Magnetická rezonance (5)

Lékařské aplikace a speciální techniky

J. Kybic, J. Hornak[1], M. Bock, J. Hozman

2008–2013

[1] http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

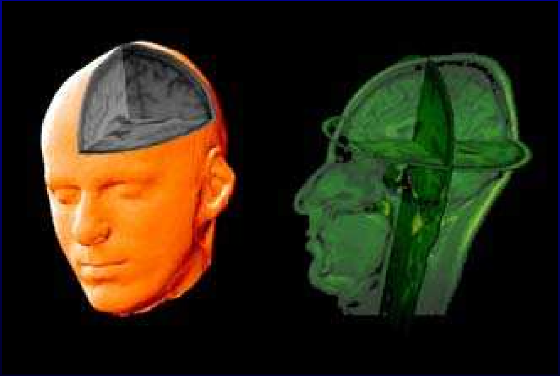
Tagged MRI

Difusní MRI

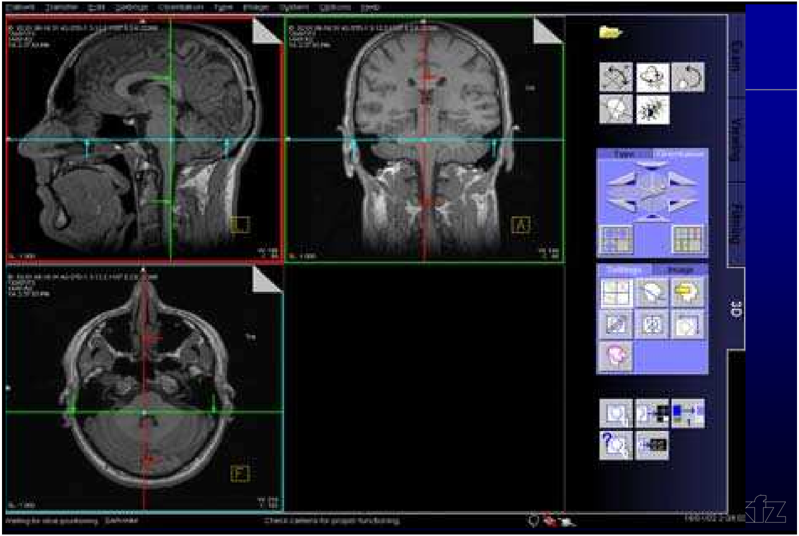
In-vivo spektroskopie

Jiné

Applications: Brain Imaging

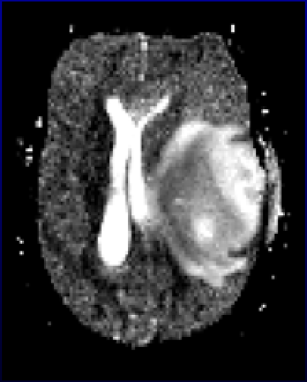


dkfz



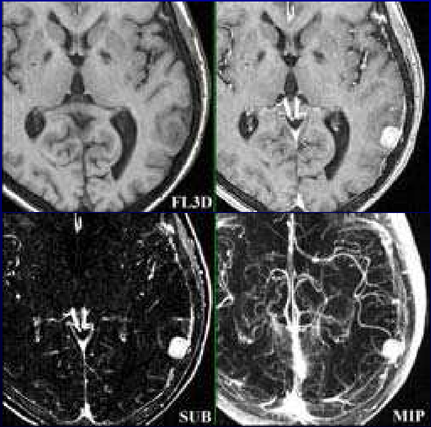
Application: Tumor Diagnostics

SE T1, post CA



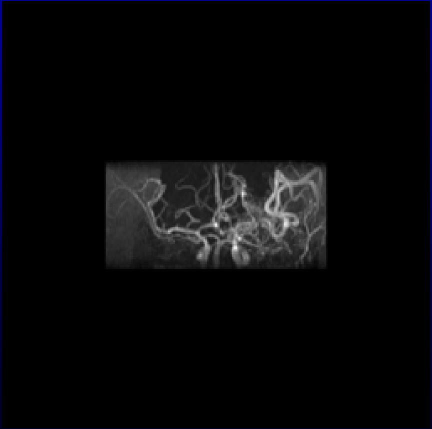
Diffusion Map

Application: Brain Metastasis

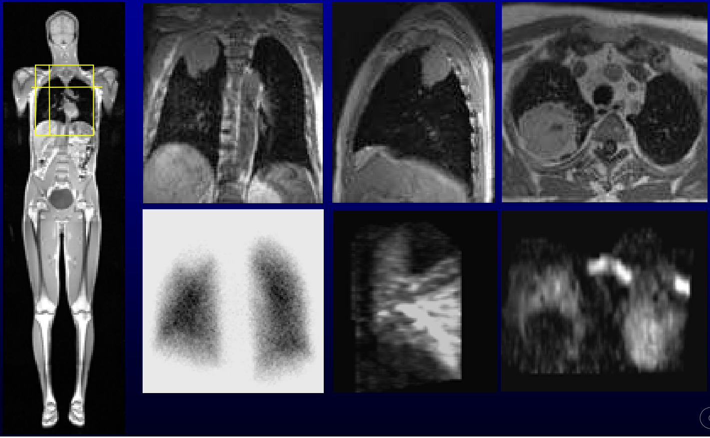


Schad L et al., DKFZ

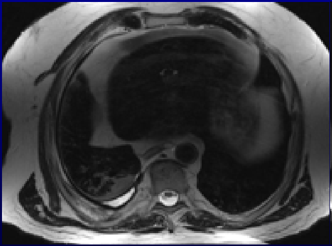
Application: Arterio-Venous Malformation



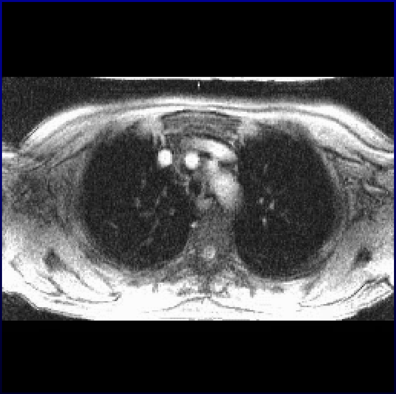
Application: Lung Cancer Diagnostics



Application: Asbestosis



Application: Relapsing Perichondritis

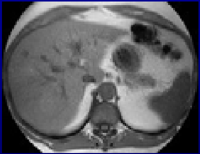


Sequence

- 2D FLASH
- TR = 4.4 ms
- RecFOV = 6/8
- Matrix = 128x256
- TA/Image = 550 ms

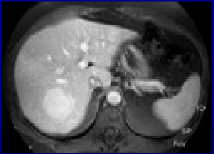
dkfz

Application: Liver Tumor Diagnostics



FLASH T1 (in phase)

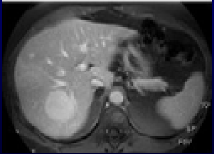
FLASH T1, fat sat



FLASH T1, fat sat, Gd (phase2)

FLASH T1 (opposed phase)

FLASH T1, fat sat, Gd (phase1)

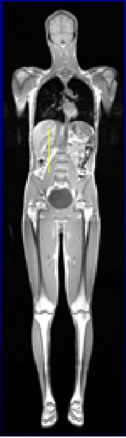


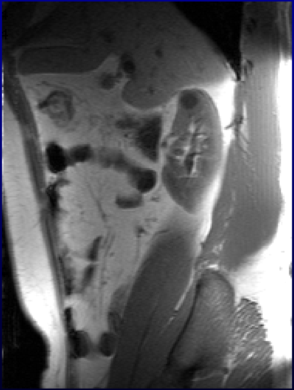
FLASH T1, fat sat, Gd (phase3)

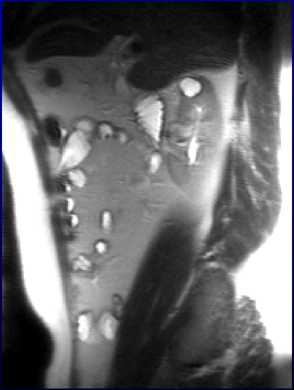
Multiple Hepatocellular Adenomas

Courtesy: Op de Beeck, Antwerp

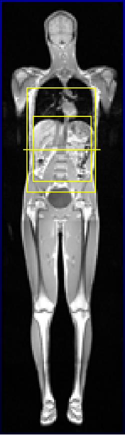
Application: Renal Cyst

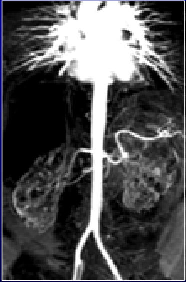




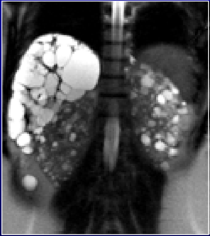


Application: Polycystic Kidneys



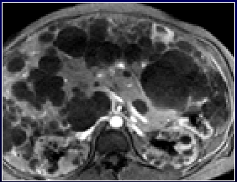


3D Gd MRA



Coronal T2

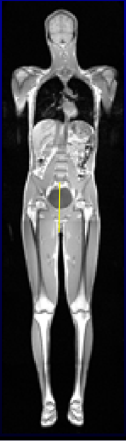
Axial T2

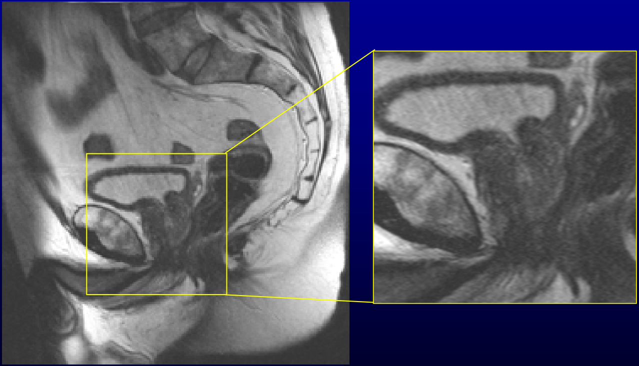


Post Gadolinium

Courtesy: M. Prince, Ann Arbor

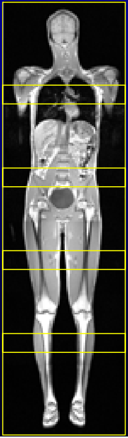
Application: Prostate MRI

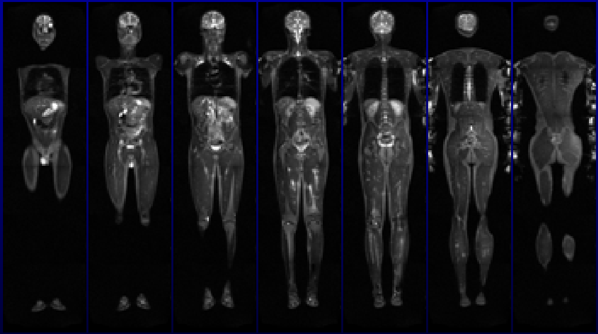




T2w SE

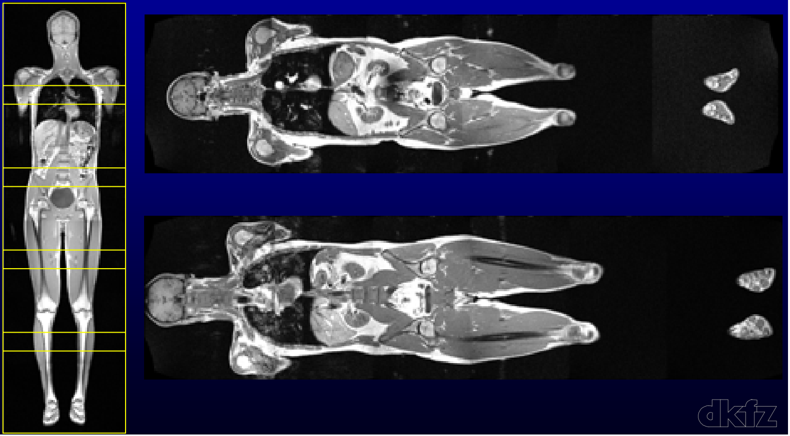
Application: Whole Body MRI





2D HASTE

Application: Whole Body MRI



MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

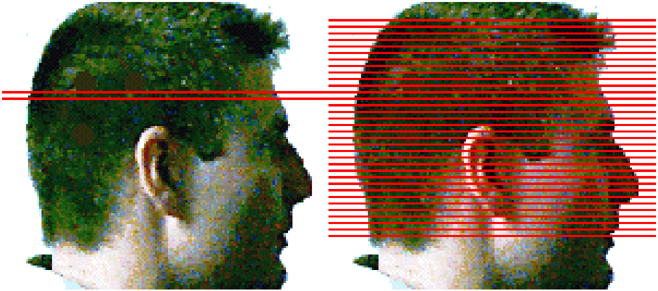
In-vivo spektroskopie

Jiné

3D zobrazování

(3D/Volume Imaging)

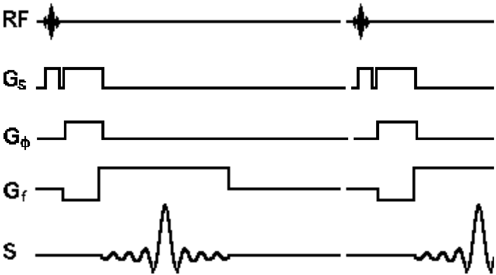
- Snímáme objem (mnoho řezů) místo jednoho řezu

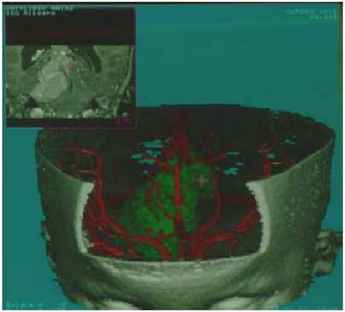


3D zobrazování

(3D/Volume Imaging)

- Snímáme objem (mnoho řezů) místo jednoho řezu
- Časový diagram
  - Všechny řezy excitovány ($\sim 10\,\mathrm{cm}$)
  - Dva fázové gradienty, všechny možné kombinace
  - Čas snímání $= T_R N_{\phi_1} N_{\phi_2}$





- Výhody:
- lepší poměr sigál/šum
- možnost zobrazení jakéhokoliv řezu objektem

- Nevýhody:
- doba měření
- velikost dat
- jediný typ kontrastu

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

Why Should We Go Faster ?

Patient acceptance

- claustrophobia
- pain

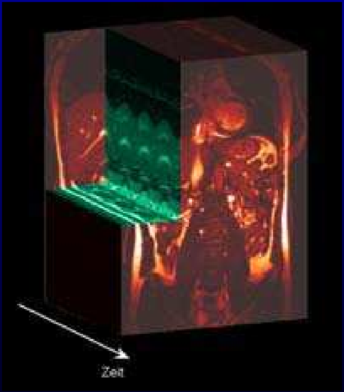
Patient Throughput

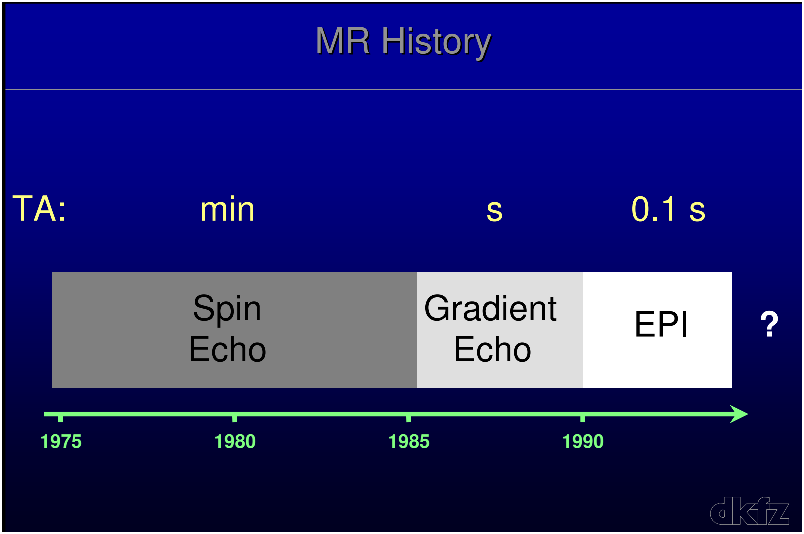
Reduction of Artefacts

- breathing
- beating heart
- patient movements

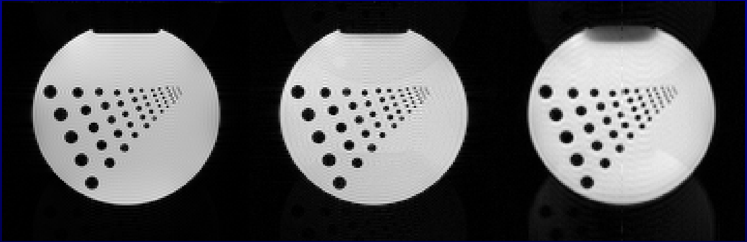
Dynamic Studies

- swallowing and speaking
- contrast agent dynamics
- movement of joints
- tracking of biopsy needles or catheters




MR History
TA:
min
s
0.1 s
Spin Echo
Gradient Echo
EPI
?
1975
1980
1985
1990
dkfz

MR Acquisition Times



	Spin Echo	FLASH	EPI
TE	15 ms	5 ms	29 ms
TR	600 ms	15 ms	0.8 ms
TA	1 min 17 s	1.9 s	70 ms

Fractional N_{ex} Imaging

(Částečné snímání k-prostoru)

- Obraz v k-prostoru je FT objektu
- Objekt je reálný $\longrightarrow$ symetrie $F^*(\mathbf{k}) = F(-\mathbf{k})$
- Stačí snímat polovinu k-prostoru
- V praxi $N_{\text{ex}} N$ kroků z N, $0.5 < N_{\text{ex}} \leq 1$
- **Příklad:** místo $-128 \ldots 128$ snímáme $-8 \ldots 128$.
- Oblast okolo počátku (nízké frekvence) důležitá pro globální tvar
- Nevýhoda $\longrightarrow$ menší SNR

Fractional Echo Imaging

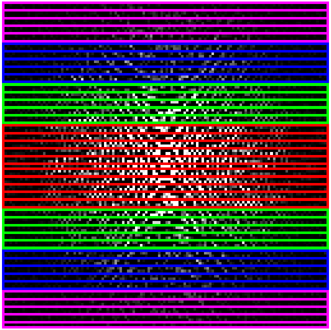
(Částečné snímání echa)

- Reálný obraz $\longrightarrow$ echo signál je symetrický (v čase)
- $\longrightarrow$ stačí snímat jen polovinu
- $\longrightarrow$ kratší T_E, silnější signál, kratší čas snímání

Fast Spin-Echo

(Rychlé/několikanásobné echo)

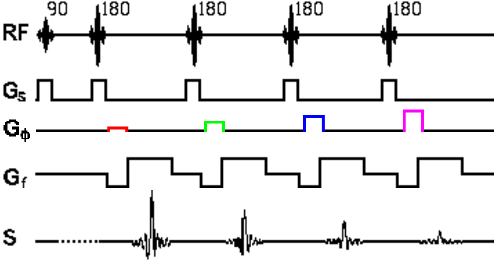
- Rozdělíme k-prostor
- Jedna 90° excitace, několik refokusačních 180° pulsů



Fast Spin-Echo

(Rychlé/několikanásobné echo)

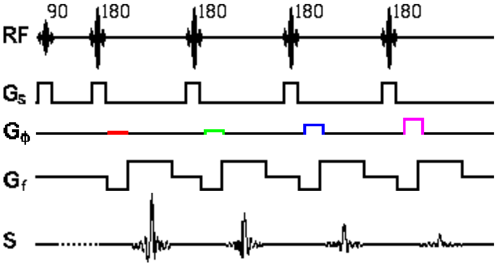
- Rozdělíme *k*-prostor
- Jedna 90° excitace, několik refokusačních 180° pulsů



Fast Spin-Echo

(Rychlé/několikanásobné echo)

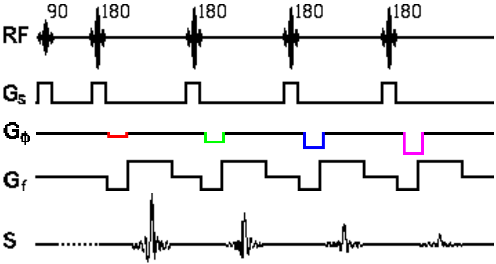
- Rozdělíme *k*-prostor
- Jedna 90° excitace, několik refokusačních 180° pulsů



Fast Spin-Echo

(Rychlé/několikanásobné echo)

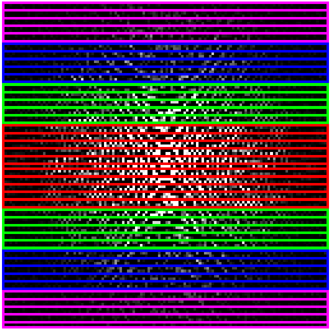
- Rozdělíme *k*-prostor
- Jedna 90° excitace, několik refokusačních 180° pulsů
- Několikanásobné zrychlení snímání
- Signál pozdějších ech (okraje *k*-prostoru) je slabší



Fast Spin-Echo

(Rychlé/několikanásobné echo)

- Rozdělíme k-prostor
- Jedna 90° excitace, několik refokusačních 180° pulsů
- Několikanásobné zrychlení snímání
- Signál pozdějších ech (okraje k-prostoru) je slabší



- MRI v medicíně
- 3D zobrazování
- Rychlé zobrazování
  - EPI
  - pMRI
- Vylepšování
- Kontrastní látky
- Angiografie
  - Tok
  - Angiografie
  - Perfusní MRI
- Tagged MRI
- Difusní MRI
- In-vivo spektroskopie
- Jiné

Echo planar imaging (EPI)

(echoplanární zobrazování)

- Velmi rychlá metoda (20 $\sim$ 100 ms/řez)
- Celý k-prostor při jedné excitaci
- Nejčastější použití pro *fMRI* (funkcionální MRI)

k-prostor (připomenutí)

Demodulovaný signál

$$s(t) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j\gamma(G_\phi \tau_\phi y + G_f t x)}$$

Substituce

$$k_x = \gamma G_f t \qquad k_y = \gamma G_\phi \tau_\phi$$

$$s(t) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j(k_x x + k_y y)}$$

k-prostor, signál z řezu

Demodulovaný signál z jednoho bodu:

$$s(k_x, k_y) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j(k_x x + k_y y)}$$

Signál z celého řezu:

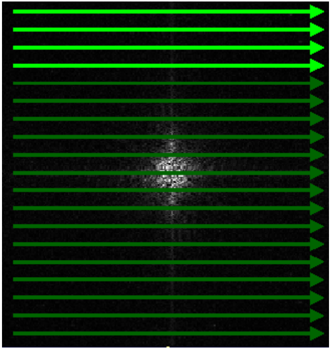
$$s(k_x, k_y) \propto \int_{(x,y)\in \text{řez}} \rho(x, y)\mathrm{e}^{-2\pi j(k_x x + k_y y)}\,\mathrm{d}x\mathrm{d}y$$

kde $\rho(x, y)$ je hustota spinů.

$\rightarrow$ **Přijímaný signál je 2D Fourierovou transformací ρ**

Snímání k-prostoru

Snímání k-prostoru po řádcích.
Každý řádek jedna excitace



Trajektorie je určená časovým průběhem gradientů.

k-prostor (zevšeobecnění)

Demodulovaný signál

$$s(t) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j\gamma \int G_y(t)y + G_x(t)x \, \mathrm{d}t}$$

Substituce

$$k_x(t) = \gamma \int G_x(t) \, \mathrm{d}t \qquad k_y(t) = \gamma \int G_y(t) \, \mathrm{d}t$$

$$s(t) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j \left(k_x(t)x + k_y(t)y\right)}$$

k-prostor, signál z řezu (zevšeobecnění)

Demodulovaný signál z jednoho bodu:

$$s(t) \propto \mathrm{e}^{-2\pi j (k_x(t)x + k_y(t)y)}$$

Signál z celého řezu:

$$s\big(k_x(t), k_y(t)\big) \propto \int_{(x,y)\in \text{řez}} \rho(x,y) \mathrm{e}^{-2\pi j (k_x(t)x + k_y(t)y)} \, \mathrm{d}x \mathrm{d}y$$

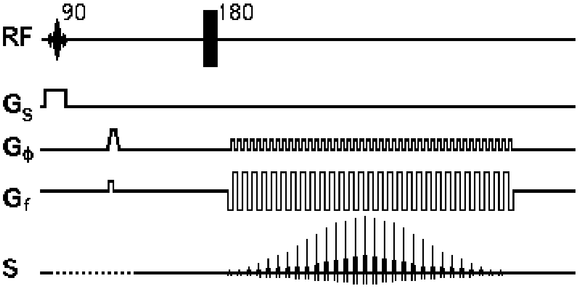
kde $\rho(x,y)$ je hustota spinů.

$\rightarrow$ **Vzorkujeme $\mathscr{F}\{\rho\}$ po dráze $\big(k_x(t), k_y(t)\big)$**

Echo Planar Imaging

sekvence

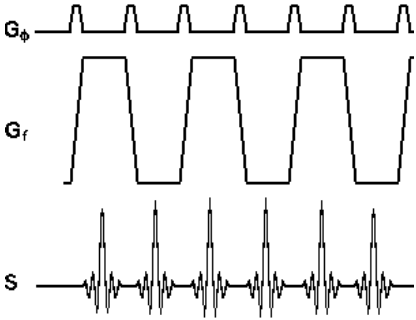
- Počáteční G_f, $G_\phi \longrightarrow$ počátek k-prostoru
- Další G_f, $G_\phi \longrightarrow$ procházení k-prostoru



Echo Planar Imaging

sekvence

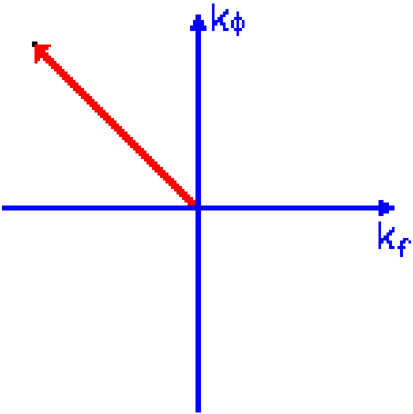
- Počáteční G_f, G_ϕ $\longrightarrow$ počátek k-prostoru
- Další G_f, G_ϕ $\longrightarrow$ procházení k-prostoru



Detail časového diagramu

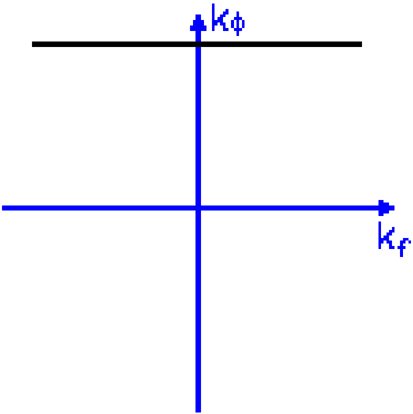
Echo Planar Imaging

Trajektorie v *k*-prostoru



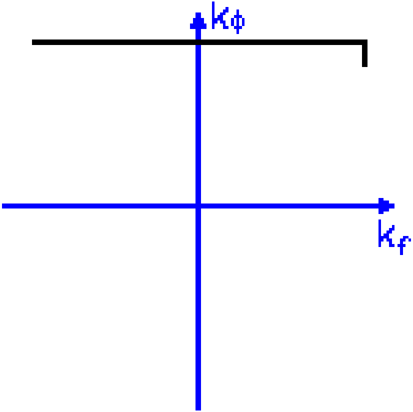
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



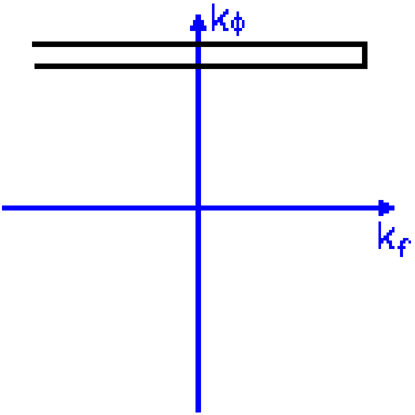
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



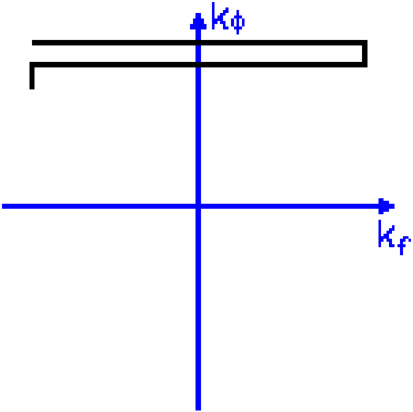
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



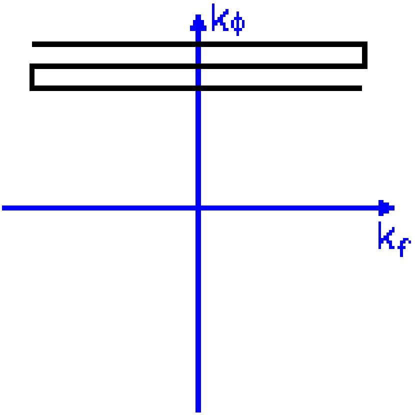
Echo Planar Imaging

Trajektorie v *k*-prostoru



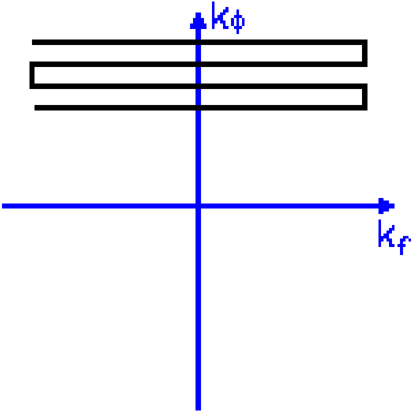
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



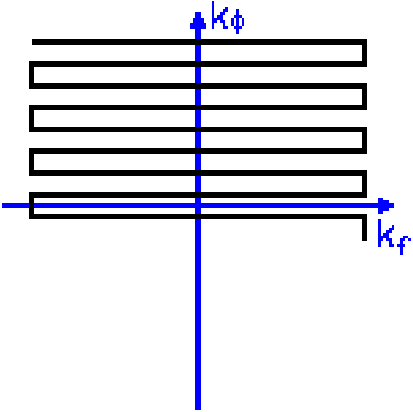
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



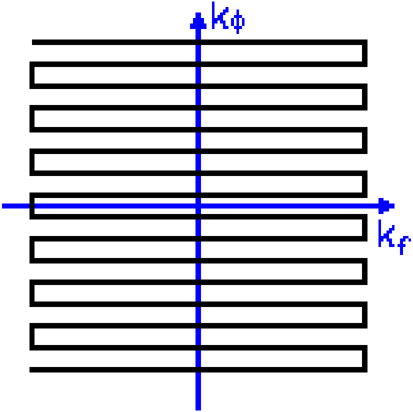
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



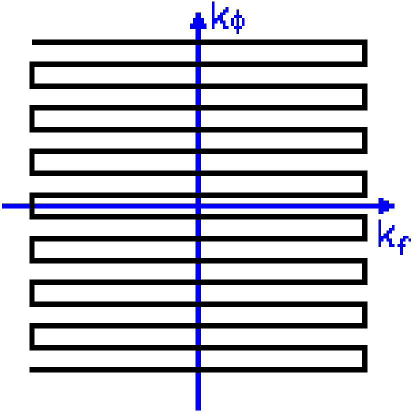
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru



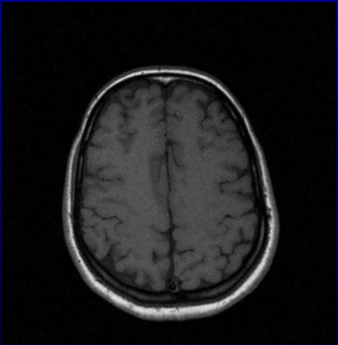
Echo Planar Imaging

Trajektorie v k-prostoru

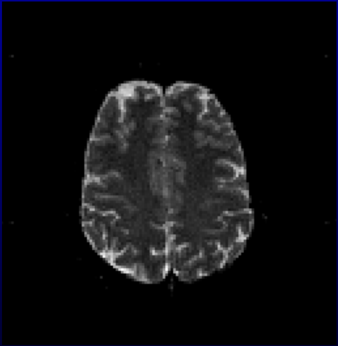


Jiné trajektorie jsou možné (spirální)

Comparison: Spin Echo vs. EPI



2D SE
TR / TE = 600 / 15 ms
TA = 1 min 55 s



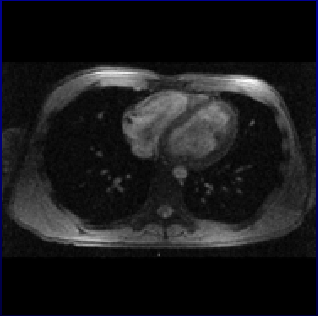
2D EPI
TR / TE = - / 66 ms
TA = 220 ms

dkfz

Application: Swallowing and Snoring

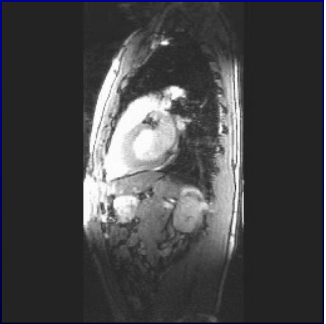
dkfz

Application: Real-Time MRI of the Heart



Segmented EPI

Application: Real-Time MRI of the Heart



TrueFISP 2D

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

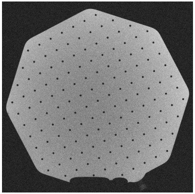
Parallel MRI Reconstruction using B-spline Approximation

Jan Petr[1], Jan Kybic[1], Sven Müller[2], Michael Bock[2], Václav Hlaváč[1]
[1]Center for Machine Perception
Department of Cybernetics,
Faculty Electrical Engineering
Czech Technical University, Prague
http://cmp.felk.cvut.cz/˜petrj5

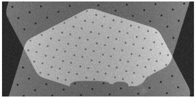
[2]Interventional Methods
Division of Medical Physics in Radiology
German Cancer Research Center, Heidelberg

Parallel Imaging - Aliasing

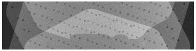
- Goal of the parallel MRI - increase the speed of the acquisition.
- Fraction $\frac{1}{M}$ lines in k-space is acquired with preserved resolution:
  - the acquisition is M times faster,
  - it causes an aliasing in y coordinate only.



Full resolution



Reduction 2



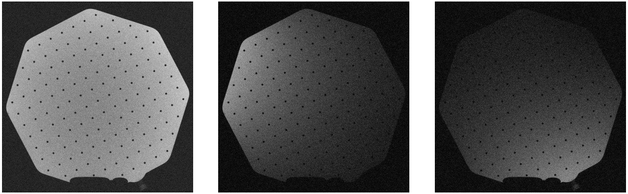
Reduction 4

$S(x,y) \quad x,y=1\ldots N_x,N_y$

$$S_l^A = \sum_{m=0}^{M-1} S(x,y+m\Delta) \quad y=1\ldots\Delta, \quad \Delta=\frac{N_y}{M}$$

Parallel Imaging - Multiple coils

- Standard MRI - a large receiver coil with homogeneous sensitivity.
- Parallel MRI
  - L smaller coils with spatial sensitivity $C_{l(x,y)}$,
  - receive signal in parallel,
  - varying spatial sensitivity,
  - $L = 1 \ldots L \qquad S_{l(x,y)} = S_{(x,y)} C_{l(x,y)} \quad {}_{x,y=1 \ldots N_x, N_y}$



Large coil　　　Small coil 1　　　Small coil 2

SENSE reconstruction

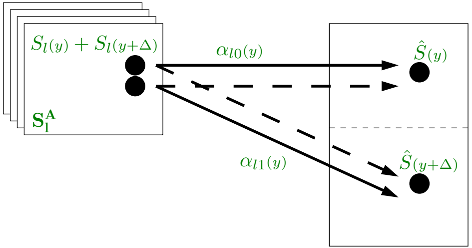
- Find a linear operator R
  - $\hat{S} = \mathrm{R}[S]$
  - Direct solution = large matrix inversion.
- SENSE – estimating operator R pixelwise $\mathrm{R}_{(x,y)} = C^{-1}{}_{(x,y)}$.
- Estimate the sensitivity coefficients from images without aliasing:
  - $C_{l(x,y)} = S_{(x,y)} / S_{l(x,y)}$,
  - filtering.
- Transformation from original image to the aliased image in the small coil:
  - $$\begin{bmatrix} S^A_1(x,y) \\ \cdots \\ S^A_L(x,y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_1(x,y) & \dots & C_1(x,y+(M-1)\Delta) \\ . & \dots & . \\ C_L(x,y) & \dots & C_L(x,y+(M-1)\Delta) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \hat{S}(x,y) \\ . \\ \hat{S}(x,y+(M-1)\Delta) \end{bmatrix},$$
  - it is solved for each point independently using a pseudo-inversion.

Parallel MRI reconstruction using B-splines

- Disadvantages of SENSE:
  - smoothing and extrapolating of sensitivity maps, ad-hoc thresholds,
  - in each point independently,
  - large number of unknowns.
- Proposed method (PBS):
  - sensitivity and aliasing are linear transformations $\Leftrightarrow$ reconstruction transformation is chosen to be linear,
  - sensitivity is smooth and changing slowly $\Leftrightarrow$ the same should be valid for reconstruction operator.
  - Direct estimation of the reconstruction coefficients R approximated by B-splines. Minimize the reconstruction error $e = \|S - \mathrm{R}[S_l]\|^2$.

PBS - Reconstruction

- Reconstruction is a pixel-wise linear combination.
- The reconstruction is computed for every aliased part independently.
- $$\hat{S}_{(x,y+m\Delta)} = \sum_{l=1}^{L} \alpha_{lm(x,y)} S_{l}^{A}{}_{(x,y)} \qquad y=1\ldots\Delta$$
  $$= \sum_{l=1}^{L} \alpha_{lm(x,y)} \sum_{m'=0}^{M-1} S_{l(x,y+m'\Delta)}$$

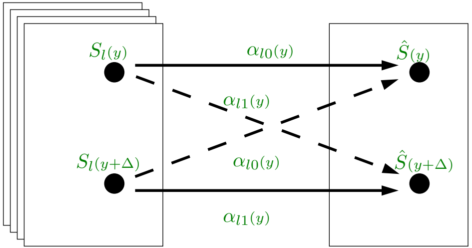


PBS - Estimation

- $\hat{S}_{(x,y)}$ should depend only on values $S_{l(x,y)}$ and not on values $S_{l(x,y+m\Delta)}$ for $m \neq 0$ - the orthogonality condition is set for the reconstruction coefficients

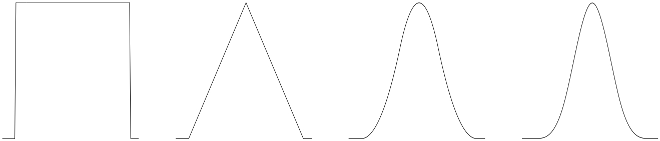
$$\sum_{l=1}^{L} \alpha_{lm(x,y)} S_{l(x,y+m'\Delta)} = \begin{cases} S_{(x,y+m\Delta)} & \text{for} \quad m=m' \\ 0 & \text{for} \quad m \neq m' \end{cases}$$

- Without these condition, the estimated parameters does not reflect the coil configuration.



B-spline approximation

- The smoothness of the reconstruction coefficients is expected $\Longrightarrow$ approximation by B-splines.
- B-spline β^p is a p-fold convolution of a box function.
- B-splines - good approximation capabilities and compact support.
- $\alpha_{lm}(x,y) = \sum_{i=1}^{N_i} \sum_{j=1}^{N_j} g_{mijl} \beta^p(\frac{y}{hy} - i) \beta^p(\frac{y}{hx} - j)$
- Notation - $\beta_{\mathbf{I}}(\mathbf{X}) = \beta^p(\frac{y}{hy} - i) \beta^p(\frac{y}{hx} - j)$ $\quad \mathbf{X}=(x,y), \quad \mathbf{I}=(i,j)$
- Good approximation is made by B-splines of order 2 and 3
- Usually $4x4$ to $10x10$ B-splines are used



β^0 β^1 β^2 β^3

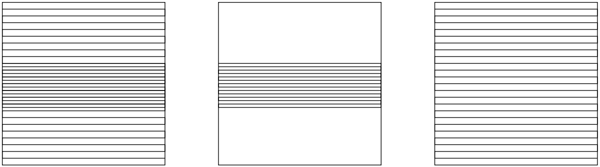
Reconstruction error

- $e_m = \sum_{\mathbf{X}} \left\| \sum_{l,\mathbf{I}} (g_{m\mathbf{I}l}\, \beta_{\mathbf{I}}(\mathbf{X})\, S_l(\mathbf{X}+m\Delta)) - S(\mathbf{X}+m\Delta) \right\|^2$
  $+ \sum_{m' \neq m} \sum_{\mathbf{X}} \left\| \sum_{l,\mathbf{I}} g_{m\mathbf{I}l}\, \beta_I(\mathbf{X})\, S_l(\mathbf{X}+m'\Delta) \right\|^2$
- The derivative with respect to $g^*_{m\mathbf{I}l}$ is computed for each $m, \mathbf{I}, l$ and set to zero.
- It leads to a set of $M \cdot N_i \cdot N_j \cdot L$ equations with the same number of unknowns.
- $\forall_{m=0\ldots M-1}$ - a set of equations $\mathbf{B_m} = \mathbf{A_m} \cdot \mathbf{G_m}$, where
  - $\mathbf{B_m}$ is a vector $\left[\sum_{\mathbf{X}} \beta_{\mathbf{I}}(\mathbf{X})\, S^*_l(\mathbf{X}+m\Delta)\, S(\mathbf{X}+m\Delta) \right]$,
  - $\mathbf{A_m}$ is a square matrix $[\sum_{\mathbf{X}} \beta_{\mathbf{I}}(\mathbf{X})\, \beta_{\mathbf{I'}}\, \sum_{m'} S_{l'}(\mathbf{X}+m'\Delta)\, S^*_l(\mathbf{X}+m'\Delta)]$,
  - $\mathbf{G_m}$ is a vector of unknowns $[g_{m\mathbf{I}l}]$.
  - The solution is get by the inversion of the matrix $\mathbf{A_m}$ -
    $\forall m \quad \mathbf{G_m} = \mathbf{A}^{-1} \cdot \mathbf{B_m}$.

Variable density scan

- Image full sampled in the center of k-space and interleaved in the outer parts:
  - high-resolution image with aliasing - reconstruction,
  - low-resolution image without aliasing - estimation,
  - extra lines = extra time,
  - no pre-scan,
  - same coil configuration for estimation and reconstruction.
- Resampling of B-spline basis.

Sampling in k-space



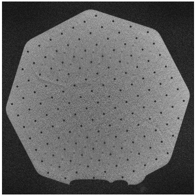
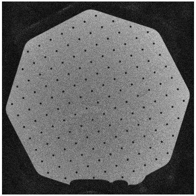
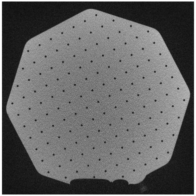
Variable density scan | Low resolution, no aliasing | High resolution, aliasing

Absence of the reference scan

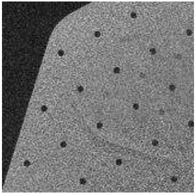
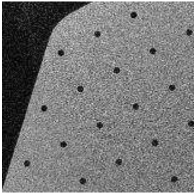
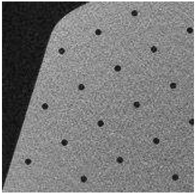
- Estimation of the complex body-coil image - $S(x,y) = \sum_l S_l(x,y)$.
- Better SNR is gained using SoS combination - $S(x,y) = \sqrt{\sum_l |S_l^2(x,y)|}$
  - Reconstruction from images with aliasing is not linear.
  - Reconstruct full-resolution unaliased image $\hat{S}_l$ for each coil separately ($S_l(x,y) = C_l(x,y)\, C_{l'}^{-1}(x,y)\, S_{l'}(x,y) = C_{ll'}(x,y)\, S_{l'}(x,y)$).
  - Sum-of-squares is used to get $\hat{S}(x,y) = \sqrt{\sum_l |\hat{S}_l(x,y)|^2}$

Results - Acceleration 2x

3 different methods with acceleration factor 2

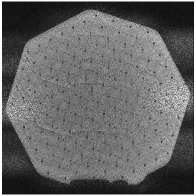




GRAPPA, $\mathrm{SNR} = 53dB$ SENSE, $\mathrm{SNR} = 57dB$ PBS, $\mathrm{SNR} = 49dB$

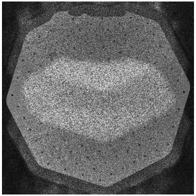




Results - Acceleration 4x

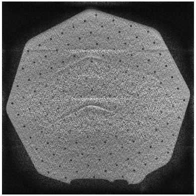
3 different methods with acceleration factor 4



GRAPPA, $\mathrm{SNR} = 47dB$



SENSE, $\mathrm{SNR} = 36dB$



PBS, $\mathrm{SNR} = 40dB$

m p
1 2
3 4
5 6
7 8
9 10
11 12
13 14
15 16
17 18
19 20
21 22
23 24

Results - summary

- Acceleration factor 2:
  - SENSE and PBS - no artifacts, GRAPPA - low number of artifacts,
  - PBS error $<$ GRAPPA error $<$ SENSE error.
- Acceleration factor 4:
  - SENSE - no artifacts, PBS - low number of artifacts, GRAPPA - too much artifacts,
  - GRAPPA error $<$ PBS error $<$ SENSE error.

Conclusion

- New method for parallel MRI developed and implemented.
- Results were compared with commercially implemented method with good results (only one image used $\Longrightarrow$ need more data).
- The theoretical time complexity is comparable - need to be implemented in MRI scanner.
- Future work
  - Estimation assuming noise in input images.
  - Optimize the speed of the estimation for a sequence of images.

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

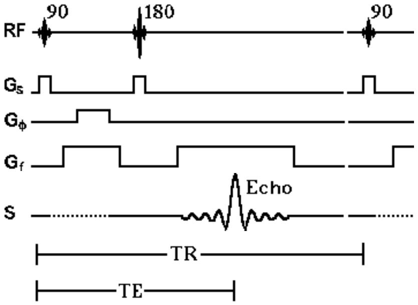
Jiné

Vliv šířky pásma

- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného FOV $= \frac{f_{\mathrm{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f

Vliv šířky pásma

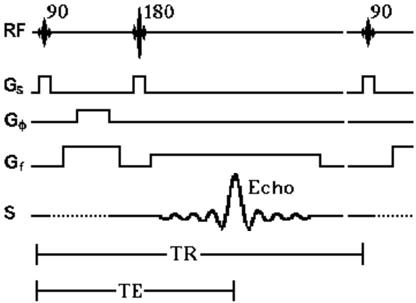
- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného FOV $= \frac{f_{\text{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f



rychlá f_{samp}

Vliv šířky pásma

- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného FOV $= \frac{f_{\text{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f



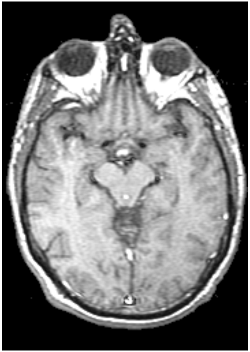
pomalá f_{samp}

Vliv šířky pásma

- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného $\text{FOV} = \frac{f_{\text{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f
- Nižší vzorkovací frekvence
  - ⊕ Méně šumu
  - ⊖ Větší chemický posun
  - ⊖ Menší kontrast
  - ⊖ Menší rozsah T_E (stejný počet vzorků trvá déle)

Vliv šířky pásma

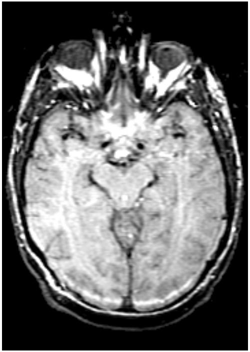
- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného FOV $= \frac{f_{\mathrm{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f



$f_{\mathrm{samp}} = 16\,\mathrm{kHz}$ (větší šum)

Vliv šířky pásma

- Můžeme volit vzorkovací frekvenci f_{samp}
- Pro zachování stejného FOV $= \frac{f_{\mathrm{samp}}}{\gamma G_f}$ měníme G_f



$f_{\mathrm{samp}} = 3\,\mathrm{kHz}$ (chemický posun)

Chemical shift imaging

(Fat Suppression/Potlačení tuku)

- Chemický posun = změna f dle sloučeniny (chemických vazeb)
- Zobrazování jen jednoho typu látky, nejčastěji potlačení tuku

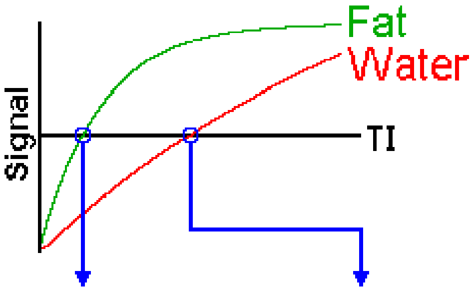
Chemical shift imaging

(Fat Suppression/Potlačení tuku)

- Chemický posun = změna f dle sloučeniny (chemických vazeb)
- Zobrazování jen jednoho typu látky, nejčastěji potlačení tuku
- **Inversion recovery** s $T_I \approx T_1 \log 2$

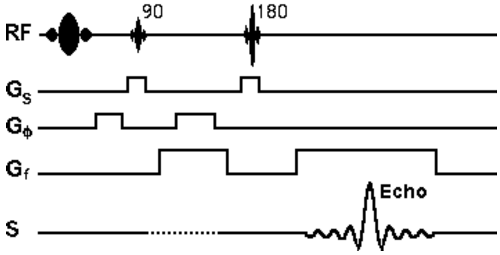
$$S \propto \varrho \left(1 - 2\mathrm{e}^{-\frac{T_I}{T_1}} + \mathrm{e}^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)\mathrm{e}^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

jsou-li T_1 rozdílné



Chemical shift imaging (2)

- **Saturace** frekvenčně selektivním impulsem před samotnou sekvencí $\longrightarrow$ M_z magnetizace vybrané látky 0
- Defázovací gradient ($M_{xy} \to 0$ při snímání)
- Spin-echo sekvence
- B_0 musí být velmi homogenní, T_1 musí být dostatečně dlouhý

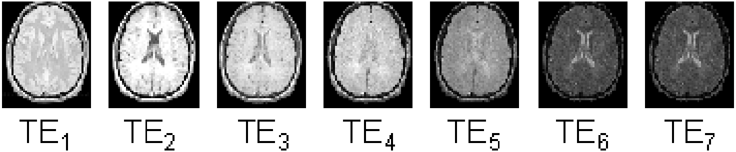


Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně

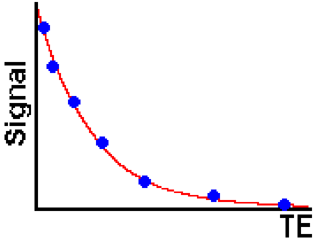
Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně
- Sekvence obrazů s různými T_E



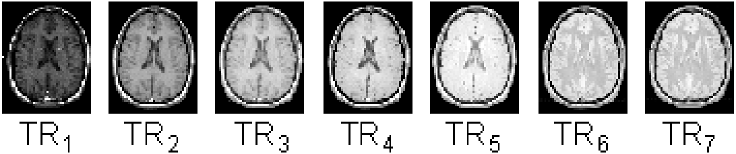
Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně
- Sekvence obrazů s různými T_E
- Závislost s na T_E pro každý pixel $\longrightarrow T_2$



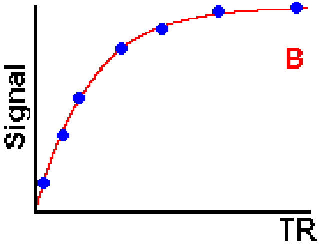
Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně
- Sekvence obrazů s různými T_R



Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně
- Sekvence obrazů s různými T_R
- Závislost s na T_R pro každý pixel $\longrightarrow T_1$



Zobrazování T_1, T_2, ρ

- U běžných sekvencí intenzita závisí na T_1, T_2, ρ
- Chtějme T_1, T_2, ρ zjistit přesně
- Známe-li T_1, T_2, $s \longrightarrow \rho$

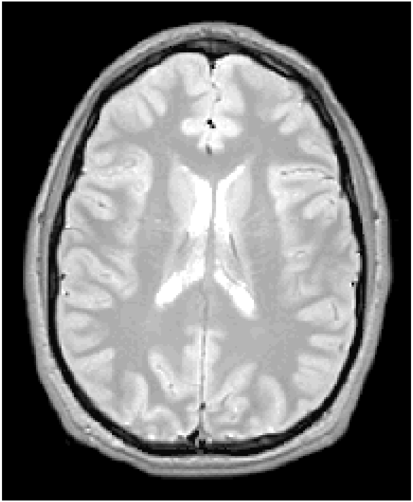
Zobrazování T_1, T_2, ρ (2)

T_1

Zobrazování T_1, T_2, ρ (2)

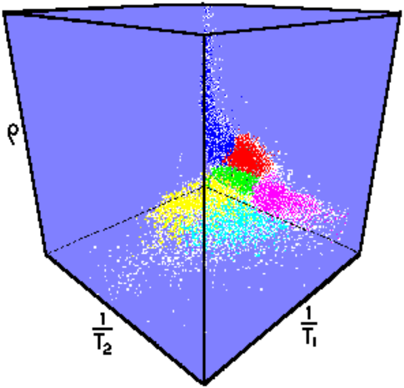
T_2

Zobrazování T_1, T_2, ρ (2)



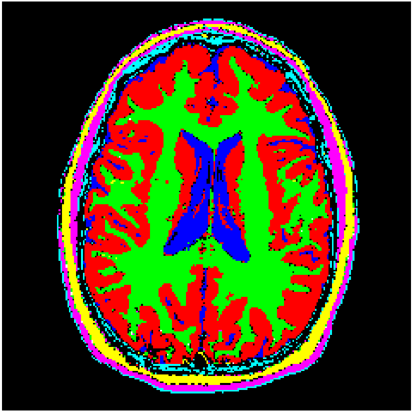
ρ

Zobrazování T_1, T_2, ρ (2)



3D histogram

Zobrazování T_1, T_2, ρ (2)



Segmentace

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

Kontrastní látky

- Ovlivnění (zkrácení) T_1 či T_2
- Typicky paramagnetický kov (Gd). Komplex pro snížení toxicity.
- Lze pozorovat:
  - Zvýšenou vaskularitu
  - Zvýšenou afinitu tkání (nádoru) ke kontrastní látce
  - pH
  - kontrast Ca^{2+}

Kontrast - pokrač.

- Změny protonové hustoty je možné dosáhnout dodáním velkého množství vody, nebo naopak dodáním minerálního oleje (zvýraznění gastrointestinálního traktu) nebo dehydratací.
- Změny kontrastu (vybarvení) se dosáhne také pomocí změny relaxačních vlastností jednotlivých tkání.

Kontrastní látky

Silná paramagnetická činidla:

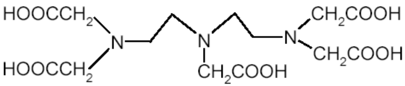
- kysličník dusičný, kysličník dusný, molekulární kyslík
- stabilní volné radikály (pyrrolidine-N-oxyl, pyperidin-N-oxylové radikály)
- Kationty kovů Dy^{3+}, Ni^{2+}, Fe^{2+}, Cu^{2+}, Cr^{3+}, Fe^{3+}, Mn^{2+}, Mn^{3+}, Gd^{3+}

		T_1 relaxivita ($mM^{-1}\ s^{-1}$)			
	volný	EDTA	DTPA	DOTA	EHPG
Gd^{3+}	9.1	6.6	3.7	3.4	
Fe^{3+}	8.0	1.8	0.7		1.0
Mn^{2+}	8.0	2.0	1.1		
Dy^{3+}	0.6	0.2	0.1		
Cr^{3+}	5.8	0.2			

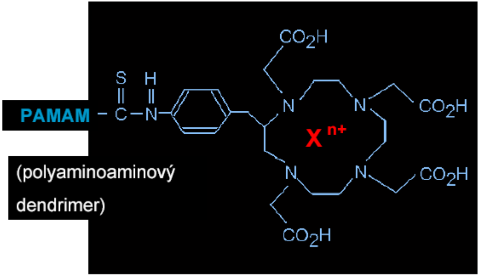
EDTA - Ethylendiamintetraoctvá kyselina
DTPA - Diethylentriaminpentaoctová kyselina
DOTA - Tetraazacyklododekantetraoctová kyselina
EHPG - Ethylenbis-(2-hydoxyphenylglycin)

Kontrastní látky - pokrač.

- Nejznámější - Gd-DTPA
- fyziologicky podobná dalším kovovým chelátům (EDTA a odvozené), popsána v roce 1984, schválena v roce 1988.
- Po aplikaci se míchá s plasmou, vstupuje do prostoru extracelulární kapaliny, minimálně intracelulárně, následně se vylučuje močí.
- poločas vyloučení - 60 - 90 minut.



DTPA



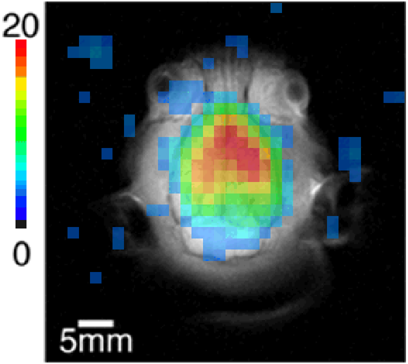
SCN-Bz-DOTA
(tetraazacyklododekantetraacetátová kyselina)

Vzácné plyny

- ^{129}Xe, ^{3}He
- Polarizovaný ^{129}Xe: opticky excitované Rb + kolize
- Polarizace $10^5\times$ klidová, $\gamma = 11.8\,\mathrm{MHz/T}$, $T_1 = 15 \sim 40\,\mathrm{s}$

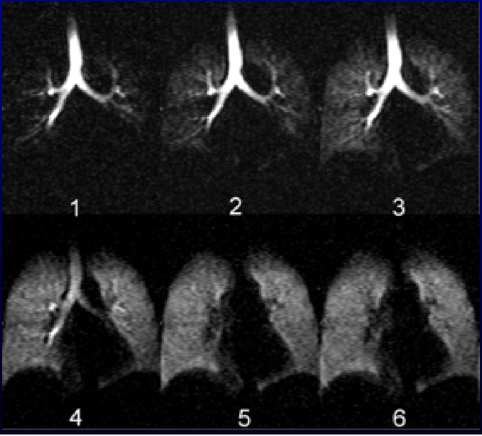
Vzácné plyny

- ^{129}Xe, ^{3}He
- Polarizovaný ^{129}Xe: opticky excitované Rb + kolize
- Polarizace $10^5\times$ klidová, $\gamma = 11.8\,\mathrm{MHz/T}$, $T_1 = 15 \sim 40\,\mathrm{s}$



spin echo + Xe, mozek krysy

Application: ^{3}He Lung Ventilation MRI



^{3}He MRI

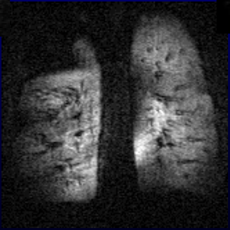
- FLASH 2D
- 130 ms/image
- Healthy volunteer

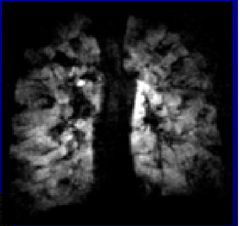
Kauczor HU et al., Uni Mainz

Application: ^{3}He Lung Ventilation MRI

volunteer

61y TBC patient





49y smoker
(40 pckyear)

Kauczor HU et al., Uni Mainz

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

Zobrazování toku / MRI angiografie
(Flow Imaging)

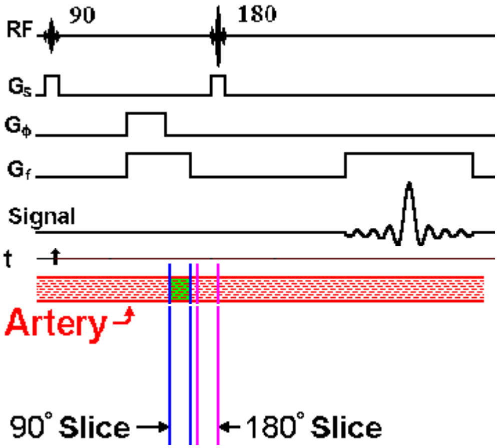
Zobrazování rychlosti toku.

- Time-of-flight (intervalová metoda)
- Phase contrast (fázový kontrast)
- Contrast enhanced (s kontrastní látkou)

Time-of-flight angiography

(Intervalová metoda)

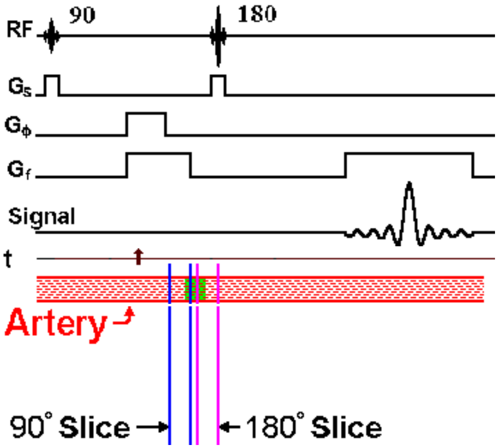
- 90° a 180° impulsy s různou frekvencí
- Jen objem na který působí oba impulsy dá signál



Time-of-flight angiography

(Intervalová metoda)

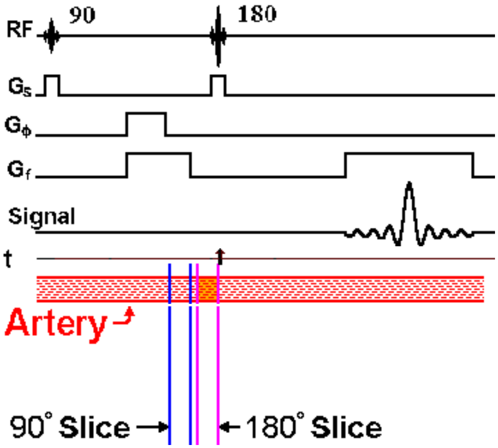
- 90° a 180° impulsy s různou frekvencí
- Jen objem na který působí oba impulsy dá signál



Time-of-flight angiography

(Intervalová metoda)

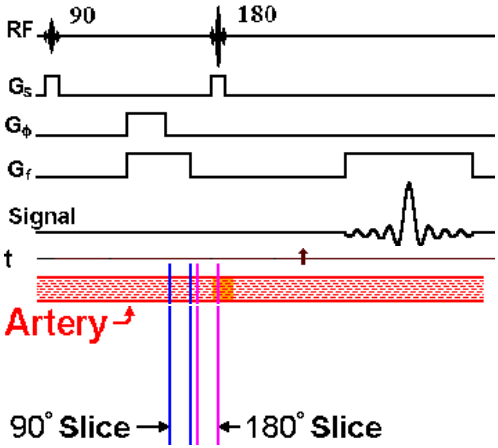
- 90° a 180° impulsy s různou frekvencí
- Jen objem na který působí oba impulsy dá signál



Time-of-flight angiography

(Intervalová metoda)

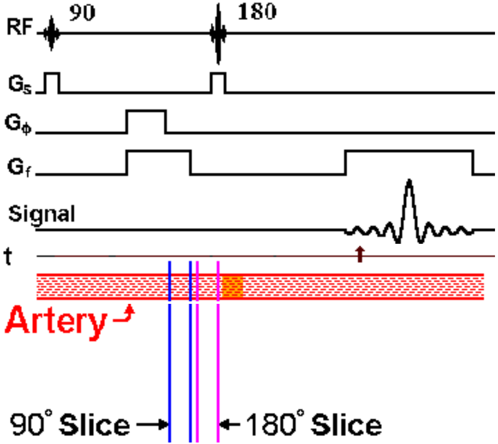
- 90° a 180° impulsy s různou frekvencí
- Jen objem na který působí oba impulsy dá signál



Time-of-flight angiography

(Intervalová metoda)

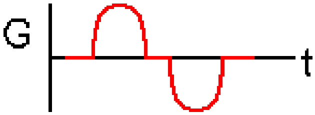
- 90° a 180° impulsy s různou frekvencí
- Jen objem na který působí oba impulsy dá signál



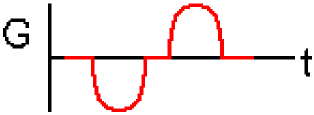
Phase contrast angiography

(Fázový kontrast)

- Bipolární gradient



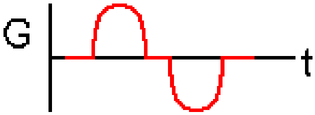
positivní



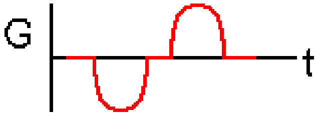
negativní

Phase contrast angiography
(Fázový kontrast)

- Bipolární gradient
- Celkový integrál nulový ⟶ bez efektu pro stacionární spiny



positivní

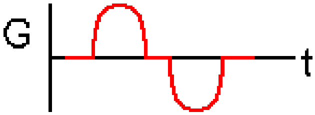


negativní

Phase contrast angiography

(Fázový kontrast)

- Bipolární gradient
- Celkový integrál nulový $\longrightarrow$ bez efektu pro stacionární spiny
- $\longrightarrow$ ovlivní spiny pohybující se ve směru gradientu

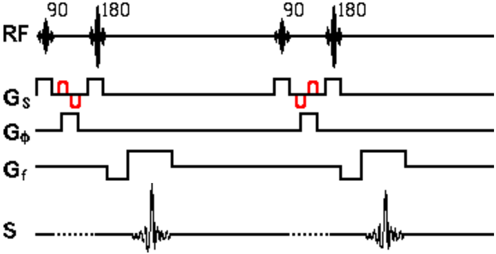


positivní negativní

Phase contrast angiography (2)

Časový diagram

- Přidáme bipolární gradient (BPG) do běžné sekvence
- Obraz s pozitivním a negativním BPG, odečteme
- $\longrightarrow$ jen pohybující se spiny
- $\longrightarrow$ signál roste s rychlost (pokud fáze $< \pi$)



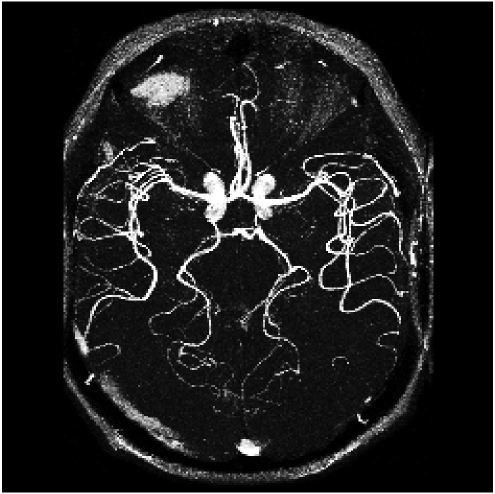
Phase contrast angiography (3)

Příklady

Koronální projekce hlavou

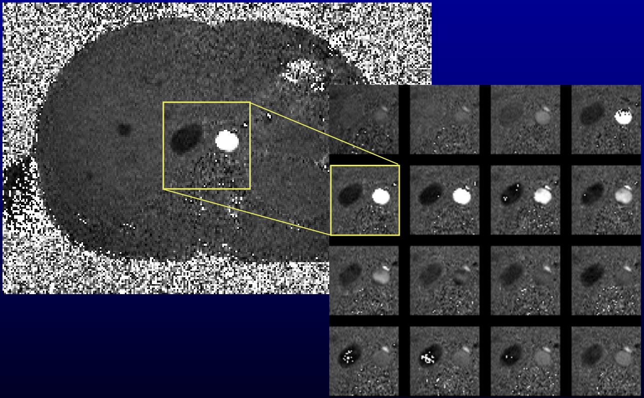
Phase contrast angiography (3)

Příklady

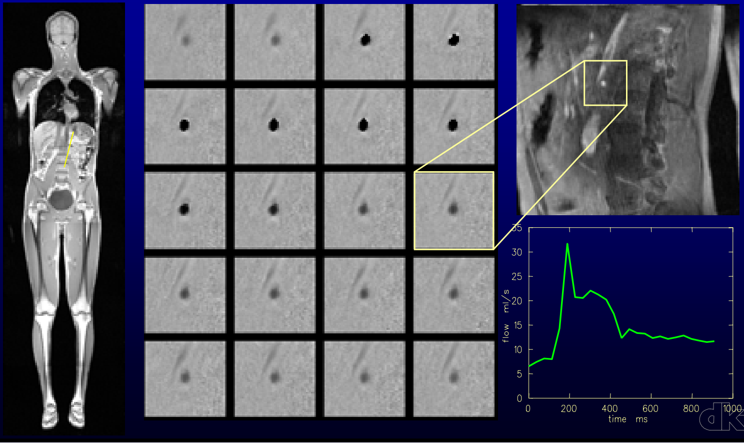


Axiální projekce hlavou

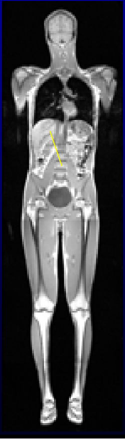
Application: Aortic Flow Measurements

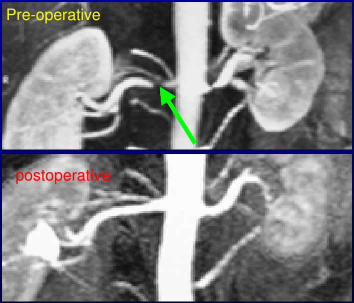


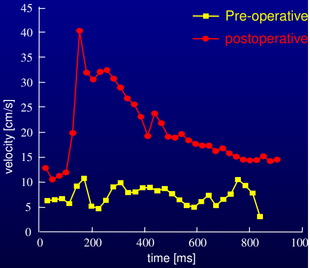
Application: Renal Flow Measurements



Application: Renal Artery Flow Measurements







Schönberg S et al., DKFZ (Koop. Allenberg Uni HD)

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

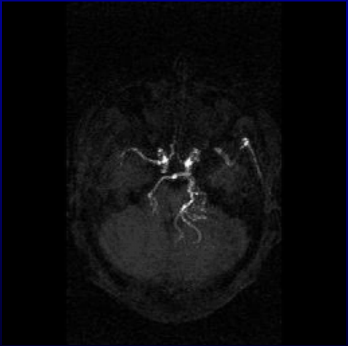
Contrast enhanced angiography

(Angiografie s kontrastní látkou)

- Injekce paramagnetické látky do krve
- $\longrightarrow$ velmi krátká T_1 krve vůči tkáni
- Krátký T_R (rychlé 3D sekvence)
- $\longrightarrow$ potlačení signálu z tkáně, jsou vidět jen cévy
- Nejlepší kontrast z angiografických metod

Application: Temporal AVM

TOF MRA



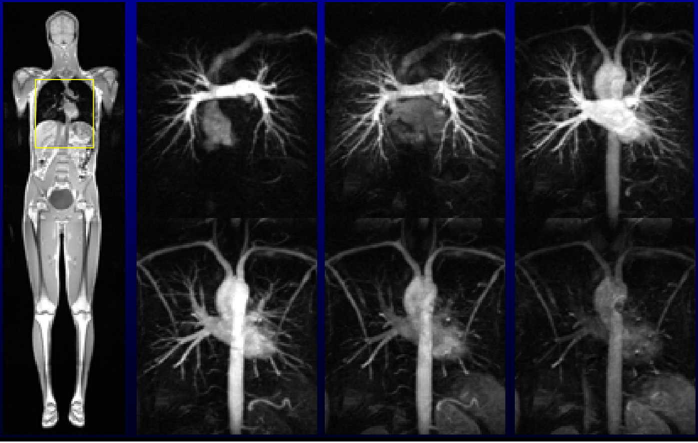
STAR
TI = 100-1000 ms

Application: High-Res Lung MR Angiography

CE 3D MRA

- FLASH 3D
- iPAT: mSENSE, 2
- TR/TE = 3.3/1.3ms
- α = 50º
- FOV = 440mm
- 512 matrix
- voxel size = 1.1x0.9x0.9mm^3

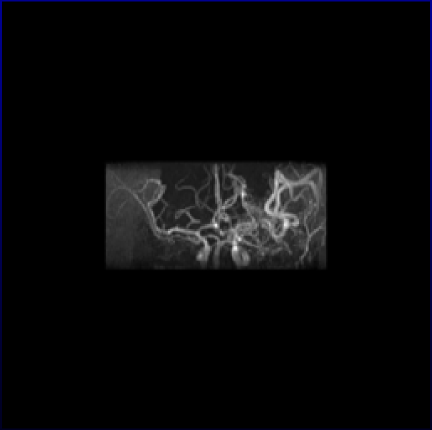
Application: Lung MR Angiography



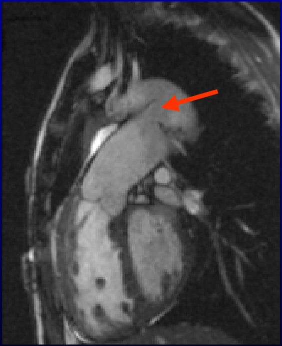
dkfz

Application: Lung MR Angiography

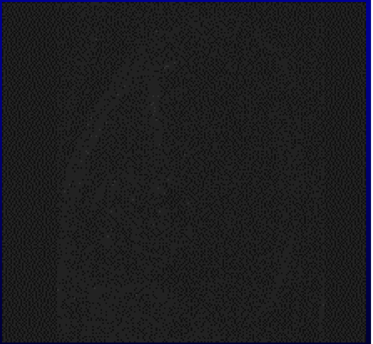
Application: Arterio-Venous Malformation



Application: MR Angiography of the Aorta



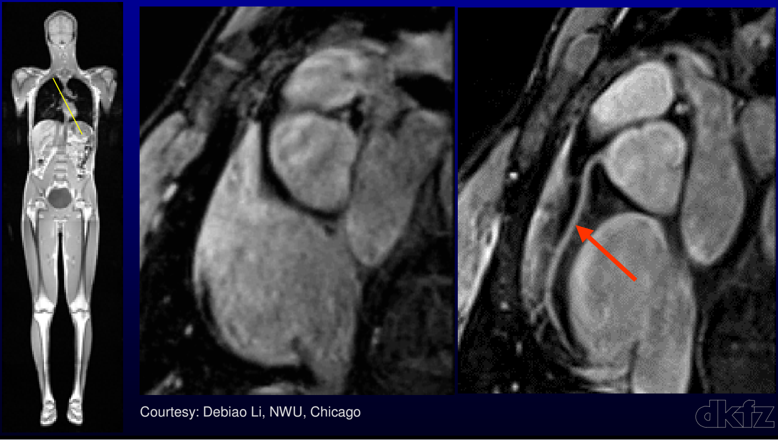
TrueFisp
Patent Ductus Arteriosus



Subsecond 3D MRA

Courtesy: NWU Chicago

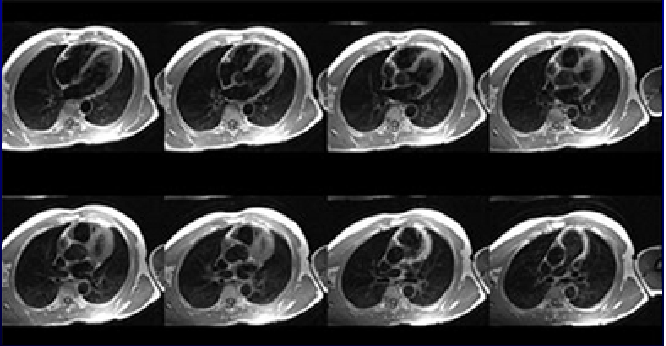
Application: Coronary Artery Imaging



Courtesy: Debiao Li, NWU, Chicago

dkfz

Application: Black Blood MR Angiography

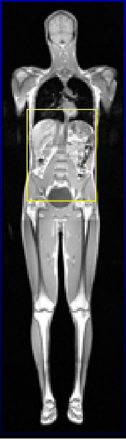


Courtesy: G. Marchal, Leuven, Belgien

Application: Black Blood Coronary MRA

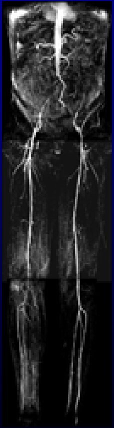
Courtesy: Philips, Best, NL

Application: Abdominal MR Angiography



dkfz

Application: Peripheral MR Angiography



Moving table
Peripheral coil

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

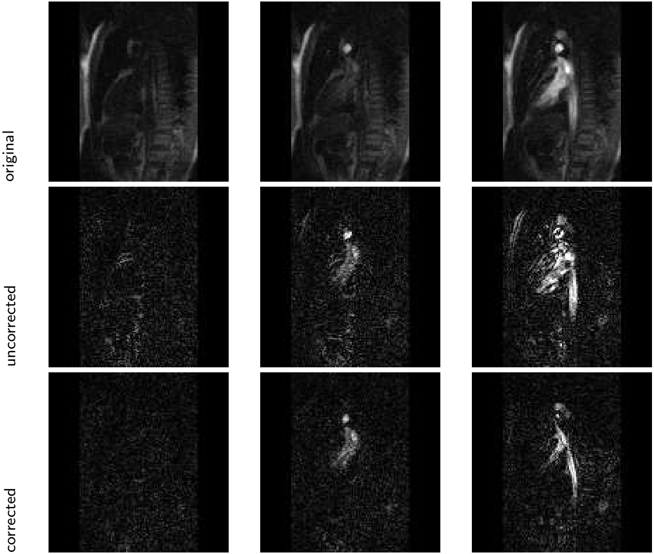
Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

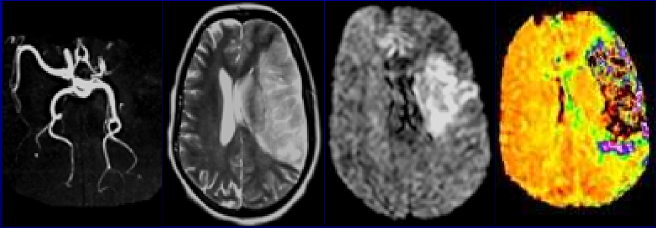
Jiné

Perfusní MRI

- Sledujeme kontrastní látku, subtrakce reference



Application: Stroke Diagnostics



MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

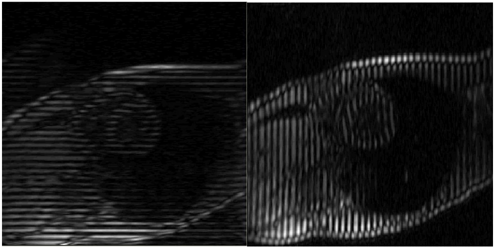
Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

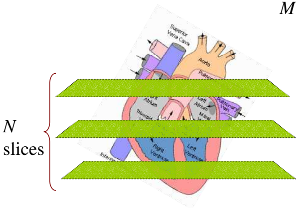
Jiné

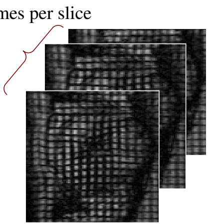
Tagged MRI

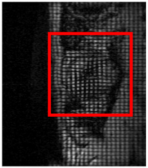
- Vytvoříme virtuální značky které se budou deformovat s tkáni
- Saturace vybraných rovin, vydrží asi $\sim 700\,\mathrm{ms}$
- Simple spatial modulation of magnetisation (SPAMM) sekvence
  - 90° RF impuls $\longrightarrow$ transverzální magnetizace
  - Gradient vytvoří prostorovou modulaci fáze
  - Druhý RF impuls $\longrightarrow$ longitudální magnetizace
- $\longrightarrow$Periodická modulace klidové magnetizace, lze i 2D

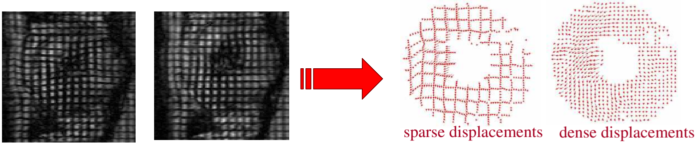


2-D Cardiac MRI Images









Y. Sun, Y.L. Wu, K. Sato, C. Ho, and J.M.F. Moura,
Proc. Annual Meeting ISMRM 2003

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

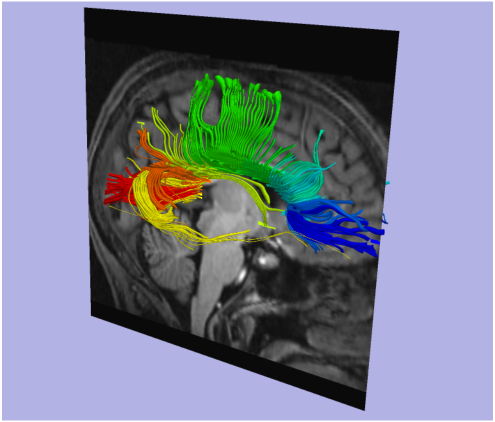
Jiné

Difusní MRI

(Diffusion tensor imaging)

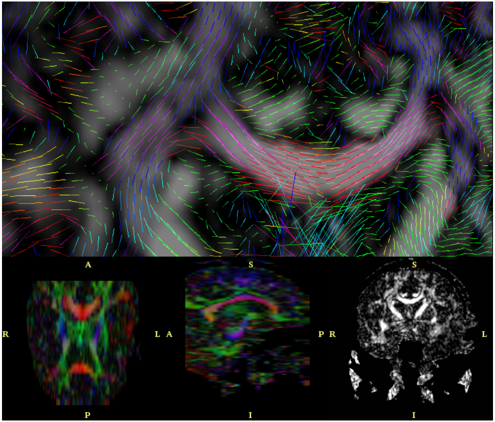
- Zobrazujeme prostorovou difusivitu vody
- Podobně jako angiografie fázového kontrastu, ale rychlosti jsou mnohem menší
- Výsledkem je tenzor difusivity
- Pro studium konektivity nervových vláken
- Pro odhad vodivosti $\longrightarrow$ modely pro EEG/MEG

Difusní MRI — příklady



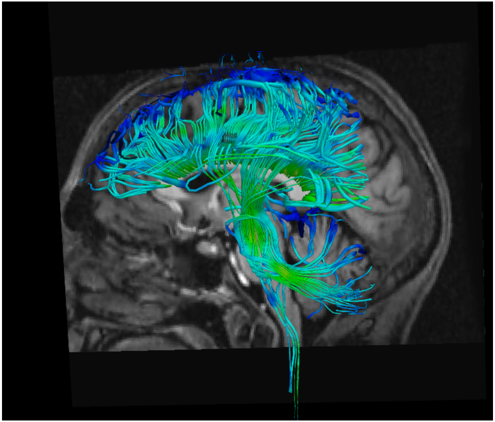
http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

Difusní MRI — příklady



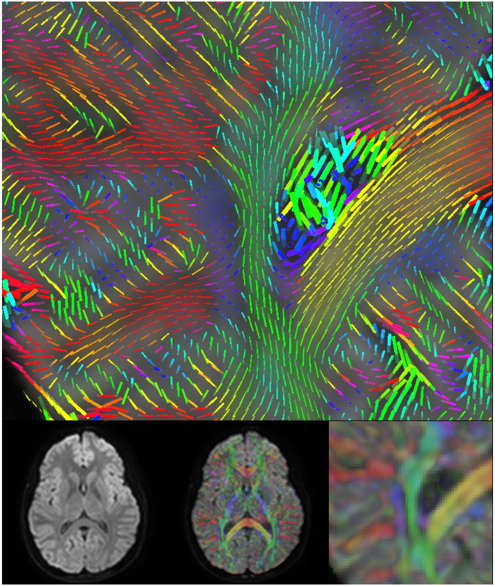
http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

Difusní MRI — příklady



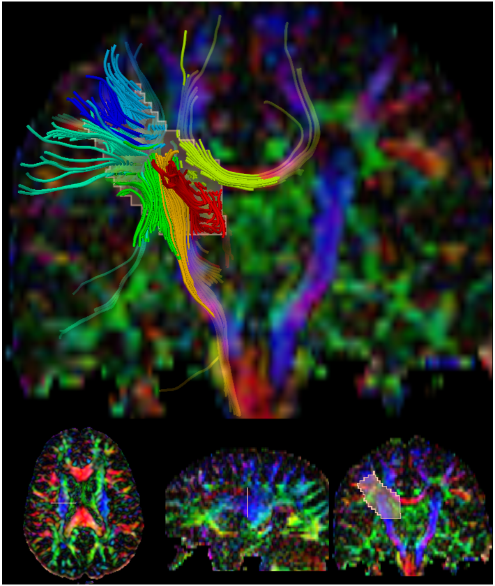
http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

Difusní MRI — příklady



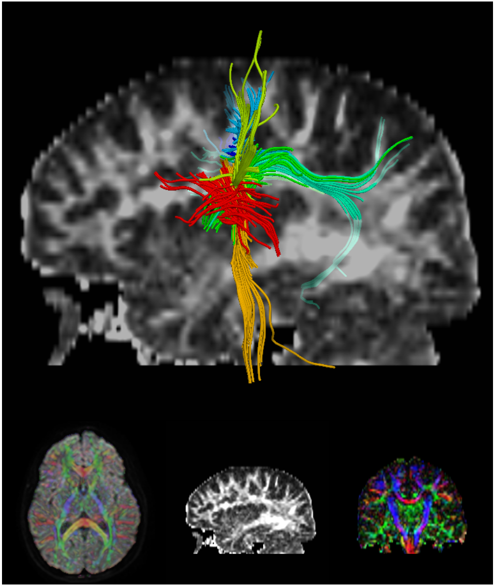
http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

Difusní MRI — příklady



http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

Difusní MRI — příklady



http://people.csail.mit.edu/lauren/dtmri.html

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

Spektroskopické zobrazování

(Spectroscopic imaging)

$$f = \gamma B$$

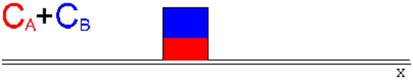
- Chceme zjistit NMR spektra v prostoru = prostorovou závislost γ

Spektroskopické zobrazování

(Spectroscopic imaging)

$$f = \gamma B$$

- Chceme zjistit NMR spektra v prostoru = prostorovou závislost γ
- **Dekonvoluce** — známe-li prostorové rozložení tkání
- Je možné zjistit spektrum složek



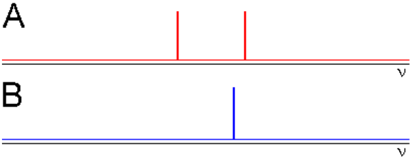
dvě látky

Spektroskopické zobrazování

(Spectroscopic imaging)

$$f = \gamma B$$

- Chceme zjistit NMR spektra v prostoru = prostorovou závislost γ
- **Dekonvoluce** — známe-li prostorové rozložení tkání
- Je možné zjistit spektrum složek



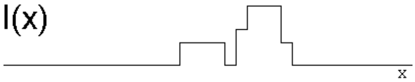
spektra

Spektroskopické zobrazování

(Spectroscopic imaging)

$$f = \gamma B$$

- Chceme zjistit NMR spektra v prostoru = prostorovou závislost γ
- **Dekonvoluce** — známe-li prostorové rozložení tkání
- Je možné zjistit spektrum složek



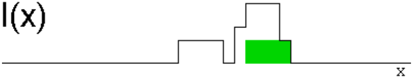
celkový signál

Spektroskopické zobrazování

(Spectroscopic imaging)

$$f = \gamma B$$

- Chceme zjistit NMR spektra v prostoru = prostorovou závislost γ
- **Dekonvoluce** — známe-li prostorové rozložení tkání
- Je možné zjistit spektrum složek



lze odečíst část odpovídající A

Spektroskopické zobrazování (2)

Abychom dostali signál jen z malého objemu:

- Lze použít **povrchové cívky** s omezeným dosahem
- **Narušení** pole B_0 feromagnetickými látkami

Spektroskopické zobrazování (3)

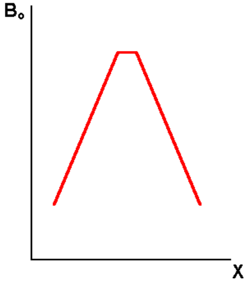
(Topical Magnetic Resonance)

- Aby bylo spektrum rozeznatelné, musí být B_0 homogenní
- Není-li B_0 homogenní, spektrum není pozorovatelné

Spektroskopické zobrazování (3)

(Topical Magnetic Resonance)

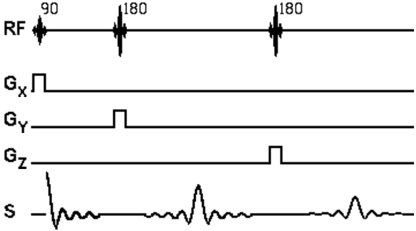
- Aby bylo spektrum rozeznatelné, musí být B_0 homogenní
- Není-li B_0 homogenní, spektrum není pozorovatelné
- Vytvoříme B_0 homogenní jen tam, kde chceme zobrazovat
- Variace proudu v B_z cívce. Podobně v ostatních osách.



Spektroskopické zobrazování (4)

Slice Selective Techniques

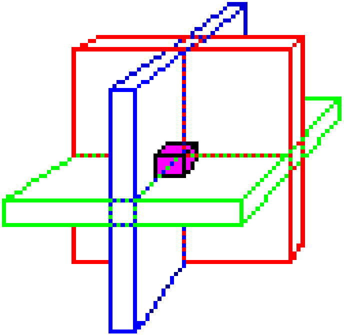
- RF selektivní pulsy ve všech třech osách



Spektroskopické zobrazování (4)

Slice Selective Techniques

- RF selektivní pulsy ve všech třech osách
- Jen průnik řezů je excitován



Spektroskopické zobrazování (4)

Slice Selective Techniques

- RF selektivní pulsy ve všech třech osách
- Jen průnik řezů je excitován
- Point resolved spectroscopy (PRESS)
- Stimulated echo acquisition mode (STEAM)
- Elected volume excitation using stimulated echoes (VEST)
- Image-selected in vivo spectroscopy (ISIS)
- Depth-resolved surface spectroscopy (DRESS)

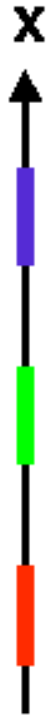
Spektroskopické zobrazování (4)

Spectroscopic Imaging

- Získáme spektrum pro každý voxel
- Základní metoda je založená na 3D zobrazování (volume imaging):
  - Poloha je kódována fázovými gradienty G_x, G_y
  - Jedna excitace pro každou kombinaci G_x, G_y
  - Frekvenční gradient není použit
  - Frekvence nese informace o spektru
- Voxely musí být velké — spektroskopická šířka spektra $<$ polohově kódovací šířka spektra

Spektroskopické zobrazování (5)

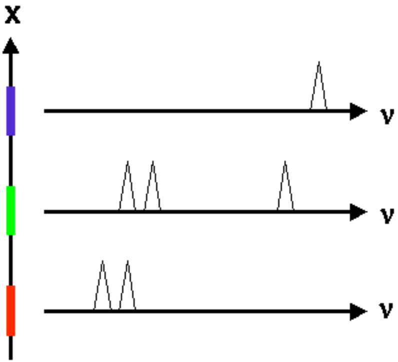
Prostorově-spektrální zpětná projekce



1D vzorek

Spektroskopické zobrazování (5)

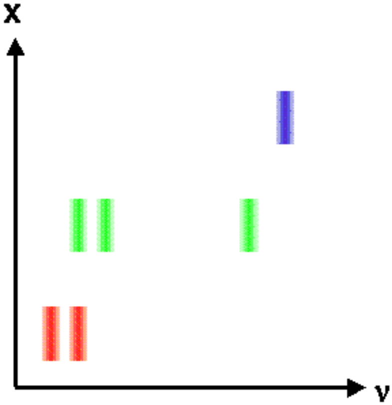
Prostorově-spektrální zpětná projekce



spektra

Spektroskopické zobrazování (5)

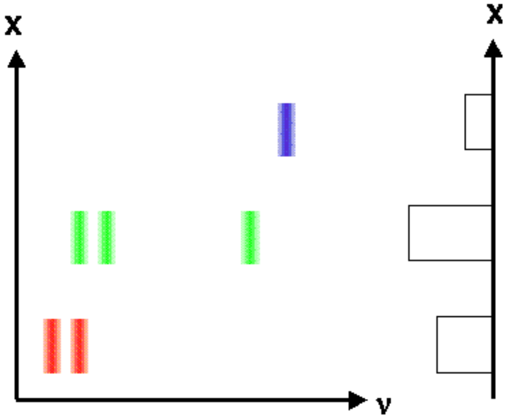
Prostorově-spektrální zpětná projekce



spektra jako 2D signál

Spektroskopické zobrazování (5)

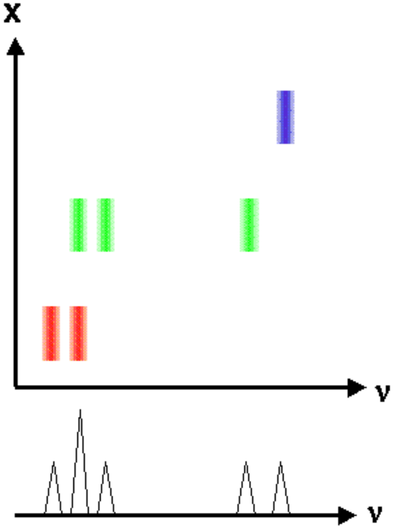
Prostorově-spektrální zpětná projekce



Silný $G_x \longrightarrow$ projekce dle x

Spektroskopické zobrazování (5)

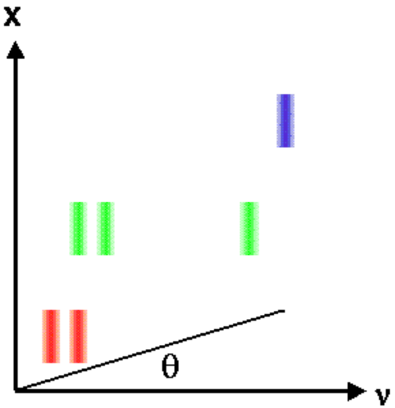
Prostorově-spektrální zpětná projekce



Homogenní $B \longrightarrow$ projekce dle f

Spektroskopické zobrazování (5)

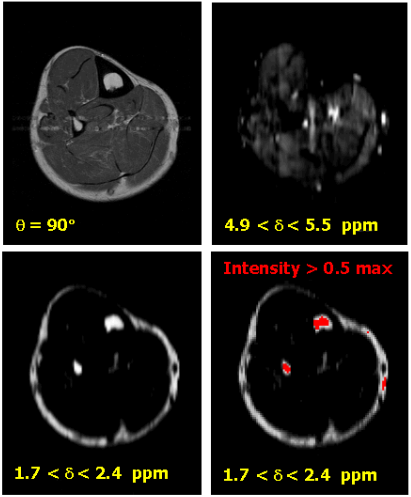
Prostorově-spektrální zpětná projekce



Vhodný gradient $\longrightarrow$ projekce dle libovolného úhlu $\longrightarrow$ zpětná projekce

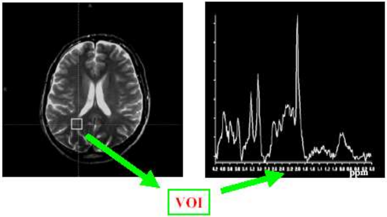
Spektroskopické zobrazování (5)

Prostorově-spektrální zpětná projekce

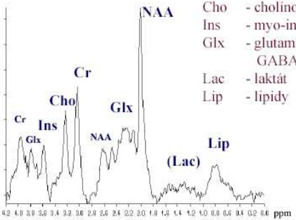


Příklad, holeň.

in vivo MR spektroskopie



NAA - N-acetylaspartát
Cr - (fosfo)kreatin
Cho - cholinové sloučeniny
Ins - myo-inositol
Glx - glutamát, glutamin, GABA
Lac - laktát
Lip - lipidy



[1]H spektrum z lidského mozku, 1.5 T, sekvence STEAM, TE=10 ms.

MRI v medicíně

3D zobrazování

Rychlé zobrazování
- EPI
- pMRI

Vylepšování

Kontrastní látky

Angiografie
- Tok
- Angiografie
- Perfusní MRI

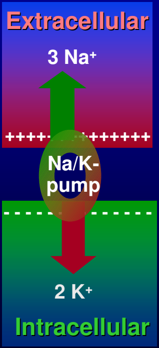
Tagged MRI

Difusní MRI

In-vivo spektroskopie

Jiné

Application: ^{23}Na MRI of the Heart



Electron Spin Resonance

(elektronová resonance)

- Používá spin elektronu místo spinu nukleonu
- Signál dávají nepárové elektrony — v přírodě řídké
- Sondy (kontrastní látky) pro studium biologického materiálu.
- Mnohem větší frekvence ($\gamma \approx 28\,\mathrm{GHz/T}$)