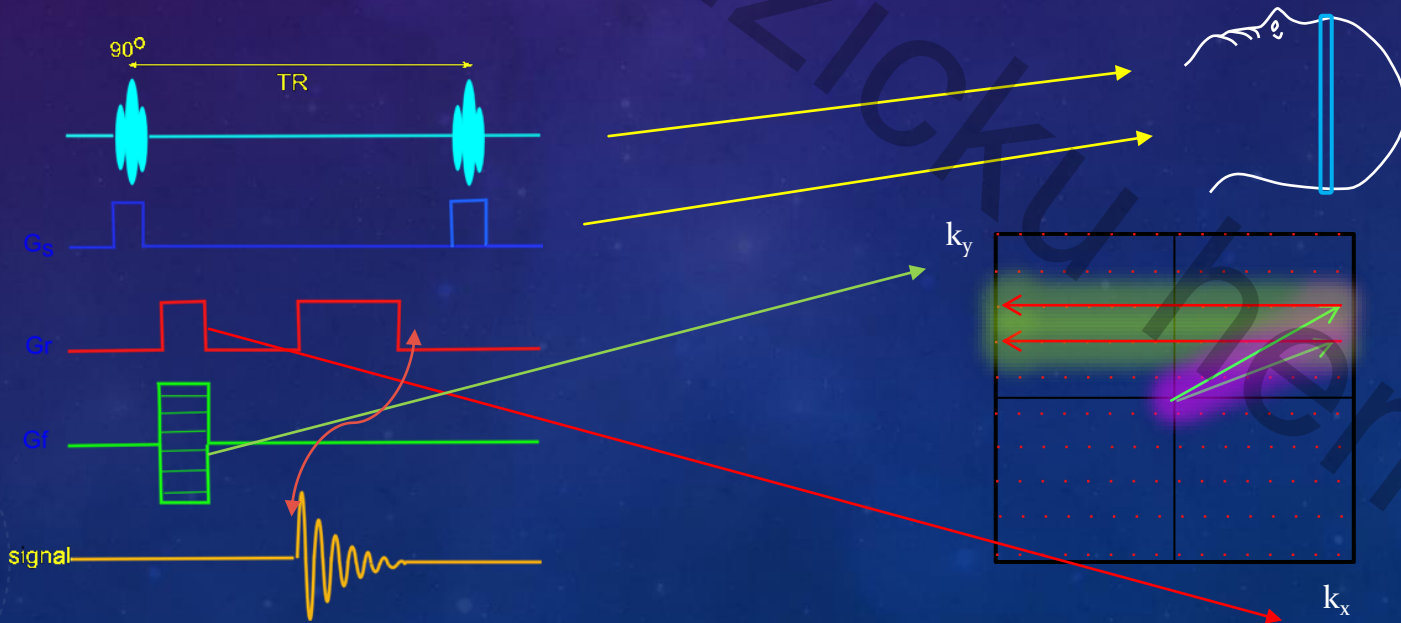


The background is a dark blue gradient with a starry pattern. It features several technical diagrams: a large circular scale on the left with numerical markings from 150 to 260; a circular diagram with arrows on the top right; and another circular diagram with arrows on the bottom left. A large, semi-transparent watermark in Cyrillic script, 'Физичку hemijju', is oriented diagonally across the page.

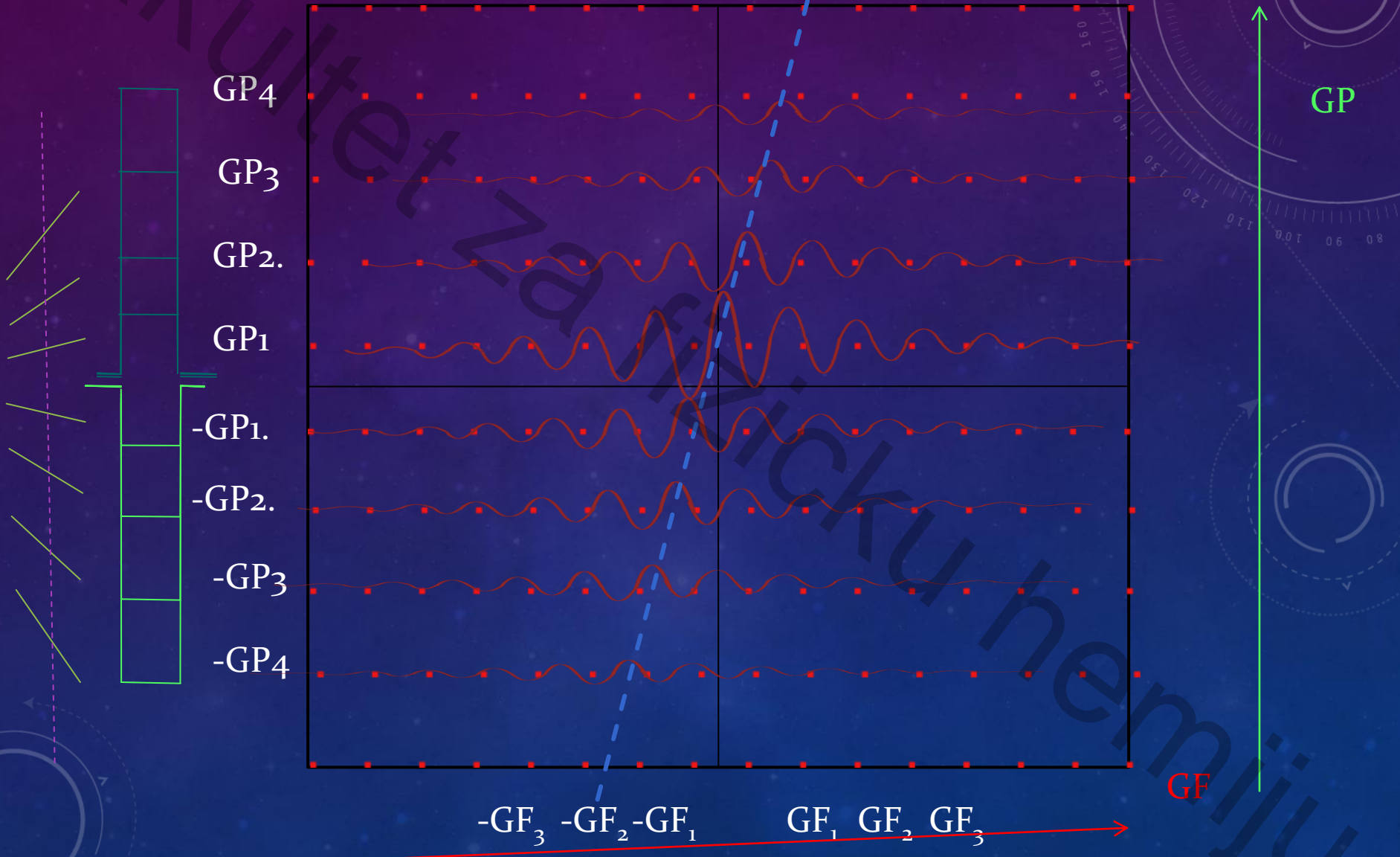
ПУЛСНЕ СЕКВЕНЦИЈЕ

ПУЛСНЕ СЕКВЕНЦИЈЕ – ОСНОВНИ ПОЈМОВИ

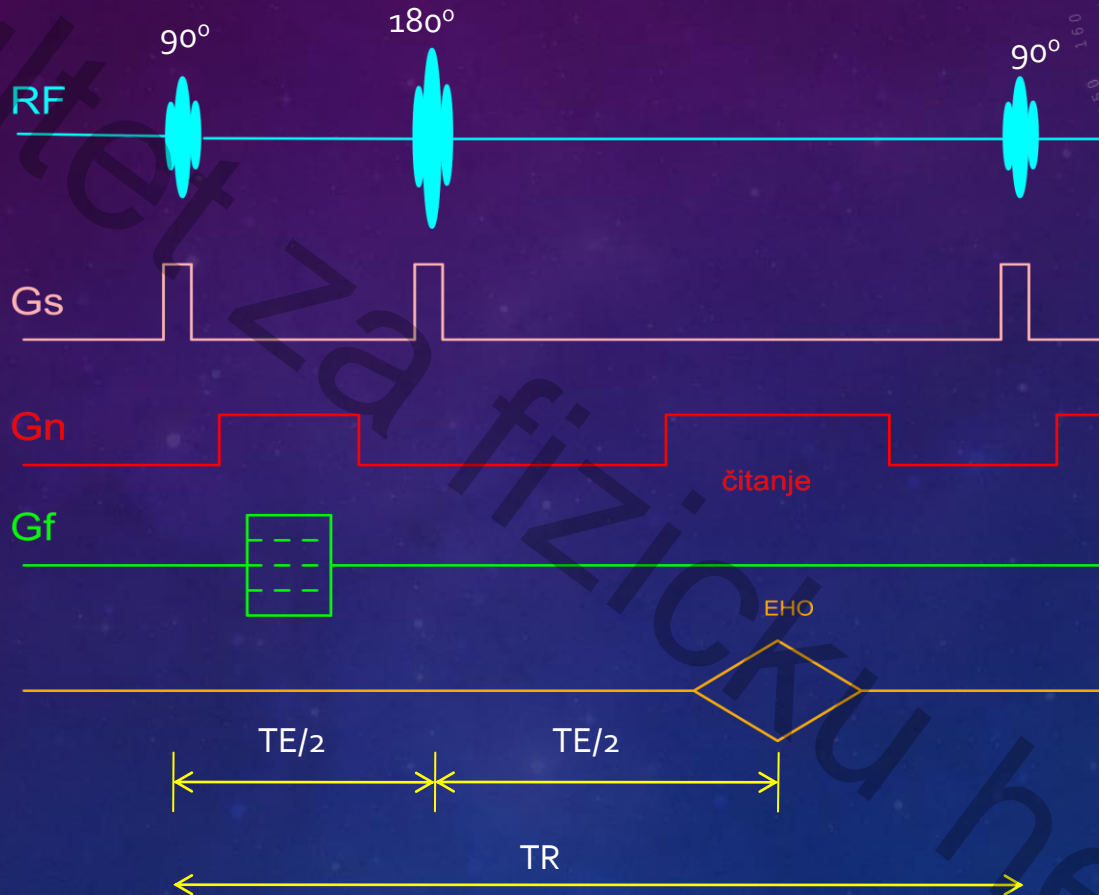
- Одређују редослед, поларитет, међусобни однос и трајање RF пулсева и градијената који се користе при формирању MRI слике.
- Обавезан је један радиофреквентни пулс од 90° (у случају градијент ехо секвенција обично је нижи - $40-70^\circ$) и три градијента који се примењују у пулсном режиму. У зависности од типа секвенције може бити присутно један или RF пулсева.
- Амплитуда и трајање градијентног пулса одређују позицију у k-простору.



ФАЗНО И ФРЕКВЕНТНО КОДИРАЈУЋИ ГРАДИЈЕНТИ У МР СЕКВЕНЦИЈИ



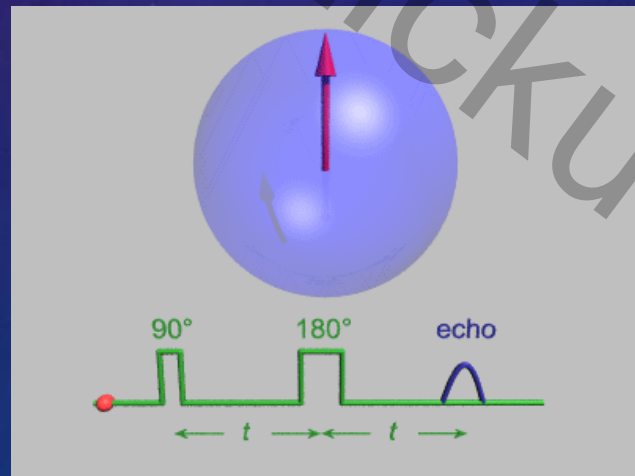
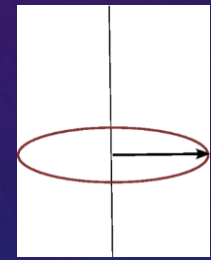
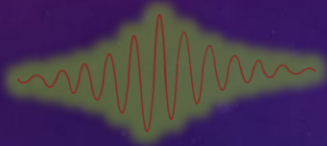
СПИН ЕХО СЕКВЕНЦИЈА – ЗЛАТНИ СТАНДАРД



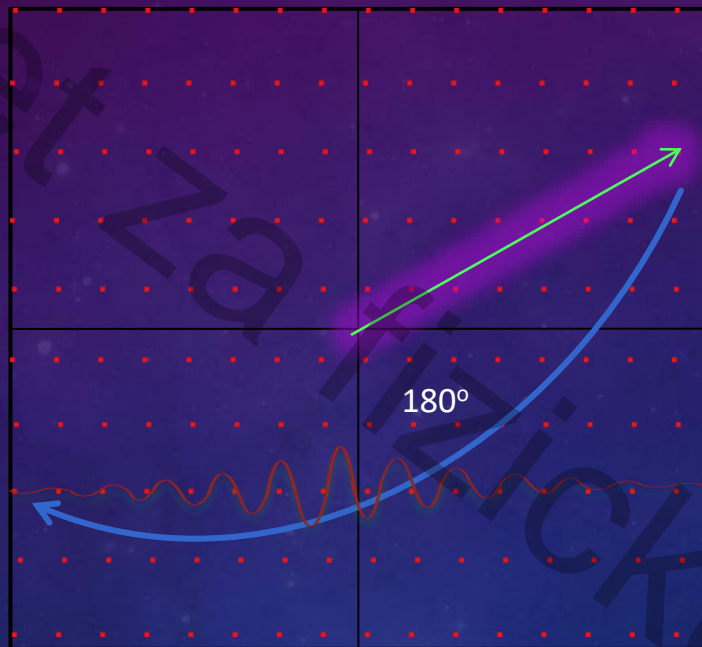
Факултет

+ 90°

180° +





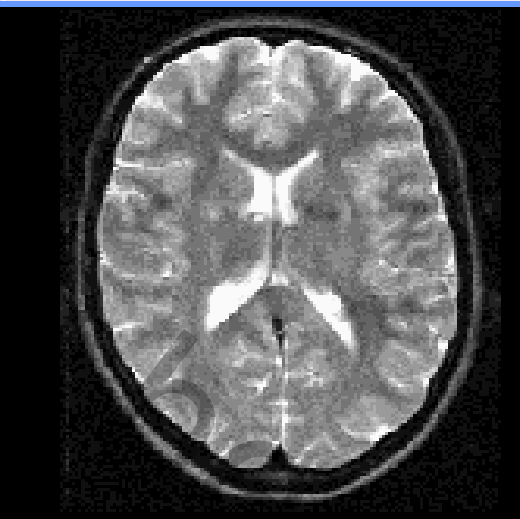
СПИН ЕХО У К-ПРОСТОРУ



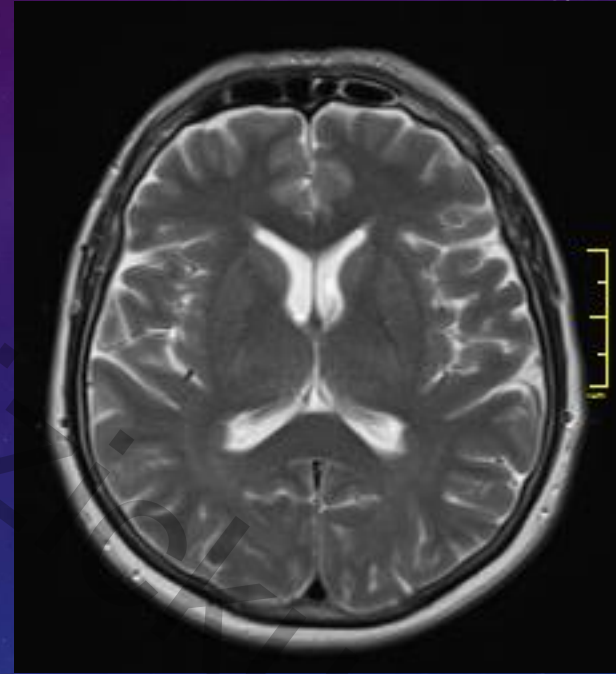
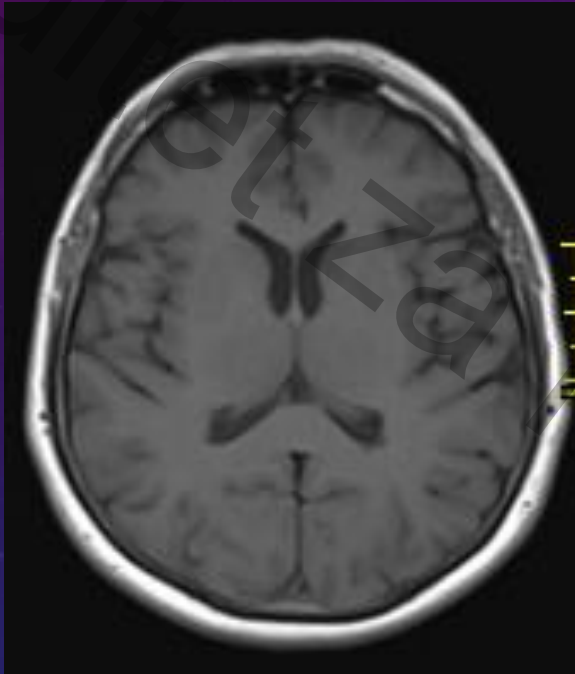
k_x

КОНТРАСТИ У СПИН ЕХУ

$$S = N_p (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2}$$

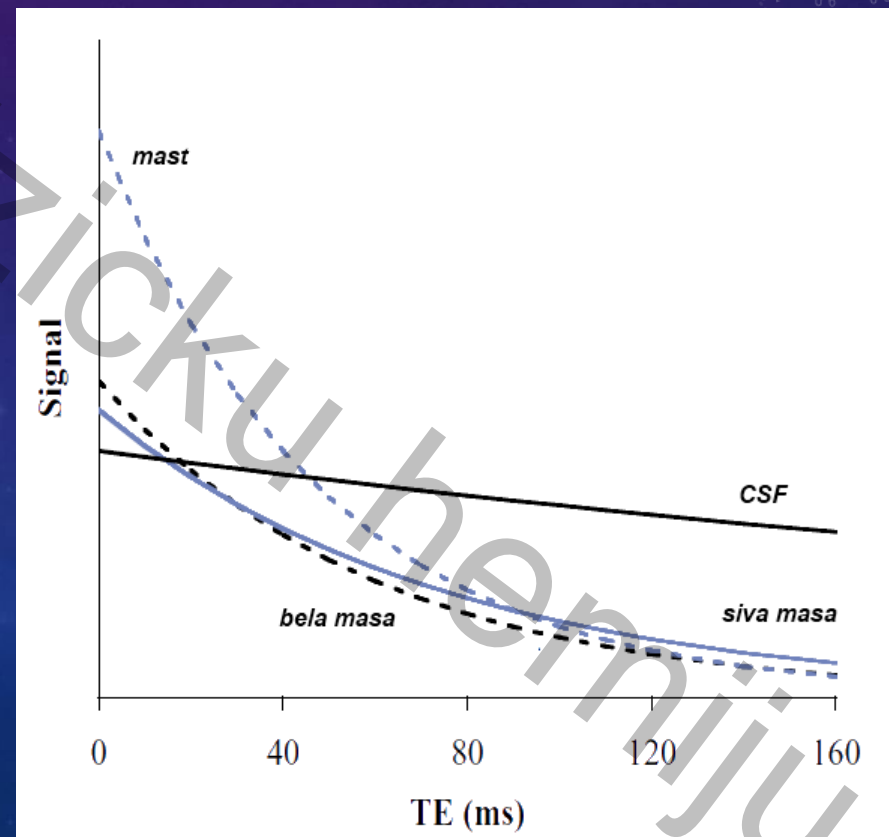
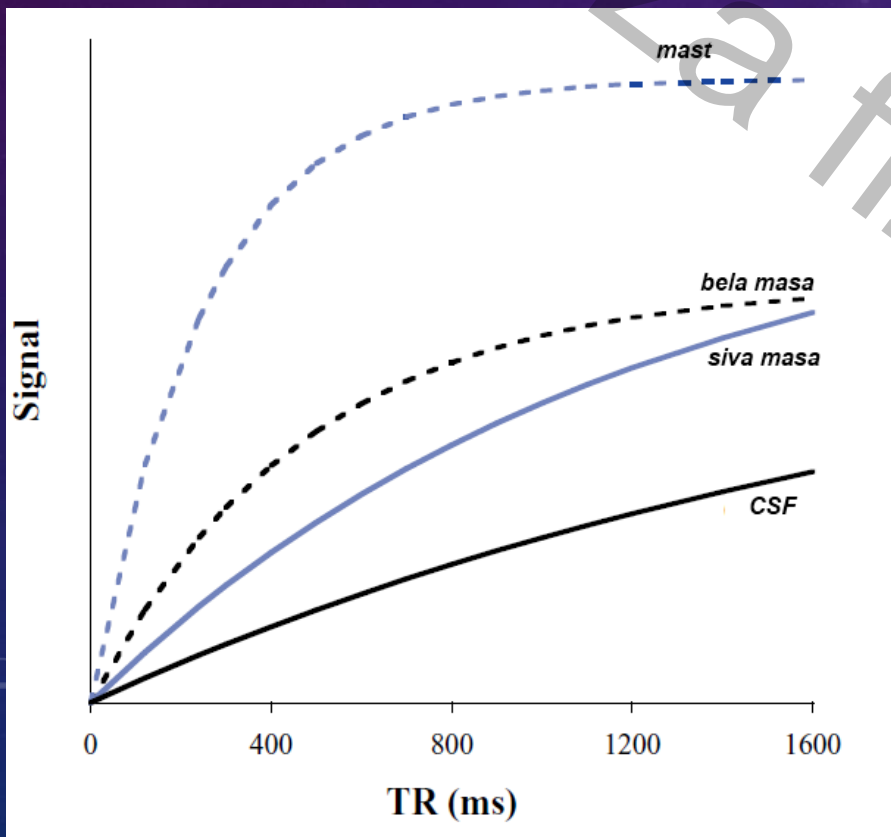
Protionska gustina	T ₁ slika	T ₂ slika
TR, TE	TR, TE	TR, TE
		

T_1 і T_2 – маст и вода



ТИПИЧНЕ ВРЕДНОСТИ ПАРАМЕТАРА КОД SE

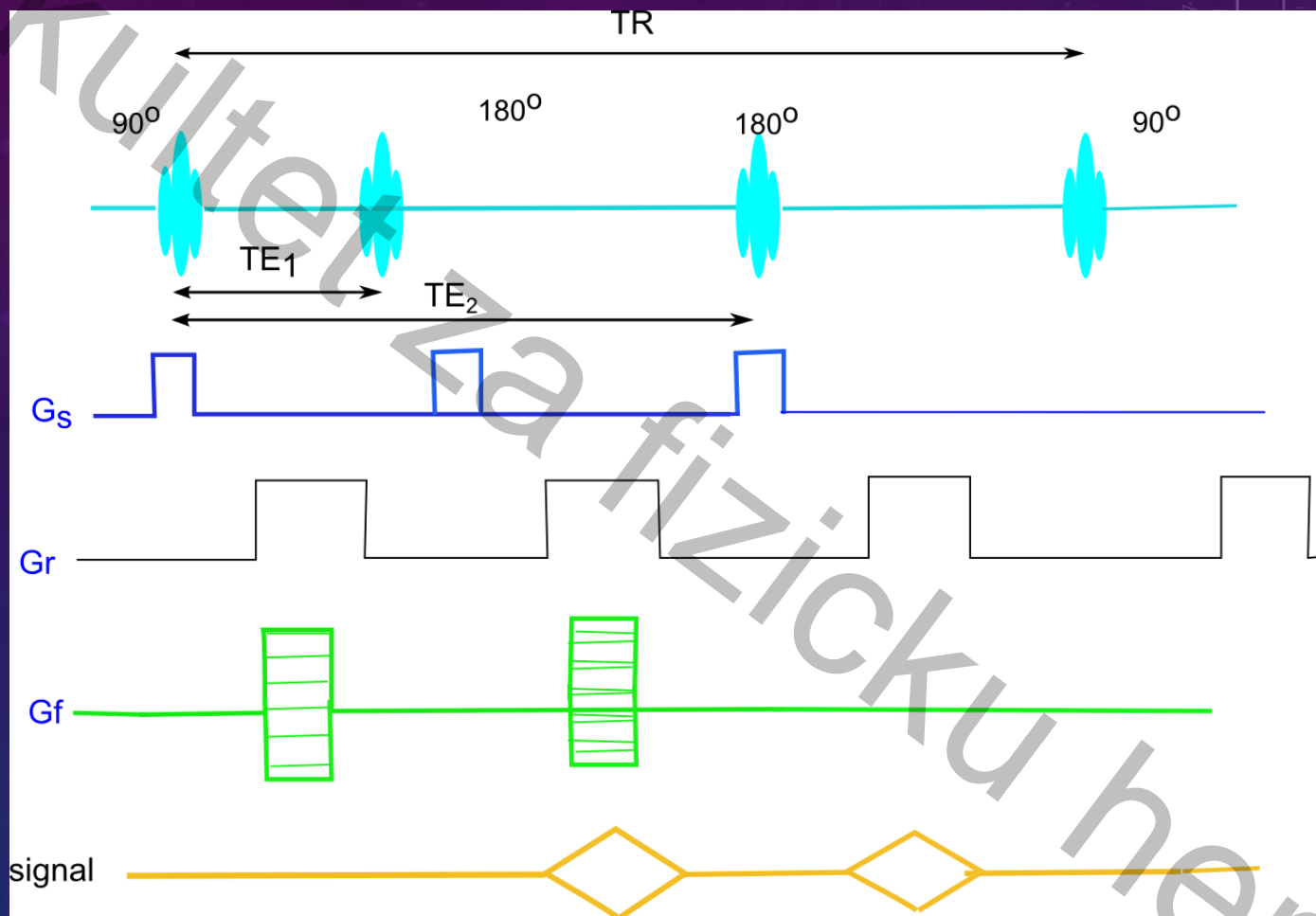
	T1W	T2W	PD
TR (ms)	300-500	2000+	2000+
TE (ms)	10-30	80+	20



$TR/TE \approx 10-20?$

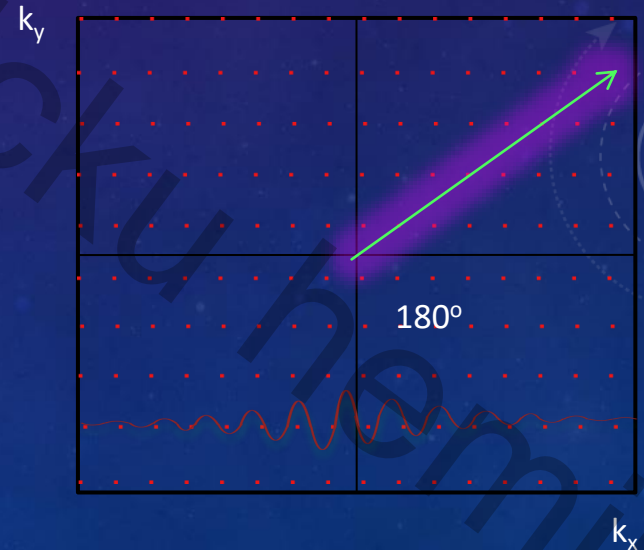
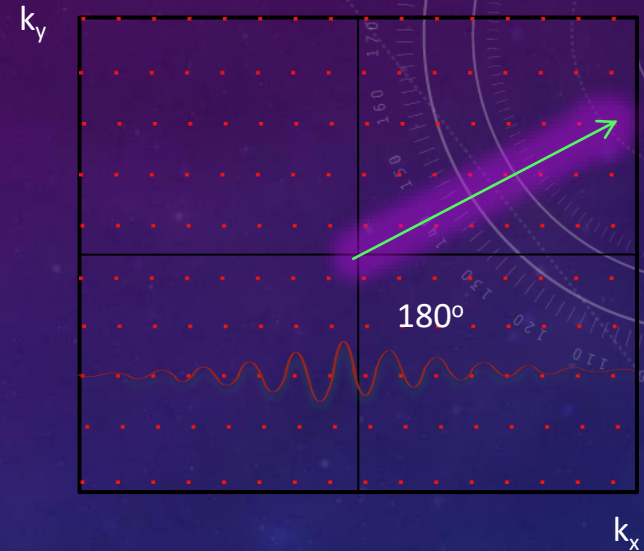
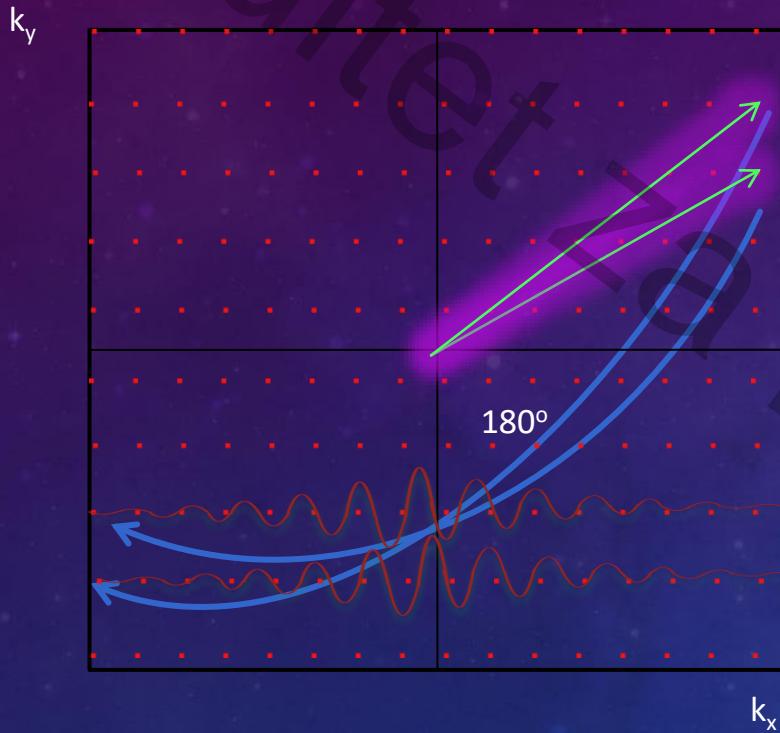


DOUBLE SPIN ECHO



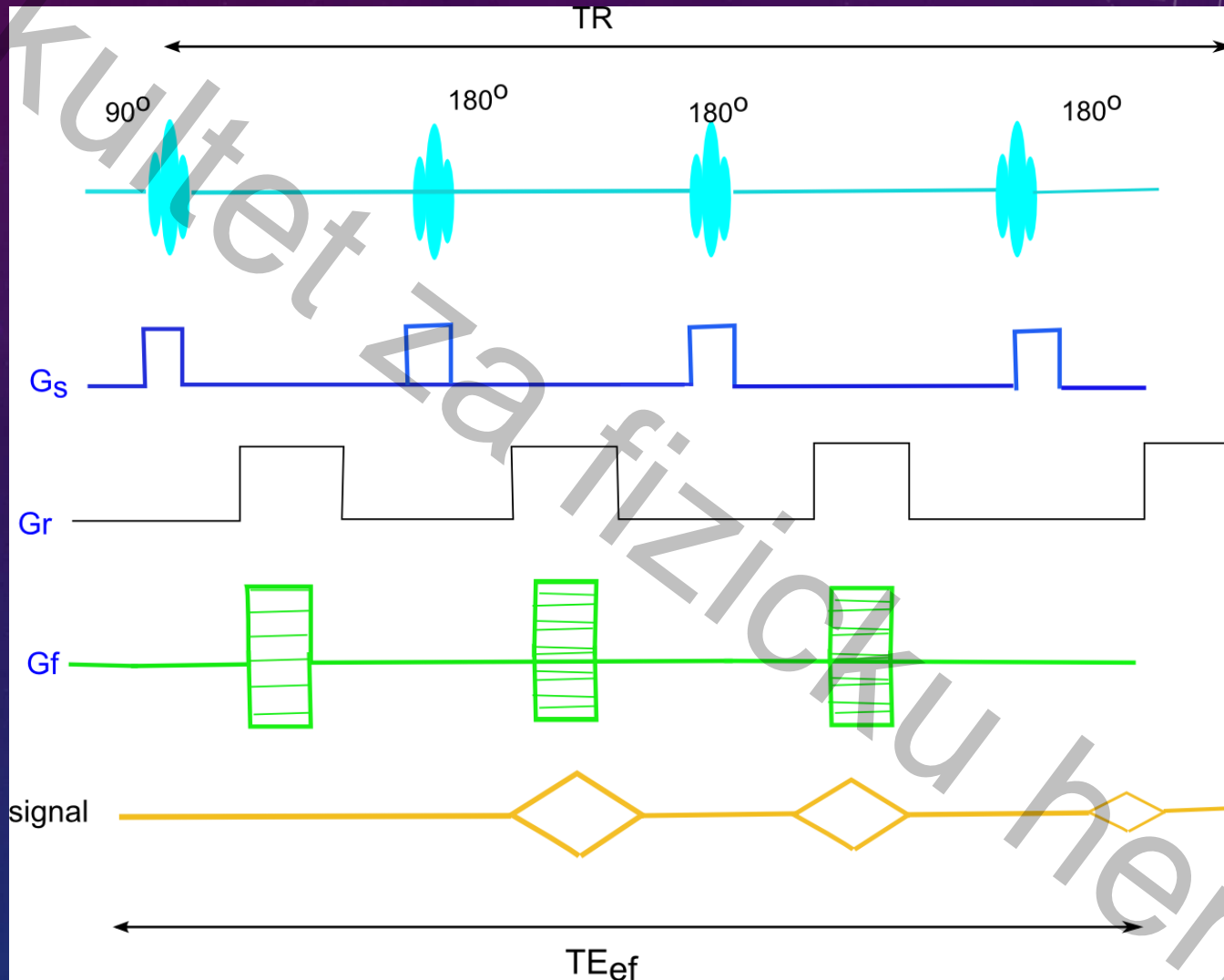
Први контраст- PD, други T_2w

DOUBLE SPIN ECHO У К-ПРОСТОРУ



! Али други ехо има мању амплитуду од првог!

УБРЗАЊЕ: TURBO SPIN ECHO



TURBO SPIN ECHO У K-ПРОСТОРУ



TE_1

TE_2

TE_3

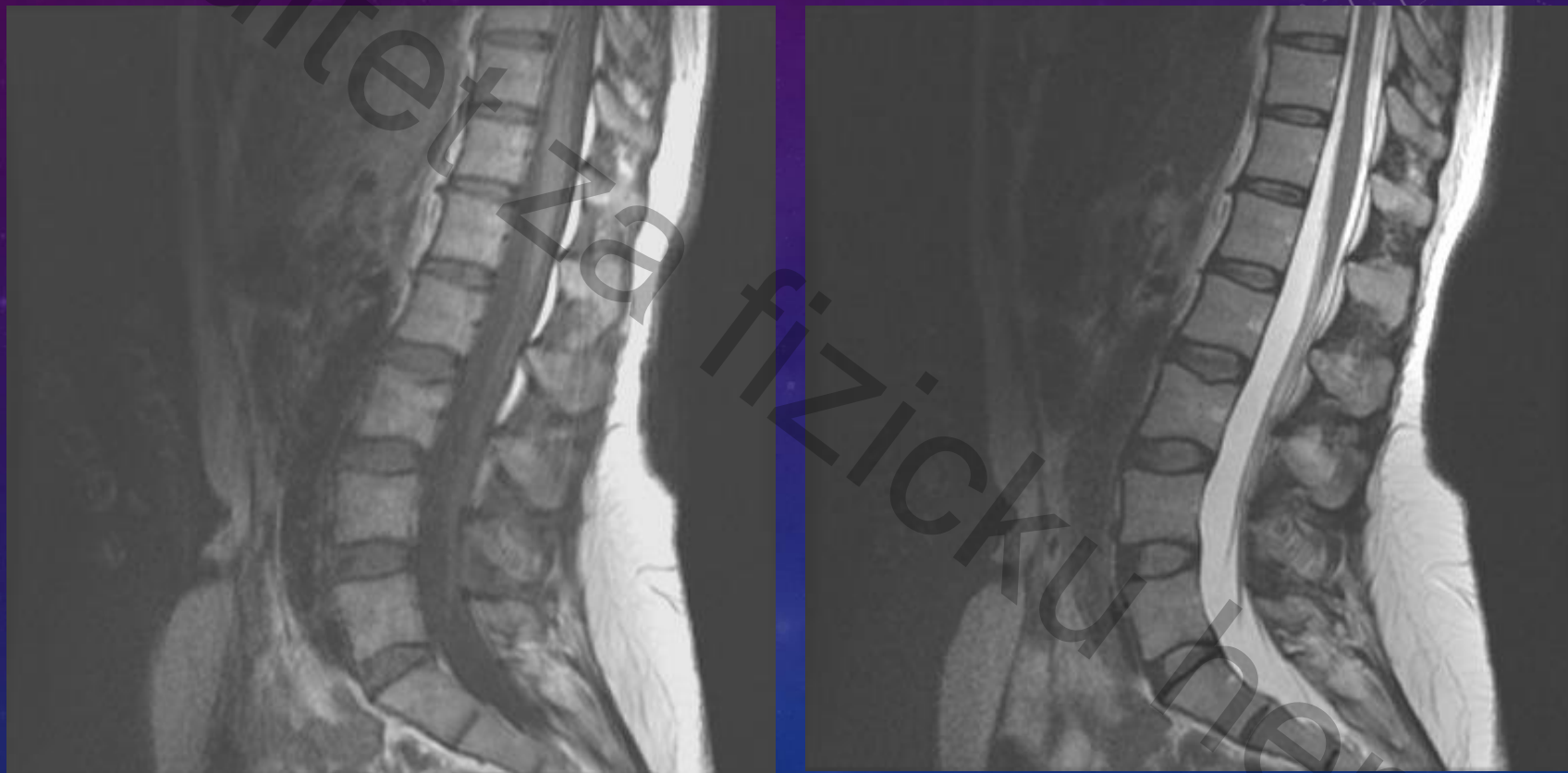
Време аквизиције је обрнуто пропорционално броју ехоа

КОНТРАСТ КОД TURBO SPIN ECHA

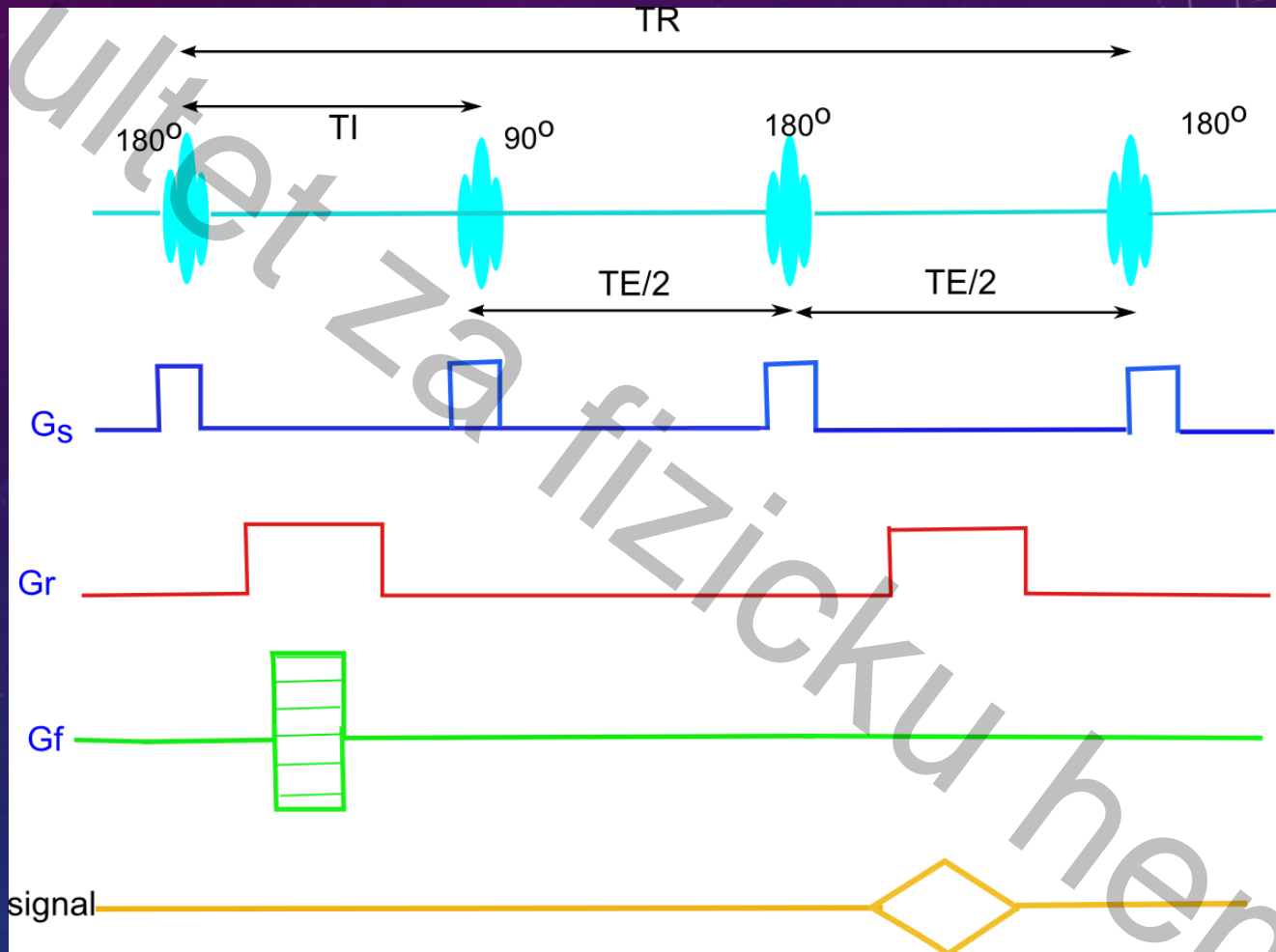
	T1W	T2W
TR (ms)	600	4000-8000
TE (ms)	17	100
ETL	4	16

Предности	Мане
Кратко време прегледа	Артефакти протока наглашени
Висока резолуција	Некомпатибилна са неким опцијама при прегледу
Добар T2 контраст	Могућа погрешна интерпретација контраста
Смањени ефекти сусцептибилности	Могуће замућење слике

TSE ПРИМЕР

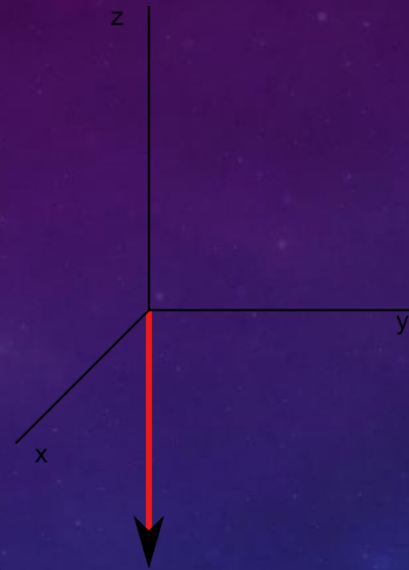


INVERSION RECOVERY (ИНВЕРЗИЈА ОПОРАВКА МАГНЕТИЗАЦИЈЕ)

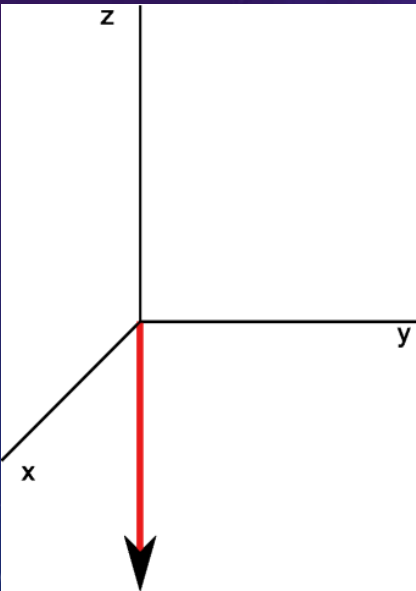




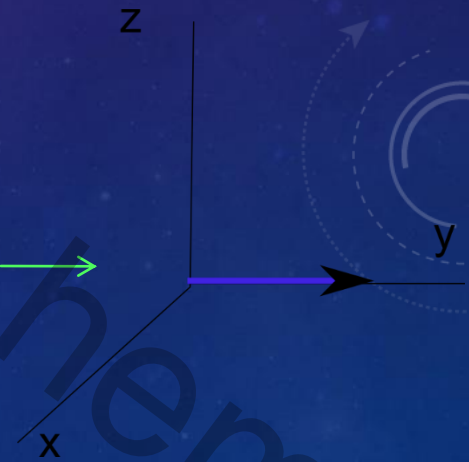
+ 180° →



→

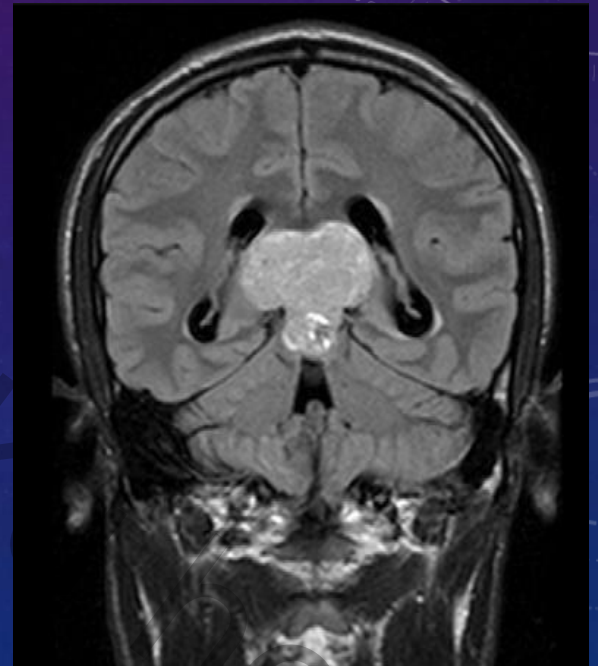
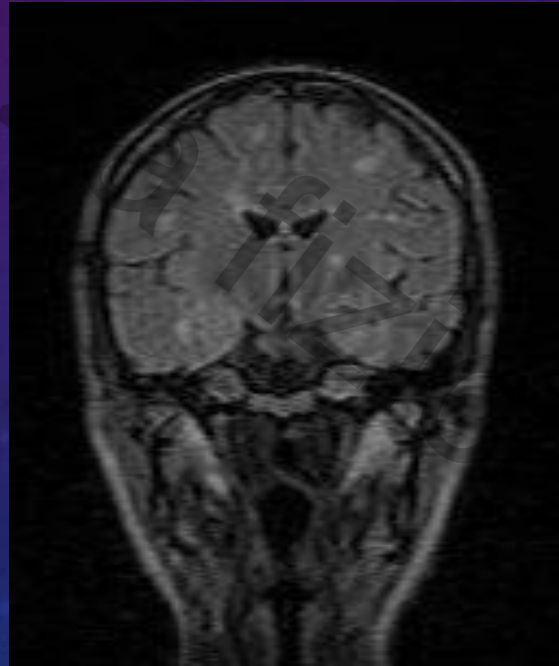
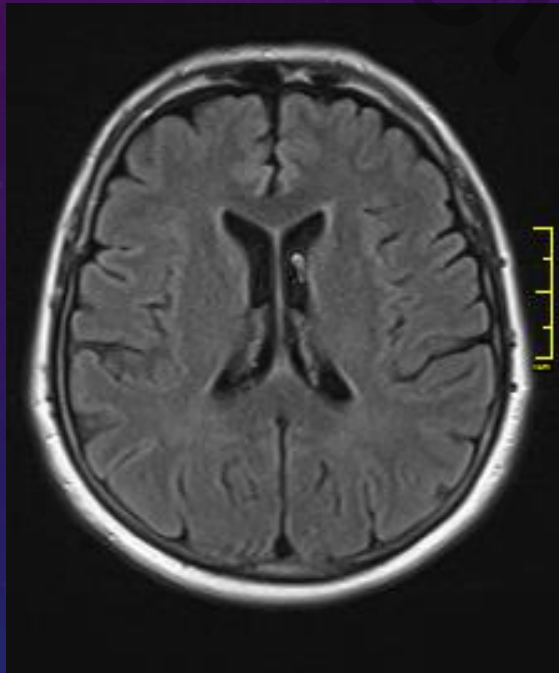


+ 90° →



TI

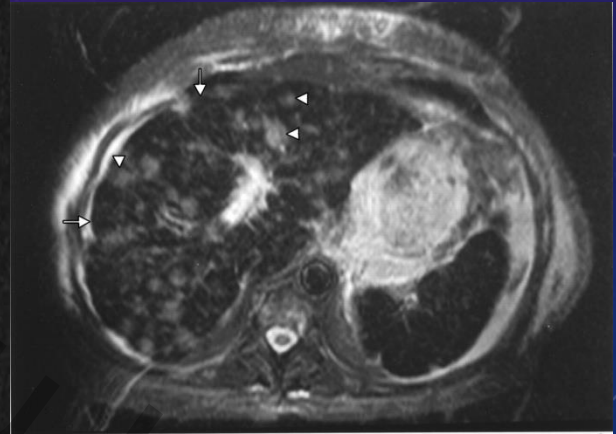
FLAIR



MS

гермином

STIR (SHORT TIME OF INVERSION RECOVERY)

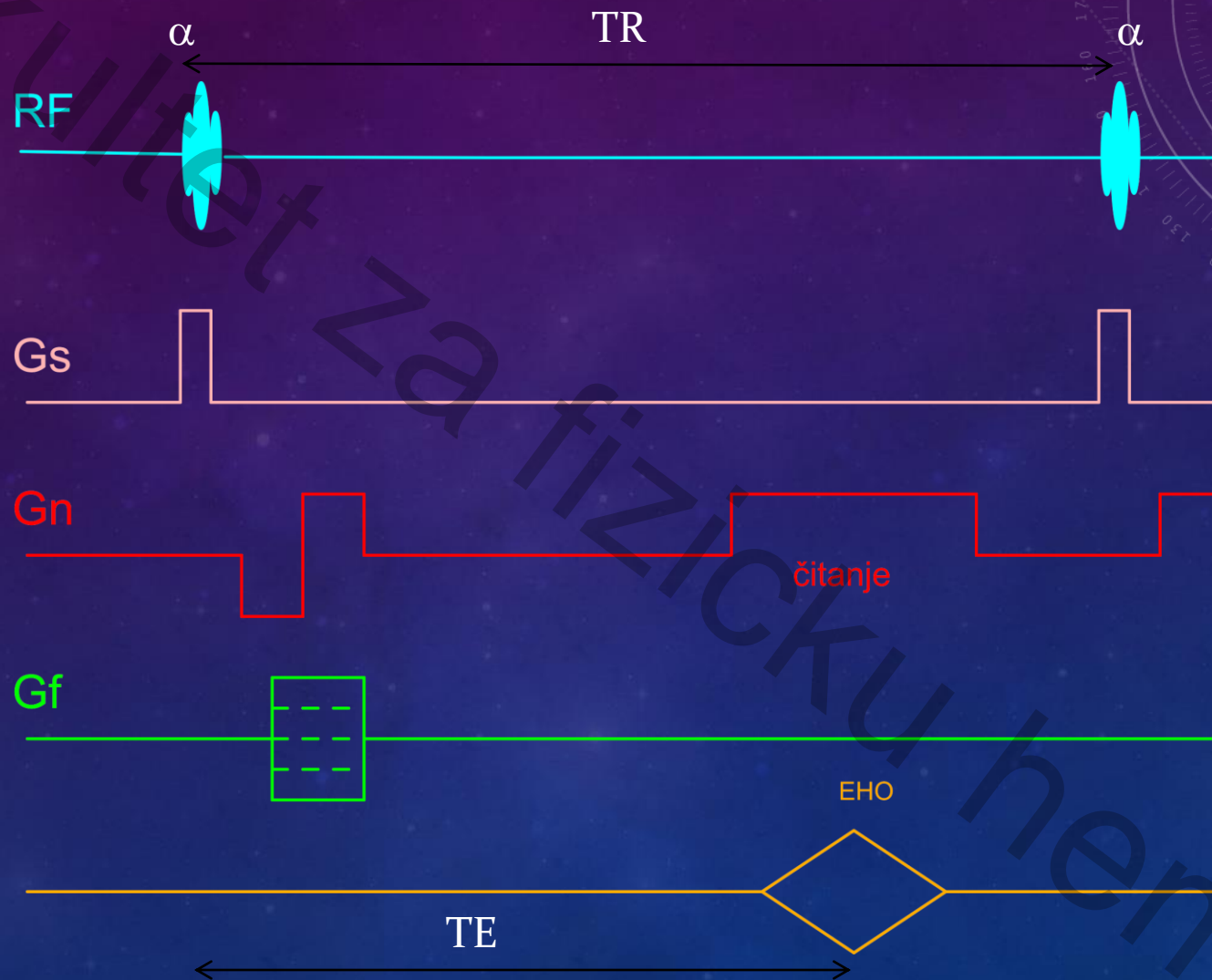


hemijū

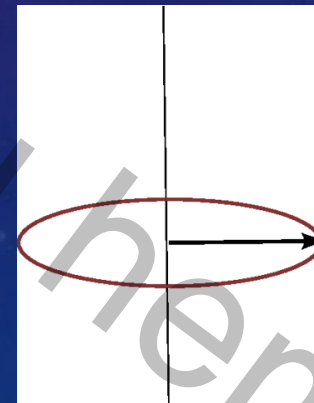
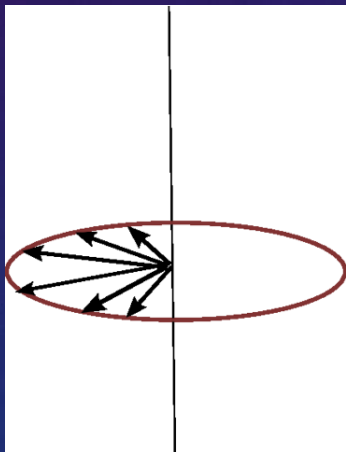
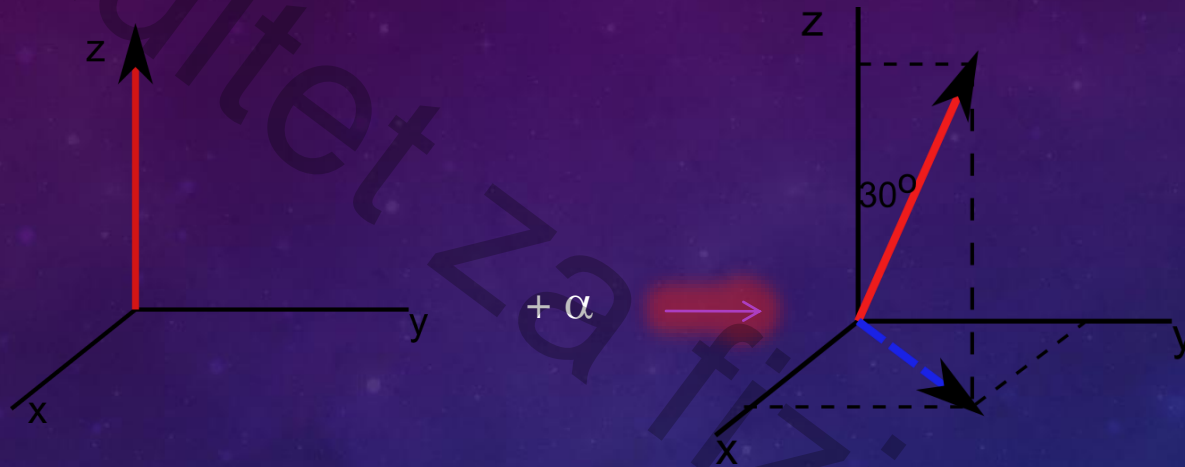
ГРАДИЈЕНТ-ЕХО? (МАНЕ SPIN ECHA)

- Класичне спин ехо секвенције су временски захтевне
-
-
- SE није погодан за снимање органа који се померају у току снимања (срце, јетра ...)
-
- Потребно је време за постизање оптималног пулса од 180°

ГРАДИЈЕНТ ЕХО СЕКВЕНЦИЈА

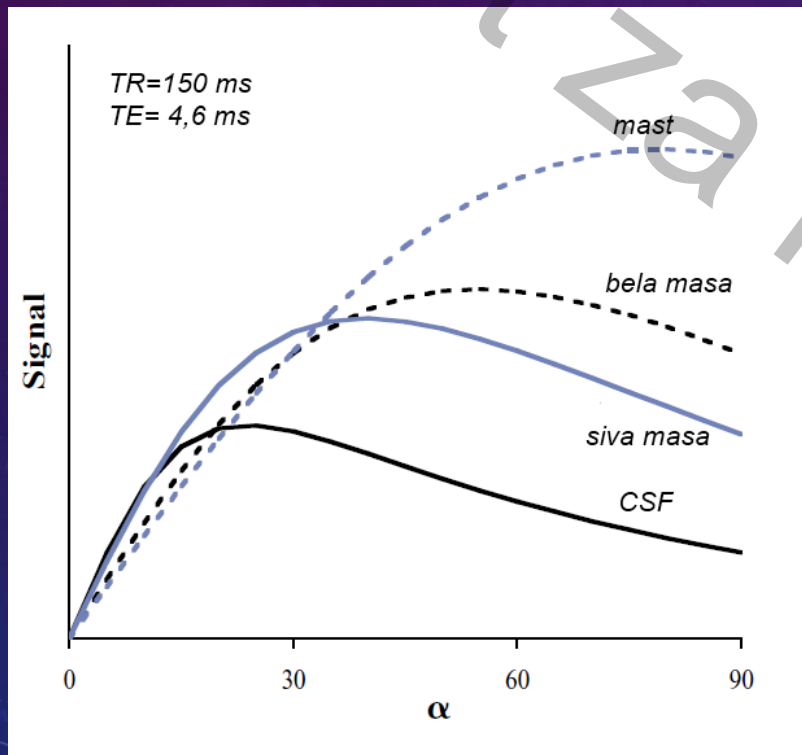


ПОНАШАЊЕ МАГНЕТИЗАЦИЈЕ КОД ГРАДИЈЕНТ ЕЧА



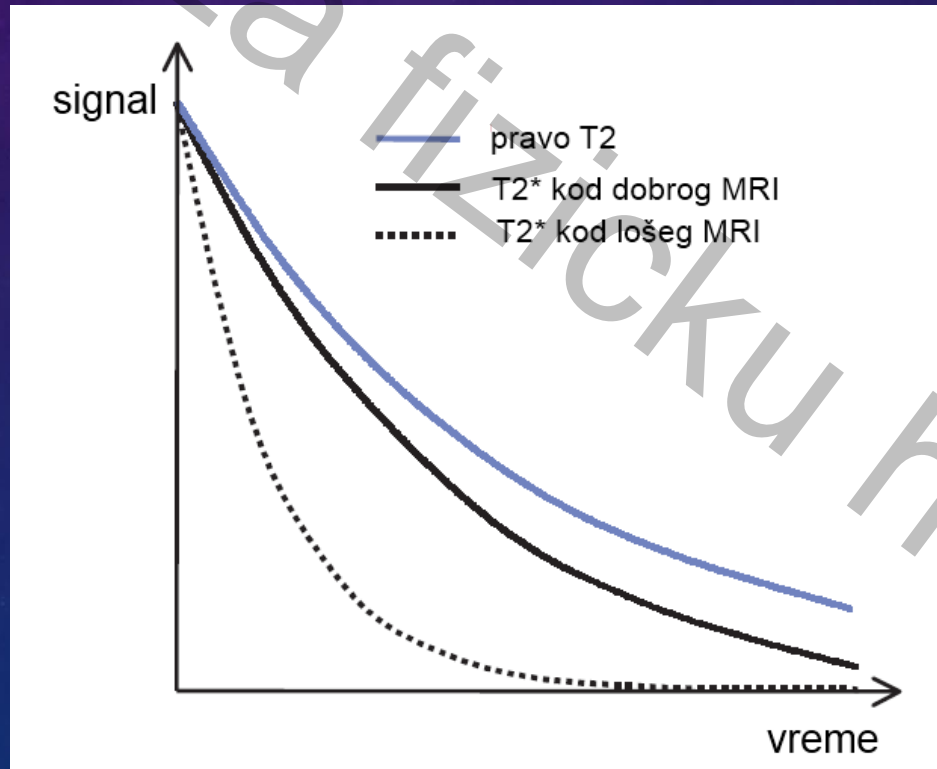
КОНТРАСТ У ГРАДИЈЕНТ ЕХУ: T1W И T2W (T_2^*)

- TE и угао отклона одређују контраст



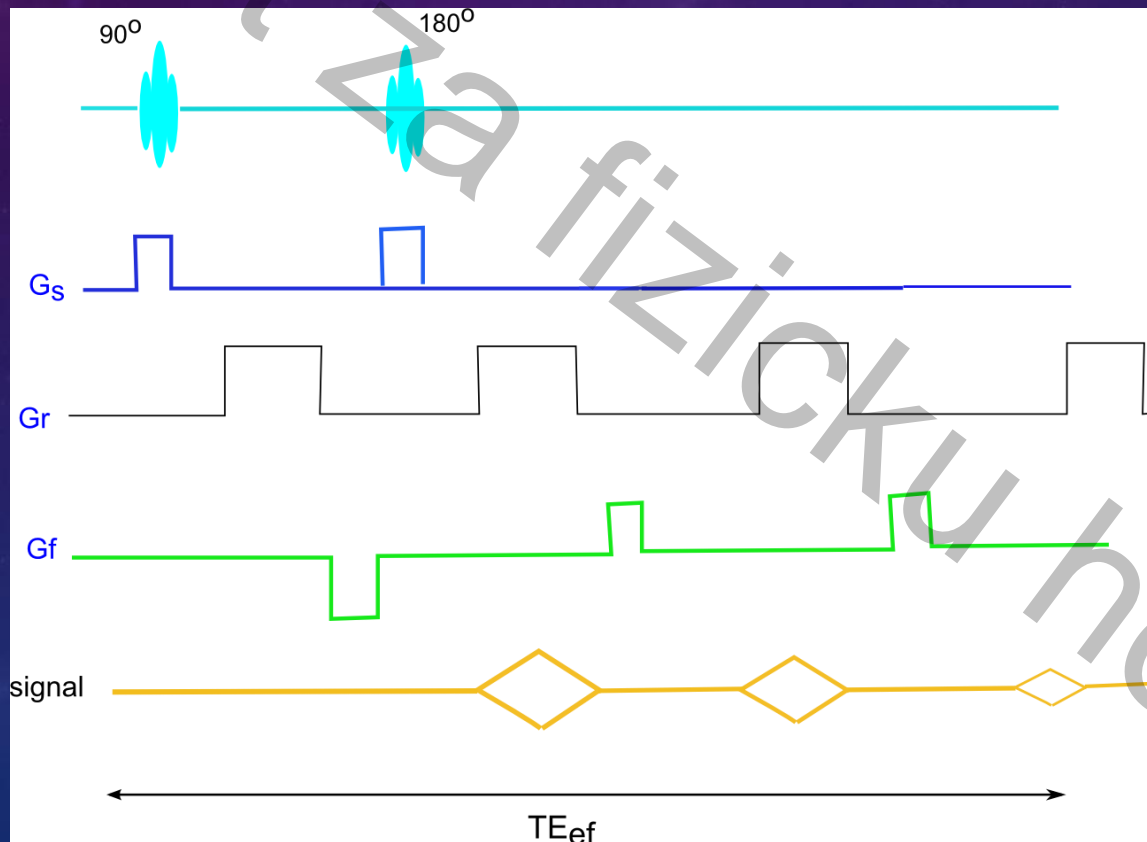
α	TE < 15 ms	TE > 30 ms
< 40°	PD	T2W
> 50°	T1W	\emptyset

Предности	Мане
Брзо добијање слике	Тешко је добити прави T2 контраст
Мали угао одклона	Осетљивост на нехомогеност магнетног поља
Мање RF снаге	Осетљивост на ефекте сусцептибилности

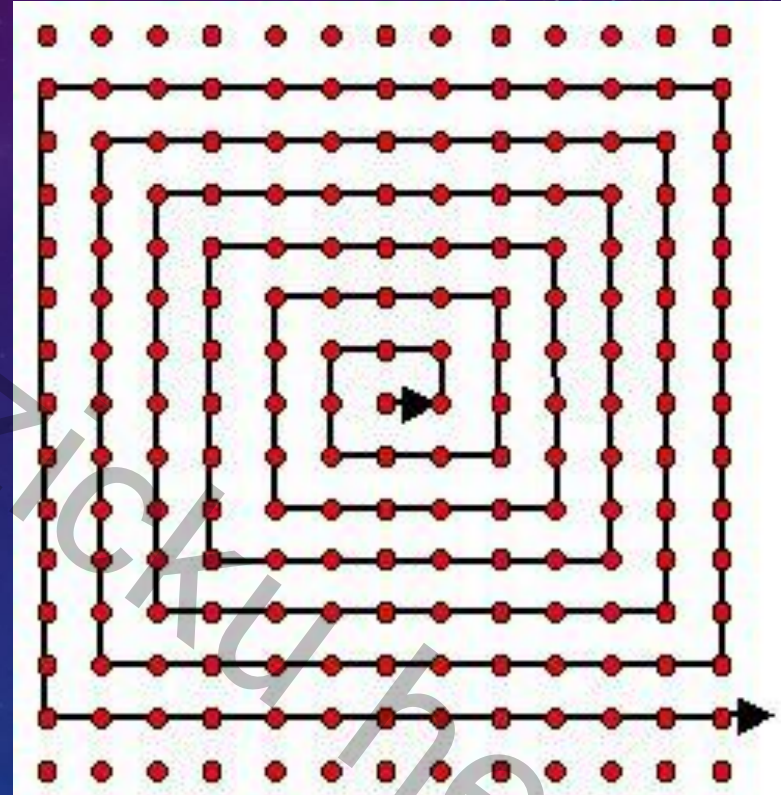
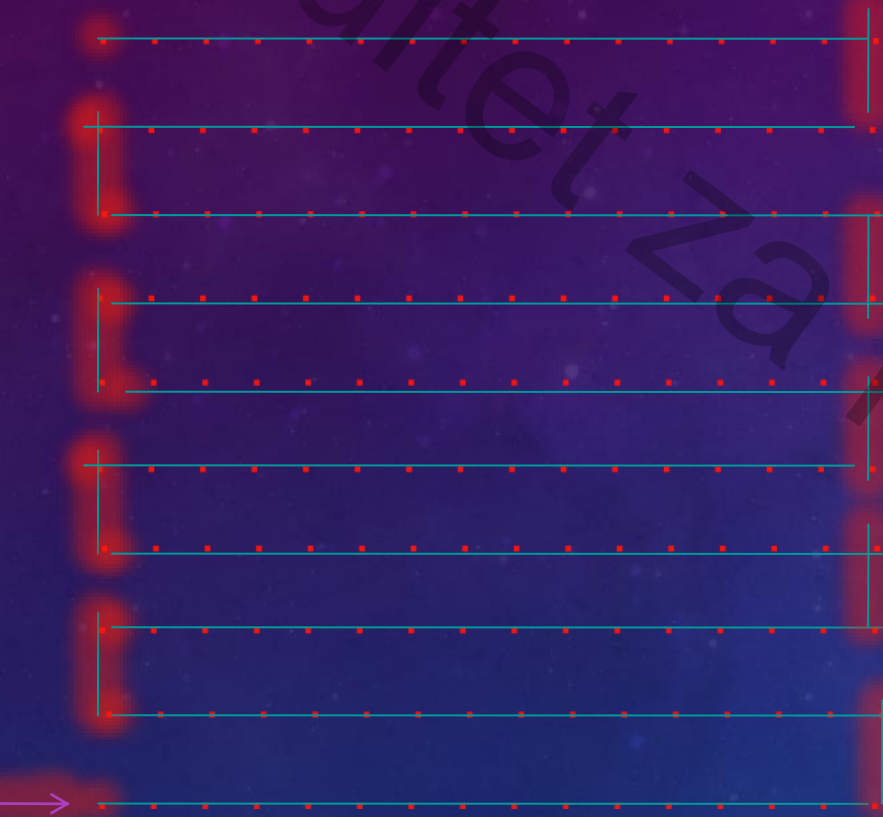


ЕХО-ПЛАНАР ИМИЏИНГ (ЕРІ)

- Читав К-простор се попуњава у току једног времена TR

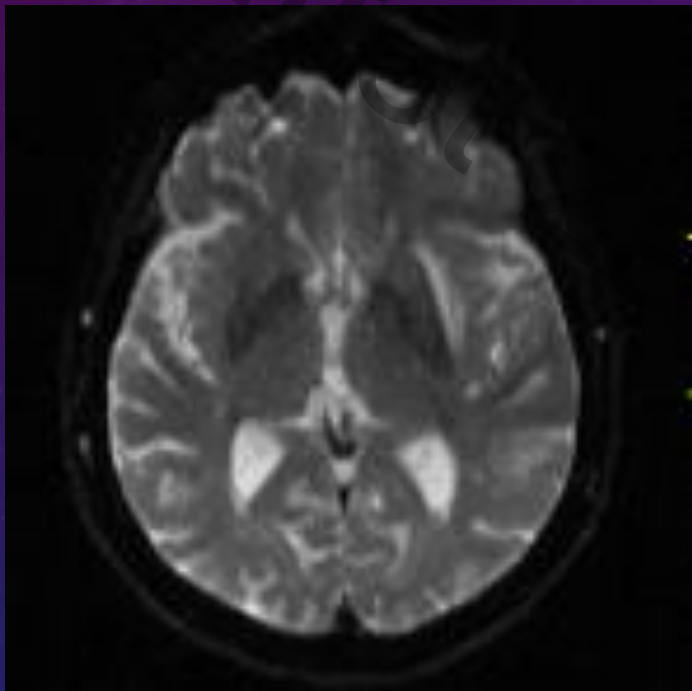


ЕРІ- трајекторије у К-простору

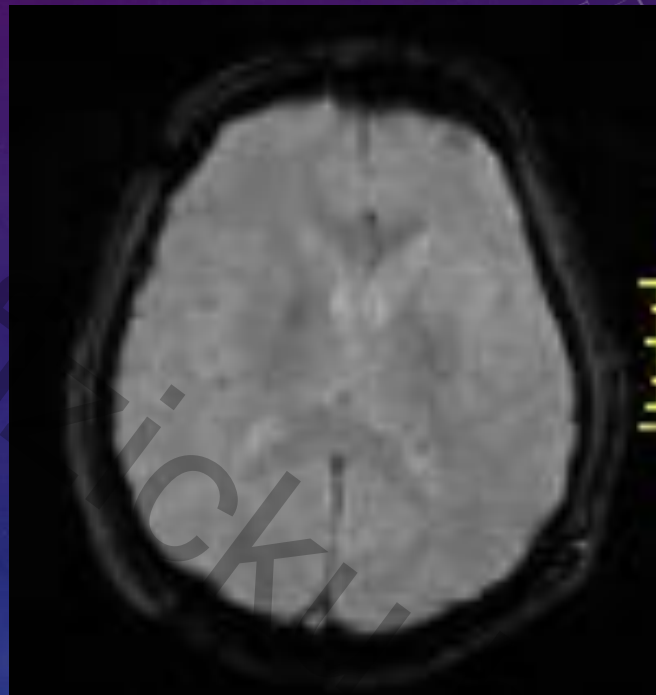


Слика пресека се добија за око 100 ms

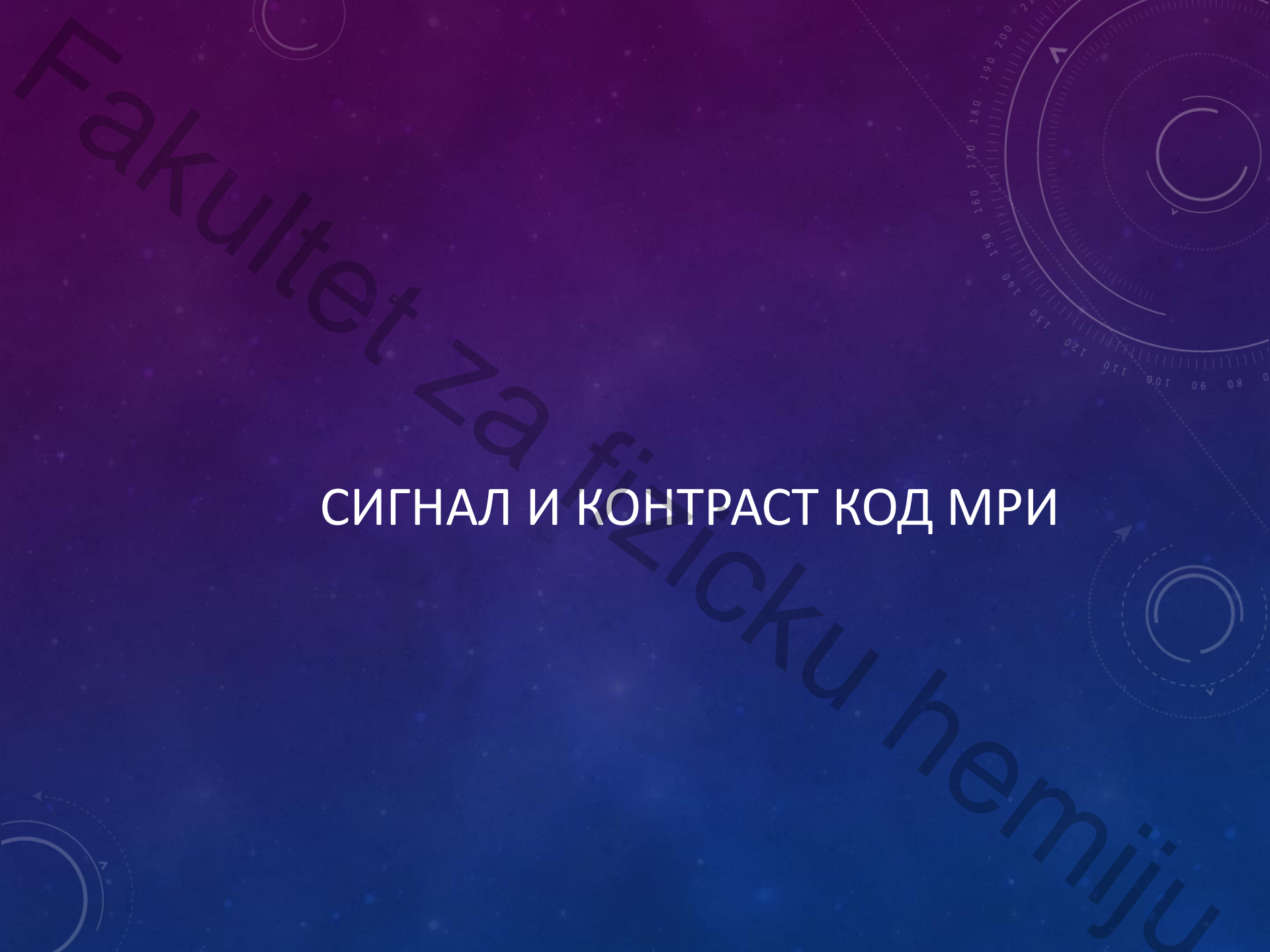
ПРИМЕРИ ЕПИ МИЦИНГА



DWI



PWI



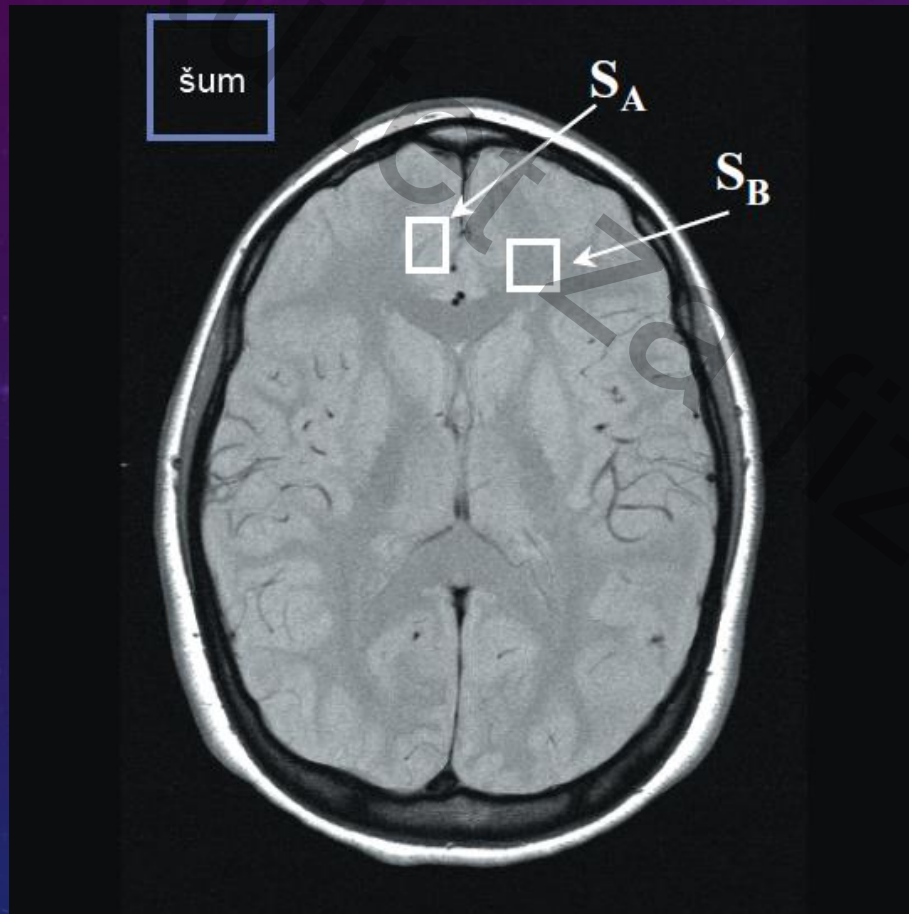
СИГНАЛ И КОНТРАСТ КОД МРИ

ОД ЧЕГА ЗАВИСИ ВРЕМЕ АКВИЗИЦИЈЕ ПРИ МРИ ПРЕГЛЕДУ?

$$TA = nFE \times TR \times NEX$$

- ▶ nFE – број ступњева у фазном кодирању
- ▶ TR – време понављања еквенције
- ▶ NEX -број понављања аквизиције (једна линија у простору снима се два или више пута)

OSNOVNI PARAMETRI MRI SEKVENCIJE



$$kontrast = \frac{S_A - S_B}{S_A + S_B}$$

$$SNR = \frac{Signal}{\check{S}um}$$

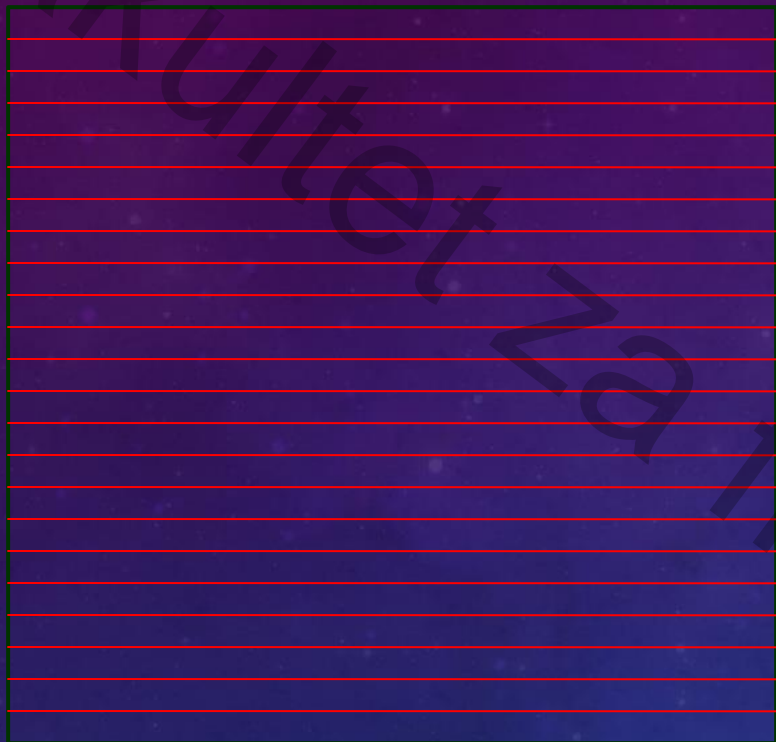
$$CNR = \frac{S_A - S_B}{\check{S}um}$$

Pixels and Voxels

- Воксел је мали елемент запремине субјекта из ког добијамо слику

$$Voxel(mm^3) = \text{debljina preseka} \times \frac{FOV_{\text{phase}}}{\text{matrix}_{\text{phase}}} \times \frac{FOV_{\text{freq}}}{\text{matrix}_{\text{freq}}}$$

Сигнал је пропорционалан величини воксела



$n_{FE} = 22$

FOV константан



$n_{FE} = 11$

$n_{FE} \downarrow$, сигнал \uparrow и обрнуто

512x512
PD

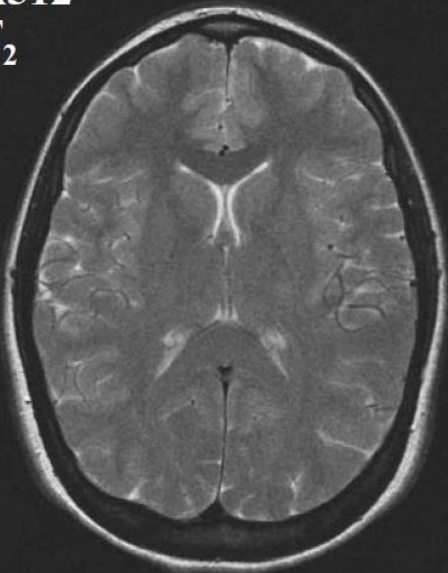


256x256
PD

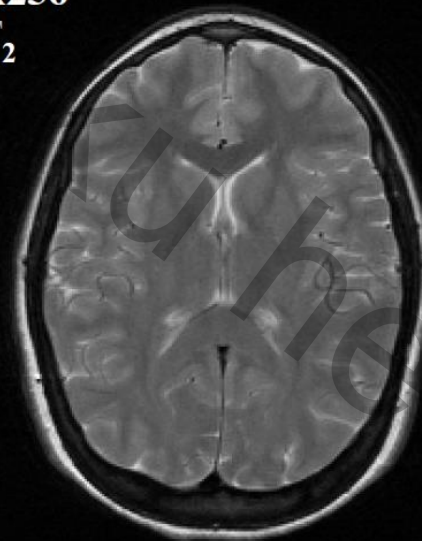


Matrix ↓

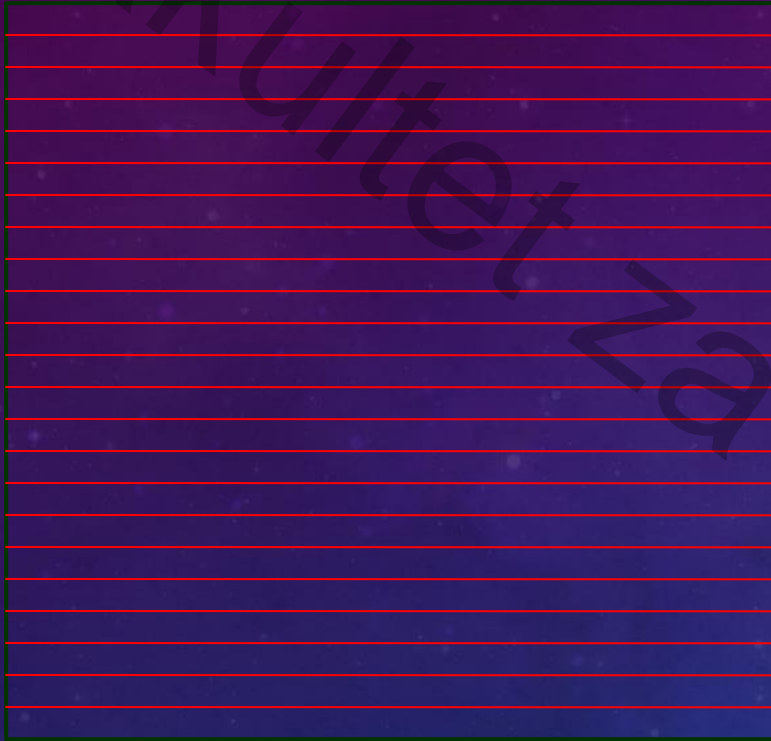
512x512
 T_2



256x256
 T_2



Matrix ↓



n_{FE} константан



FOV већи

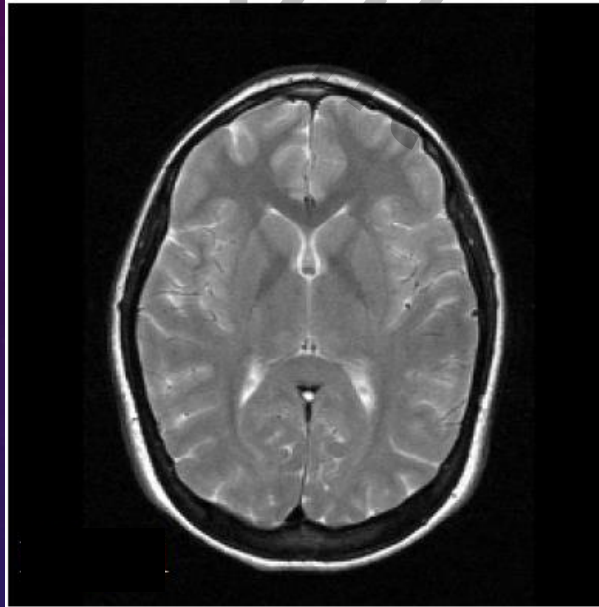
FOV ↑, сигнал ↑ и обрнуто

УТИЦАЈ БРОЈА ПОНАВЉАЊА (NEX)

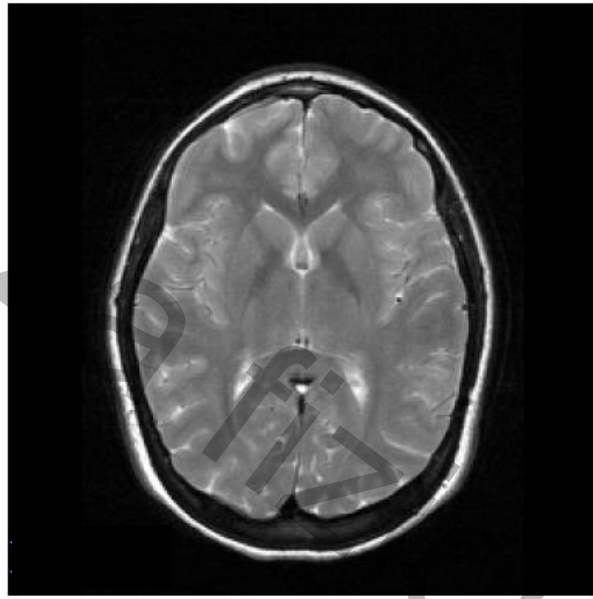
- Повећње броја понављања на два повећава сигнал два пута, али се и шум повећава за $\sqrt{2}$
- генерално

$$\frac{signal}{\check{sum}} = \frac{2}{\sqrt{2}} = \sqrt{2}$$

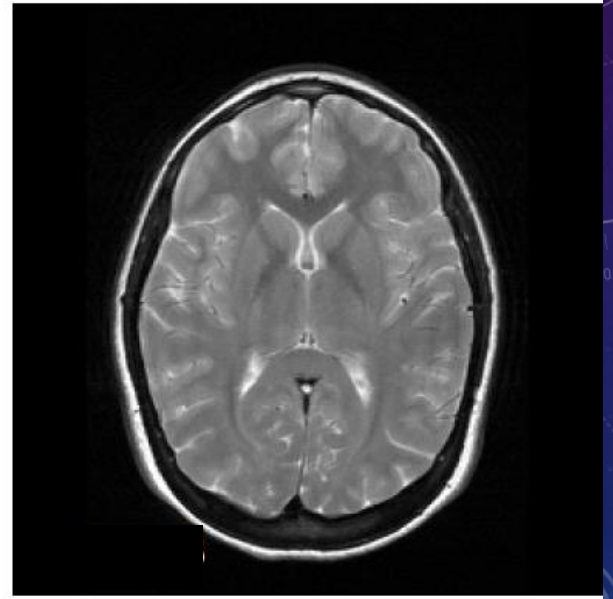
$$\frac{signal}{\check{sum}} = \frac{NEX}{\sqrt{NEX}} = \sqrt{NEX}$$



NEX = 1



NEX = 2



NEX = 3

ФРЕКВЕНЦИЈСКИ ОПСЕГ (*BANDWIDTH*)

- Повећање мало утиче на повећање сигнала, више утиче на повећање шума
□ смањује се однос сигнал/шум
-
- Смањење *BW*, може да повећа сигнал/шум, али може да повећа ефекат парцијалне запремине

$$\check{\text{sum}} \propto \sqrt{BW}$$

ОПТИМИЗАЦИЈА ПАРАМЕТАРА СНИМАЊА

- ▶ 1. контраст је најважнији → избор секвенције (TR , TE , $T1$, α)
- ▶ 2. FOV или резолуција питање је сад.
- ▶ 3. time is money – смањивања времена аквизиције
 - Парцијална аквизиција у K-простору
 - Паралелни имиџинг

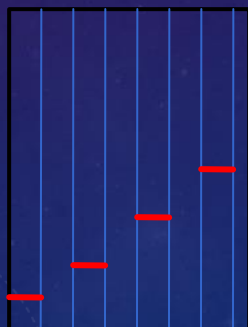
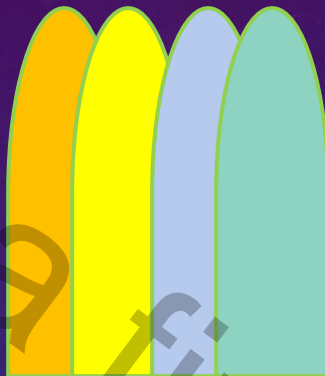
“РАЗГОВОР” (CROSSTALK) ИЗМЕЂУ ПРЕСЕКА



RF



G_{slicesel}



Аквизиција прво парних,
па непарних preseка



Аквизиција са
празнинама

А А А А А