



# Zaawansowane obrazowanie RM

## Treść wykładu

Dlaczego cokolwiek widać w obrazach RM

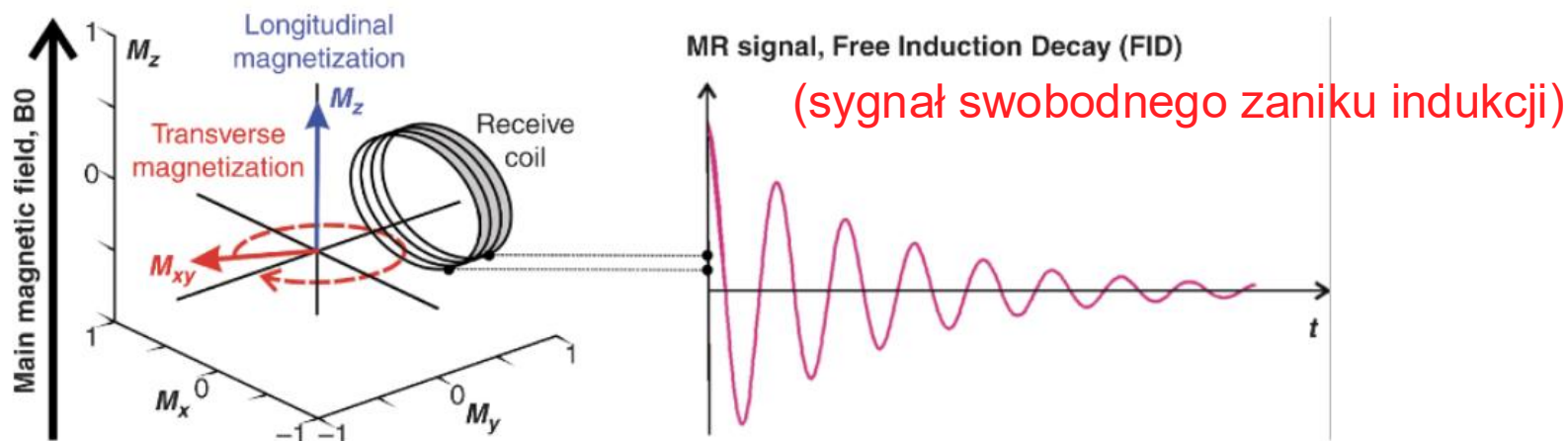
Proces formowania obrazu (Piotr M. Szczypiński)

Sekwencje obrazowania

Parametry obrazu, szum i artefakty

Obrazowanie przepływu, perfuzji, dyfuzji, czynnościowe

# Źródło sygnału RM



Zmieniające się pole magnetyczne indukuje prąd w pętli przewodzącego drutu (prawo Faradaya = zasada indukcji elektromagnetycznej). Proton ma moment magnetyczny, a zatem działa jak mały magnes. Precesujące protony, których pola magnetyczne przecinają płaszczyznę cewki indukują w niej prąd elektryczny. Prąd ten jest „sygnałem” FID rezonansu magnetycznego indukowanym w cewce odbiornika – pochodzi tylko od wektora magnetyzacji poprzecznej (!?!)



## Źródła kontrastu w obrazach RM

Tkanka generuje duży sygnał, jeśli ma dużą wartość składowej poprzecznej  $M_{xy}$  w czasie podania impulsu RF. Taka tkanka jest odwzorowana przez piksele o dużej jasności.

Tkanka generuje mały sygnał, jeśli ma małą wartość składowej poprzecznej  $M_{xy}$  w czasie podania impulsu RF. Jest kodowana pikselami o małej jasności.

Obrazy uzyskują kontrast głównie dzięki różnym wartościom stałych  $T_1$ ,  $T_2$  oraz różnic w gęstości protonów.

Gęstość protonów w tkance to liczba protonów na jednostkę objętości tej tkanki. Im wyższa gęstość protonów w tkance, tym większy sygnał tkanka generuje.

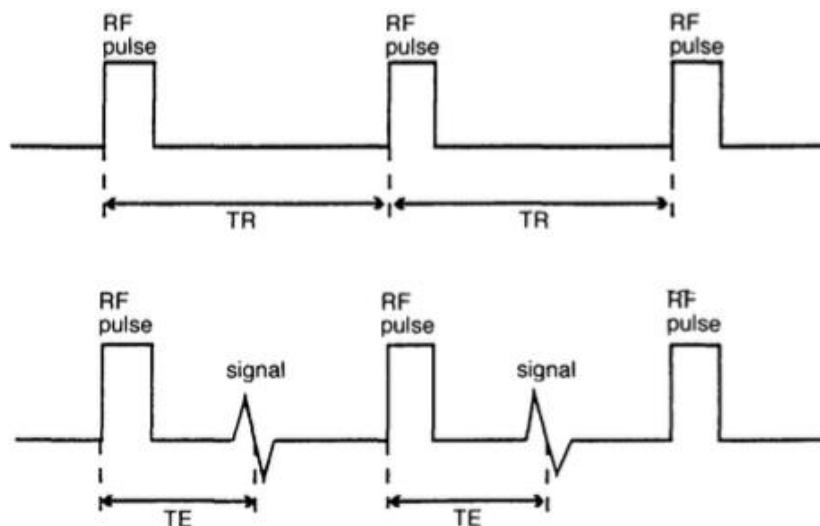


## Sekwencje impulsowe - parametry

Uproszczoną sekwencją impulsów jest kombinacja impulsów RF, sygnału odczytu rozdzielone okresami potrzebnymi na procesy relaksacyjne. Główne składniki impulsu to:

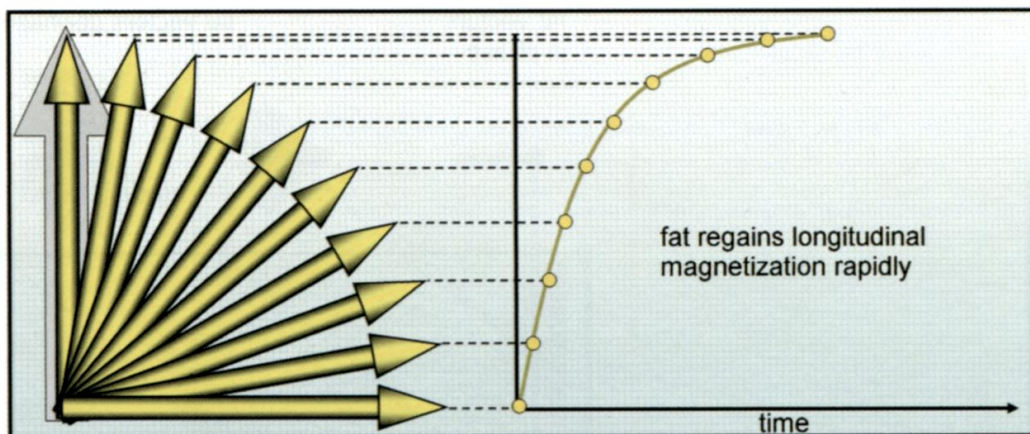
- czas powtórzenia (TR) - czas pomiędzy kolejnymi impulsami RF
- czas echa (TE) - czas pomiędzy podaniem impulsu RF i odczytem sygnału FID.

w rzeczywistości takich sekwencji się nie stosuje

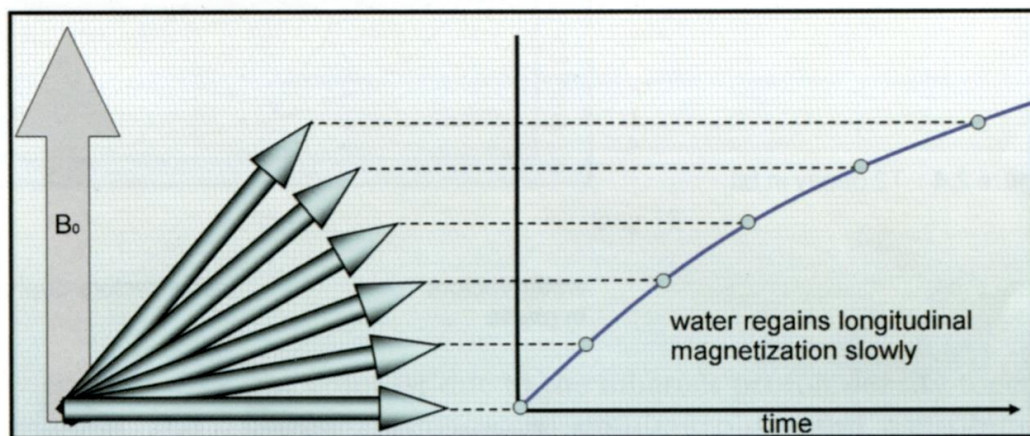




## Woda i tłuszcz – tkanki o różnych stałych $T_1$ i $T_2$



Tłuszcz cechuje się niską energią i może ją łatwo wchłonąć z jąder wodoru do swojej wewnętrznej struktury (sieci).



W wodzie ruchliwość molekularna jest wysoka, częstotliwość oscylacji cząstek nie odpowiada częstotliwości Larmora i nie pozwala na wydajną wymianę energii jądro-sieć.

W efekcie  $T_1(\text{tłuszcz}) < T_1(\text{woda})$

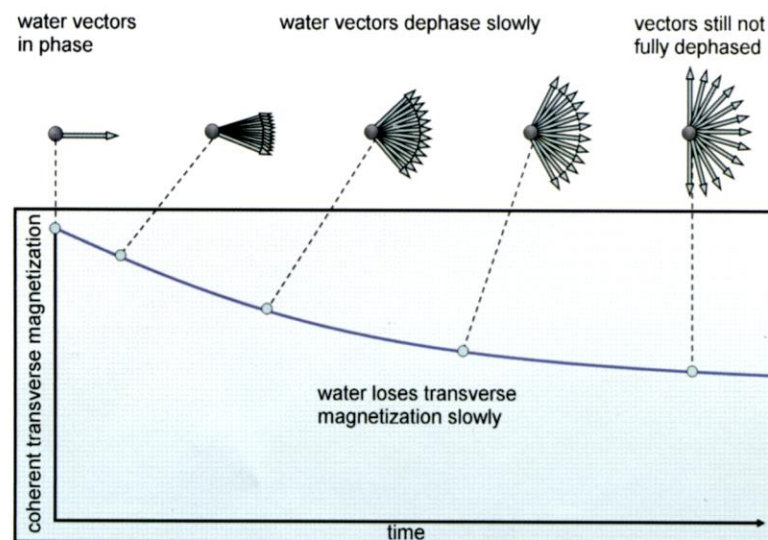
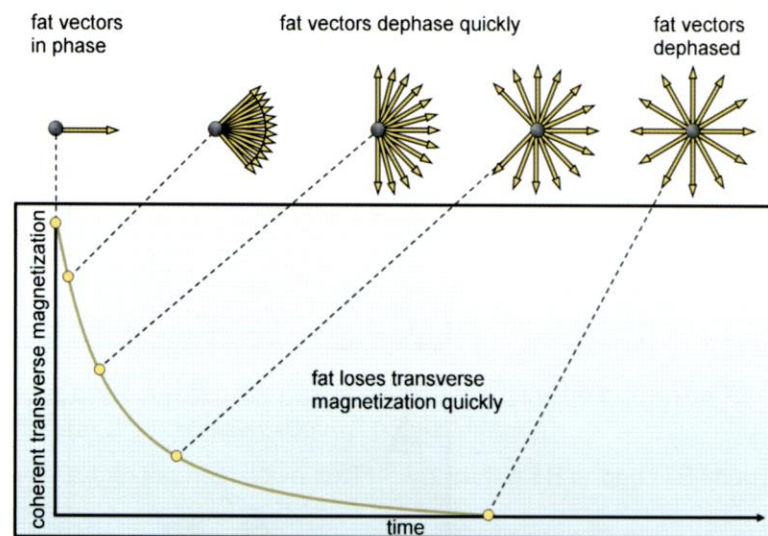


# Woda i tłuszcz – tkanki o różnych stałych $T_1$ i $T_2$

Wymiana energii pomiędzy spinami wodoru w tkance tłuszczowej jest wydajna. Częstotliwość oscylacji struktur tkanki jest zbliżona do częstotliwość Larmora, cząsteczki są ściśle upakowane. W rezultacie procesy utraty zgodności fazy przez spiny i spadek namagnesowania poprzecznego  $M_{xy}$  są szybkie.

Dla wody wymiana energii jest mniej efektywna. Częstotliwość oscylacji cząstek wody różni się od częstotliwości Larmora, cząsteczki są od siebie oddalone. W rezultacie spadek wartości namagnesowania poprzecznego jest wolniejszy niż dla tłuszczu.

W efekcie  $T_2(\text{tłuszcz}) < T_2(\text{woda})$

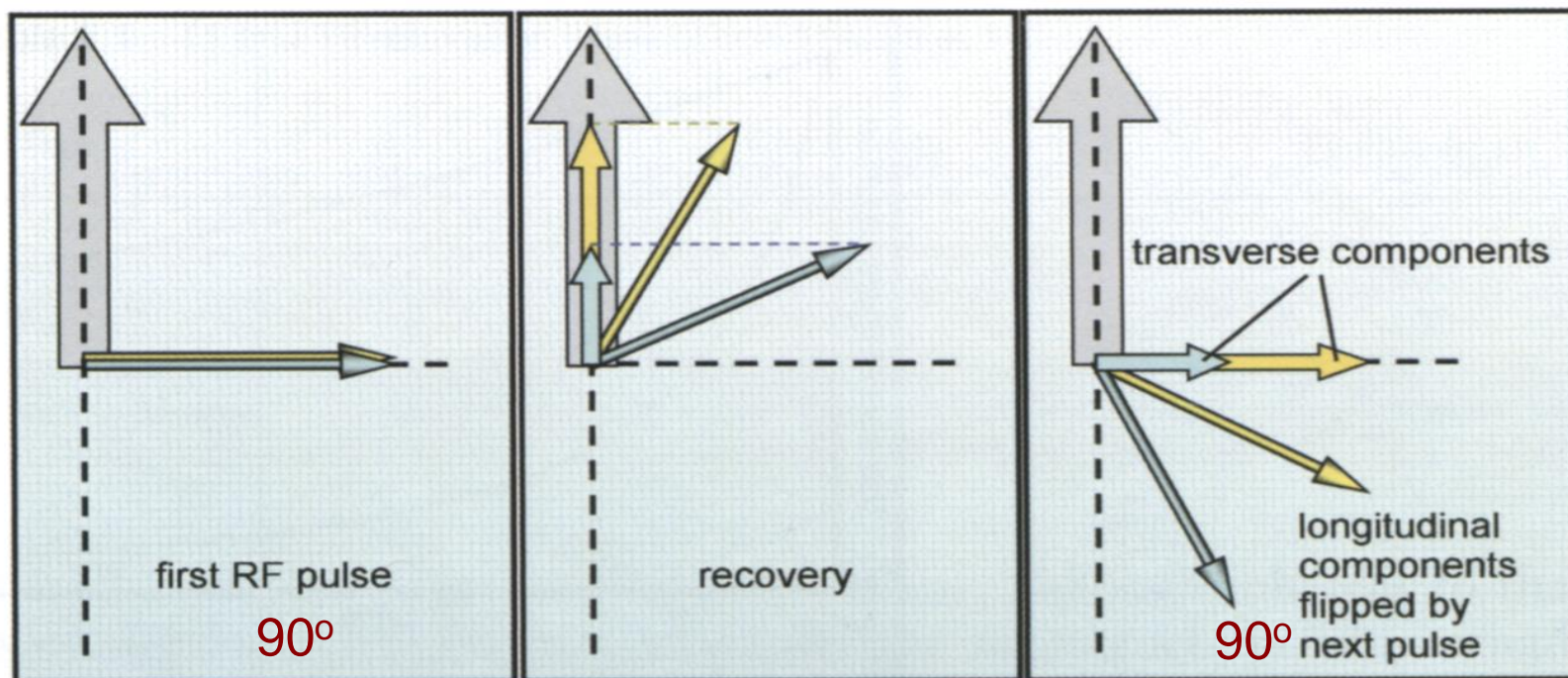




## Kontrast obrazu spowodowany przez różne stałe $T_1$

Po pewnym czasie (TR), który jest krótszy niż całkowity czas relaksacji tkanek  $T_1$ , zostaje podany następny impuls RF. Impuls ten ( $90^\circ$ ) powoduje, że rzutowanie składowych magnetyzacji zarówno tłuszczu, jak i wody na płaszczyznę xy odwzorowuje ich składową podłużną  $M_z$ .

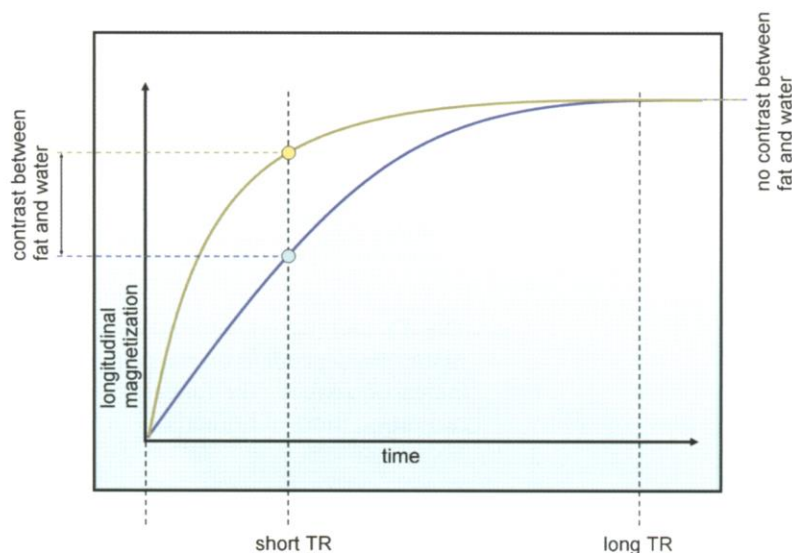
W efekcie tłuszcz generuje silny sygnał i jest jasnym obszarem w obrazach zależnych od  $T_1$ . Woda generuje słaby sygnał i jest odwzorowana w takich obrazach ciemnym obszarem.



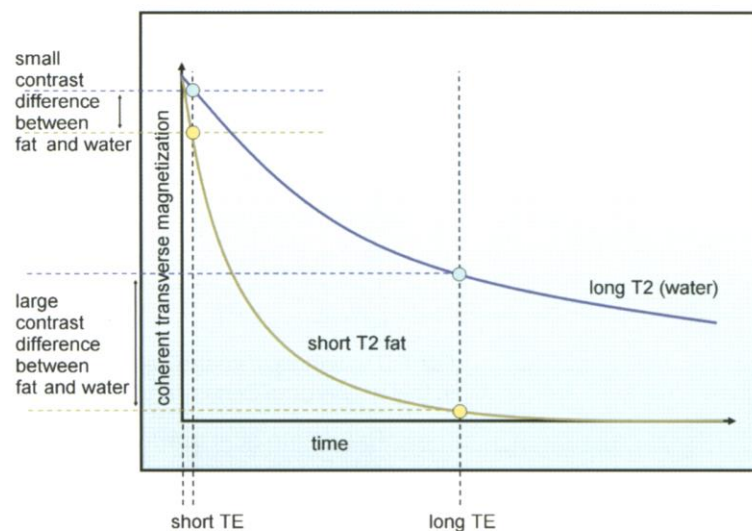


## Ważenie – zależność obrazu od parametrów tkanki

Parametry tkanki ( $T_1$ ,  $T_2$ , gęstość protonów PD) jednocześnie wpływają na wynikowy kontrast obrazu. Oznacza to, że podczas rekonstrukcji obrazu byłoby bardzo trudno określić względny udział każdego parametru w obserwowanym obrazie. Musimy więc ocenić udział (wagę) każdego z parametrów wpływających na kontrast obrazu. Odbywa się to poprzez odpowiednie dostosowanie parametrów sekwencji - czasów TR i TE. Aby uzyskać obraz zależny od  $T_1$ ,  $T_2$  lub PD, należy odpowiednio dobrać wartości TR i TE.



zależność od  $T_1$  - TR musi być wystarczająco krótki, aby żadna tkanka nie odzyskała pełnej magnetyzacji podłużnej.



zależność od  $T_2$  - TE musi być odpowiednio długi, aby każda tkanka utraciła część sygnału  $M_{xy}$





## Ważenie – zależność obrazu od parametrów tkanki

Contrast type	If you want to:	You must set the extrinsic parameters:
T1 weighting	<ul style="list-style-type: none"><li>- exaggerate T1</li><li>- diminish T2</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>TR - <b>SHORT</b></li><li>TE - <b>SHORT</b></li></ul>
T2 weighting	<ul style="list-style-type: none"><li>- diminish T1</li><li>- exaggerate T2</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>TR - <b>LONG</b></li><li>TE - <b>LONG</b></li></ul>
Proton density weighting	<ul style="list-style-type: none"><li>- diminish T1</li><li>- diminish T2</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>TR - <b>LONG</b></li><li>TE - <b>SHORT</b></li></ul>

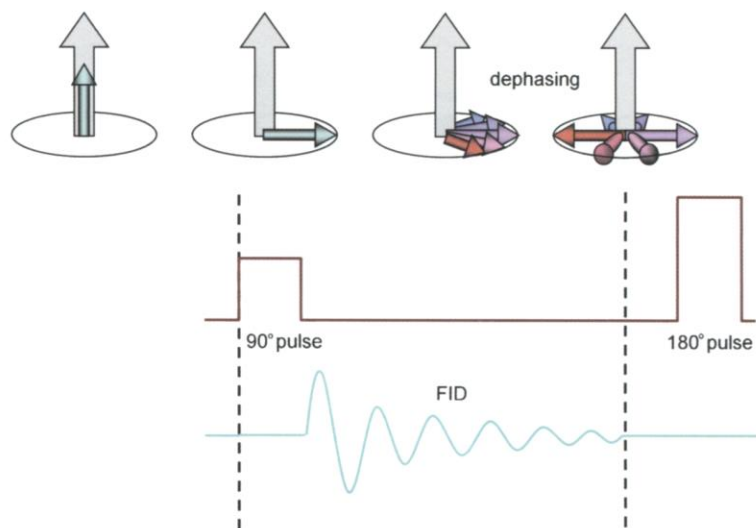


## Sekwencje impulsowe

- utrata koherencji spinów spowodowana niejednorodnością pola ( $T_2'$ ) powoduje szybką utratę wartości wektora poprzecznego magnetyzacji  $M_{xy}$ , a tym samym mierzony sygnał FID zanika, zanim dla większości tkanek wystąpił ich czas relaksacji  $T_1$  lub  $T_2$ .
- Aby „zmierzyć” czasy relaksacji i uzyskać obraz o dobrym kontraście, należy skompensować ten rodzaj utraty koherencji, tak aby sygnał mógł zostać poprawnie zrekonstruowany i zależeć od  $T_1$  lub  $T_2$ .
- Można to zrobić na dwa sposoby - używając dodatkowego impulsu RF  $180^\circ$  lub stosując tzw. gradienty.
- Sekwencje wykorzystujące impuls  $180^\circ$  do regeneracji sygnału nazywane są sekwencjami echa spinowego. Te, które używają gradientu, nazywane są sekwencjami echa gradientowego.

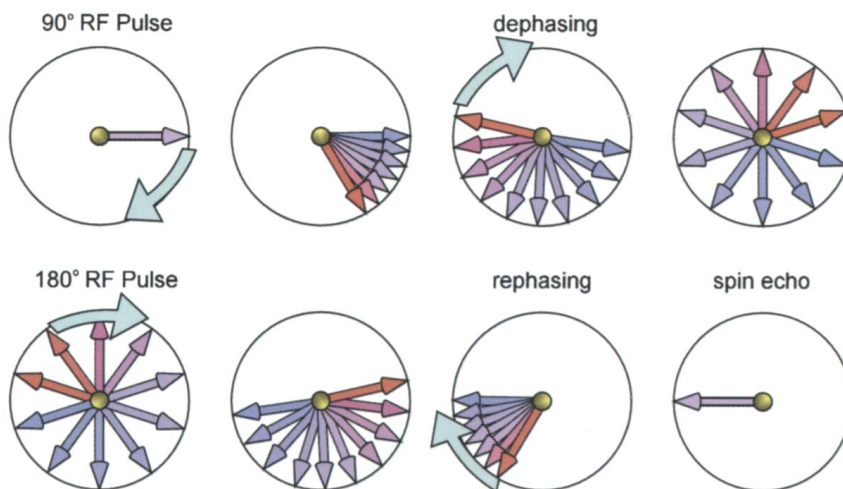


# Sekwencja echa spinowego (spin echo)



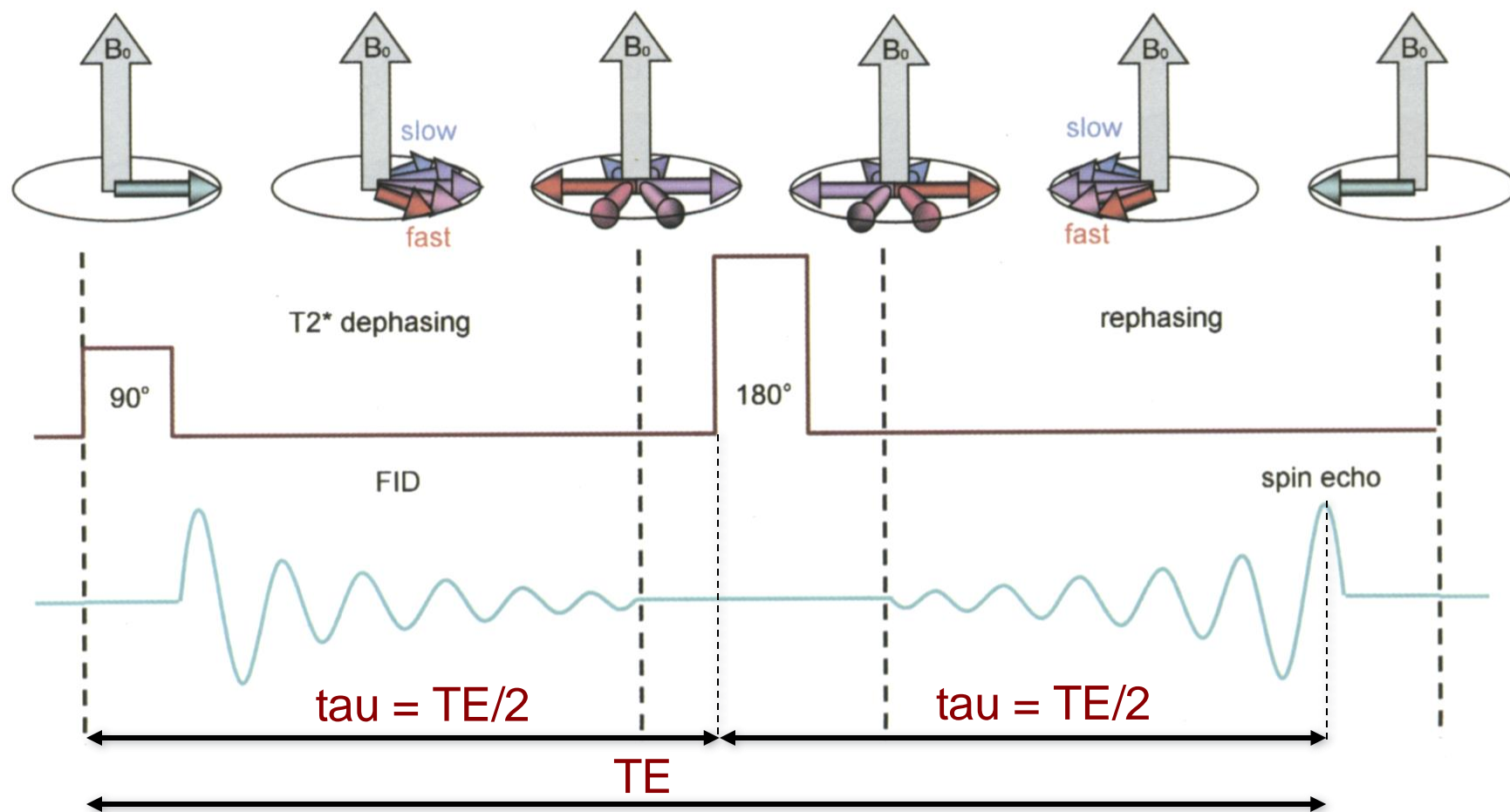
Sekwencja ta jest inicjowana impulsem  $90^\circ$ . Po zaniku tego impulsu generowany jest FID, który zaczyna zanikać (rozfazowanie) zgodnie ze stałą  $T_2^*$ . Następnie stosuje się impuls  $180^\circ$ , który rekompensuje proces rozfazowania spowodowany niejednorodnością pola (składnik  $T_2'$  w  $T_2^*$ )

Impuls  $180^\circ$  "odwraca" momenty magnetyczne poszczególnych spinów (zachowując kierunek precesji). Zachodzi ponowny proces fazowania, ale skutkiem „odwrócenia” wektorów skompensowane zostały stałe wpływy niejednorodności pola  $B_0$ .



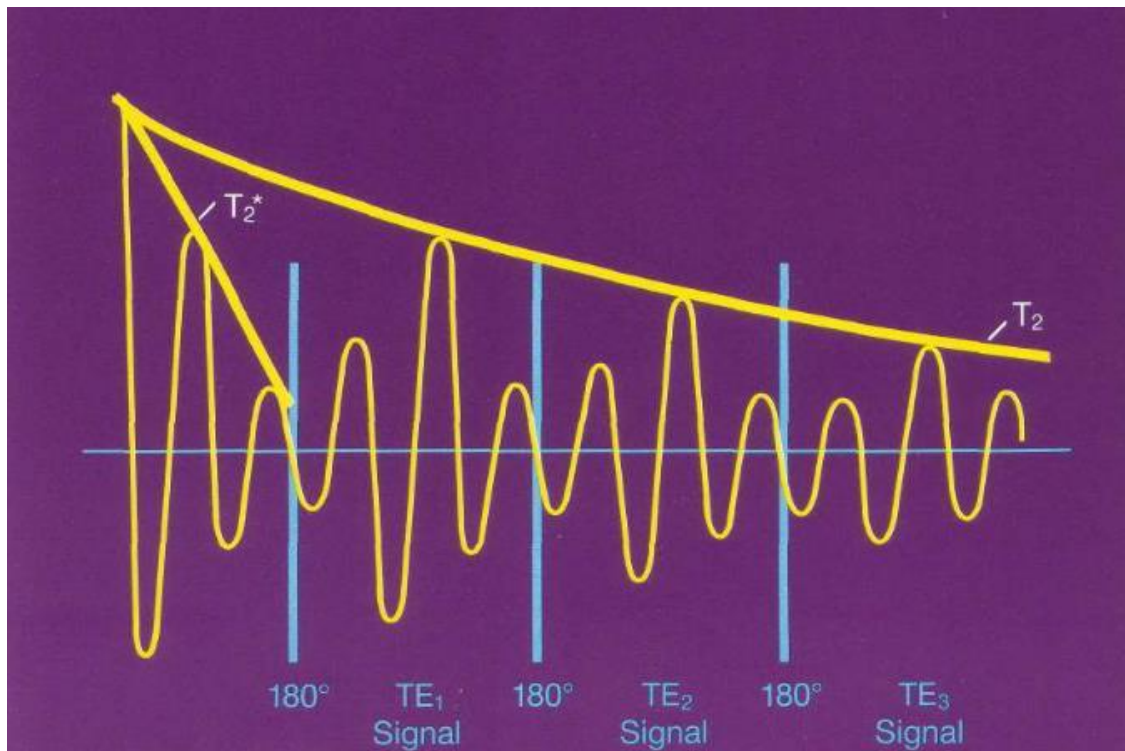


# Sekwencja echa spinowego (spin echo)





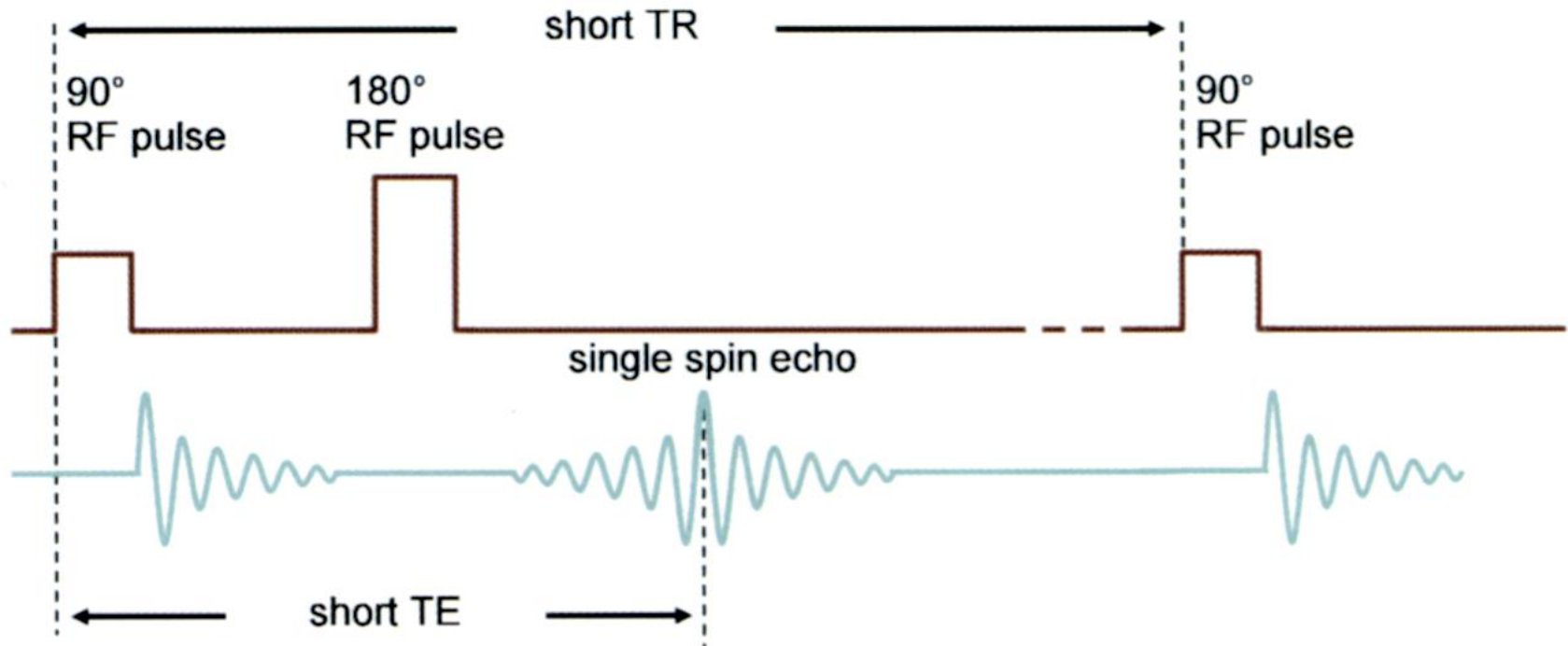
# Sekwencja echa spinowego (spin echo)







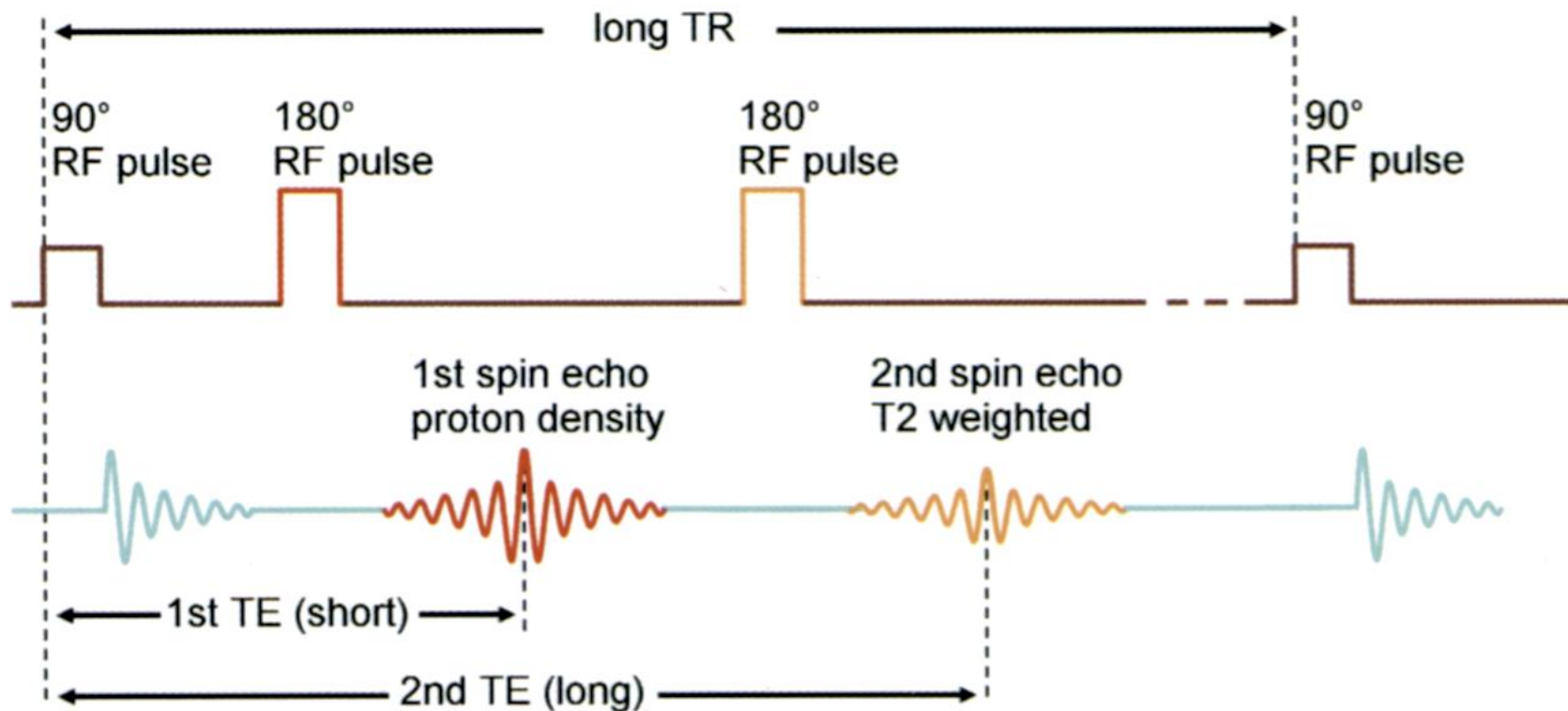
## Sekwencja echa spinowego – pojedyncze echo



Krótki TR zapewnia, że kontrast obrazu będzie zależał od stałych wartości  $T_1$  tkanek



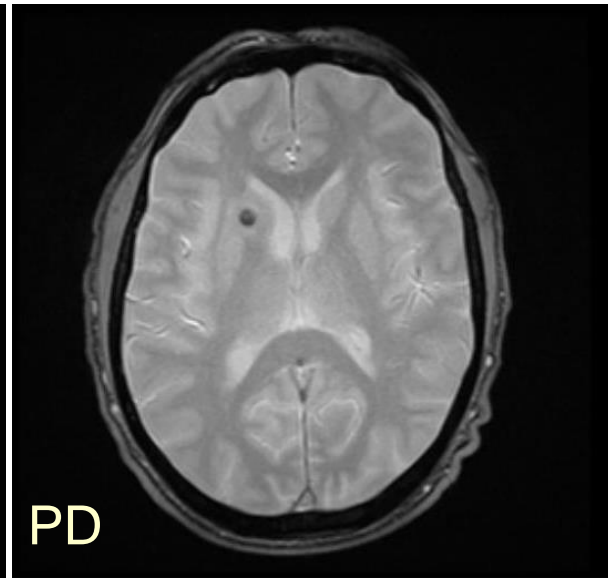
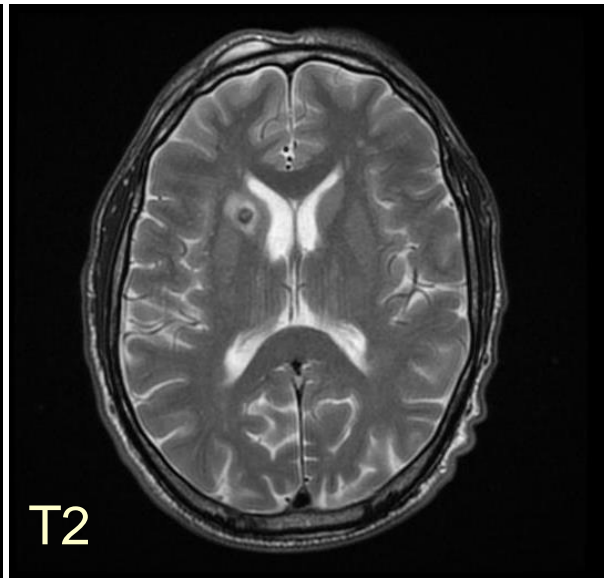
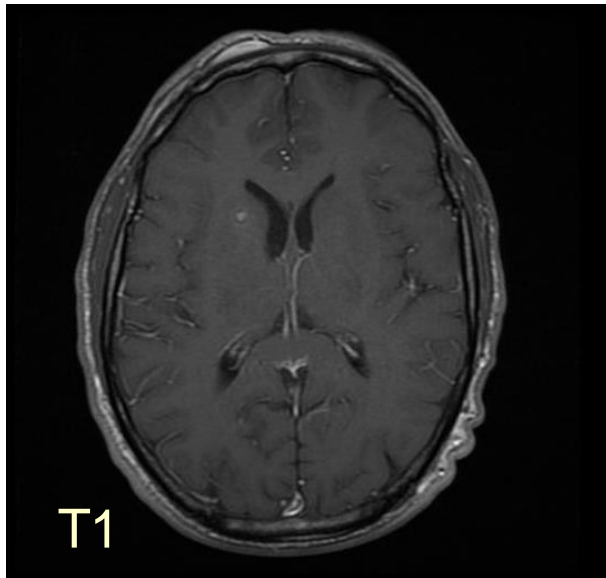
## Sekwencja echa spinowego – pojedyncze echo



Taka sekwencja generuje zarówno obrazy PD – zależne oraz T2 - zależne podczas jednego impulsu TR i dwóch TE

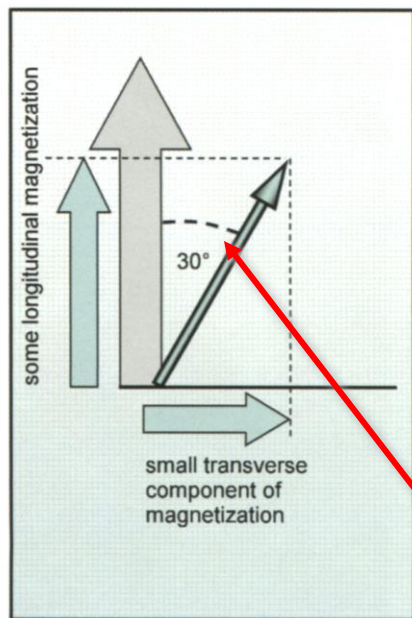


# Przykłady obrazów $T_1$ , $T_2$ i PD zależnych (ten sam przekrój mózgu)





## Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)

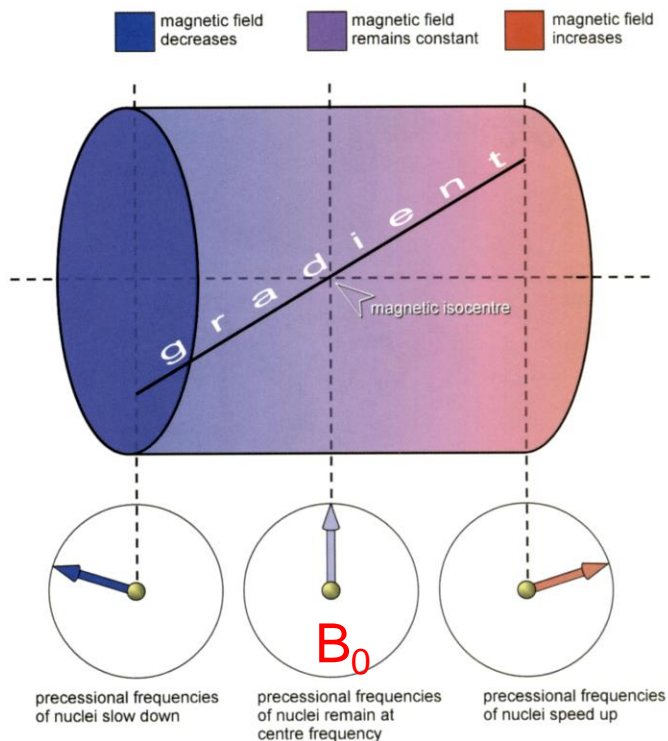


Flip angle

Sekwencja impulsów echa gradientowego wykorzystuje zmienny impuls RF wzbudzenia, dlatego „odwraca” wektor magnetyzacji pod dowolnym kątem (nie tylko  $90^\circ$ ). W takim przypadku tylko część podłużnej magnetyzacji  $M_L$  jest przekształcana w poprzeczną magnetyzację  $M_{xy}$  przy rzutowaniu płaszczyznę  $xy$

## Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)

Gradienty pola magnetycznego są generowane przez tzw. cewki gradientowe umieszczone wewnątrz magnesu tworzącego pole  $B$ . Te gradienty oddziałują z polem  $B$  tak że natężenie tego pola zmienia się liniowo wzdłuż osi cewek.



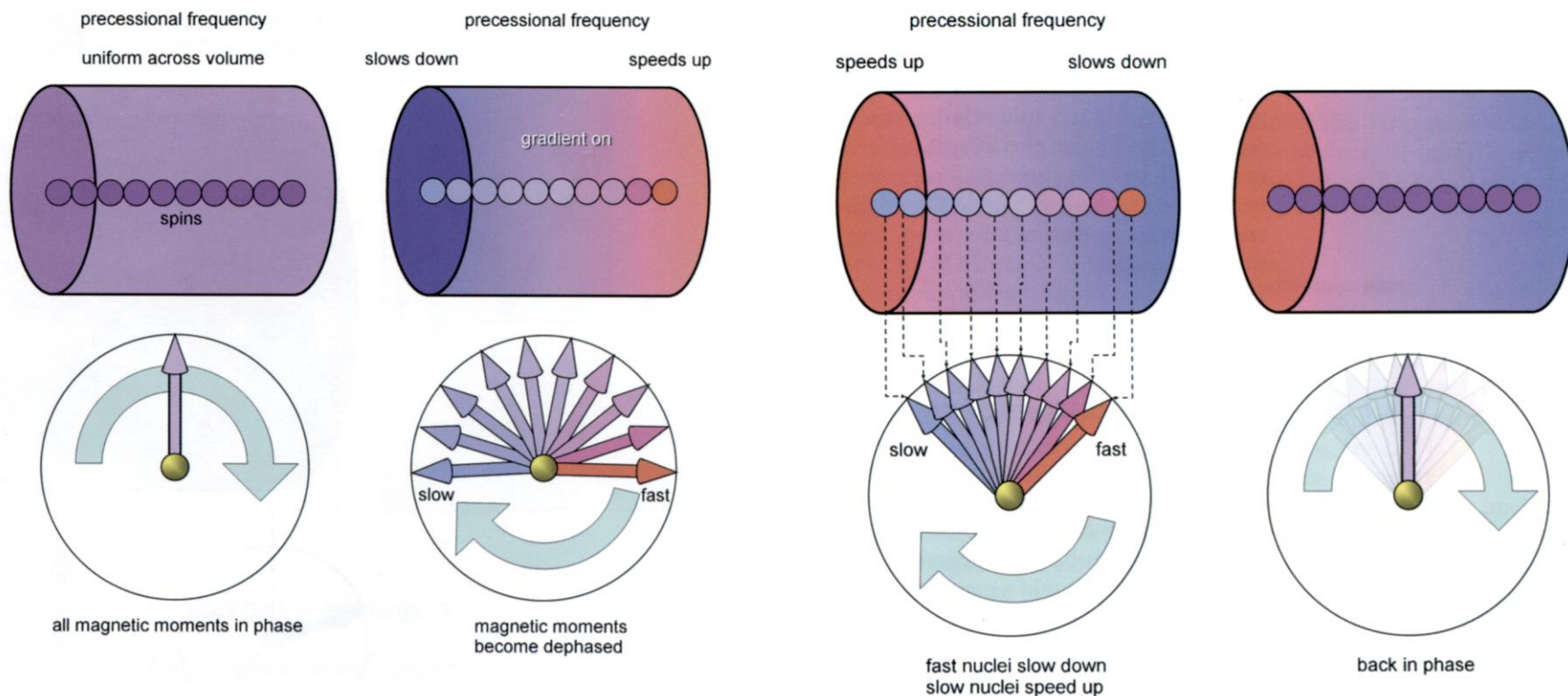
Środek osi gradientów określa miejsce, gdzie natężenie pola wynosi  $B_0$  (izocentrum magnetyczne). Wzrost lub spadek indukcji pola zależy od kierunku prądu przepływającego przez cewki.

Gdy system generacji gradientów jest włączony, natężenie pola magnetycznego wzdłuż osi cewek rośnie liniowo, zmieniając lokalne wartości częstotliwości Larmora.





# Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)

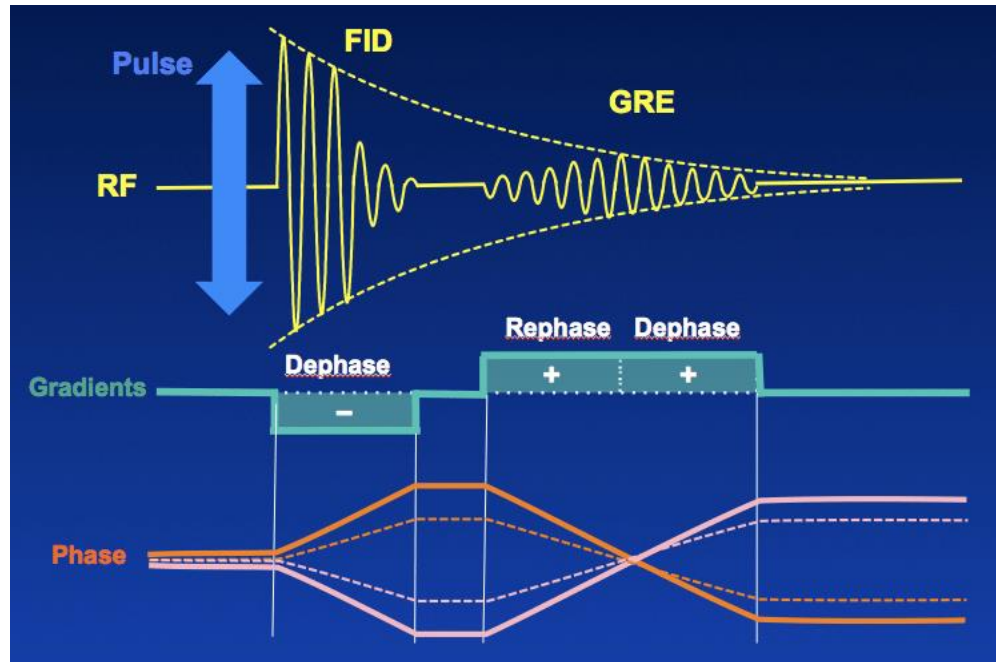


Proces rozfazowania spinów - gradient jest włączony w sytuacji, gdy wszystkie spiny precesują z jednakową częstotliwością. Skutkiem działania gradientu zmienia się lokalna wartość indukcji pola, jakiej doświadczają poszczególne spiny -> zmiana częstotliwości precesji -> rozfazowanie.

Proces fazowania - gradient jest włączony przy rozfazowaniu spinów. Liniowa zmiana indukcji pola (taka sama jak przy rozfazowaniu) zmienia prędkości precesji spinów (wolne jądra przyspieszają, szybkie jądra zwalniają). Po krótkim czasie wszystkie spiny precesują z jednakową częstotliwością. Generowany przez spiny sygnał jest nazywany jest echem gradientowym.



## Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)



Sekwencja rozpoczyna się od zastosowania gradientu rozfazującego.

Następnie proces jest odwracany. Włączany jest gradient fazujący (jednakowa wartość, przeciwna polaryzacja). Generowany jest sygnał echa.



## Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)

### Zalety sekwencji

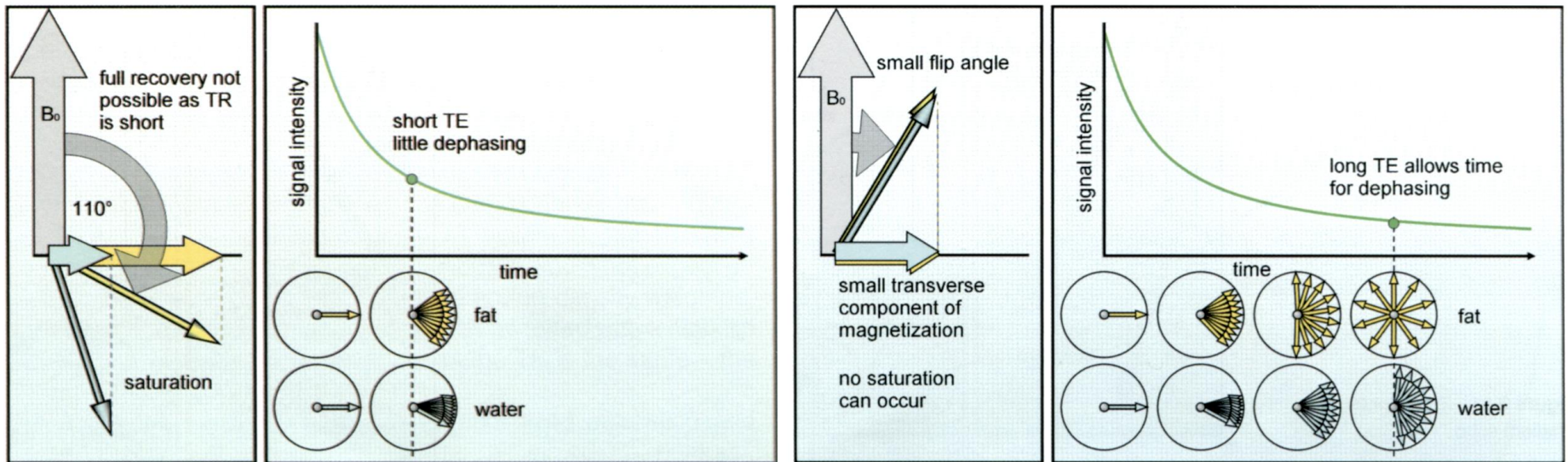
- gradienty powodują rozfazowanie spinów szybciej niż impuls  $180^\circ$ , dzięki czemu impuls TE może ulec skróceniu.
- również TR można ograniczyć, ponieważ stosowane są mniejsze kąty „odwrócenia” wektora magnetyzacji. W takim przypadku, pełne przywrócenie wektora magnetyzacji podłużnej następuje wcześniej.
- w efekcie ulega redukcji całkowity czas procesu skanowania.

### Ograniczenia sekwencji

- nie ma kompensacji niejednorodności pola magnetycznego. Ponieważ efekty związane ze stałą czasową  $T_2'$  nie są eliminowane, w obrazowaniu metodą echa gradientowego występuje tzw. ważenie  $T_2^*$ .
- obrazy uzyskane z użyciem tej sekwencji zawierają tzw. artefakty podatności magnetycznej.



# Sekwencja echa gradientowego (gradient echo)



Obrazowanie T1 zależne

Obrazowanie T2\* zależne





## Parametry sekwencji echa gradientowego

Contrast type	TR	TE	Flip angle
T1 weighting	short	short	large
T2 weighting	long	long	small
Proton density	long	short	small





## Literatura

- W. R. Hendee, E.R. Ritenour, Medical Imaging Physics, Wiley-Liss, 2002
- C. Guy, D. ffytche, An Introduction to The Principles of Medical Imaging, Imperial College Press, 2008
- B. Ciesielski, W. Kuziemski, Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego w medycynie, Tutor 1994
- C. Westbrook, C. Roth, J. Talbot, MRI in Practice, Blackwell Publishing, 2005
- H. Schild, MRI made easy (... well almost), Schering AG, 1990