

Magnetická rezonance (3)

J. Kybic, J. Hornak¹, M. Bock, J. Hozman

2008–2013

¹<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Co nového se dozvíme?

- Známe 90° sekvenci \approx “gradient (recalled) echo” sekvence
- Nové sekvence: spin echo, inversion recovery
- Multislice imaging (pro zrychlení)

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Délka snímání pro 90° FID sekvenci

$$TR = 1 \text{ s}$$

$$\times 256$$

$$\times 20$$

$$= \mathbf{1 \text{ h } 25 \text{ min}}$$

čas na jednu excitaci

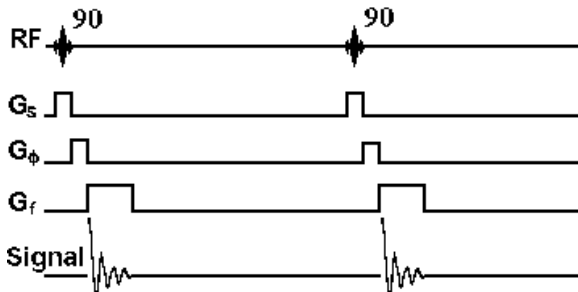
excitací na řez

řezů

To je příliš mnoho.

Multislice imaging

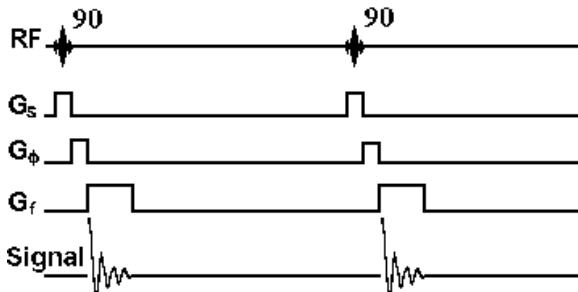
Časový diagram 90° FID sekvence



- Většina času je nevyužitá, čeká se na odeznění oscilace

Multislice imaging

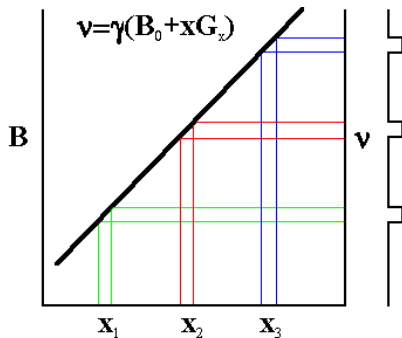
Časový diagram 90° FID sekvence



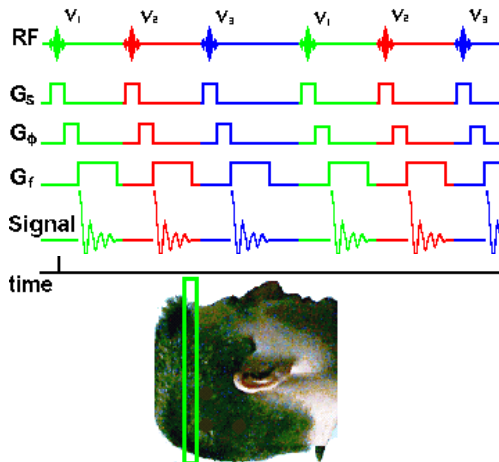
- Většina času je nevyužitá, čeká se na odeznění oscilace
- → Zatímco se čeká, je možné excitovat jiné řezu.

Multislice imaging — excitace

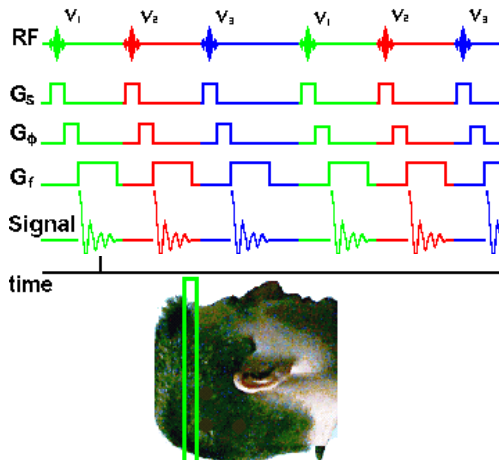
- Excitace řezů se nesmí ovlivňovat
- → Neměníme G_f
- → Použijeme jiné frekvence RF impulsů
- Frekvence RF pulsů musí být dostatečně vzdálené



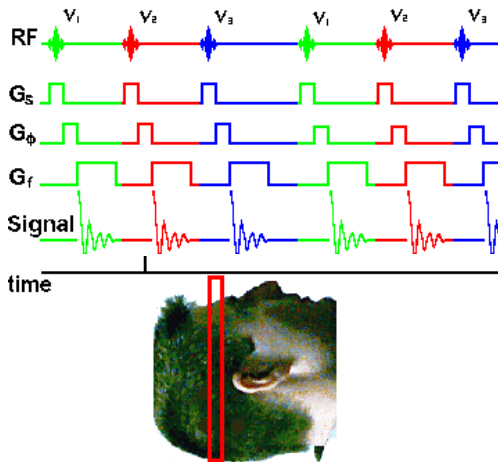
Multislice imaging — časový diagram



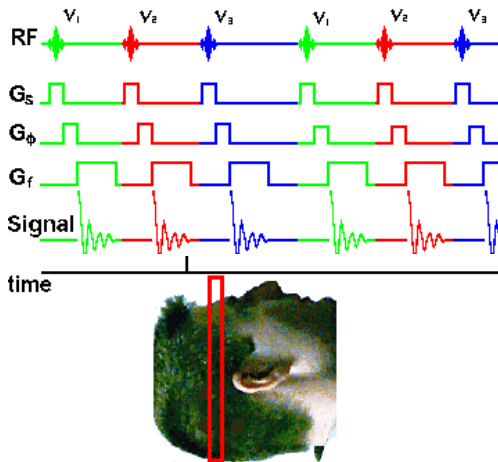
Multislice imaging — časový diagram



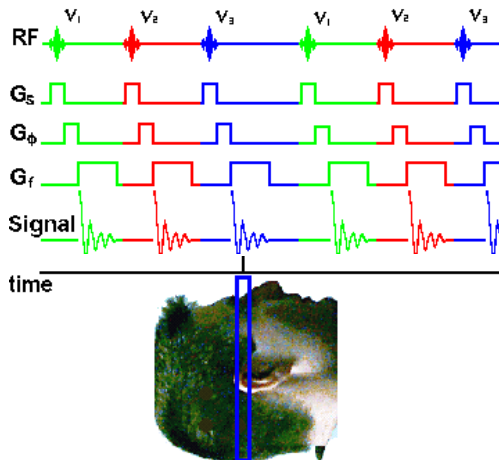
Multislice imaging — časový diagram



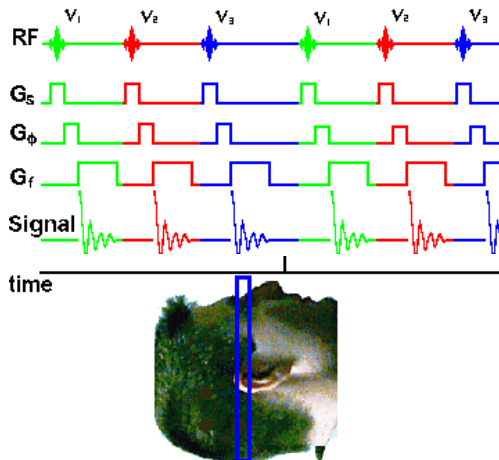
Multislice imaging — časový diagram



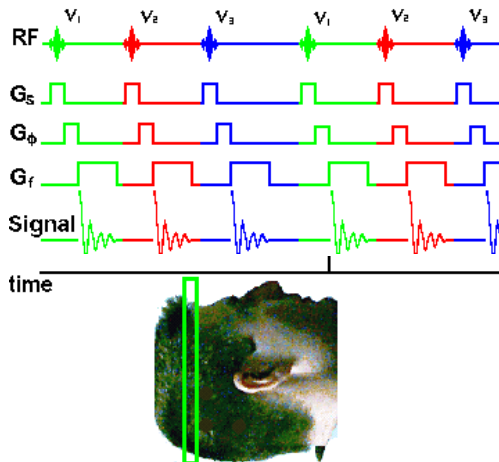
Multislice imaging — časový diagram



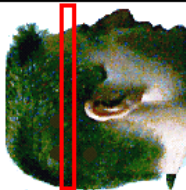
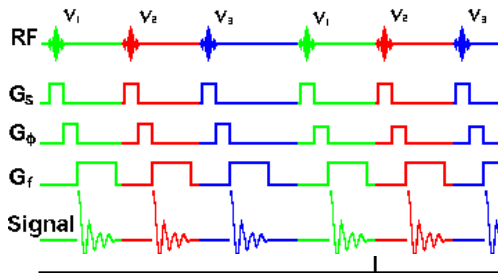
Multislice imaging — časový diagram



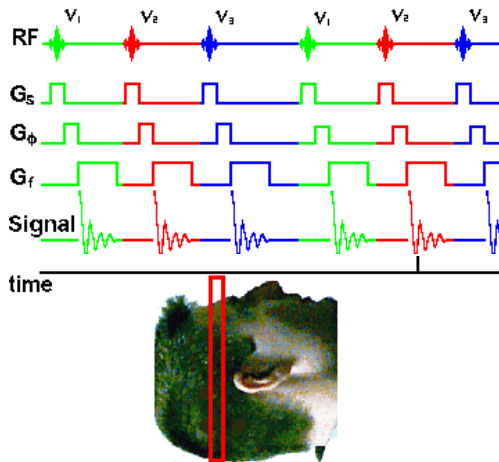
Multislice imaging — časový diagram



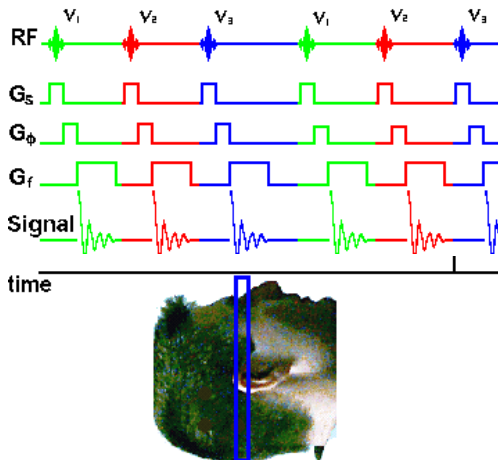
Multislice imaging — časový diagram



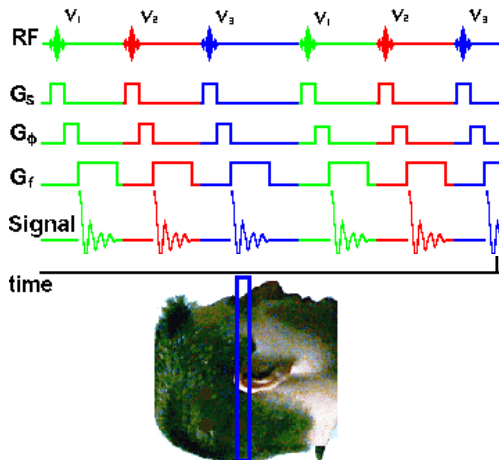
Multislice imaging — časový diagram



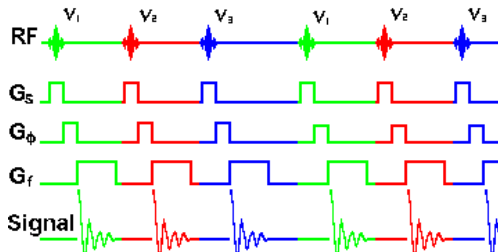
Multislice imaging — časový diagram



Multislice imaging — časový diagram



Multislice imaging — časový diagram



Umožňuje výrazné zrychlení snímání ~ 10 min

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

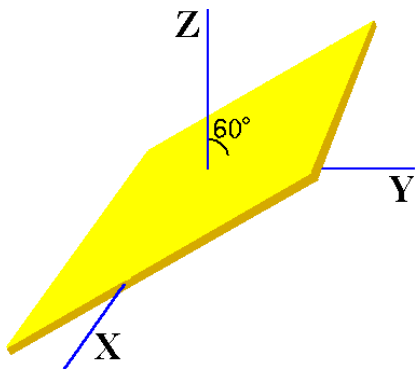
Kontrast

Průměrování

Šikmé zobrazování

Oblique imaging

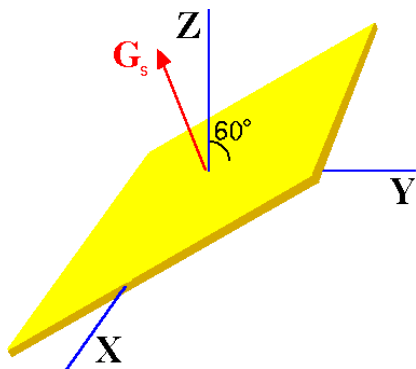
- Chceme-li šikmou rovinu řezu...
- → Použijeme lineární kombinaci gradientů



Šikmé zobrazování

Oblique imaging

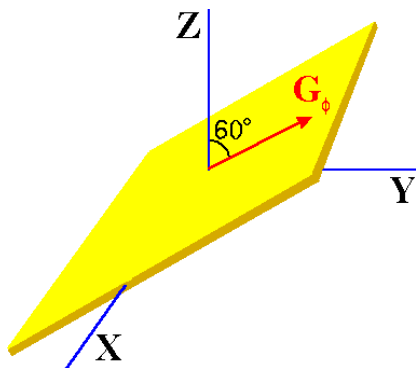
- Chceme-li šikmou rovinu řezu...
- → Použijeme lineární kombinaci gradientů



Šikmé zobrazování

Oblique imaging

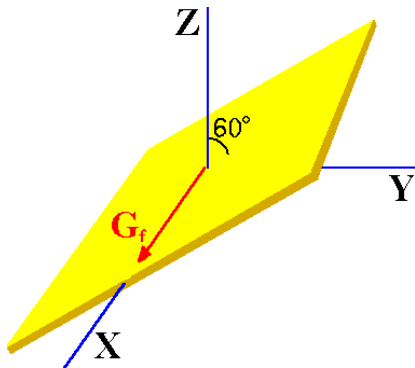
- Chceme-li šikmou rovinu řezu...
- → Použijeme lineární kombinaci gradientů



Šikmé zobrazování

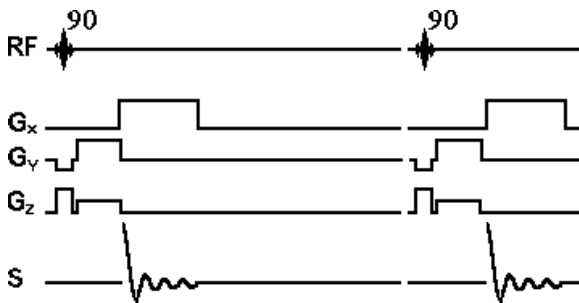
Oblique imaging

- Chceme-li šikmou rovinu řezu...
- → Použijeme lineární kombinaci gradientů



Šikmé zobrazování (2)

Časový diagram:



Gradientní cívky jsou zapnuté současně.

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Spinové echo (sekvence)

Spin echo

(již probáno — připomenutí a rozšíření)

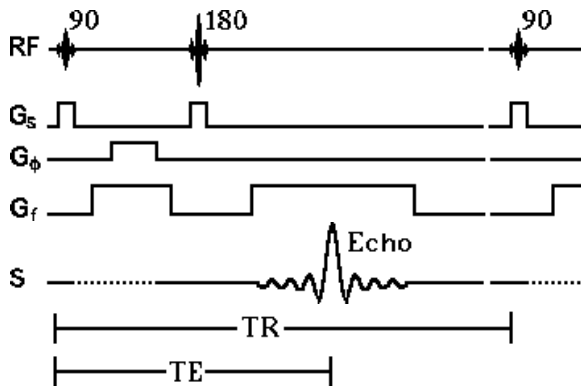
- FID signál závisí na T_1
- Spin echo (spinové echo) signál závisí i na T_2
- Některé tkáně a patologie mají podobné T_1 , ale liší se T_2

Intenzita signálu

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Spinové echo (2)

Časový diagram:

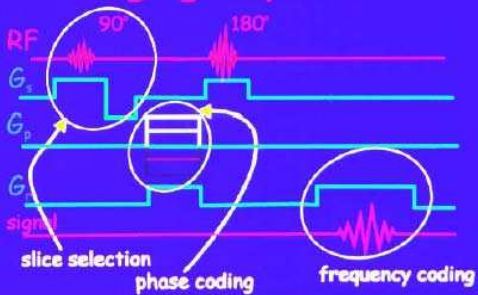


Spinové echo (3)

V časovém diagramu si všimněte:

- G_ϕ mohl by být až po 180° pulsu...
- ... G_ϕ mezi 90° a 180° pulsy \rightarrow kratší T_E
- FID signál (po 90° pulsu) není použit
- Aktivace desynchronizačního G_f spolu s G_ϕ ...
- ... \rightarrow maximální synchronizace spinů uprostřed snímacího okna echa
- Frekvence je opakována pro všechny G_ϕ

Imaging sequence SE



MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Inversion recovery (sekvence)

“Obnovení inverze”

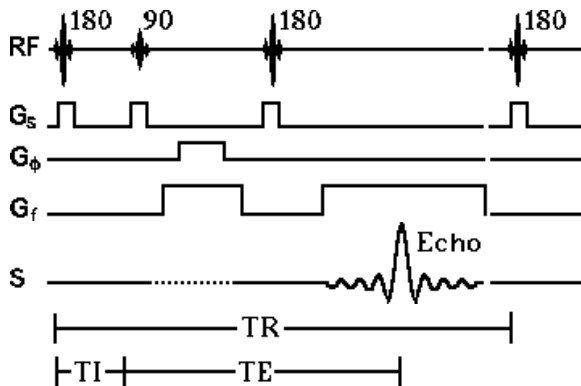
- Vhodnou volbou T_I lze potlačit signál s určitým T_1
- Na začátku sekvence je 180° impuls
- Ukážeme variantu *inversion recovery + spin echo*, s impulsy $180^\circ, 90^\circ, 180^\circ$
- Existuje i varianta *inversion recovery + 90° FID*

Intenzita signálu

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right)$$

Inversion recovery (2)

Časový diagram:



Inversion recovery (3)

V časovém diagramu si všimněte:

- Všechny RF impulsy jsou selektivní (jen řez), aplikovány spolu s G_s
- G_ϕ nemůže být po prvním 180° pulsu (není transversální magnetizace) ...
- ... je aplikováno po 90° pulsu
- od 90° pulsu je spin-echo sekvence, včetně desynchronizačního G_f

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

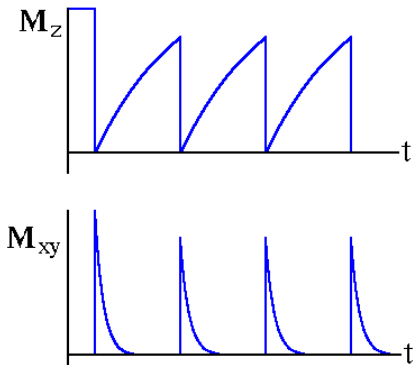
Kalibrace

Kontrast

Průměrování

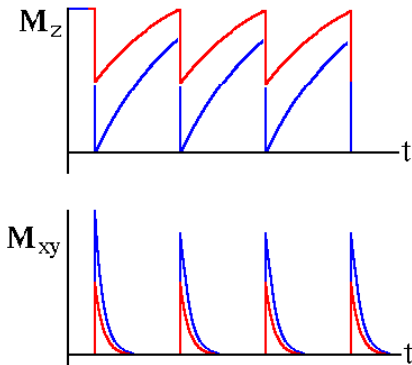
Úplná a částečná relaxace

- Pro maximální signál čekáme s další excitací na odeznění ($T_1 \approx 1$ s) — dlouhé snímání



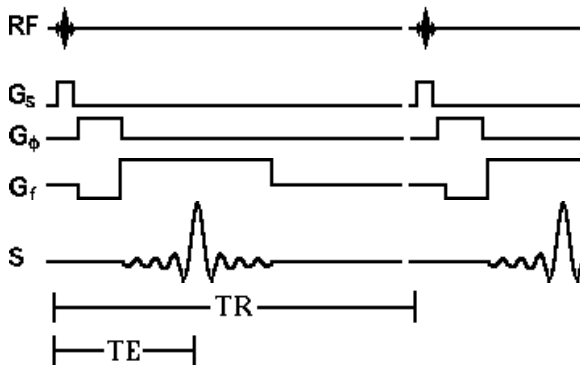
Úplná a částečná relaxace

- Pro maximální signál čekáme s další excitací na odeznění ($T_1 \approx 1$ s) — dlouhé snímání
- Menší *flip* úhel \rightarrow slabší signál + lze kratší čas



Gradientní echo

Časový diagram:



Gradientní echo (2)

- Flip angle $10^\circ \sim 90^\circ$
- Desynchronizační G_f současně s G_ϕ ...
- ... \rightarrow resynchronizace (maximální echo) v čase T_E
- G_f kódující frekvenci má opačné znaménko než desynchronizační G_f (chybí 180° impuls)
- Krátká doba T_R , i jen desítky ms

Gradient echo × spinové echo

GE × SE

- Synchronizace spinů:
 - RF impuls u SE
 - gradient u GE
 - Citlivost na nehomogenitu pole:
 - Menší u SE, nehomogenity kompenzovány
 - GE mnohem citlivější
 - Rychlost
 - SE pomalá metoda
 - GE mnohem rychlejší, zvláště pro malé flip úhly
- GE se používá je-li potřebná rychlost, např. rychlé 3D snímání
- SE dává kvalitnější obrázky (více signálu, méně šumu, menší vliv nehomogenit)

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

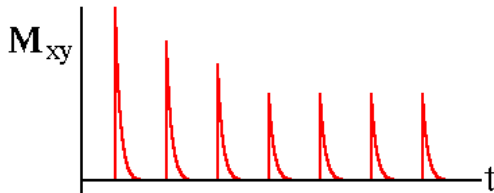
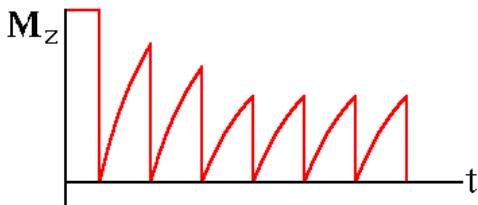
Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Kalibrační cykly

- Průběhy \mathbf{M} se stabilizují až po několika cyklech
- Vložíme několik kalibračních cyklů na začátek snímání každého řezu



MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

Kalibrace

Kontrast

Průměrování

Kontrast

Jak nastavit parametry

- Parametry tkáně (co chceme zobrazovat, v pořadí důležitosti)
 - Mřížková relaxační konstanta T_1 (spin-lattice)
 - Spinová relaxační konstanta T_2 (spin-spin)
 - Hustota spinů ρ (spin density, proton density)
 - Kombinovaná relaxační konstanta T_2^* (molekulární pohyb a nehomogenita)
- Parametry zobrazování (co můžeme ovlivnit)
 - Opakovací perioda T_R (repetition time)
 - Čas do měření T_E (echo time)
 - Čas inverze T_I (inversion time)
 - Úhel ϕ (flip angle)
 - T_2^* (lze ovlivňovat)

Intenzita signálu

Shrnutí

Spinové echo

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Inversion recovery 180°–90°

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Gradientní echo

$$S \propto \rho \frac{\left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \sin \phi e^{-\frac{T_E}{T_2^*}}}{1 - \cos \phi e^{-\frac{T_R}{T_1}}}$$

Optimální (*Ernstův*) úhel: $\cos \phi_{\text{Ernst}} = e^{-\frac{T_R}{T_1}}$

Typické MRI parametry

Tkáně hlavy

Tkáň	T_1 [s]	T_2 [ms]	ρ [rel]
Mozkom. mok	0.8 ~ 20	110 ~ 2000	70 ~ 230
Bílá hm.	0.76 ~ 1.08	61 ~ 100	70 ~ 90
Šedá hm.	1.09 ~ 2.15	61 ~ 109	85 ~ 125
Mozk. plena	0.5 ~ 2.2	50 ~ 165	5 ~ 44
Sval	0.95 ~ 1.82	20 ~ 67	45 ~ 90
Tuk	0.2 ~ 0.75	53 ~ 94	50 ~ 100

($\rho = 111$ pro 12 mM vodný roztok NiCl_2)

Kontrast (2)

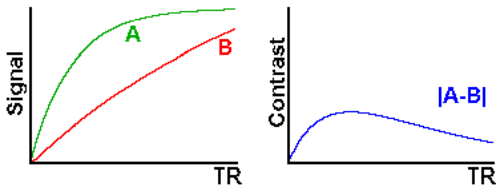
Pro tkáně A , B

- Definujme kontrast jako $C = S_A - S_B$, kde S_A , S_B je amplituda signálu

Kontrast (2)

Pro tkáně A , B

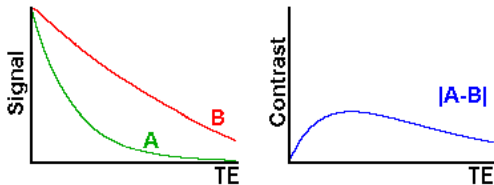
- Definujme kontrast jako $C = S_A - S_B$, kde S_A , S_B je amplituda signálu
- Závislost kontrastu na T_R (příklad, spin-echo; contrast curve)



Kontrast (2)

Pro tkáně A , B

- Definujme kontrast jako $C = S_A - S_B$, kde S_A , S_B je amplituda signálu
- Závislost kontrastu na T_R (příklad, spin-echo; contrast curve)
- Závislost kontrastu na T_E



Vážené sekvence

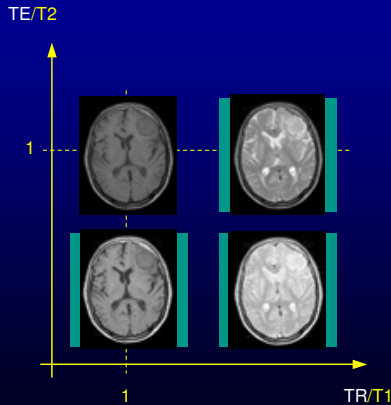
- Sekvence s kontrastem závislejícím na T_1 nazýváme T_1 vážené (T_1 weighting)
- Sekvence s kontrastem závislejícím na T_2 nazýváme T_2 vážené (T_2 weighting)
- Sekvence s kontrastem závislejícím na ρ nazýváme sekvence spinové/protonové hustoty (spin/proton density weighting, PD)

Volba parametrů

Vážení	T_R	T_E
T_1	$\sim T_1$	$\ll T_2$
T_2	$\gg T_1$	$\sim T_2$
ρ (PD)	$\gg T_1$	$\ll T_2$

- $T_E \ll T_2 \rightarrow T_2$ relaxace se neuplatní (signál nestihne klesnout)
- $T_R \gg T_1 \rightarrow T_1$ relaxace se neuplatní (signál vždy klesne na nulu)

How to Achieve a Specific Weighting ?



Typická nastavení

Spinové echo

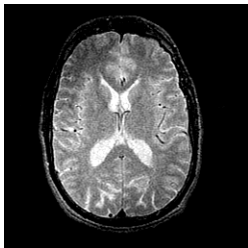


T_1 kontrast

$T_R = 500$ ms

$T_E = 20$ ms

kost ano, voda ne
kontrast tkáň/netkáň

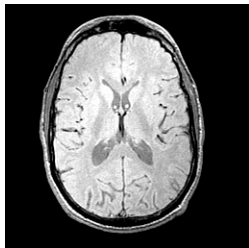


T_2 kontrast

$T_R = 2000$ ms

$T_E = 80$ ms

kost ne, voda ano
kontrast měkkých tkání



PD kontrast

$T_R = 2000$ ms

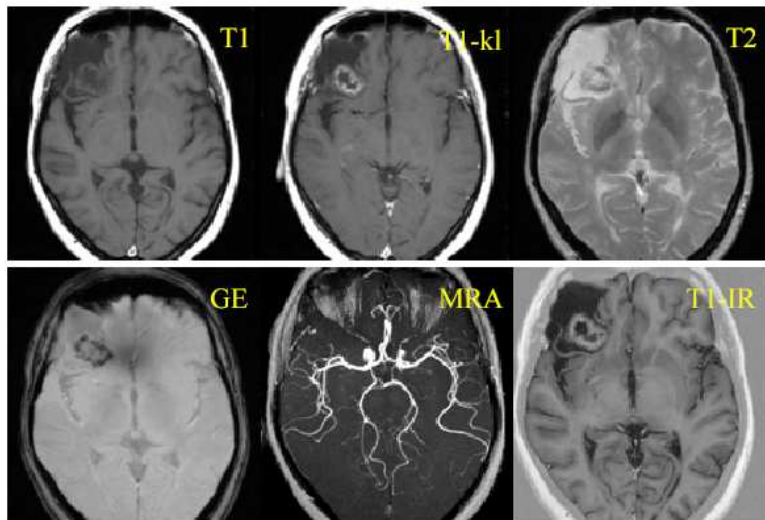
$T_E = 20$ ms

kost ano, voda ano
hustota

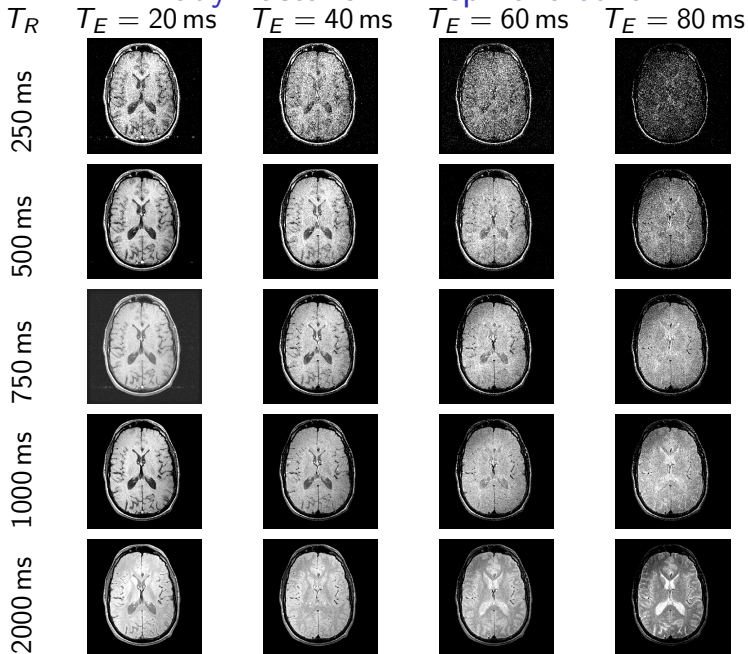
Kontrast (3)

Názvosloví parametrů pro kontrast není zcela jednotné. . .

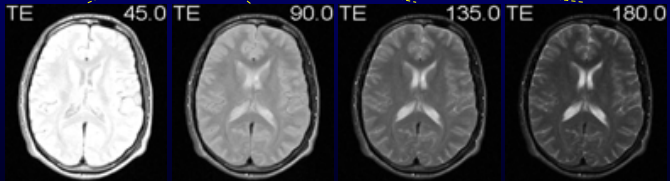
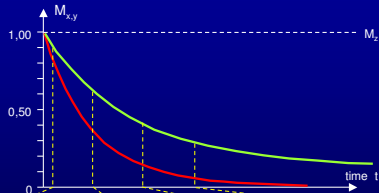
Kontrast



Příklady nastavení — spinové echo



T2 Weighting



Intenzita signálu

Shrnutí

Spinové echo

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Inversion recovery 180° - 90°

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Gradientní echo

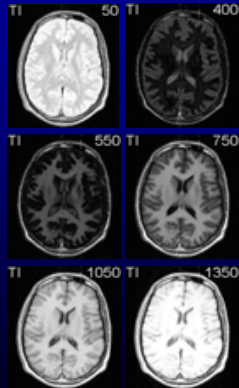
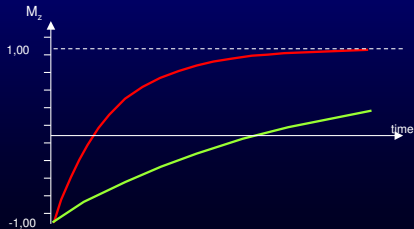
$$S \propto \rho \frac{\left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \sin \phi e^{-\frac{T_E}{T_2^*}}}{1 - \cos \phi e^{-\frac{T_R}{T_1}}}$$

Optimální (*Ernstův*) úhel: $\cos \phi_{\text{Ernst}} = e^{-\frac{T_R}{T_1}}$

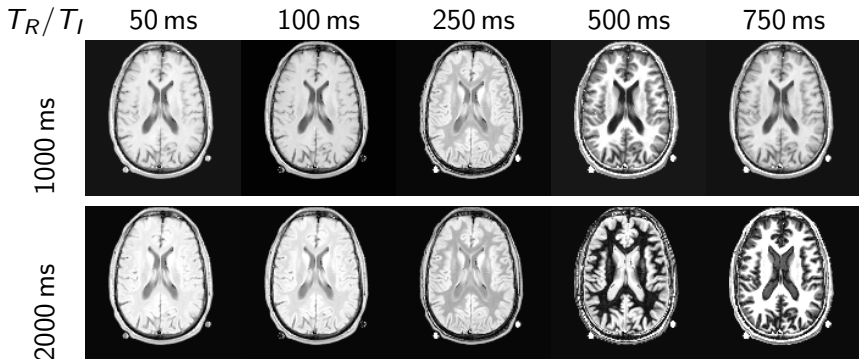
Inversion Recovery

Measurement Timing

- 180° rf pulse
- Signal readout at inversion delay TI



Příklady nastavení — inversion recovery



Tečky = kalibrační standard.

T_I — potlačení určité tkáně, T_R — intenzita

Intenzita signálu

Shrnutí

Spinové echo

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Inversion recovery 180°–90°

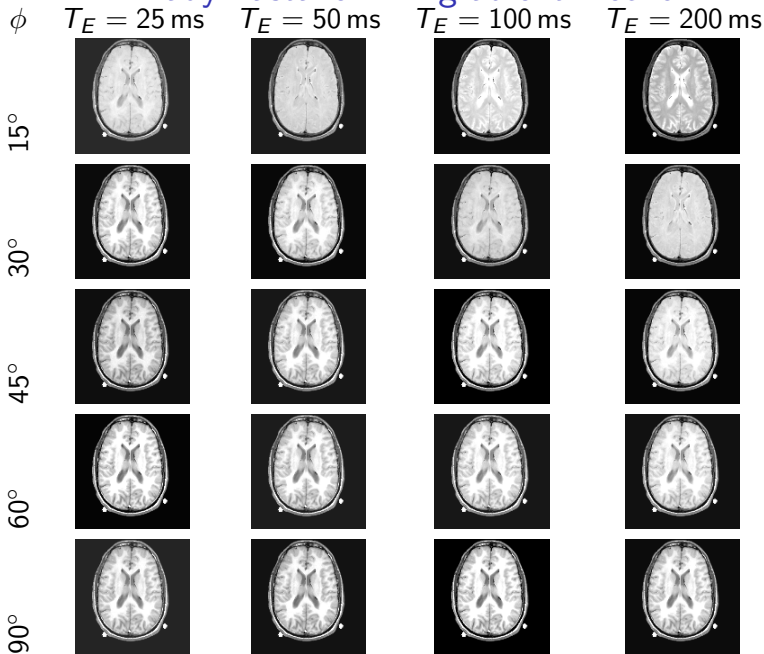
$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Gradientní echo

$$S \propto \rho \frac{\left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \sin \phi e^{-\frac{T_E}{T_2^*}}}{1 - \cos \phi e^{-\frac{T_R}{T_1}}}$$

Optimální (*Ernstův*) úhel: $\cos \phi_{\text{Ernst}} = e^{-\frac{T_R}{T_1}}$

Příklady nastavení — gradientní echo



Intenzita signálu

Shrnutí

Spinové echo

$$S \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Inversion recovery 180° - 90°

$$S \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_I}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Gradientní echo

$$S \propto \rho \frac{\left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \sin \phi e^{-\frac{T_E}{T_2^*}}}{1 - \cos \phi e^{-\frac{T_R}{T_1}}}$$

Optimální (*Ernstův*) úhel: $\cos \phi_{\text{Ernst}} = e^{-\frac{T_R}{T_1}}$

MRI zobrazovací techniky

Multislice imaging

Šikmé zobrazování

Spinové echo

Inversion recovery

Gradient (Recalled) Echo

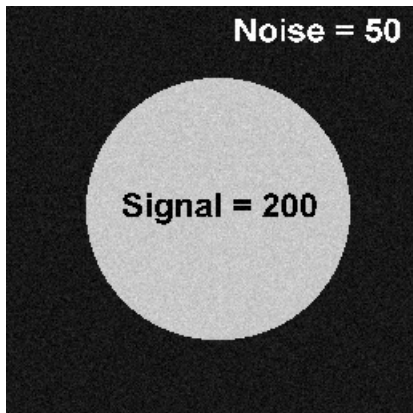
Kalibrace

Kontrast

Průměrování

SNR

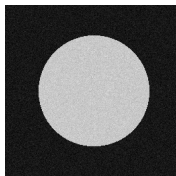
$$\text{SNR} = \frac{\sigma_{\text{signál}}}{\sigma_{\text{šum}}} = \frac{\sigma_{\text{tkáň}}}{\sigma_{\text{pozadí}}}$$



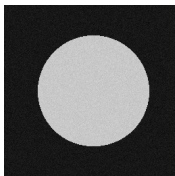
Průměrování

Průměrujeme N excitací. Potom $\text{SNR}' = \text{SNR}/\sqrt{N}$

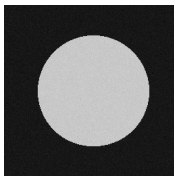
$N = 1$



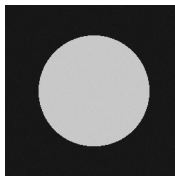
$N = 2$



$N = 4$



$N = 16$



(Řez lahví s vodou.)

Zvlášť užitečné u rychlých metod (gradient echo).