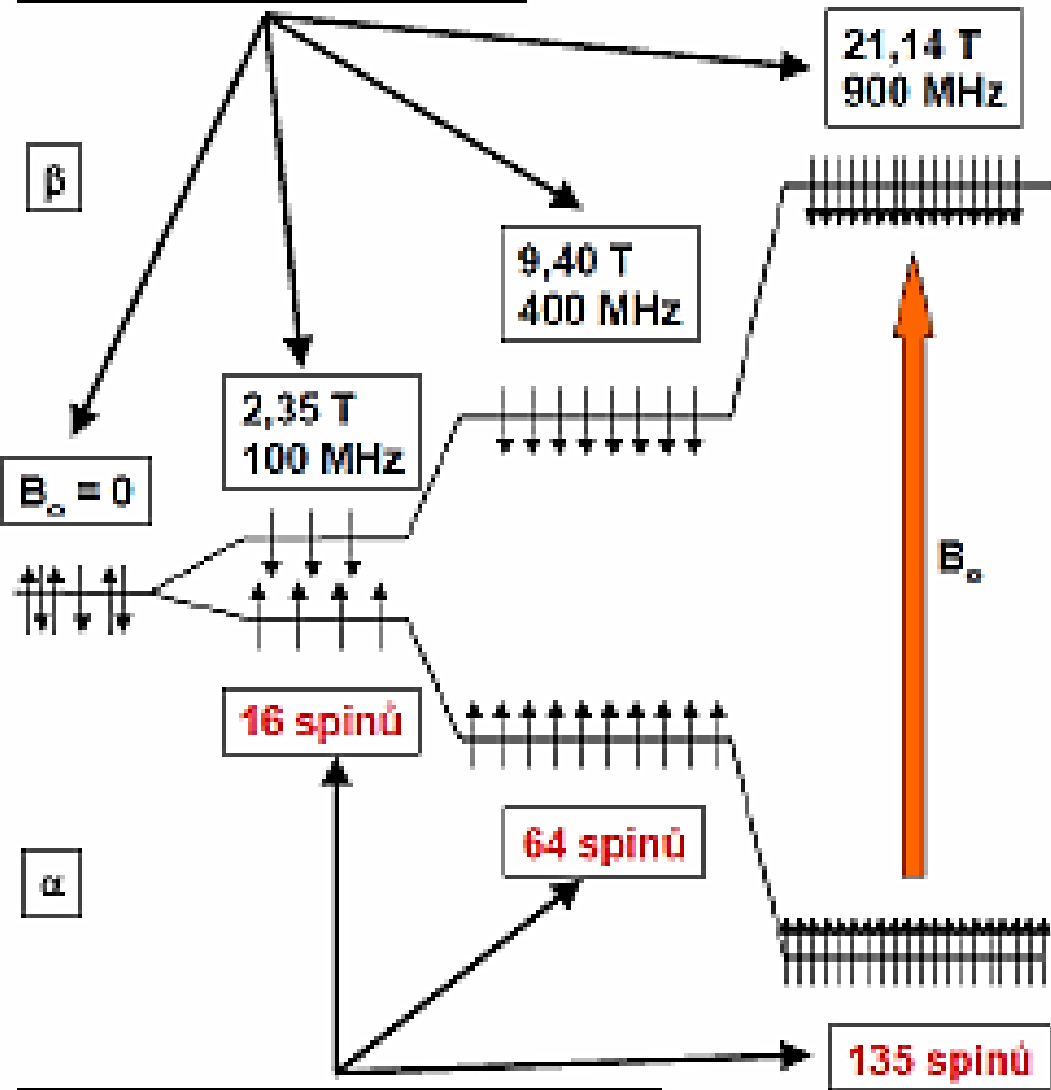


$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$$

$$E = hf$$

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

Velikost mag. pole



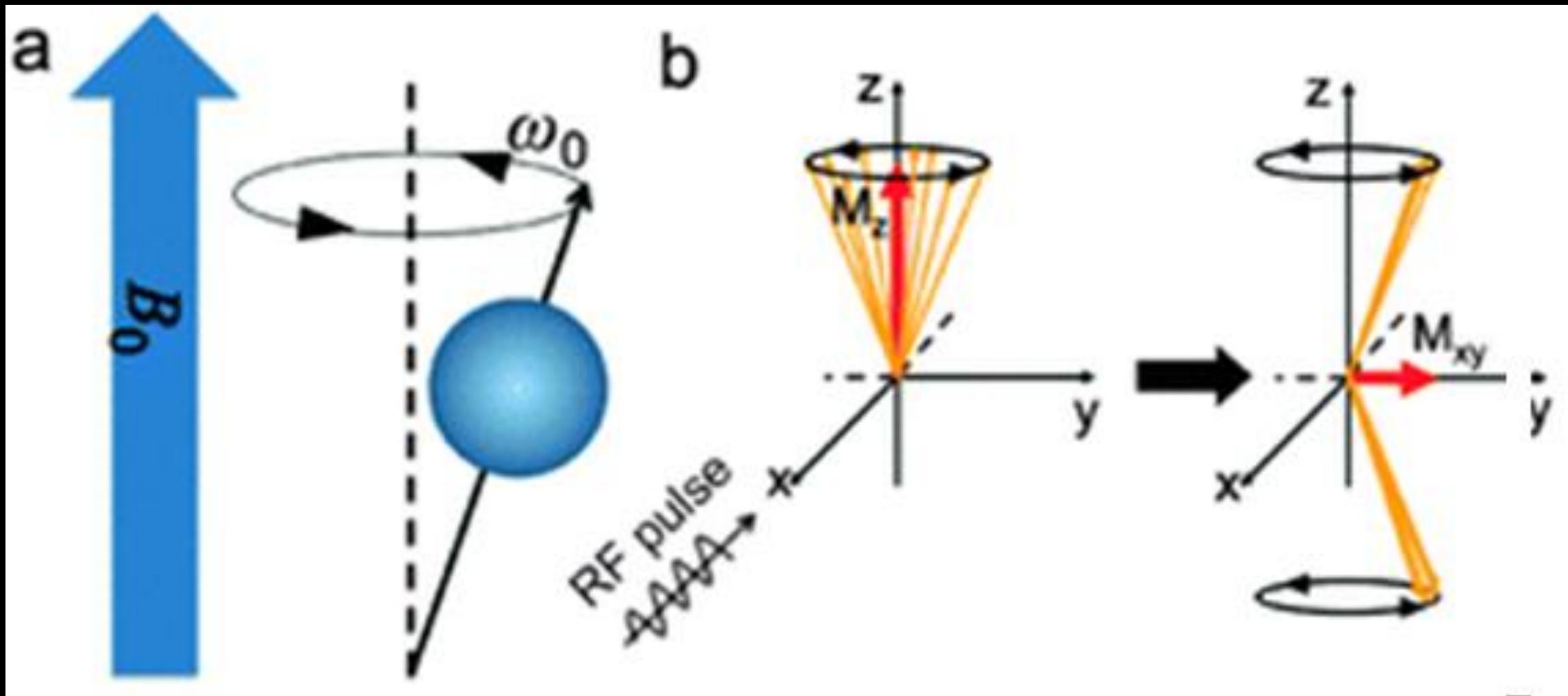
Přebytek spinů na nižší energetické hladině

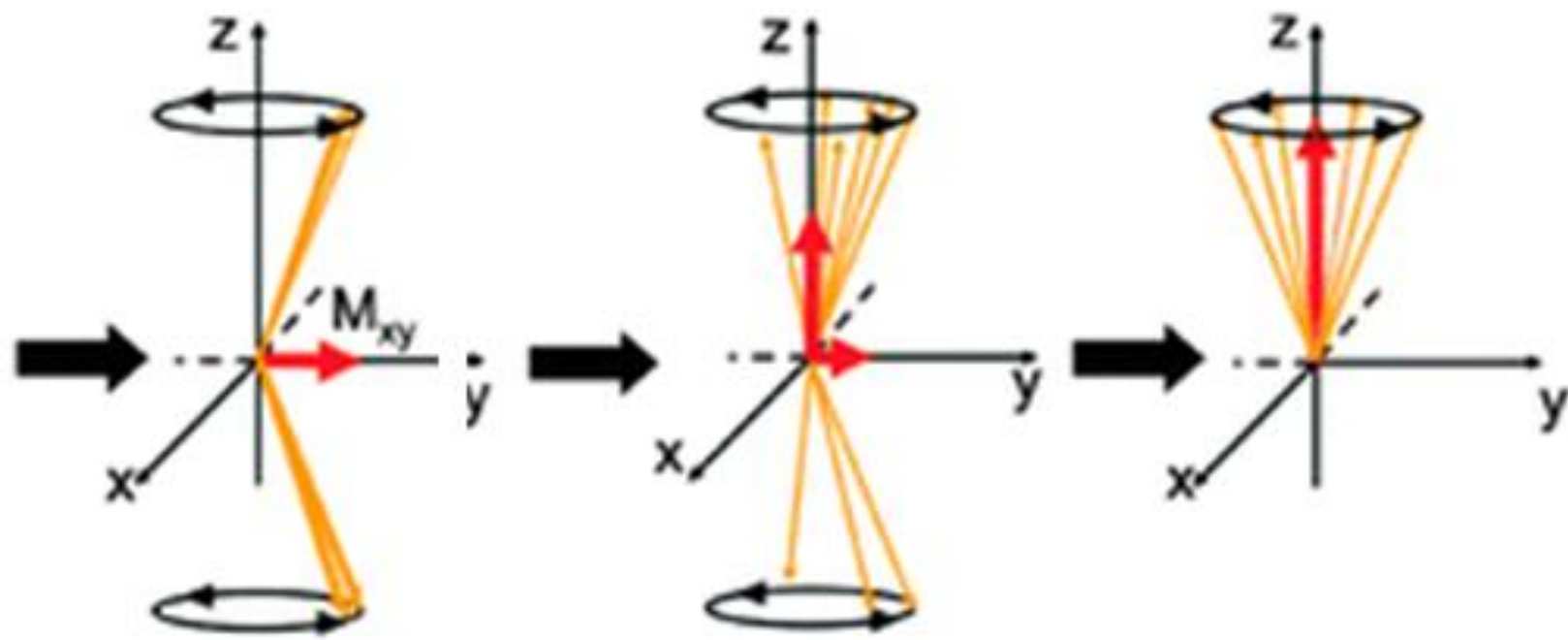
MAGNETIZACE

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

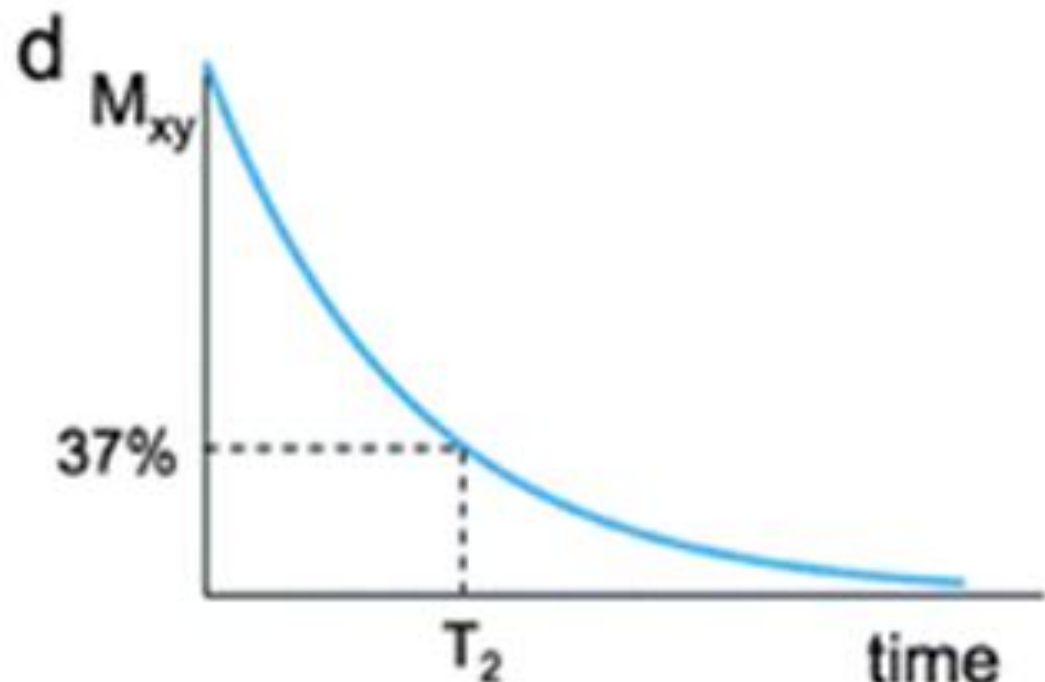
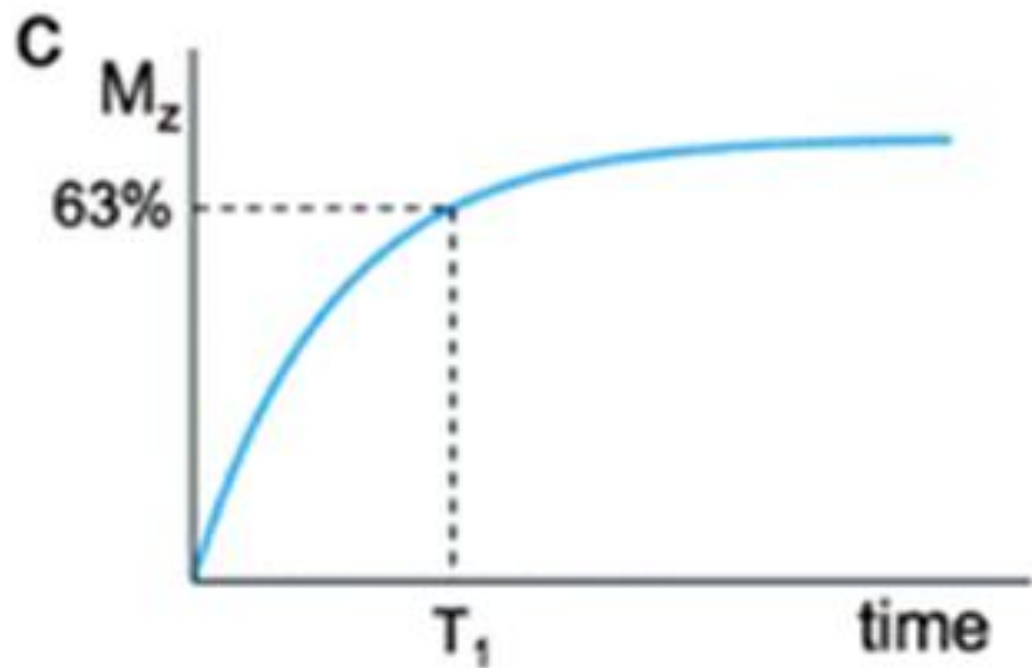
$$\Delta E = \gamma \hbar B_0$$

RELAXACE





RELAXACE

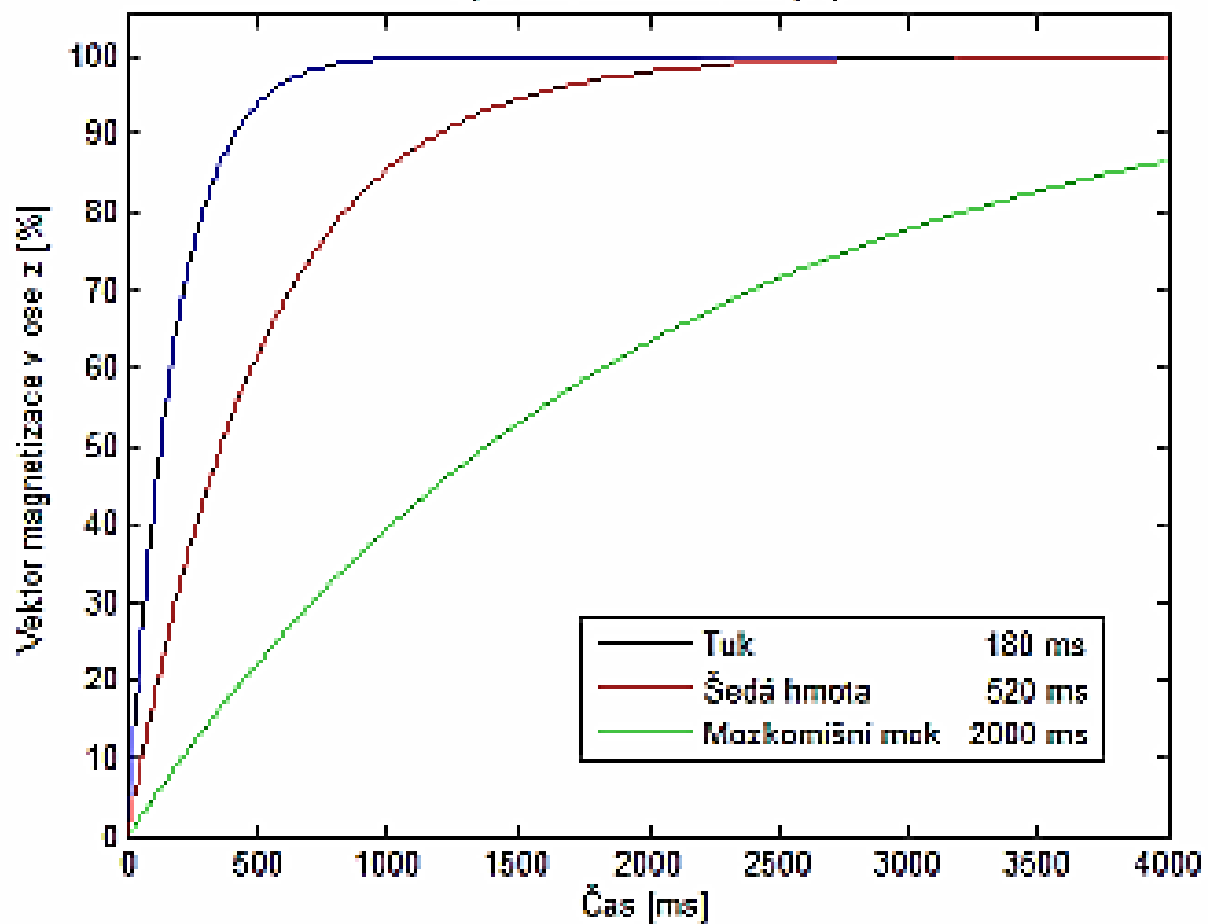


RELAXACE

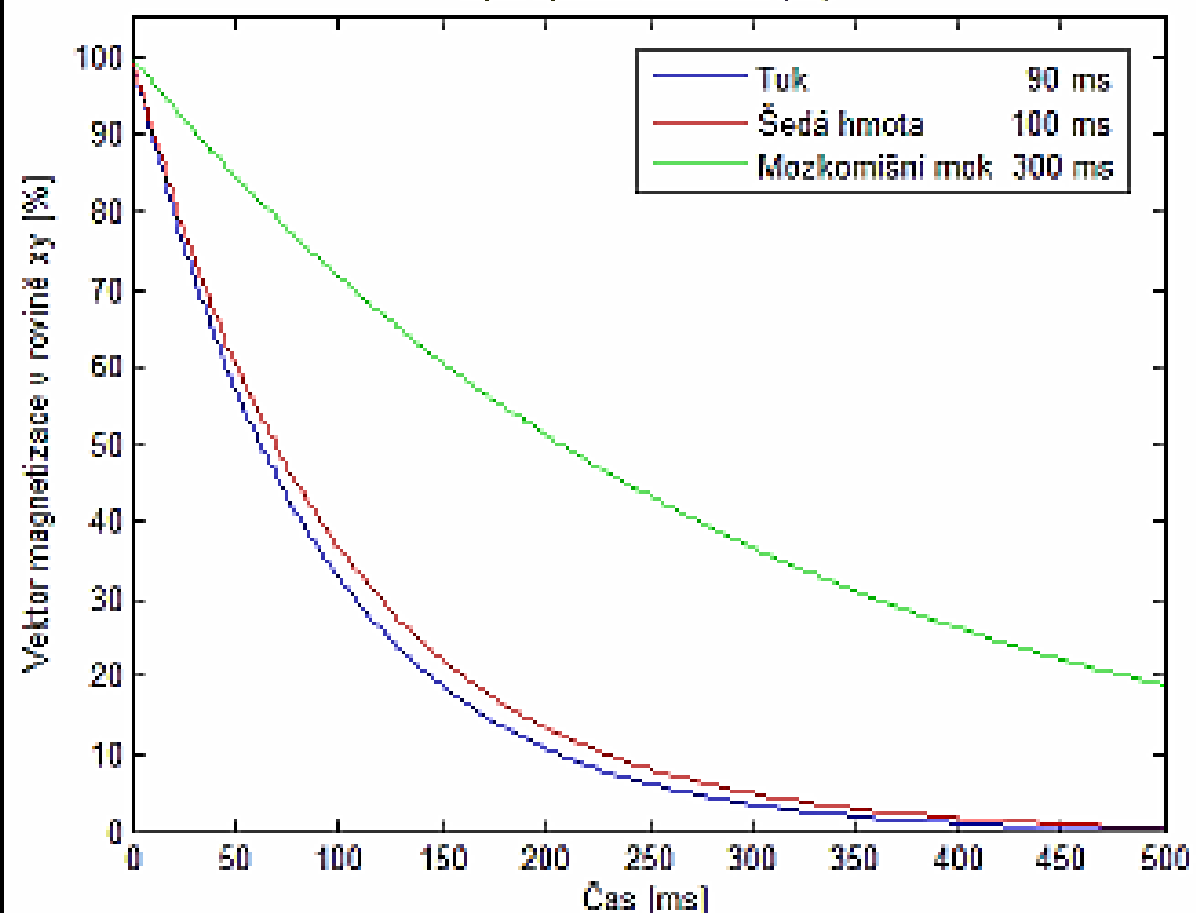
Typ látky	T ₁ [ms]	T ₂ [ms]
tuk	250	60
sval	900	50
krev	1400	100-200
Mozek		
šedá hmota (GM)	950	100
bílá hmota (WM)	600	80
cerebrospinální tekutina (CSF)	2000	250

RELAXACE

Spin-nízková interakce (T1)



Spin-spinová interakce (T2)

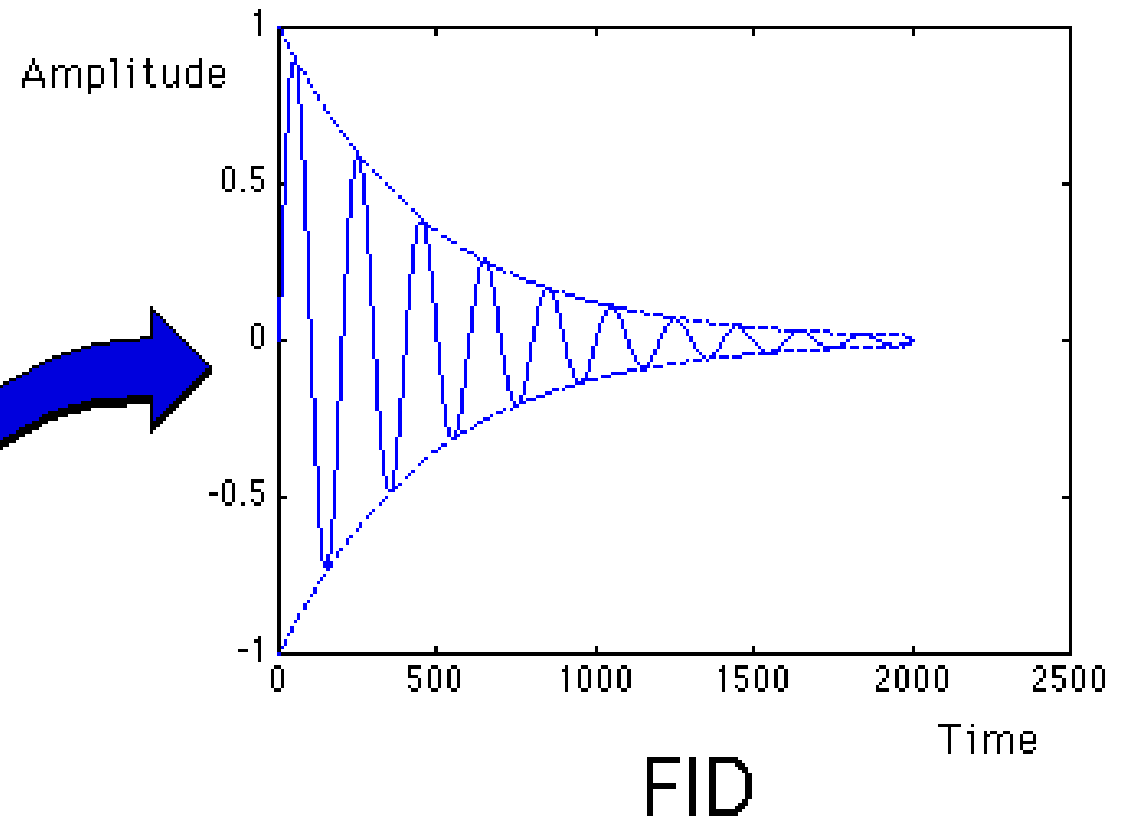
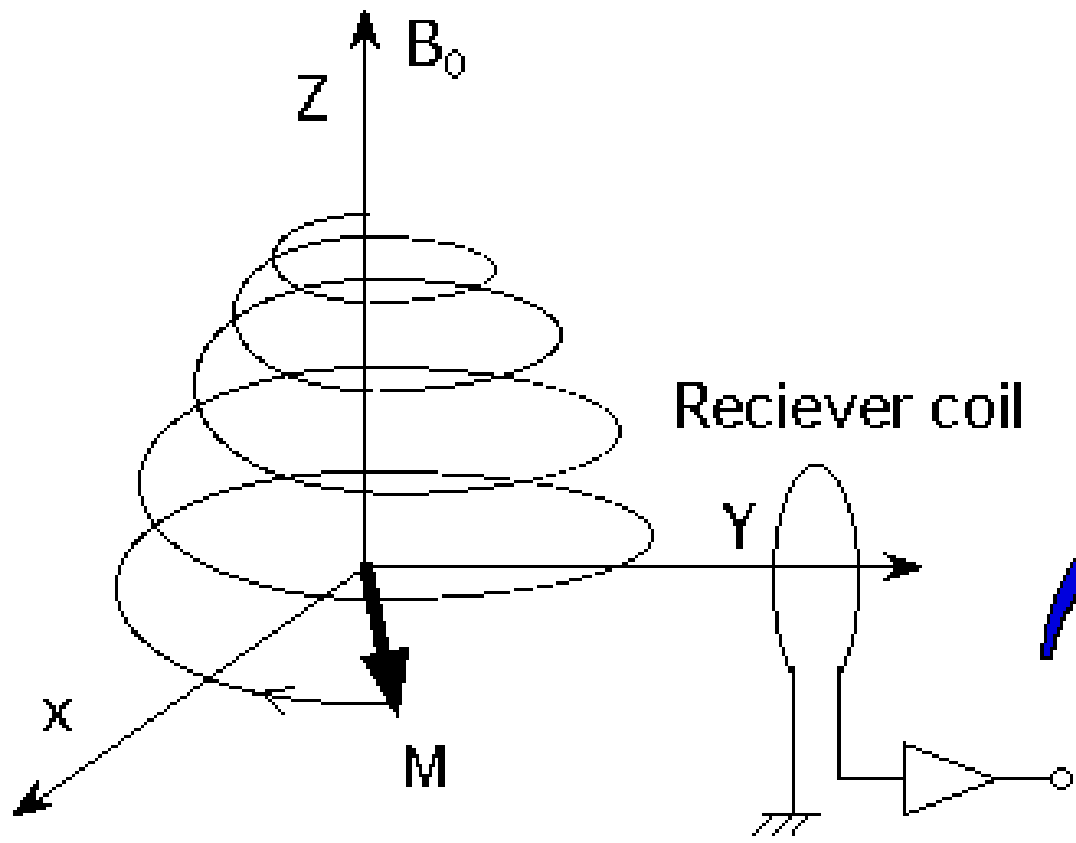


SIGNÁL

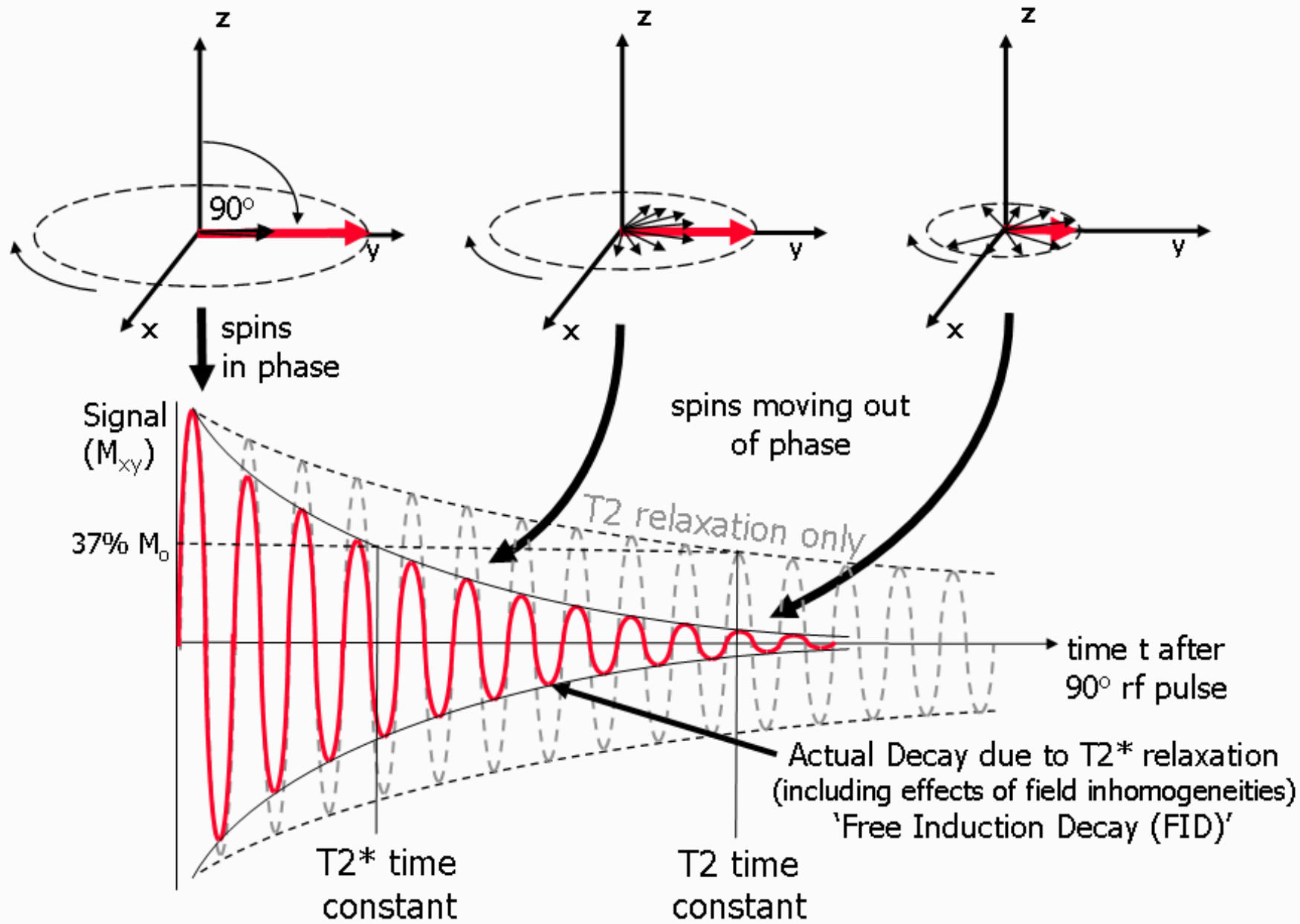
- Detekce signálu je založena na elektromagnetické indukci:
 - Mění-li se magnetický indukční tok cívkou, indukuje se v ní indukované elektromotorické napětí.
 - Při změně magnetizace dochází ke změně magnetického indukčního toku a v detekčních cívkách se indukuje střídavý proud o Larmorově frekvenci.
 - 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

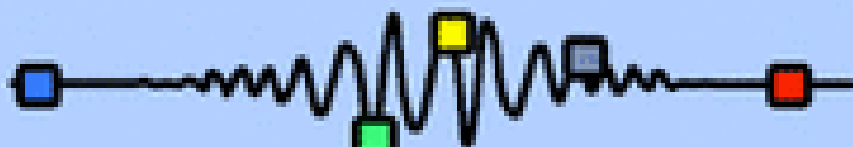


SIGNÁL

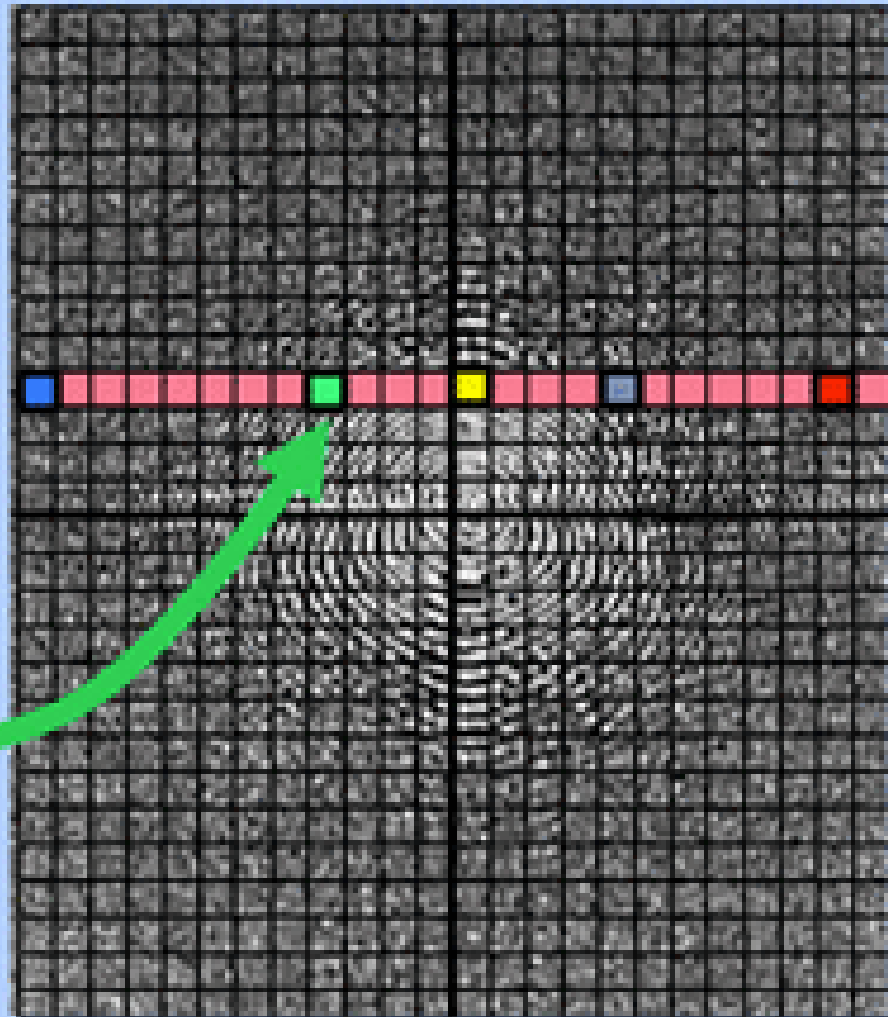


SIGNÁL

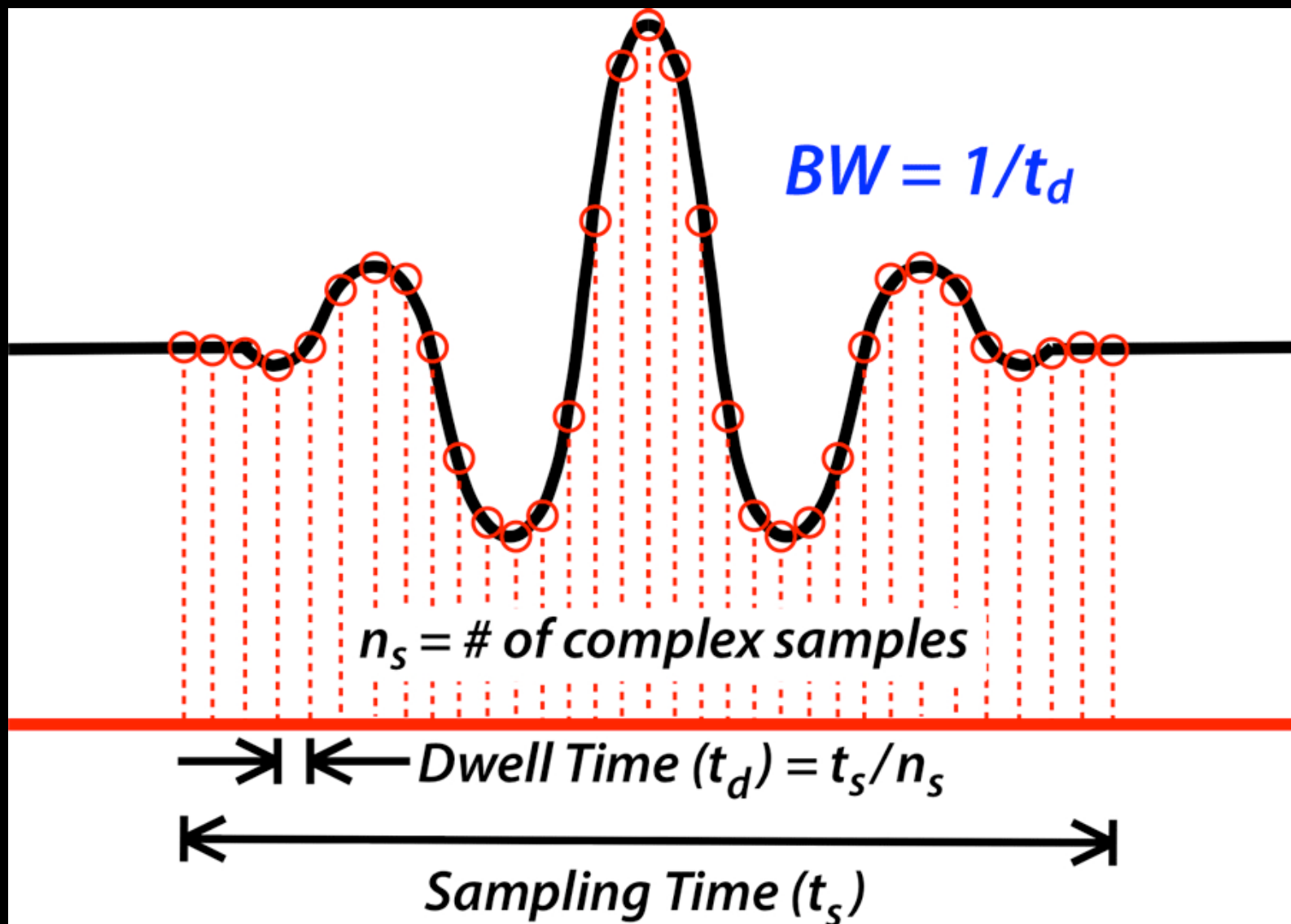
MR Signal with
Sampled Raw Data



Each data point is a



BANDWIDTH

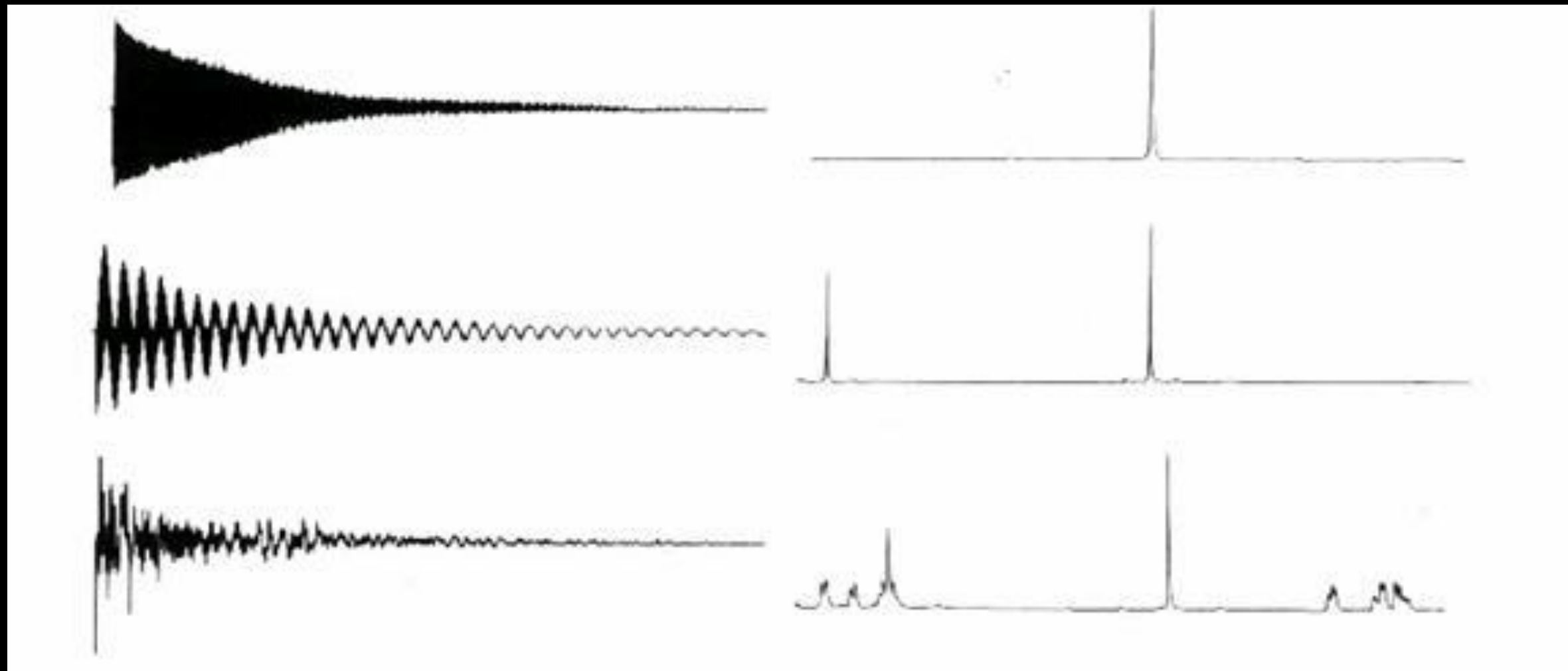


FOURIEROVA TRANSFORMACE

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

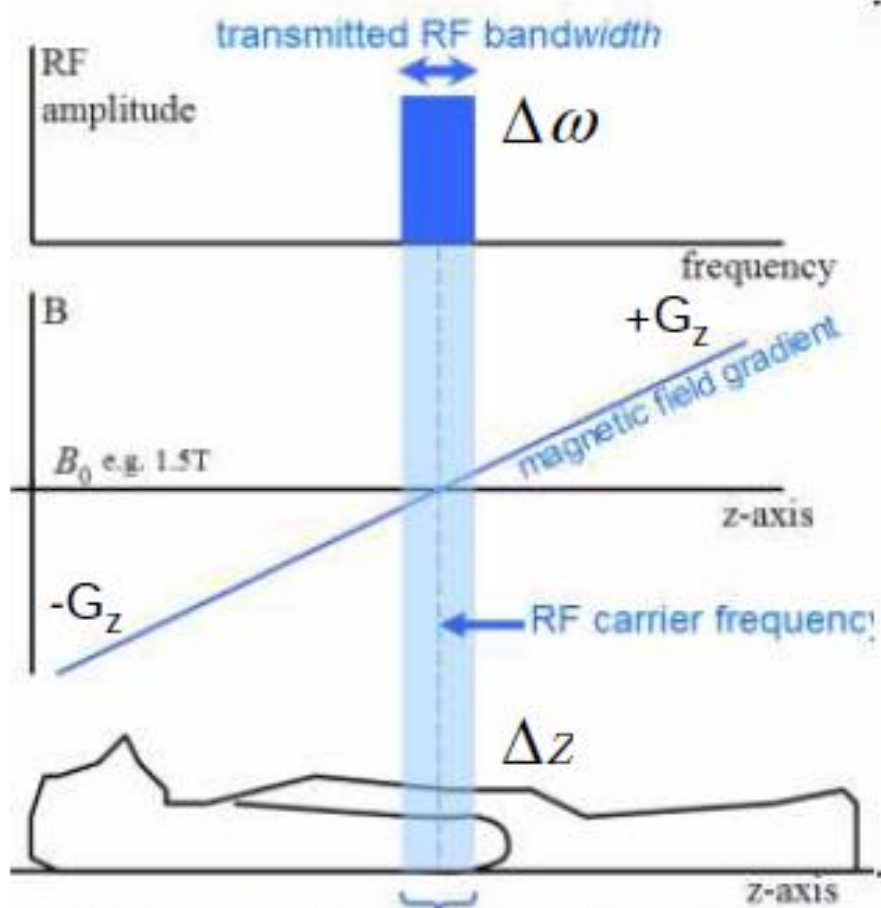
$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-i\omega t} dt$$

FOURIEROVA TRANSFORMACE



POZIČNÍ KÓDOVÁNÍ

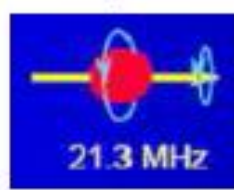
- Jak ovšem poznáme odkud přesně signál detekujeme?
- Protože signál detekujeme z celé vyšetřované oblasti zároveň, je prostorová informace ve FID signálu ztracena.
- Potřebujeme do signálu informaci o poloze zdroje signálu zahrnout uměle.
- K tomu využíváme tři gradientní cívky.
- Tyto gradientní cívky 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).



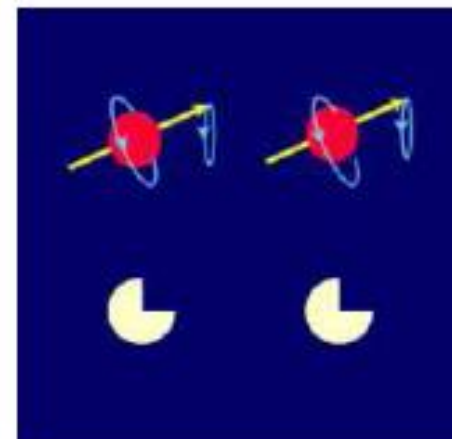
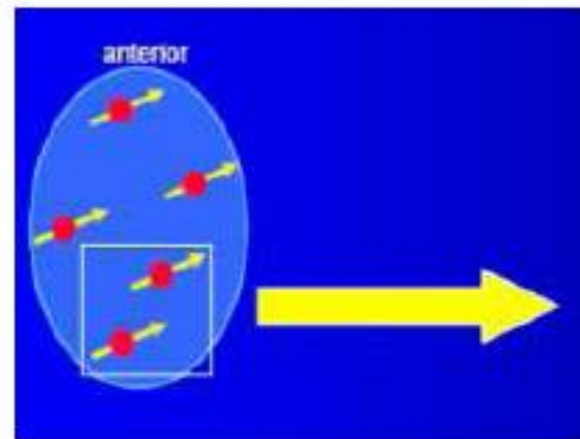
Larmor equation applies here: the image slice



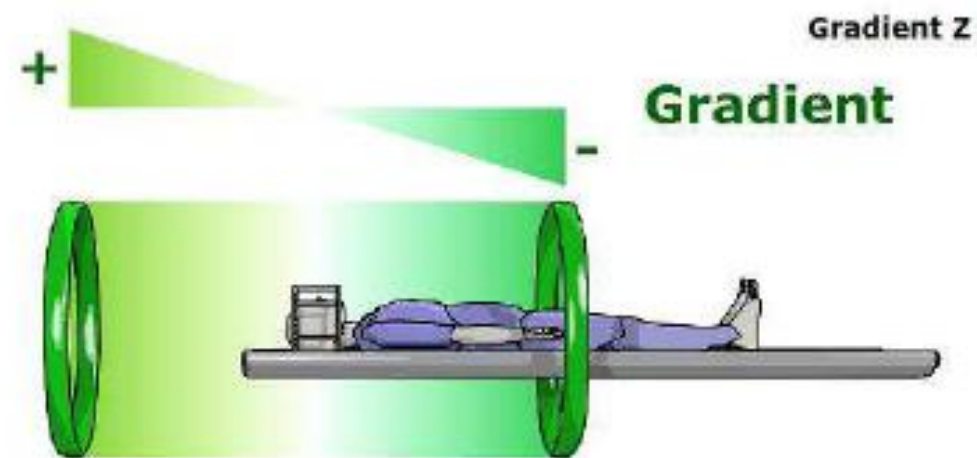
Nižší



Vyšší



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

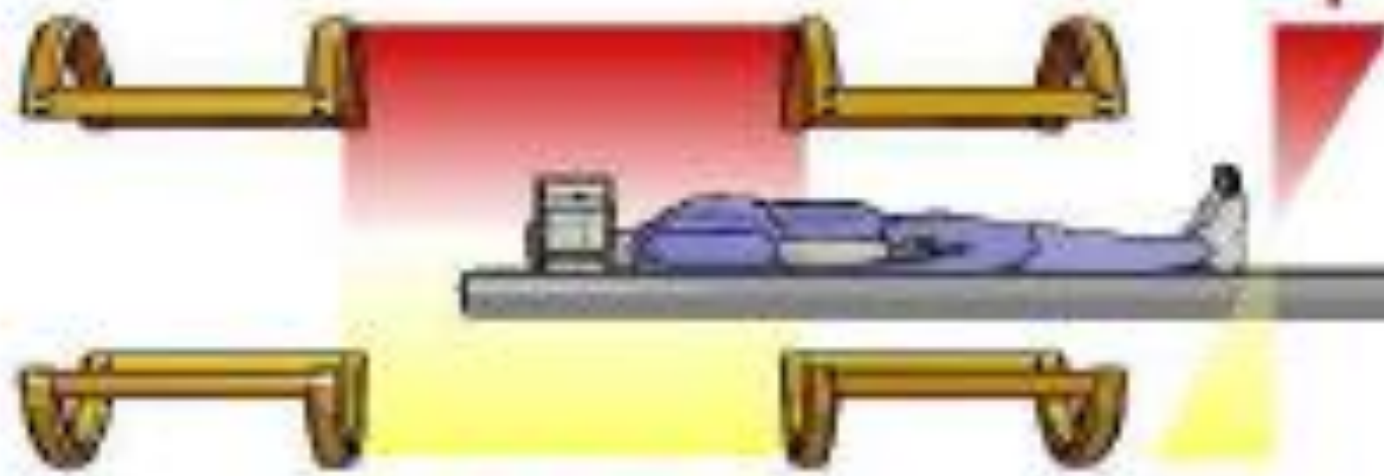


$$\Delta\omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$$

Gradient Y



Gradient +



$B_0 +$
Gradient

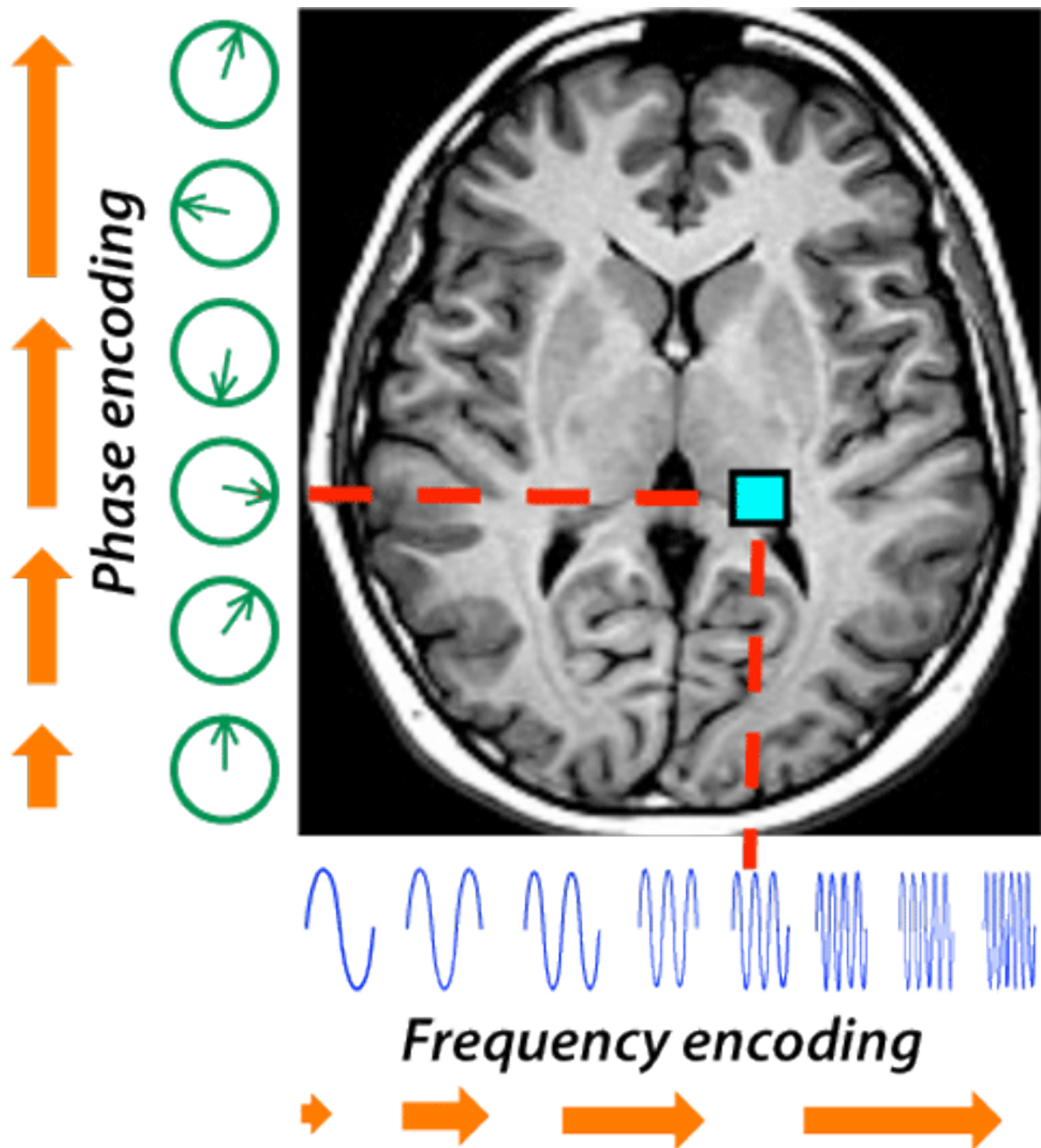
-



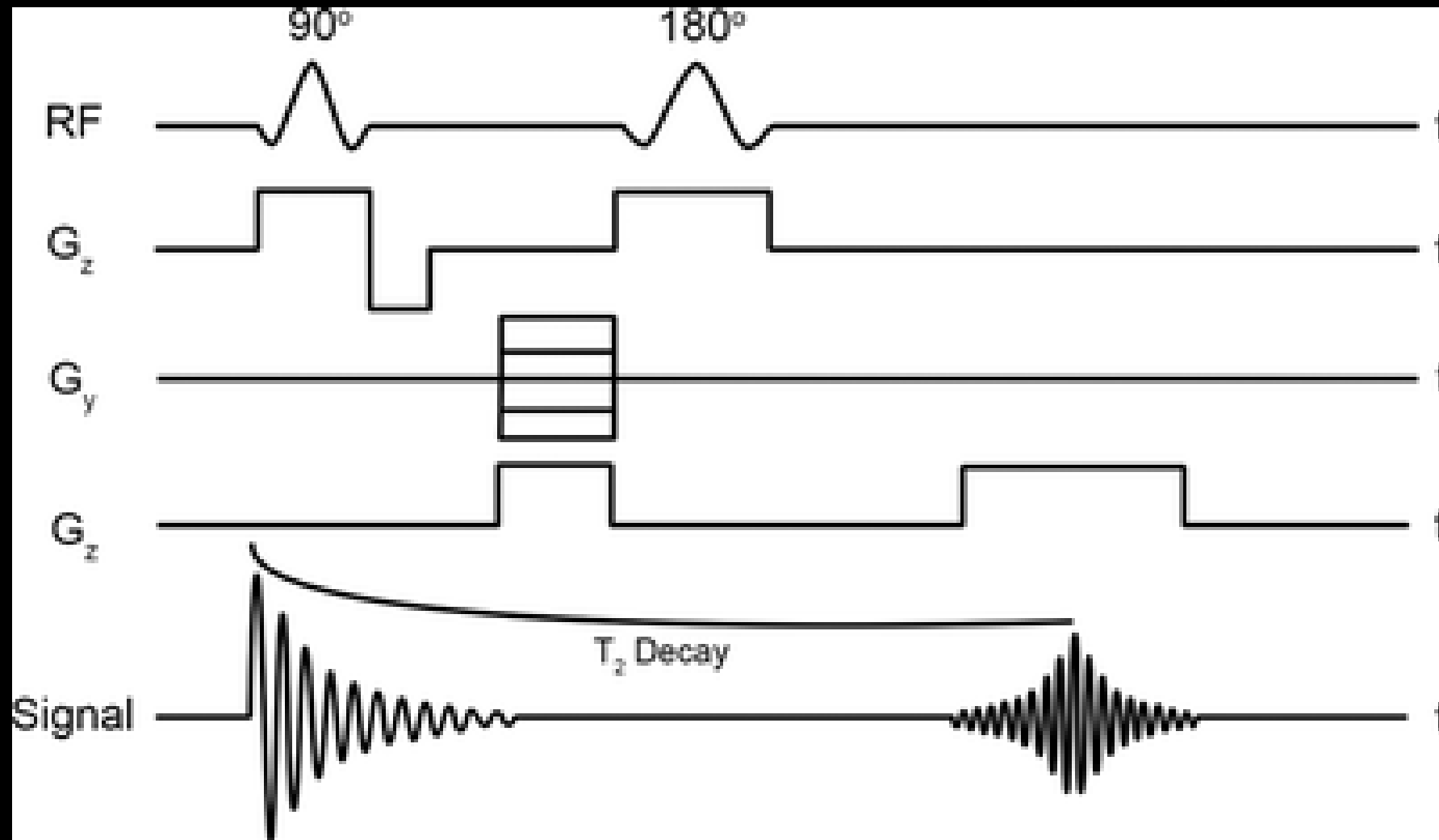
+
Gradient



$B_0 +$
Gradient
Gradient X



PULSNÍ SEKVENCE

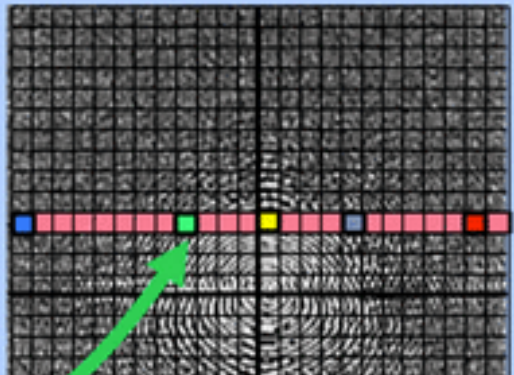


MR Signal with
Sampled Raw Data

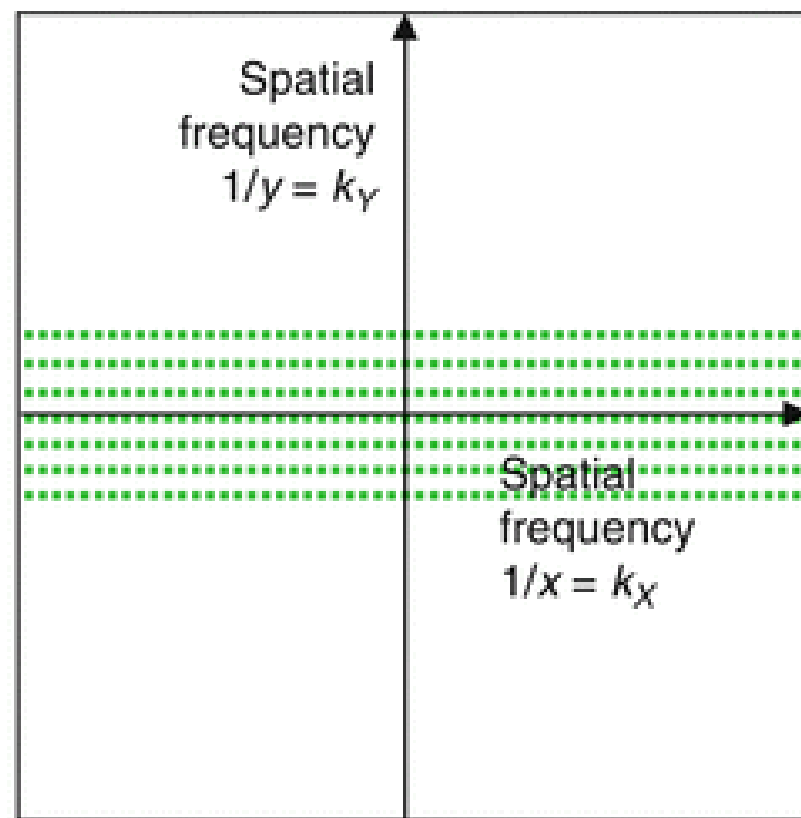
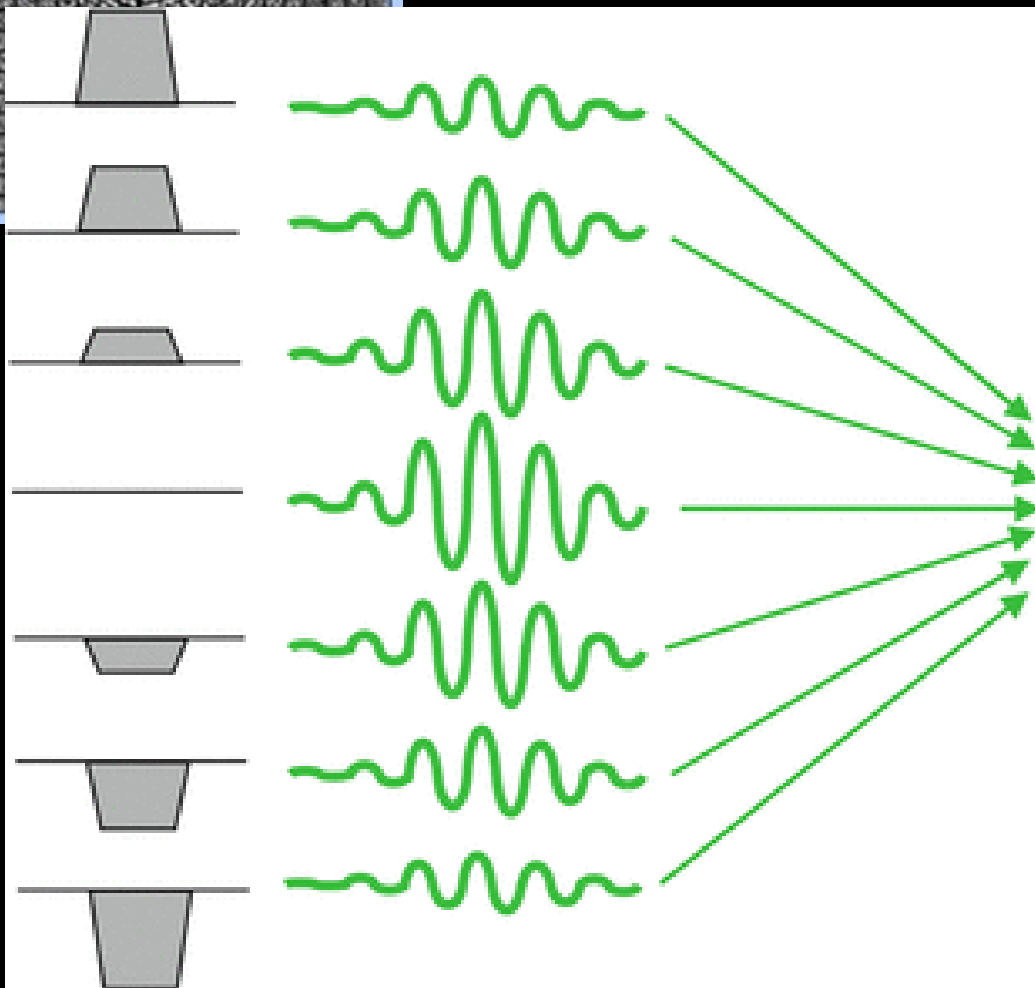


Re -1.028
Im +0.913

Each data point is a



PULSNÍ SEKVENCE



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

PROSTOROVÉ ROZLIŠENÍ

- FOV (x * y)
- Počet frekvencí v k-prostoru
- Počet fází v k-prostoru

$$Roz_x = \frac{FOV_x}{\#frek} ; Roz_y = \frac{FOV_y}{\#fází}$$

$$Roz_x = \frac{240}{256} = 0,93 \text{ mm} ; Roz_y = \frac{240}{192} = 1,25 \text{ mm}$$

$$Roz_x = \frac{480}{324} = 1,48 ; Roz_y = \frac{280}{160} = 1,75 \text{ mm}$$

SNR

- Velikost voxelu

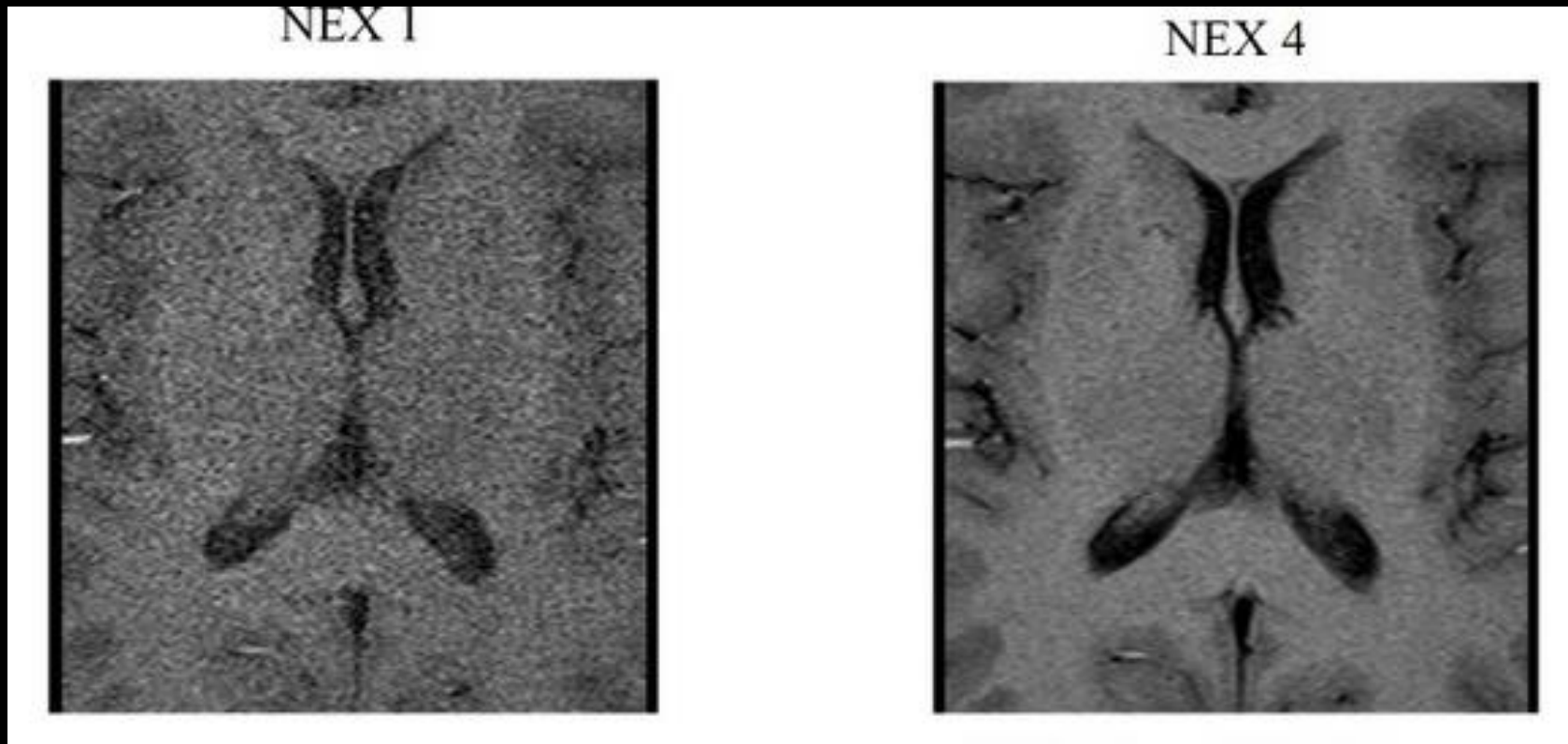
$$SNR \sim V$$

$$SNR (0,93 ; 1,25; 4) \sim 0,93 * 1,25 * 4 = 4,65$$

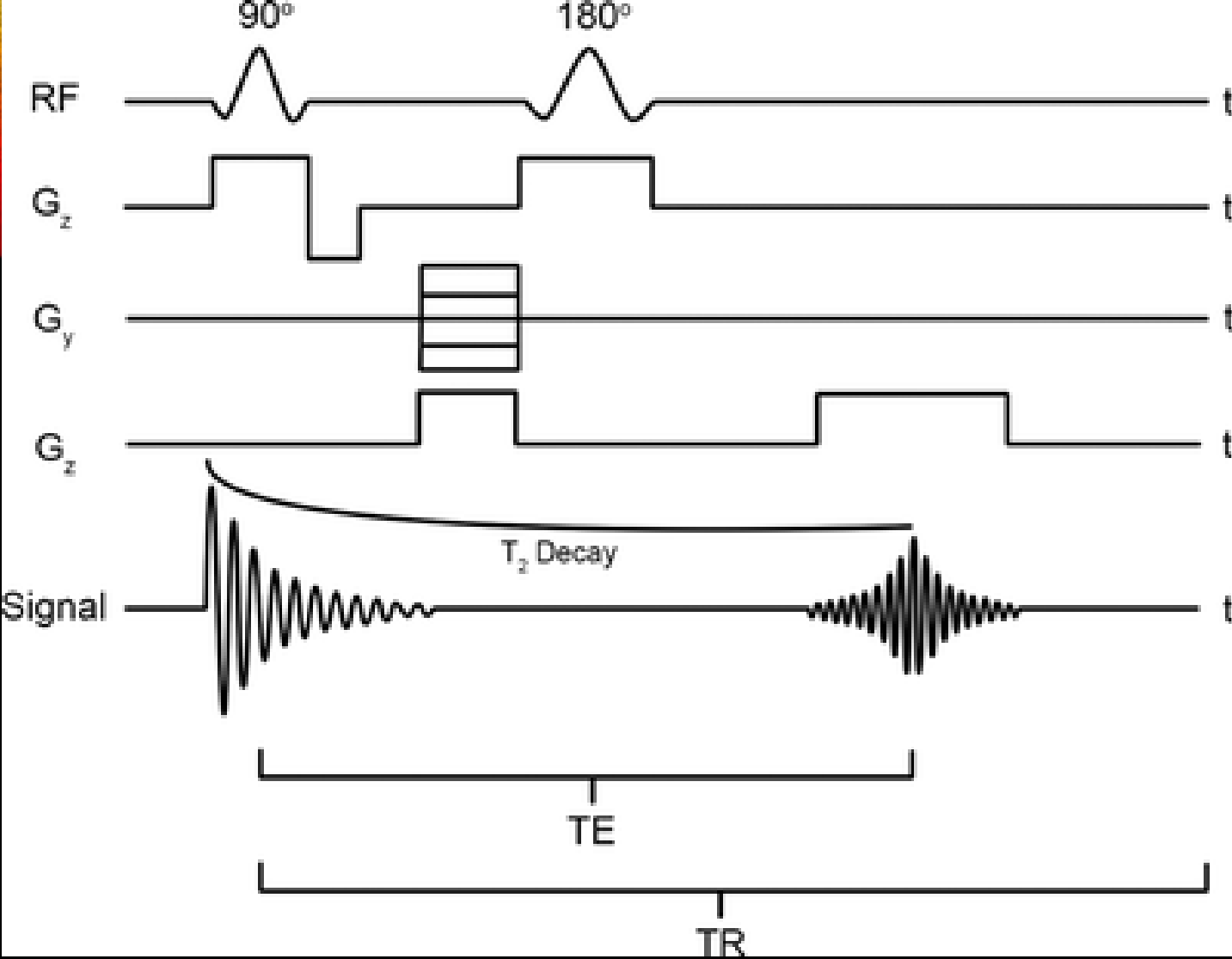
$$SNR (0,93 ; 1,25; 3) \sim 0,93 * 1,25 * 3 = 3,48$$

$$SNR (0,8 ; 1; 4) \sim 0,8 * 1 * 4 = 3,20$$

PRŮMĚROVÁNÍ SIGNÁLU

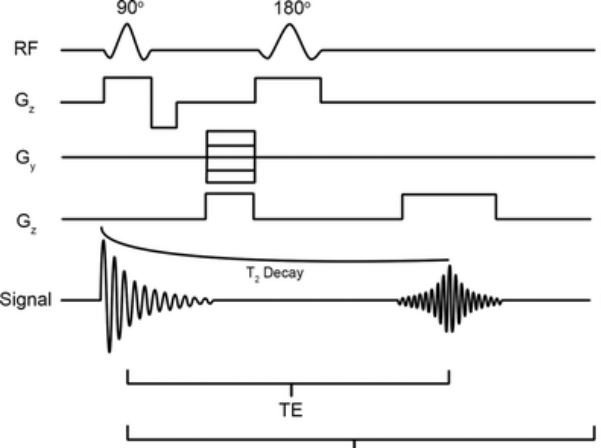


$$SNR \sim \sqrt{NEX} ; t \sim NEX$$



SPIN ECHO (SE)

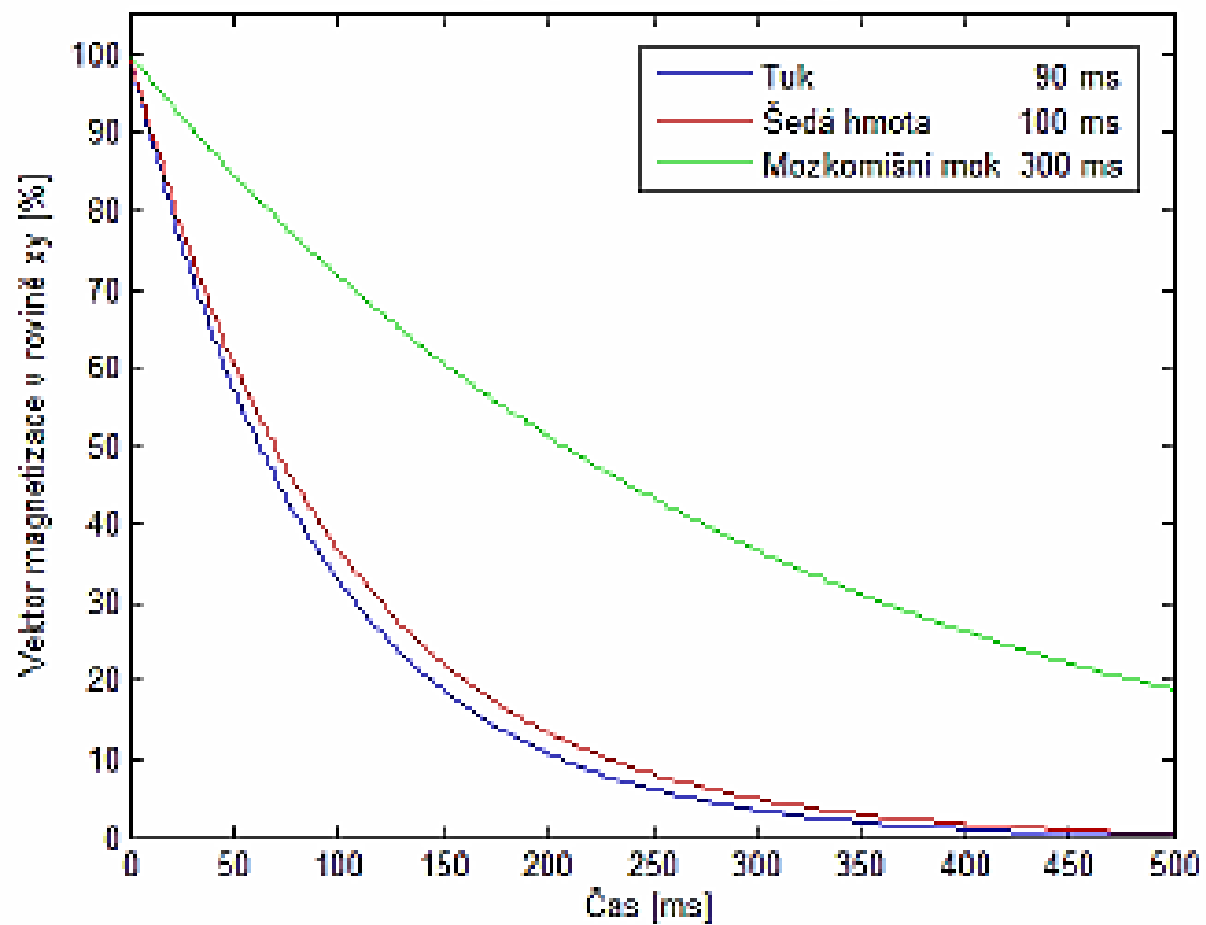
$$S \sim PD \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$



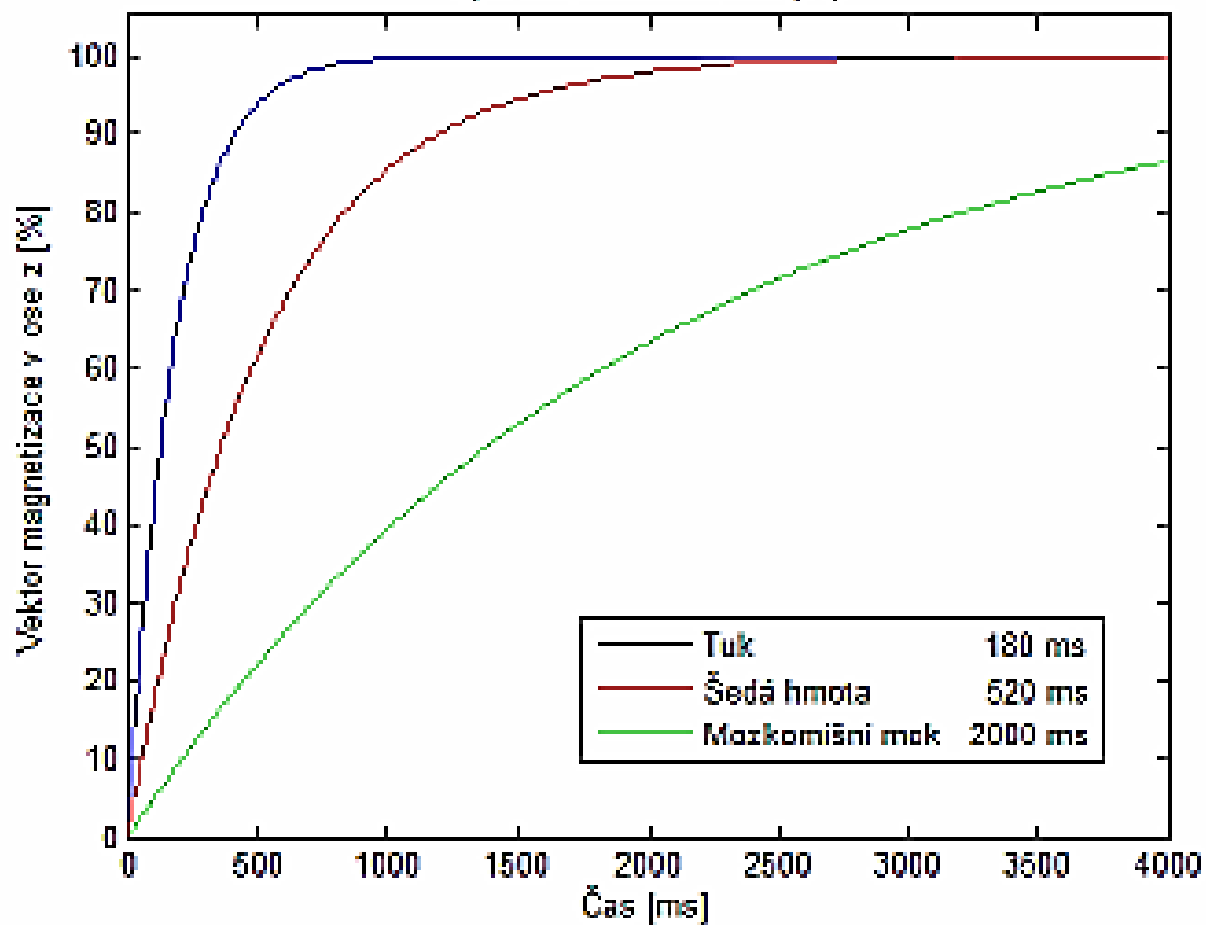
$$S \sim PD \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \right) e^{-\frac{TE}{T_2}}$$

SPIN ECHO

Spin-spinová interakce (T2)



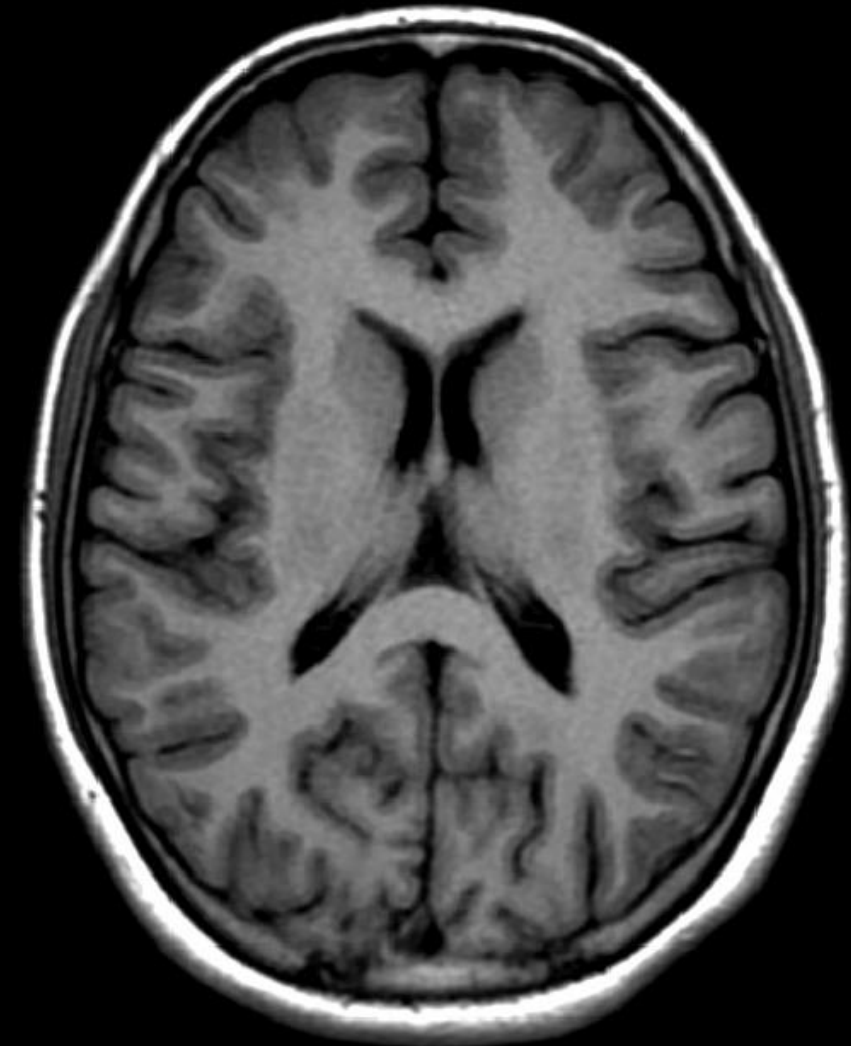
Spin-mřížková interakce (T1)



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

SPIN ECHO T1-W

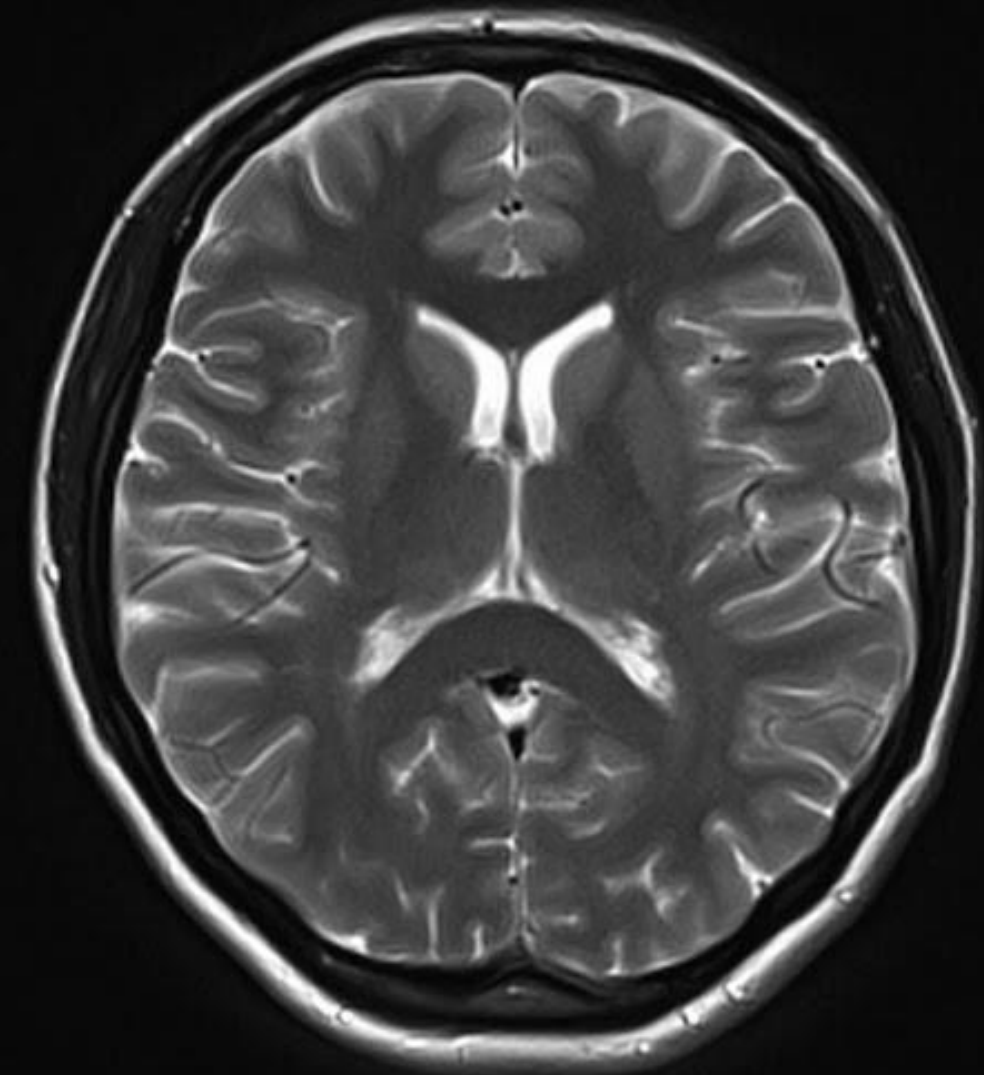
	CSF	GM	Tuk
TE	8	8	8
TR	600	600	600
T1	2000	520	180
T2	300	100	90
EXP(-TR/T1)	0,7408	0,315	0,0357
EXP(-TE/T2)	0,9737	0,923	0,9149
1-EXP(-TR/T1)	0,2592	0,685	0,9643
Součin	0,2524	0,632	0,8823



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

SPIN ECHO T2-W

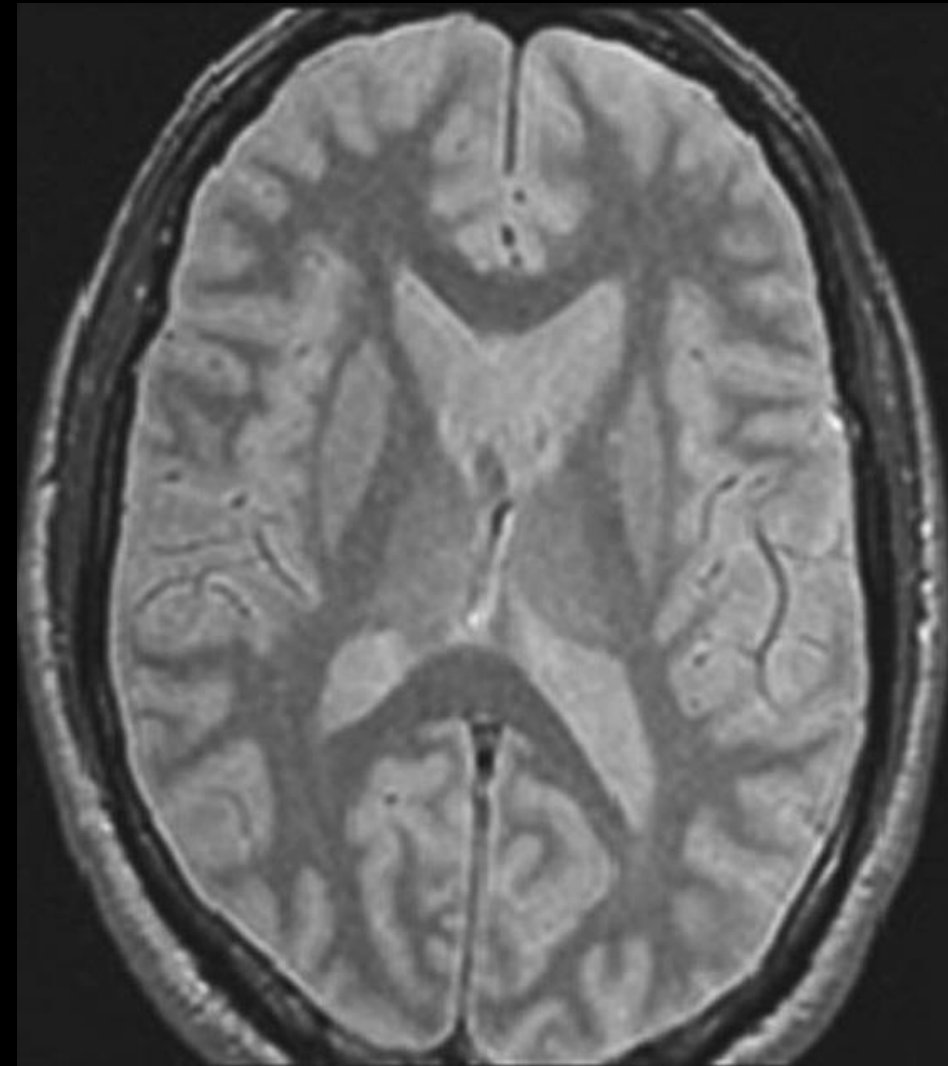
	CSF	GM	Tuk
TE	120	120	120
TR	6000	6000	6000
T1	2000	520	180
T2	300	100	90
EXP(-TR/T1)	0,0498	1E-05	3E-15
EXP(-TE/T2)	0,6703	0,301	0,2636
1-EXP(-TR/T1)	0,9502	1	1
Součin	0,6369	0,301	0,2636



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

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

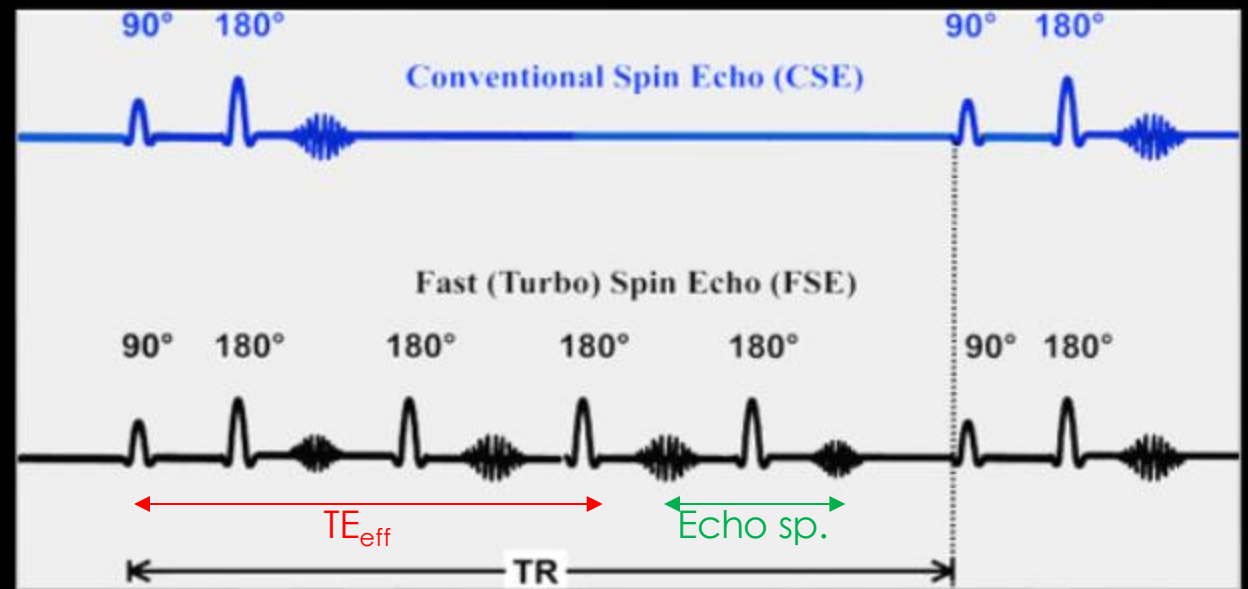
- TR, TF
- Počet průměrování
- Počet řádků k-prostoru
- Vysoký SAR

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

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

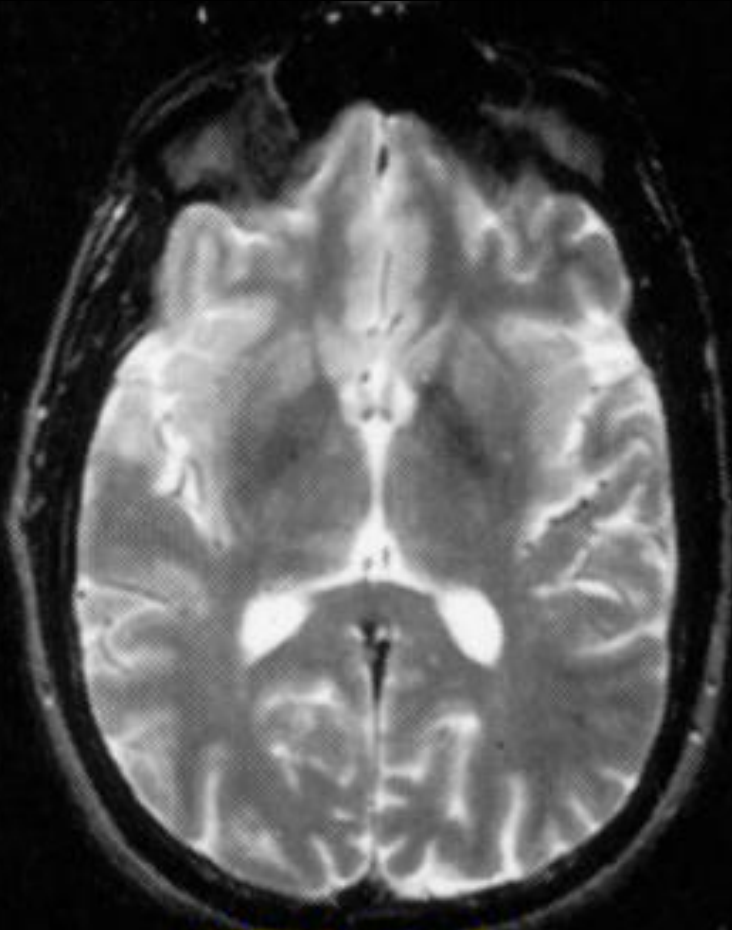
$$t(4000, 256, 1, 18) = 4 * 256 * 1 = 56,8 s$$

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

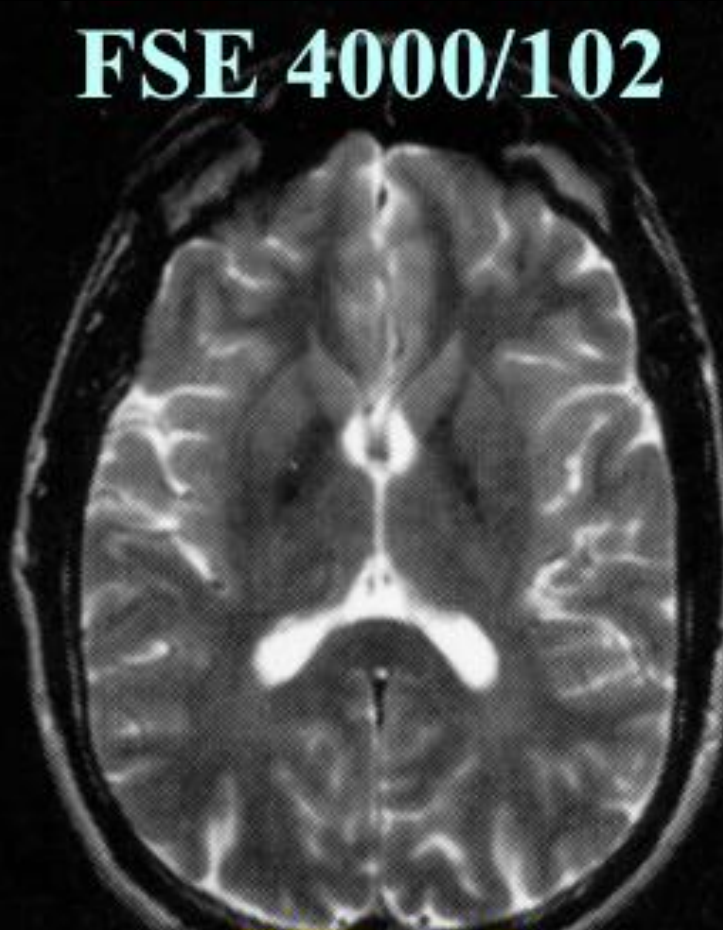


TURBO SPIN ECHO

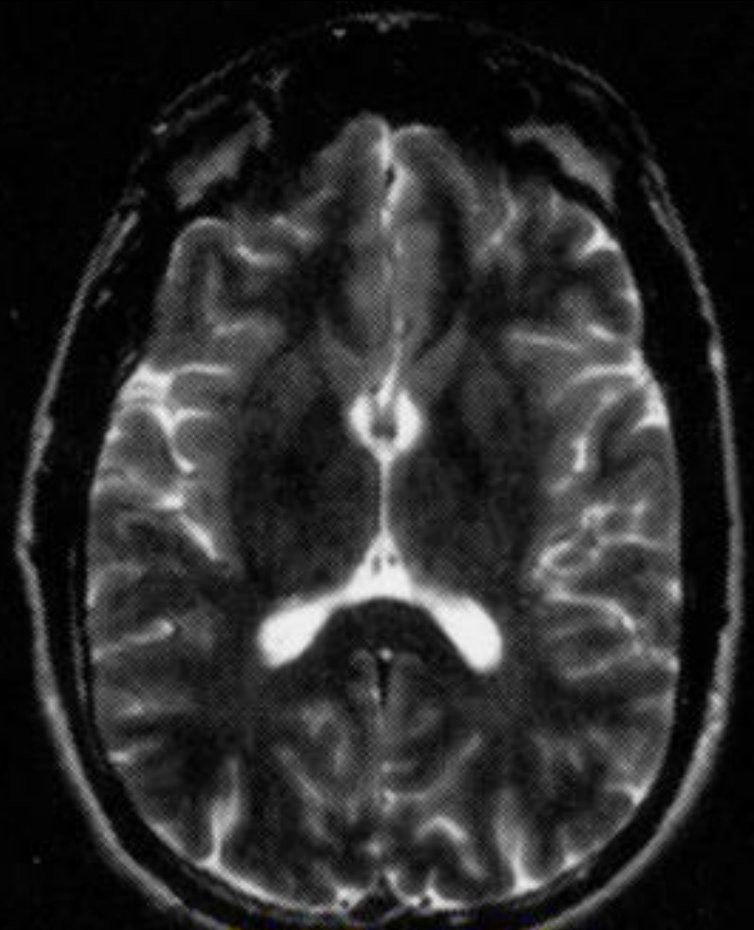
FSE 4000/102



ETL = 4

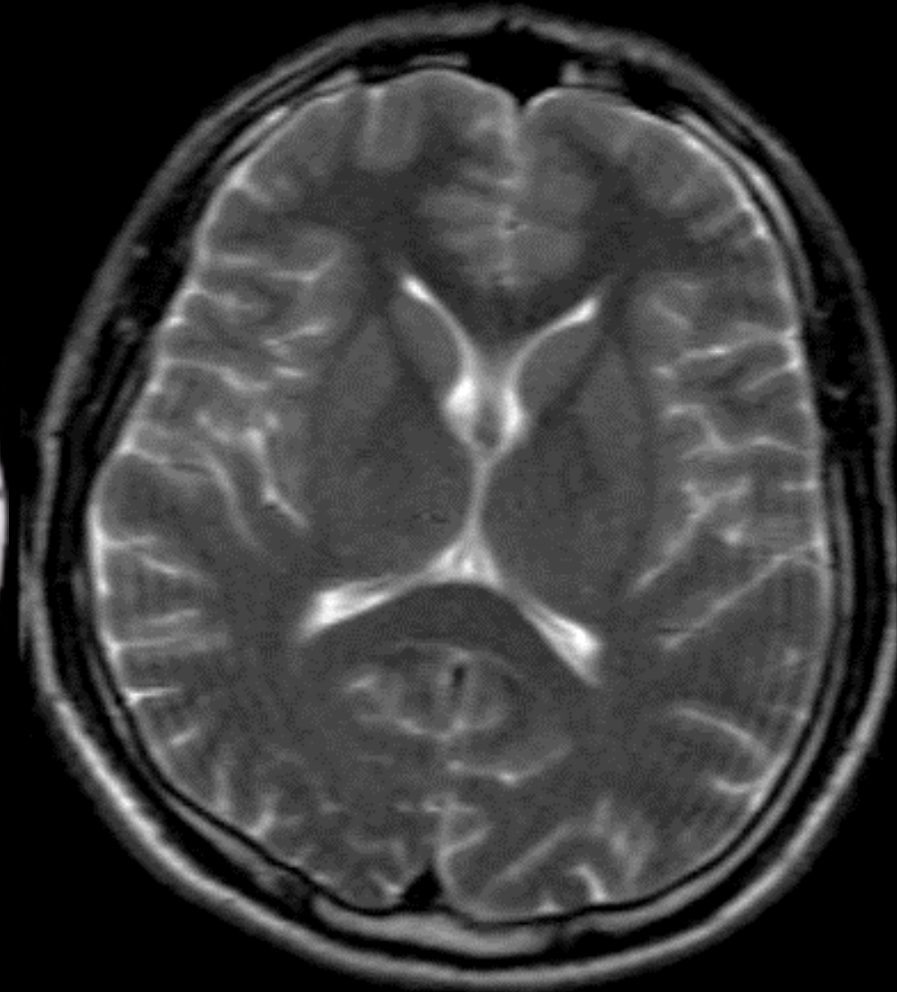
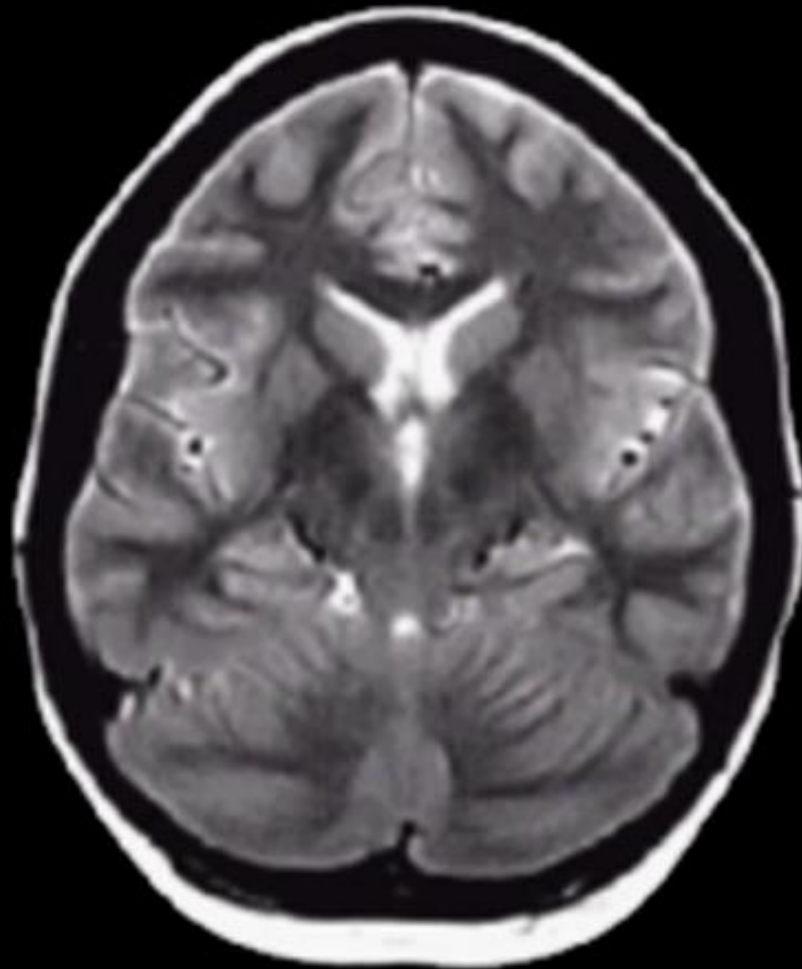
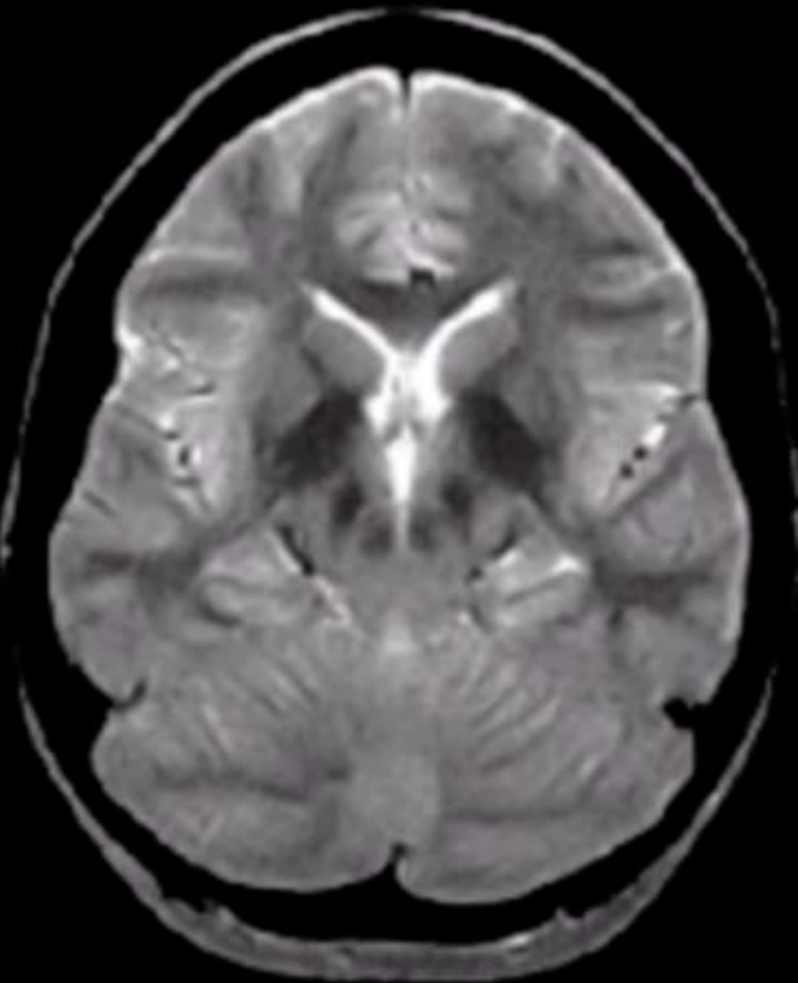


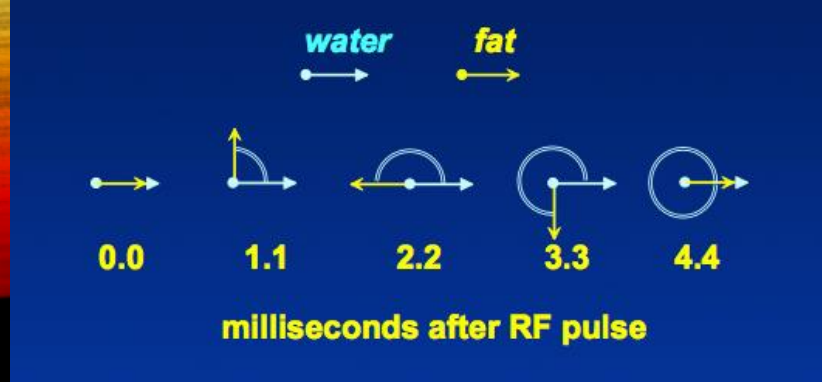
ETL = 8



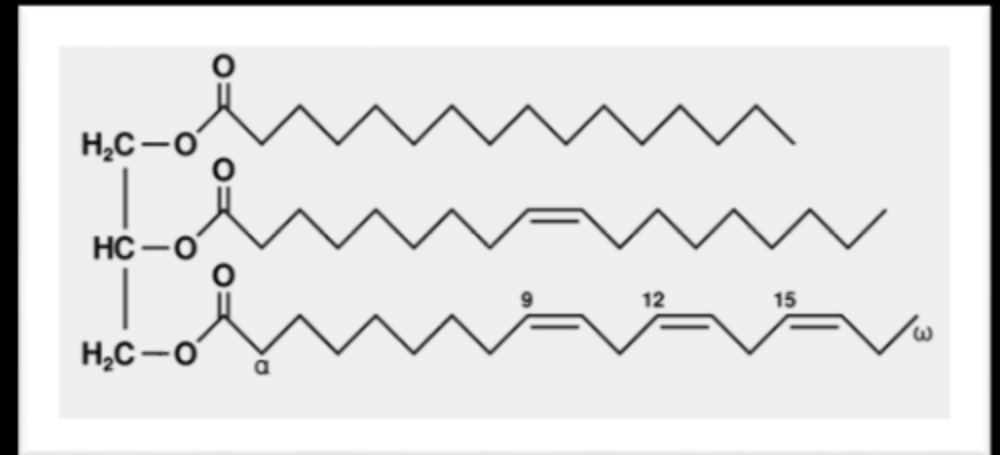
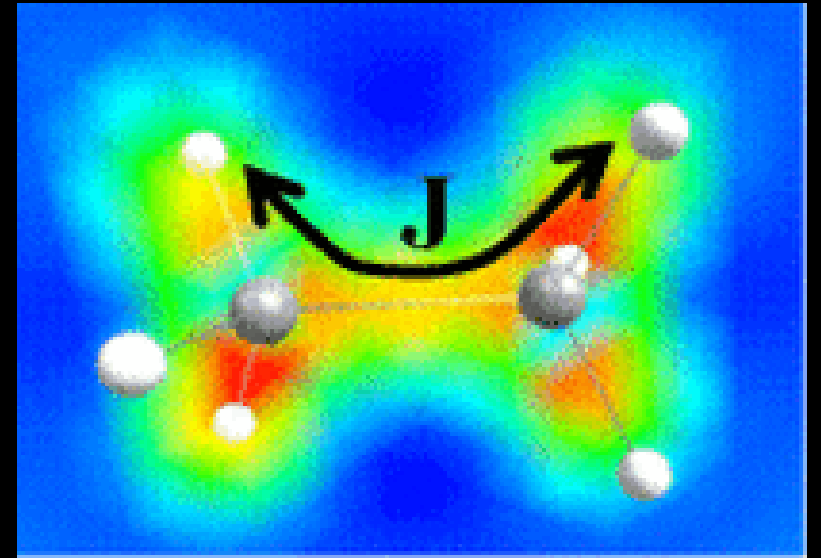
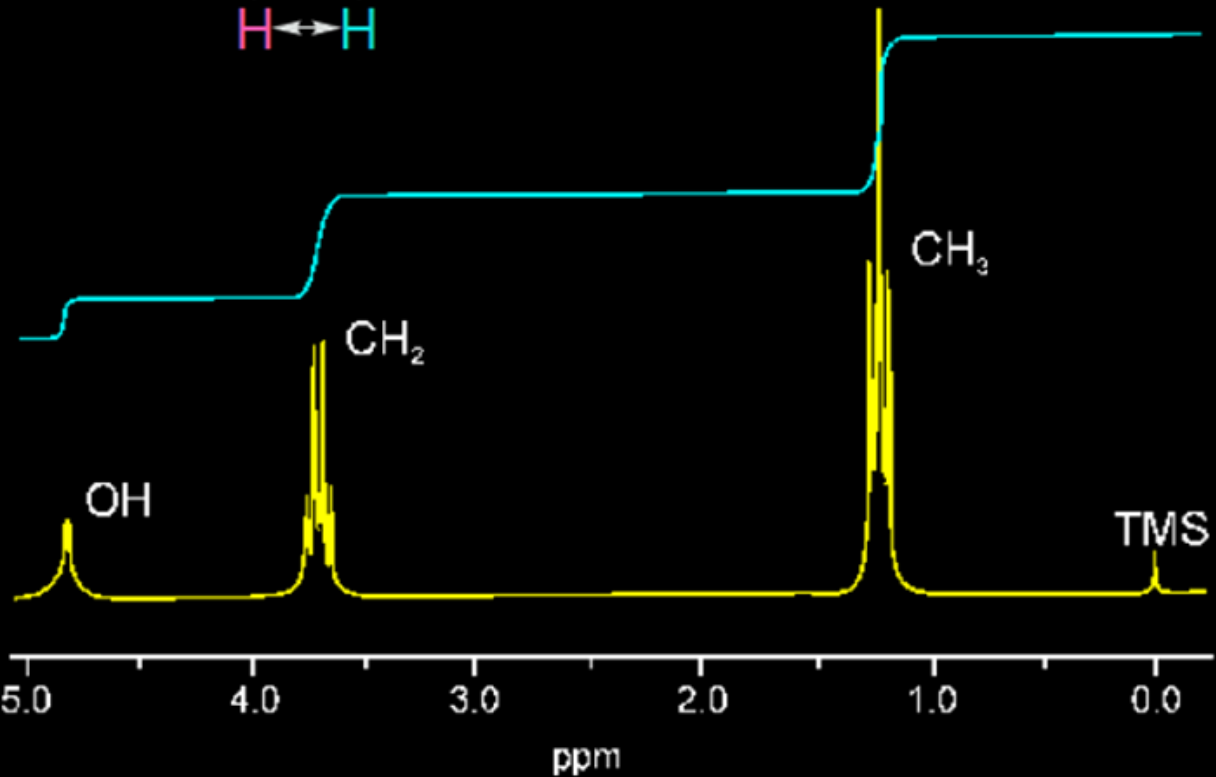
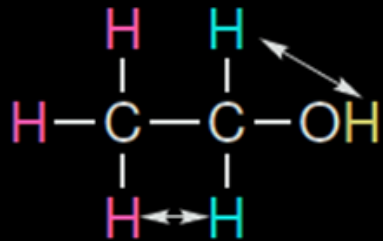
ETL = 16

SE VS TSE





CH POSUV, J-COUPLING

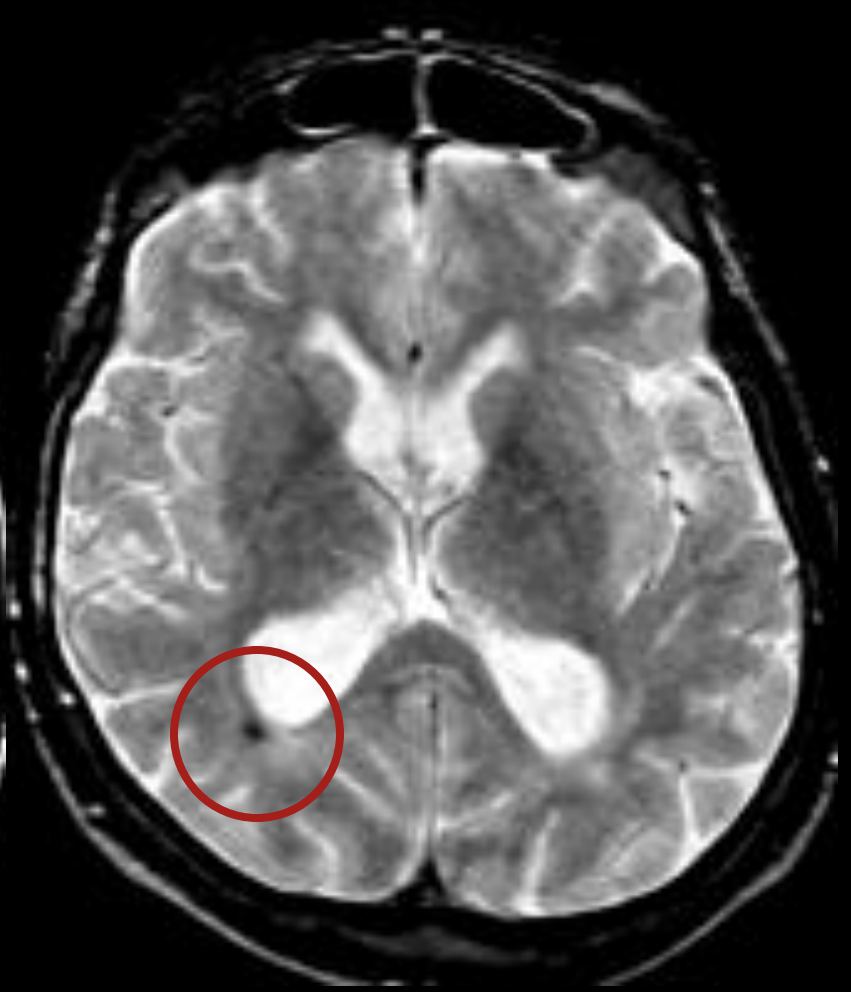
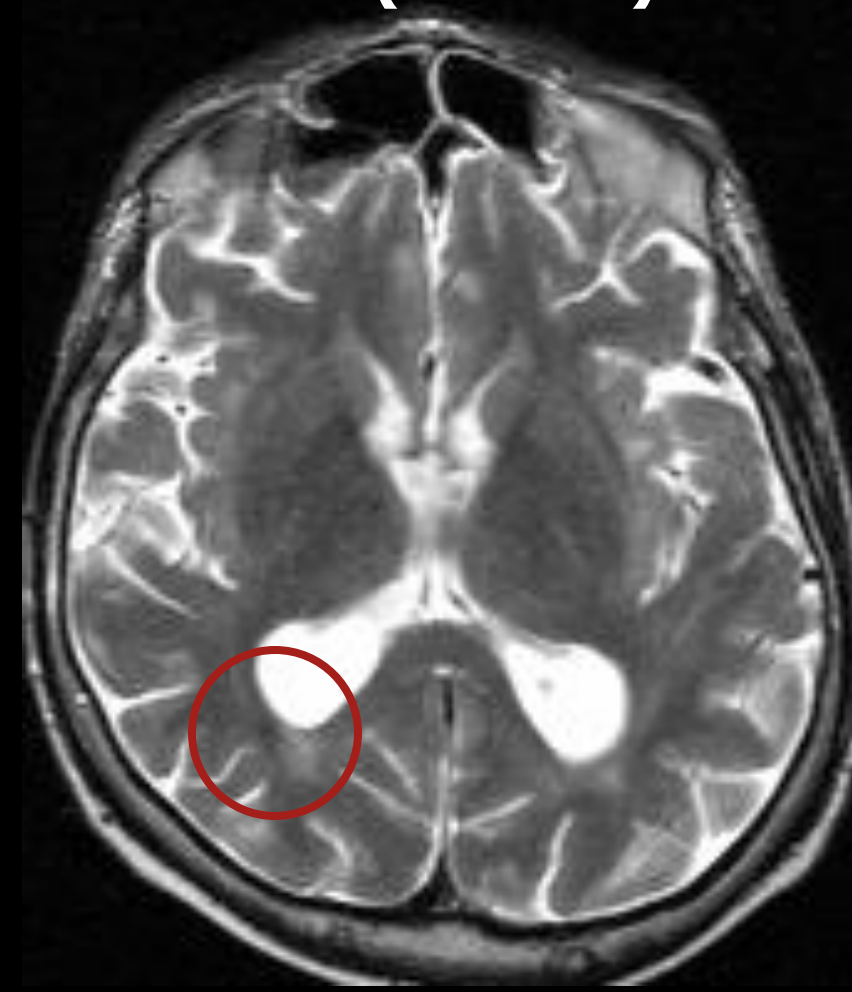


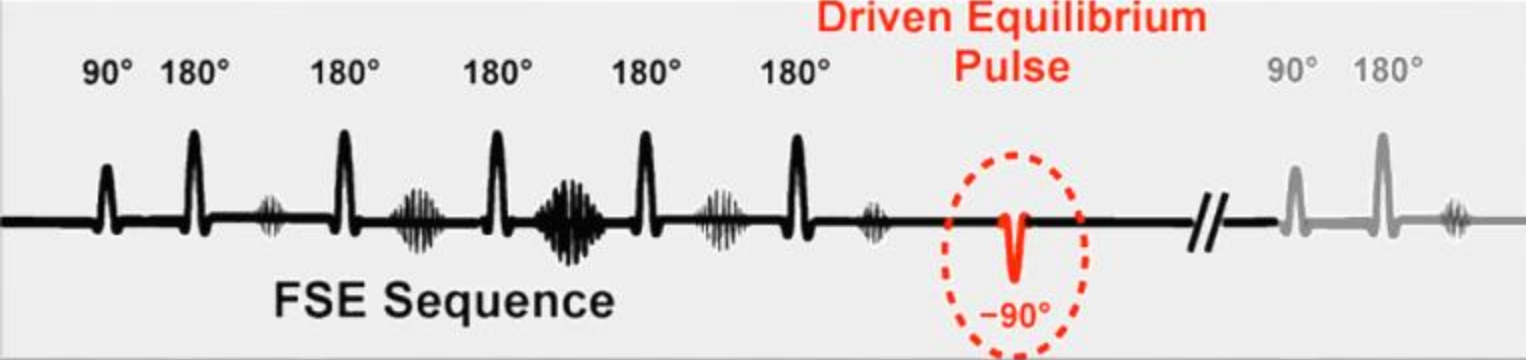
SE VS TSE - SUSCEPTIBILITY

TSE (ETL=15)

TSE (ETL=5)

SE



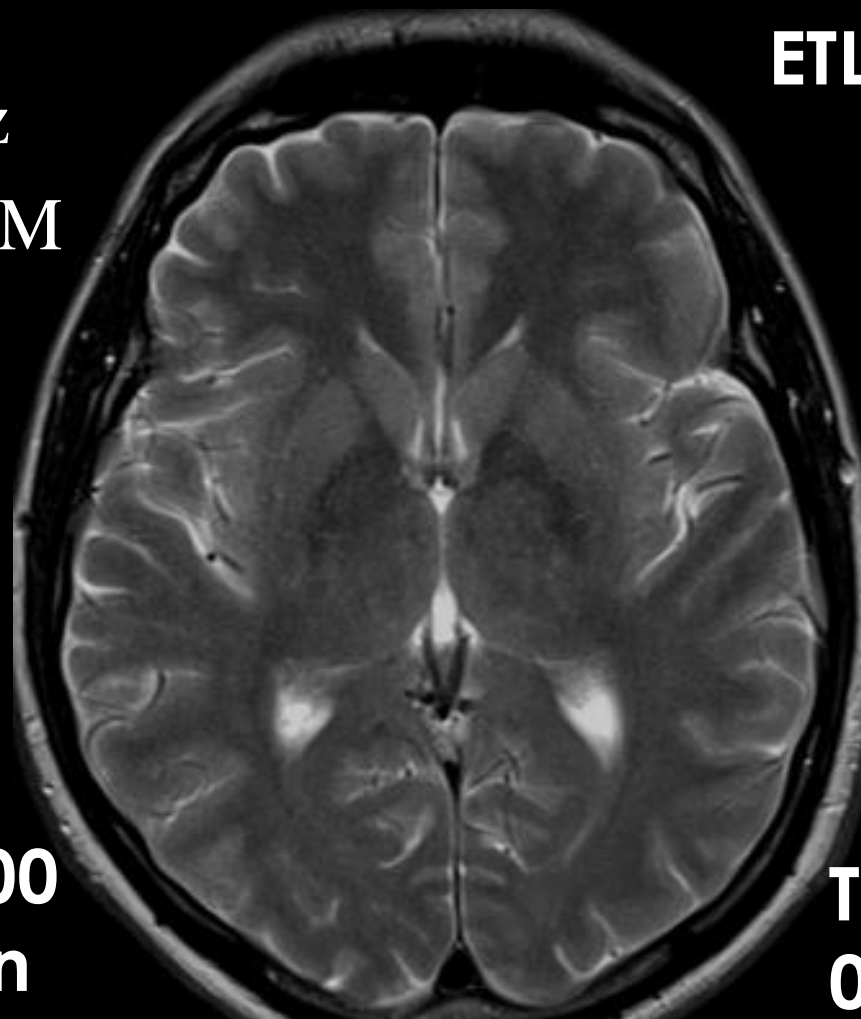


TSE DRIVE/FRFSE

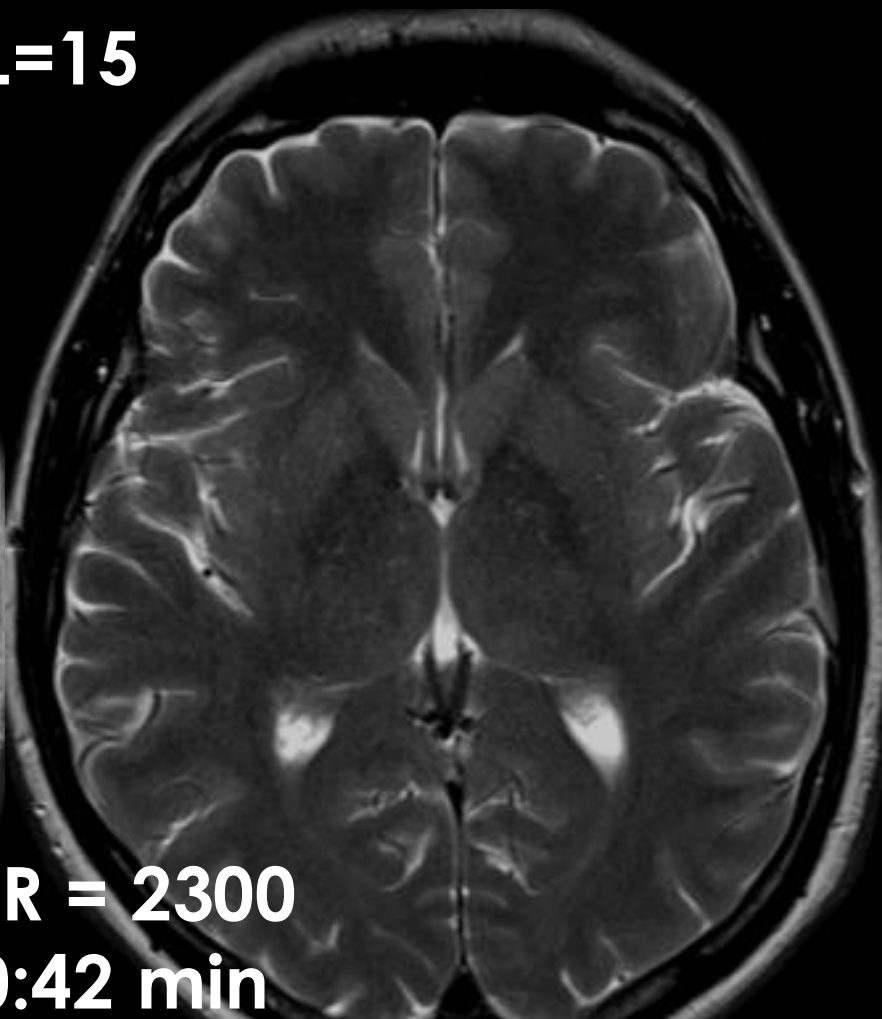
ETL=15

- Přídavný -90° pulz
- Zrychlení návratu M
- kratší TR

TR = 4000
1:21 min

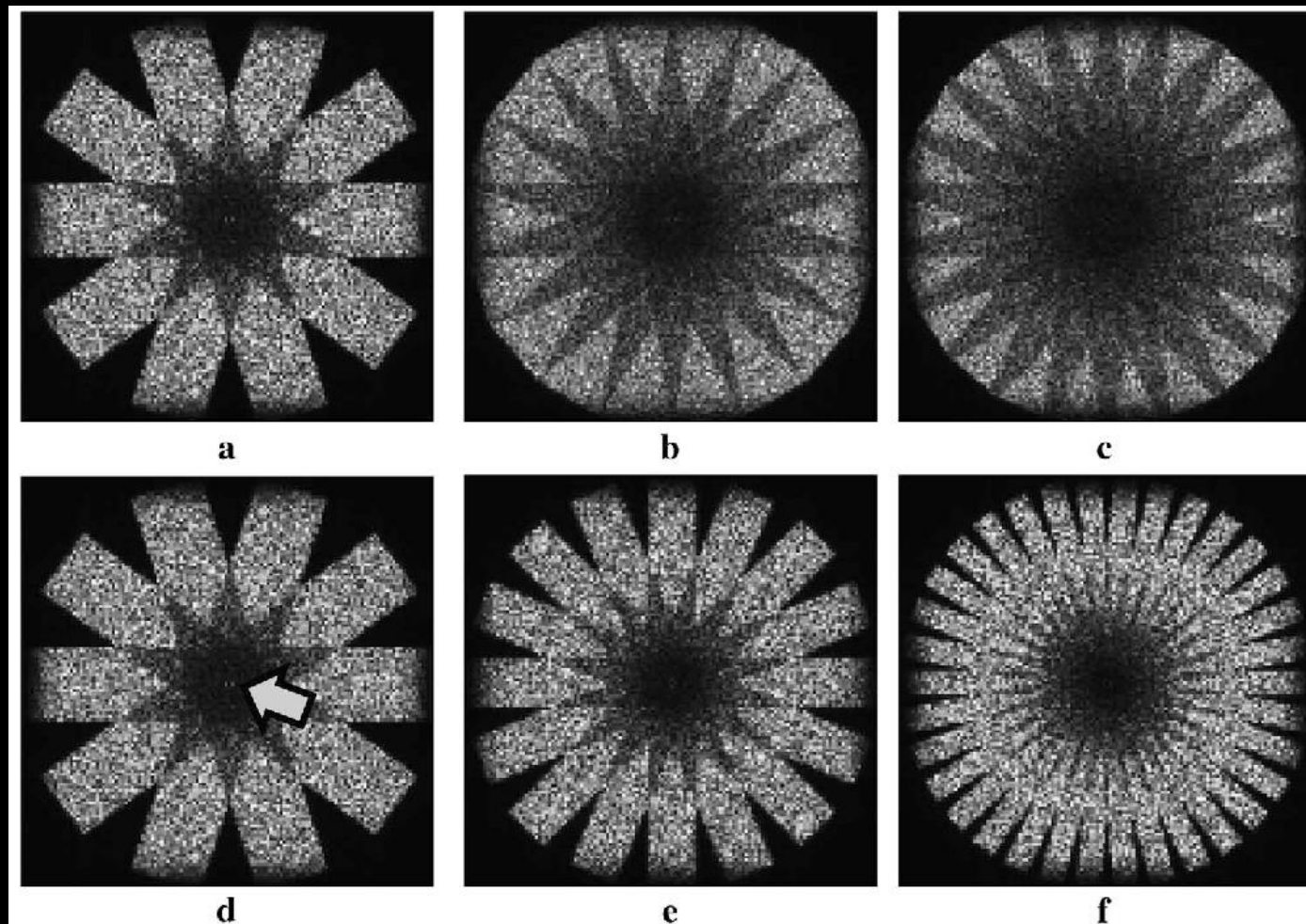


TR = 2300
0:42 min

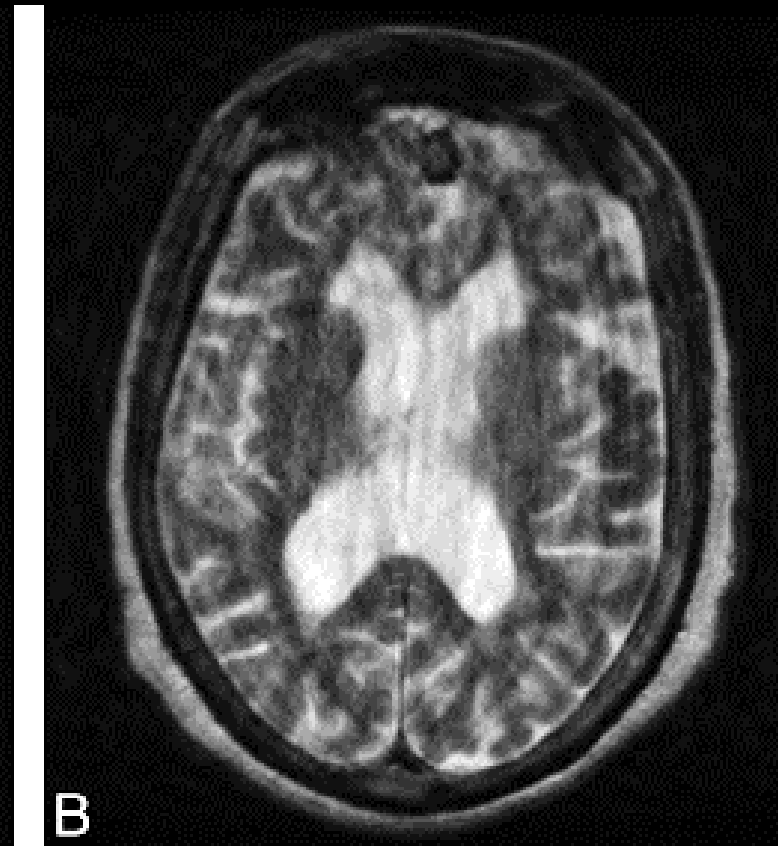
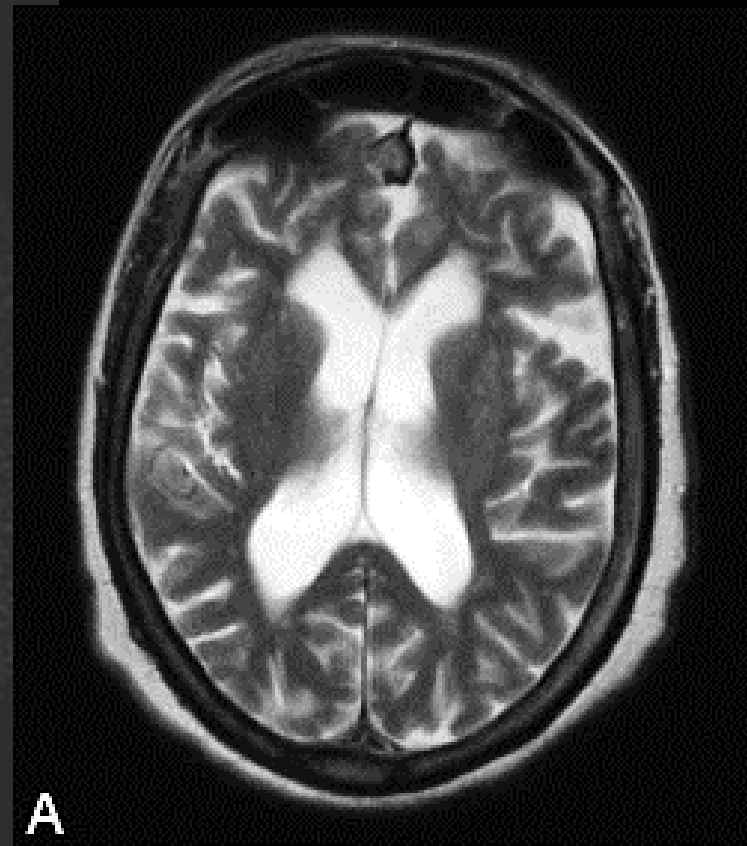
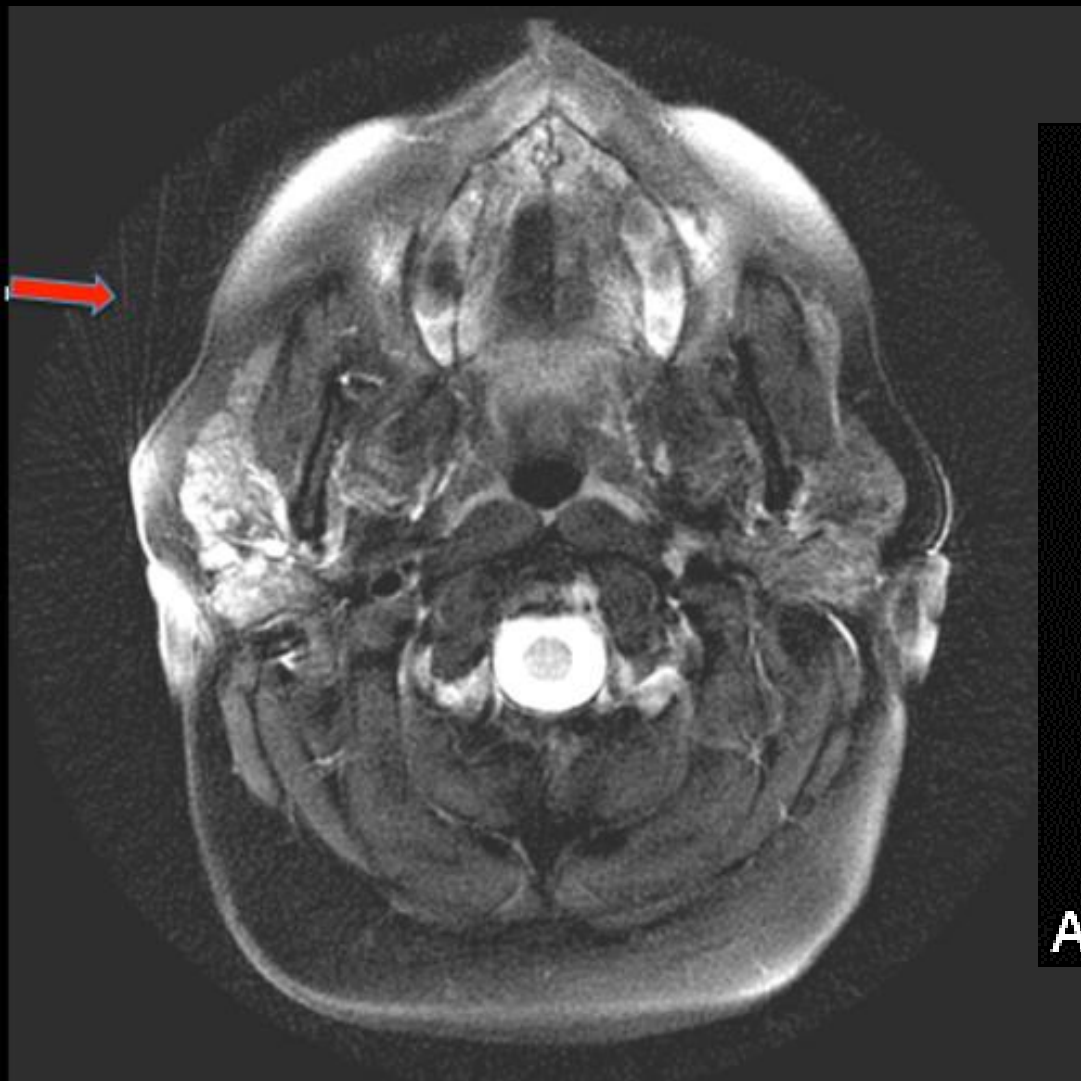


TSE MULTIVANE/PROPELER

- Radiální náběr k-prostoru
- Střed převzorkován
- Okraje podvzorkovány
- Méně citlivé na pohyby
- Zvýšená neostrost
- Vznik artefaktů
- Delší akvizice

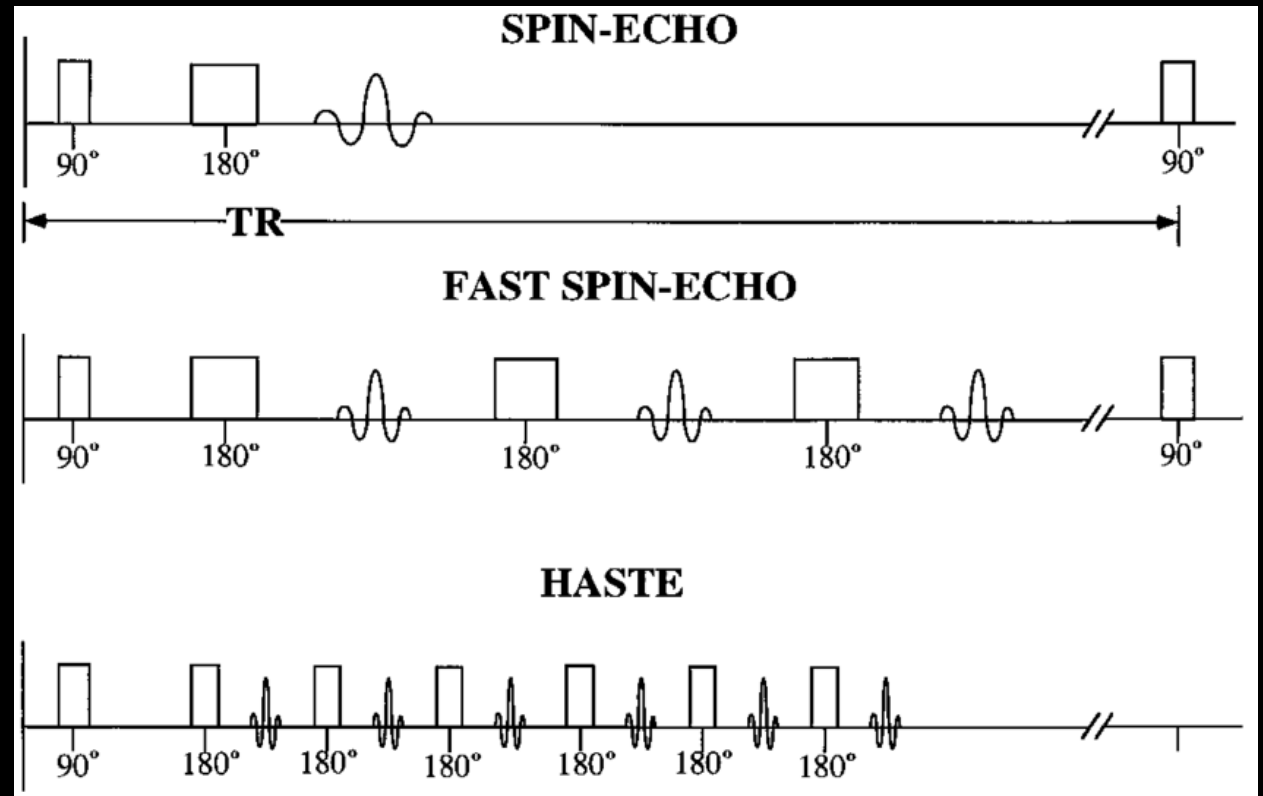
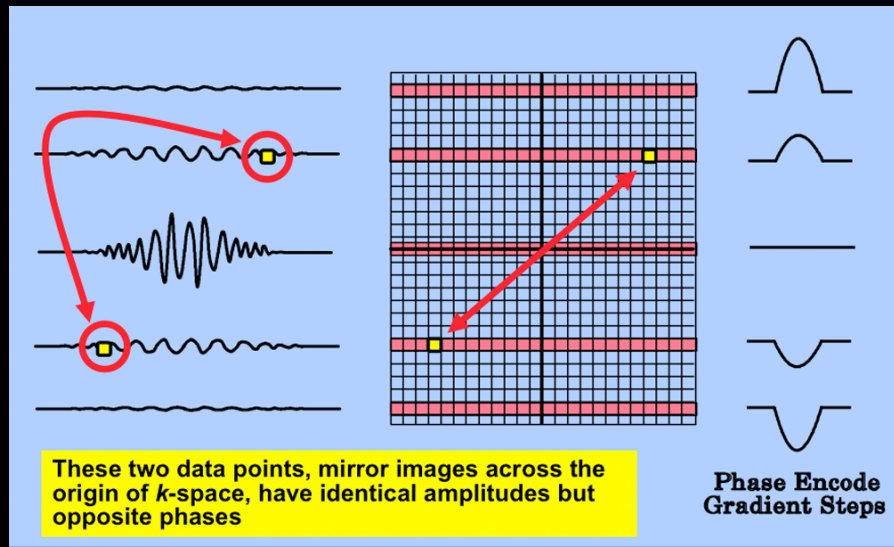


TSE MULTIVANE/PROPELER



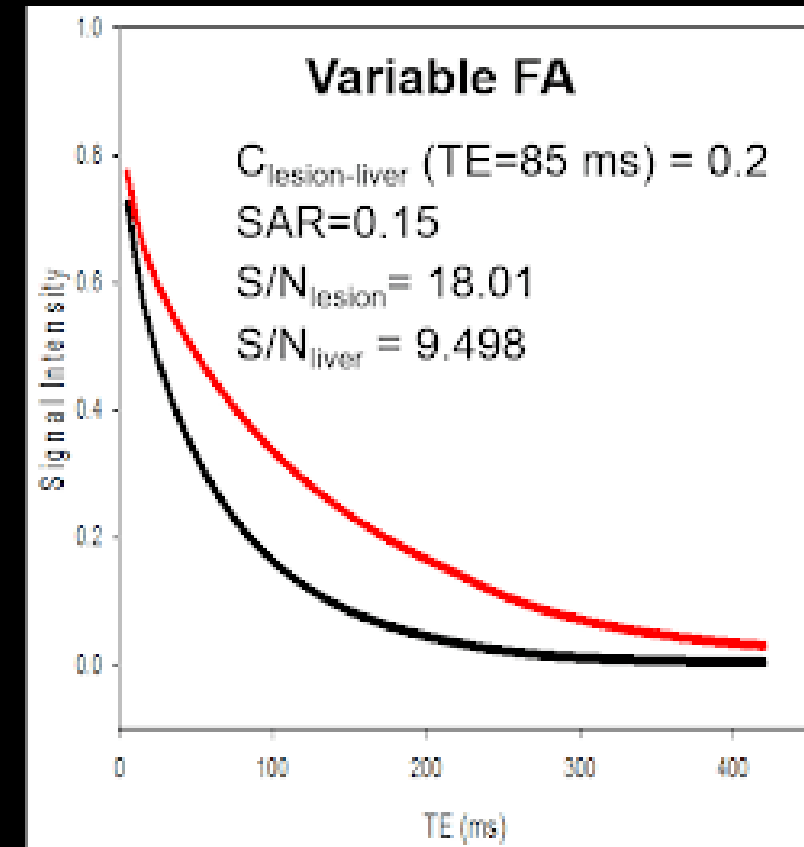
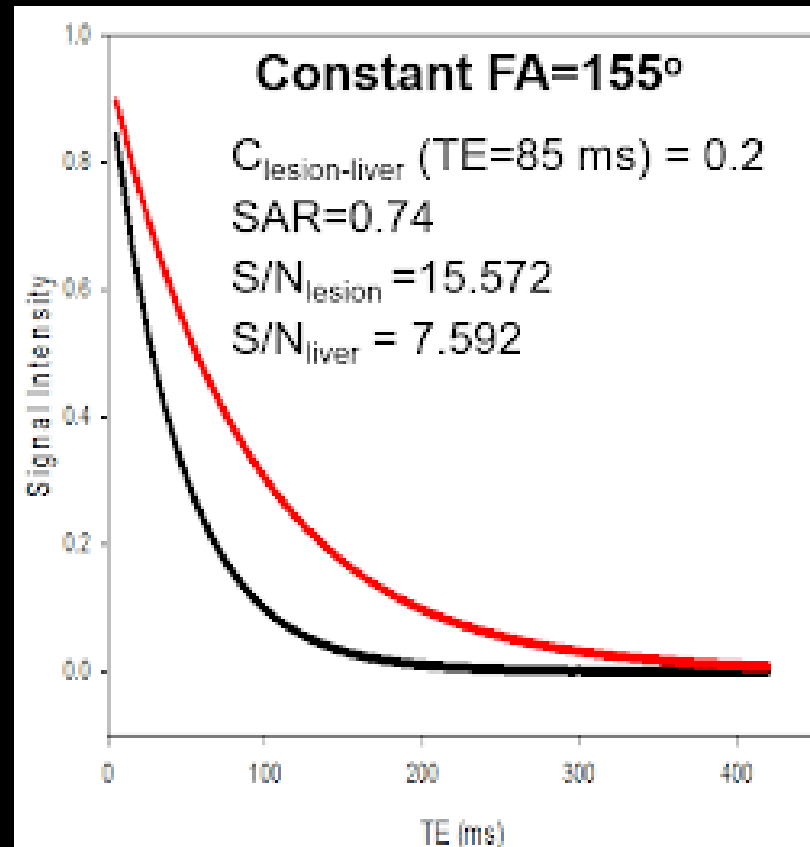
SINGLE SHOT TSE

- Vysoké ETL, částečný náběr k-prostoru
- Vysoký SAR
- Pokles SNR
- Velmi rychlý náběr (~1s)

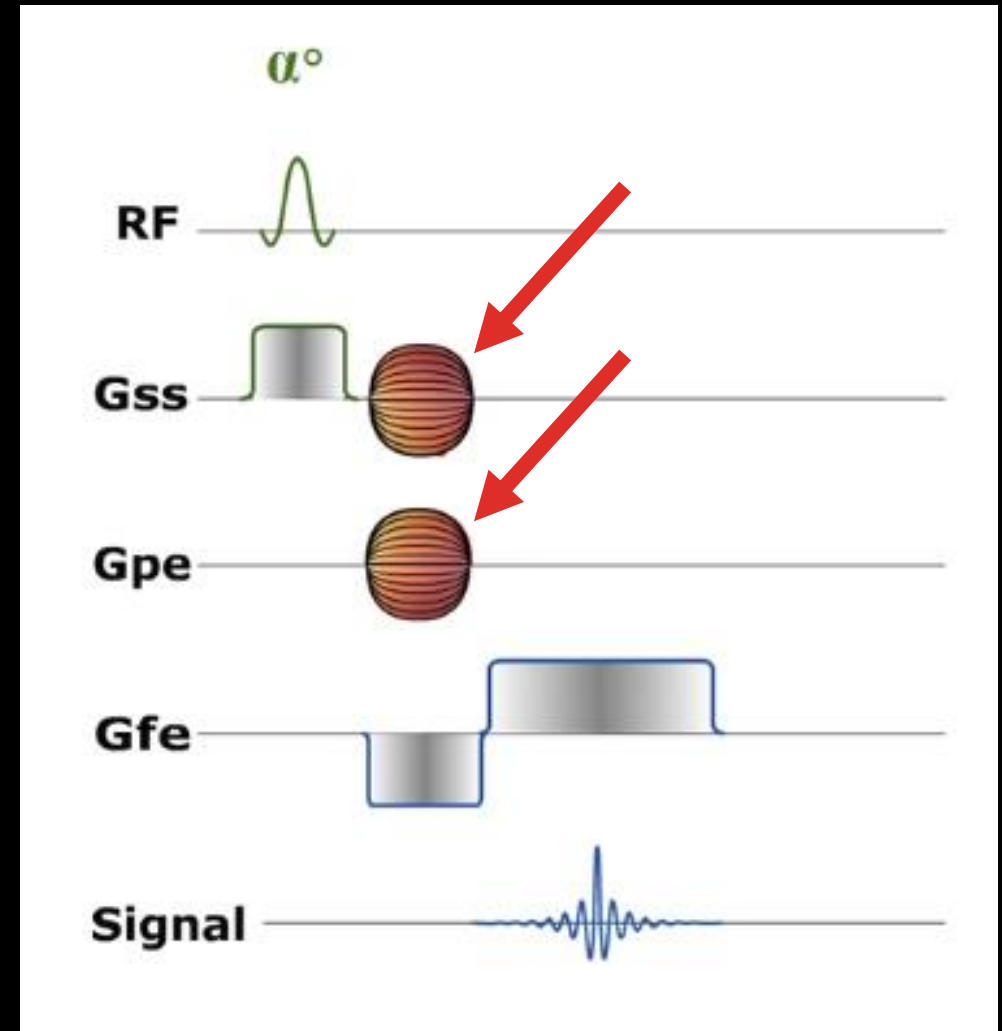
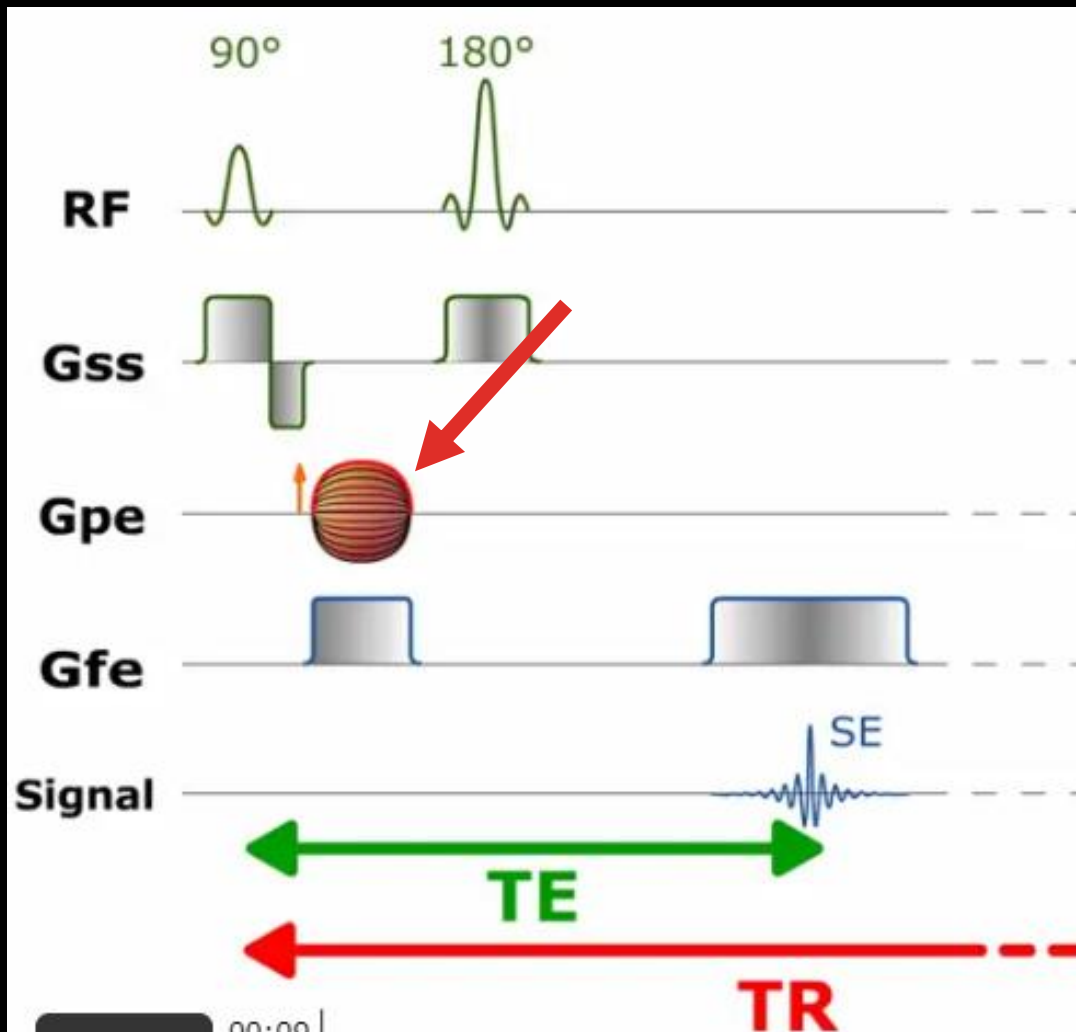


SINGLE SHOT TSE

- Snížení SARu > nahrazení 180° pulzů

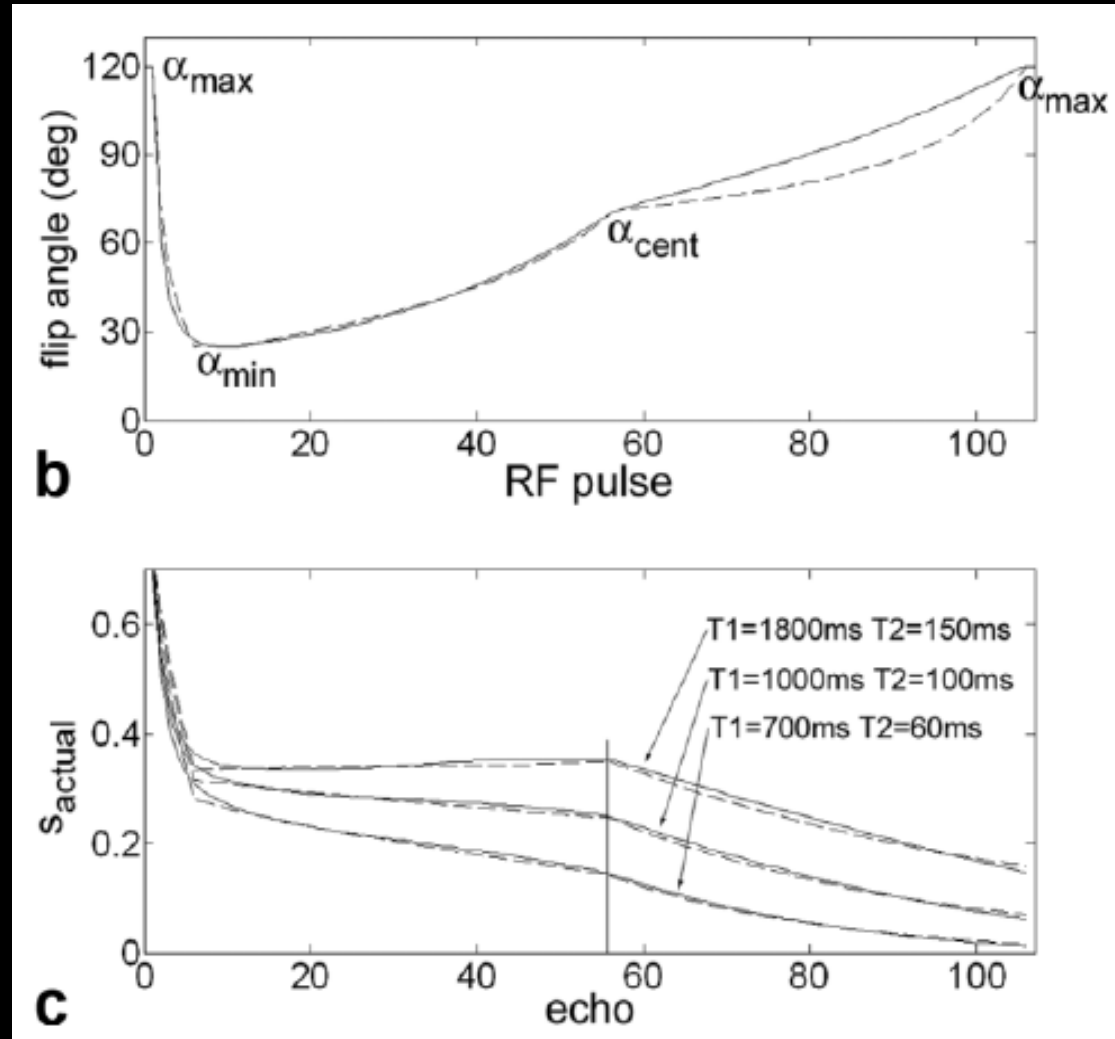


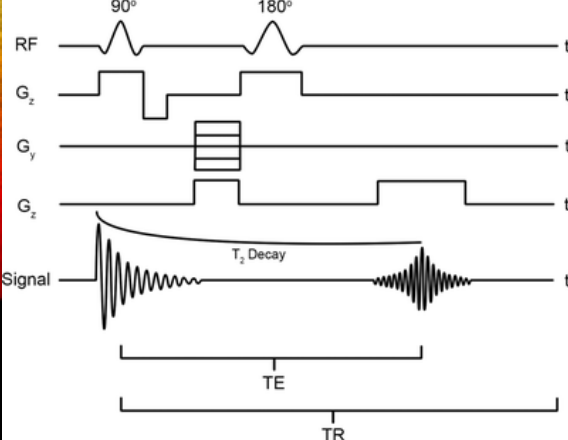
2D VS 3D



CUBE/VISTA

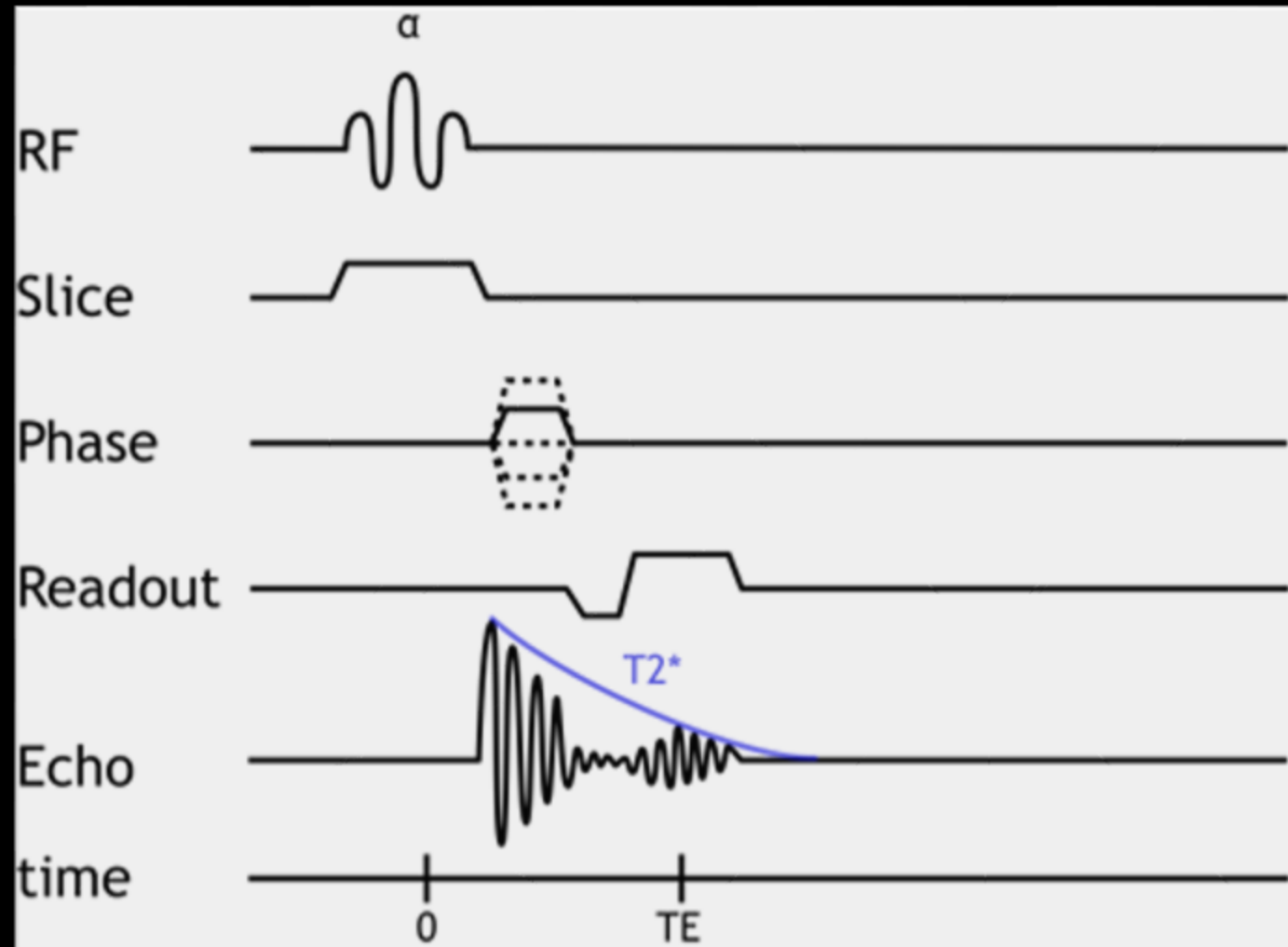
- 3D sekvence
- Proměnlivý refoc. úhel
- Nižší SAR
- Vysoké ETL
- Vysoké rozlišení
- Míň kov. artefaktů
- Dlouhý akviz. čas (>5min)





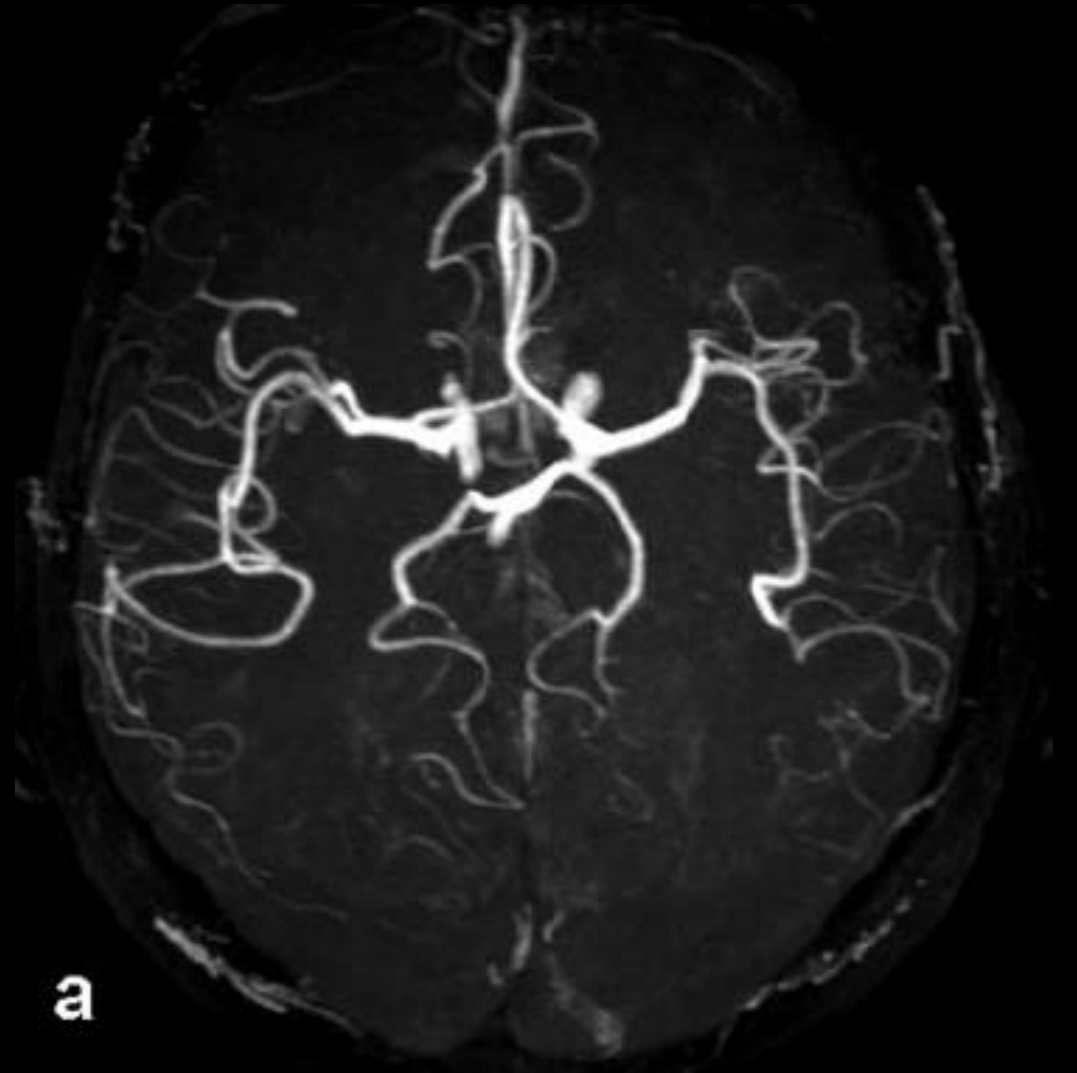
GRADIENTNÍ ECHO

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



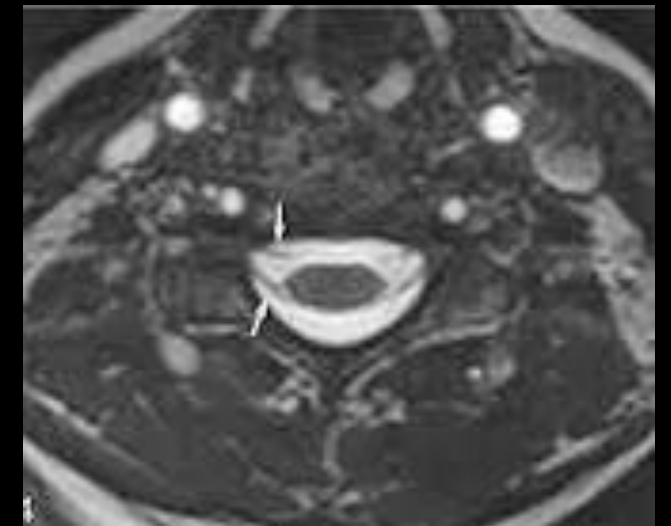
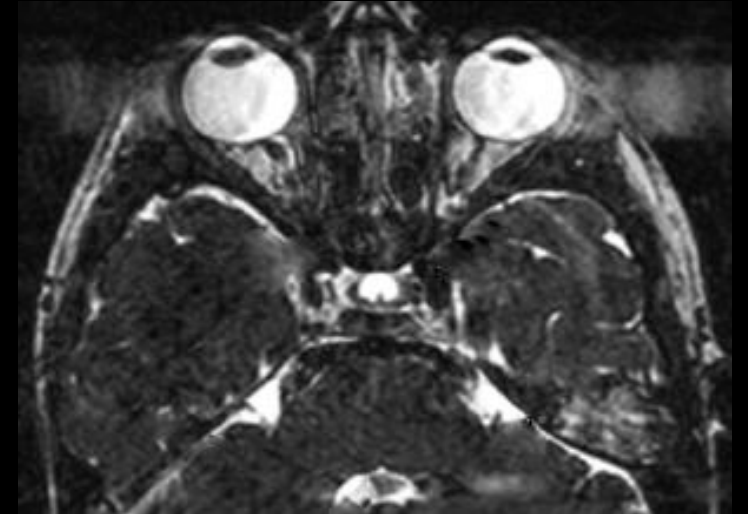
KOHERENTNÍ GRE (FFE/GRE/FISP)

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



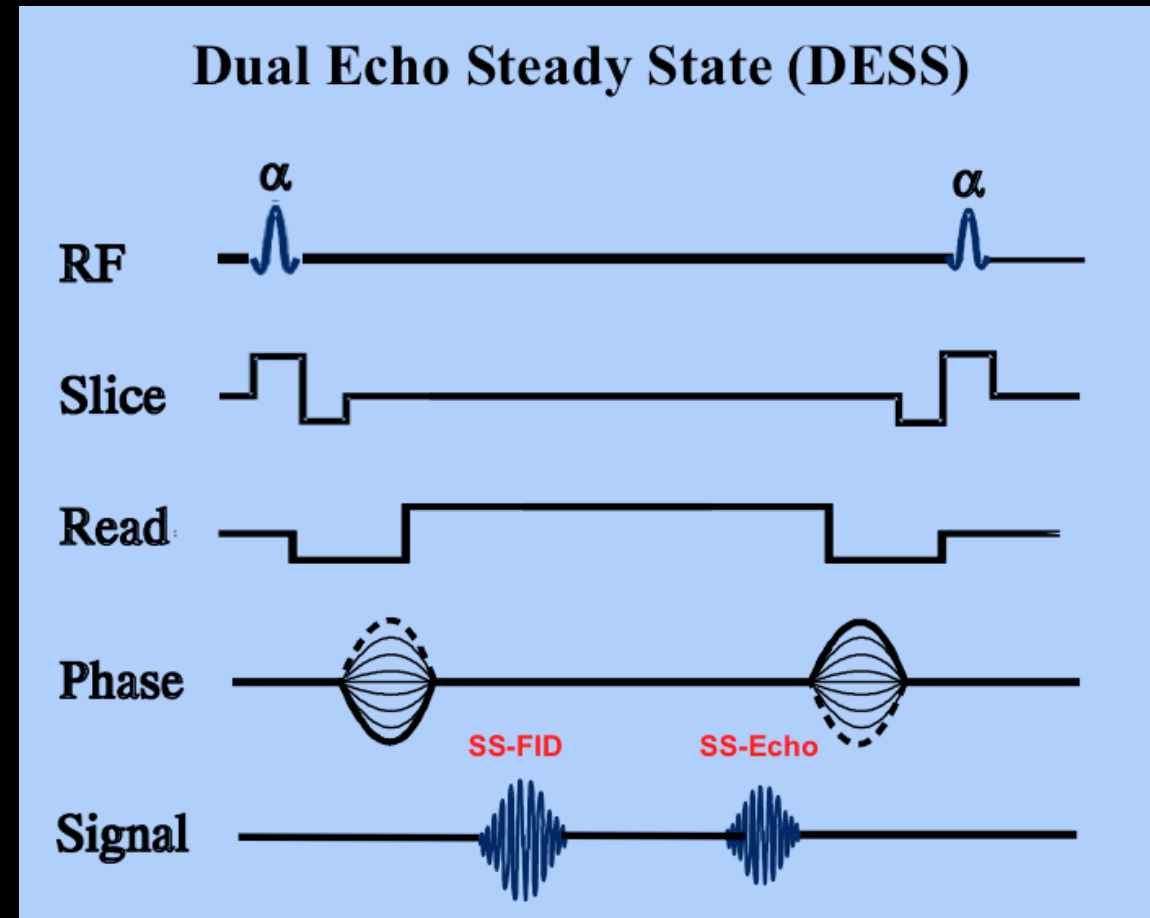
KOH GRE (T2 FFE/FSPGR/PSIF)

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

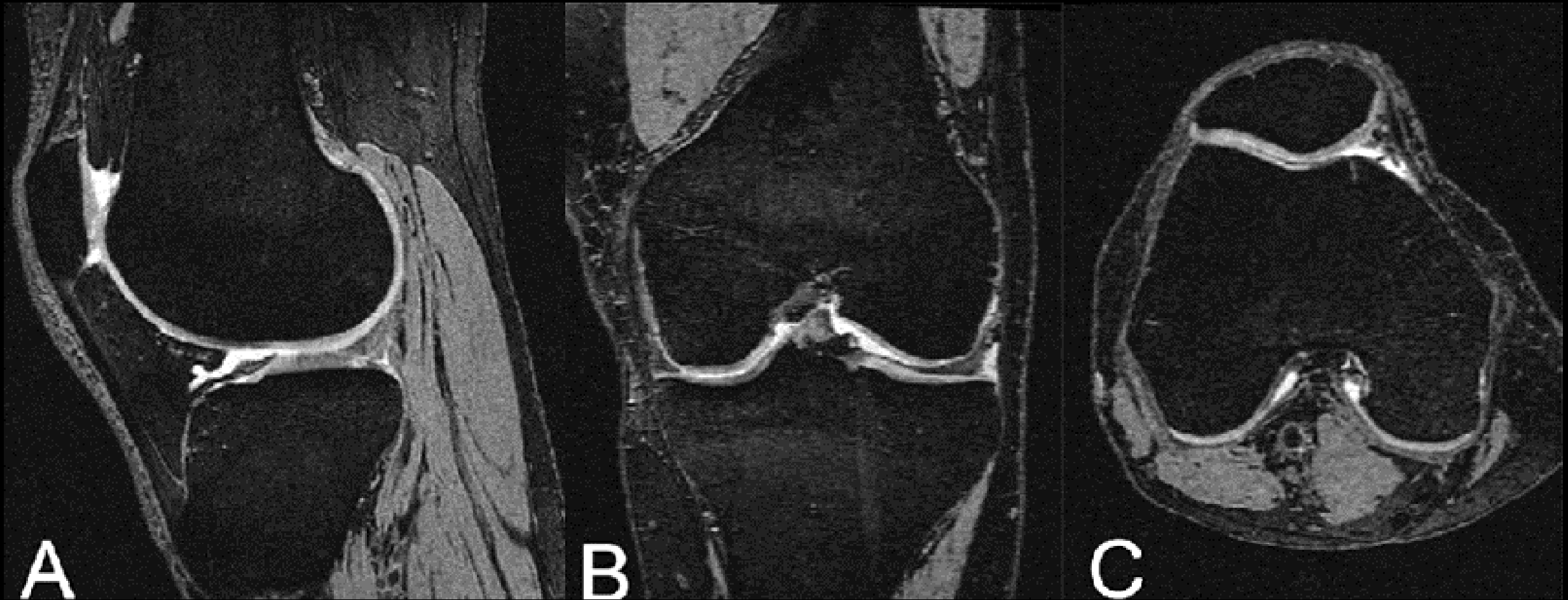


KOH GRE (MENSA/DESS)

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

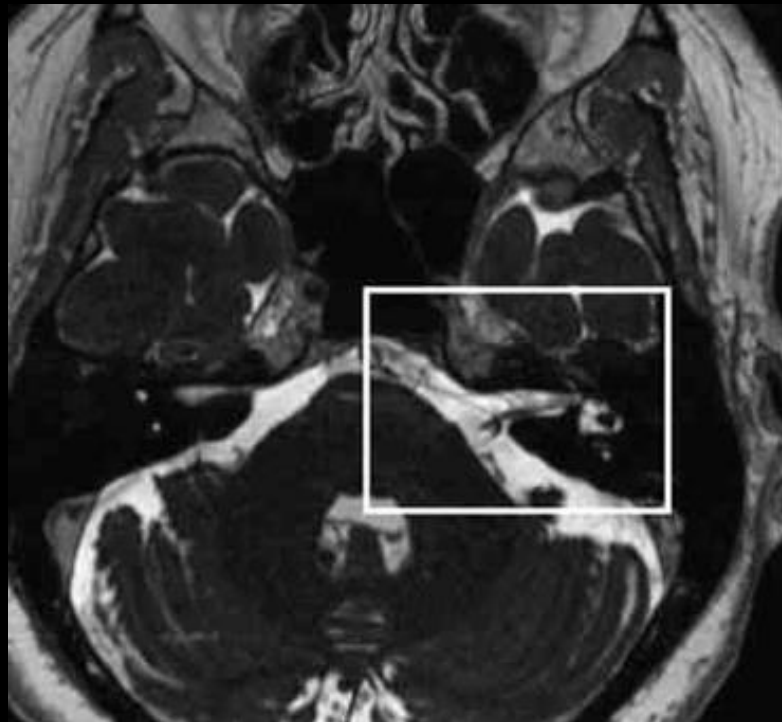


KOH GRE (MENSA/DESS)

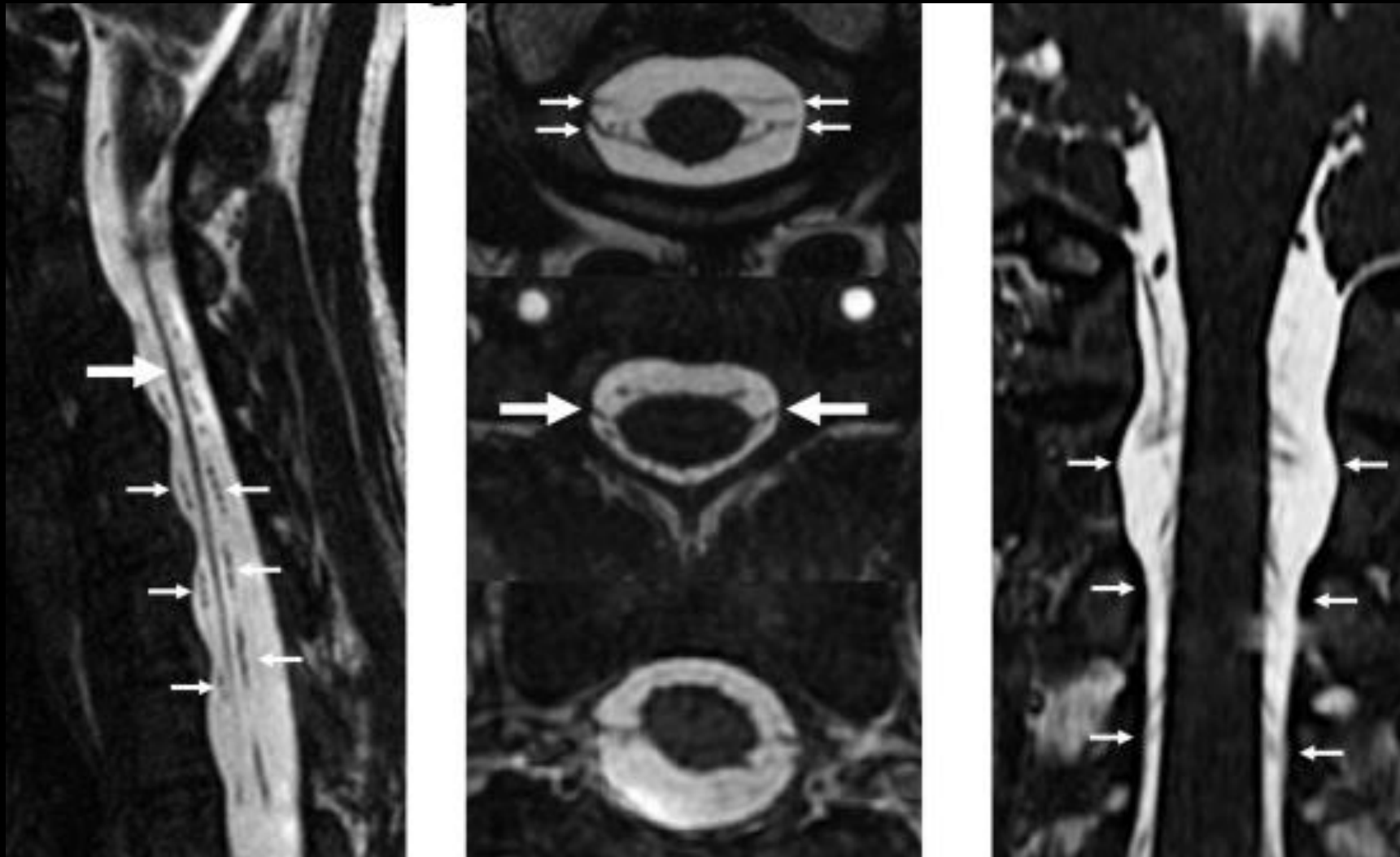


KOH GRE (FIESTA-C/CISS)

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



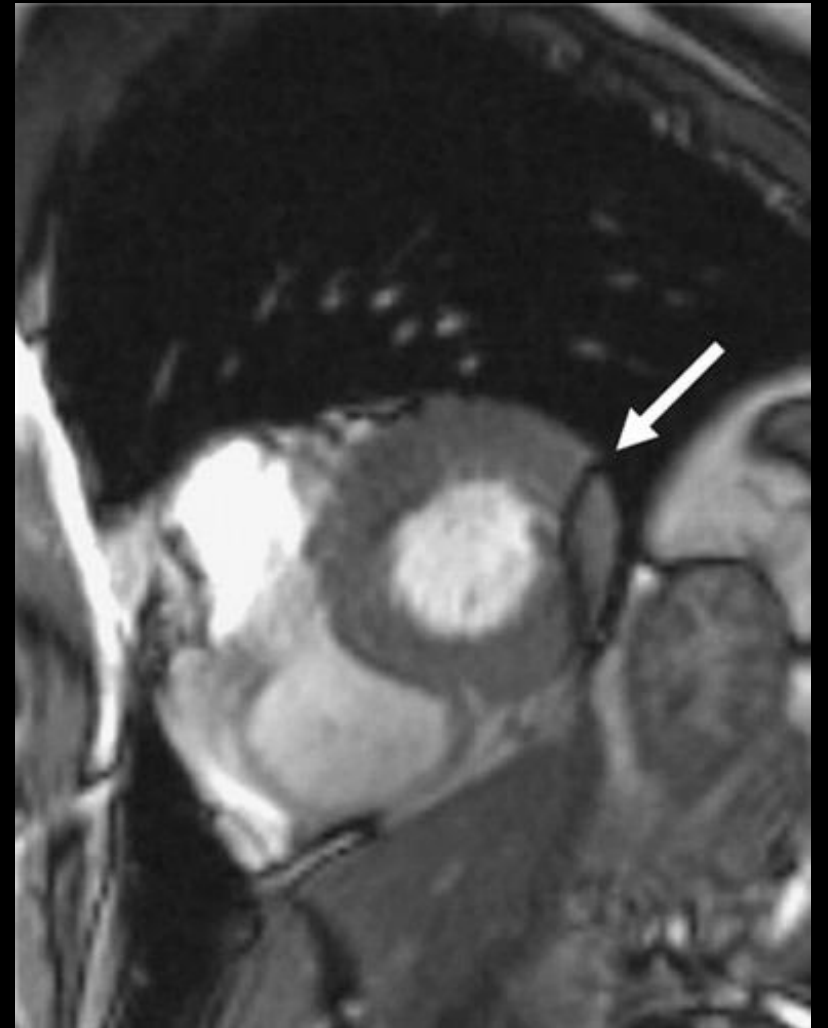
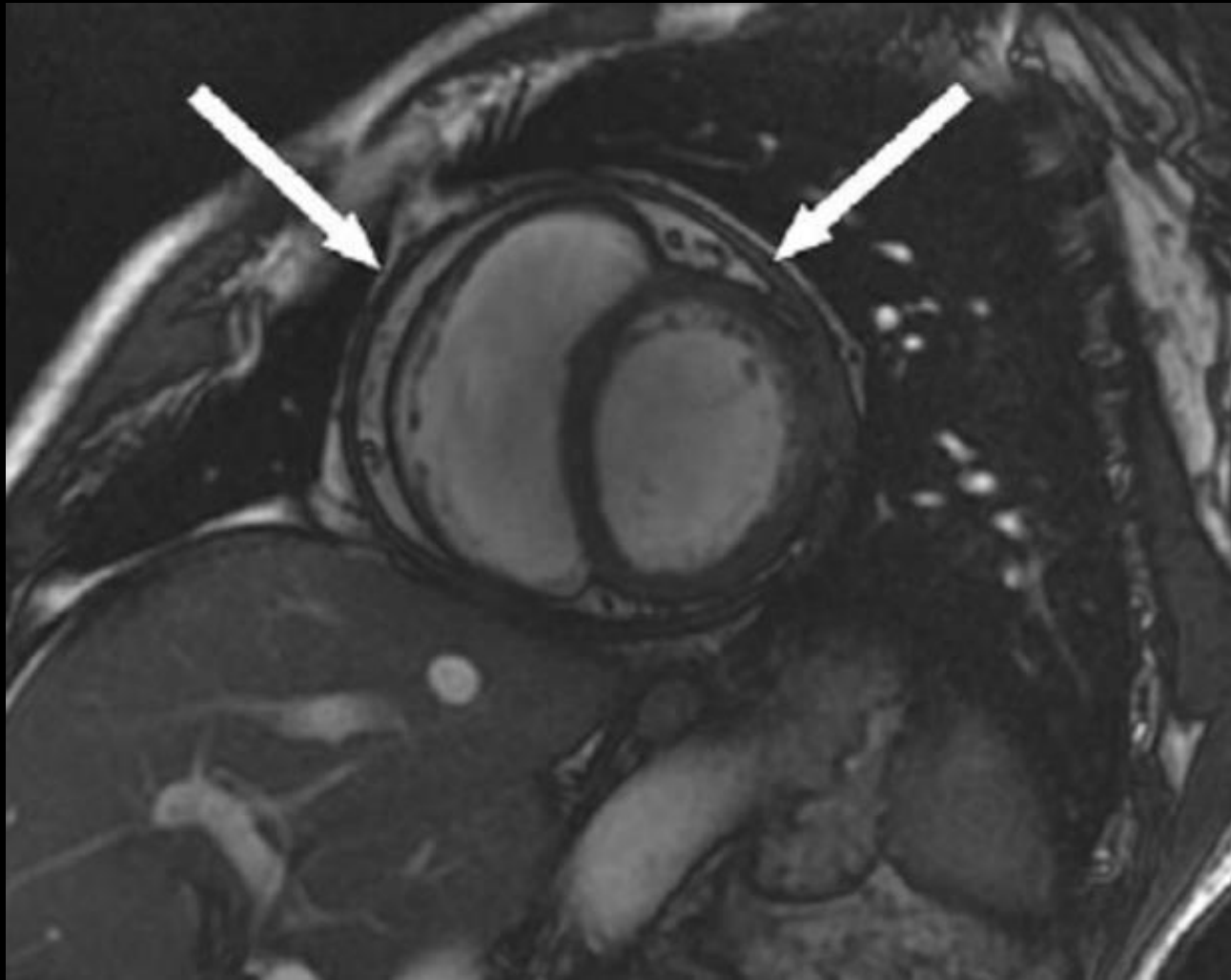
KOH GRE (FIESTA-C/CISS)



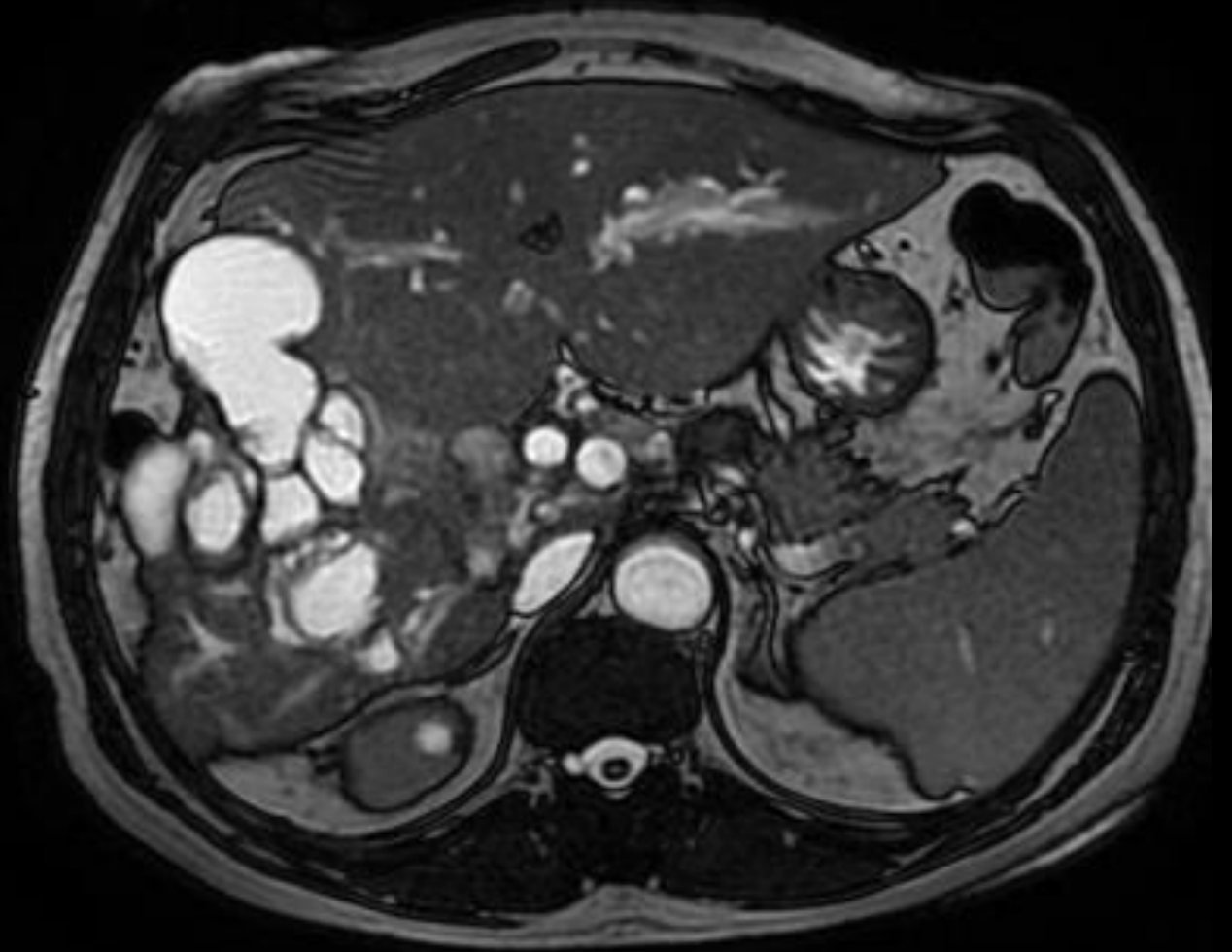
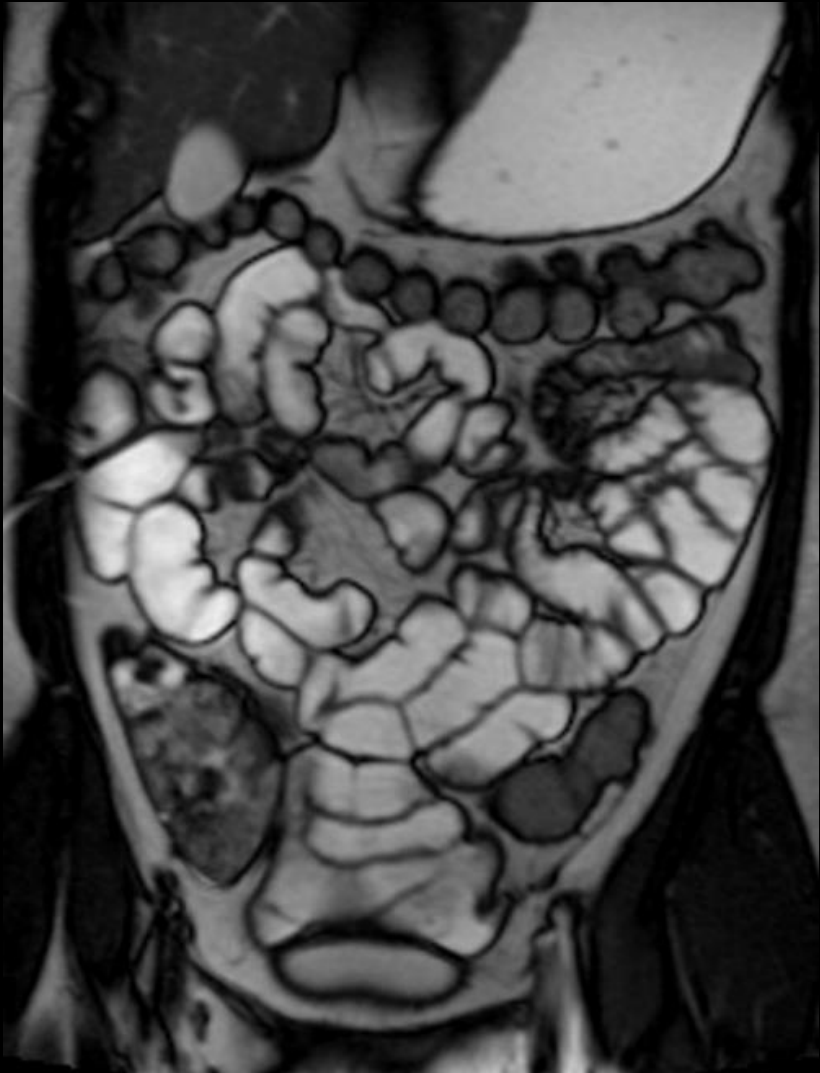
KOH GRE (FIESTA/BFFE)

- 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)

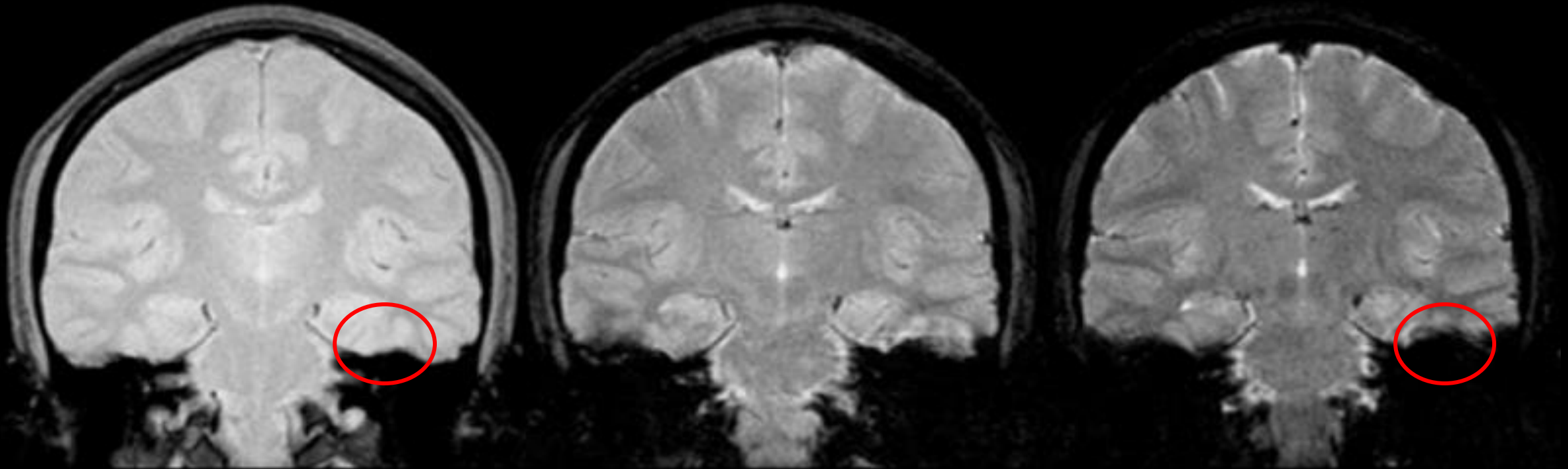


NEKOH GRE (FSPGR/T1FFE)

- 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	α
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/T1 FFE)



TE = 10

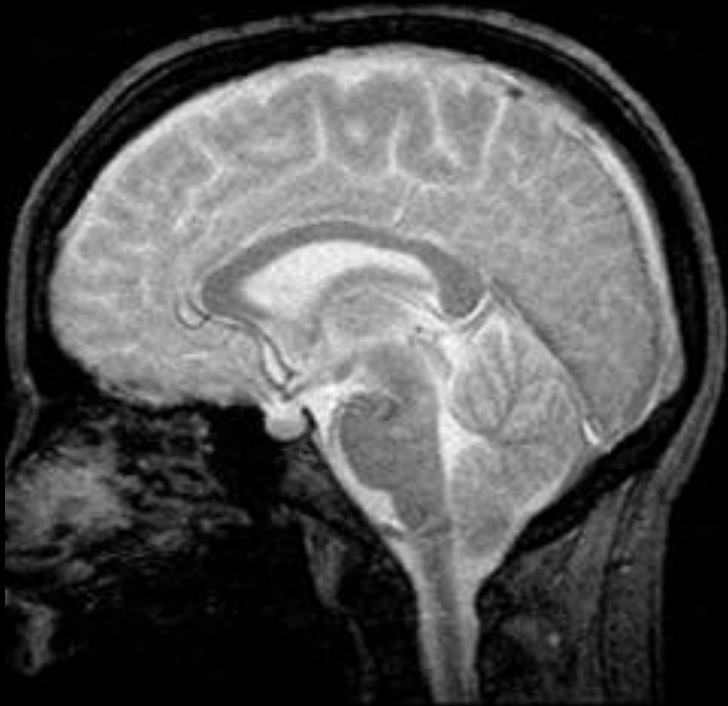
TE = 30

TE = 50



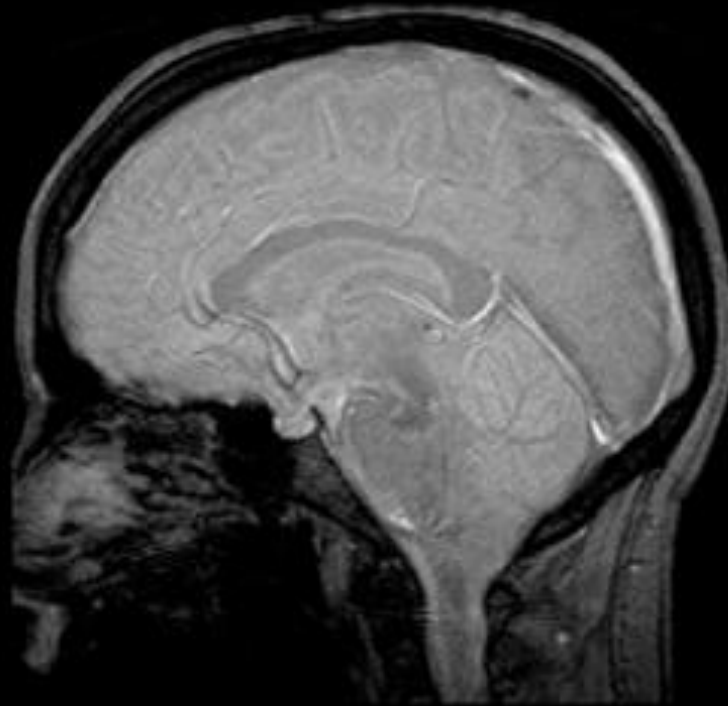
More T2* Weighting

NEKOH GRE (FSPGR/T1 FFE)

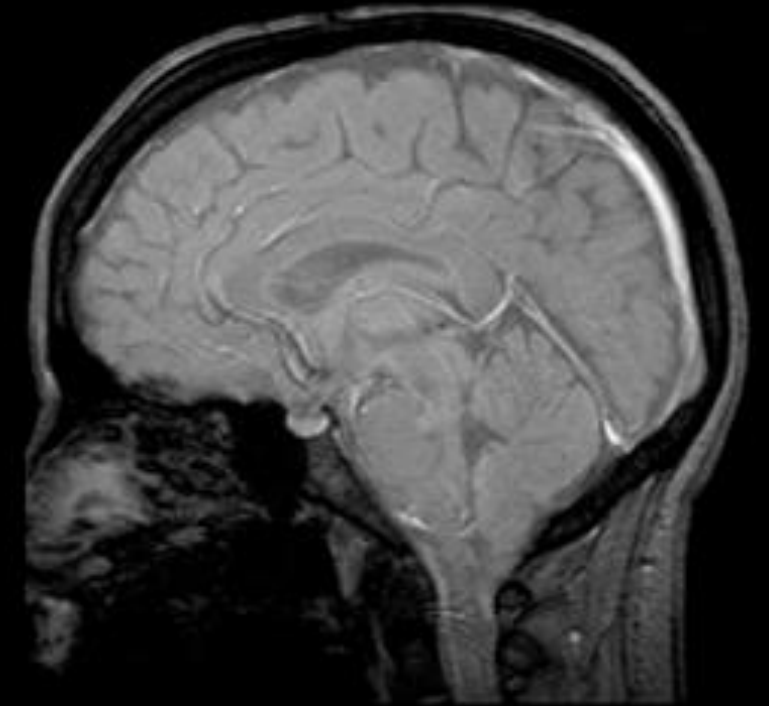


$\alpha = 10^\circ$

[H] and T2* Weighting



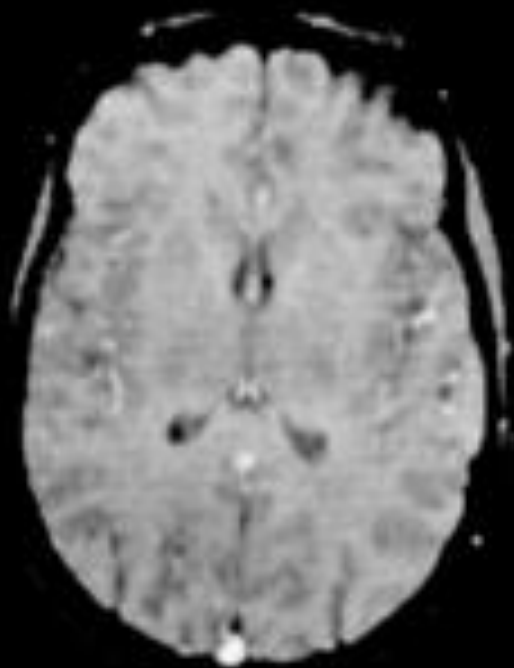
$\alpha = 30^\circ$



$\alpha = 50^\circ$

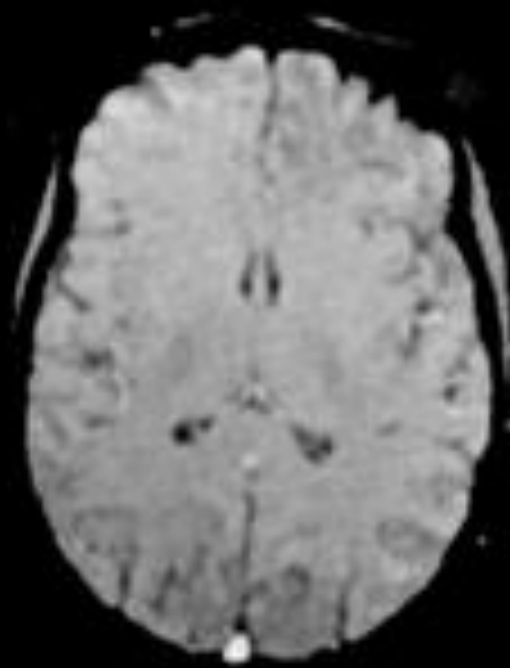
More T1 Weighting

NEKOH GRE (FSPGR/T1 FFE)

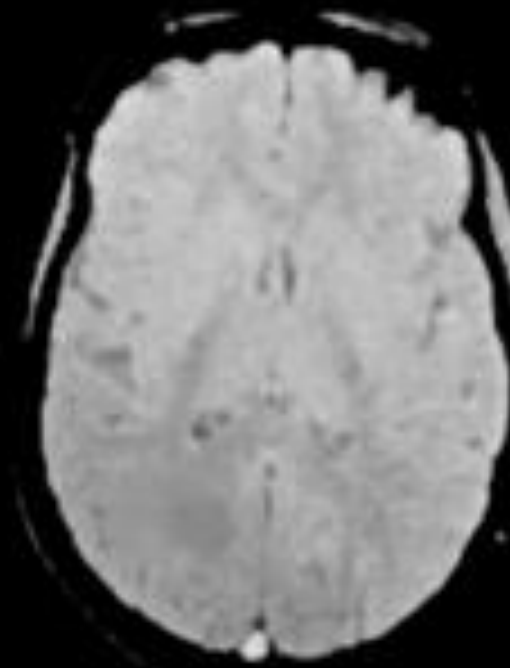


TR = 20

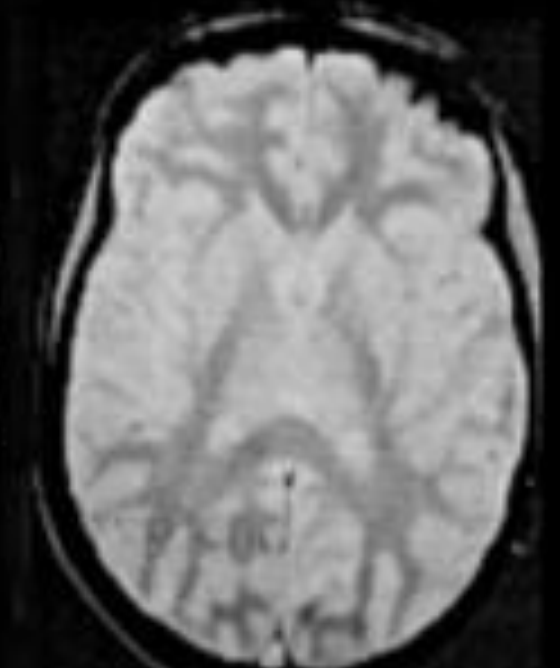
More T1 Weighting



TR = 50



TR = 100



TR = 400

More [H] Weighting



NEKOH GRE (FSPGR/T1 FFE)

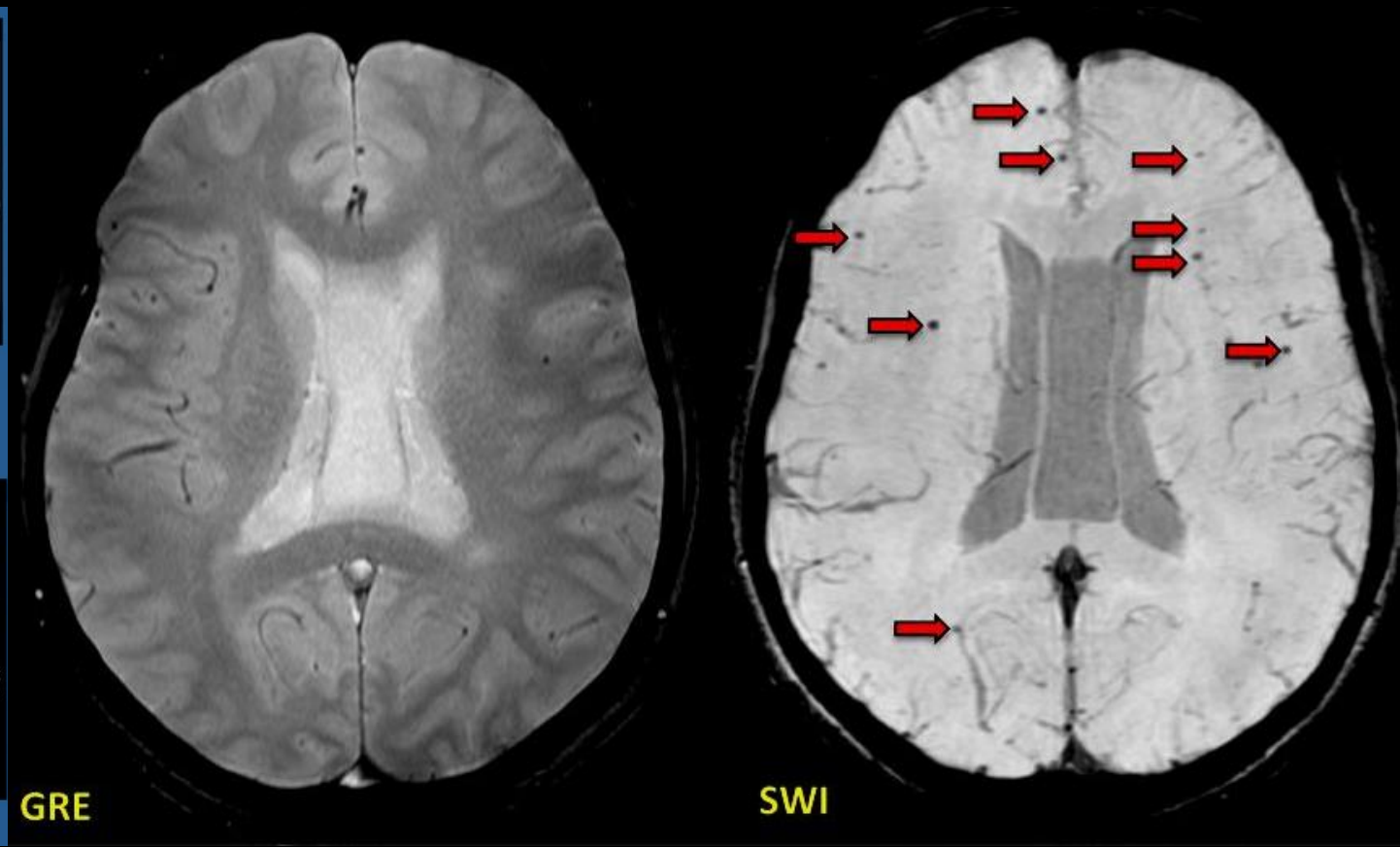
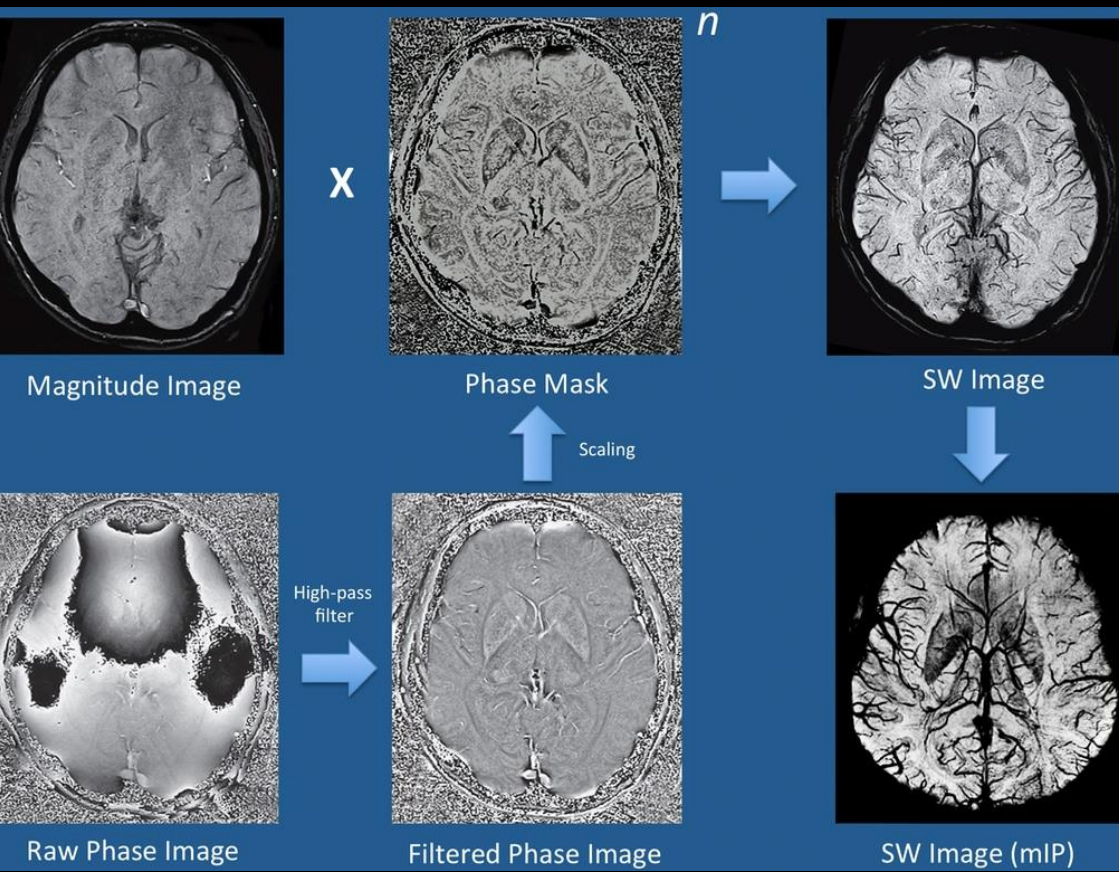
SE

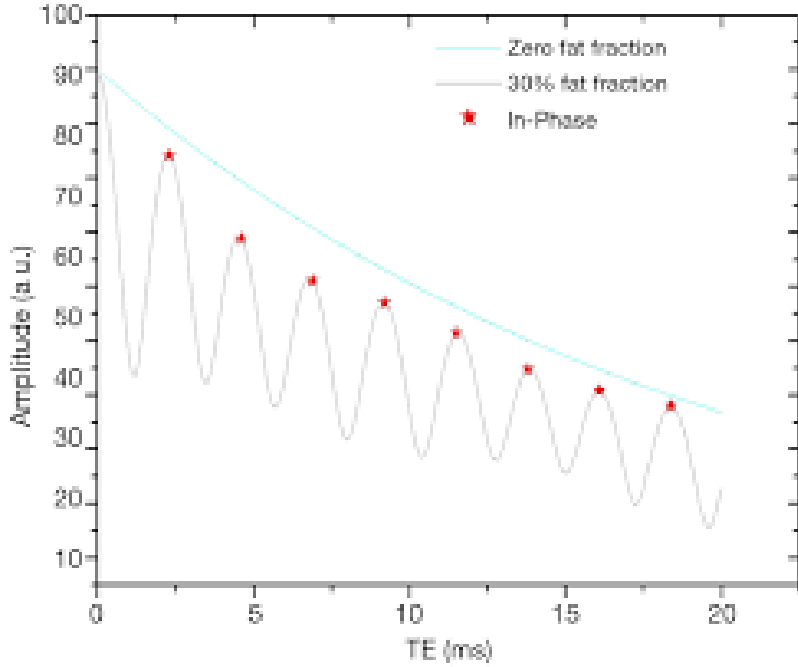


GRE

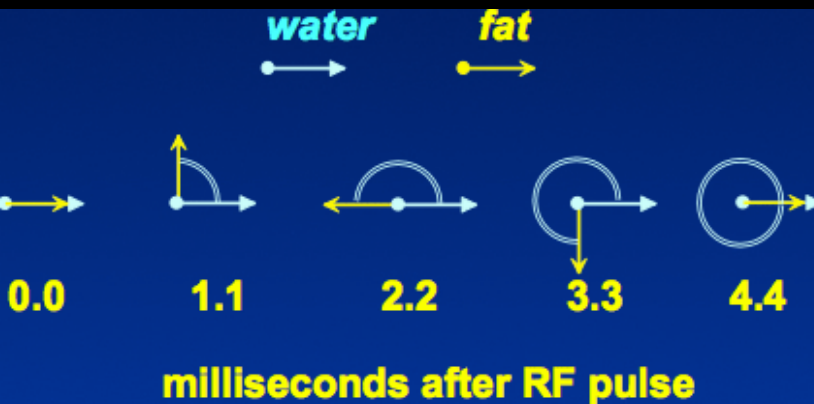


NEKOH GRE (SWAN/SWI)

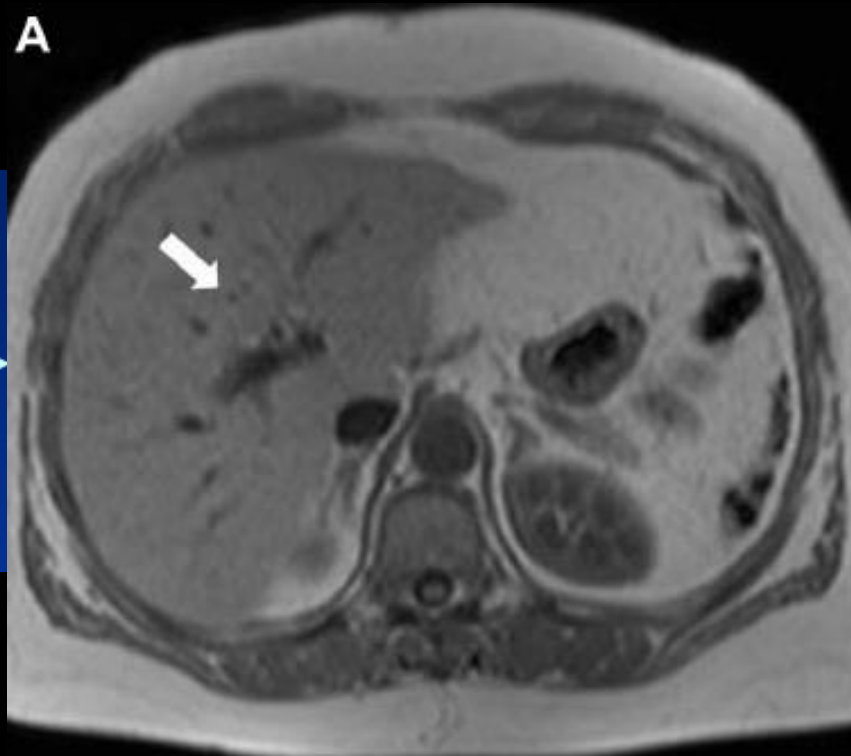




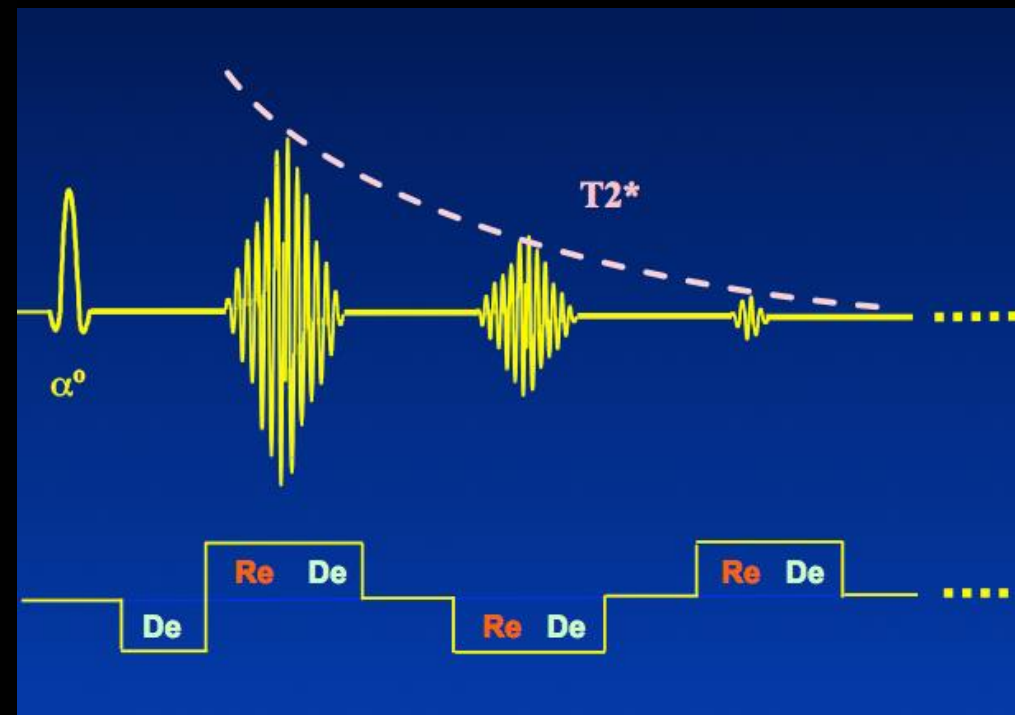
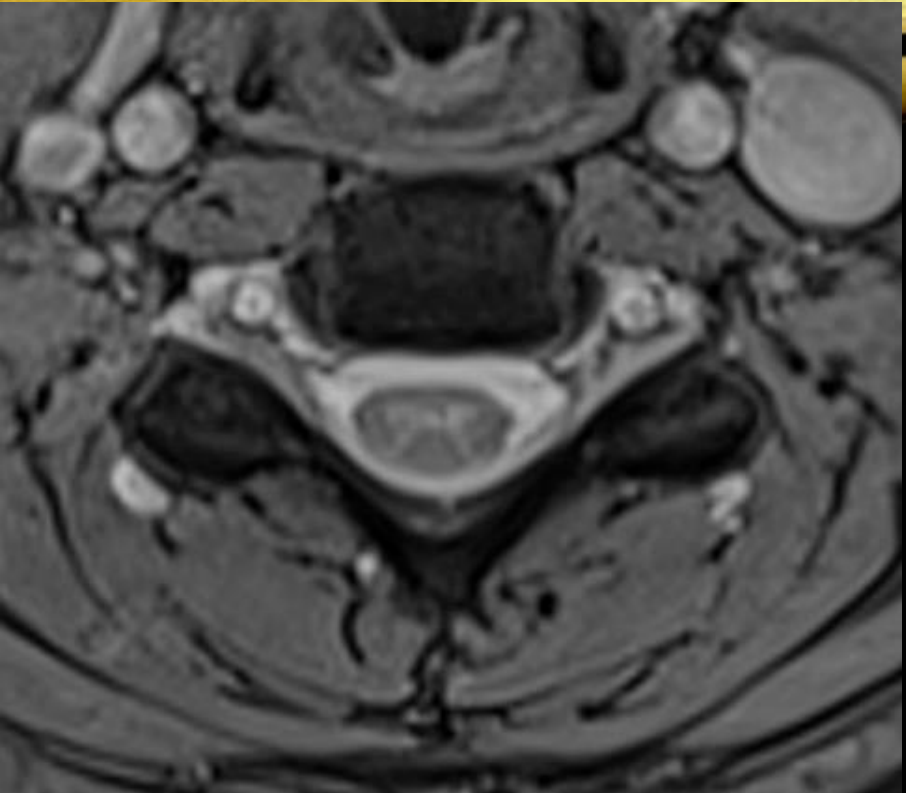
NEKOH GRE (IN/OUT PHASE)



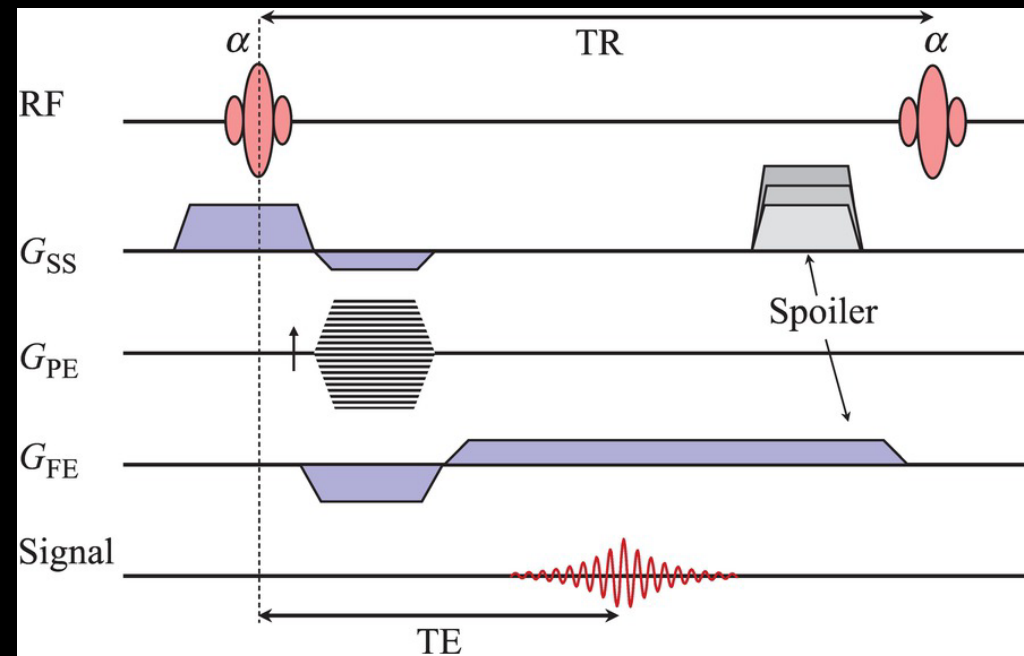
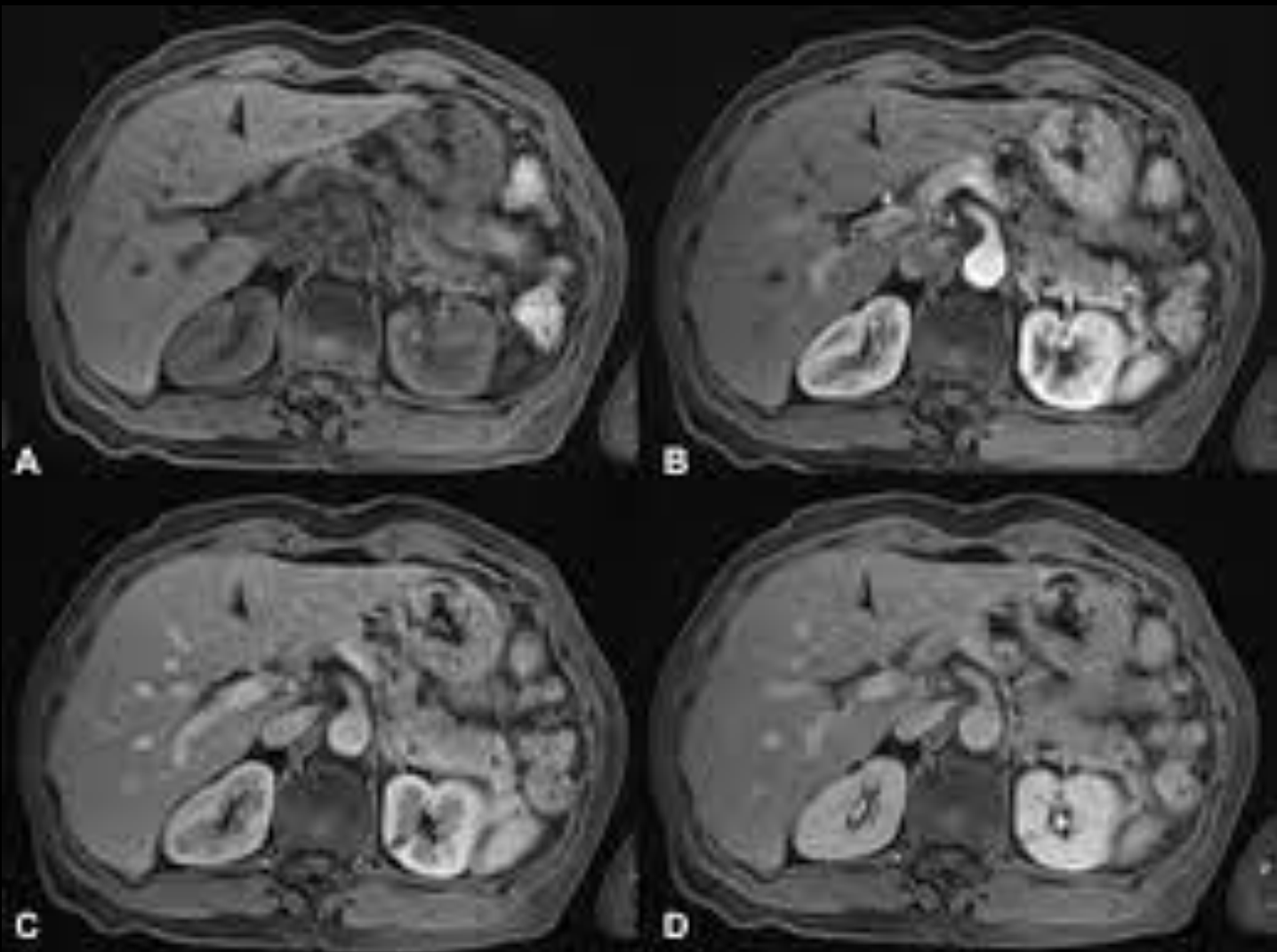
Závislost na B0



NEKOH GRE (M-FFE/MERGE)



NEKOH GRE (THRIVE/LAVA)



Velmi krátké TR (~5 ms) a TE (~1 ms)
Rychlý náběh 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.

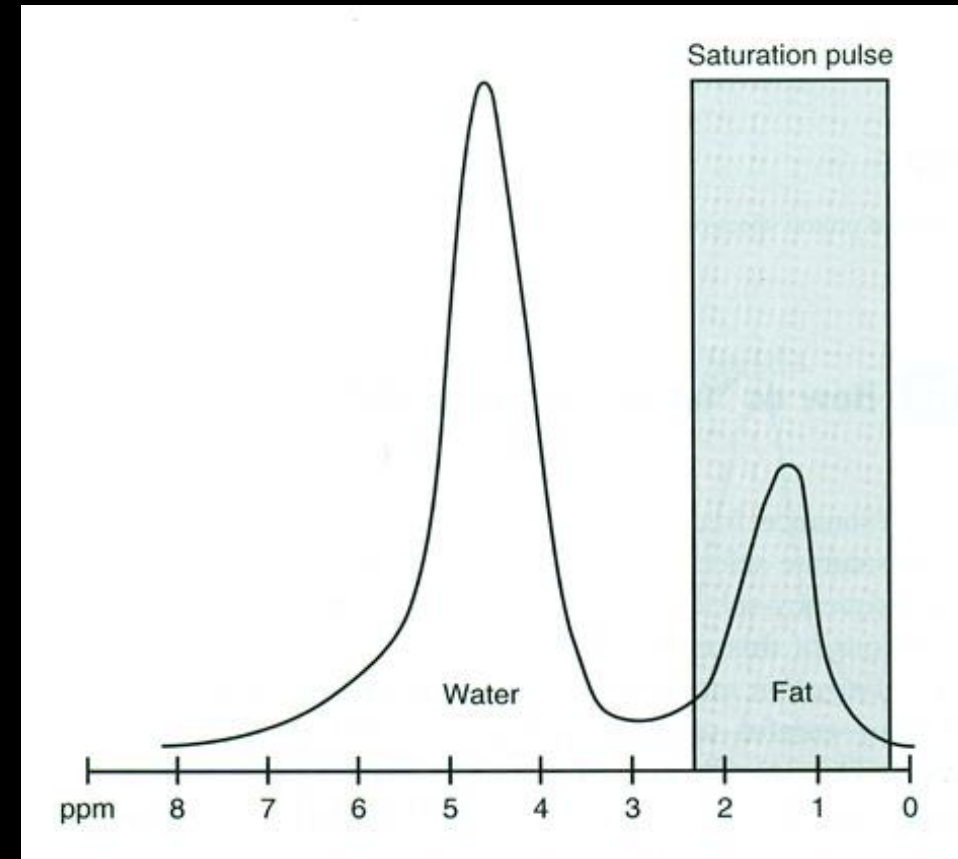
Absolutní kontraindikace	Relativní kontraindikace (potenciálně nebezpečné)	Bezpečné	Není kontraindikace
<u>Implantovaný kardiostimulátor nebo defibrilátor (ICD)</u>	Stenty (cévní výztuže), žilní filtry, kovový embolizační materiál <u>a</u> okludery <u>méně než 6 týdnů</u> po implantaci, pokud není písemně doložena jejich MR kompatibilita	Stenty (cévní výztuže), žilní filtry, kovový embolizační materiál <u>a</u> okludery <u>6 a více týdnů</u> po implantaci	Písemné potvrzení výrobce implantátu o jeho plné MR kompatibilitě (kdekoli v těle pacienta) s písemným potvrzením operátora, který jej implantoval
Ponechané elektrody po deplantaci kardiostimulátoru nebo defibrilátoru	Kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty <u>méně než 6 týdnů</u> po implantaci, pokud není písemně doložena jejich MR kompatibilita	Kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty <u>6 a více týdnů</u> po implantaci, bez známek uvolňování (bez ohledu na použitý materiál)	Nitroděložní tělíska (IUD)
Aneuryzmatické cévní svorky (klipy), pokud není písemně doložena jejich MR kompatibilita	Kloubní náhrady <u>a</u> osteosyntetický materiál se známkami uvolňování	Náhrady srdečních chlopní s výjimkou cíleně udané MR nekompatibility	Stenty (cévní výztuže), žilní filtry, kovový embolizační materiál <u>a</u> okludery, pokud lze písemně doložit plnou MR kompatibilitu (bez ohledu na dobu implantace)
<u>Elektronické implantáty (kochleární, inzulinová pumpa atd.), pokud není písemně doložena MR kompatibilita</u>		Neaneuryzmatické chirurgické cévní svorky (hemostatické klipy) <u>6 a více týdnů</u> po implantaci	
Kovová cizí tělesa z jiného než prokazatelně nemagnetického kovu :- intrakraniálně - intraorbitálně		Svorky na žlučových cestách <u>6 a více týdnů</u> po operaci	

POTLAČENÍ/ZESÍLENÍ SIGNÁLU

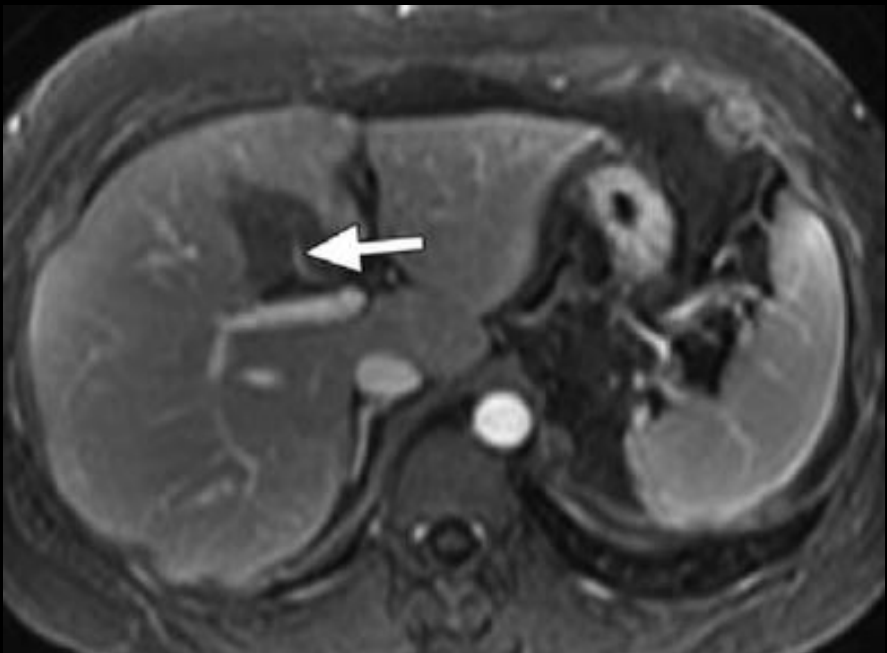
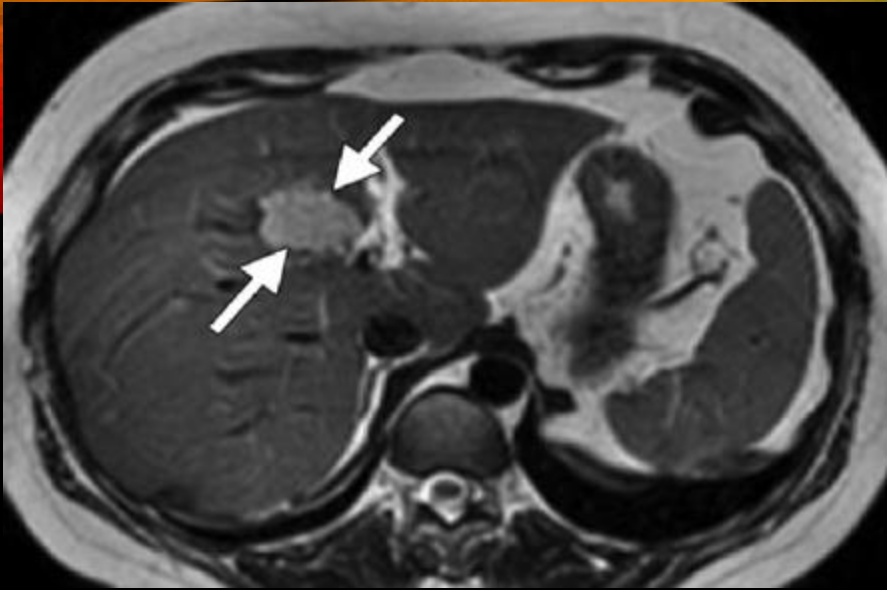
- Potlačení tuku
 - FatSat
 - STIR
 - SPAIR
- Potlačení vody
 - FLAIR/DIR
 - Magnetizační transfér
- Separace tuku a vody – Dixon
- Zesílení vody (water excitation)

SPIR/FATSAT

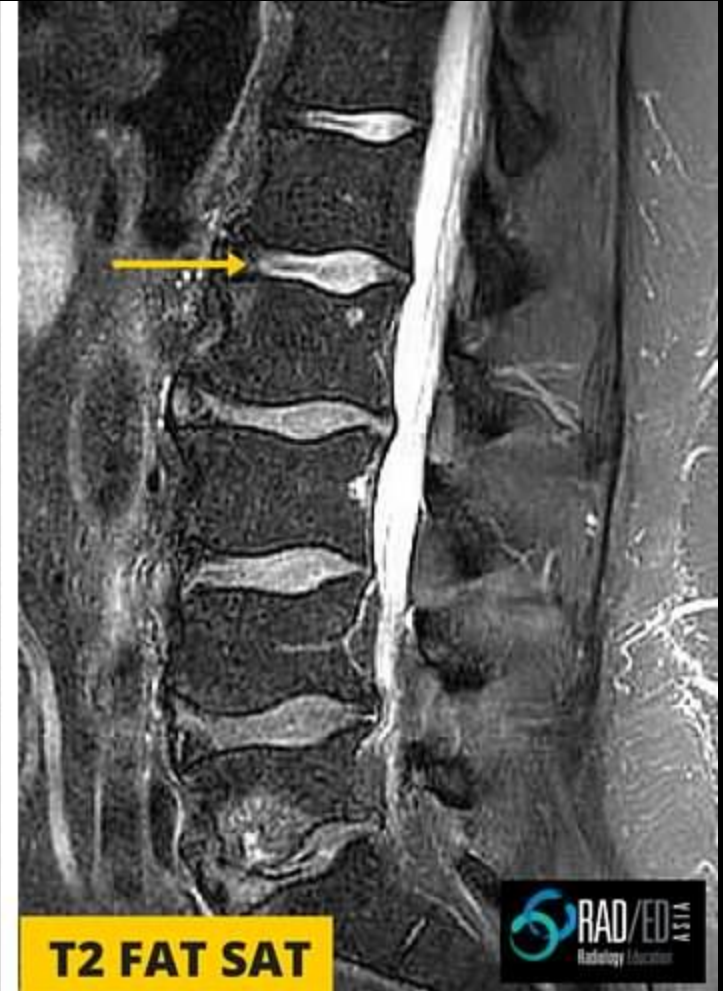
- Potlačení tuku (posun frekvence tuku vůči vodě, selektivní RF, vynulování gradientním pulzem)
- Výrazně neprodlouží TR
- Nemění TE
- Neovlivňuje aplikaci KL
- Velmi citlivé na nehomogenitu pole
- Lepší separace ve vyšších mag. polích



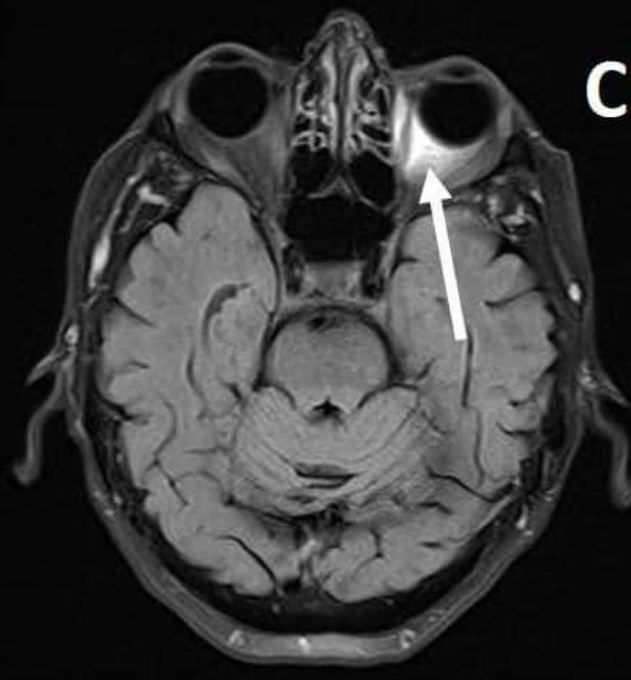
SPIR/FATSAT



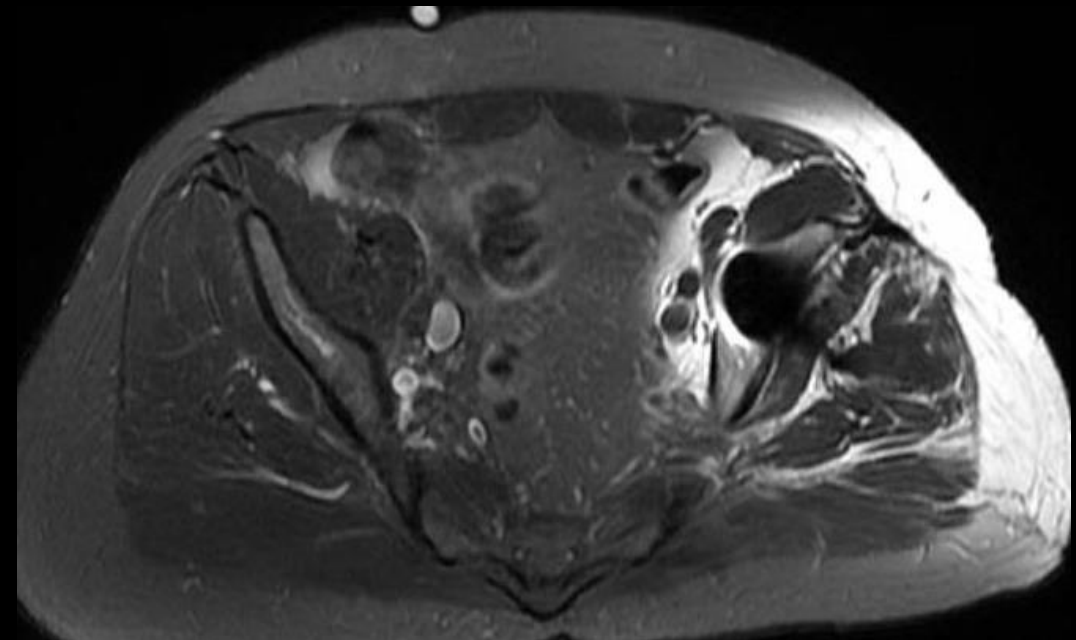
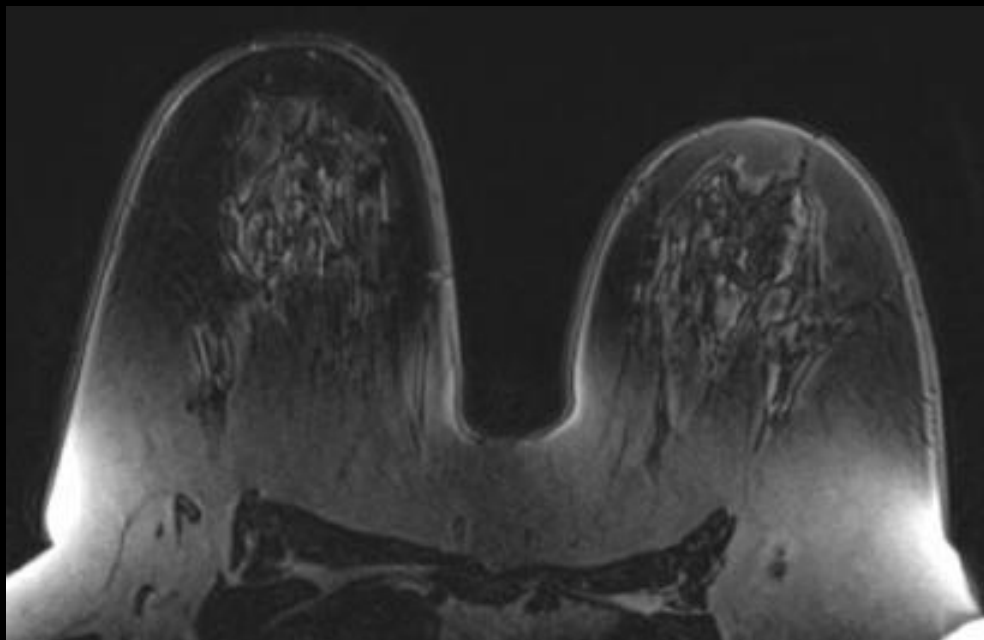
T2



T2 FAT SAT

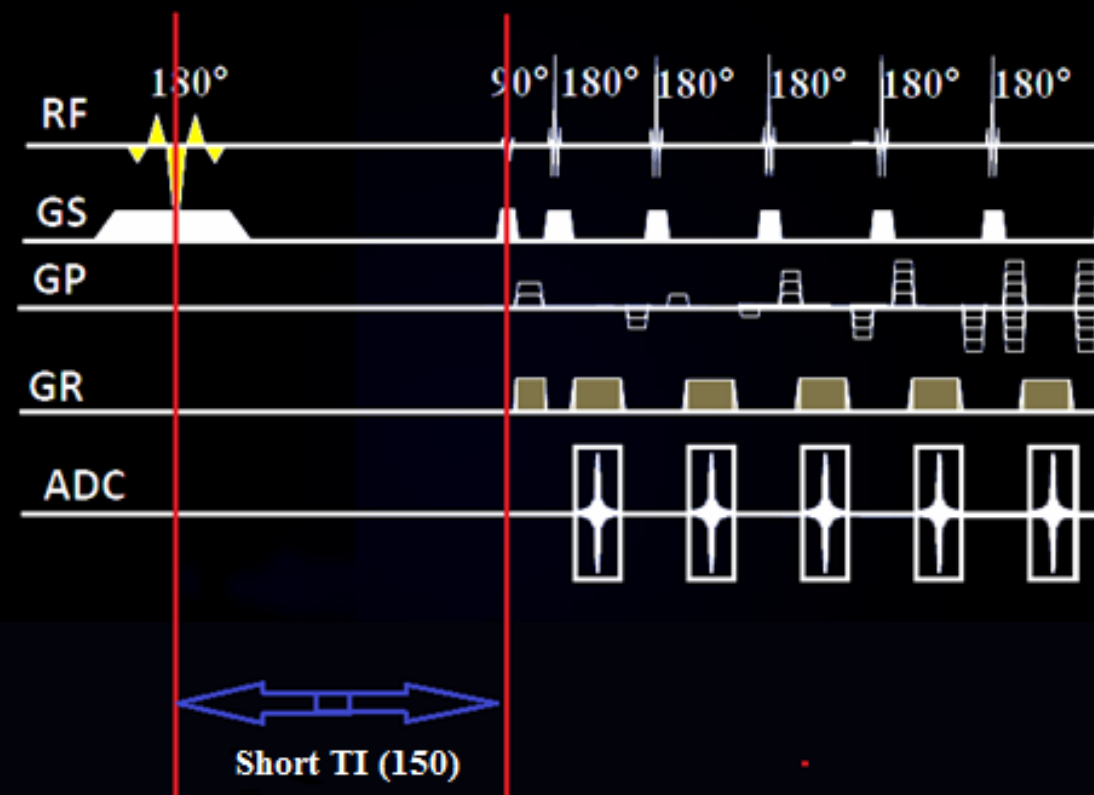
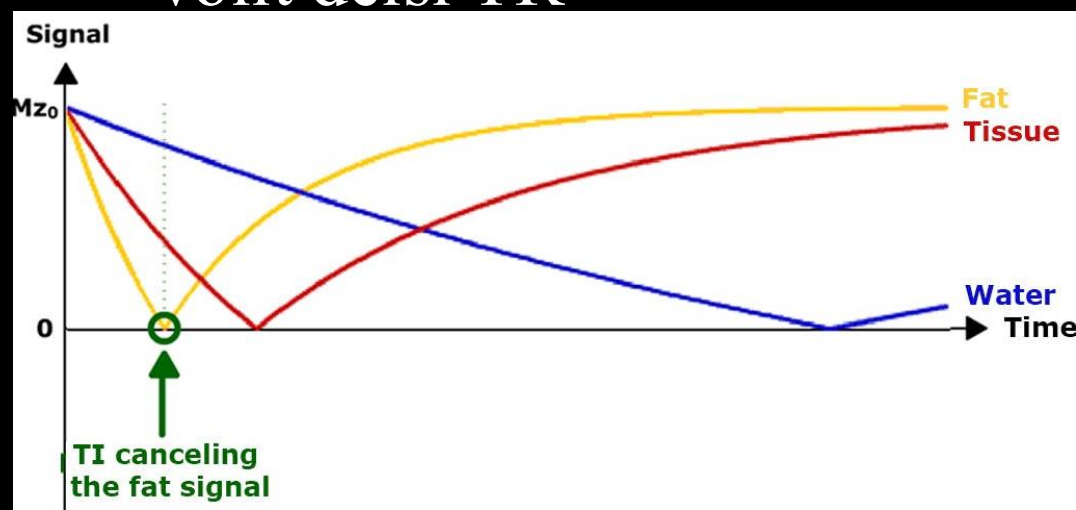


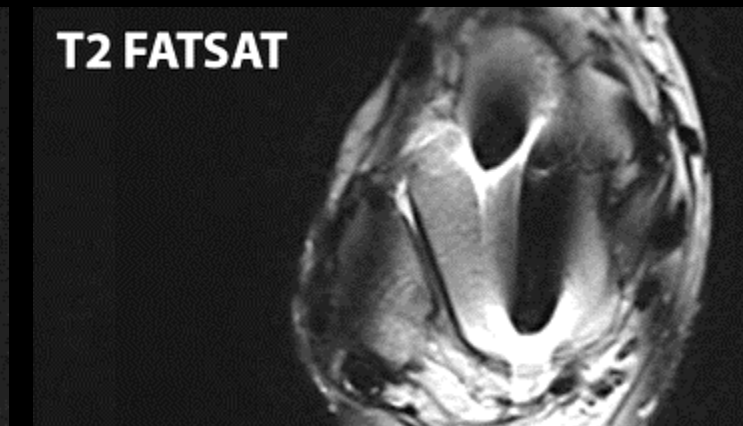
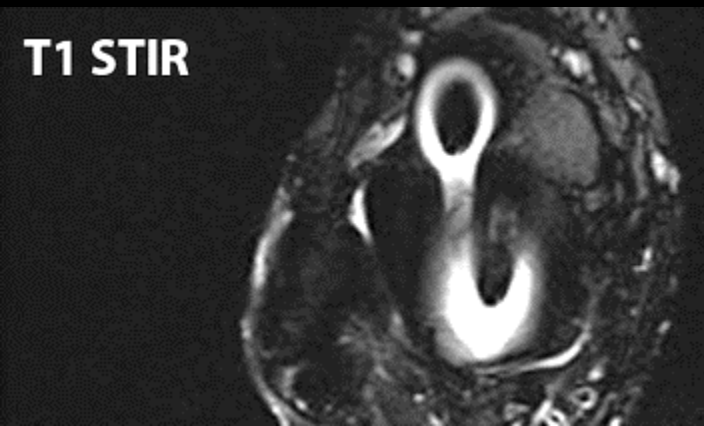
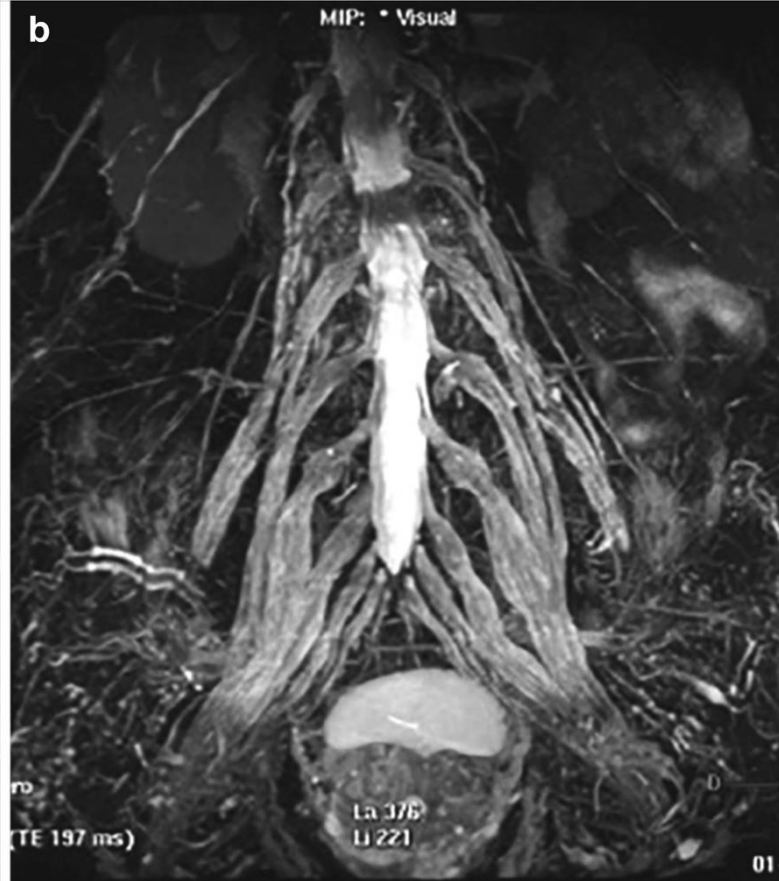
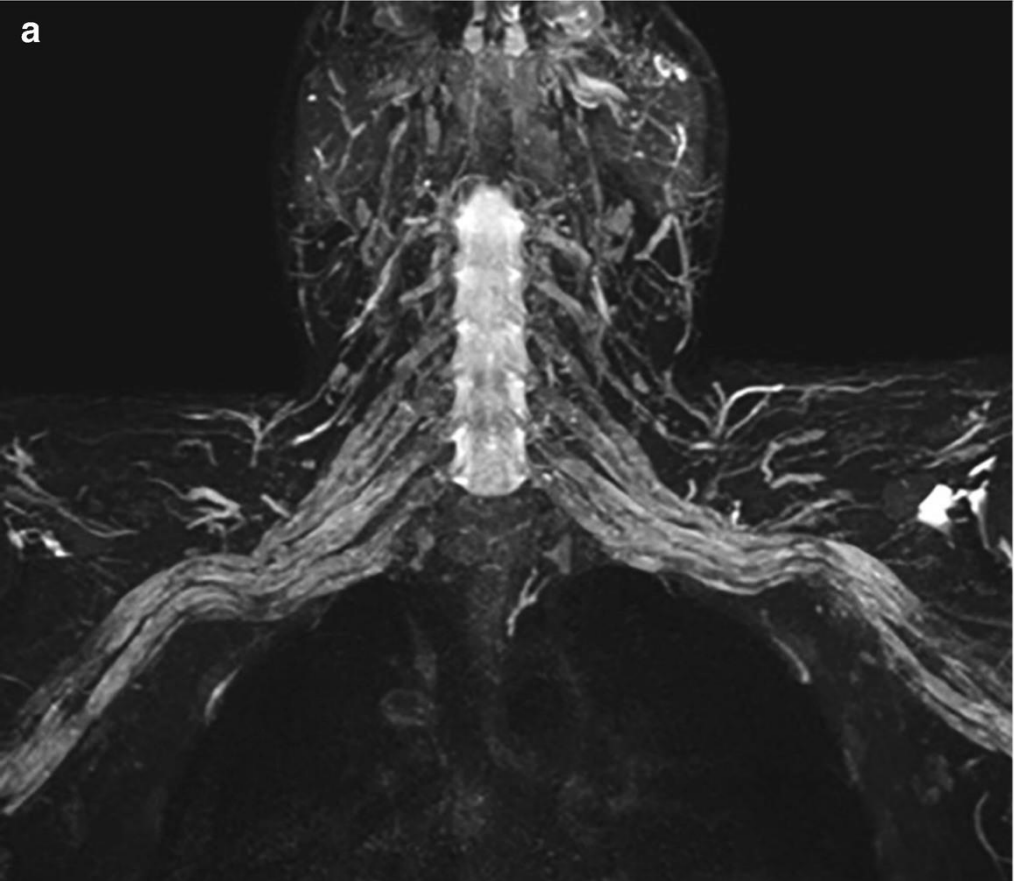
SPIR/FATSAT



STIR

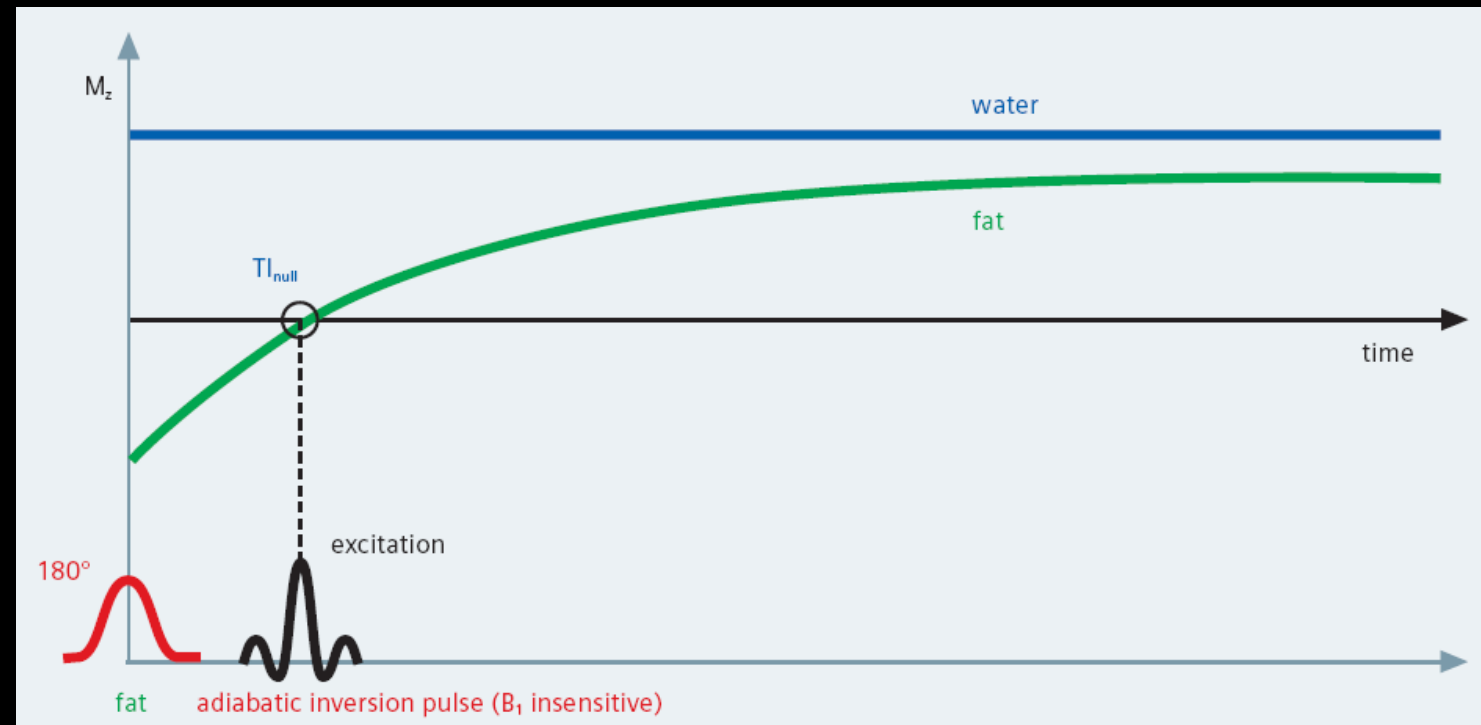
- Potlačení tuku na základě T1 času inverzním pulzem
- Málo citlivá na nehomogenity pole
- Lze uplatnit i při nižších mag. Polích
- NEPOUŽÍVAT s KL
- Volit delší TR



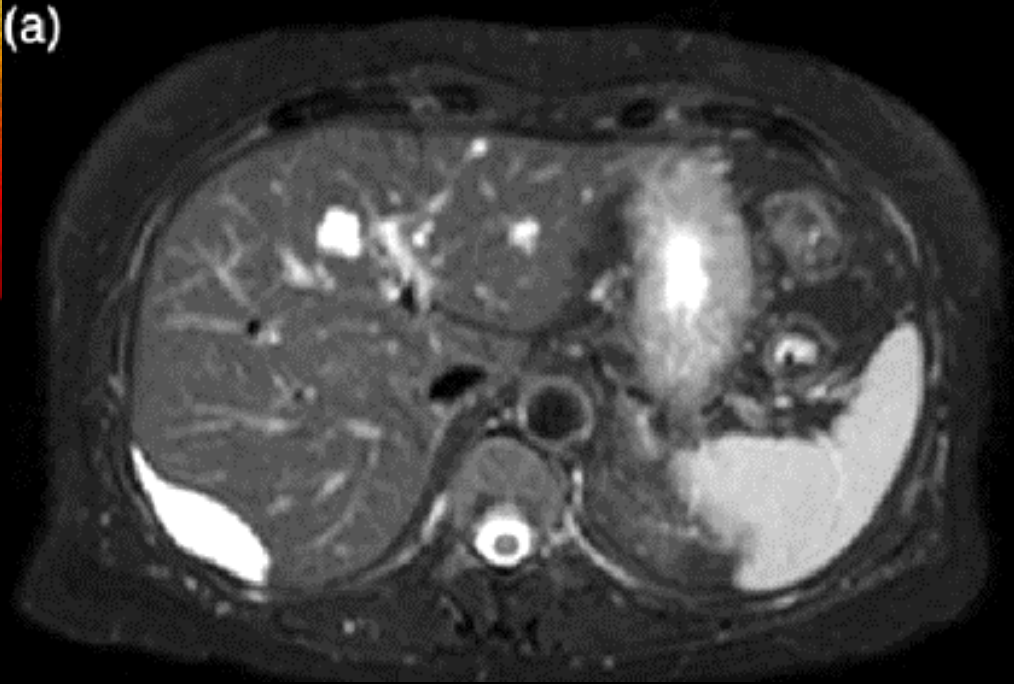


SPAIR/SPECIAL

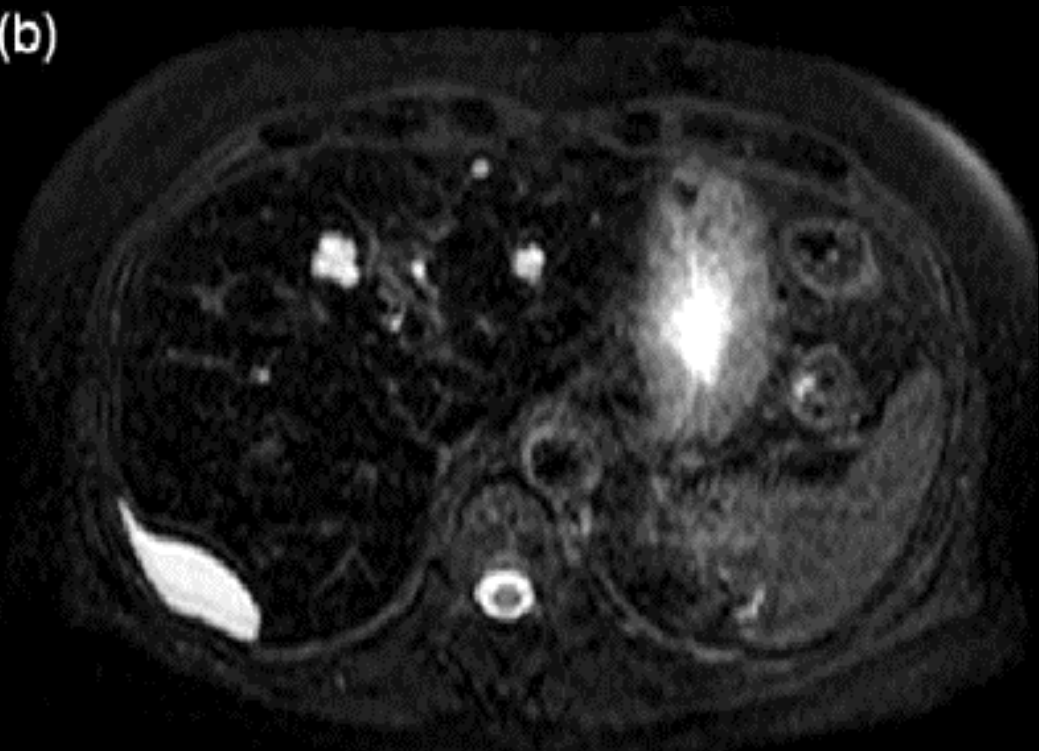
- Potlačení tuku na základě spektrálně selekt. IR (invertuje jen tuk)
- Míň citlivá na nehomogenity pole než FatSat, ale víc než STIR
- Víc signálu než STIR
- NEPOUŽÍVAT s KL



(a)

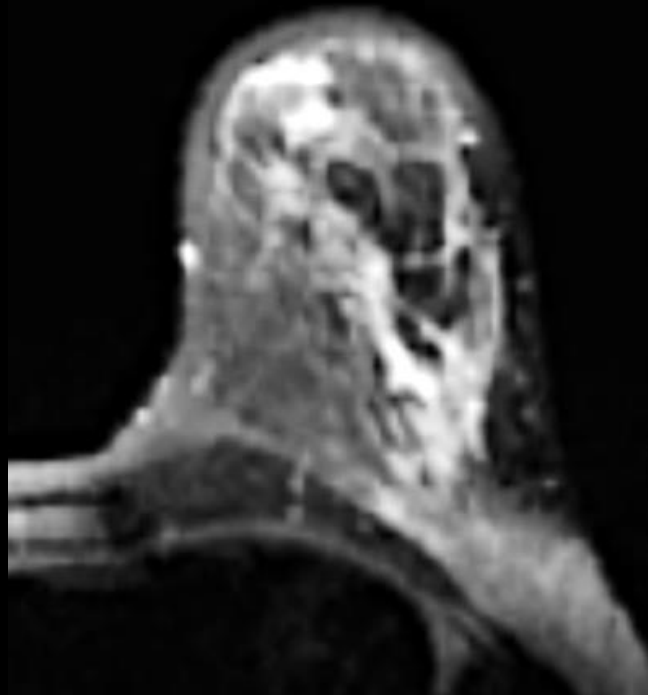


(b)

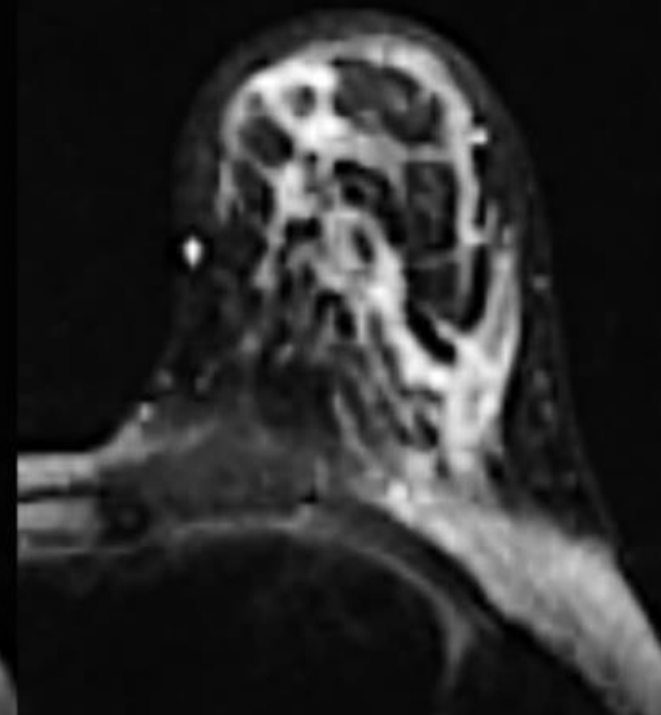


SPAIR/SPECIAL

Fat Sat

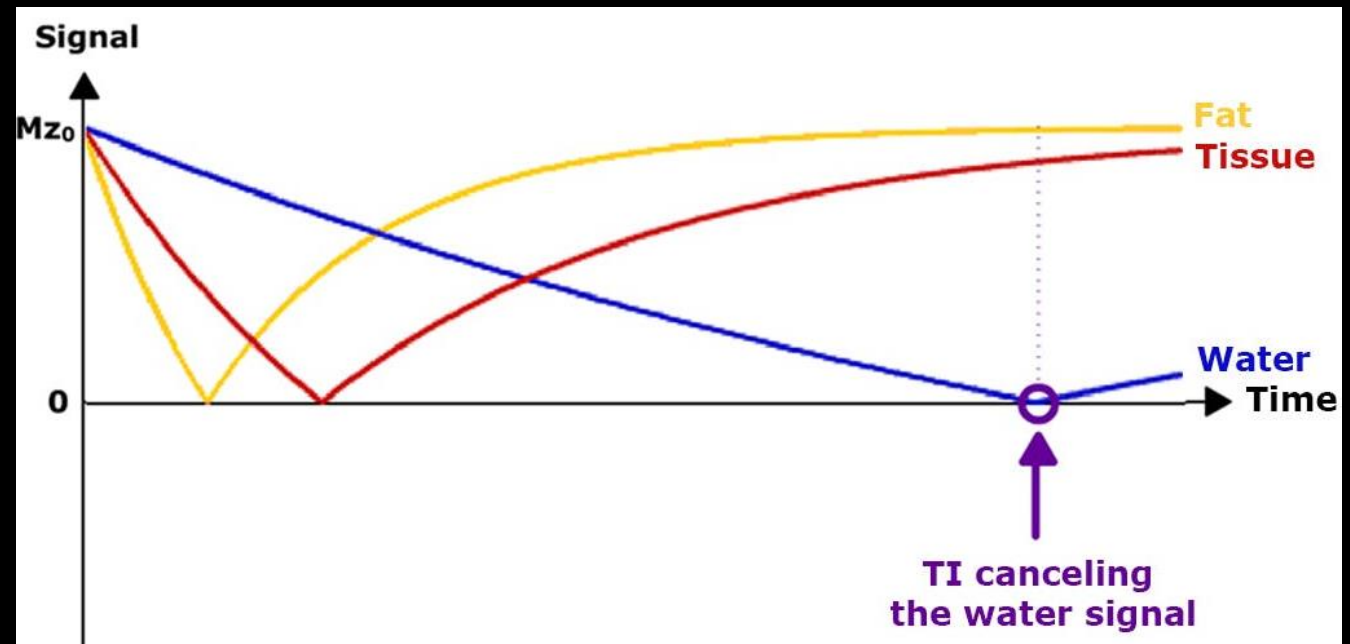


SPAIR

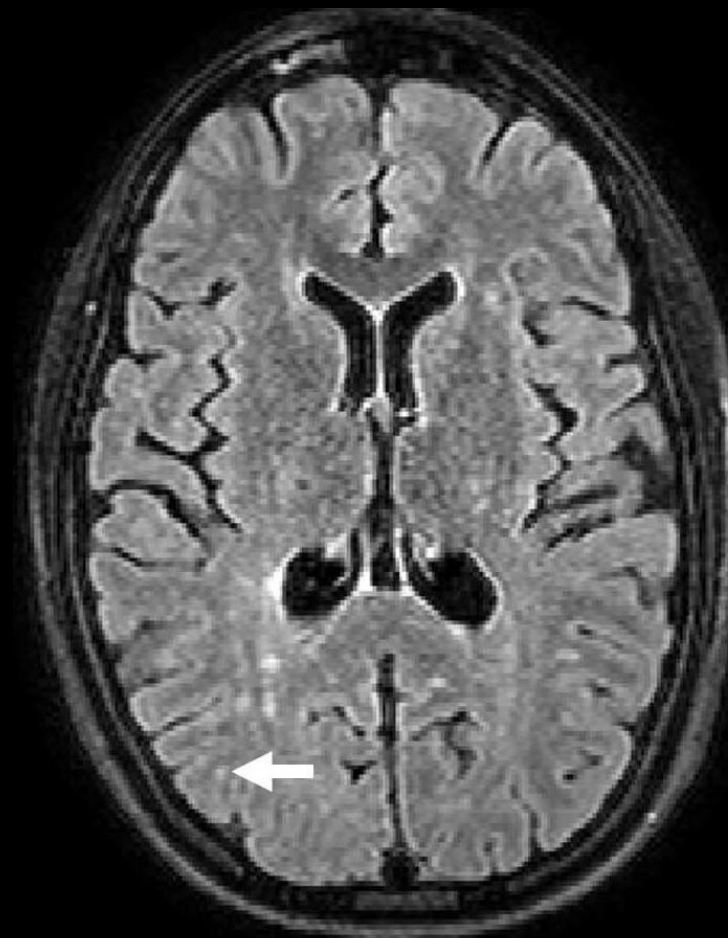
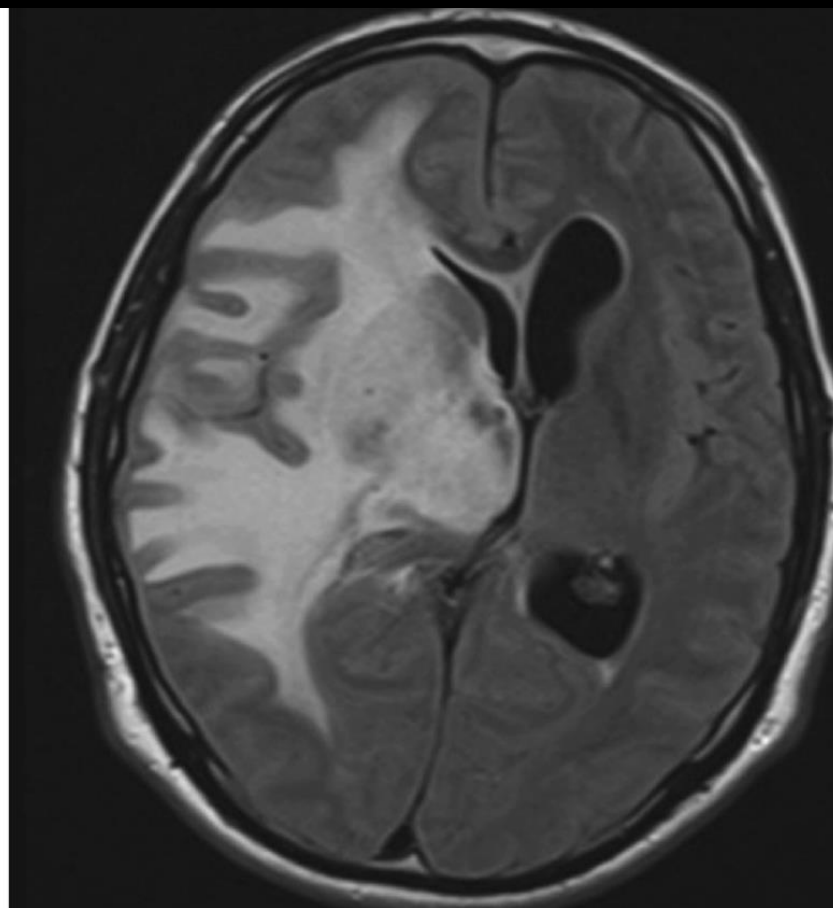
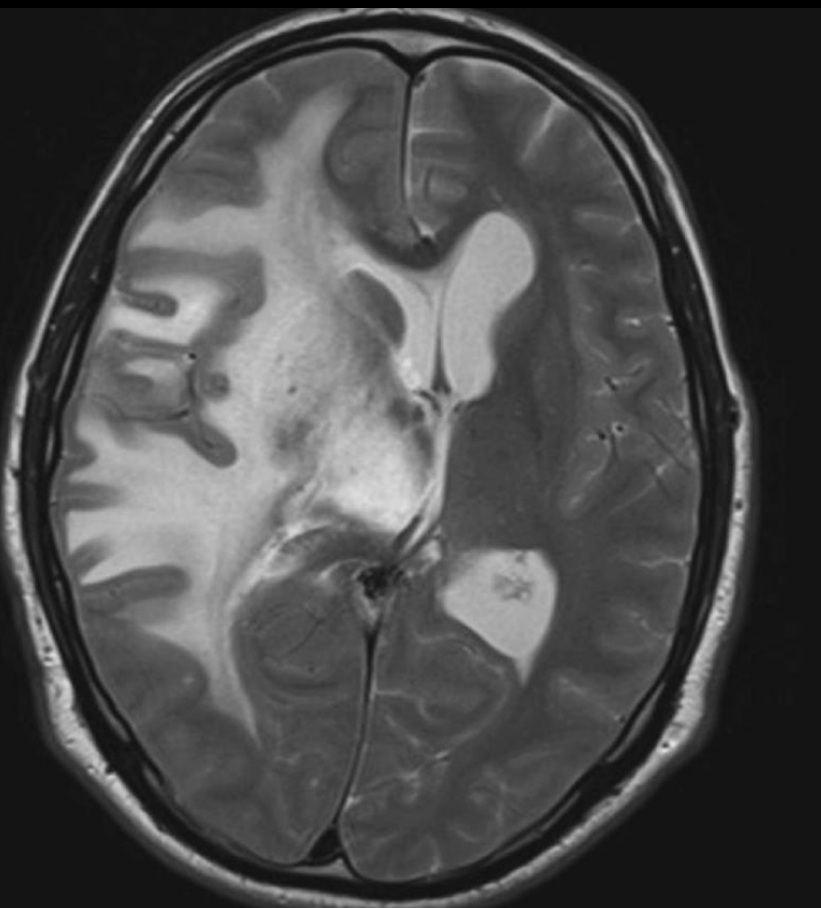


POTLAČENÍ VODY (FLAIR)

- Potlačení tuku na základě IR
- Dlouhé TI = dlouhé TR
- TI a TR jsou svázané
- Zkrácení TR => zkrácení TI
- T2-w obraz (dlouhé TE)
- Často spolu s FatSat



FLAIR



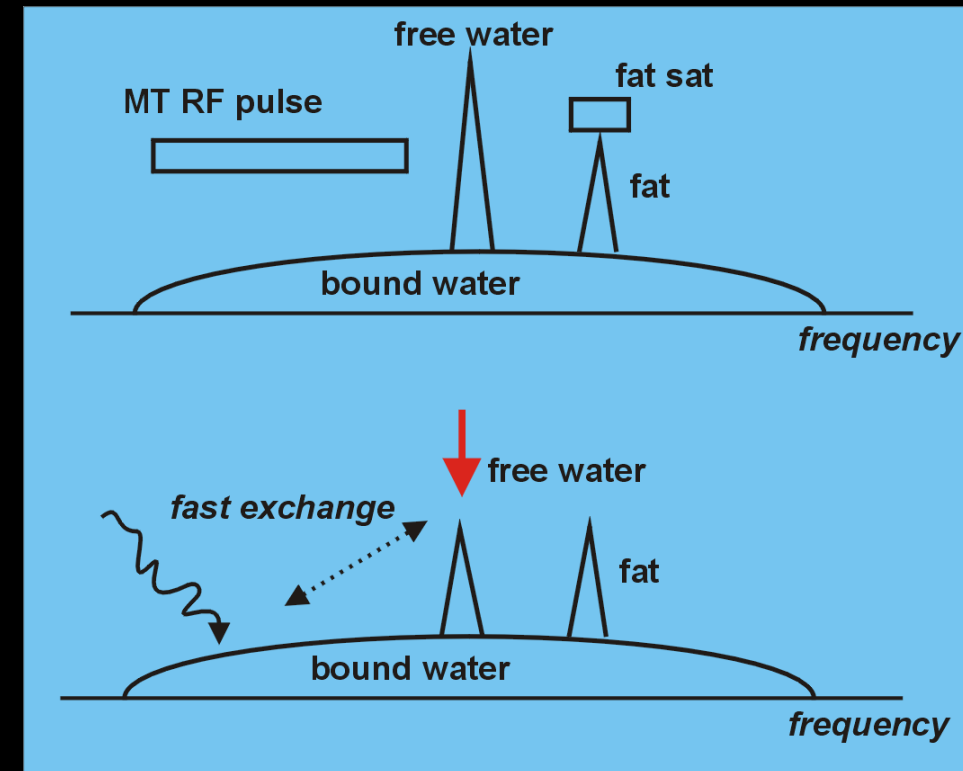


FLAIR/DIR



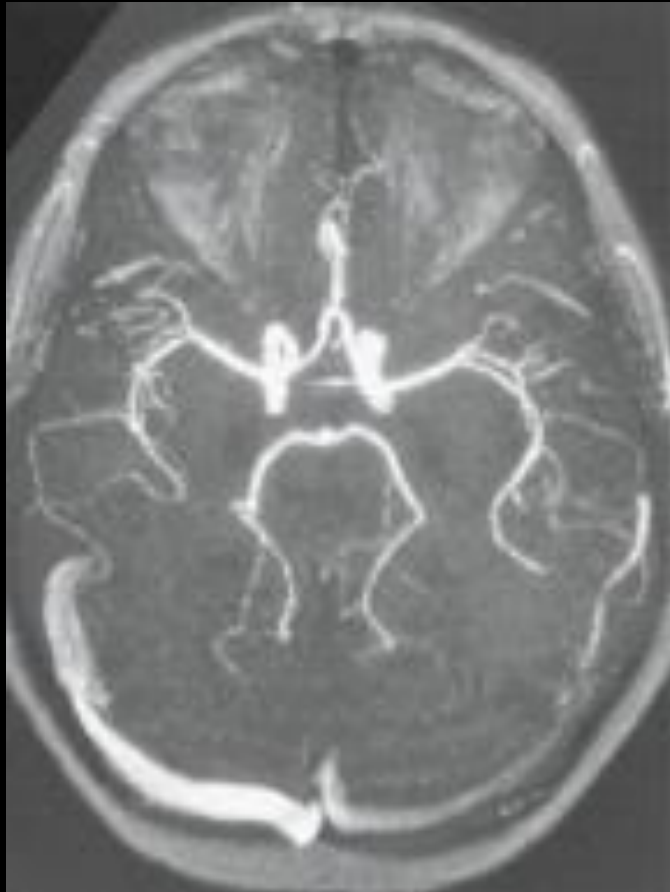
POTLAČENÍ VODY (MAG TR)

- Vázaná voda = velmi krátké T2 => nepřispívá k signálu
- Saturací vázané vody se přeneseně saturuje i volná
- Využití:
 - Potlačení signálu pozadí (KL, TOF MRA)
 - Kvantifikace poměru volná/vázaná voda

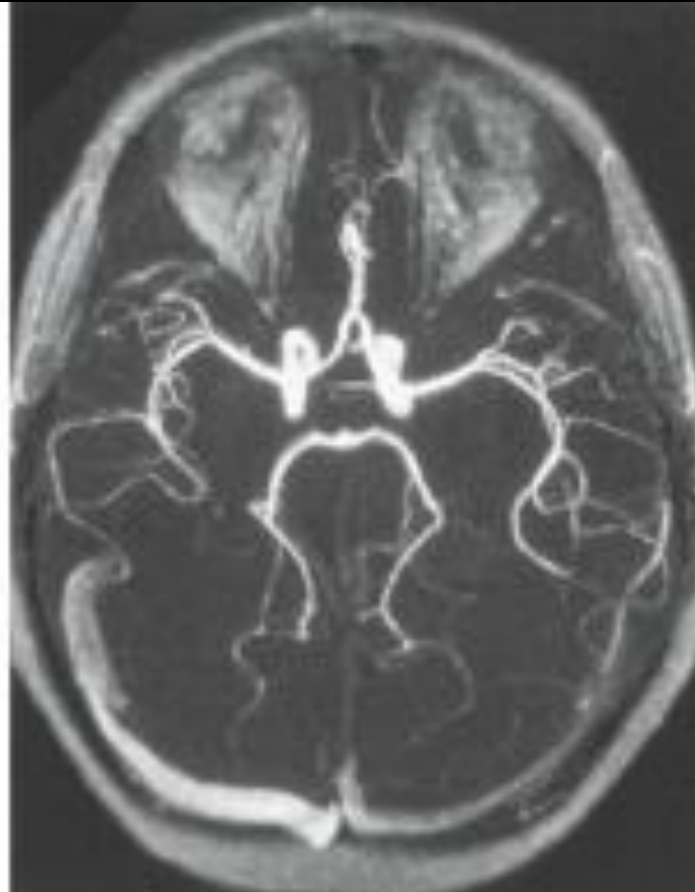


TOF MRA MT

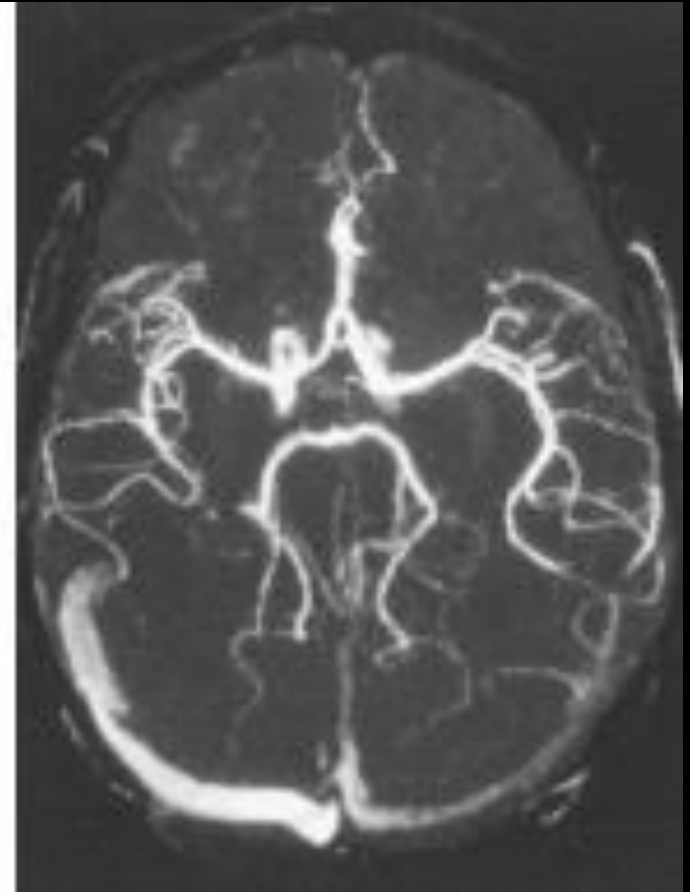
3D TOF



3D TOF + MT



3D TOF + MT + FatSat



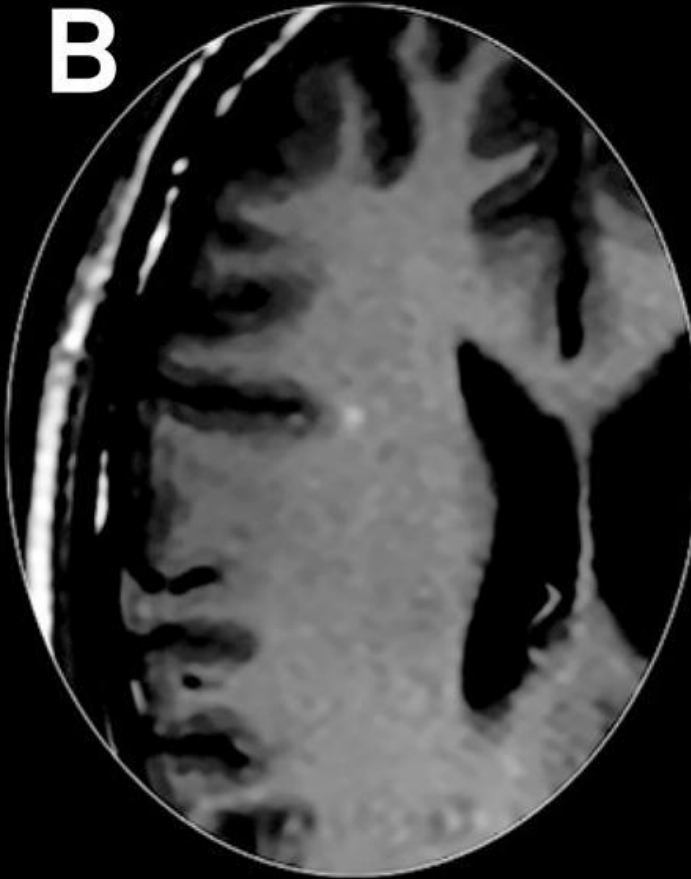
MT + GD KL

A



T1 MTC Gd

B



T1 SE Gd

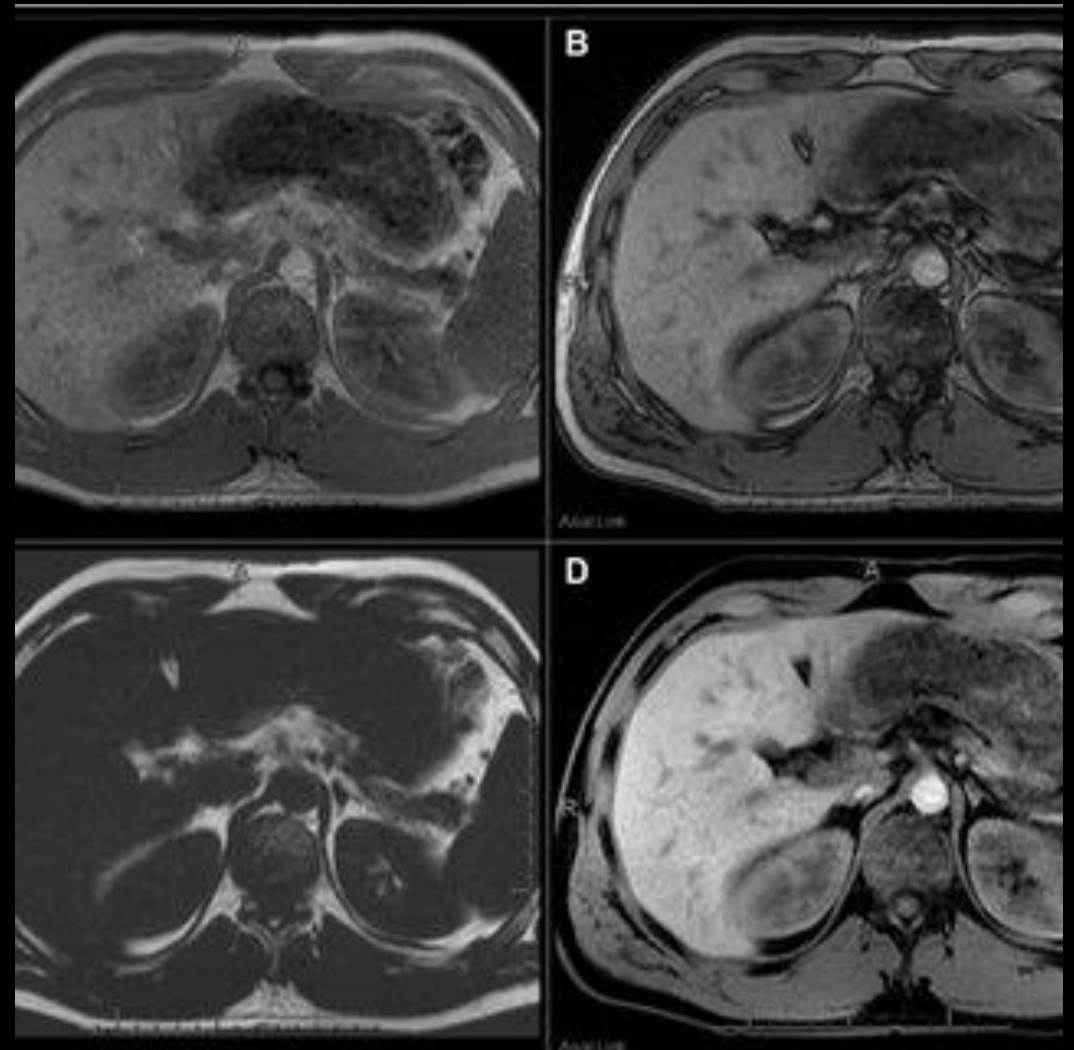
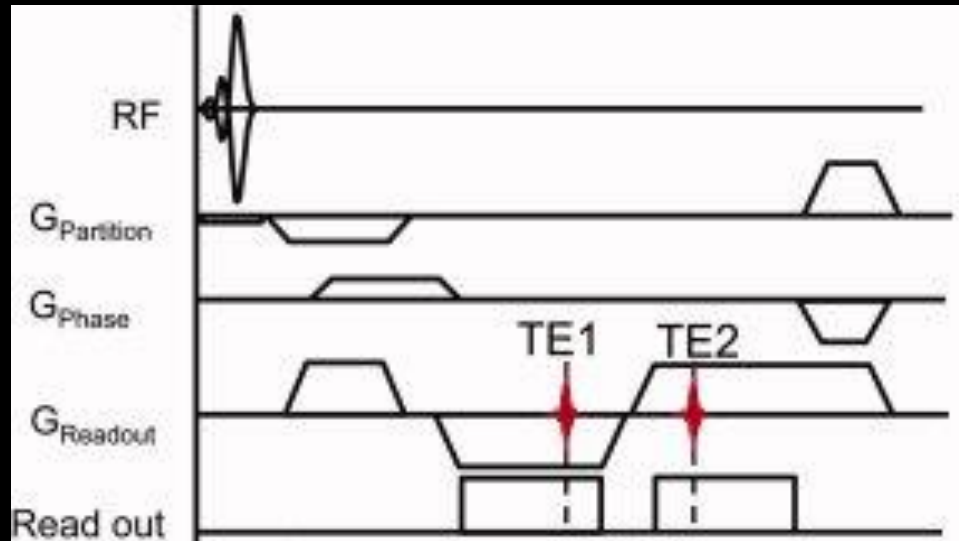
C



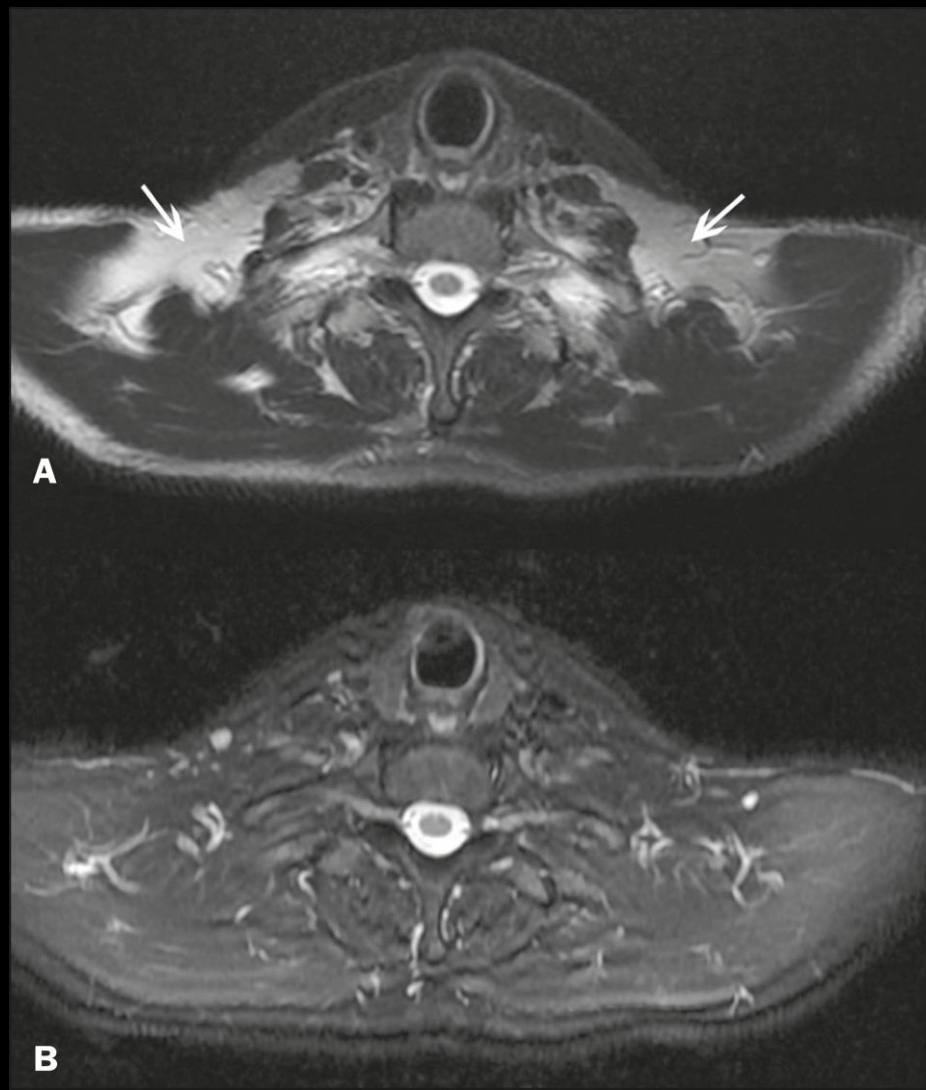
T1 MPRAGE Gd

SEPARACE VODY A TUKU

- $IP = V + T$
- $OP = V - T$
- $IP + OP = V + T + V - T = 2V$
- $IP - OP = V + T - V + T = 2T$

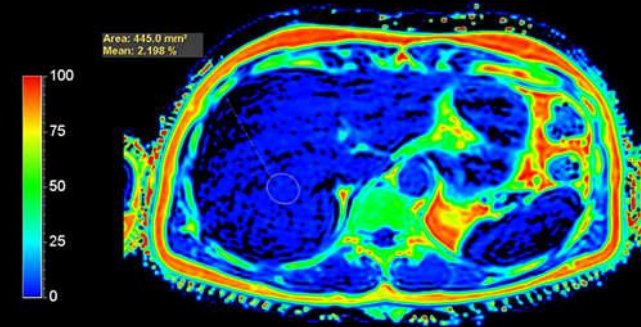


DIXON

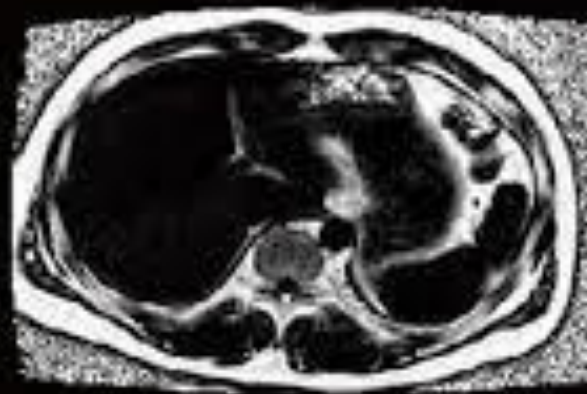


DIXON KVANTIFIKACE

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

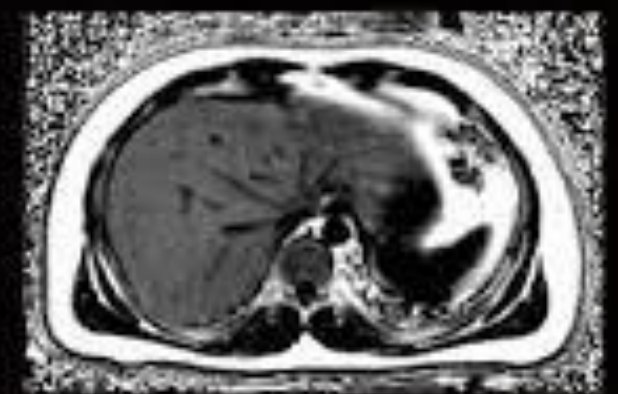


Healthy Volunteer



Liver Fat-fraction: 2%

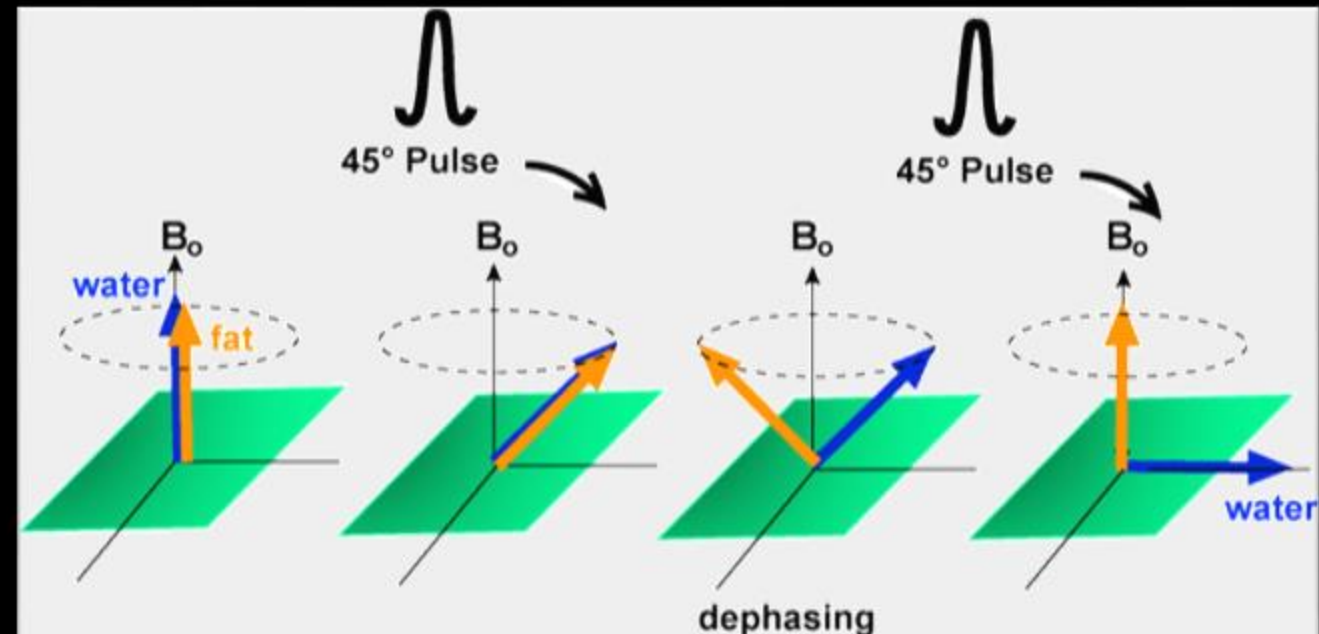
Fatty Liver



Liver Fat-fraction: 22%

EXCITACE VODY

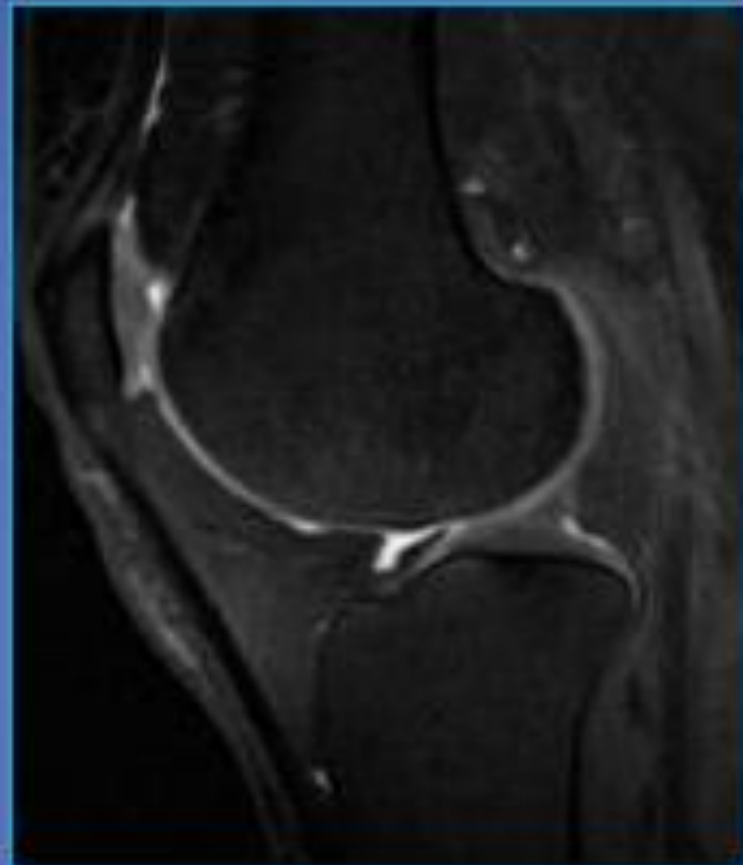
- Pomocí více RF excituje pouze H vody
- Méně citlivé na nehomogenity mag. pole než FatSat
- Modely:
 - $(1\ 1) = 45^\circ\ 45^\circ$
 - $(1\ 2\ 1) = 22,5^\circ\ 45^\circ\ 22,5^\circ$
 - $(1\ 3\ 3\ 1) = 10^\circ\ 30^\circ\ 30^\circ\ 10^\circ$
- Vyšší model větší excitace
- Může měnit TE i TR



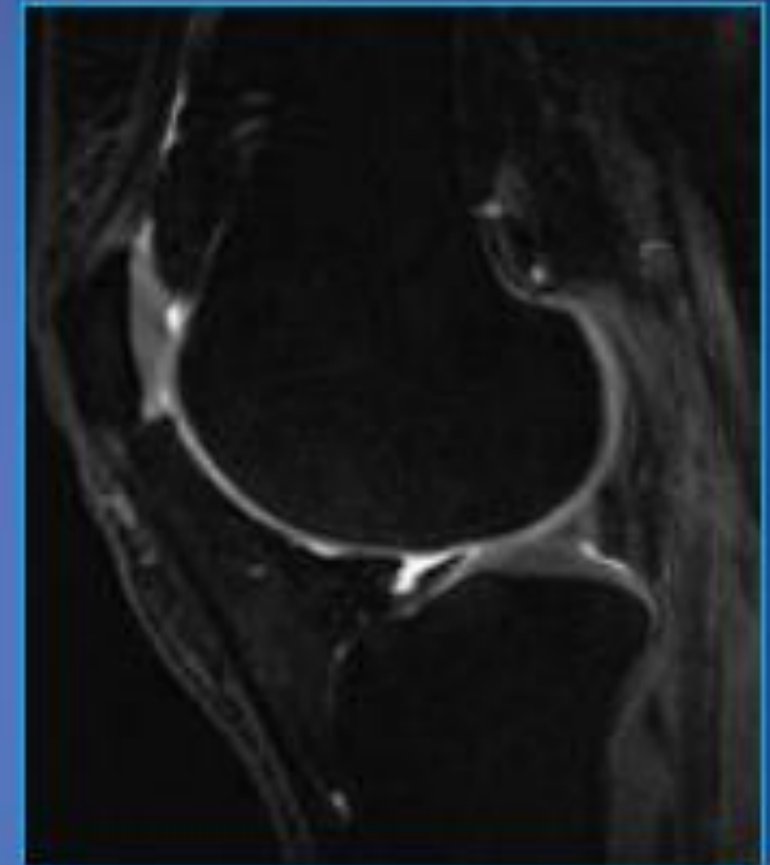
EXCITACE VODY



1 1

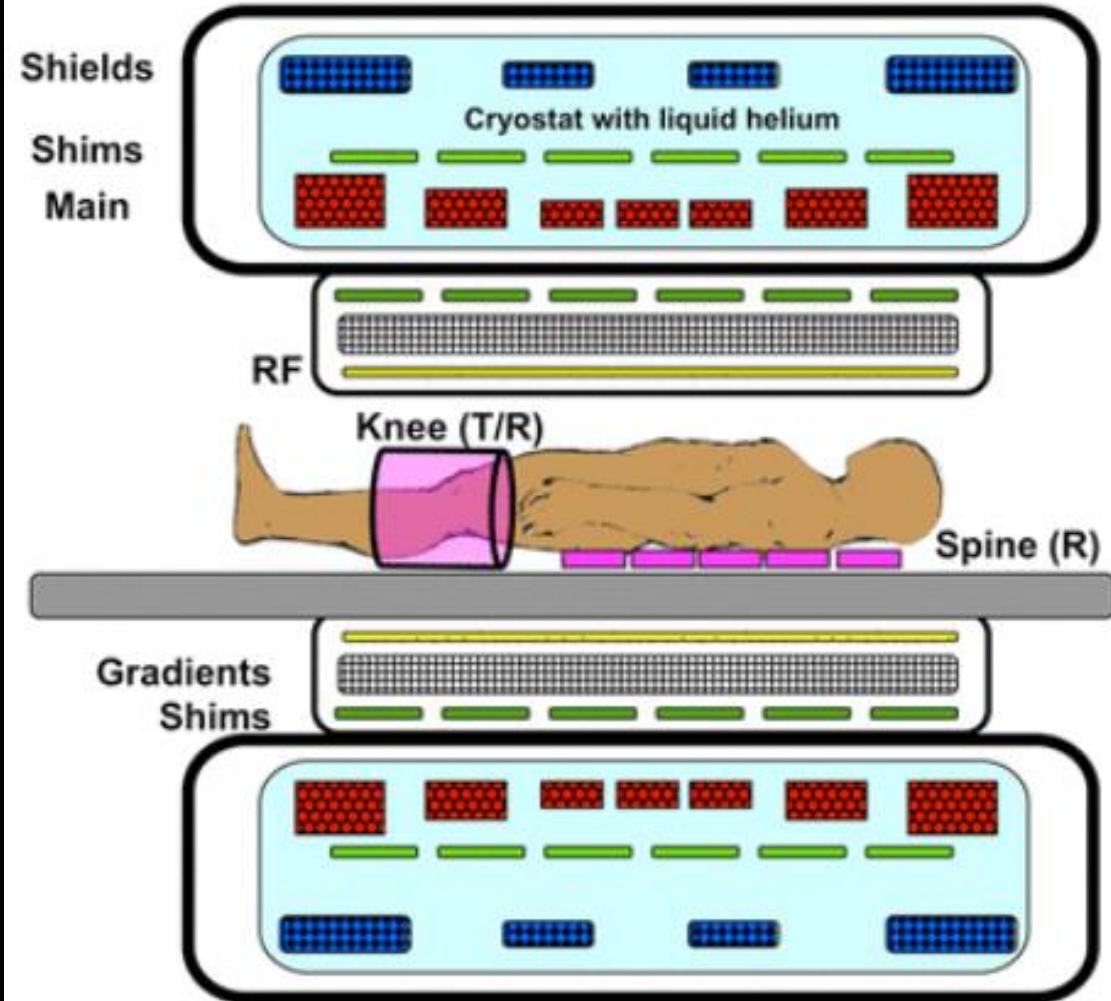
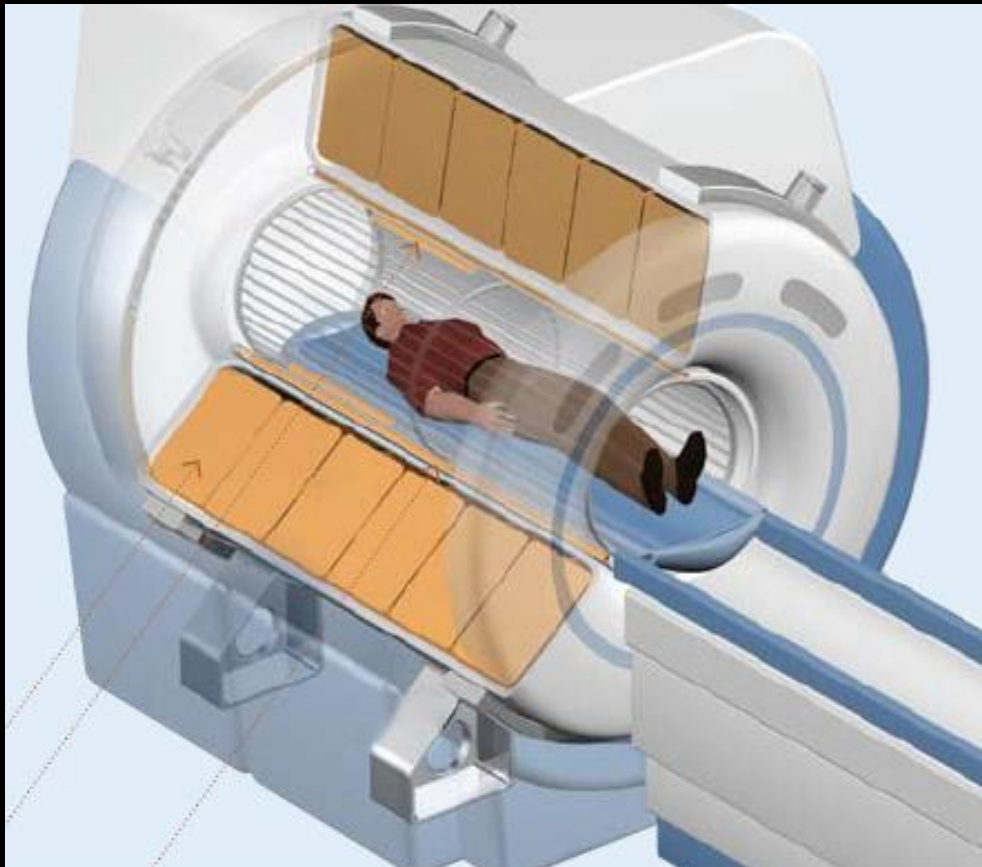


1 2 1



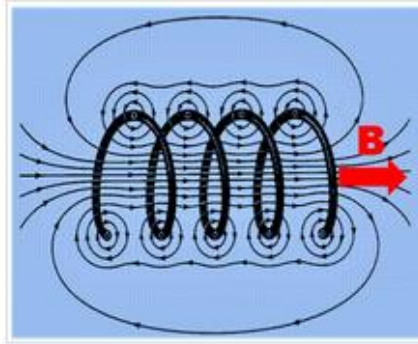
1 3 3 1

HARDWARE

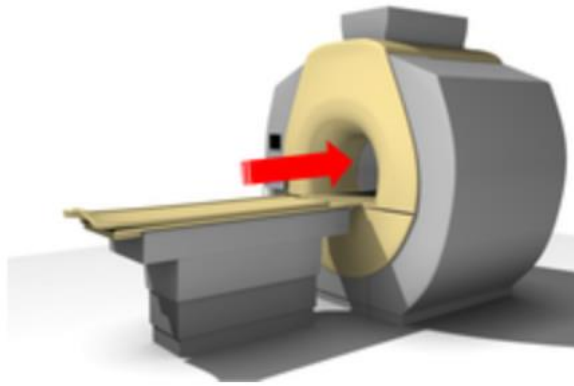




GE Signa 1.5T superconducting scanner



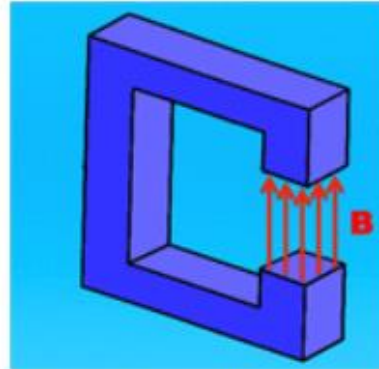
Magnetic field created by solenoid



KONSTRUKCE



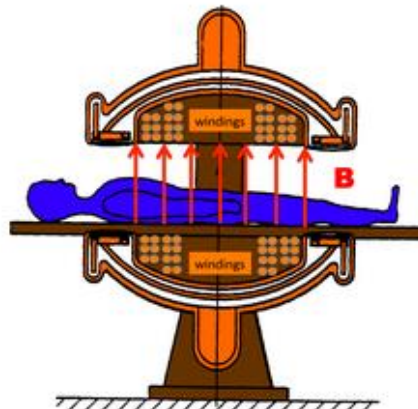
Hitachi Aperto 0.4T permanent magnet scanner



C-shaped permanent magnet



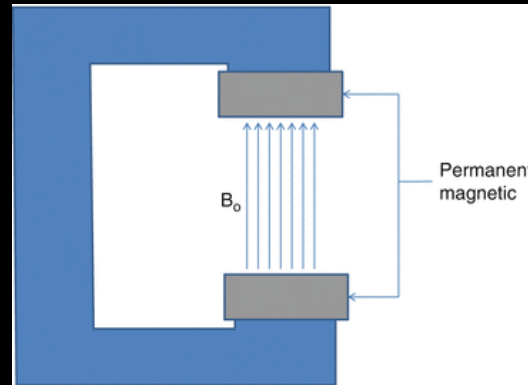
Hitachi Oasis 1.2T HFO superconducting scanner



Dipolar electromagnet design



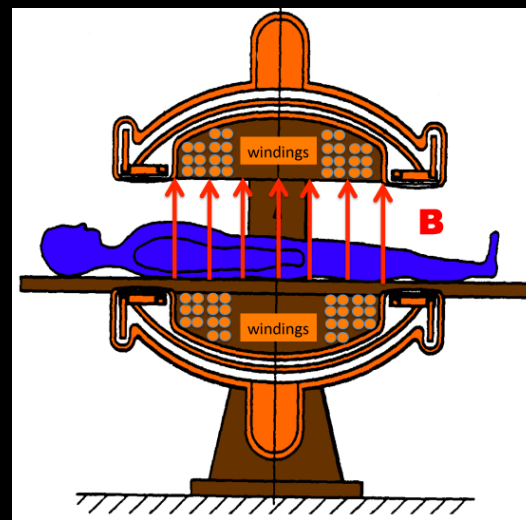
PERMANENTNÍ



- 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

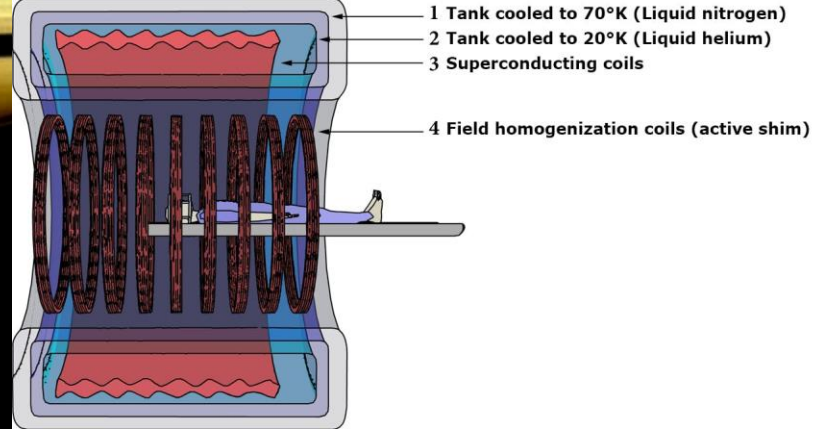


- Elmag indukce
- $B_0 = 0,1 - 0,4 \text{ T}$
- Výhody:
 - Nízká pořizovací cena
 - Nízká hmotnost
 - Otevřený a vypnutelný
- Nevýhody:
 - Velká spotřeba energie ($\sim 50 \text{ kW}$)
 - Stabilita pole velmi citlivá na teplotu



EL.MAG.





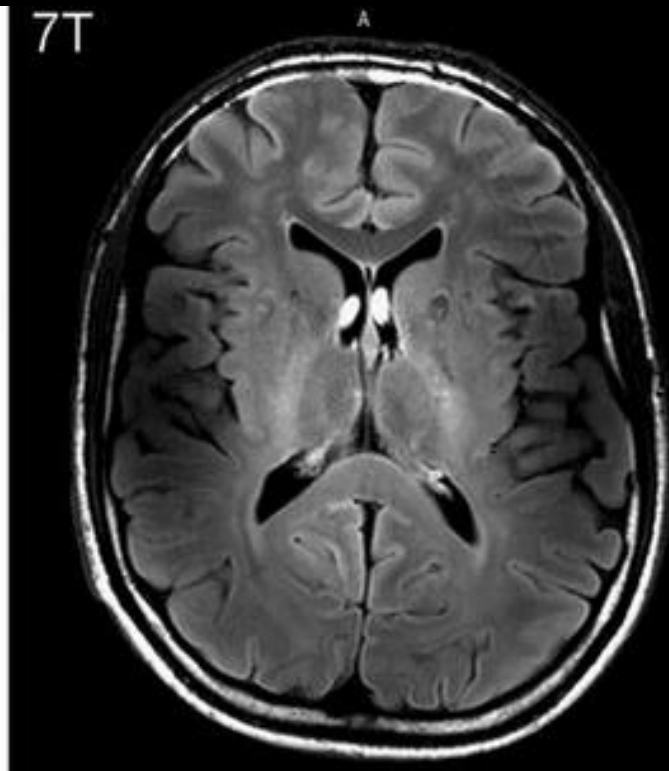
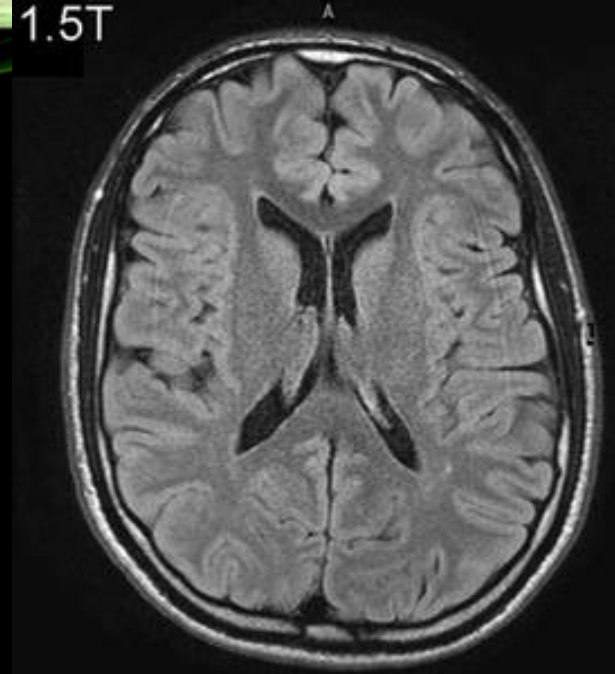
SUPRAVOD.

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



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

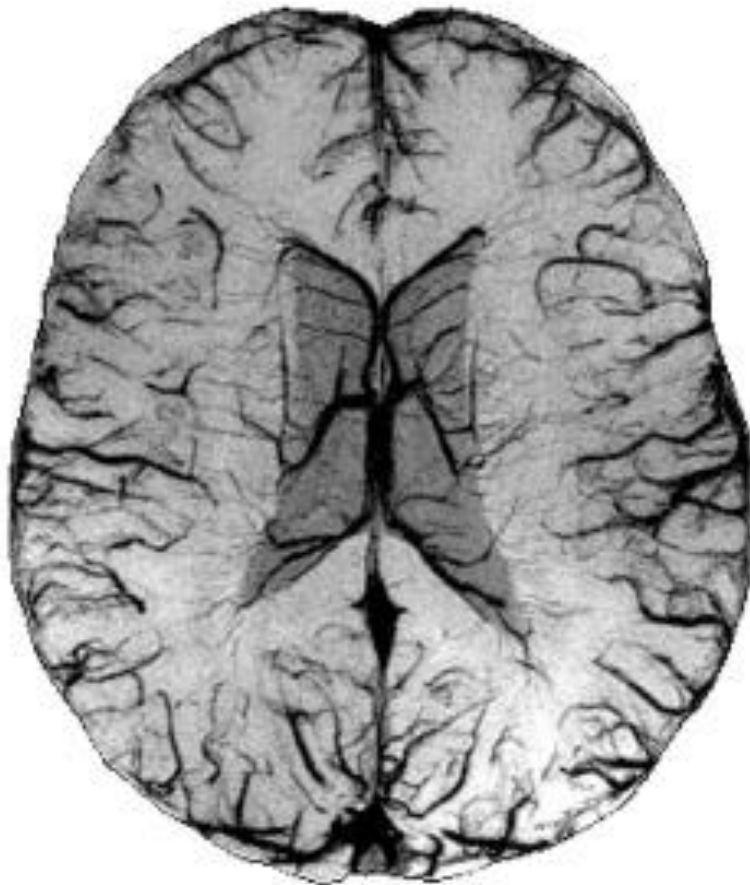


SÍLA POLE

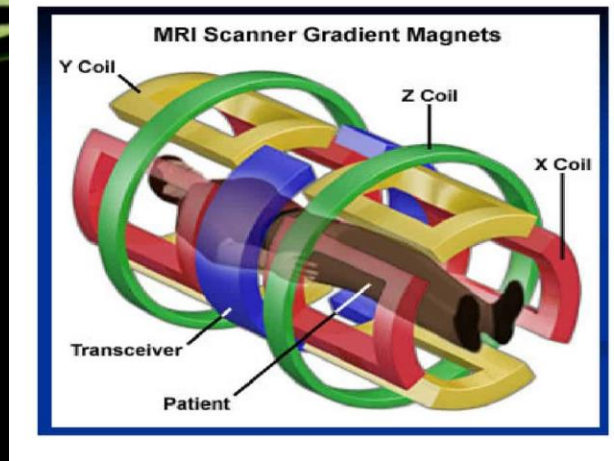
15T

3T

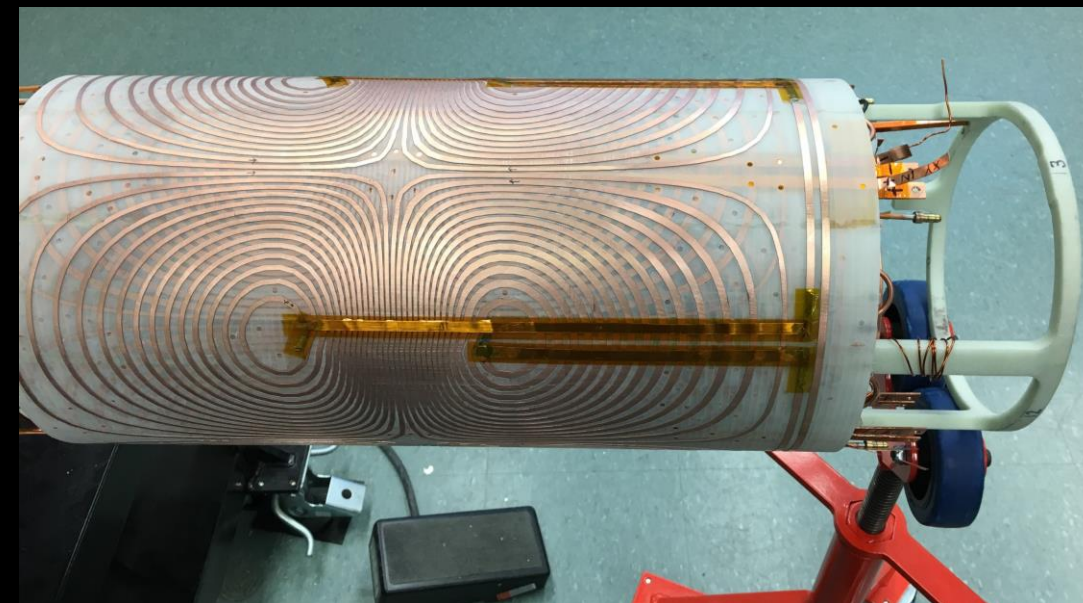
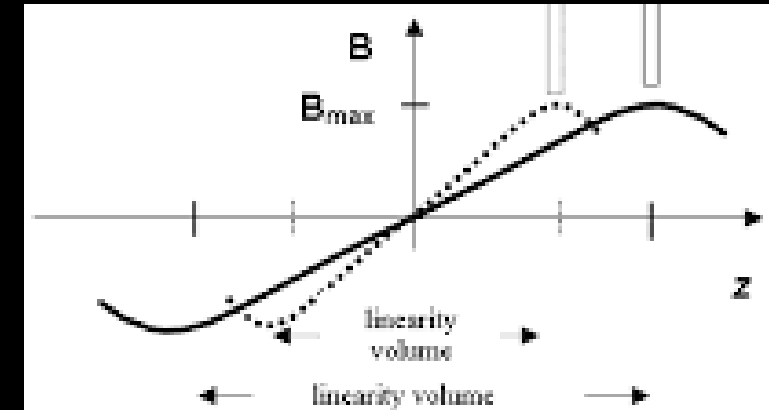
7T



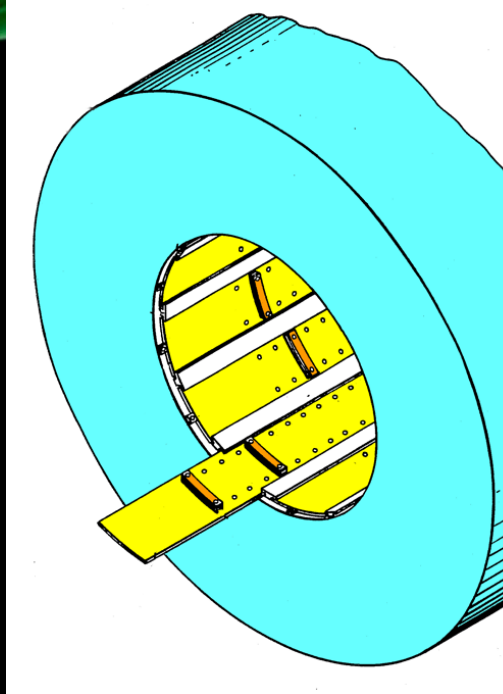
- Prostorová informace
- Parametry:
 - Max. amplituda (20 – 80 mT/m)
 - Slew rate (80 – 200 mT/m/ms)
 - Linearita
- Amplituda ~ Prost. rozliš
- Slew rate ~ TE_{\min} , TR_{\min} ...



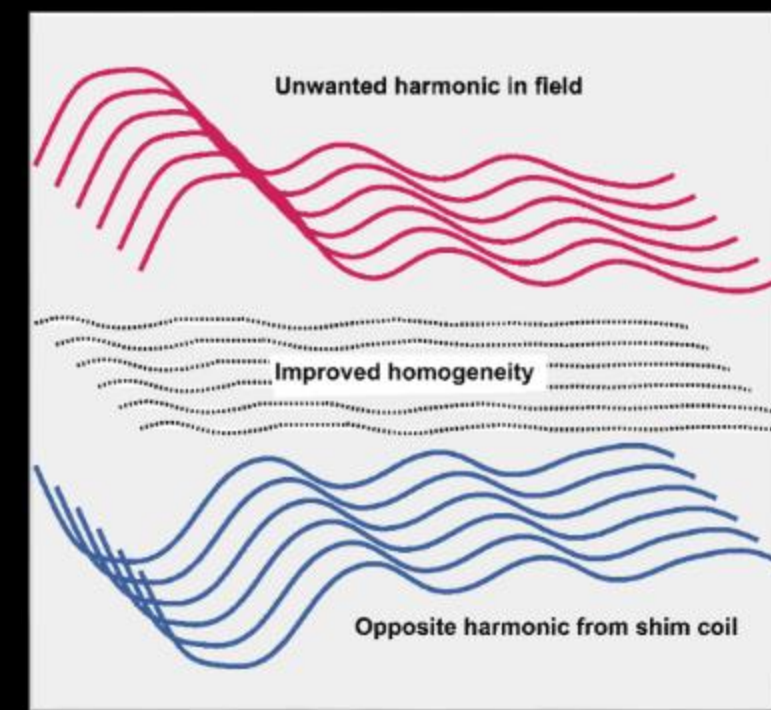
GRADIENTY



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



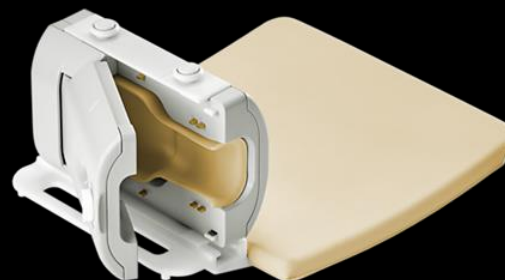
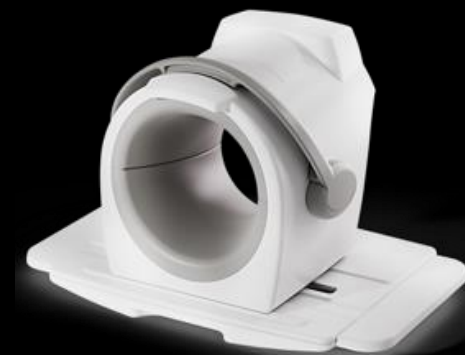
SHIM



- 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

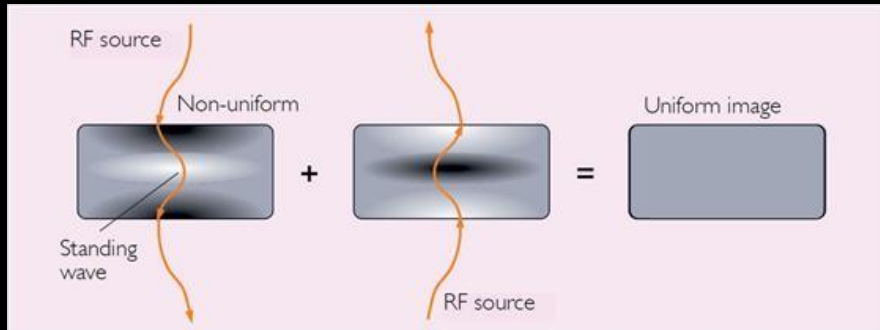


RF CÍVKY



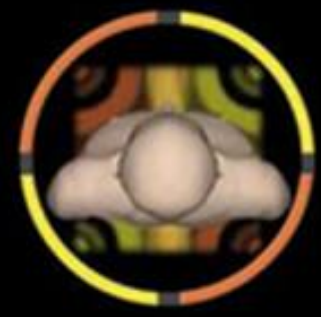
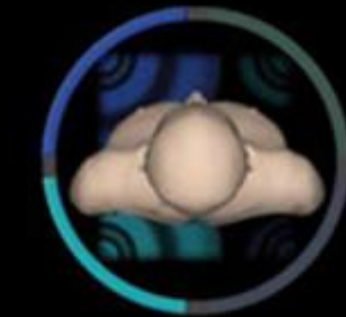
MULTI TRANSMIT

- Větší $B_0 \Rightarrow$ kratší vln. Délka \Rightarrow větší nehomogenita signálu



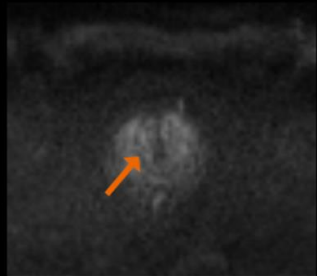
Conventional

Multi Phase Transmit

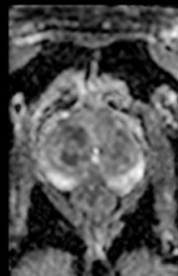
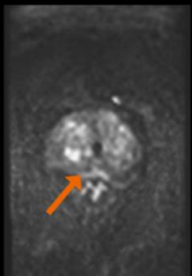


2D EXCITACE

- 2D prostorově selektivní RF
- Zobrazení malých/“obdélníkových“ orgánů

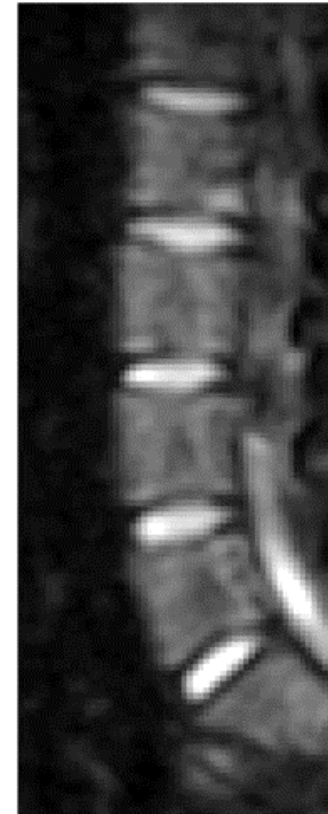
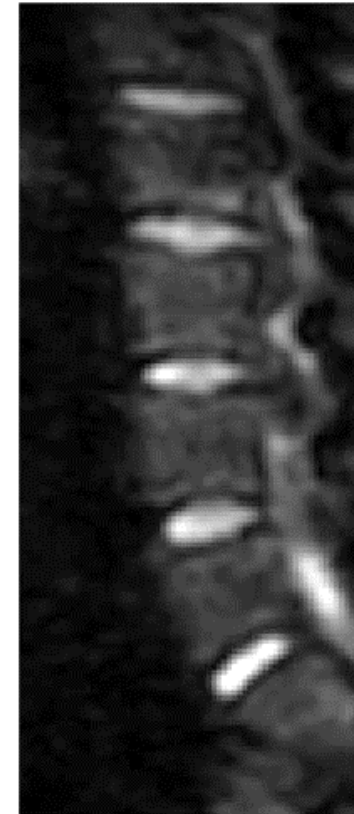


Conventional DWI
b 50, 1000, 1500, ADC
2.1 x 2.1 x 3 mm³
TR/TE 4600 / 79 ms
TA 3:23 min



ZOOMit^{PRO1}
b 50, 1000, 1500, ADC
0.95 x 0.95 x 3 mm³
TR/TE 4600 / 79 ms
TA 3:29 min

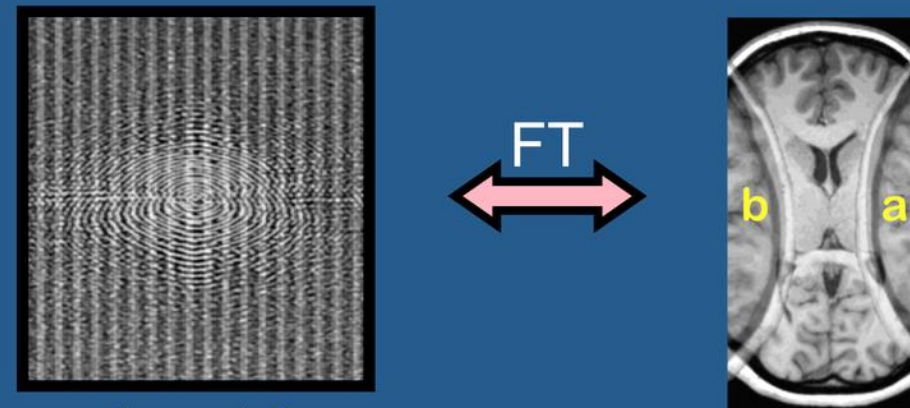
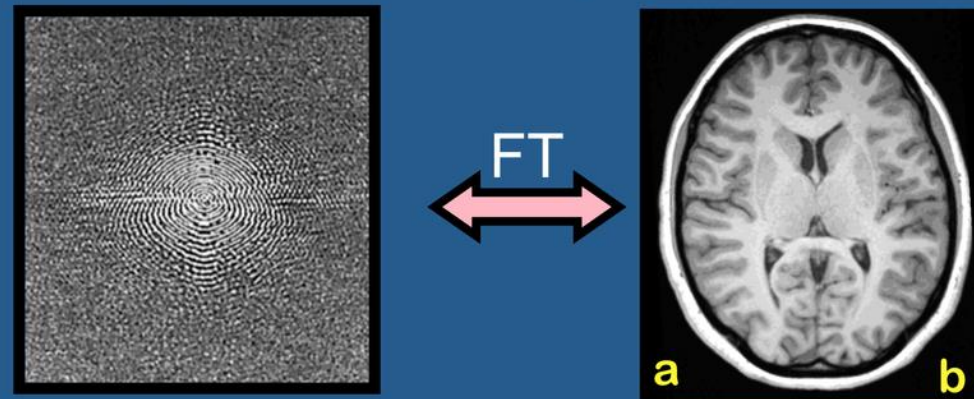
T2-weighted TSE full-FOV DW-EPI reduced-FOV DW-EPI



PARALELNÍ TECHNIKY

- Vypuštění řádků k-prostoru

To gain speed you must reduce the number of phase encoding steps



phase encode →

But you then get reduced FOV and wrap-around artifact (aliasing)

SENSE/ASSET

- Vyžaduje kalibraci
- 1. rekonstrukce, pak korekce

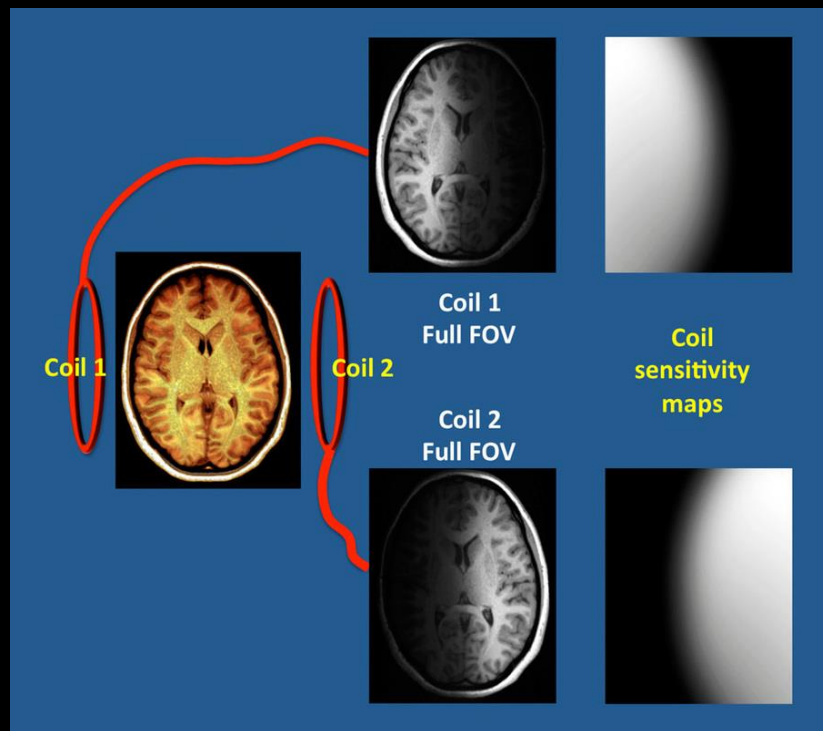
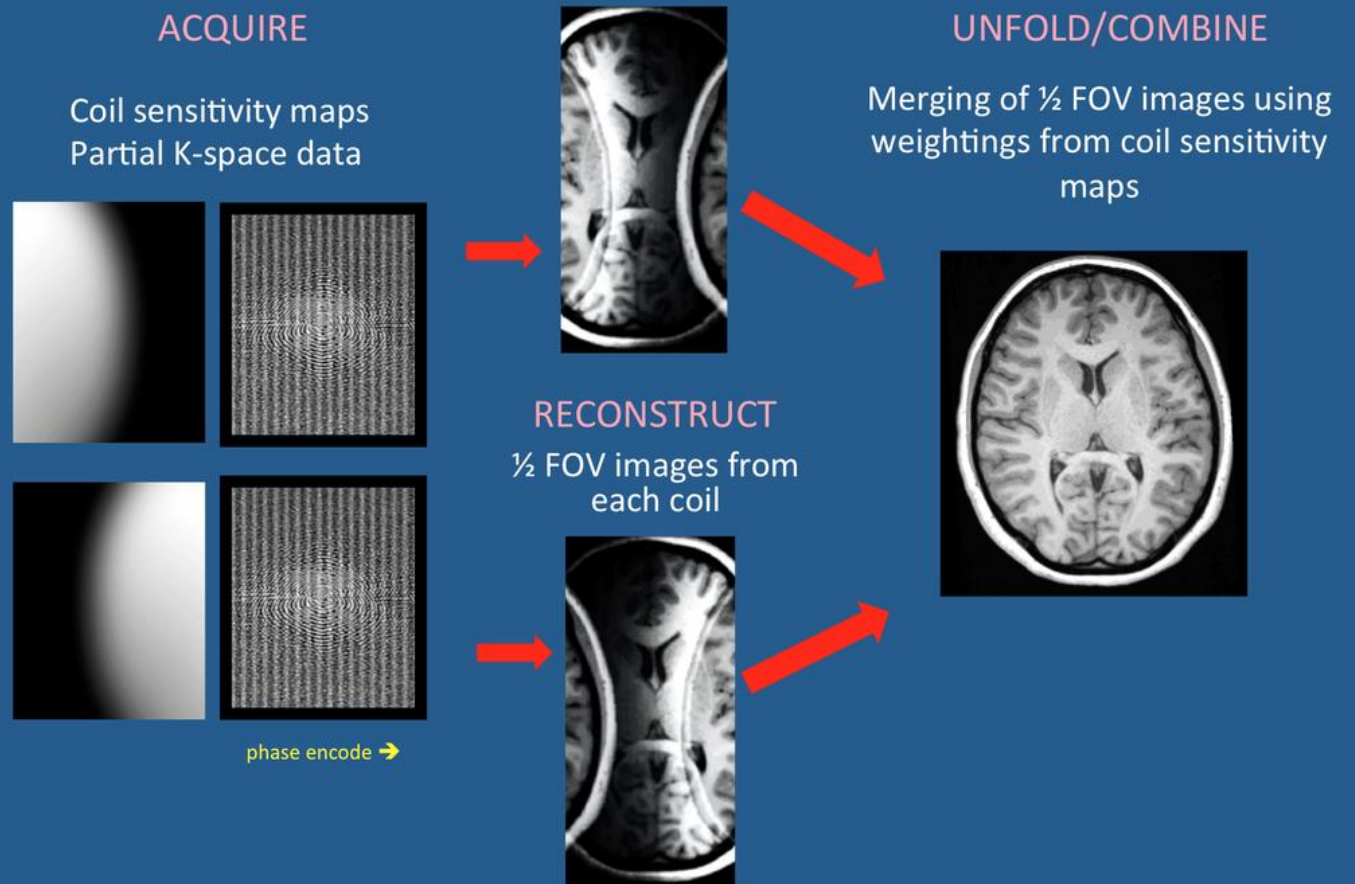
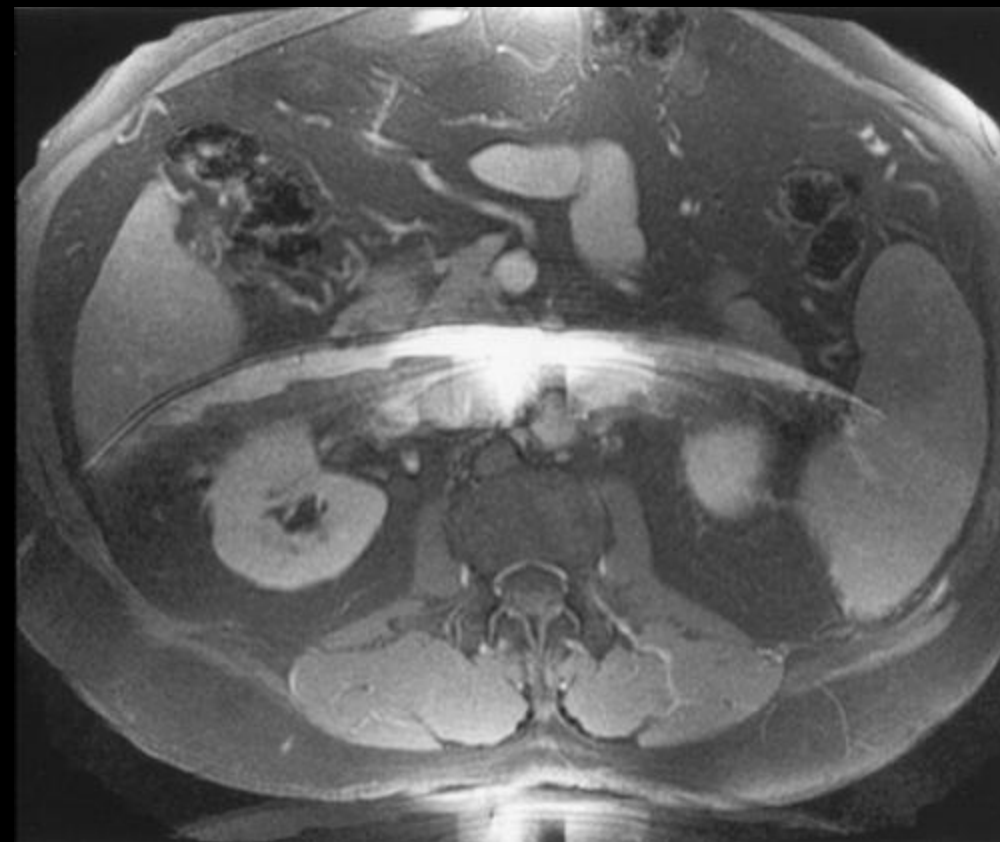
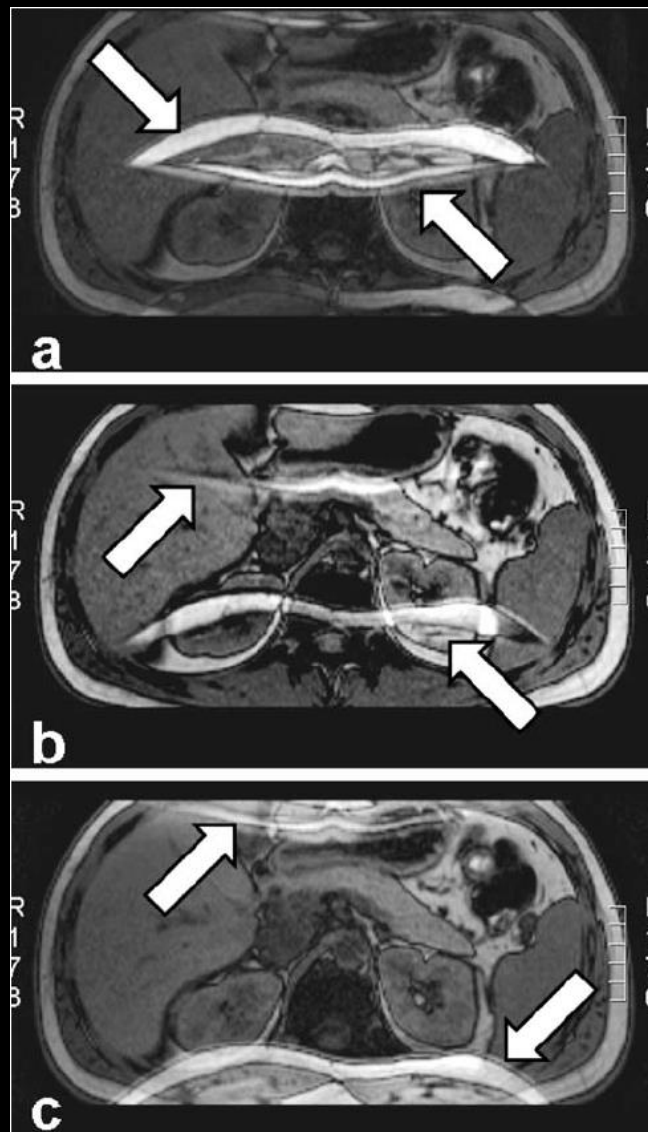


Image-Based PI: SENSE, ASSET



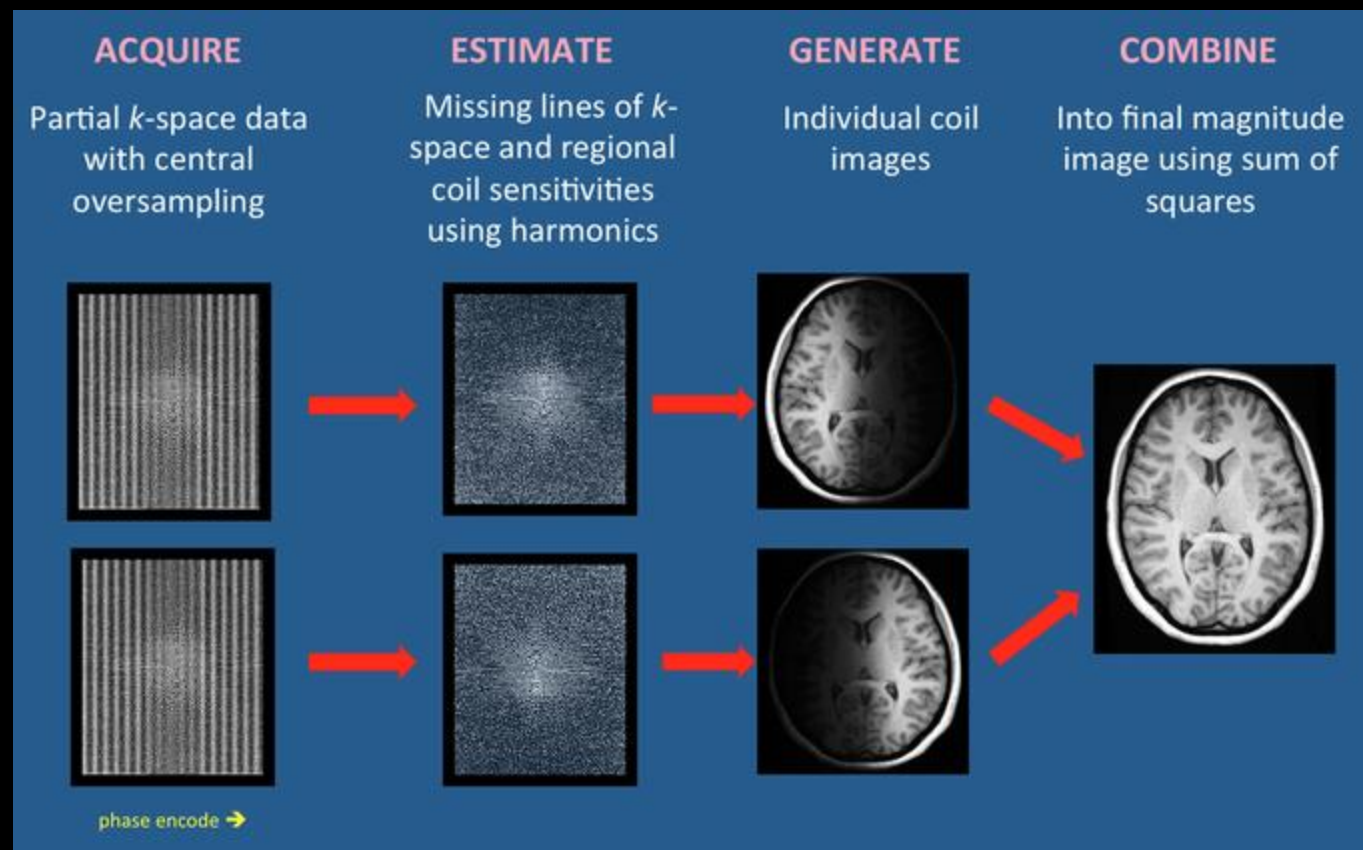
SENSE/ASSET

- Artefakt



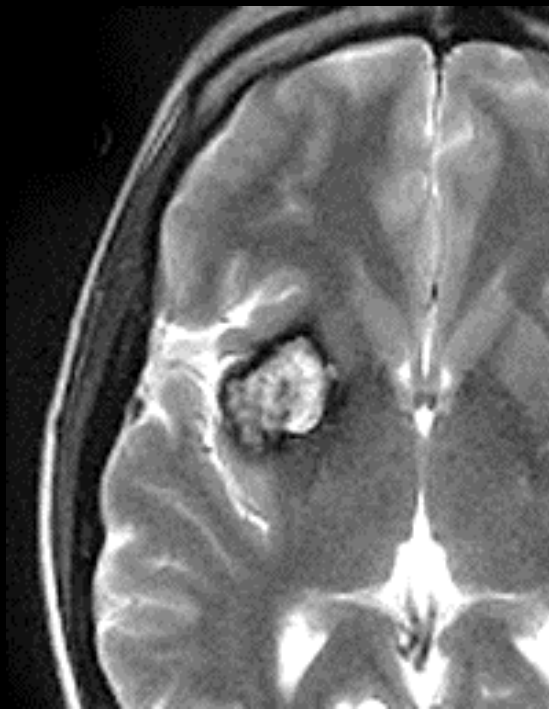
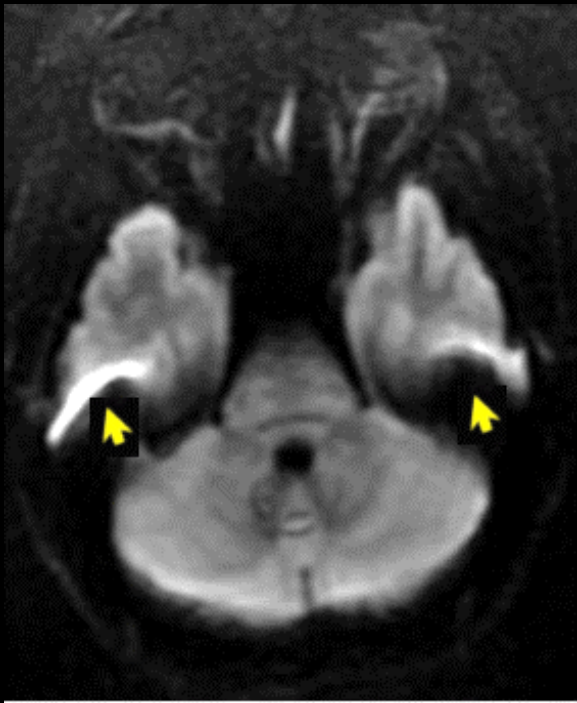
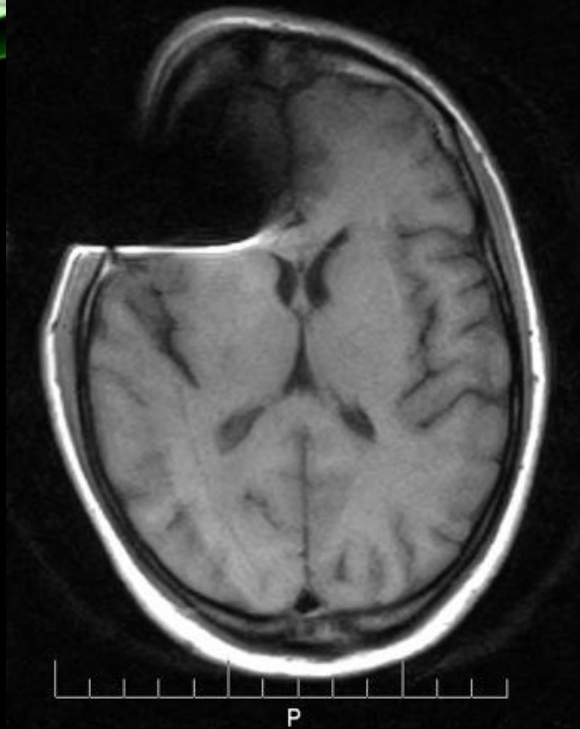
ARC/GRAPPA

- Netřeba kalibrace
- 1. korekce, pak rekonstrukce
- Střed bez vypuštění sloupců



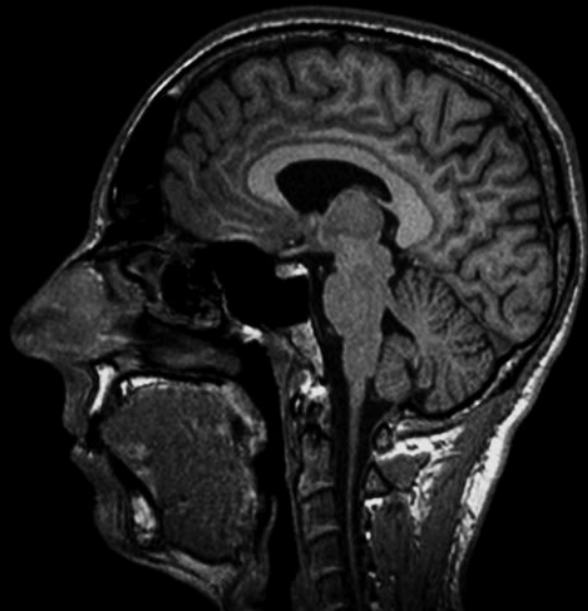
ARTEFAKTY

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

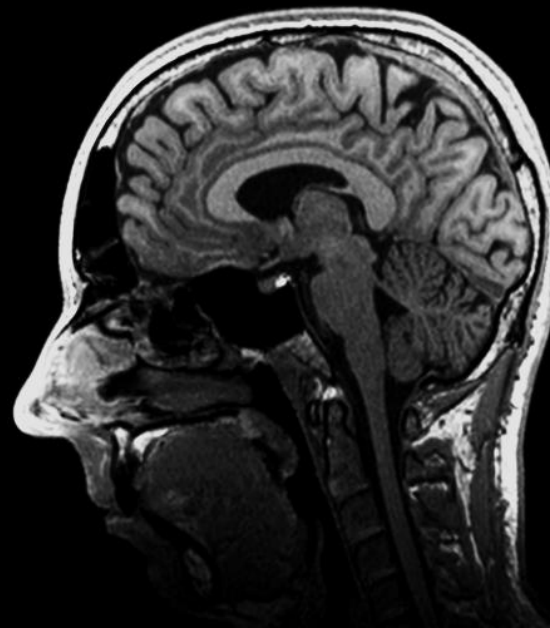


ARTEFAKTY

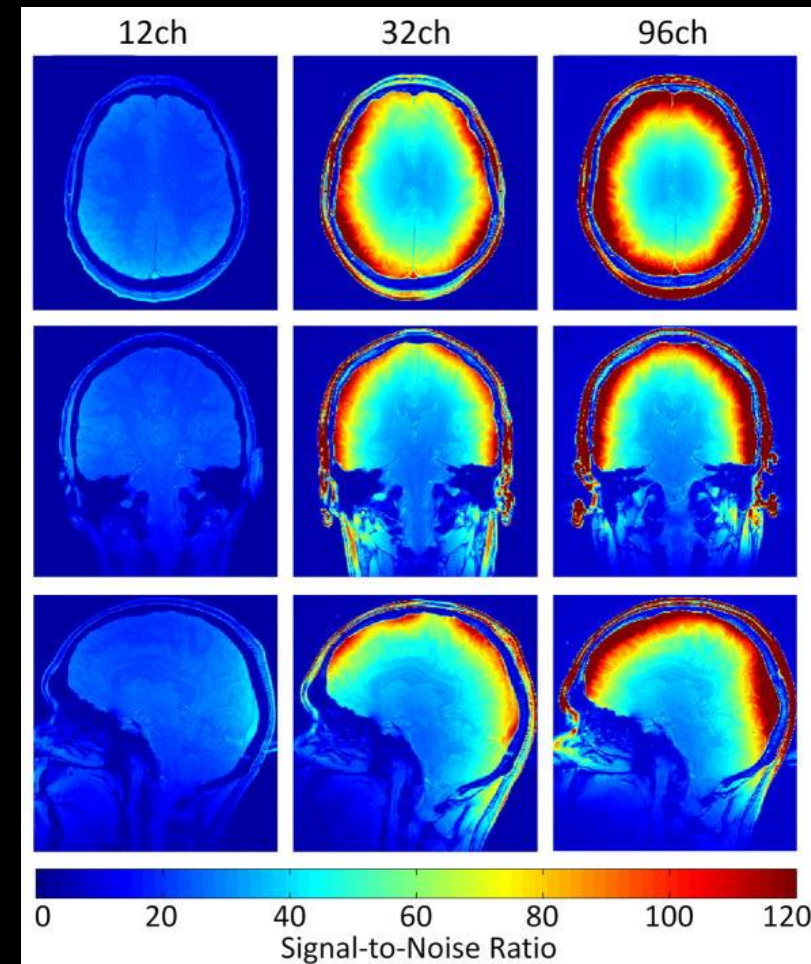
- Nehomogenita B_1
 - Lokální nepřesnot úhlu RF pulzu
 - Nehomogenita přijímaného signálu (povrch cívky)



1 kanálová



Multi-kanálová

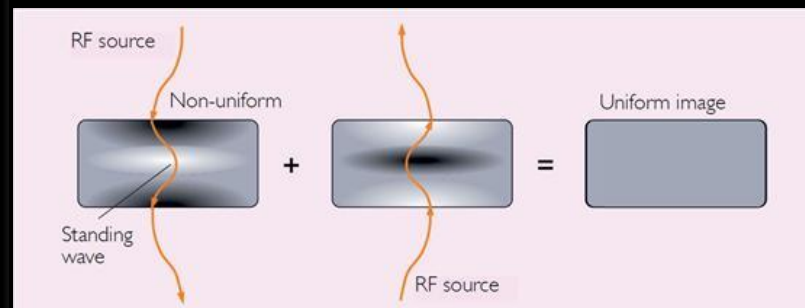
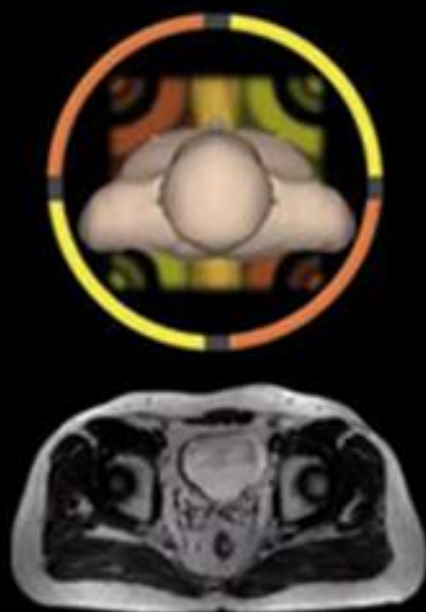
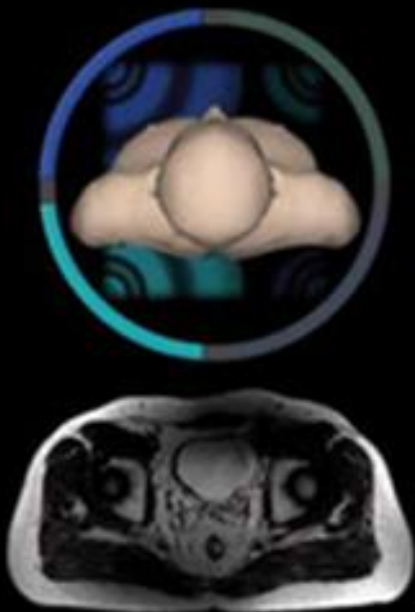


ARTEFAKTY

- Nehomogenita B_1
 - Dielektrický jev
 - Vlnová délka v těle ~ 25 cm (3T)

Conventional

Multi Phase Transmit



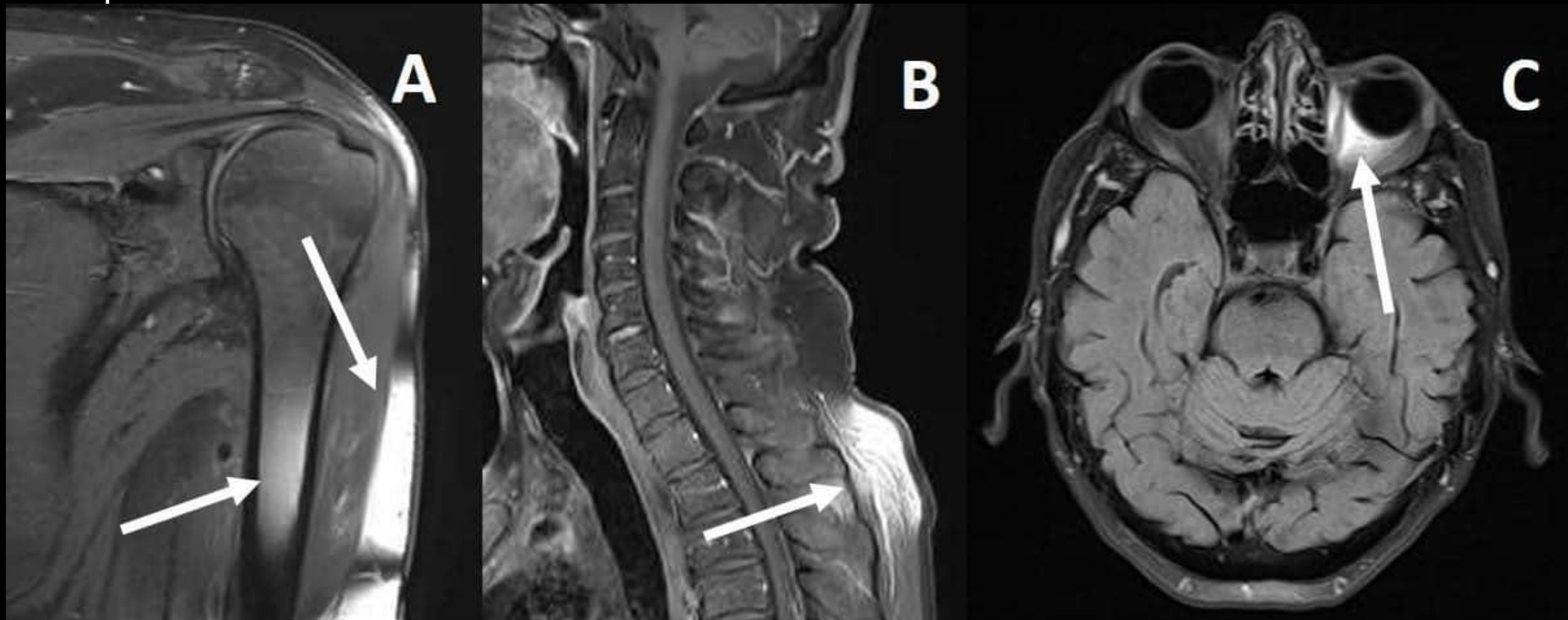
FLAIR 7T

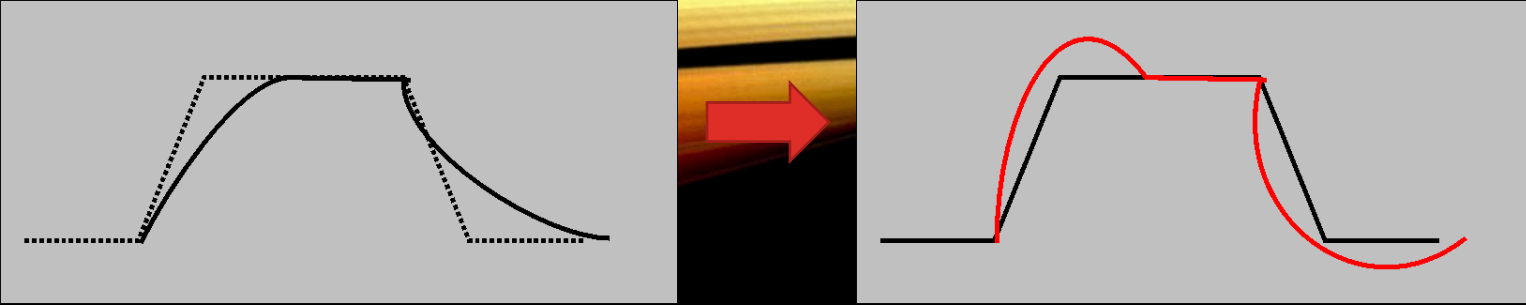


B

ARTEFAKTY

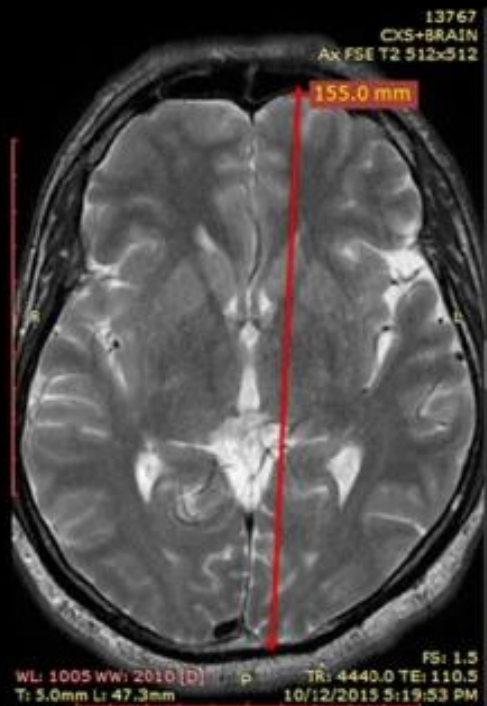
- Nehomogenita B_1
 - Špatná saturace tuku



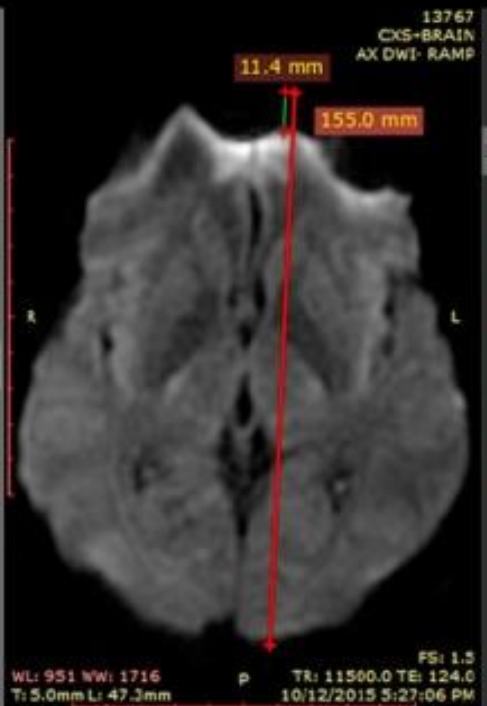


ARTEFAKTY

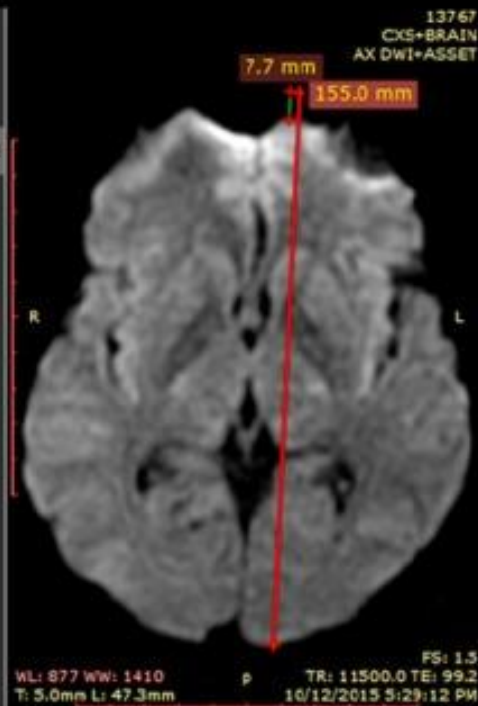
- Nedokonalost gradientů
- Geometrická distorze



A



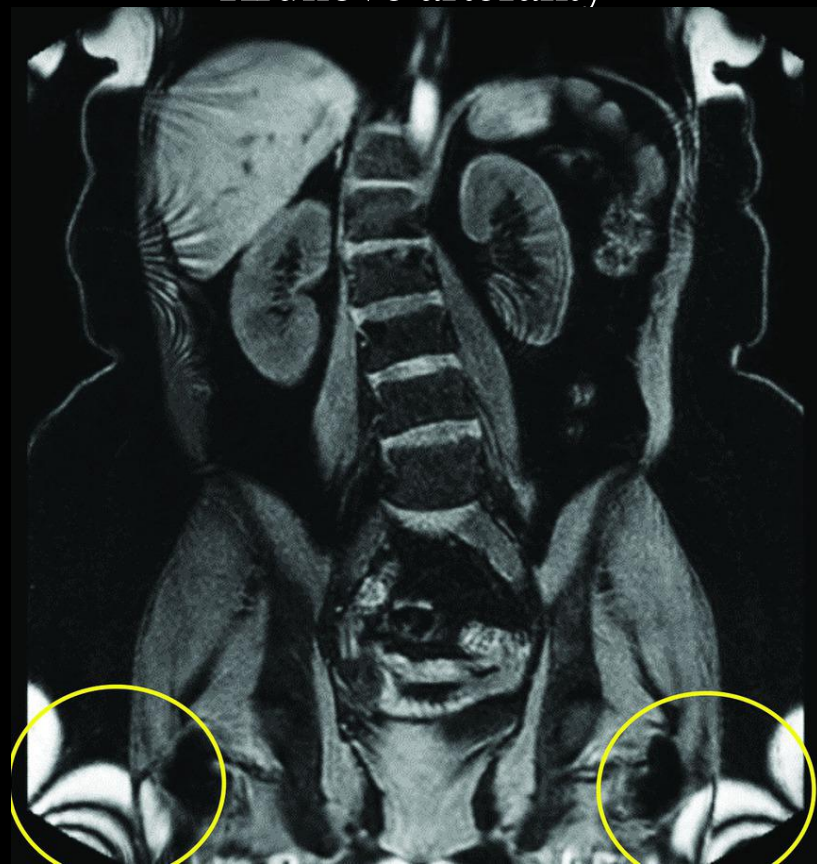
B



C

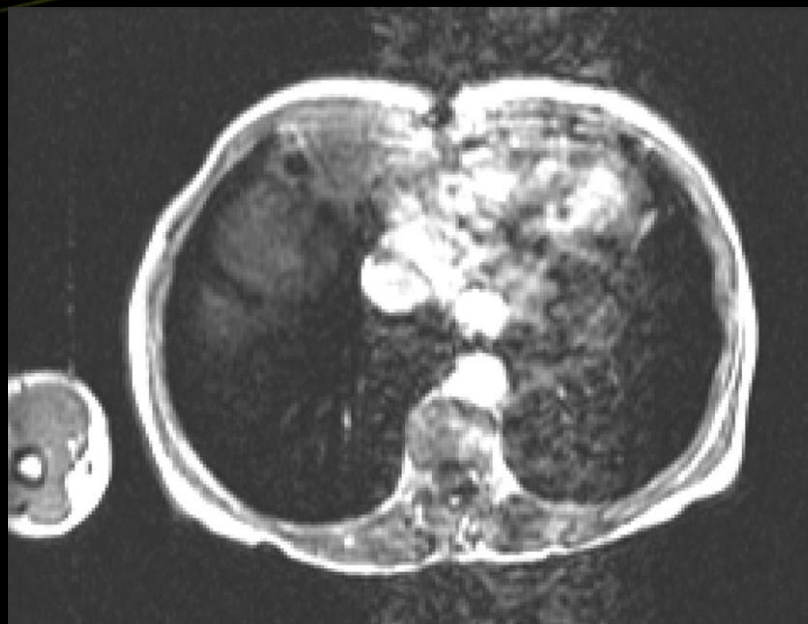


- Nedokonalost gradientů
- Kruhové artefakty

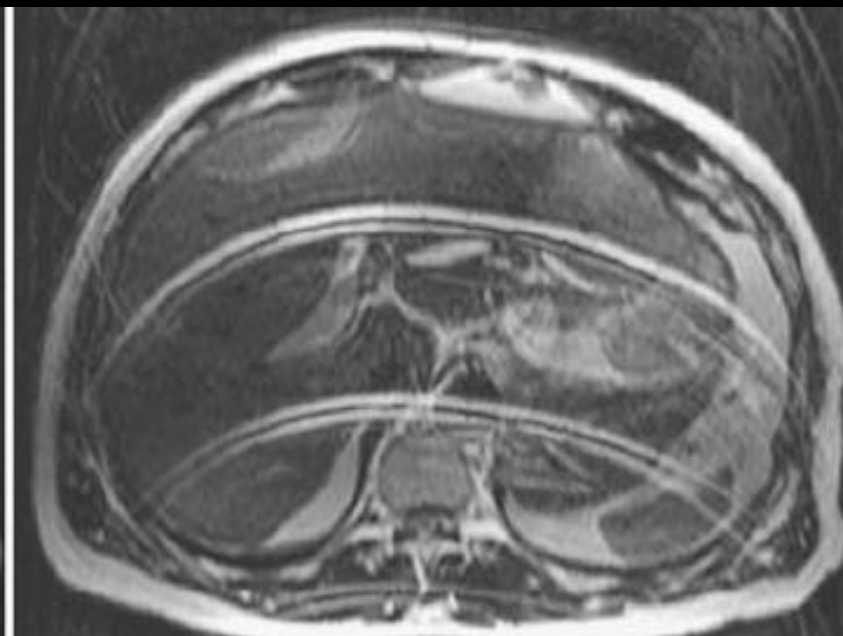
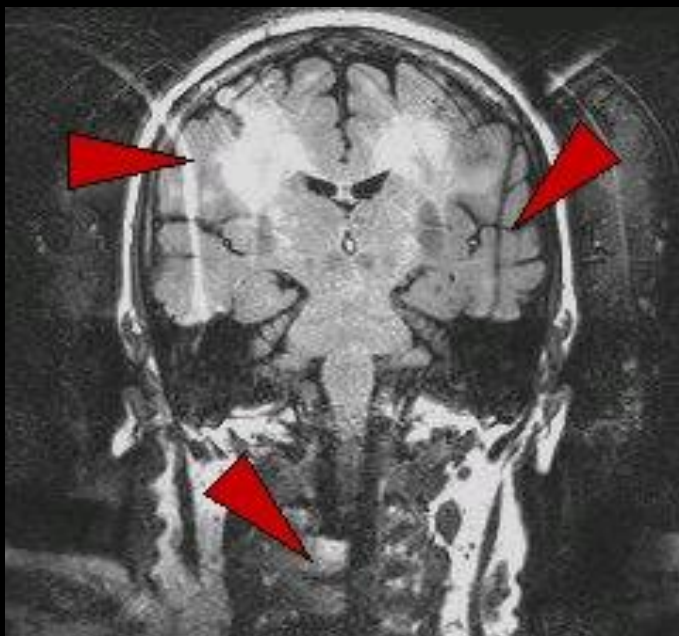


ARTEFAKTY

- Pohyb, tok
 - Špatná lokalizace fází signálu



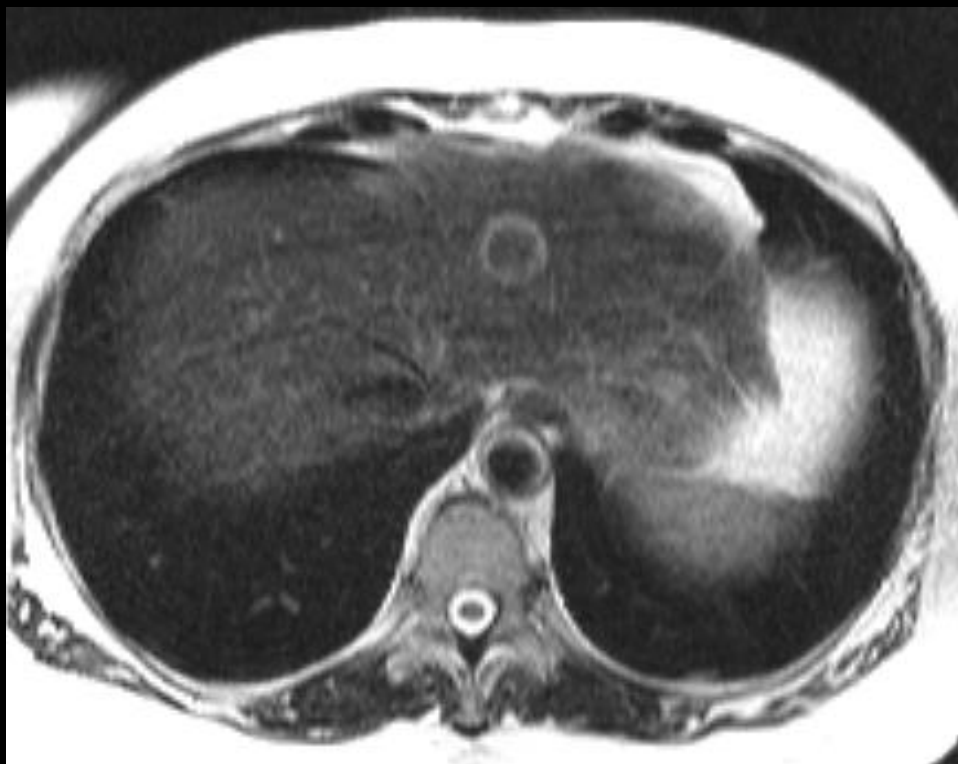
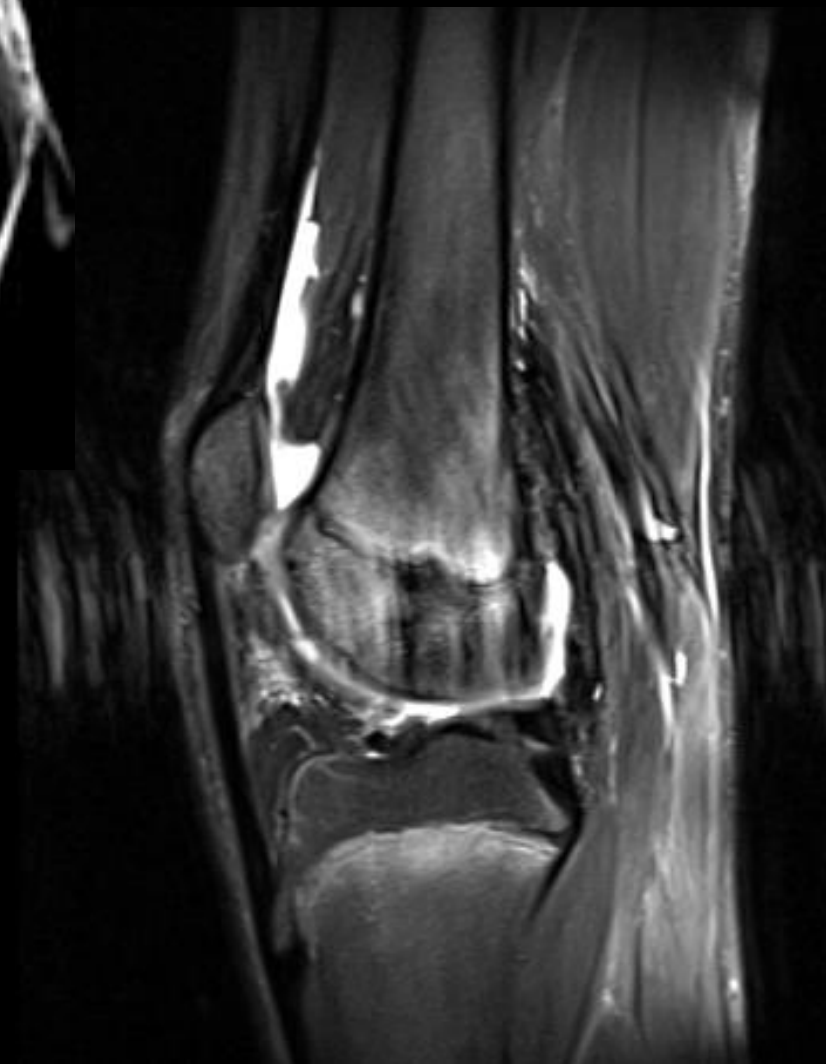
ARTEFAKTY



- Pohyb, tok
 - Špatná lokalizace fází signálu



ARTEFAKTY



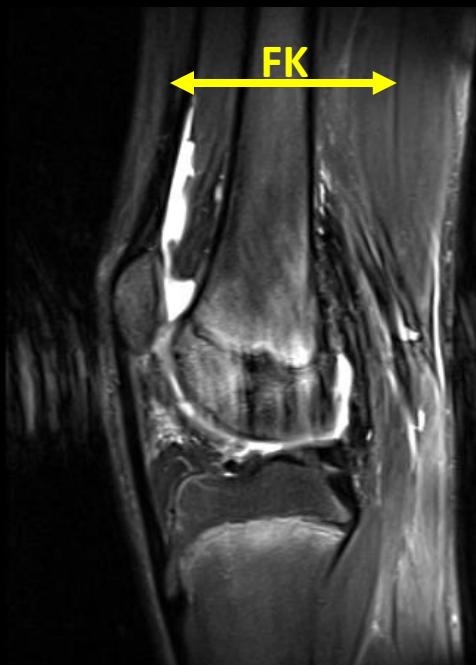
ARTEFAKTY

- 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)

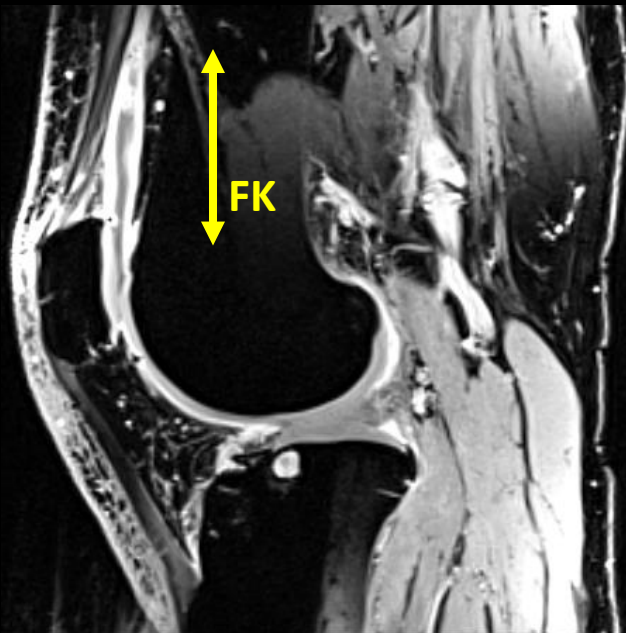
ARTEFAKTY

- Možnosti potlačení toku
 - Vhodný směr fázového kódování

NPW = off



NPW = off

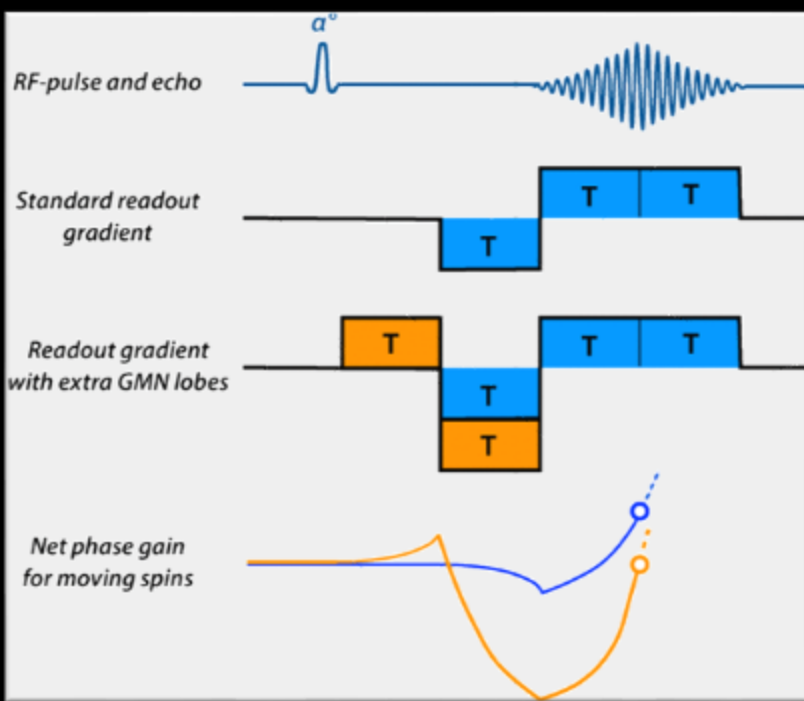


NPW = on

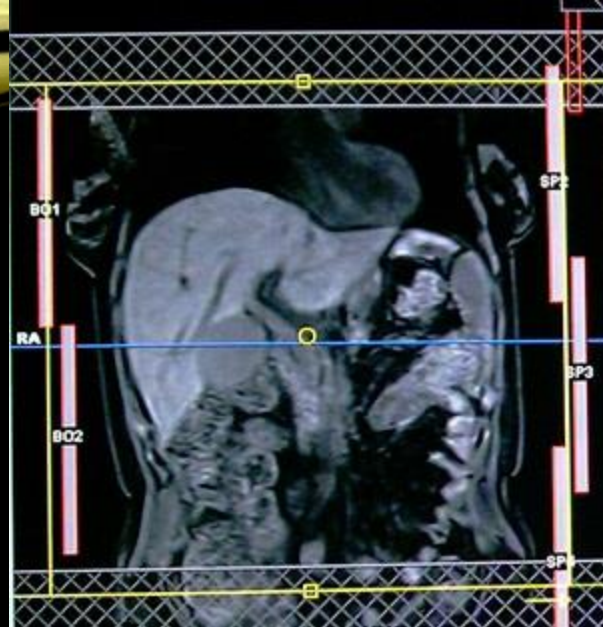


ARTEFAKTY

- Možnosti potlačení toku
 - Přidání gradientního pulzu



- Možnosti potlačení toku
 - Prostorová saturace

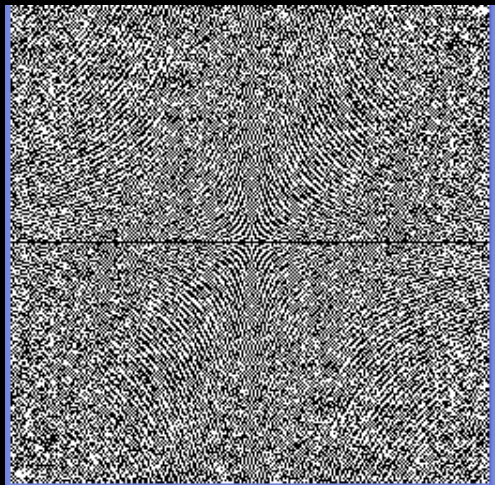


ARTEFAKTY

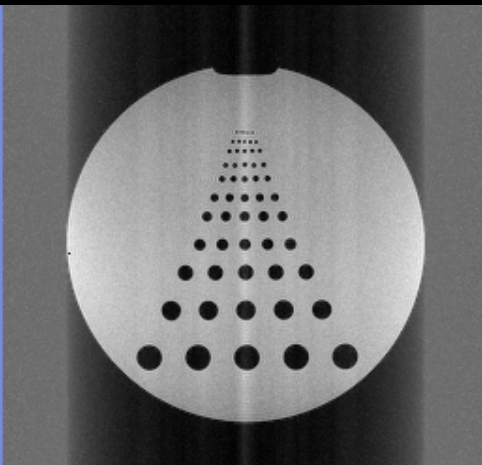


ARTEFAKTY

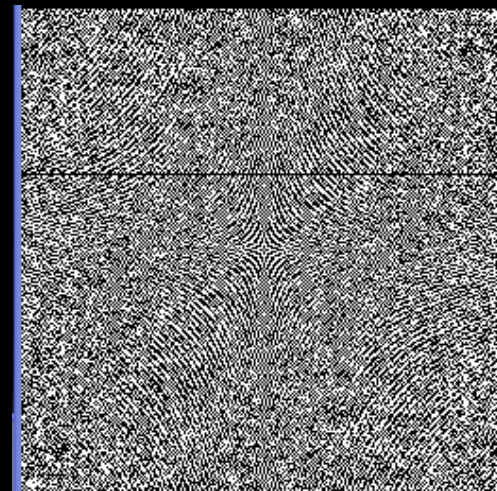
- Výpadek řádku signálu



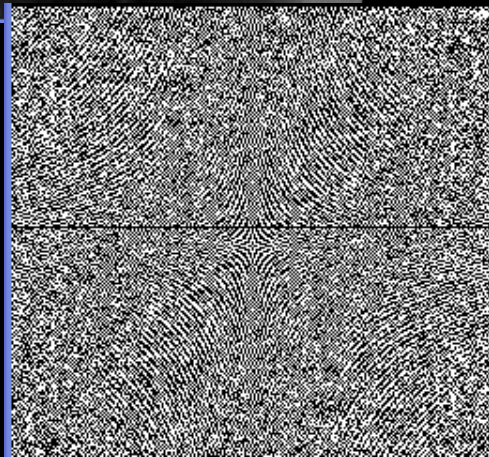
Řádek 0



Řádek 10

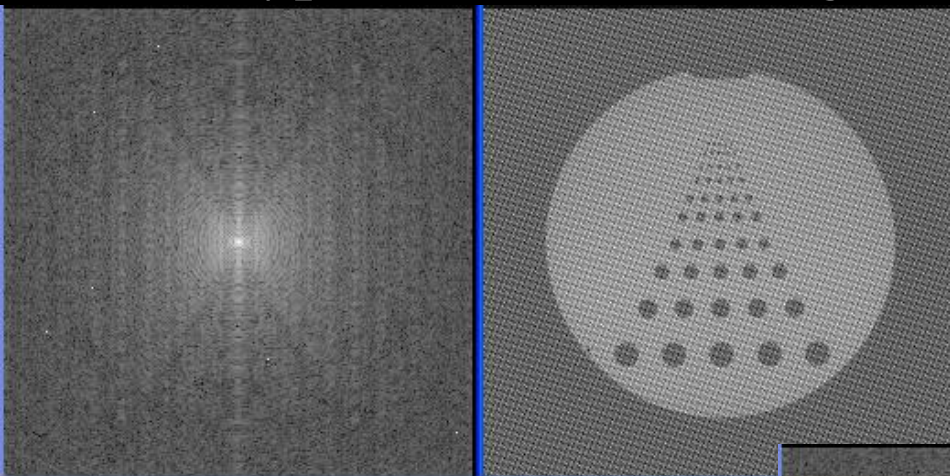


Řádek 40



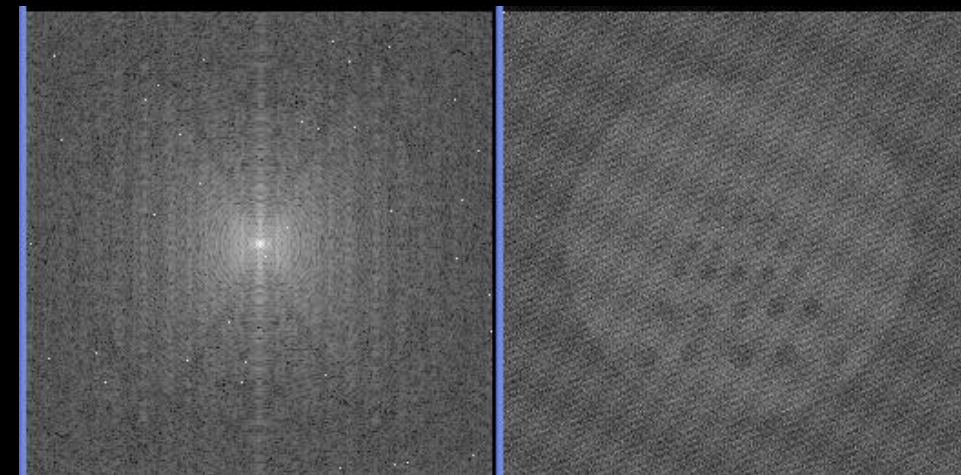
ARTEFAKTY

- Výpadek více bodů signálu (jiskření)

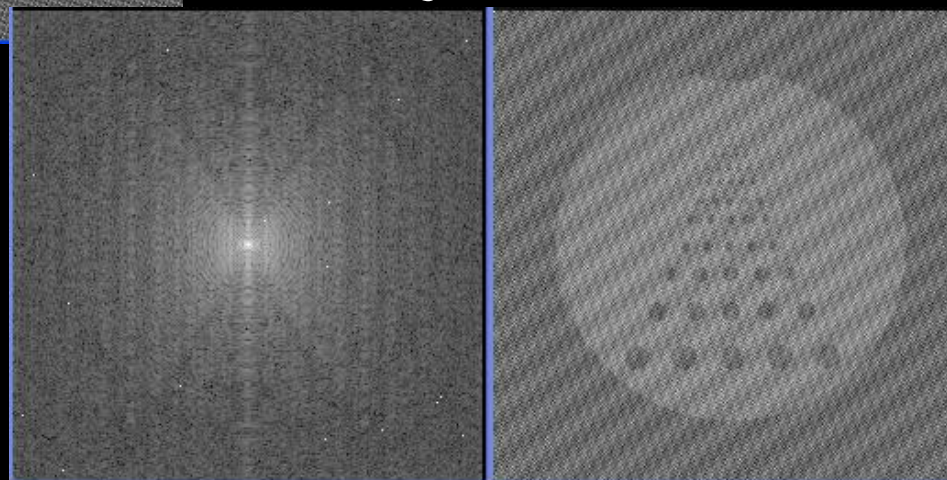


5 jisker

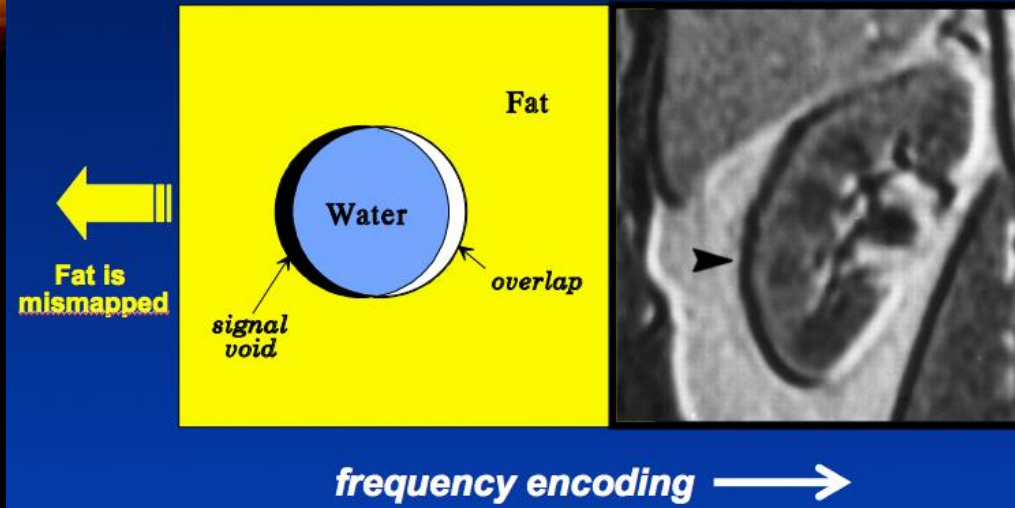
15 jisker



35 jisker



Chemical Shift Artifact



- Chemický posun

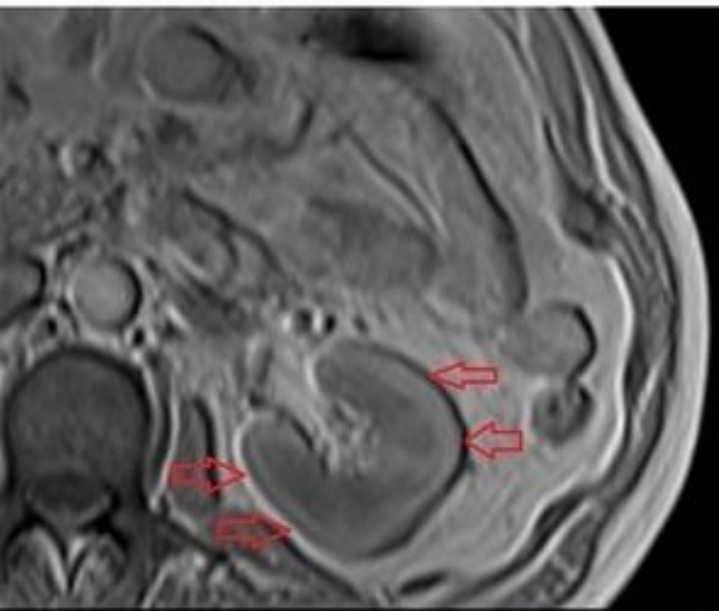
ARTEFAKTY



ARTEFAKTY

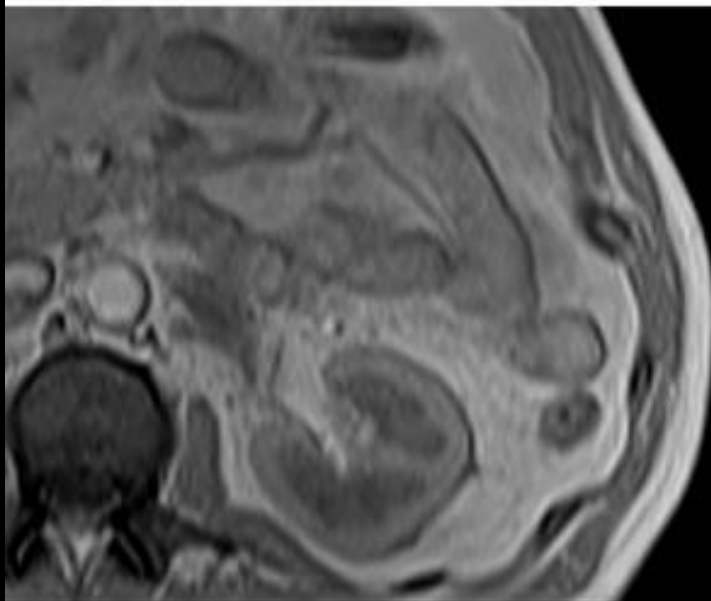
- Chemický posun – zvýšení BW = snížení posunu

Bandwidth 130

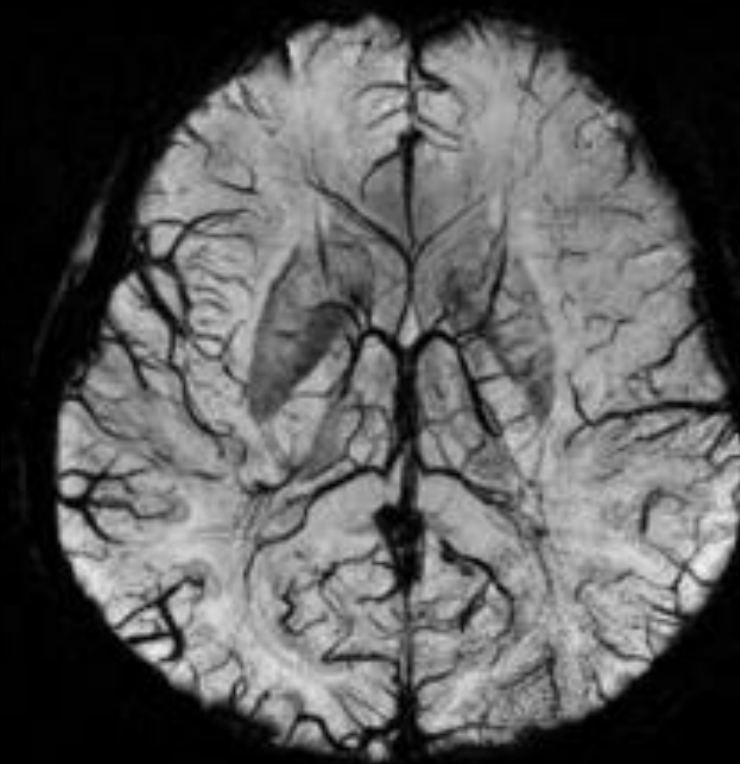


High chemical shift artefacts

Bandwidth 450

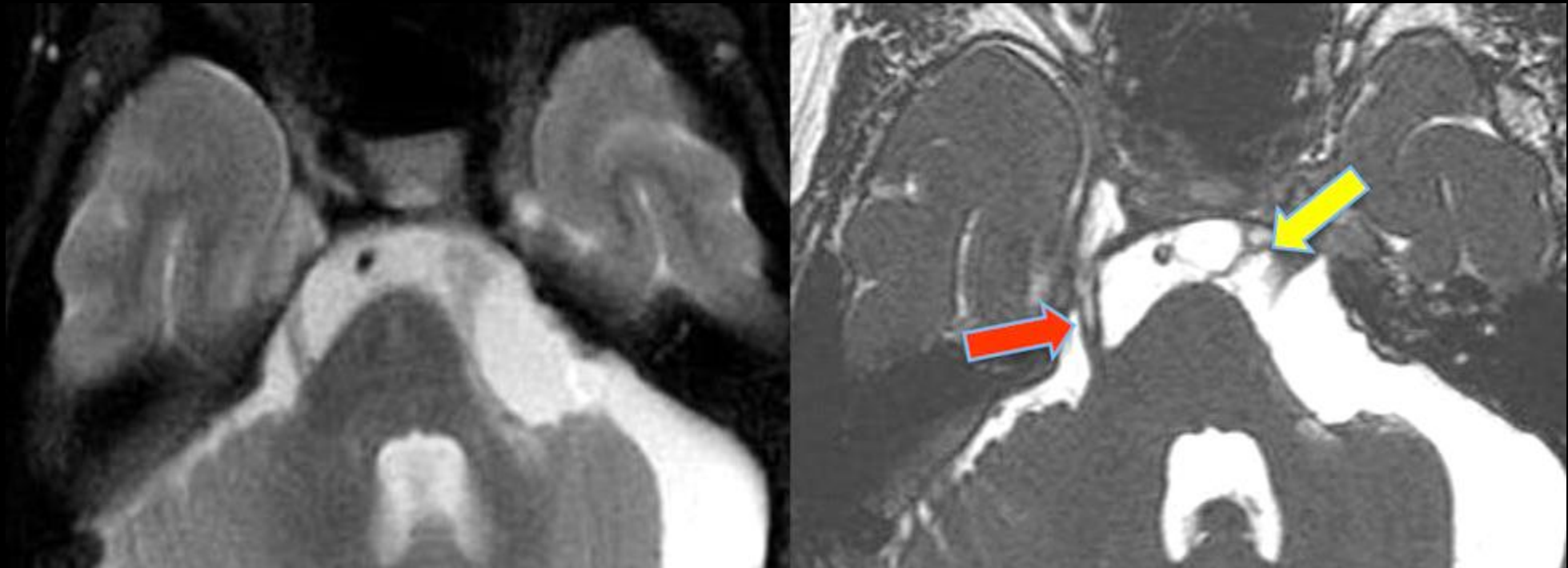


Low chemical shift artefacts



ARTEFAKTY

- Částečný objem => zmenšit voxel



ARTEFAKTY

- Překlopení
 - Větší FOV
 - Změna FK
 - NPW

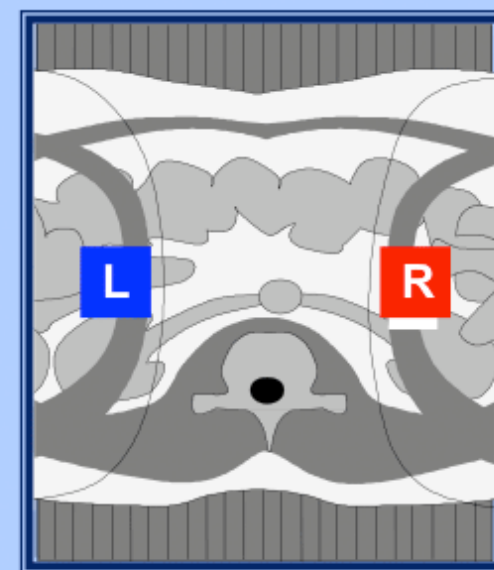
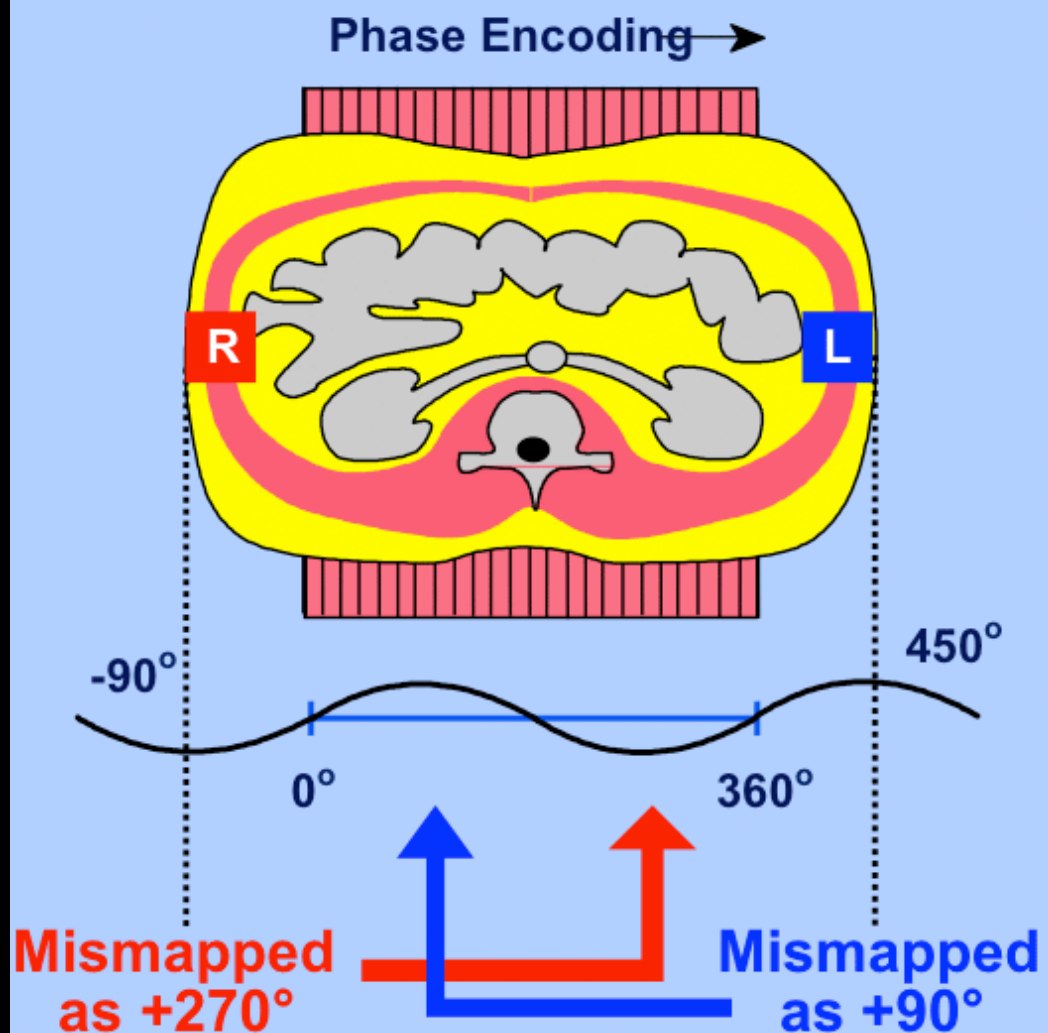
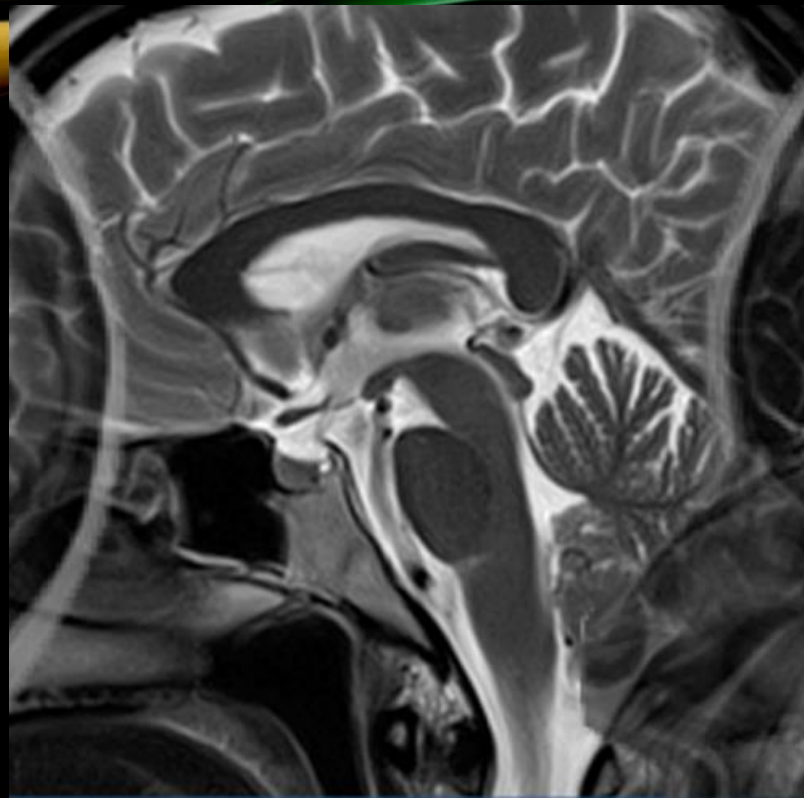
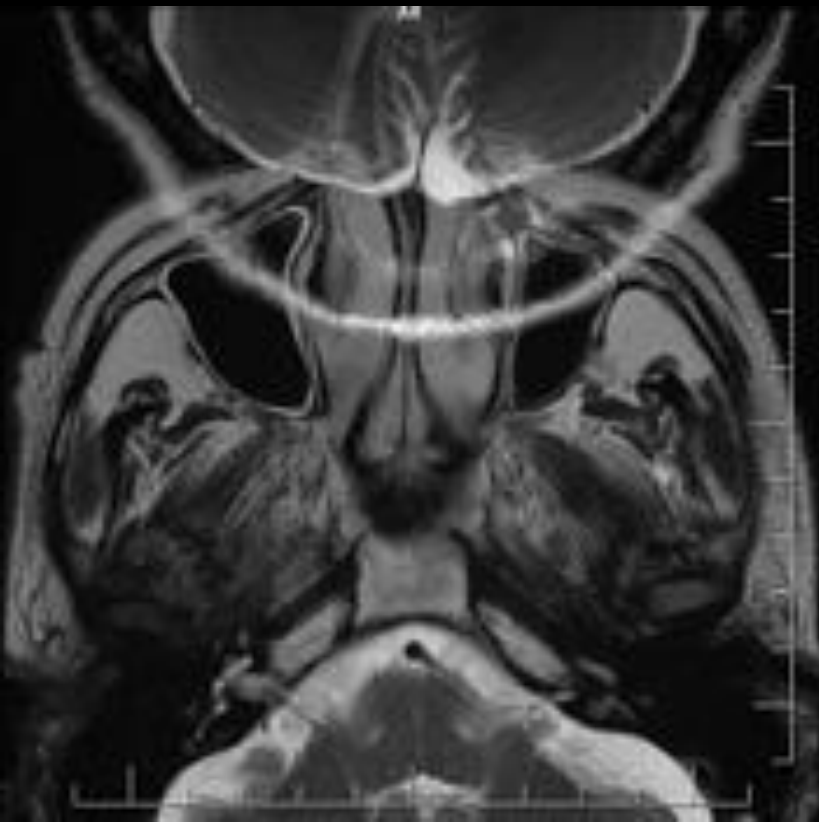
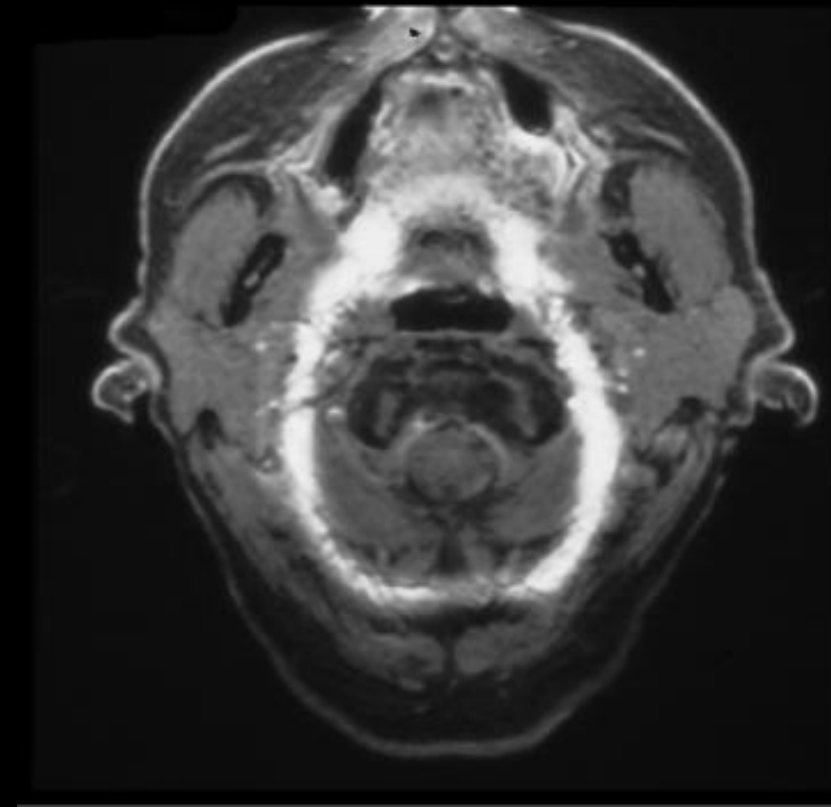


image with phase
wrap-around artifact

- Překlopení



ARTEFAKTY

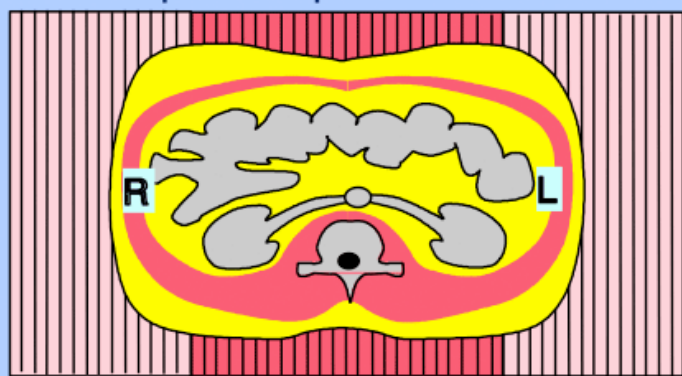


ARTEFAKTY

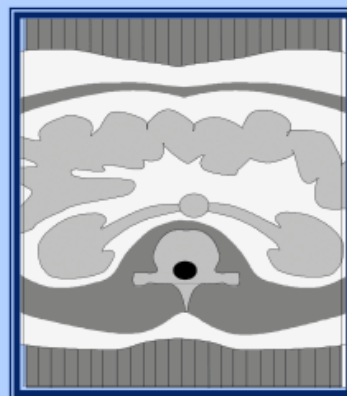
- Překlopení

Phase Encoding →

FOV_p and N_p both increased

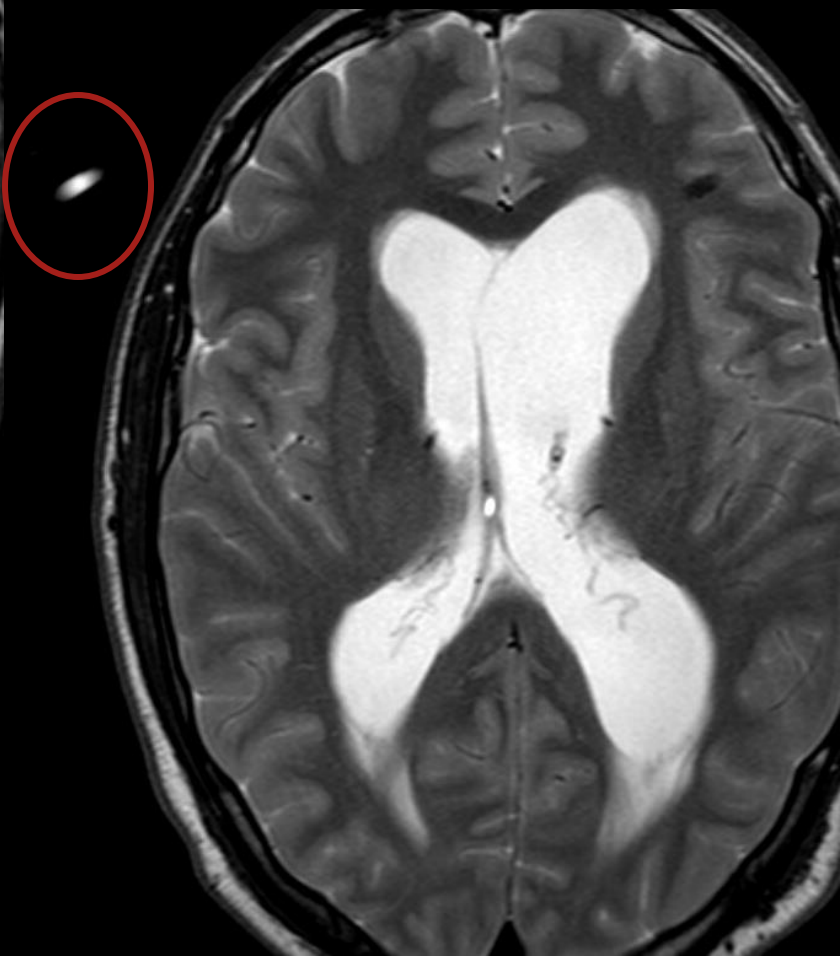


Pixel width = FOV_p / N_p is unchanged



Only central portion of the FOV is reconstructed





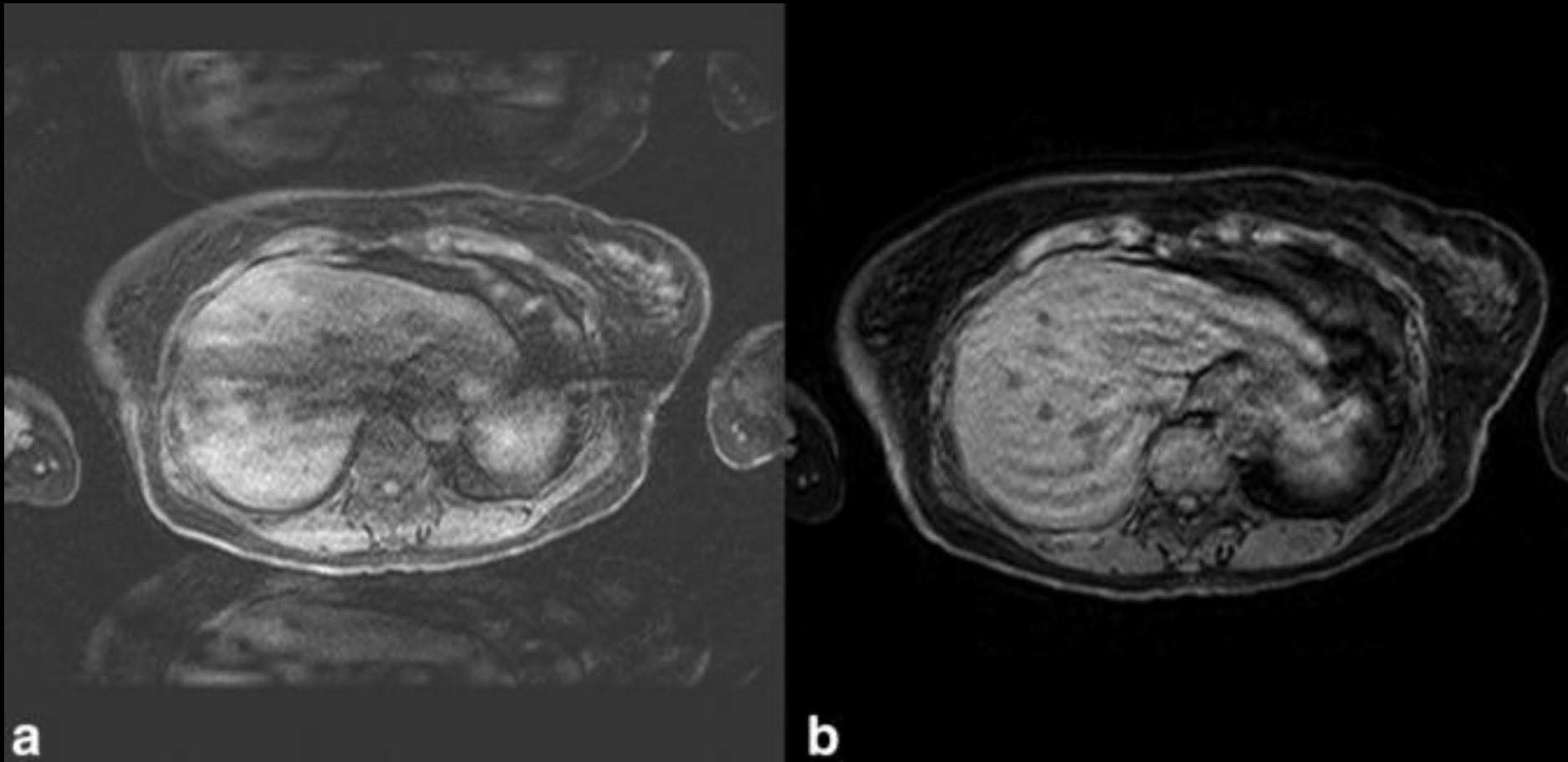
ARTEFAKTY

- Překlopení vs SENSE



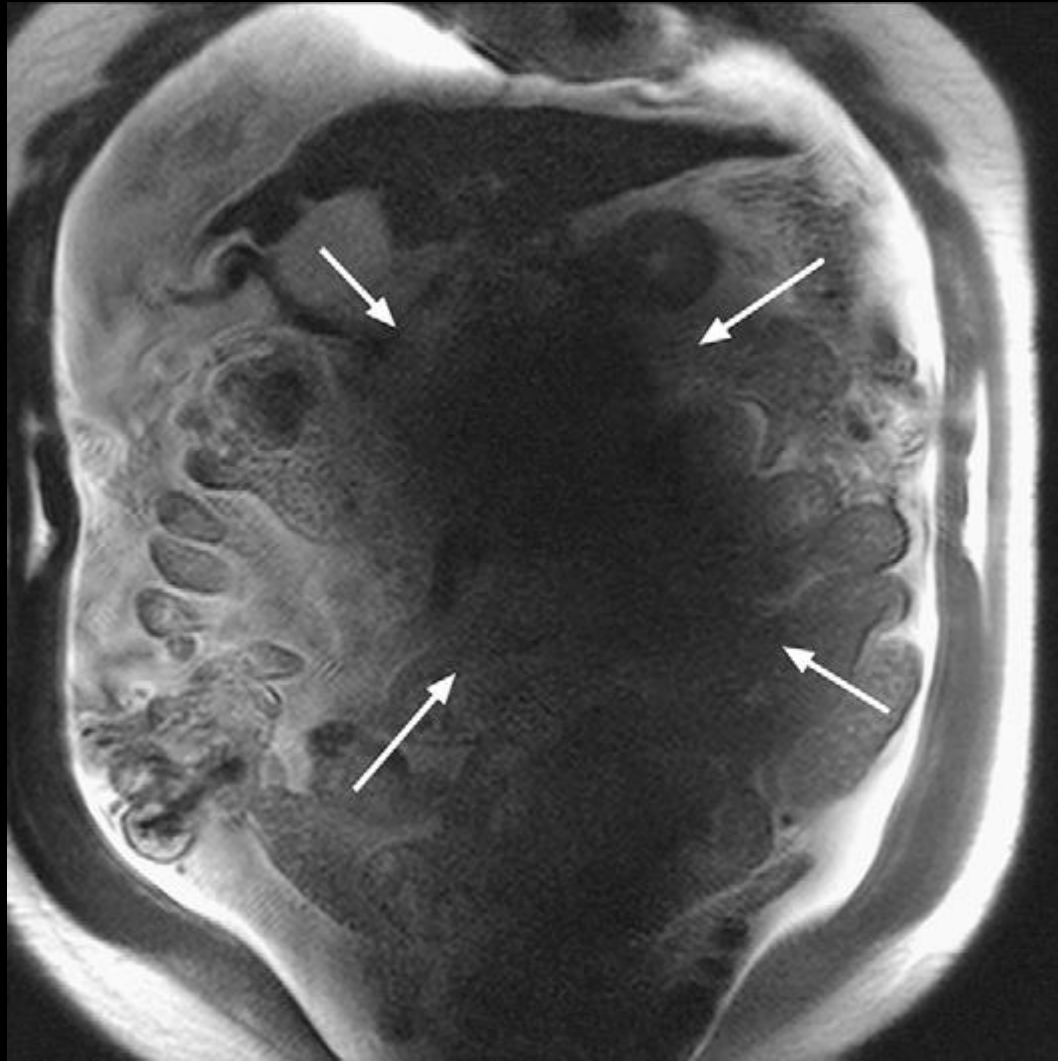
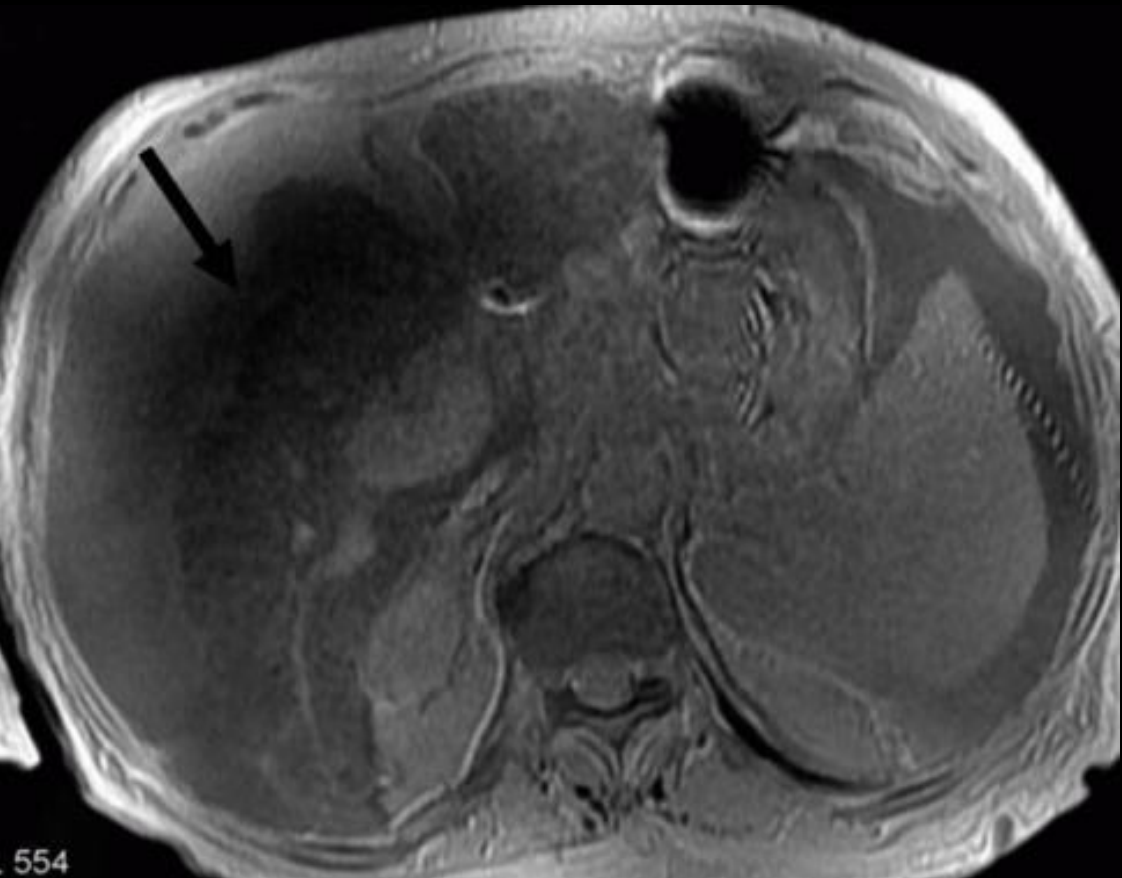
ARTEFAKTY

- Špatná kalibrace SENSE



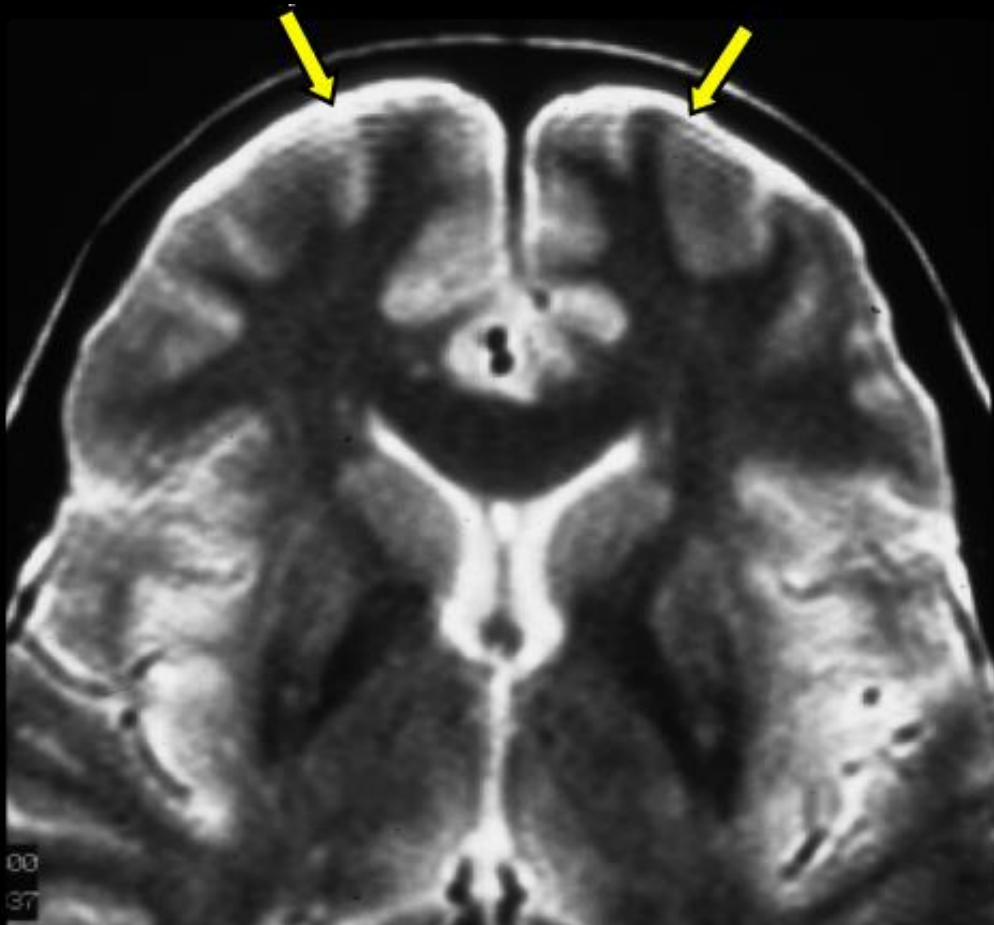
ARTEFAKTY

- Dielektrický efekt



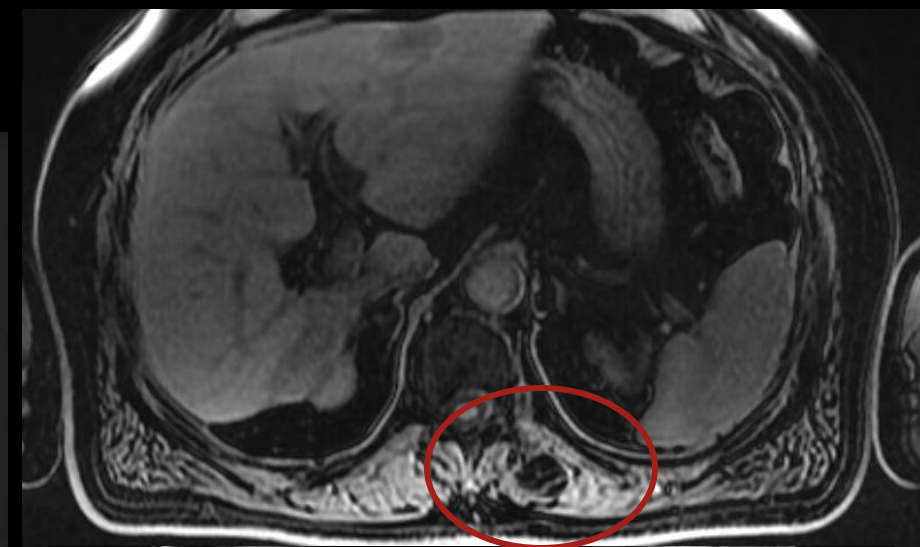
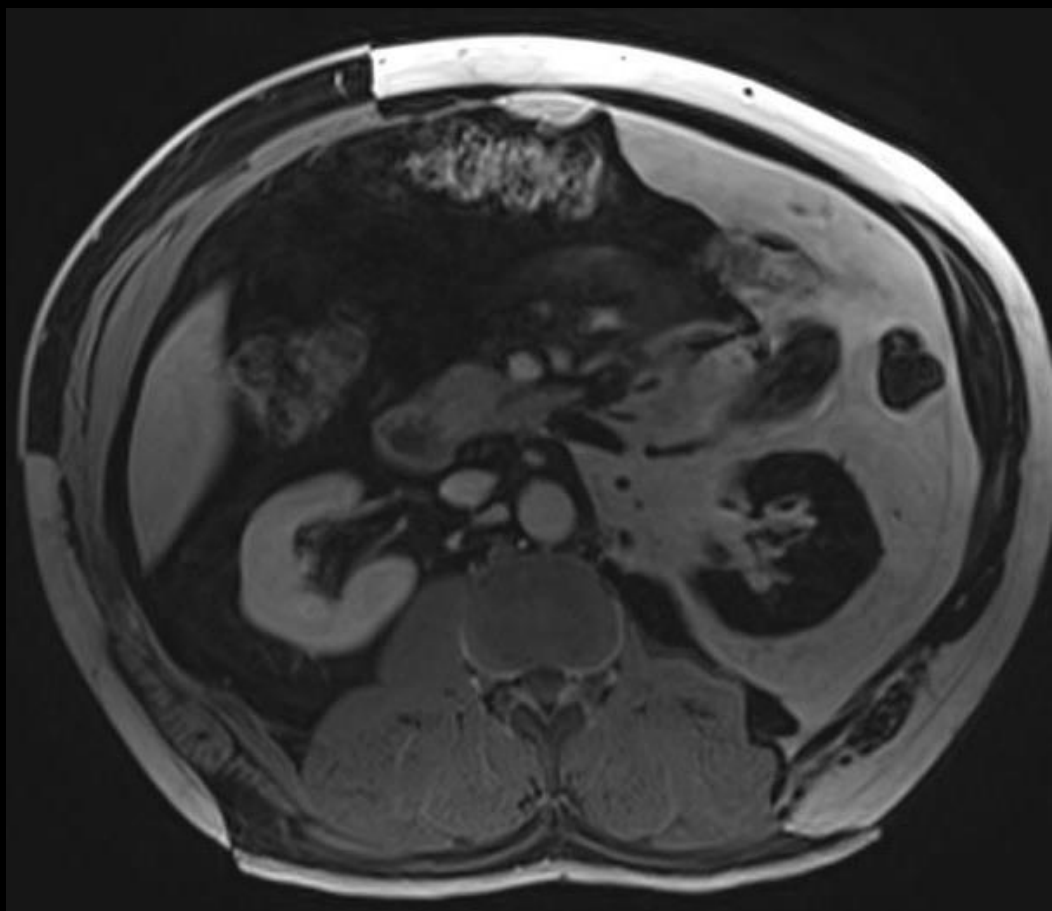
ARTEFAKTY

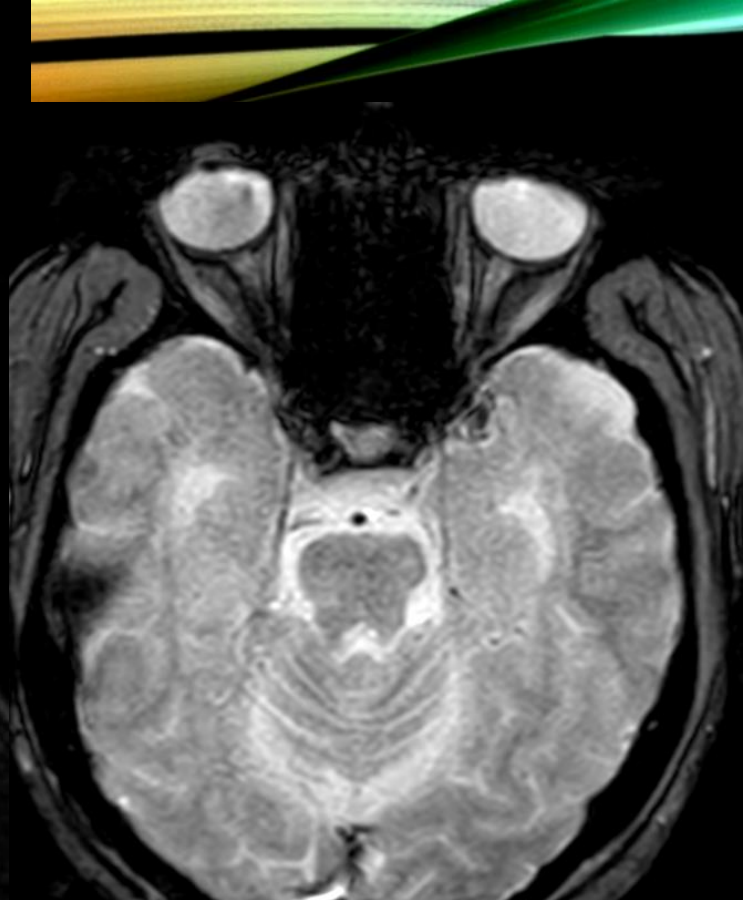
- Gibbsův



ARTEFAKTY

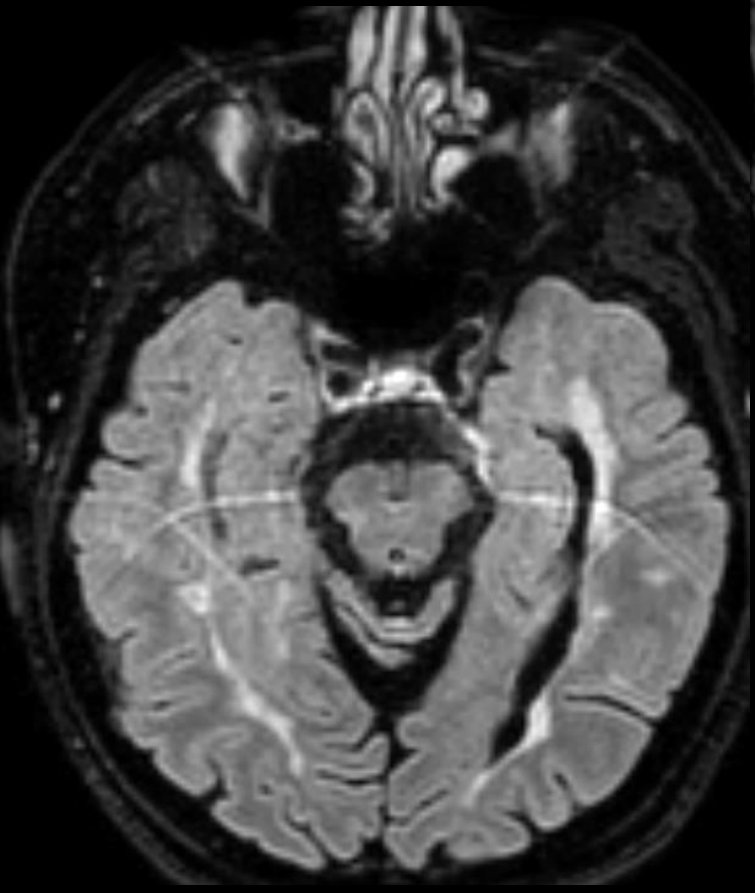
- Dixon





ARTEFAKTY

- Lidská chyba



KONTRASTNÍ LÁTKY

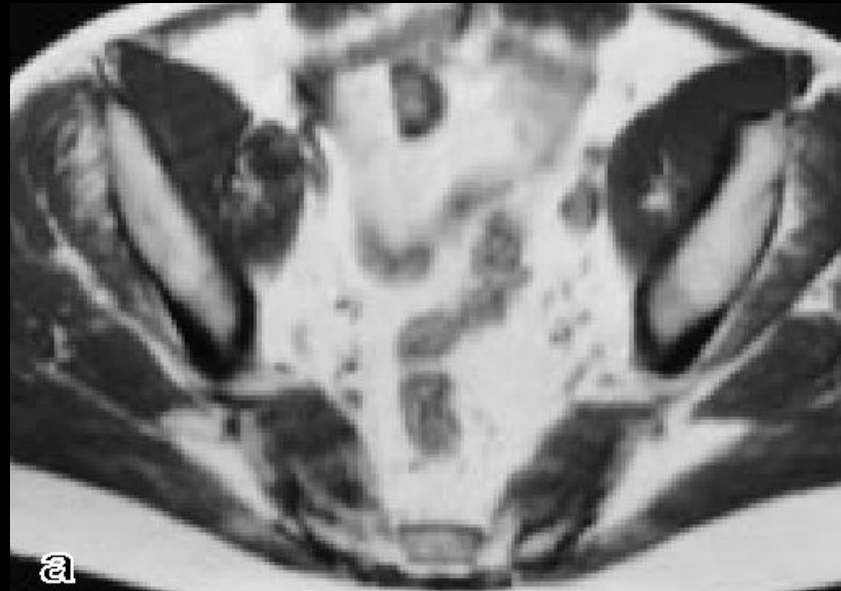
- Pozitivní KL
 - Minerální oleje
 - Polyestery sacharózy
 - Protony krátké T_1 časy => pozitivní signál na T_1



KONTRASTNÍ LÁTKY

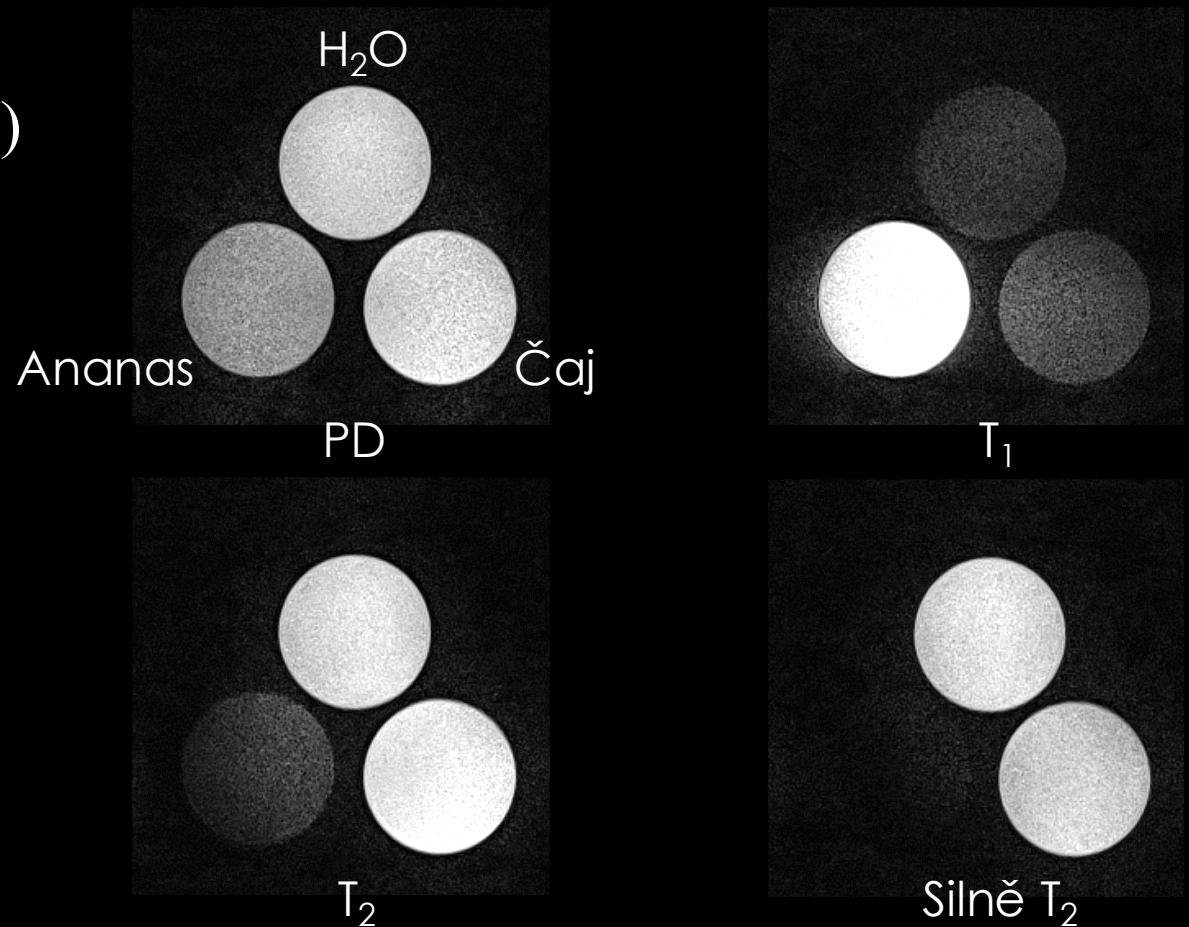
- Negativní KL
 - Plyny (CO_2 , vzduch)
 - Kaolinové kaše
 - Dehydratační činidla

- Rektálně aplikovaný Perflubron



KONTRASTNÍ LÁTKY

- Přirozené KL
 - Vysoký obsah Mn (ananasový džus)



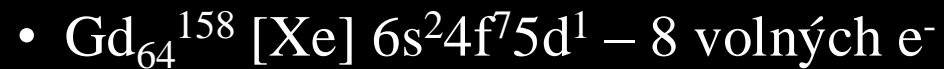
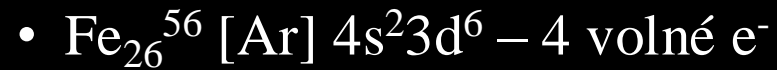
KONTRASTNÍ LÁTKY

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

KONTRASTNÍ LÁTKY

- Paramagnetická KL

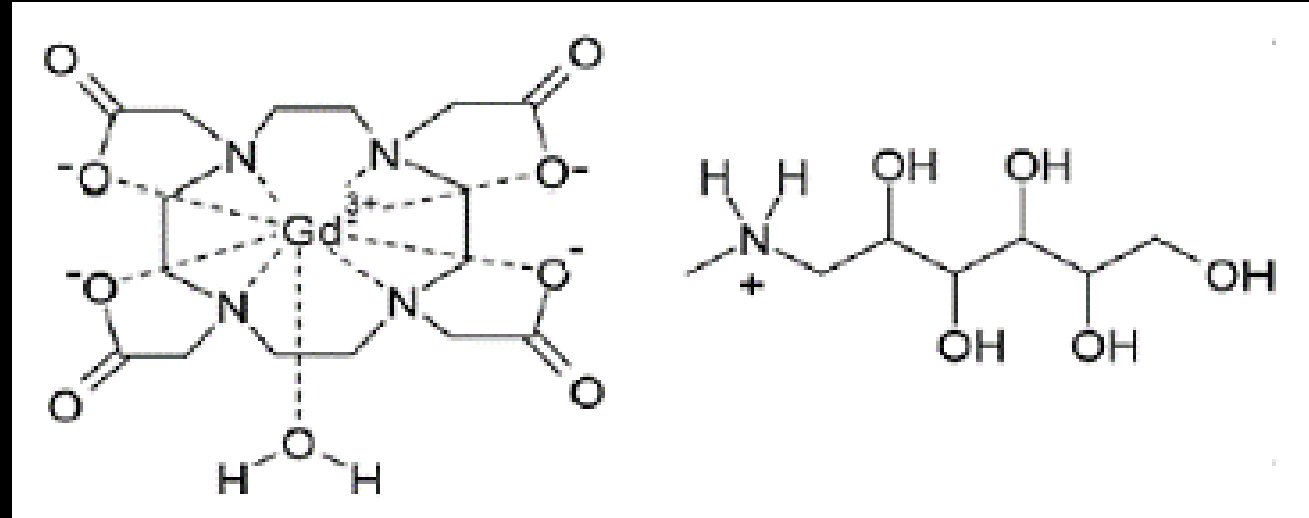
- El. Konfigurace



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

- Cheláty – koordinační vazby

- Např. Dotarem



KONTRASTNÍ LÁTKY

- Kontraindikace

- Těhotenství
- Kojení
- Onemocnění ledvin
- Přecitlivělost na složku KL

- Vedlejší účinky

- Výrazně méně oproti jodovým
- Bolesti hlavy, vyrážky, ztížené dýchání
- Alergické reakce
- Systémová nefrogení fibróza

- Nedoporučuje se používat lineární neiontové KL

- Termodynamická stabilita - pK_{therm}

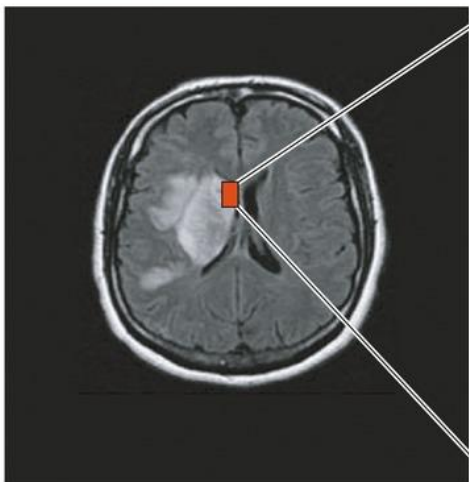
- | | | |
|--------------|------|-----------------------|
| • Dotarem | 25.6 | (cyklický, iontový) |
| • Prohance | 23.8 | (cyklický, neiontový) |
| • Primovist | 23.5 | (lineární, iontový) |
| • Multihance | 22.6 | (lineární, iontový) |
| • Magnevist | 22.1 | (lineární, iontový) |
| • Gadovist | 21.8 | (cyklický, neiontový) |
| • Omniscan | 16.9 | (lineární, neiontový) |
| • Optimark | 16.6 | (lineární, neiontový) |

nízké riziko

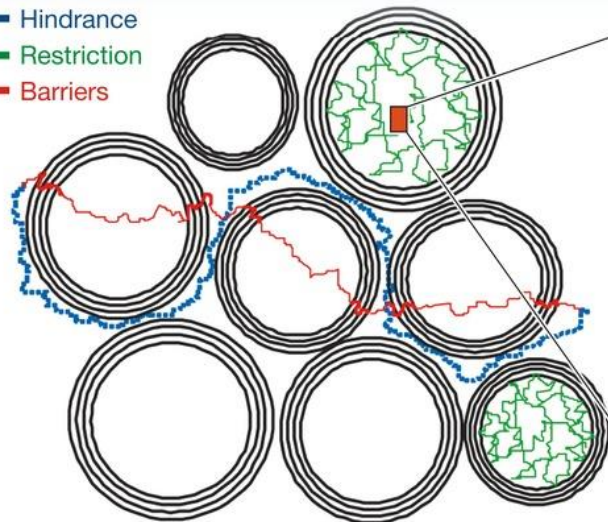
vysoké riziko

A**IMAGE LEVEL**

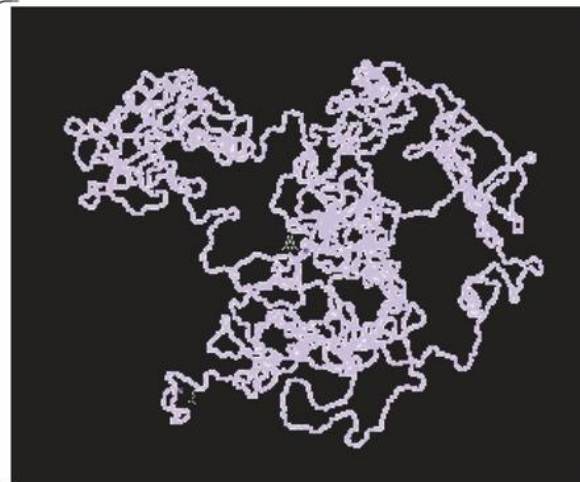
Diffusion-weighted MRI image

**TISSUE/CELL LEVEL**

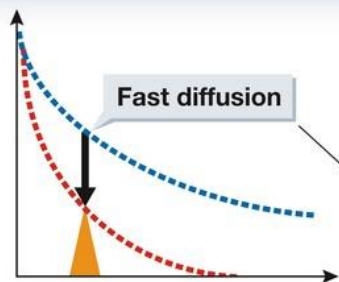
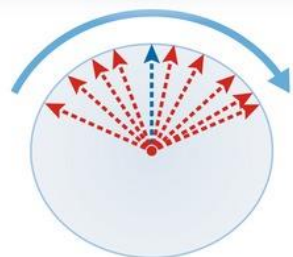
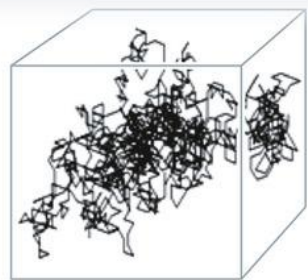
- Hindrance
- Restriction
- Barriers

**MOLECULAR LEVEL**

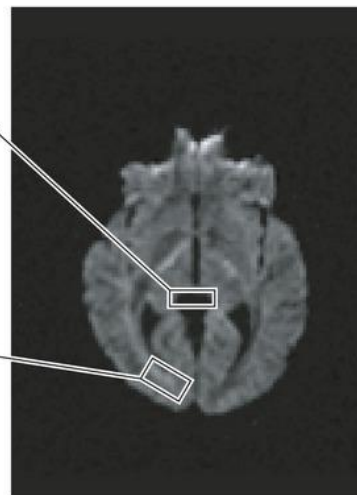
Random walk



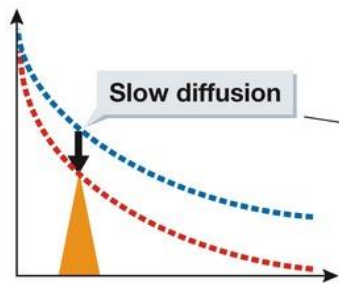
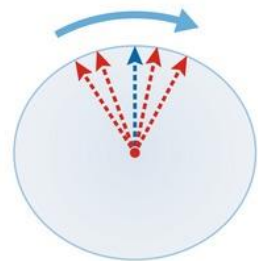
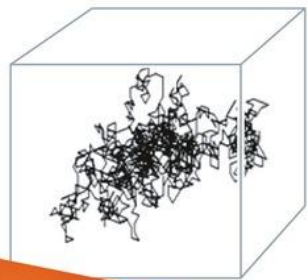
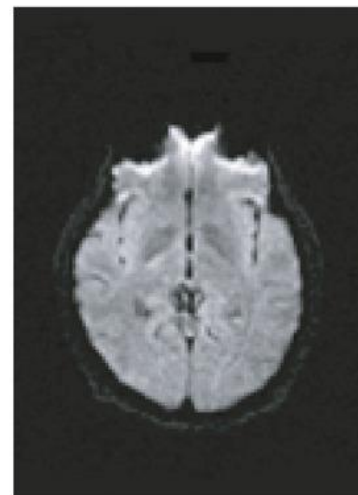
DIFUSNÍ ZOBRAZENÍ

B

Diffusion-weighted MRI image



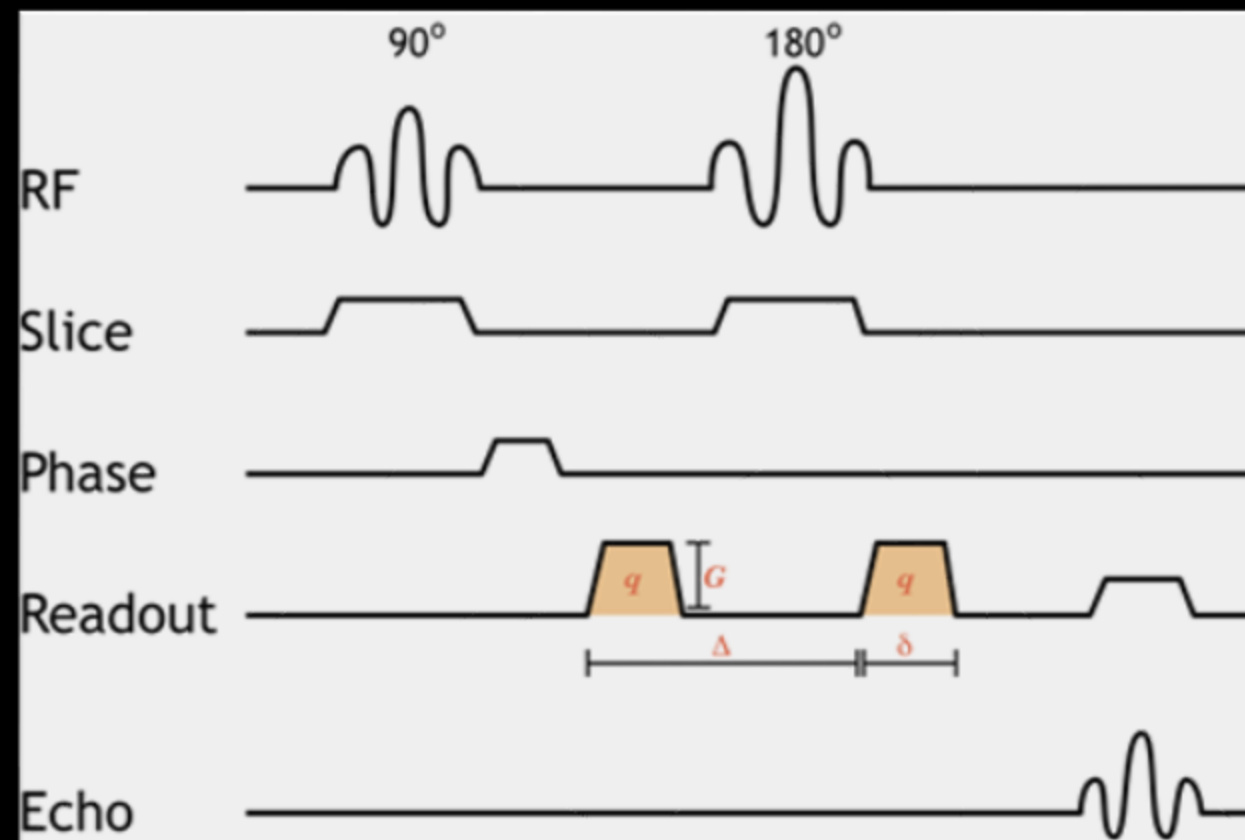
Standard MRI image



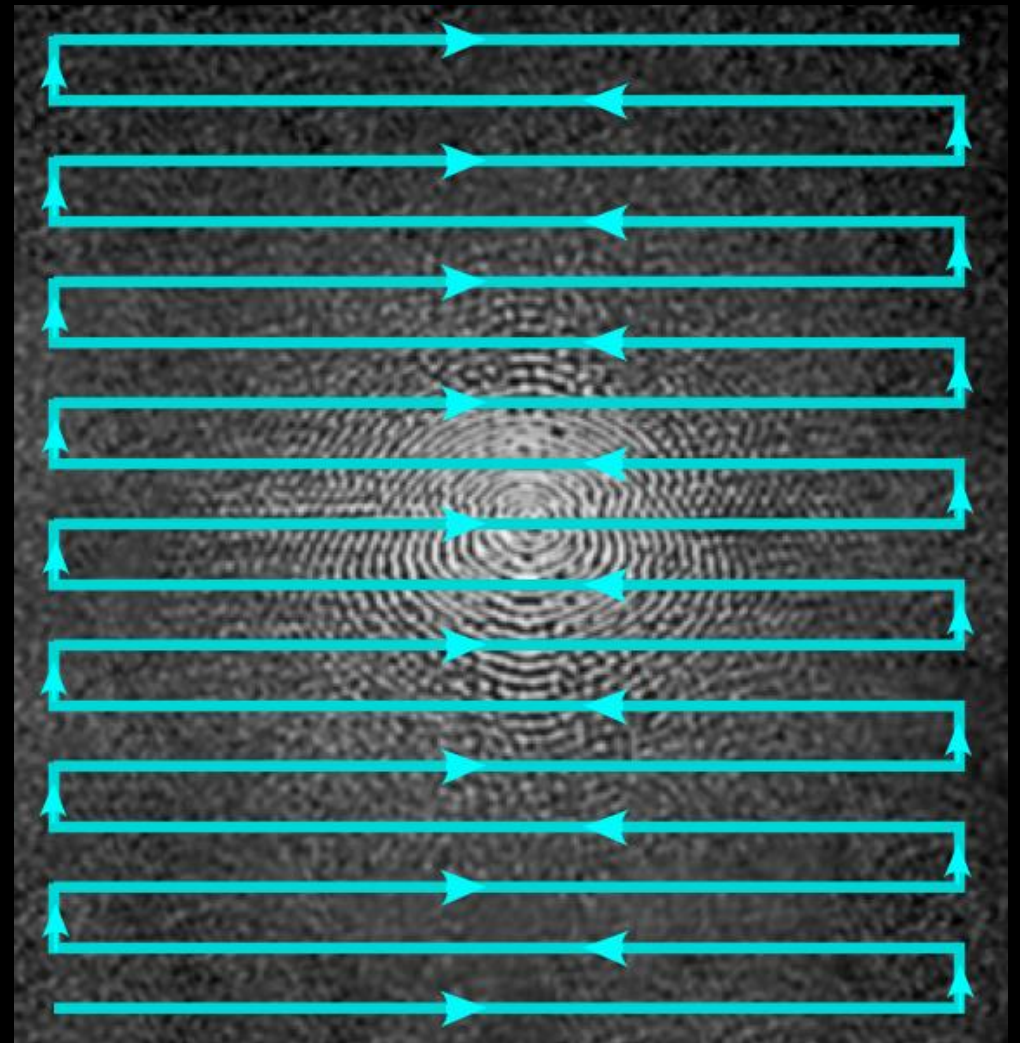
Magnetic field gradient

DWI

- Difúzní vážení přidavnými gradienty
- Kvalita grad. vybavení stroje
- Max. amplituda (G) 40-80 mT/m
- Rychlost náběhu 80-200 T/m/s
- $b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right)$
- $b = 0 - 1500 \text{ s/mm}^2$ klinické
- $b = 0 - 4000 \text{ s/mm}^2$ vědecké
- Rychlý náběr ($\sim 100 \text{ ms}$)

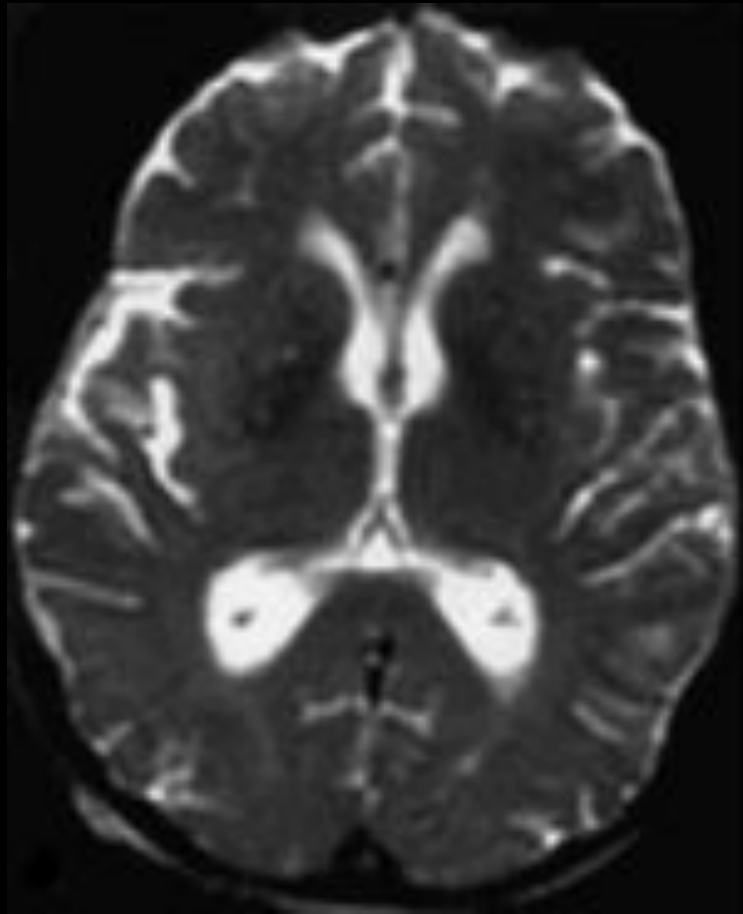


DWI – SS EPI

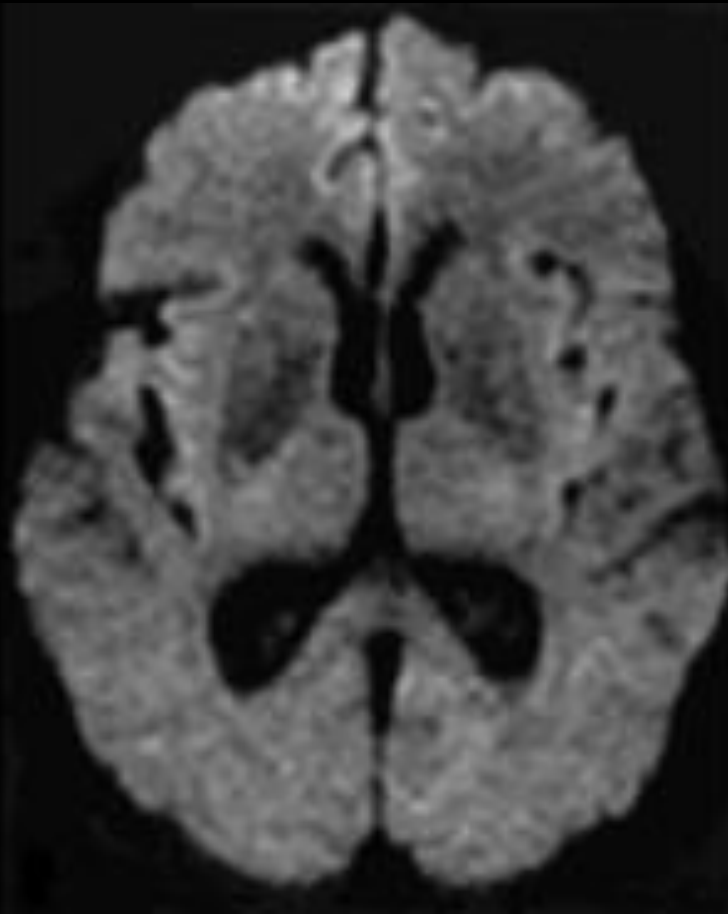


DWI – ADC

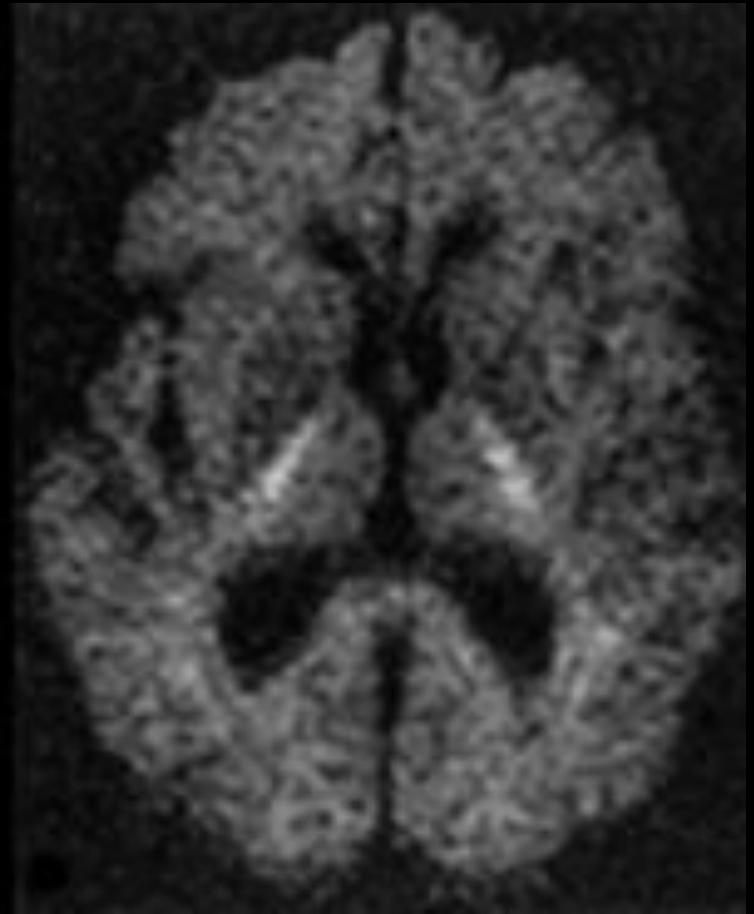
b = 0



b = 1000 s/mm²



b = 3000 s/mm²



DWI - ADC

- $S = S_0 e^{-b ADC} \Rightarrow -\frac{1}{b} \ln\left(\frac{S}{S_0}\right) = ADC$

- **Mozek**

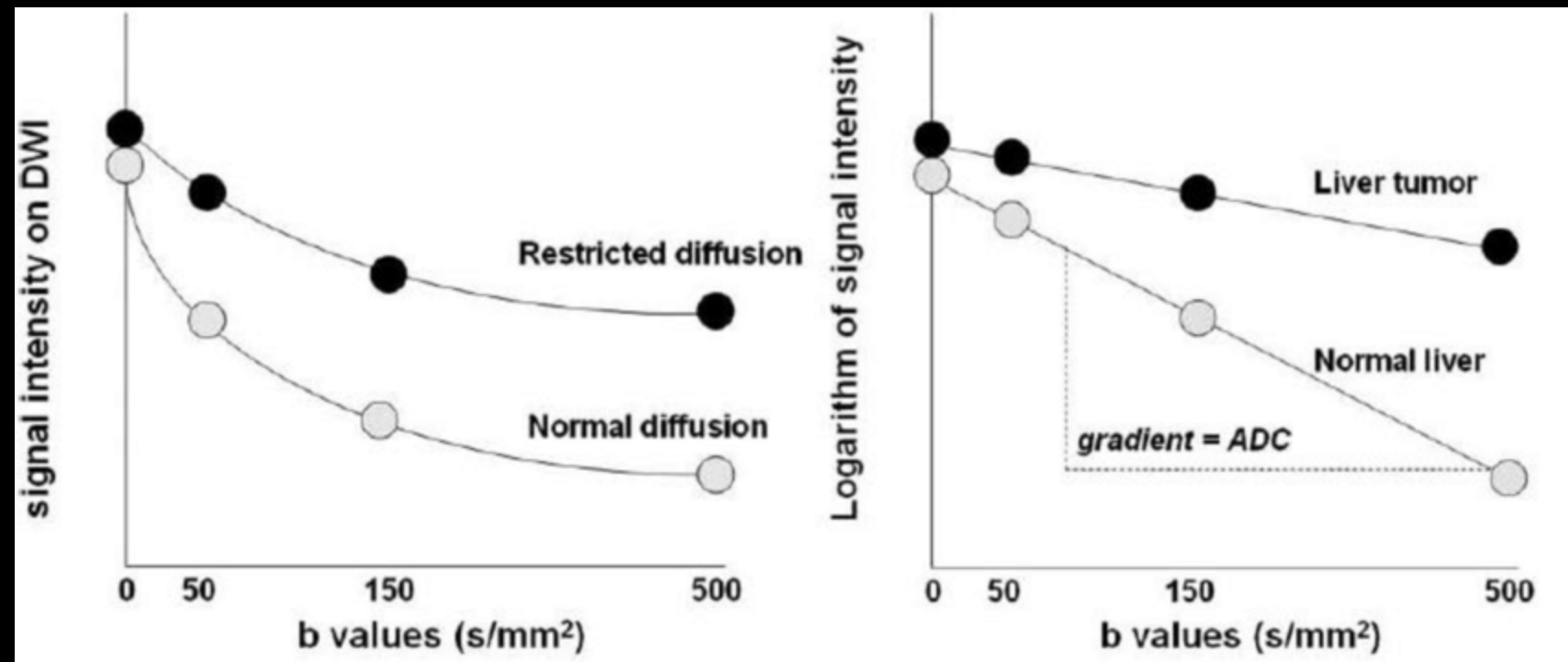
- $S_0 \Rightarrow b = 0$
- $S \Rightarrow b = 1000$

- **Tělo:**

- $S_0 \Rightarrow b = 50$
- $S \Rightarrow b = 800$

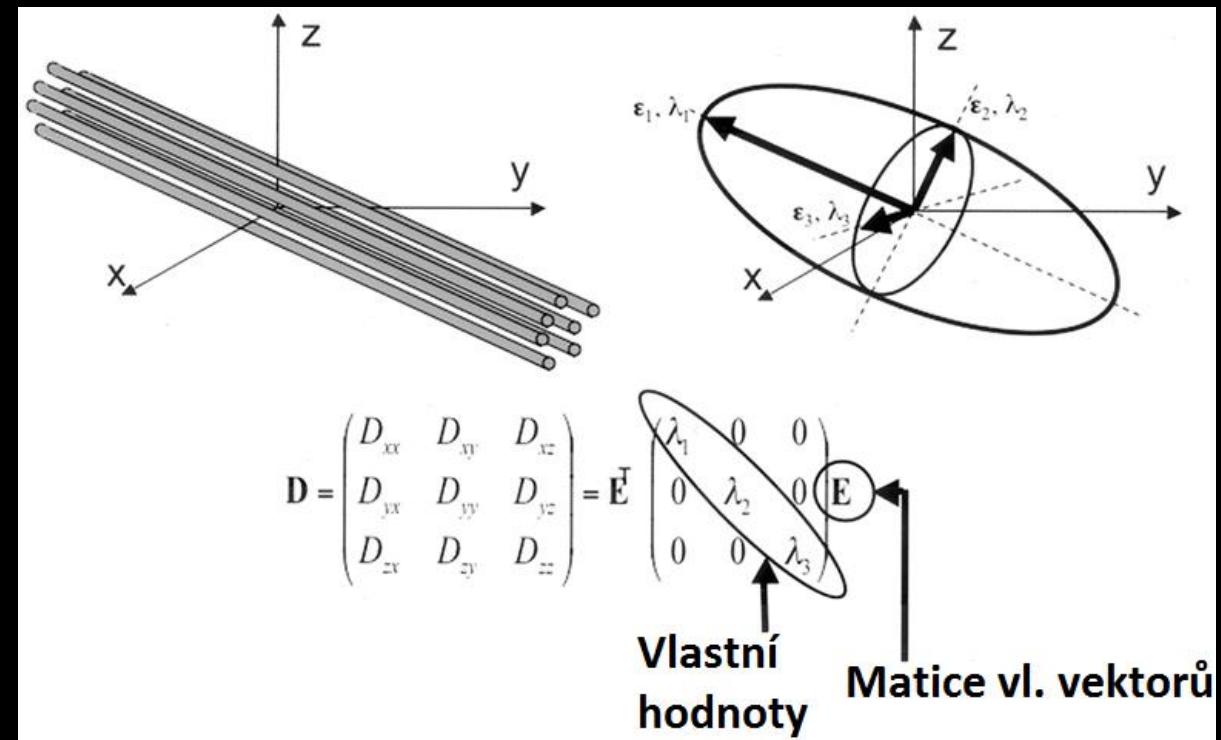
- **Prostata:**

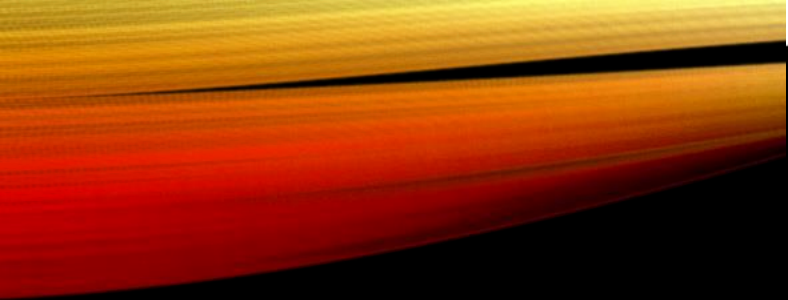
- $S_0 \Rightarrow b = 0$
- $S \Rightarrow b > 1500$



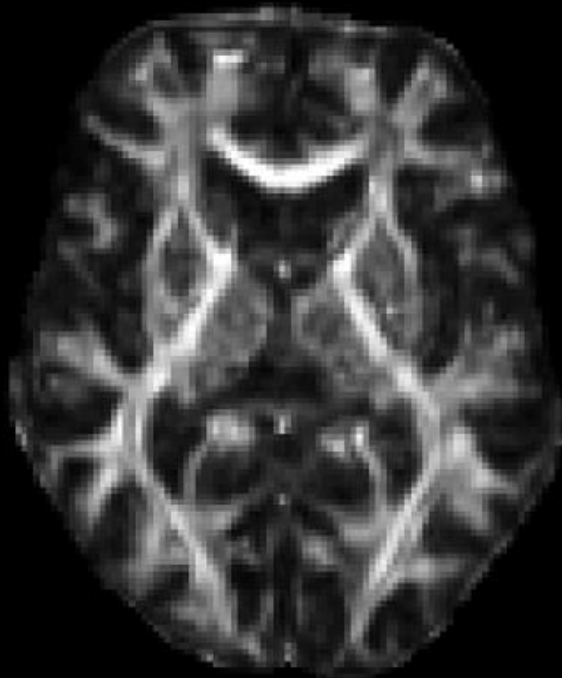
DTI

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

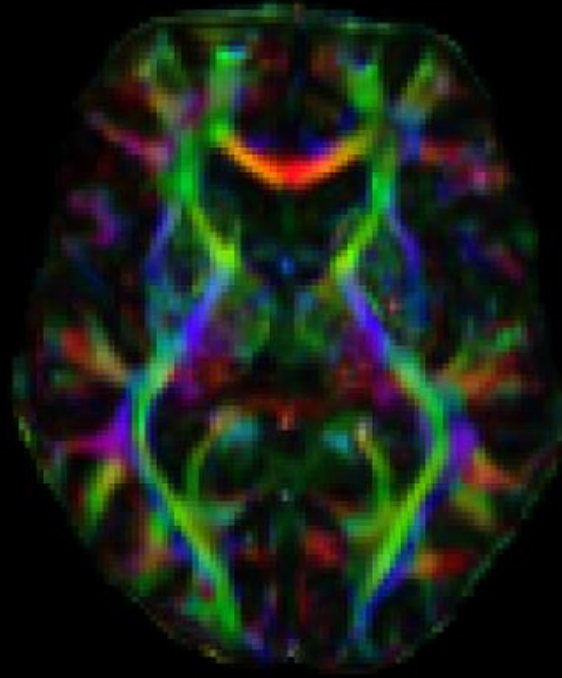




DTI FA



DTI FA color



DTI MD



• Skalární parametry

	Unit of measure	Formula	Object measured
FA	Scalar value ranging between 0-1	$\frac{\sqrt{1}}{\sqrt{2}} \frac{\sqrt{(\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_2 - \lambda_3)^2 + (\lambda_3 - \lambda_1)^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$	Fibers directionality/axonal loss
MD	mm ² /sec	$(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$	Amount of water diffusion/myelin loss
AD	mm ² /sec	λ_1	Diffusivity parallel to the fibers/myelin and axonal content
RD	mm ² /sec	$(\lambda_2 + \lambda_3)/2$	Diffusivity perpendicular to the fibers/myelin content

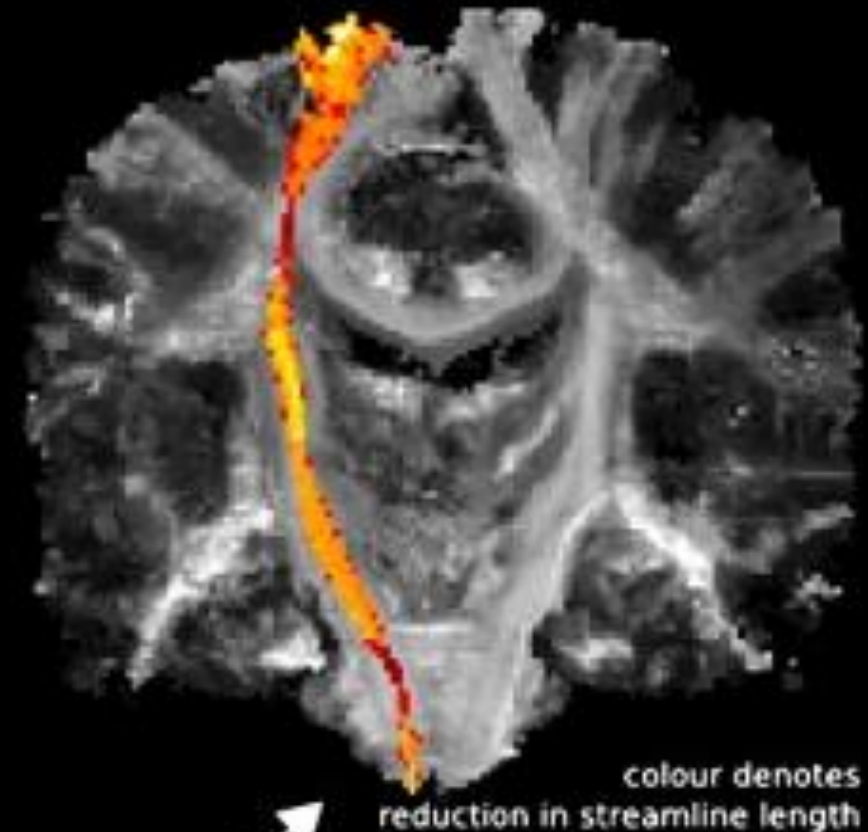
FA: fractional anisotropy; MD: mean diffusivity; AD: axial diffusivity; RD: radial diffusivity; mm: millimeters; sec: second.

- Traktografie

wholebrain diffusion tractography



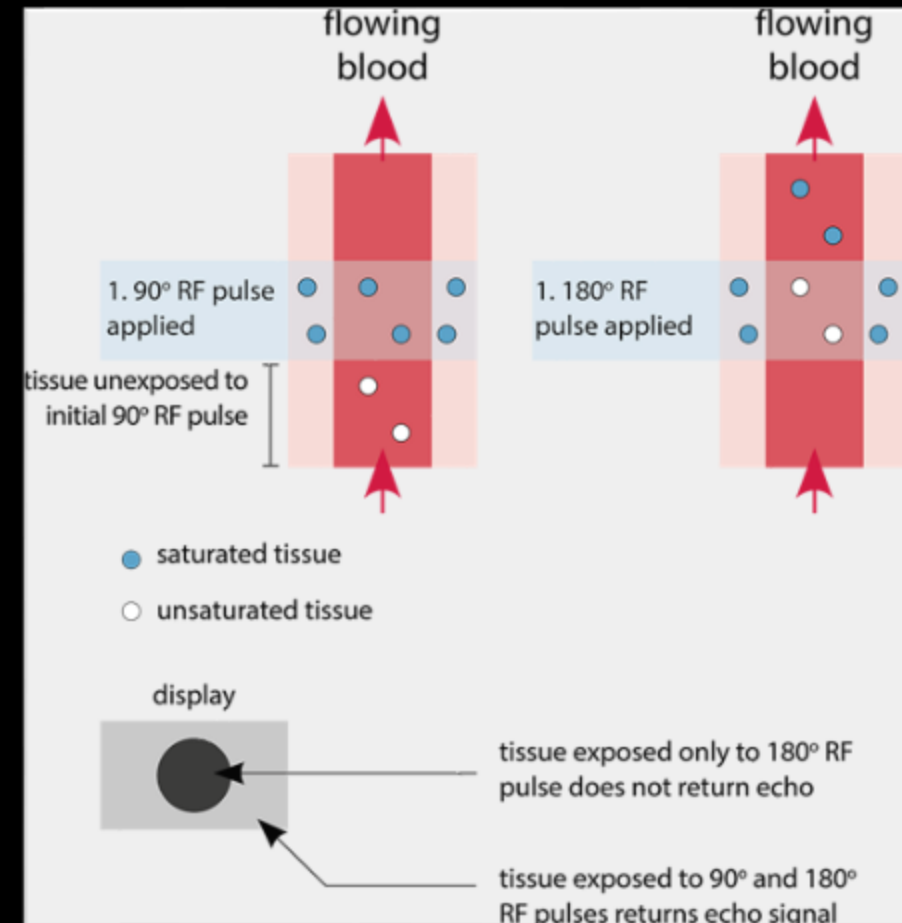
average length of streamlines
in every voxel



small injury causes reduction
in streamline length along
entire tract

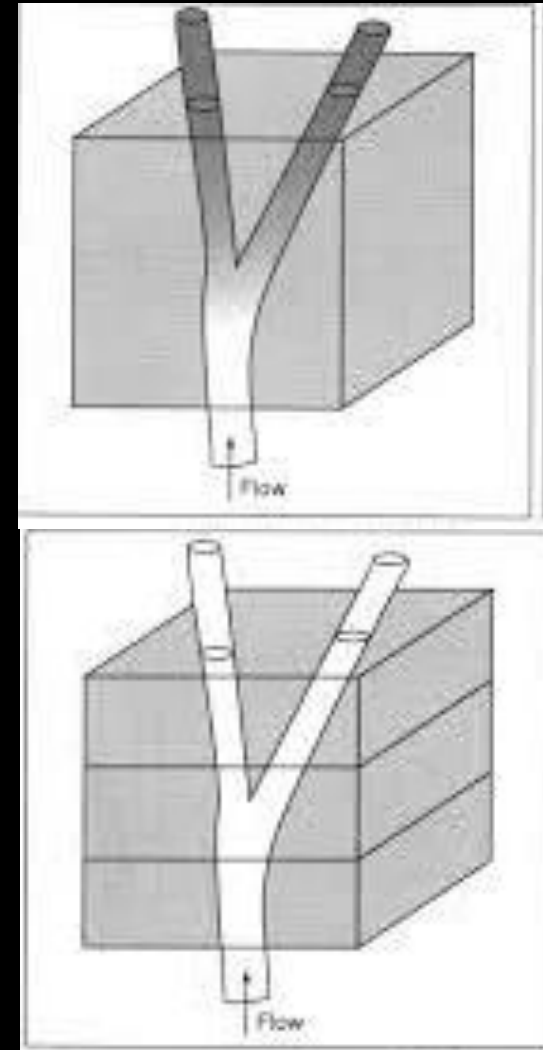
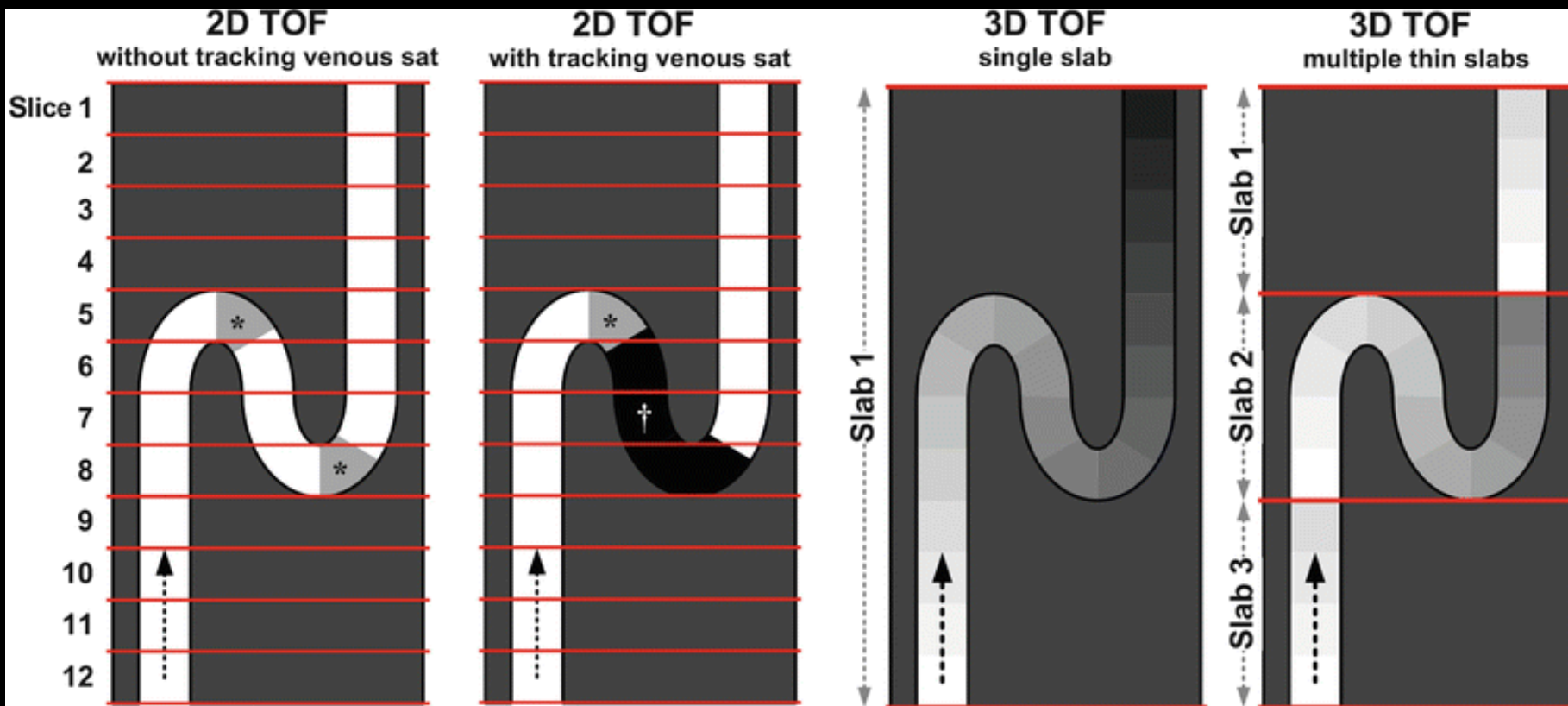
MRA

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



MRA - TOF

- Vliv směru toku



MRA - TOF

- TE = min
- TR 20 – 50 ms
- α 10° - 40°

$\alpha = 10^\circ$



$\alpha = 20^\circ$

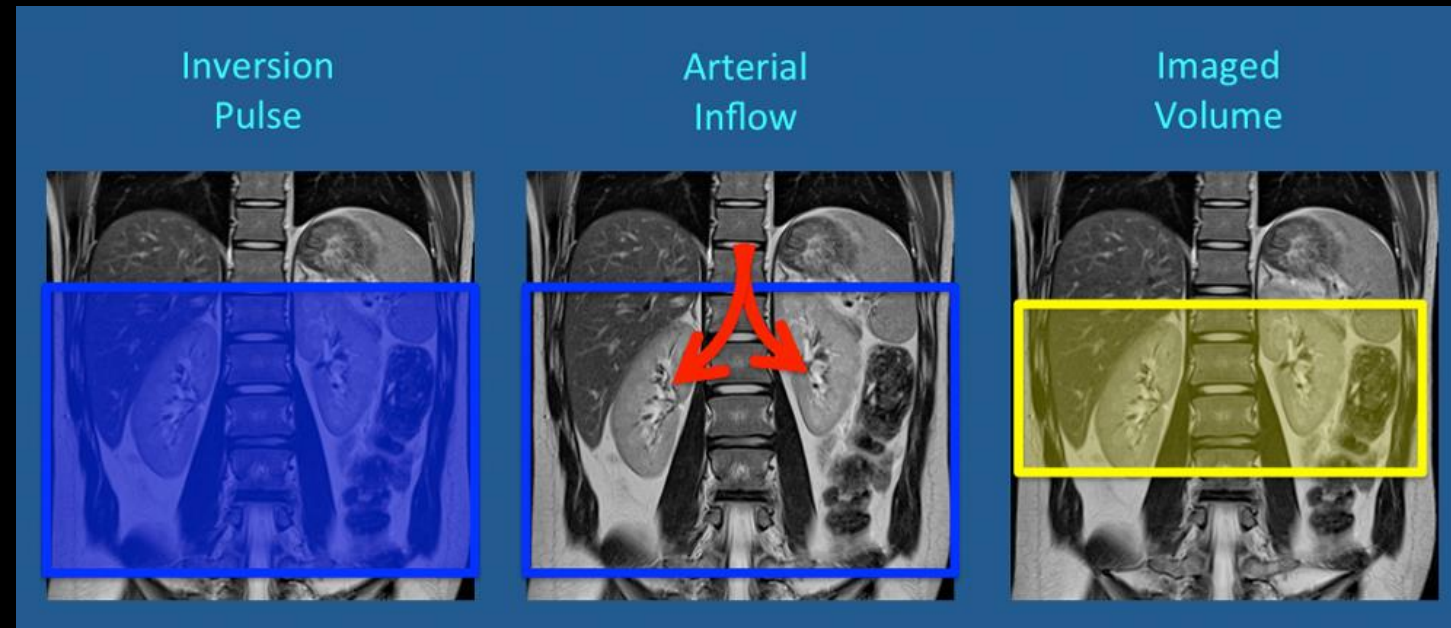
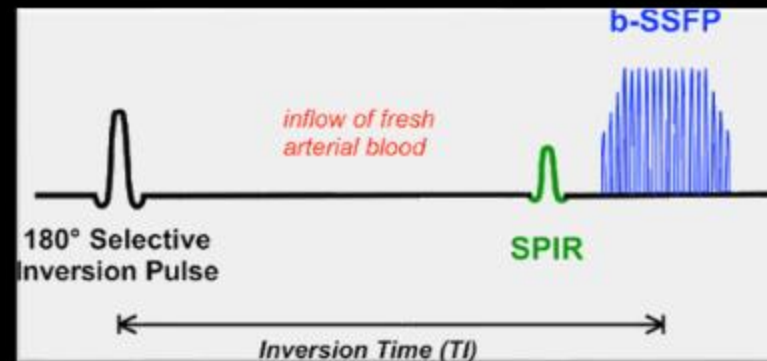


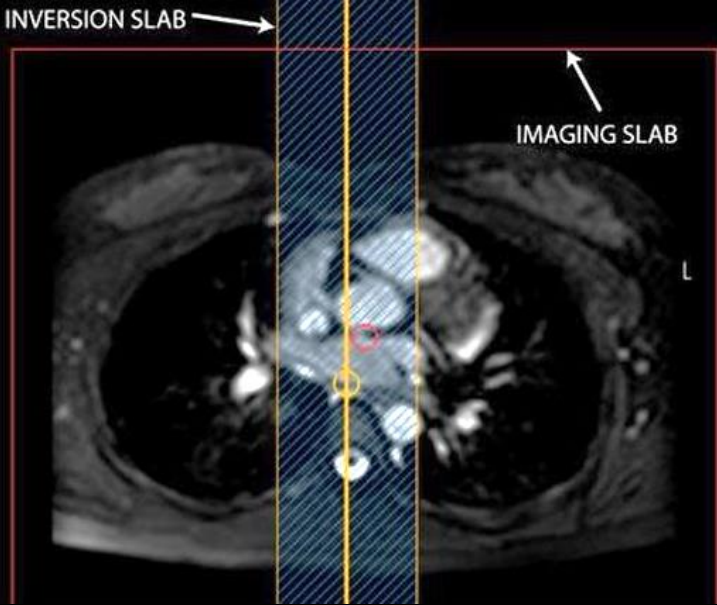
$\alpha = 40^\circ$



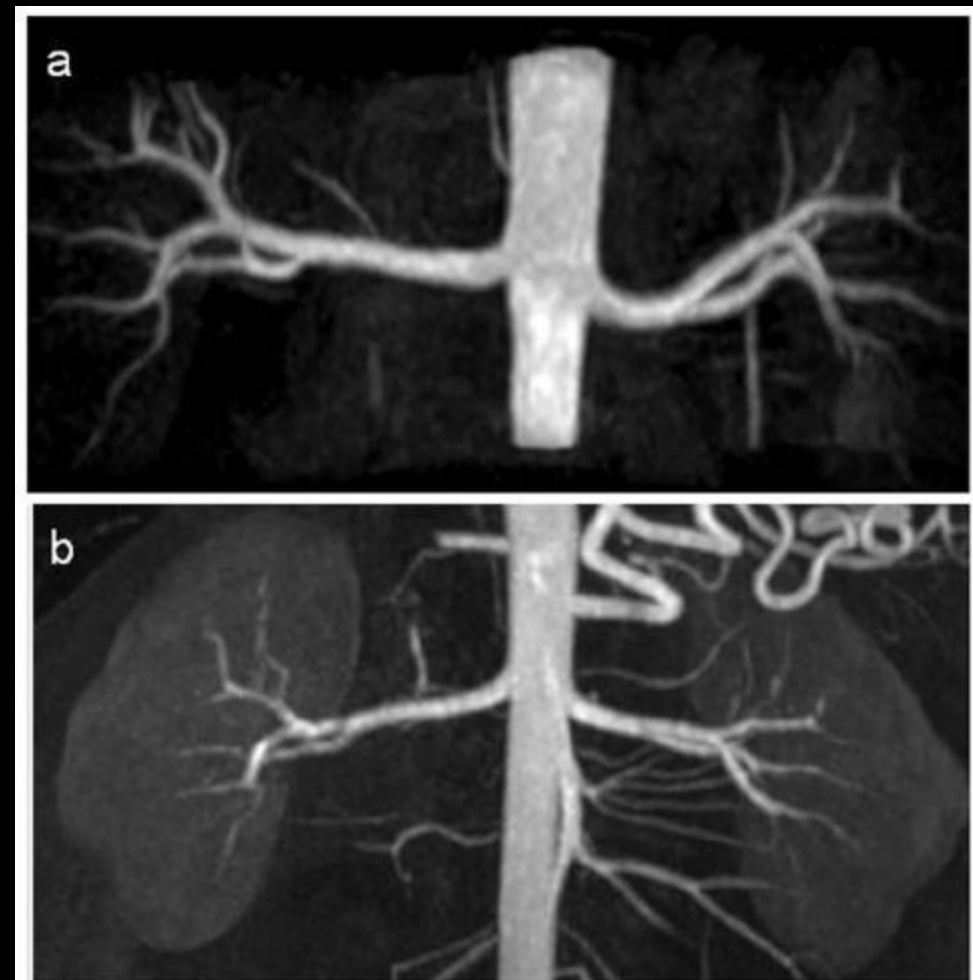
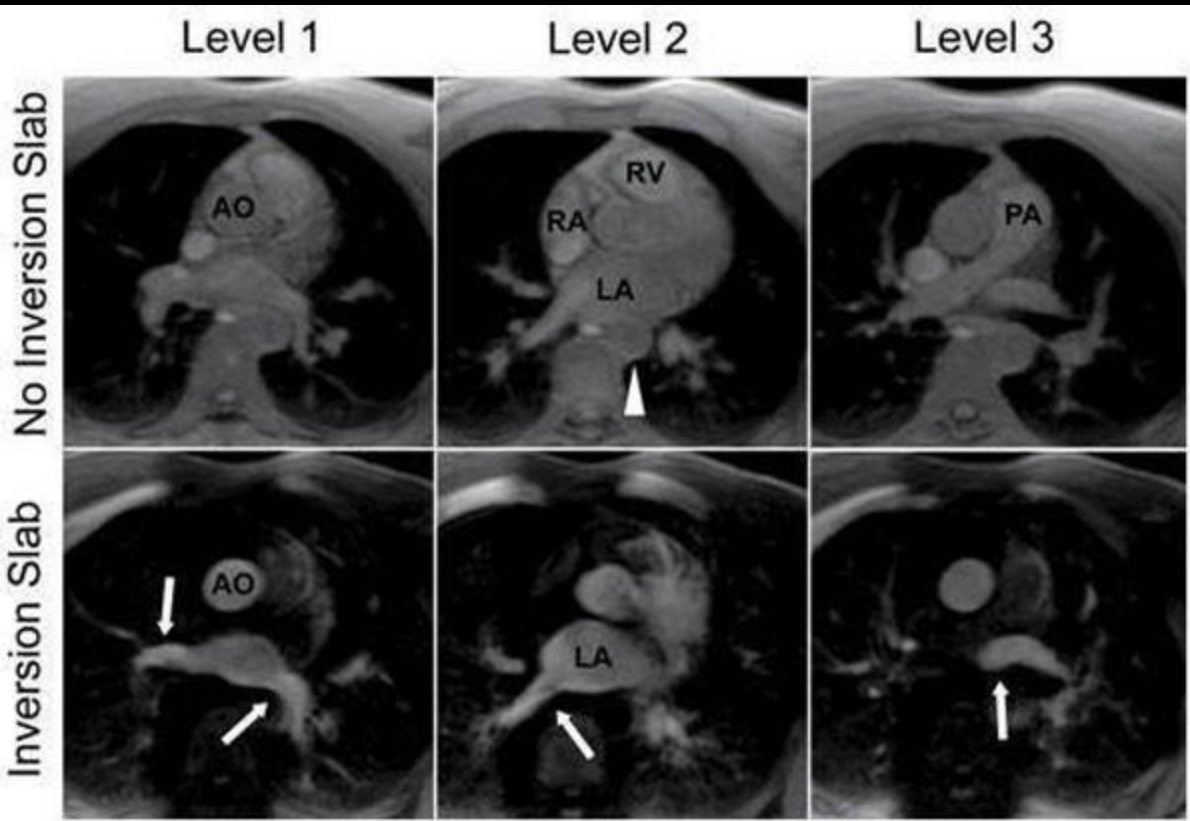
MRA – BFFE/FIESTA

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



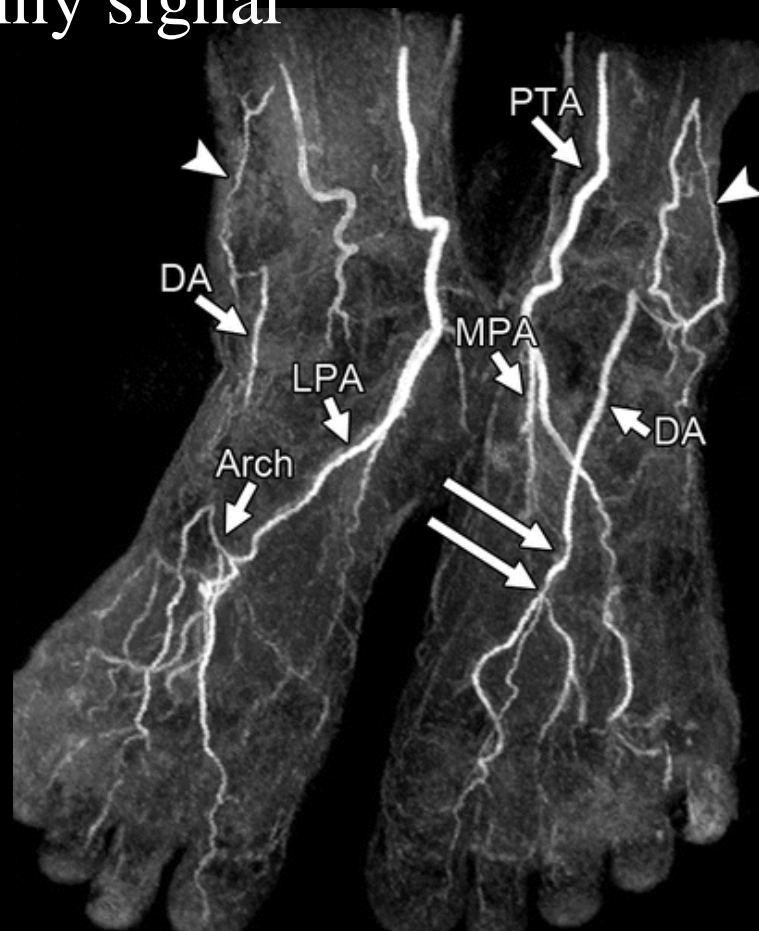
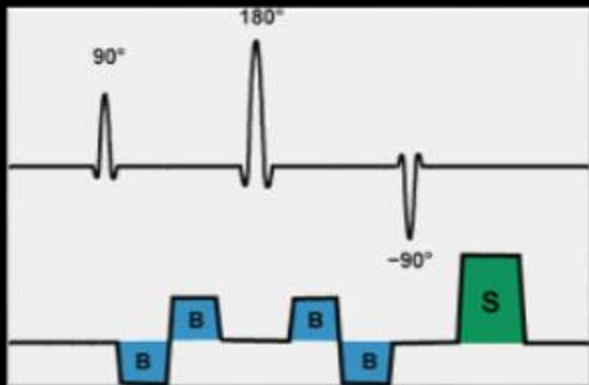


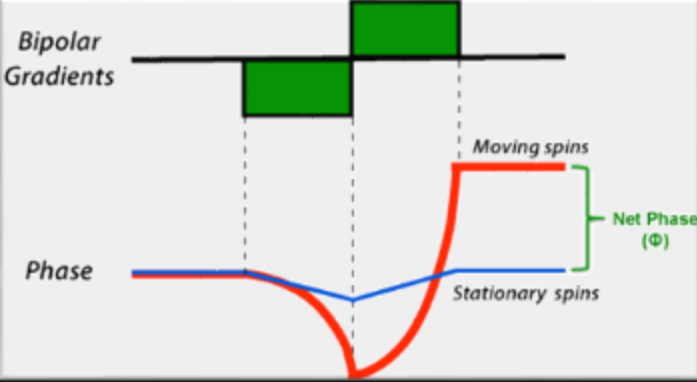
MRA – BFFE/FIESTA



PERIFERNÍ MRA

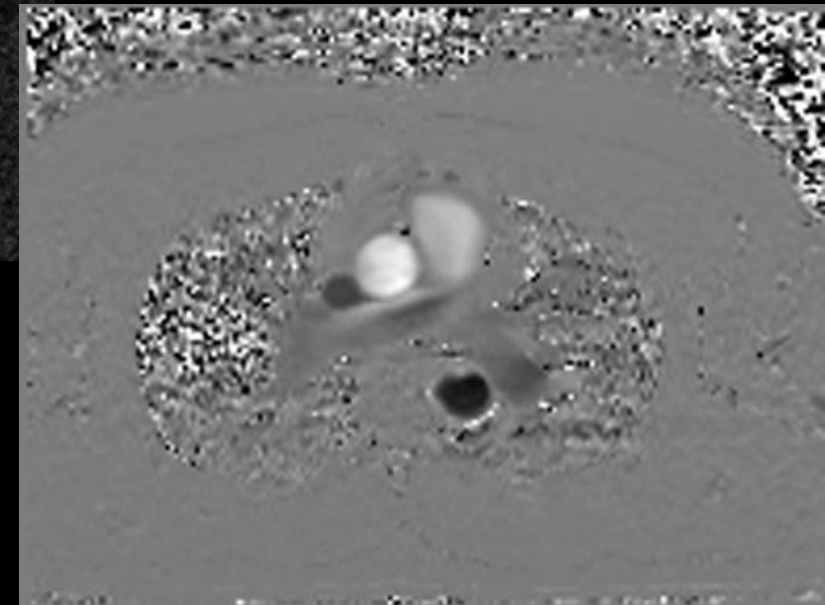
- Krev v sys. A dias. Rozdílný signál
- Subtrakce
- Trigování s EKG
- Zásadní je pulzace





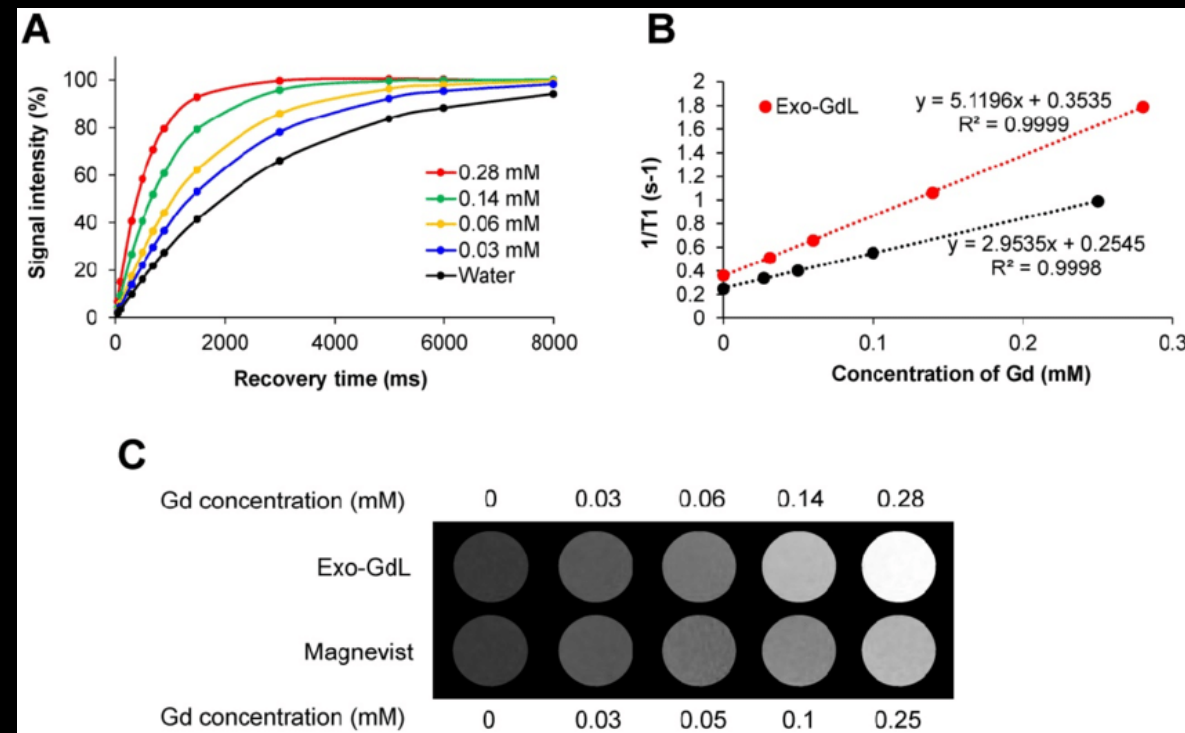
MRA – FÁZOVÝ KONTRAST

- 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, α
 - 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 α (>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

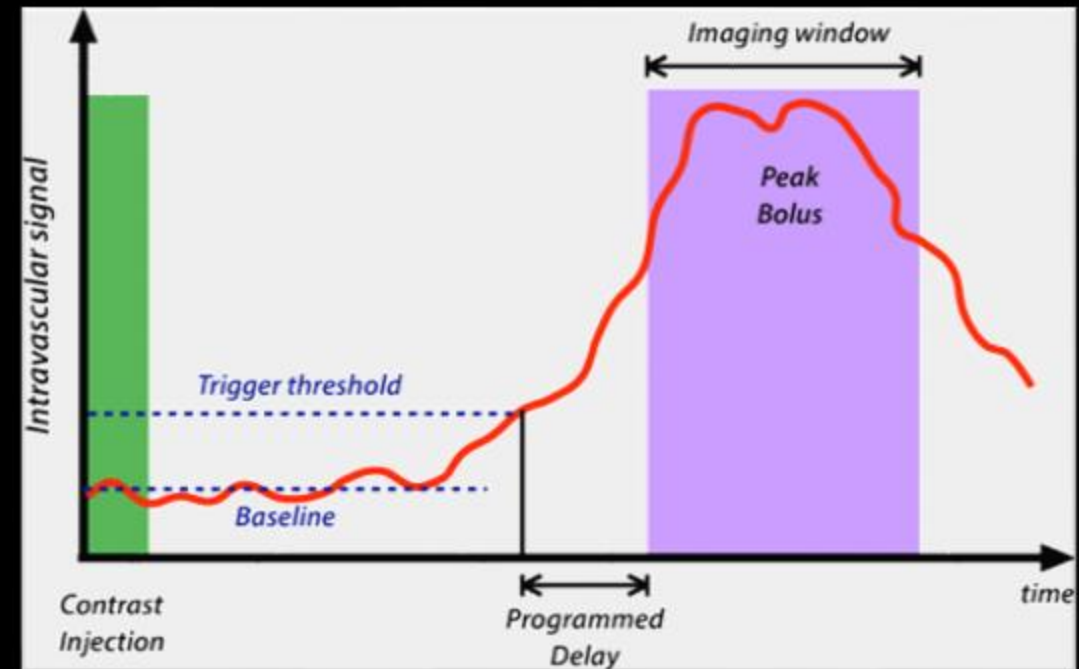
MRA – CE ČASOVÁNÍ

- 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

