

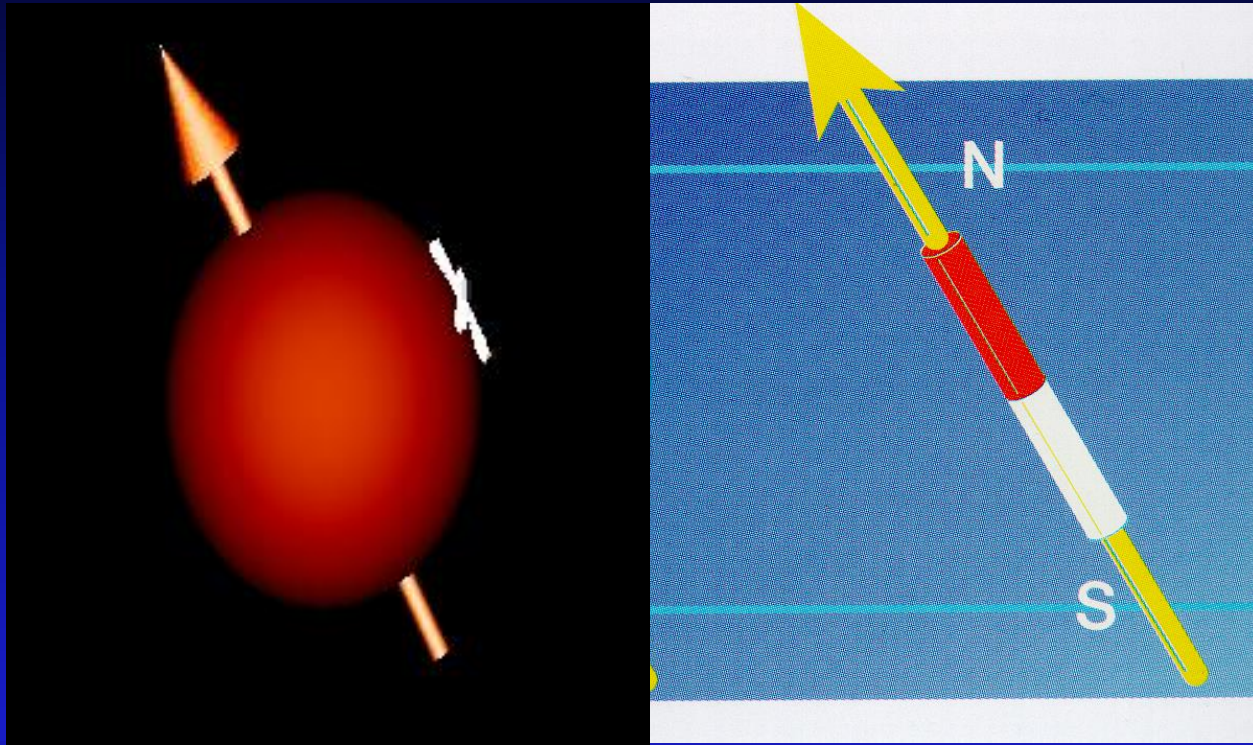
# **MR zobrazování: Moderní aplikace v neurovědách**

Jaroslav Tintěra  
IKEM

- **Obecný úvod do MRI**
- Funkční MR zobrazování
- Mozkové sítě a konektivita

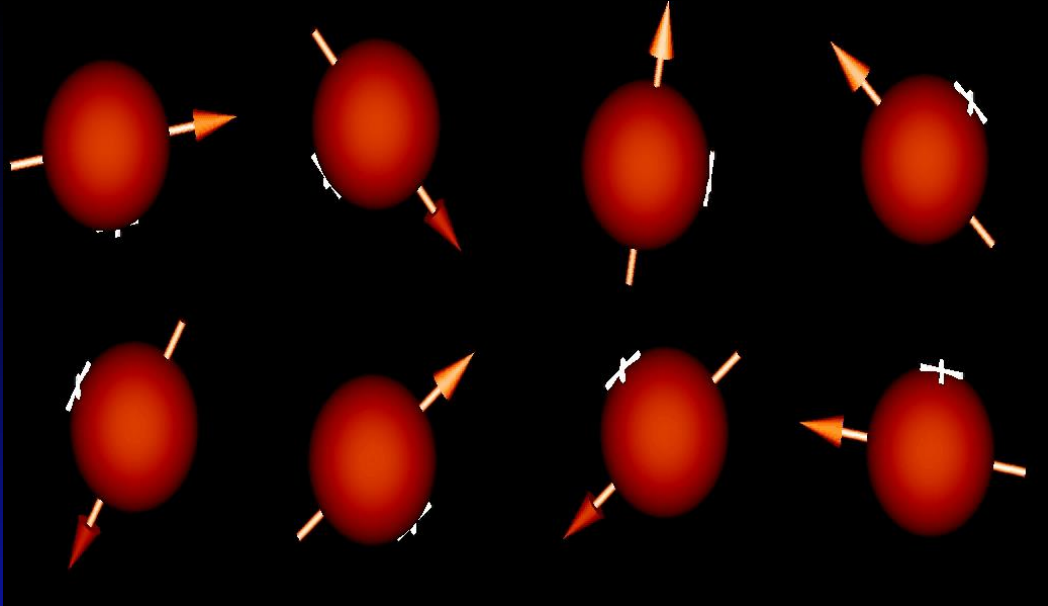
# Základní fenomén

Jaderný spin  $\Leftrightarrow$  magnetický moment



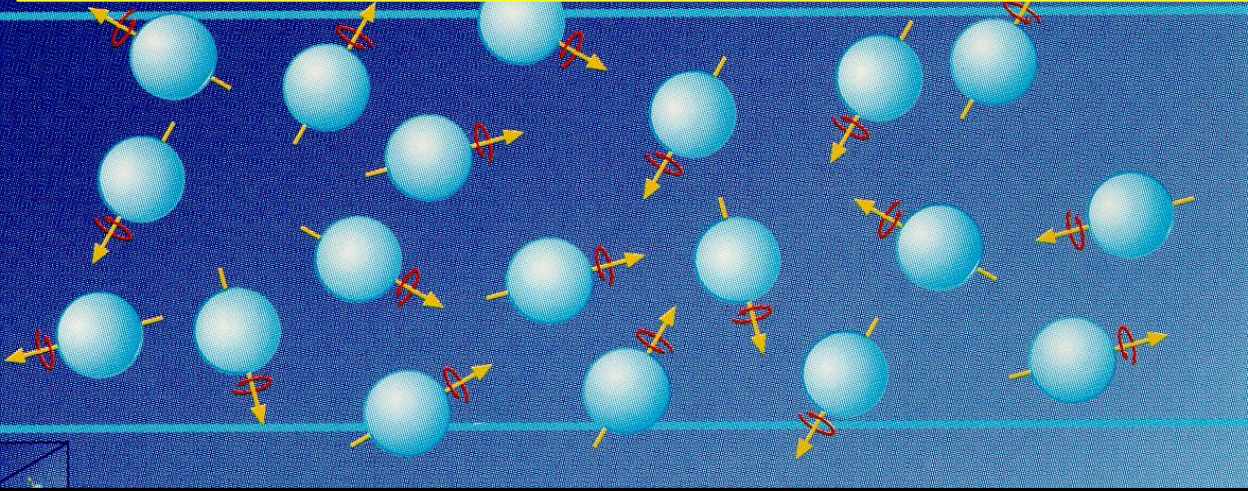
Jaderný spin - magnetický projev jednoho jádra

Podmínka pro NMR: hodnota spinu = (celé číslo)  $\times$   $\frac{1}{2}$   
(vodíková jádra mají spin =  $\frac{1}{2}$ )



*Celkovým projevem  
všech jader je  
magnetizace*

**Vektorový součet všech spinů v malém objemu:  
vektor magnetizace  $M$**



V magnetickém poli

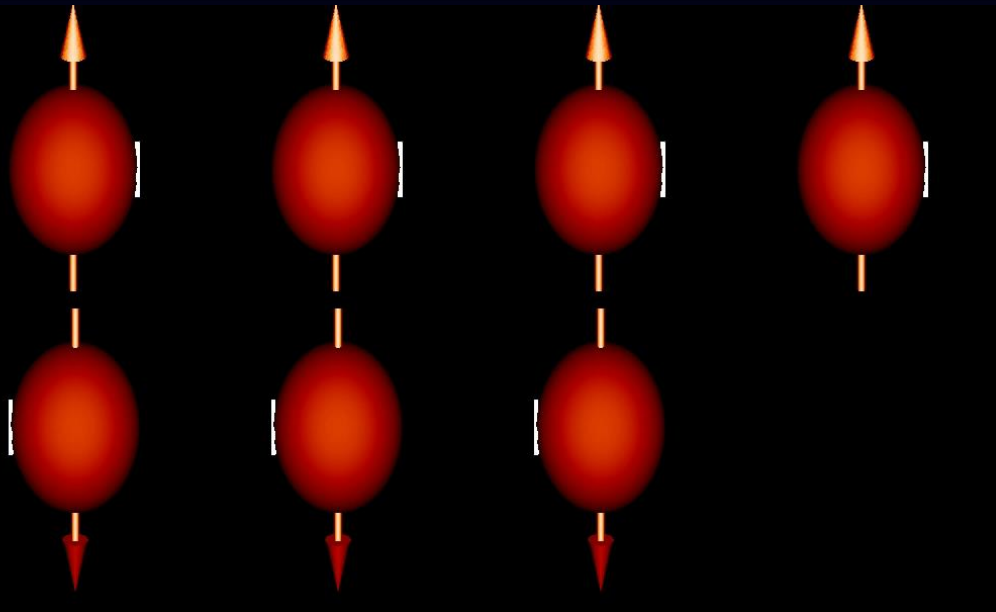
$$\mathbf{B} = 0$$

je magnetizace

$$\Rightarrow \mathbf{M} = 0$$



# *Orientace spinů v magnetickém poli: vznik magnetizace*



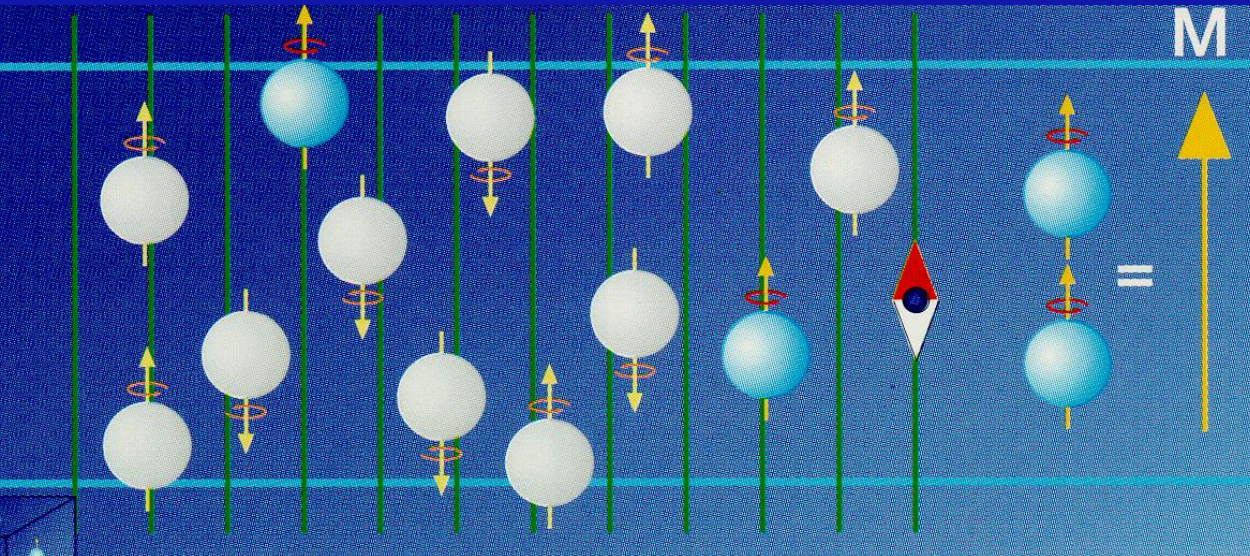
V magnetickém poli

$$\mathbf{B} \neq 0$$

je magnetizace

$$\Rightarrow \mathbf{M} \neq 0$$

(to vše při teplotě  
vyšší než absolutní nula)



# Spinový soubor v magnetickém poli

Orientace populace spinů  
v magnetickém poli

V magnetickém poli

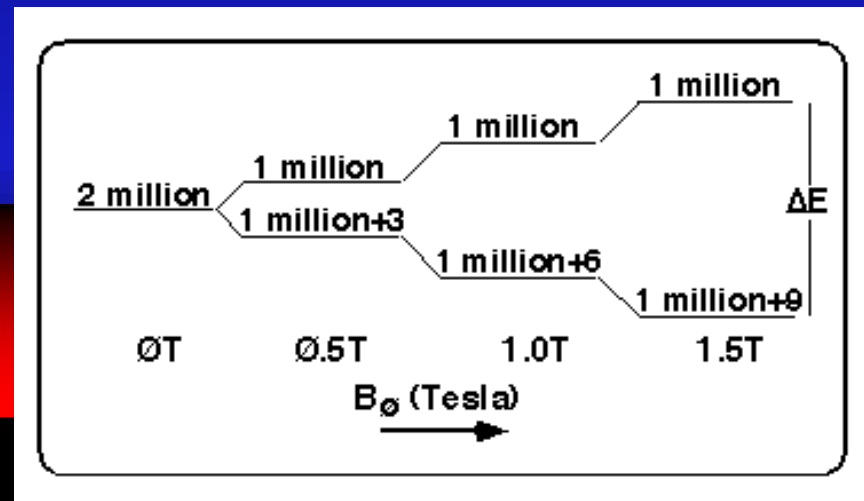
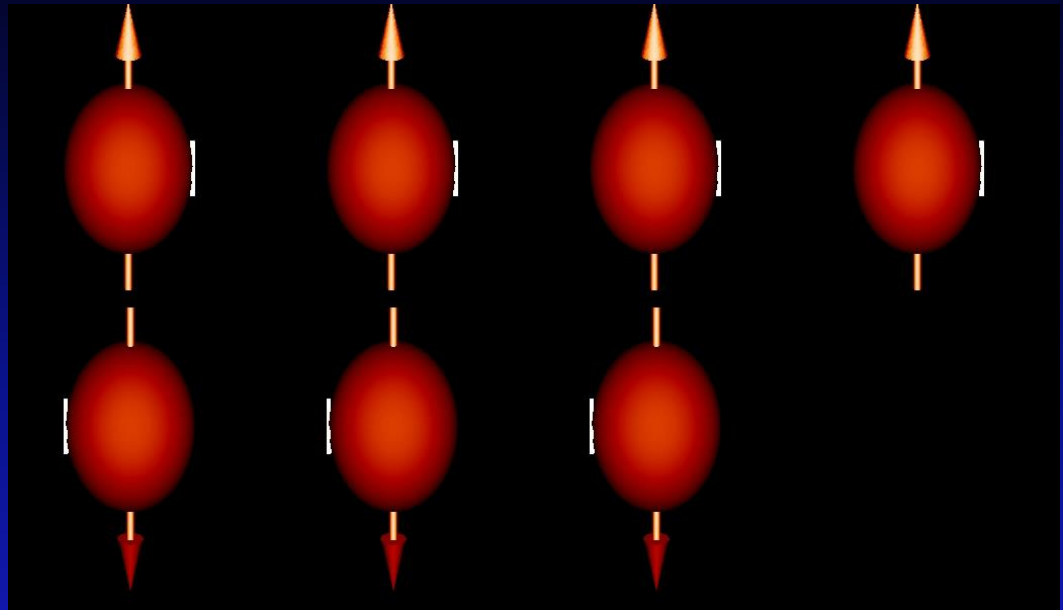
$$\mathbf{B} \neq \mathbf{0} \Rightarrow \mathbf{M} \neq \mathbf{0}$$

Boltzmanův zákon

$$\frac{n_+}{n_-} = \exp\left(-\frac{2\mu B_0}{kT}\right)$$

Spinová polarizace:

~ 5 ppm v 1,5 T





# Magnetizace v magnetickém poli

Precese s Larmorovou frekvencí

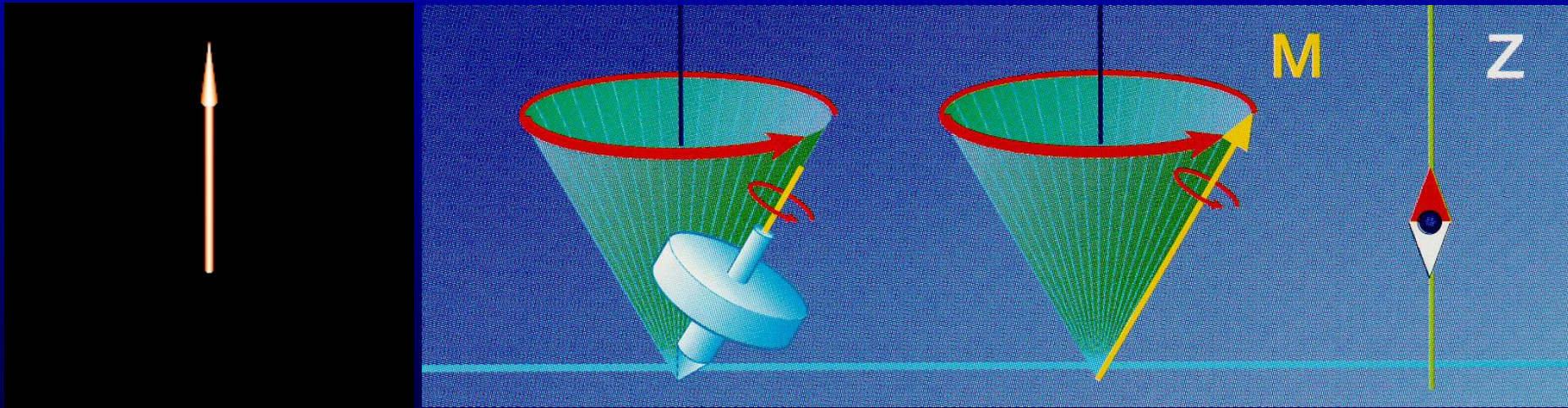
$$\omega_L = \gamma \cdot B$$



*Frekvence je přímo úměrná magnetickému poli ...*

*a konstanta úměrnosti  $\gamma$  (gyro-magnetický poměr)*

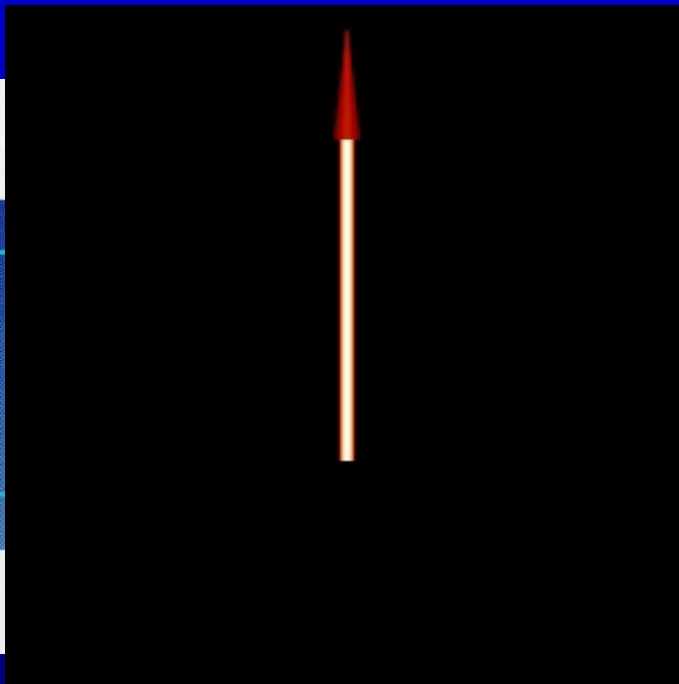
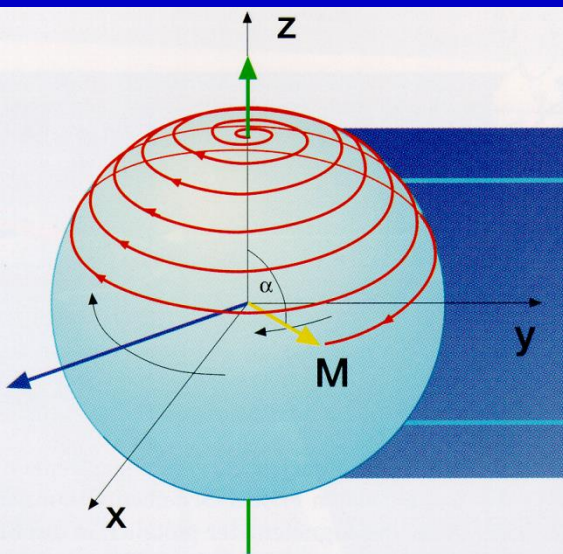
*je vlastností daného jádra (prvku)*



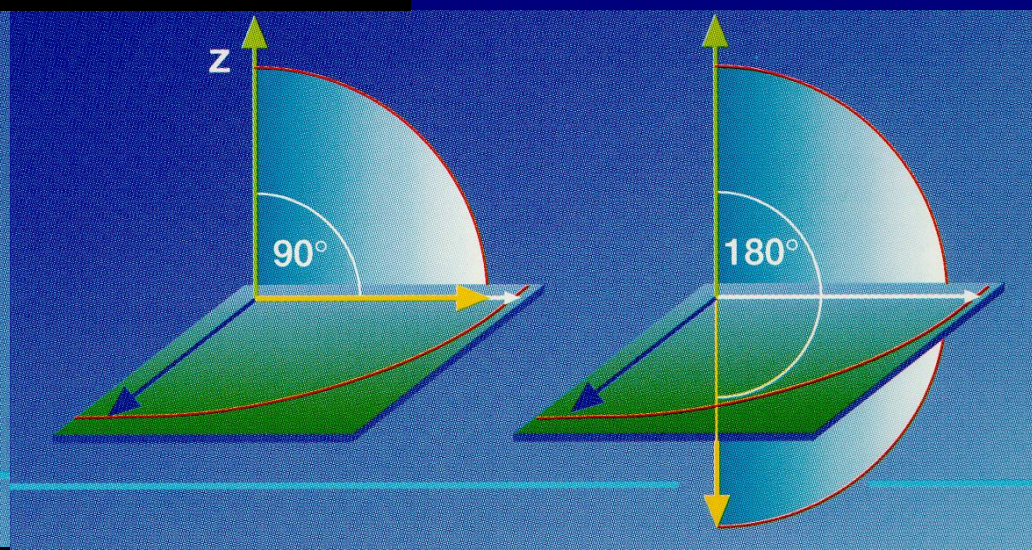
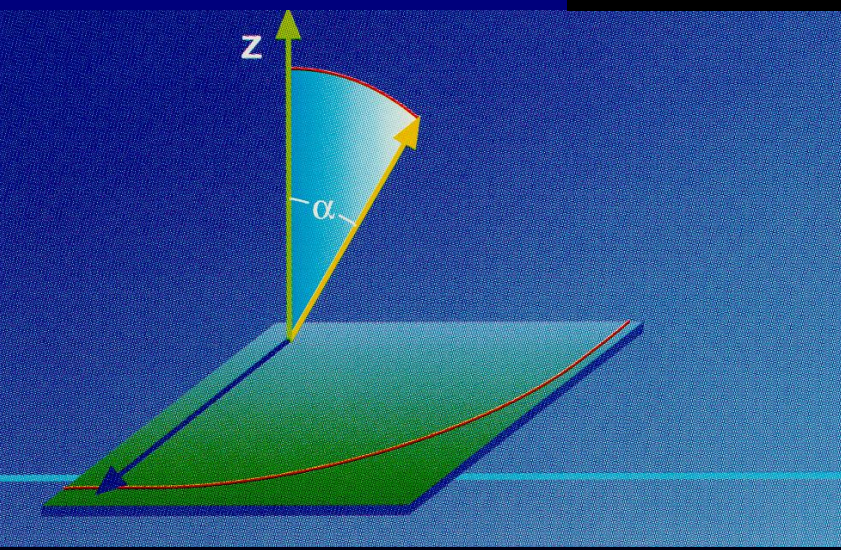
Spiny vodíkových jader vykonají  $\sim 42$  milionů otáček za vteřinu  
v magnetickém poli 1 T



# Dodáním energie = sklápění magnetizace



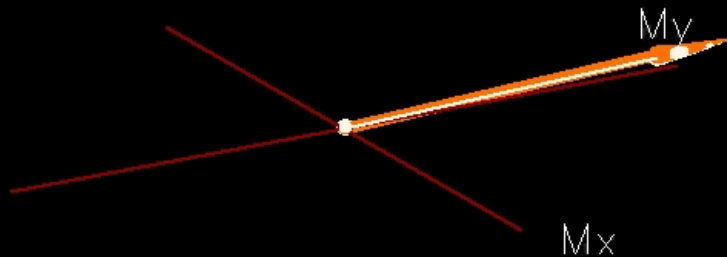
Radio-frekvenčním pulsem  
s frekvencí  $\omega_L$





## Relaxace magnetizace

$M_z$



tintera 2005

Rychlost relaxace závisí na fyzikálních vlastnostech tkáně

Každá z obou komponent magnetizace (příčná a podélná) relaxuje jinak rychle: oba děje jsou na sobě nezávislé

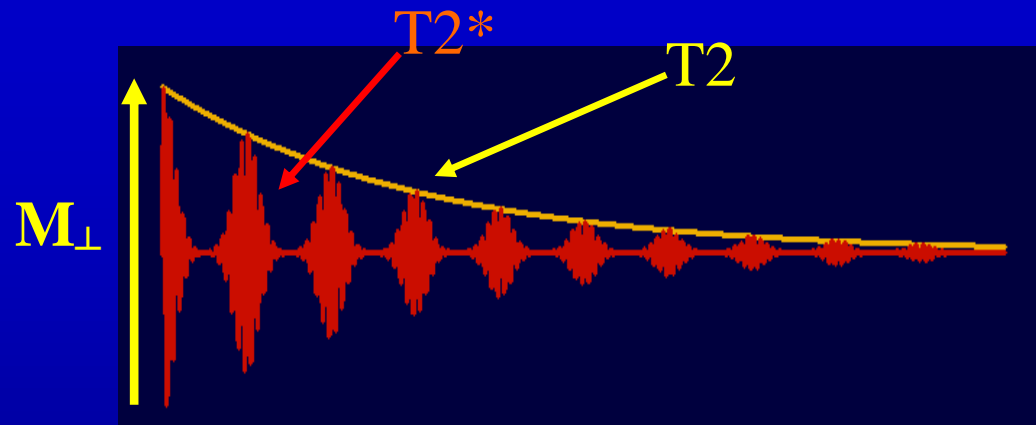
Příčná složka (měřená) relaxuje s časovou konstantou **T2**

Podélná složka relaxuje s časovou konstantou **T1**

## Relaxační děje ...

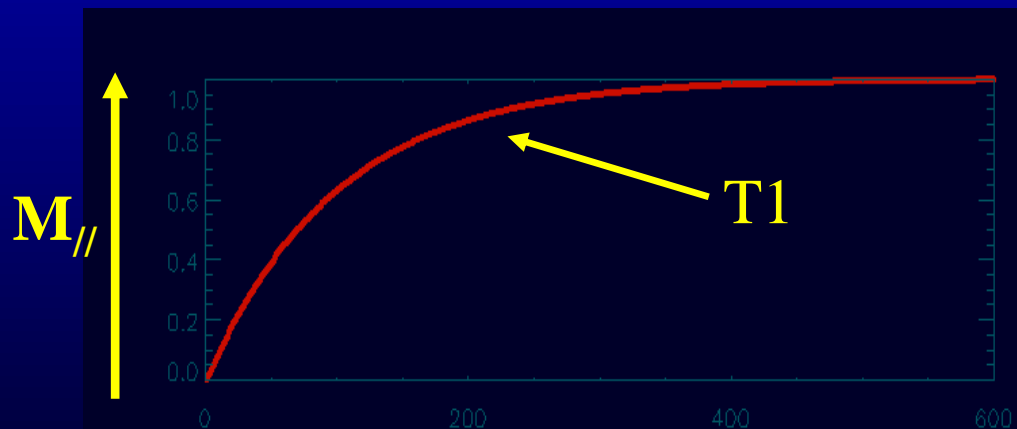
chovají se exponenciálně

Příčná složka  $M_{\perp} \rightarrow 0$   
T2 a T2\* relaxační děj



T2 bio-tkáně:  
80-200 ms

Podélná složka  $M_{\parallel} \rightarrow M_0$   
T1 relaxační děj

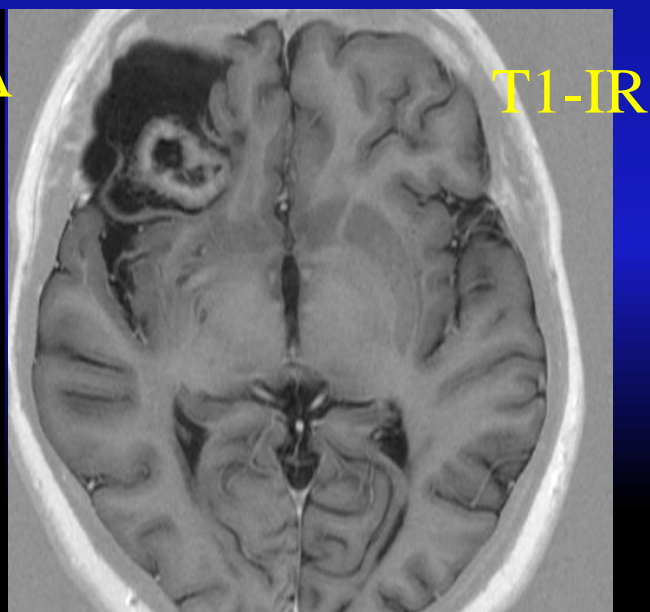
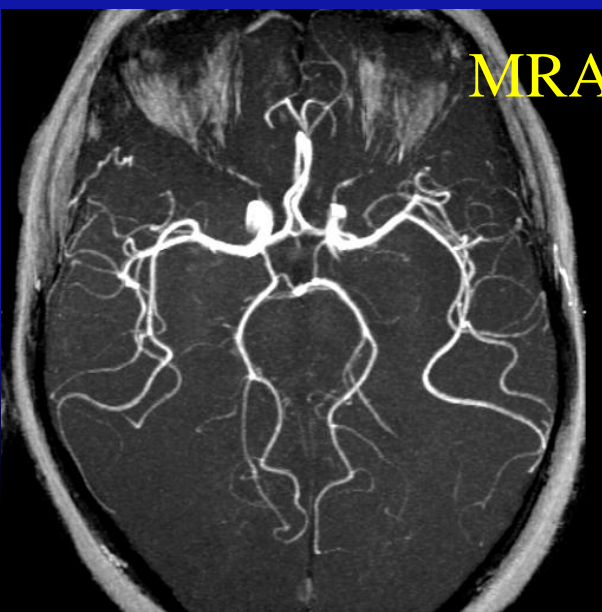
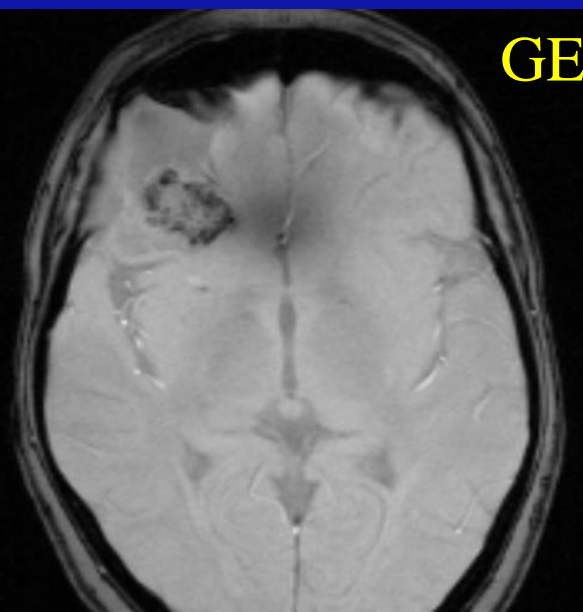
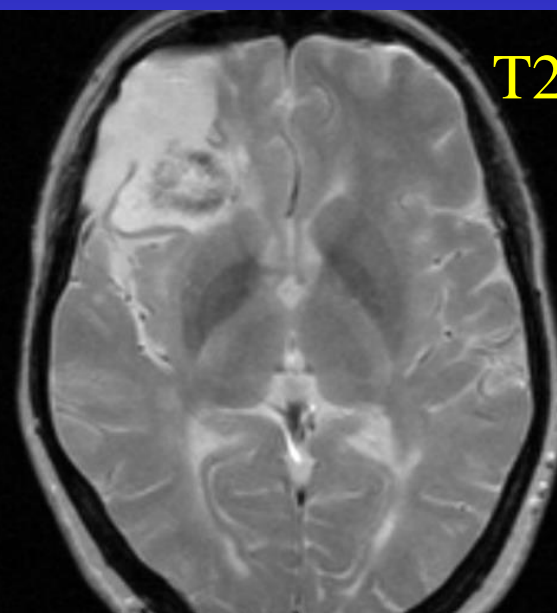
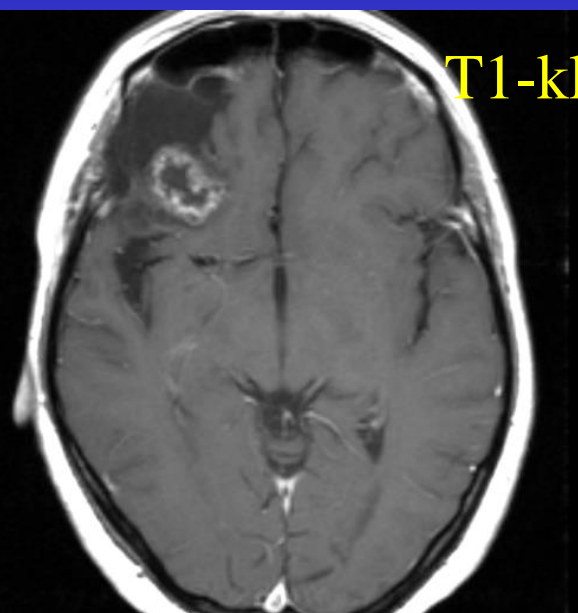
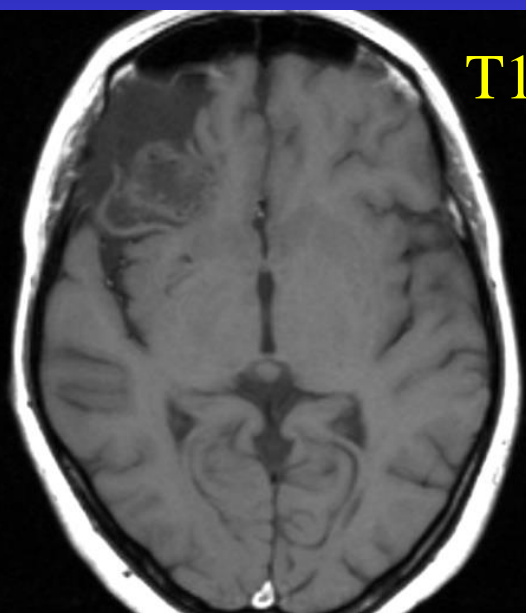


T1 bio-tkáně:  
700-2000 ms

# Co vše ovlivňuje MR signál a kontrast obrazů

- **Protonová hustota** (hustota jaderných spinů)
- **T1 relaxace** (biochemické vazby tkáně)
- **T2 relaxace** (biochemické vazby tkáně + vliv nativ. param. látek)
- **Proudění spinů** (krev v cévách)
- **Difuze spinů** (Brownův pohyb hlavně v extra-celulárním prostoru)
- **Perfuze spinů** (mikrocirkulace v kapilárách)

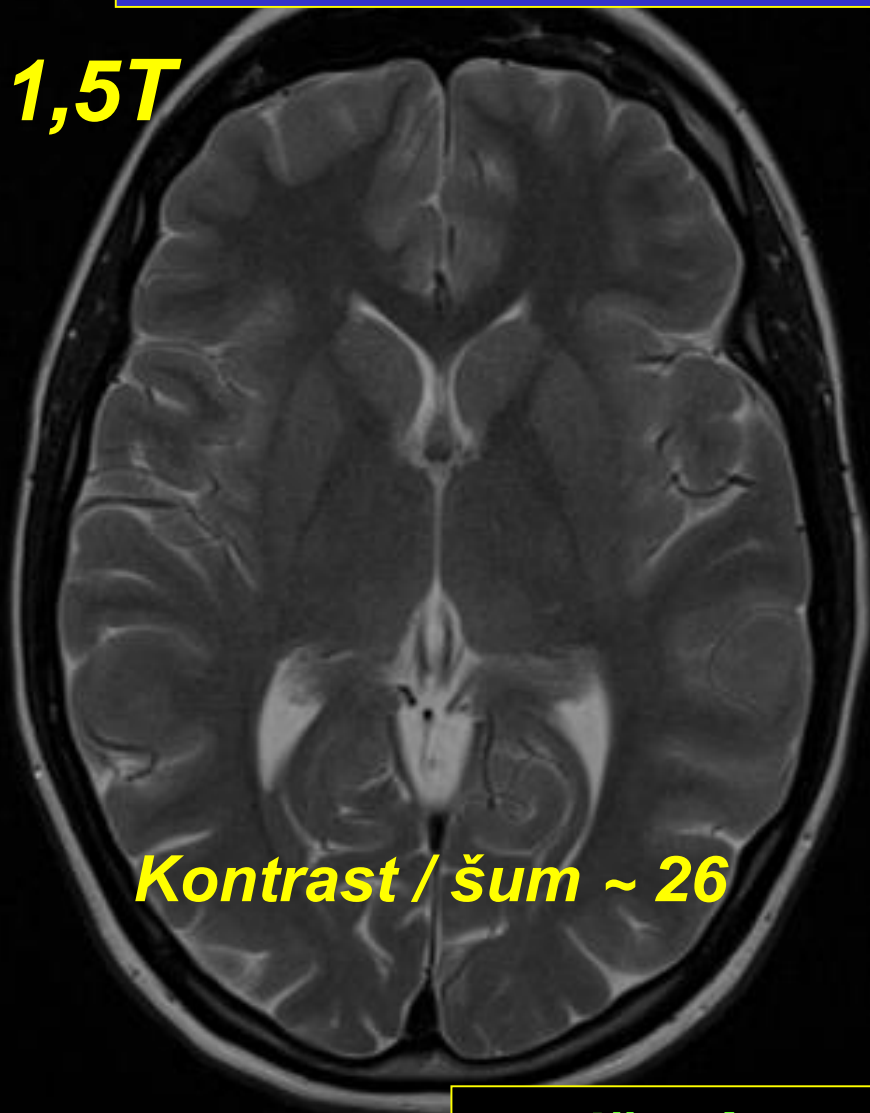
# MR obrazy: vynikající kontrast, komplexní informace





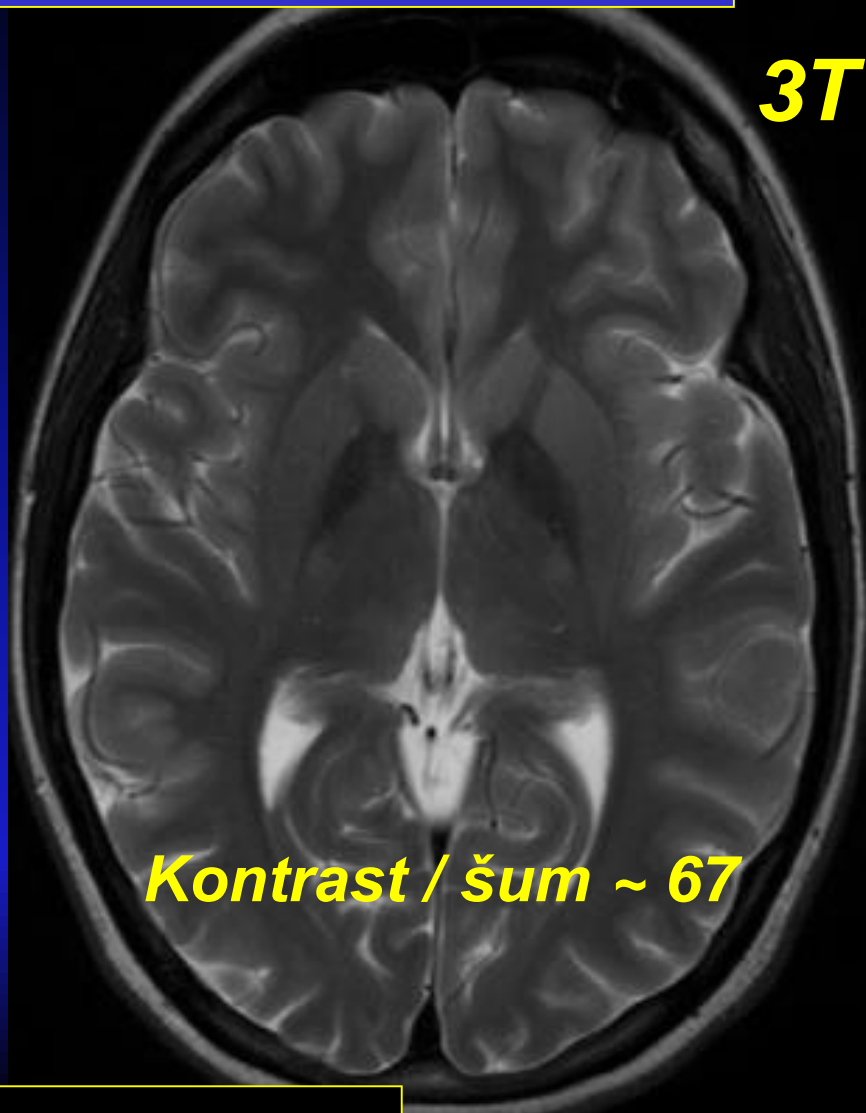
# Výhoda vysokého magnetického pole

**1,5T**



**Kontrast / šum ~ 26**

**3T**



**Kontrast / šum ~ 67**

**rozlišení: 0,45 x 0,45 x 4 mm**

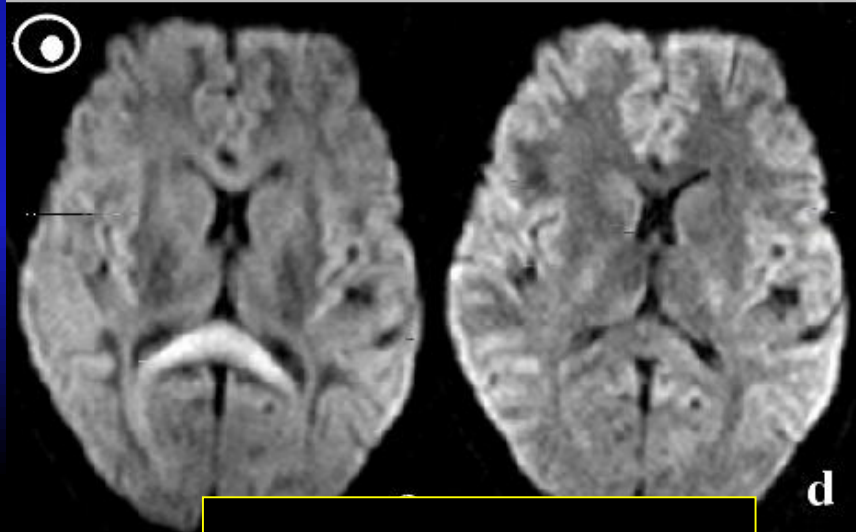
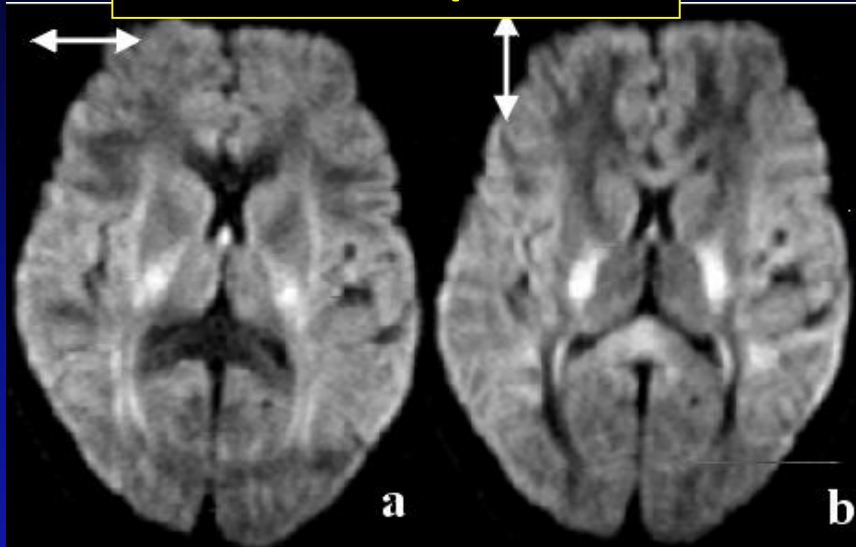
# Proudění spinového systému

makroskopické



MR angiografie

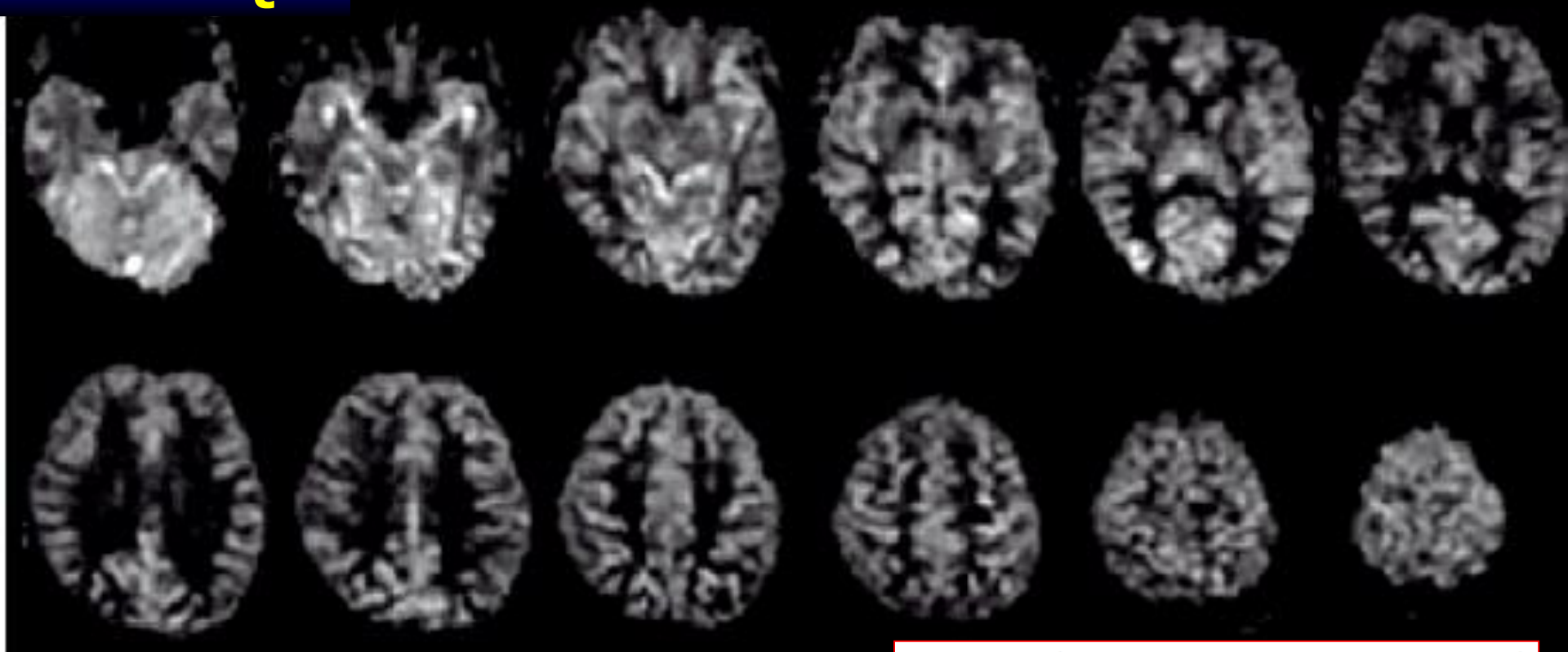
mikroskopické



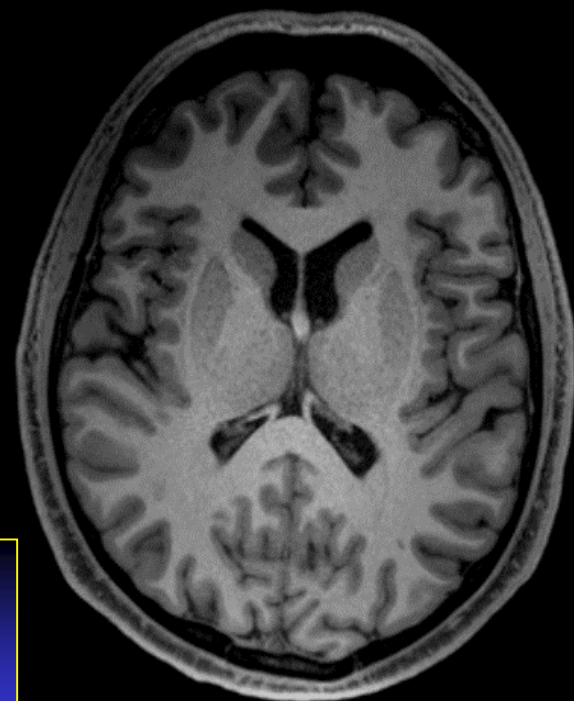
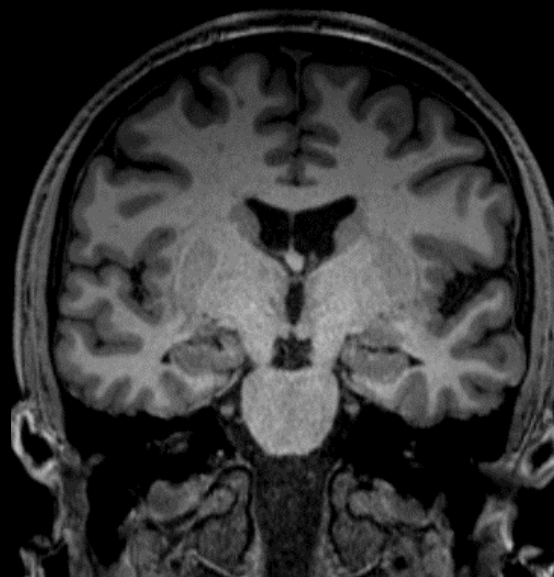
zobrazení difúze

# Perfúzní mapy ASL: normální perfúze

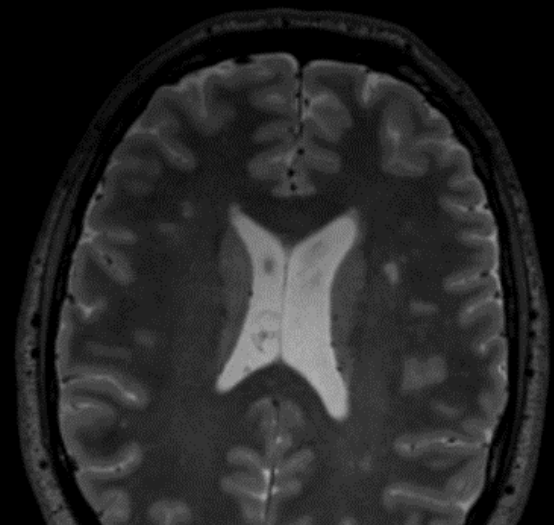
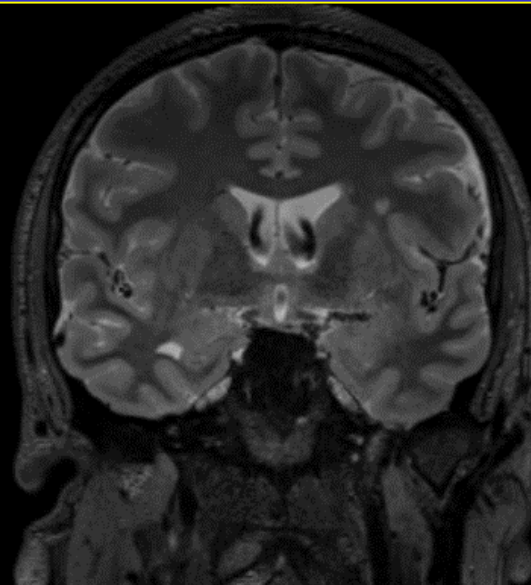
**PICORE Q2T**





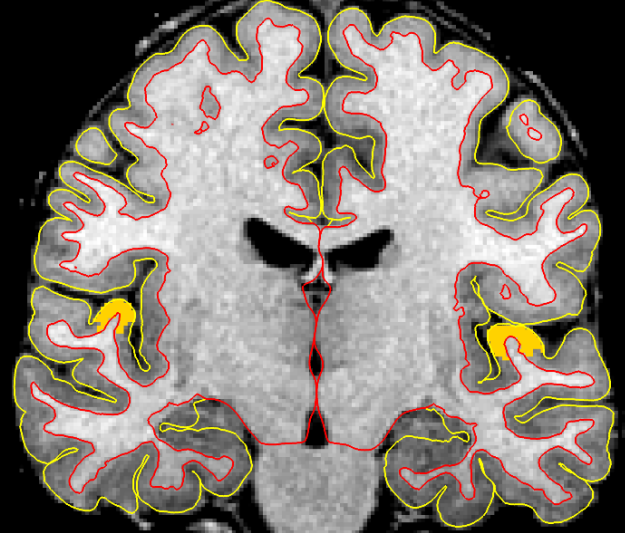
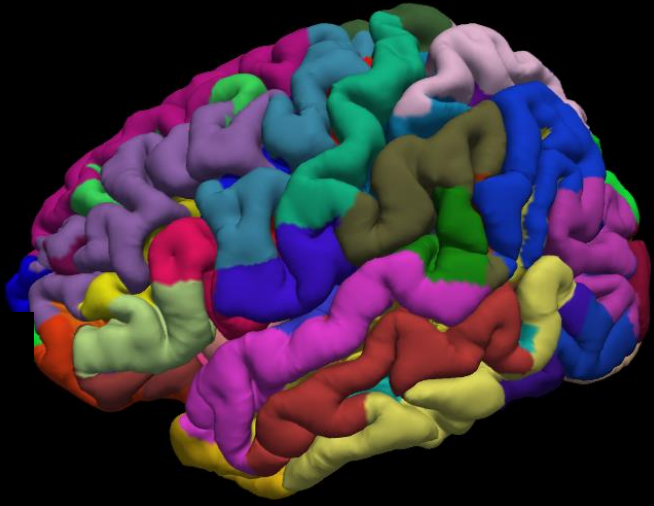
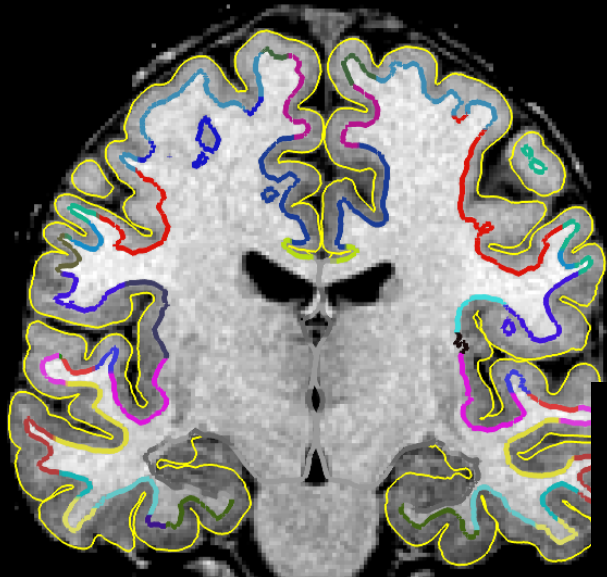
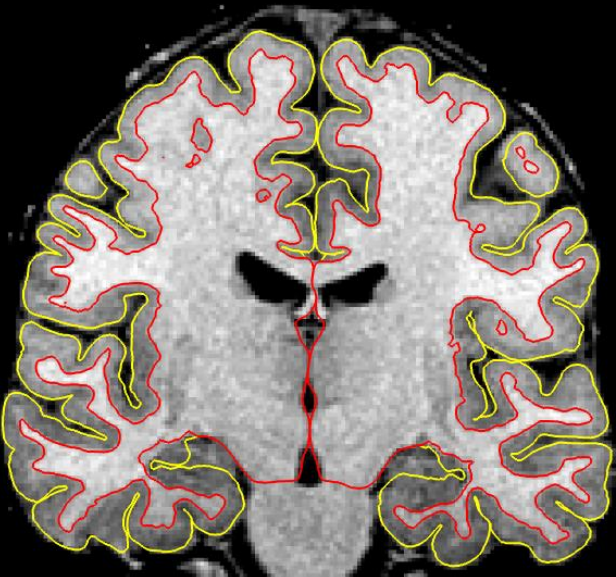


**Morfometrie:**  
rozlišení: 0,7 x 0,7 x 0,7 mm





# Morfometrie: tloušťka šedé hmoty



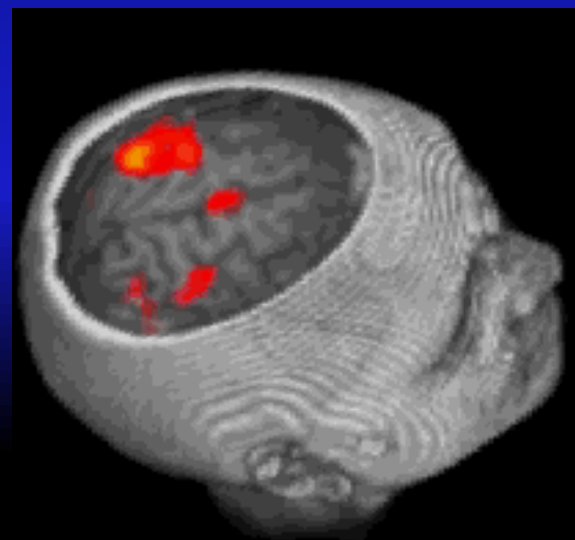
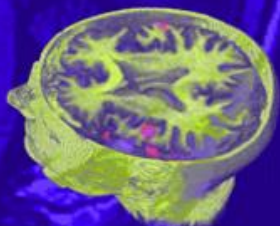
- Obecný úvod do MRI
- **Funkční MR zobrazování**
- Mozkové sítě a konektivita

# O čem je funkční zobrazování fMRI: Které funkce jsou kde uloženy?

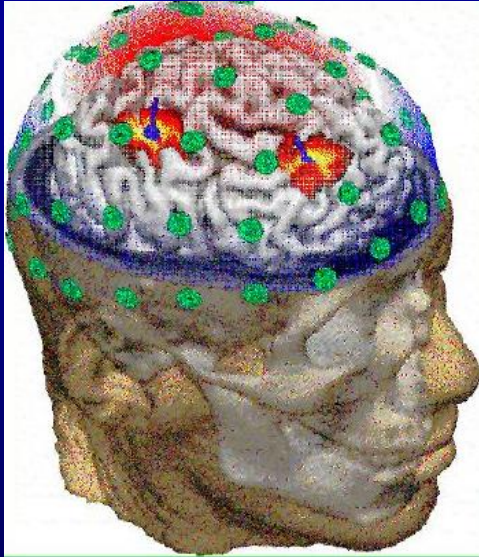
- 1) Zobrazení funkční topologie
- 2) Zobrazení funkční konektivity
- 3) Sledování vlivu „neuro-intervence“  
(farmaka, vnořené elektrody apod.)

## fMRI

Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) is a recent noninvasive imaging technology that can be used to identify regions in the brain that are activated during the performance of particular tasks. In contrast to conventional MRI scans showing brain structure, fMRI provides information about brain function.



# Funkční mapování mozku: tradiční metody



## EEG & MEG

rozlišení

- prostorové: nízké
- časové: vysoké

- neuronální aktivita

## PET

rozlišení

- prostorové: nižší
- časové: nízké

- metabolická aktivita

## fMRI

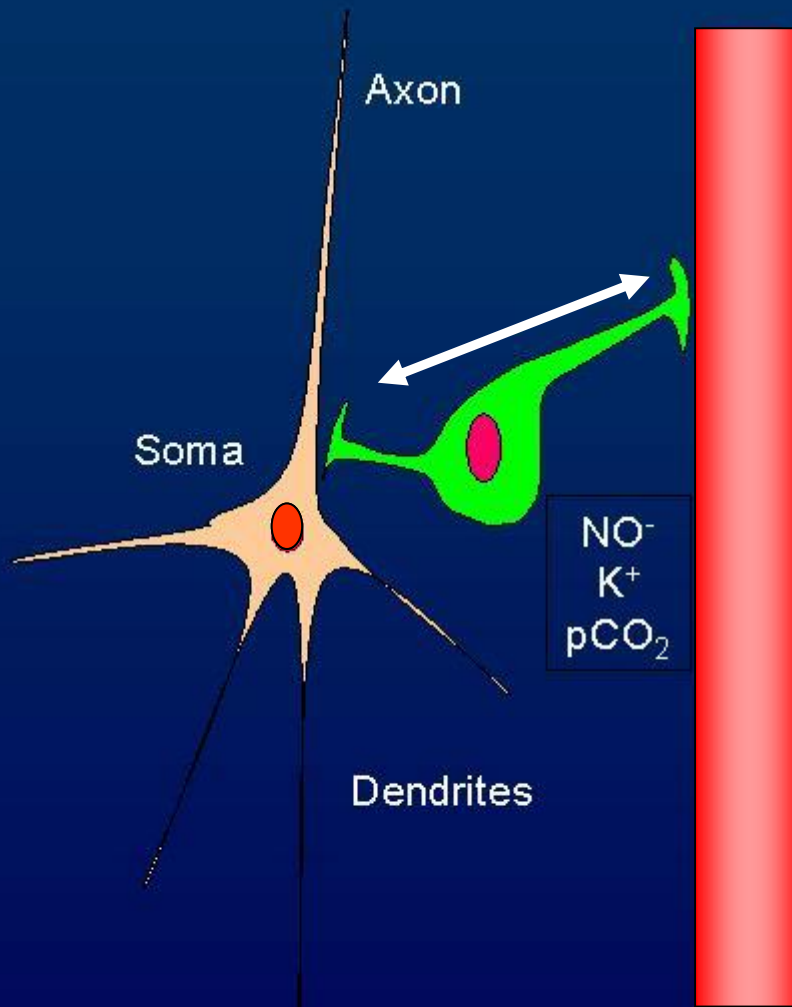
rozlišení

- prostorové: vysoké
- časové: adekvátní

- hemodynamická odezva



# fMRI a Neuro-vaskulární vazba



Céva

Zvýšení metabolismu urychluje produkci a uvolnění vaso-aktivních substancí

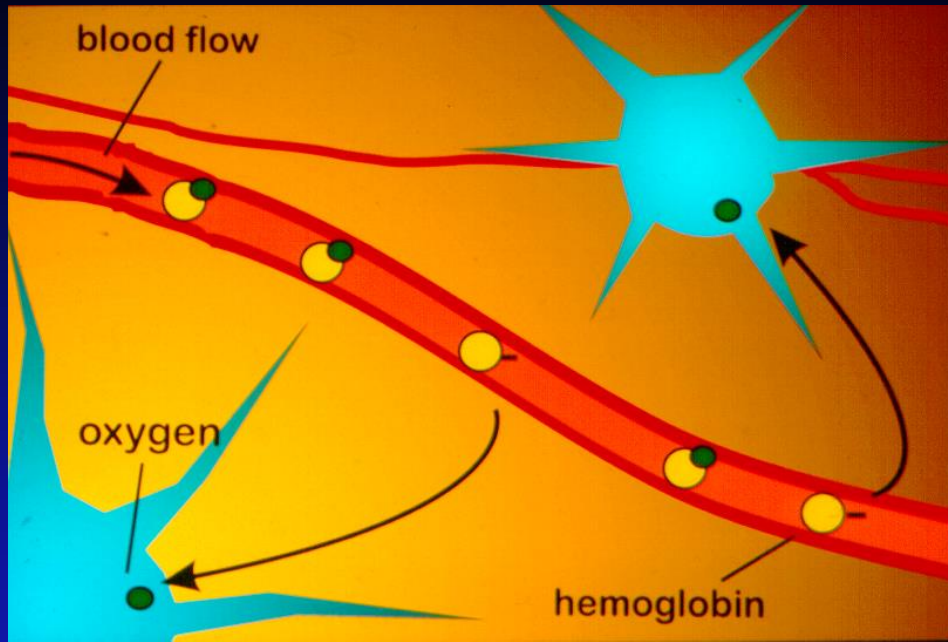
Transport od neuronů a astrocytů k endoteliálním buňkám

Uvolnění svalových vláken arteriol

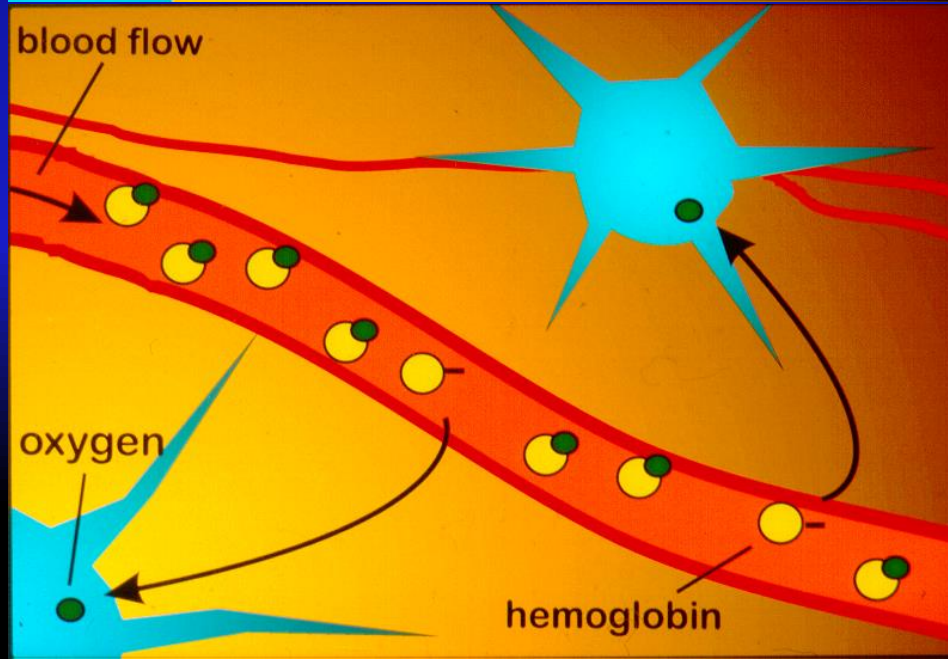
Zvýšení lokálního průtoku krve

1890: Coupling of Blood Flow and Metabolism was first described (Roy and Sherrington)

# Model regulace průtoku krve v mozku



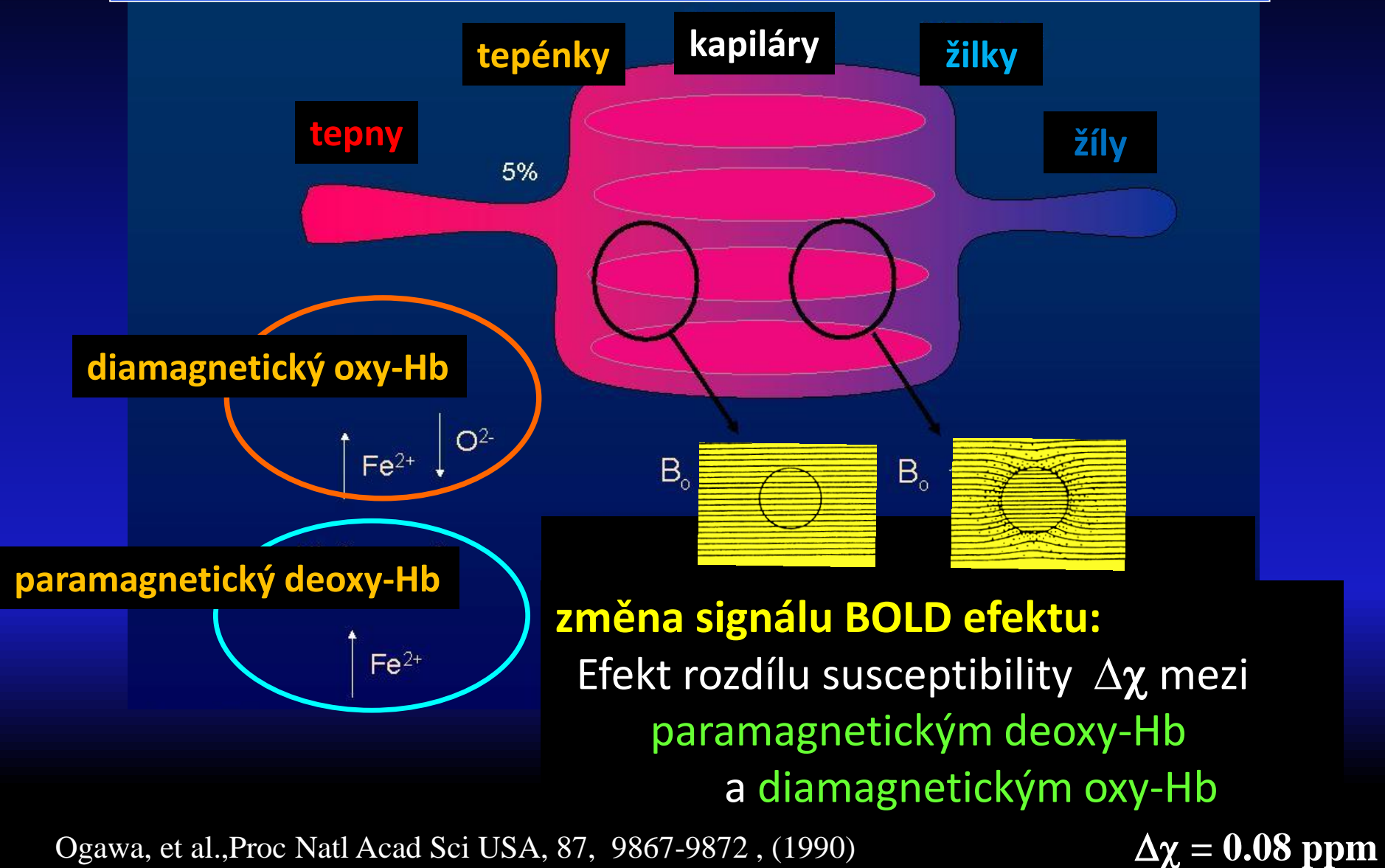
**klid**



**zvýšení lokální perfúze  
zvýšení koncentrace oxy-Hb**

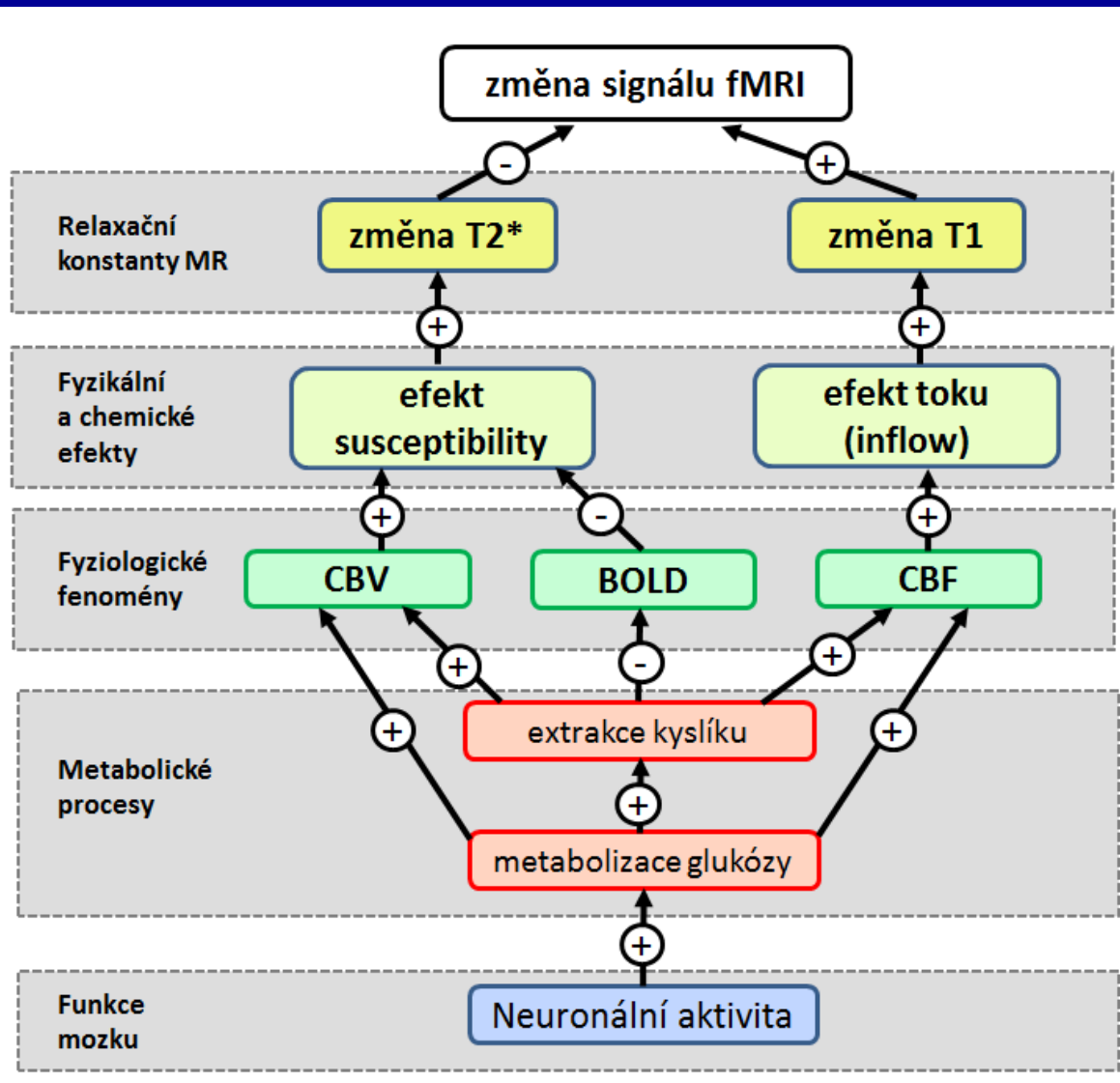
**stimulace**

# Nejčastěji používaný efekt pro fMRI: Blood Oxygen Level Dependent kontrast





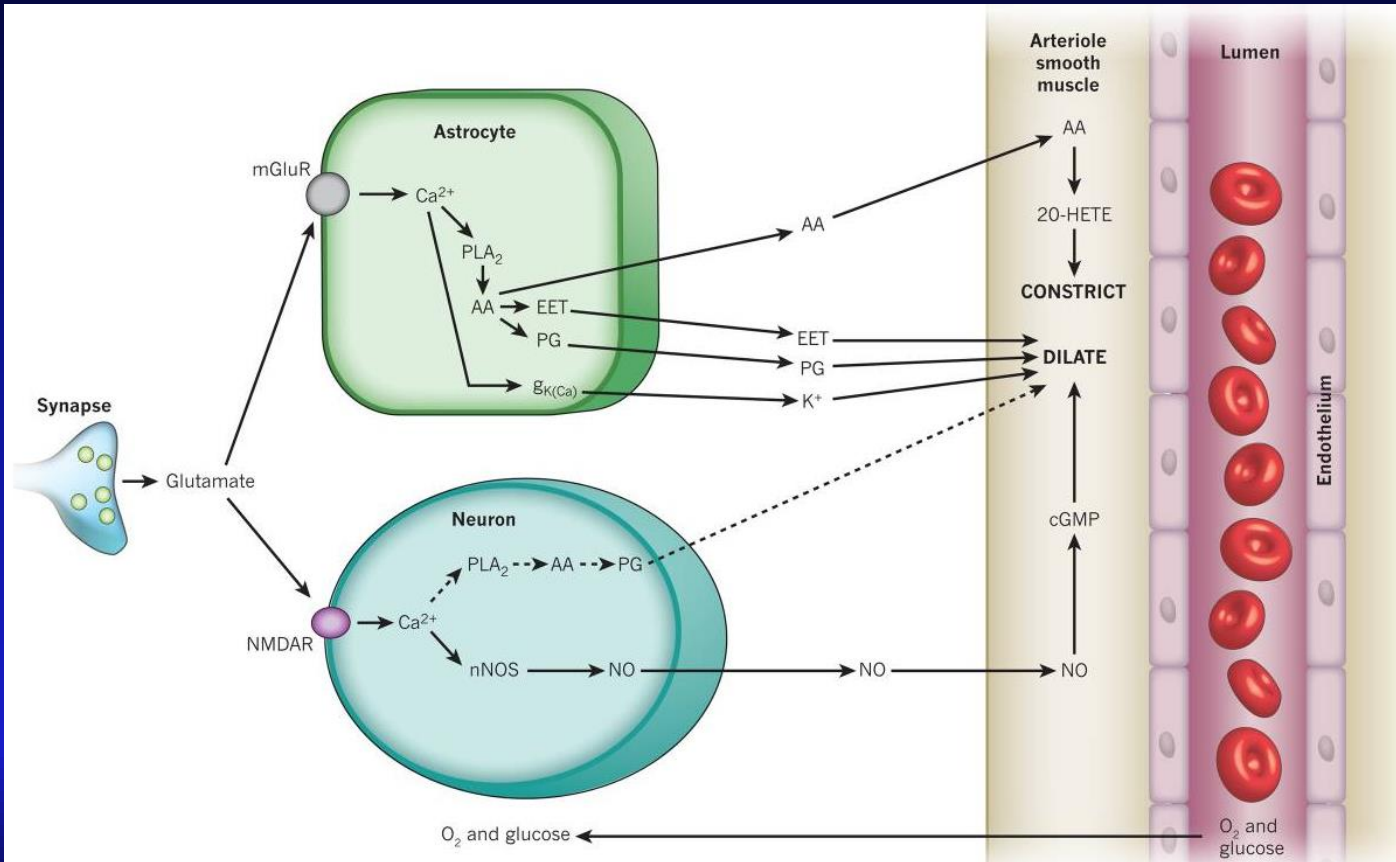
# Neuro-vaskulární vazba



Časová konstanta  
~ 4-7 s

# Vztah mezi aktivací neuronů (spiking) a BOLD?

- BOLD je vázán i na metabolické změny astrocytů



EET – epoxyeicosatrienic acid

PG – prostaglandin

NO – nitrid oxide

velmi komplexní proces  
a nelze přesně říci, která substance se více či méně uplatňuje

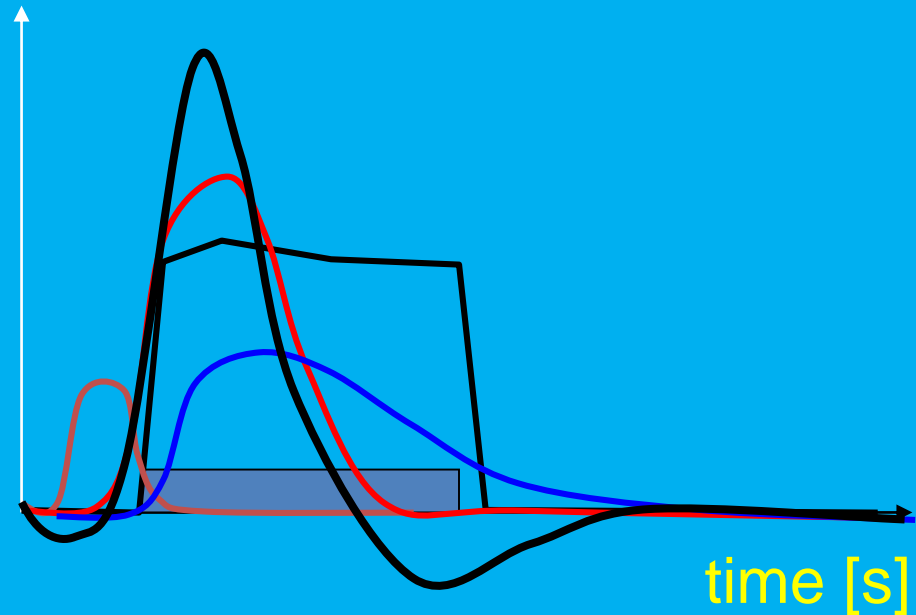
[Nature](#), 2010 Nov 11;468(7321):232-43.

**Glial and neuronal control of brain blood flow.**

[Attwell D](#), [Buchan AM](#), [Chrupak S](#), [Lauritzen M](#), [Macvicar BA](#), [Newman EA](#).

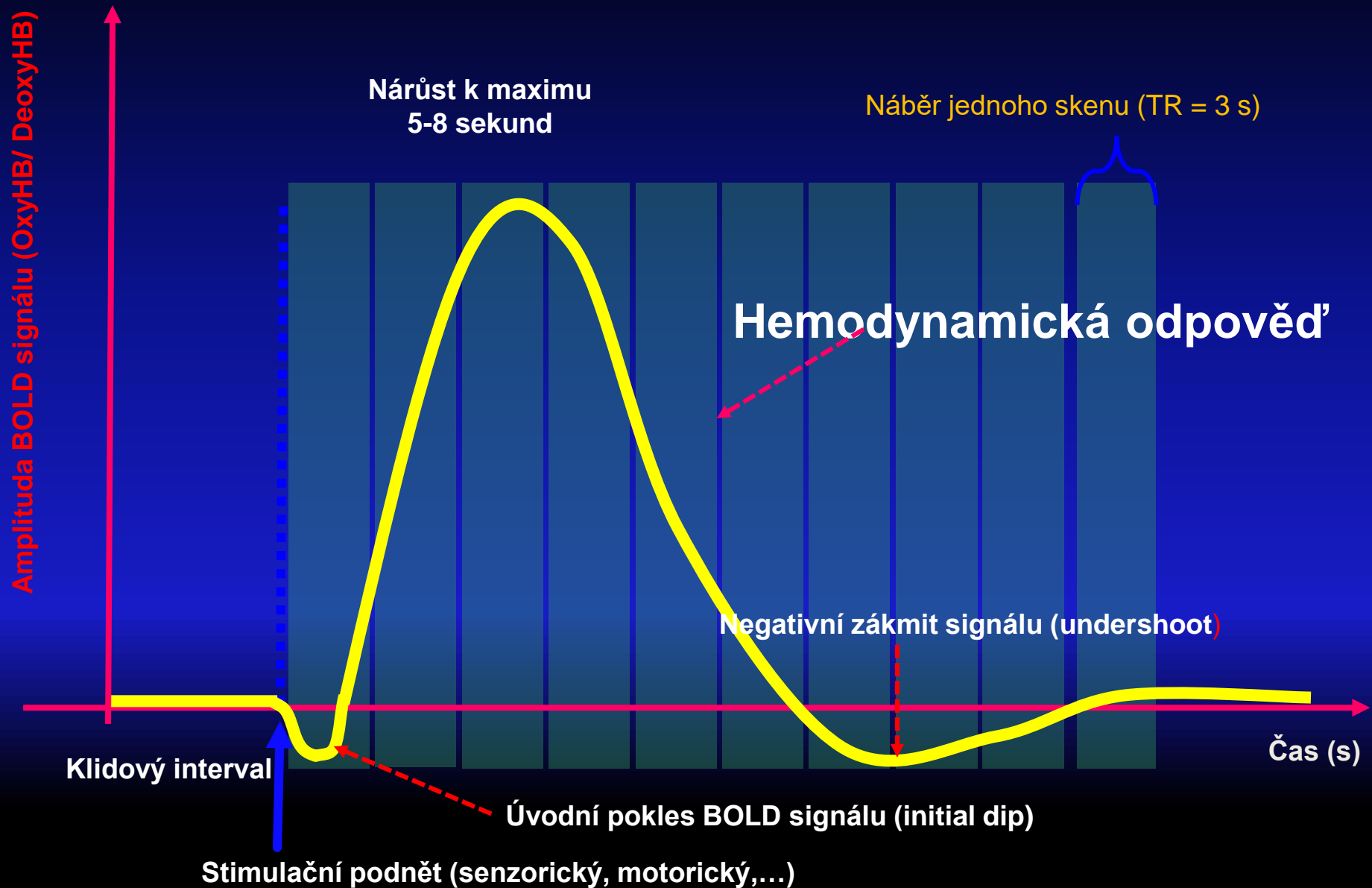
# Časové průběhy: Hemodynamic response function (HRF)

- Total Neural Activity
- Oxygen extraction fraction
- CBF
- CBV
- BOLD



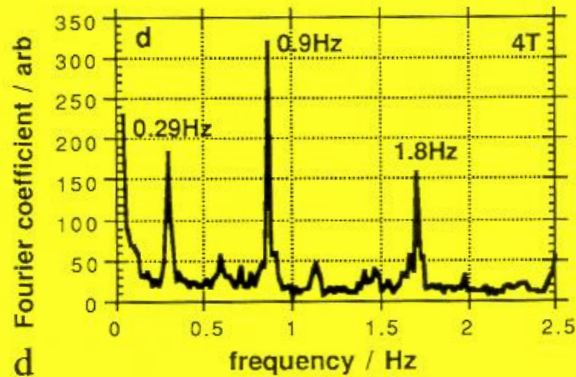
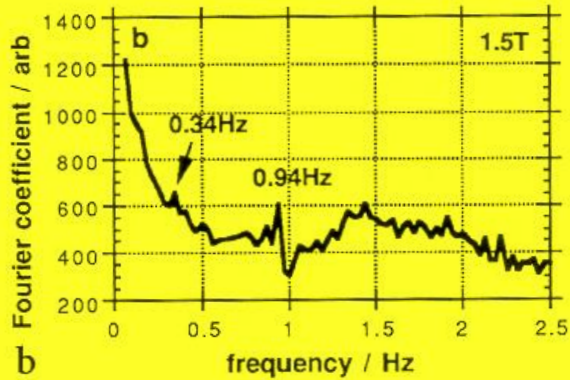


# BOLD: hemodynamic response function (HRF)

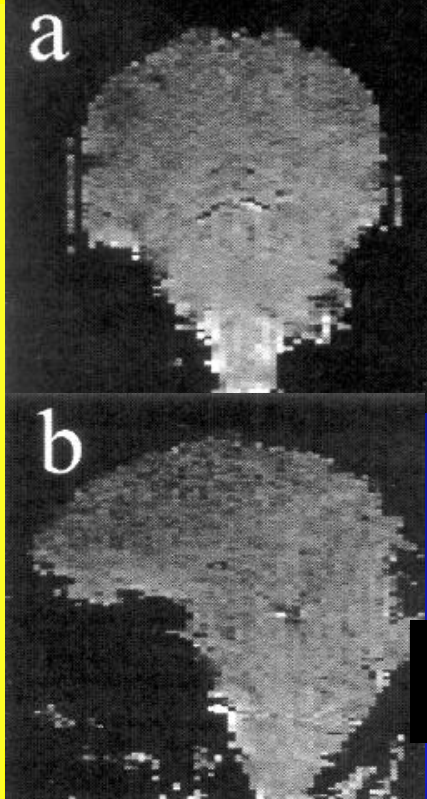


# Fyziologická omezení (rušení)

## Frekvenční závislost šumu

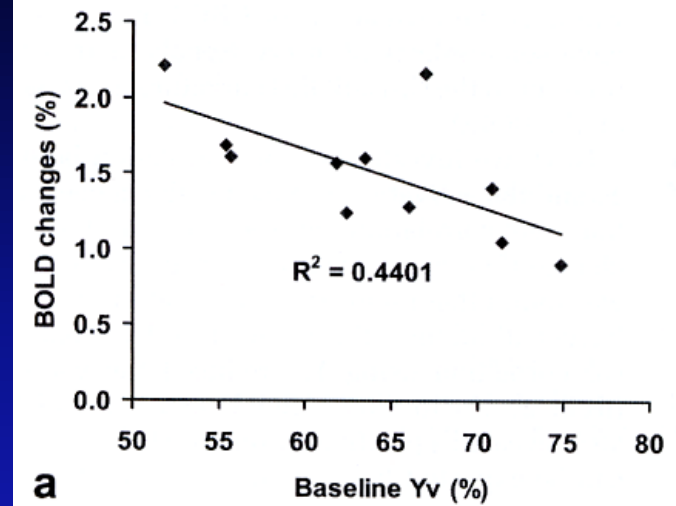


## Prostorová distribuce šumu



Field maps (B.Wowk et al.)

## Klidová oxygenace a BOLD efekt



H. Lu et al., MRM 2008

**Pokles  $\Delta S_{BOLD}$  s vyšší úrovní oxygenace:**  
na 10% nárůstu Y je pokles  $\Delta S_{BOLD}$  o 0,37%

## Variabilita BOLD signálu

- klidová oxygenace
- vazodilatační schopnost (kofein, insulin)

## Hlavní zdroje fyziologického šumu:

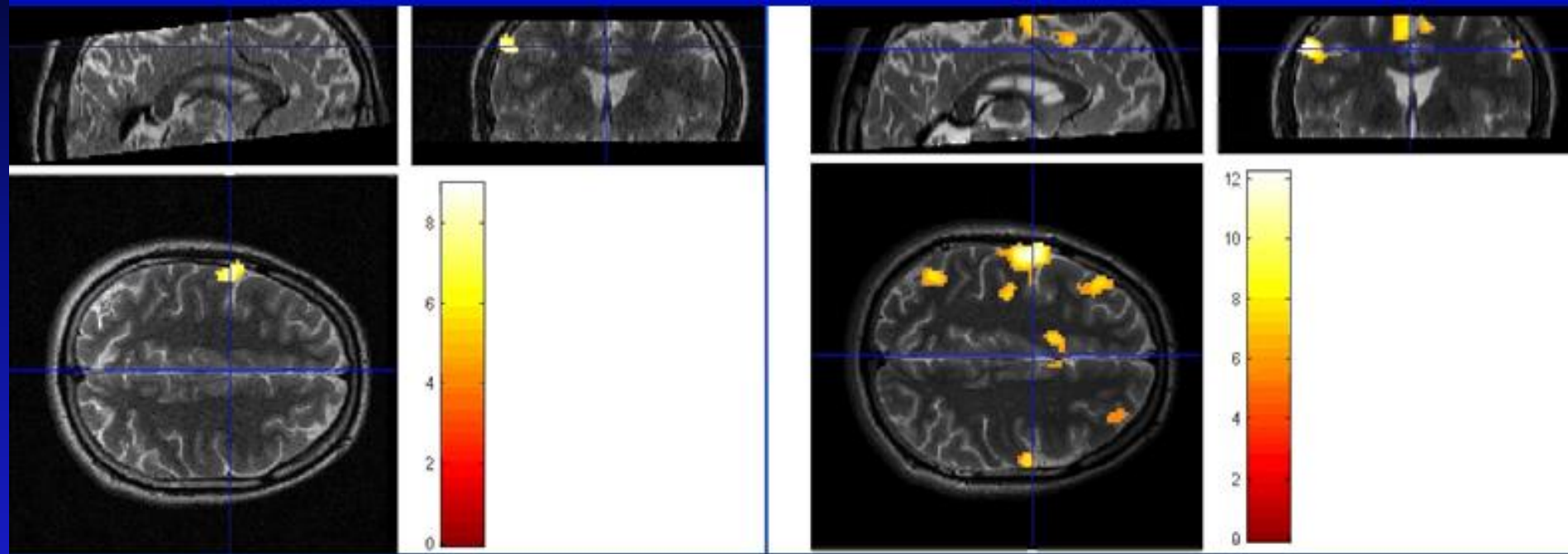
- pulzace mozku se srdečním rytmem
- pulzace modulovaná dýcháním
- spontánní mozková aktivita – „default mode“

Převzato od P.Jezzard

# Závislost BOLD signálu na magnetickém poli

Avanto 1,5 T: TE = 50 ms

Trio 3 T: TE = 30 ms

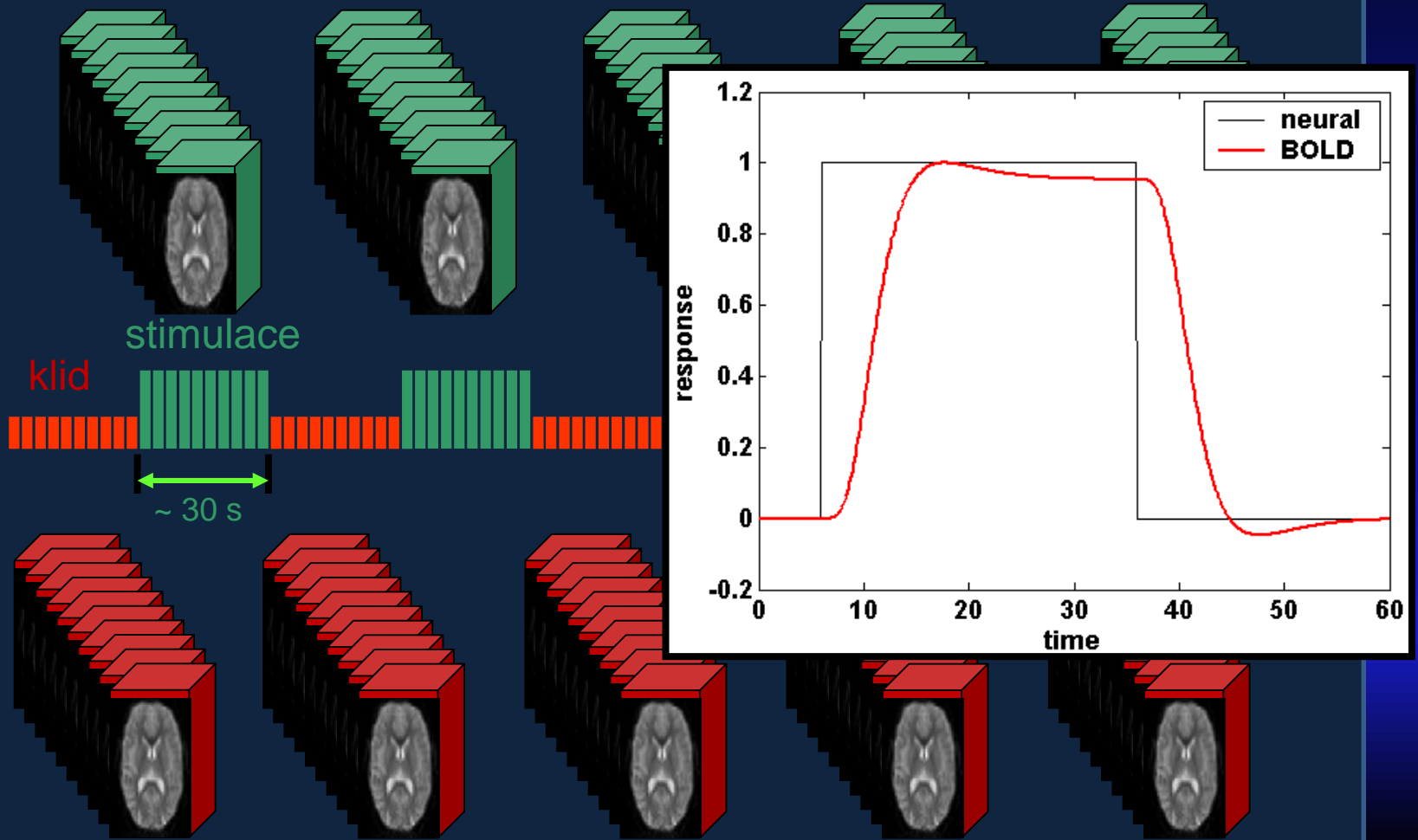


test verbální fluence

Blokové schéma – 5 písmen (100 obrazů, TR = 3 s)  
voxel = 2 x 2 x 2 mm, smooth na 6 x 6 x 6 mm  
GLM s  $p = 0,05$  FWE korekce



# Blokové schéma **stimulace** a akvizice

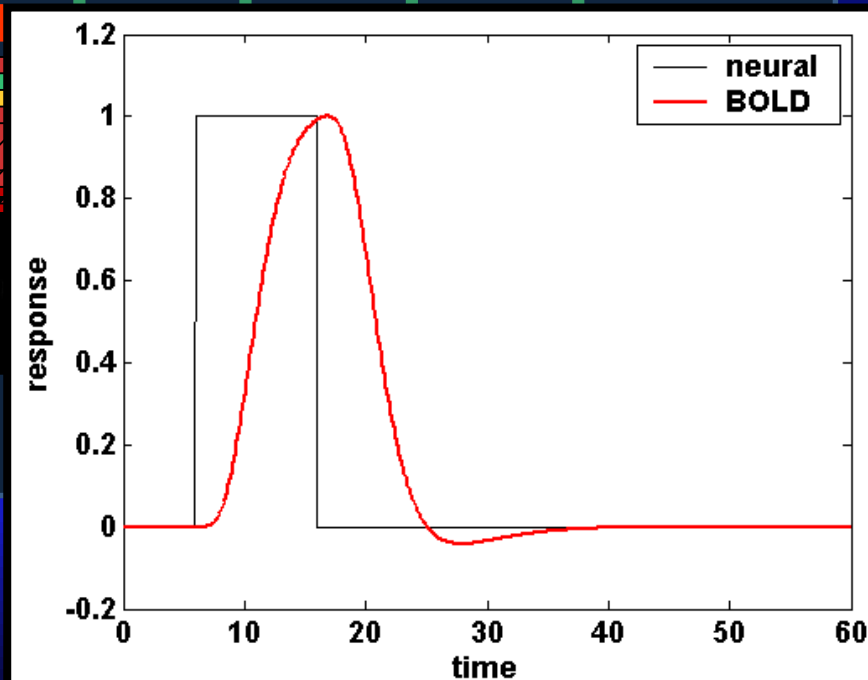
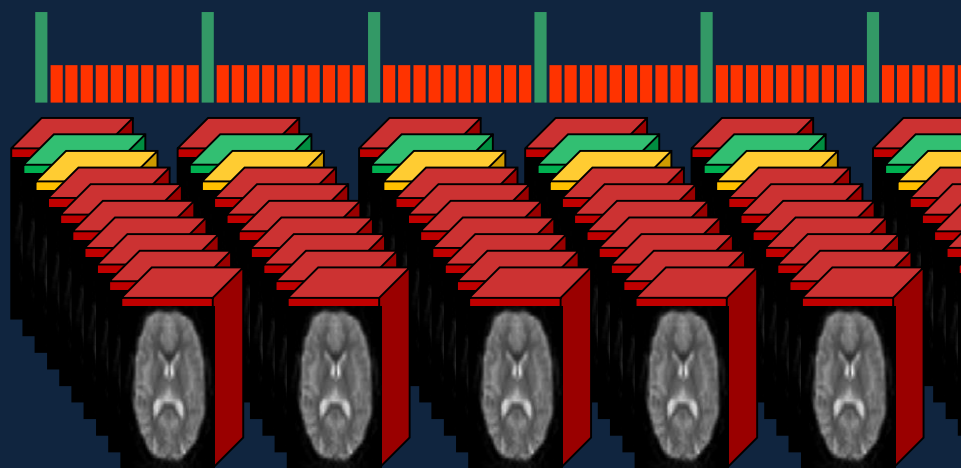


Blokové schéma je optimální z hlediska fyziologie a velikosti efektu

# Event-related design

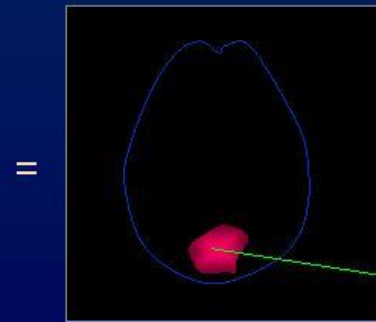
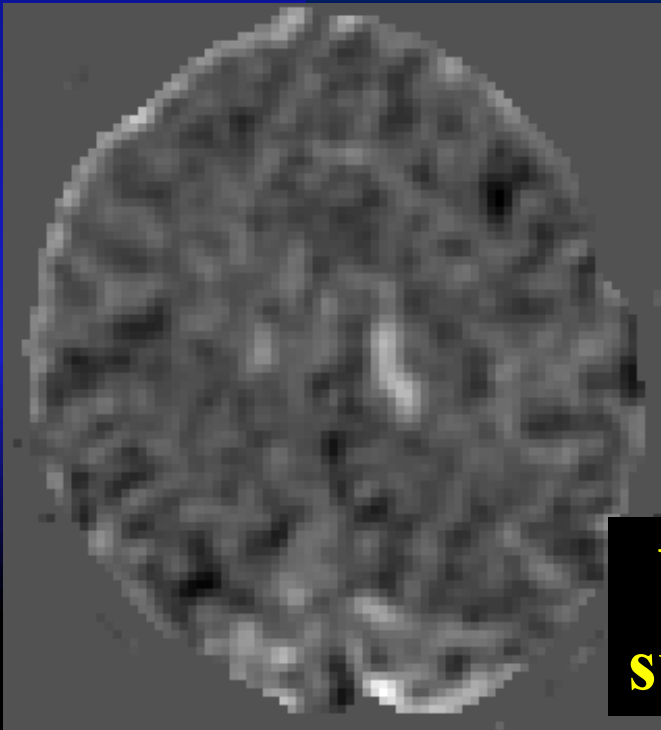
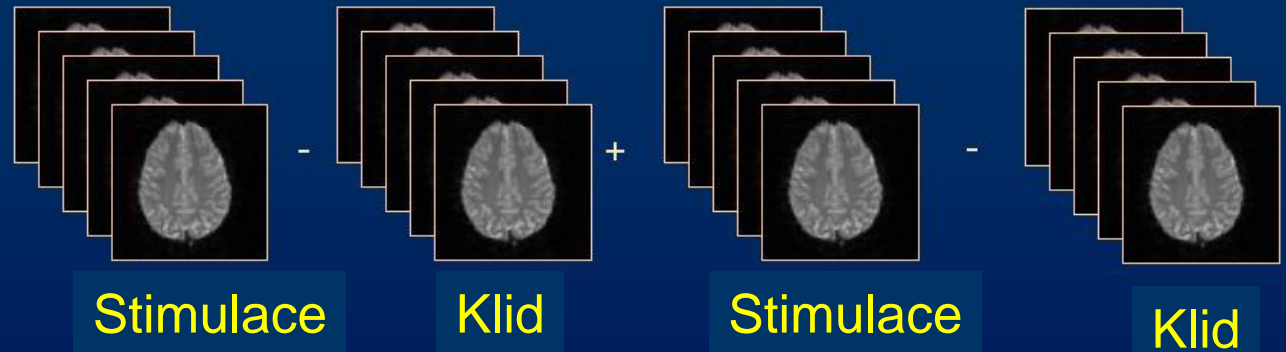
stimulace

klid



Event-related design umožňuje analyzovat mozkovou aktivaci při odpovědi na jednotlivý stimulus

# Náhled na jednoduché blokové schéma

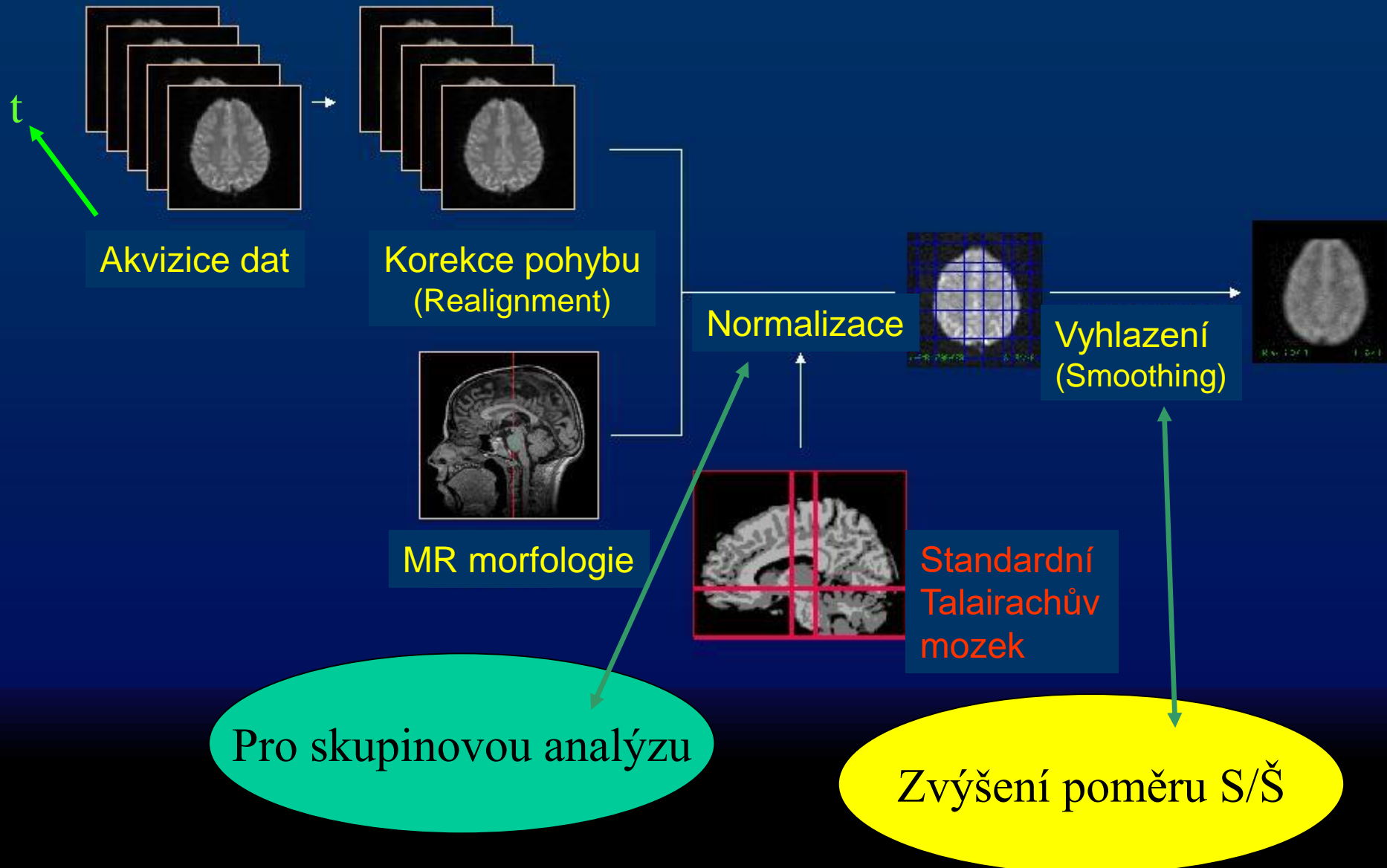


Změna MR signálu  
~  
rozdílu dvou stavů

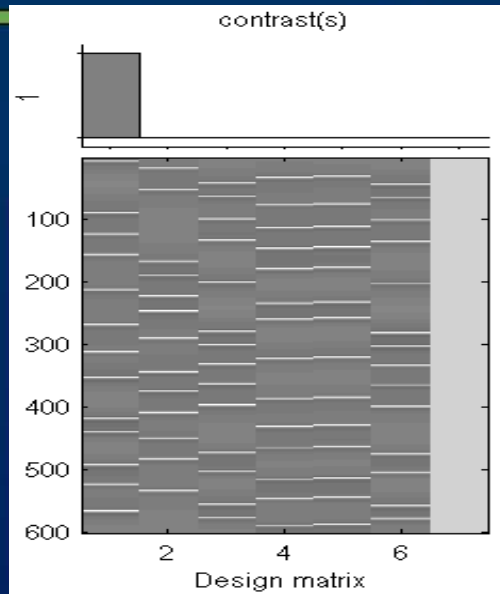
**V principu tedy stačí  
subtrakce obrazů, ale...**



# Průběh zpracování dat fMRI: Pre-processing

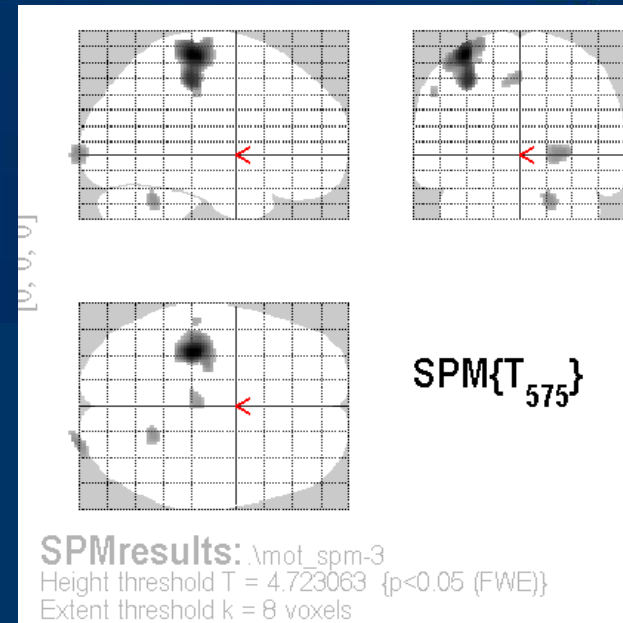


# Průběh zpracování dat fMRI: **Statistika**



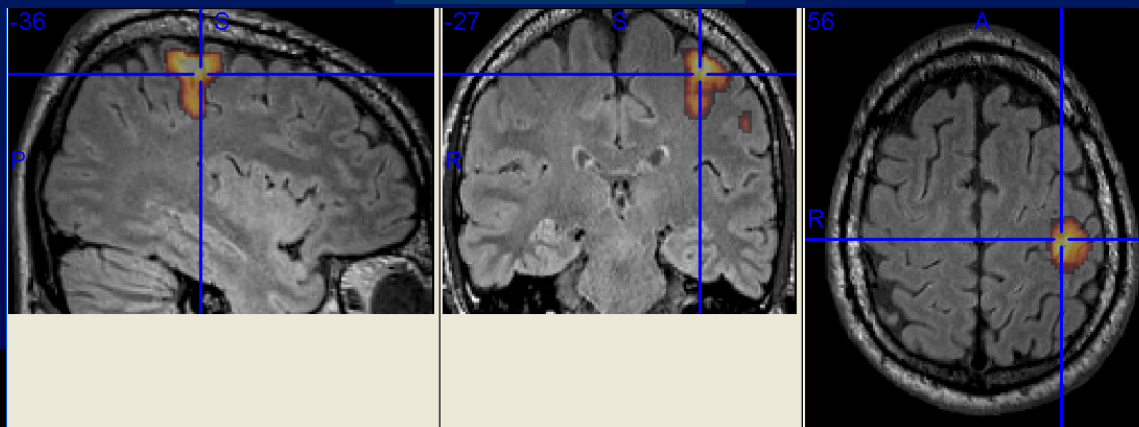
**Model (hypotéza)**

**Uplatnění statistiky:**  
Popisuje model časový vývoj signálu?



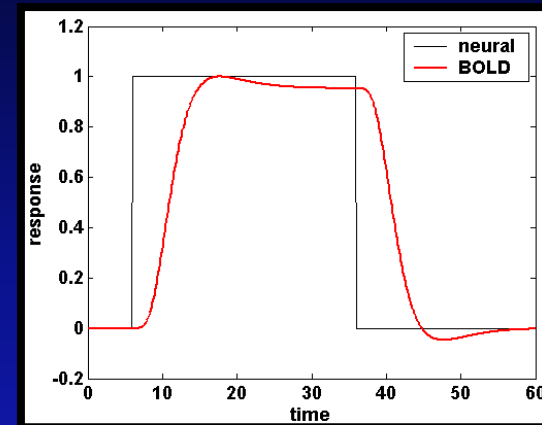
**Pokud ano (na úrovni  $p$ )**

**Výsledné fMRI**



# Alternativní vyhodnocení fMRI

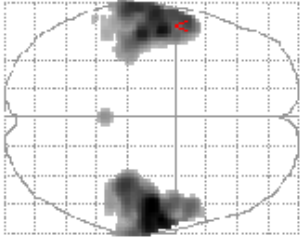
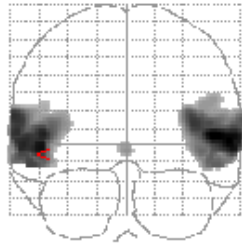
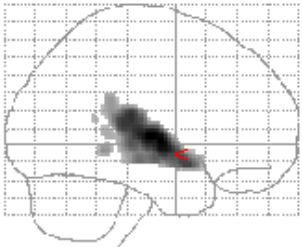
- **Obecný lineární model (GLM)**
  - **předpokládá modelovou funkci HRF**
  - signál je lineární superpozicí jedné či více HRF a „náhodné“ fluktuaace



- **Analýza nezávislých komponent (ICA)**
  - **nepředpokládá žádnou modelovou funkci**
  - předpokládá **prostorové korelace voxelů** a možnou časovou koherenci
  - rozloží data do několika (~ 20) **ortogonálních (nekorelujících) časových průběhů** a **prostorových typů chování**

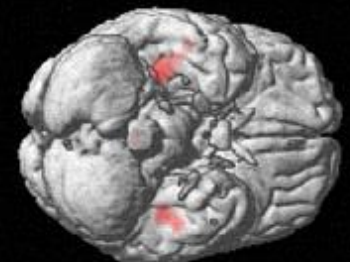
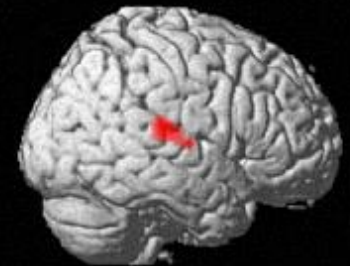
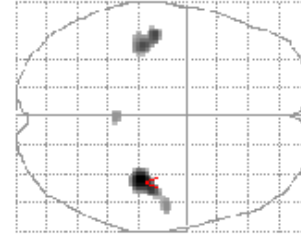
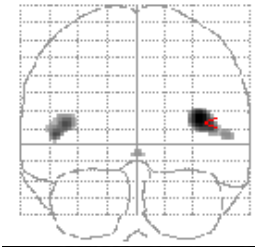
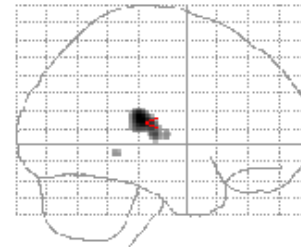
# Skupinová (2nd level) statistika

SPN<sub>music</sub>  
[-52.5168, 3.21573e-15, -6.67067]



Auditory stim:  
**music**

SPN<sub>noise</sub>  
[40.3341, -23.51, 12]



Auditory stim:  
**White noise**

# subjects: 21  
 $p = 0.01$ , corrected



# Jaké jsou nejčastější klinické aplikace fMRI

## Předoperační plánování:

- 1) motorika (senso-motorika)
- 2) verbální procesy a paměť
- 3) vizuální kortex
- 4) sluchový kortex

## Psychiatrie:

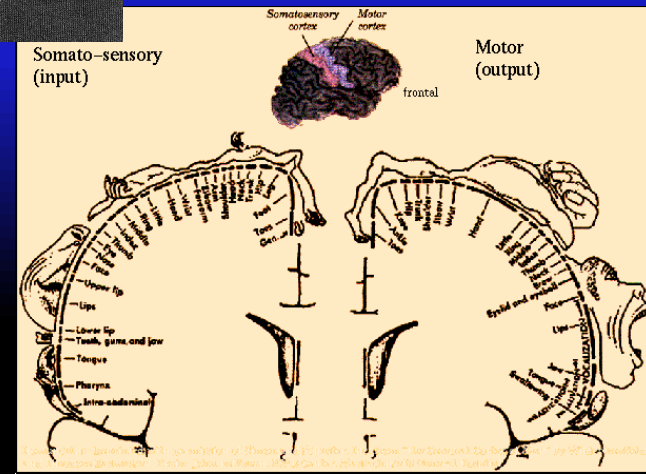
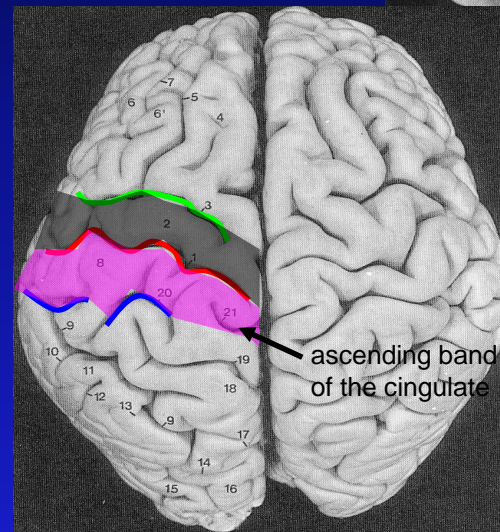
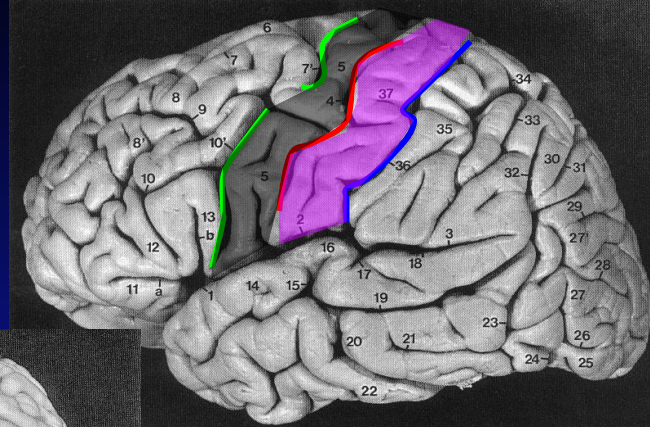
kognitivní testy

## Testování vlivu farmak:

kognitivní testy

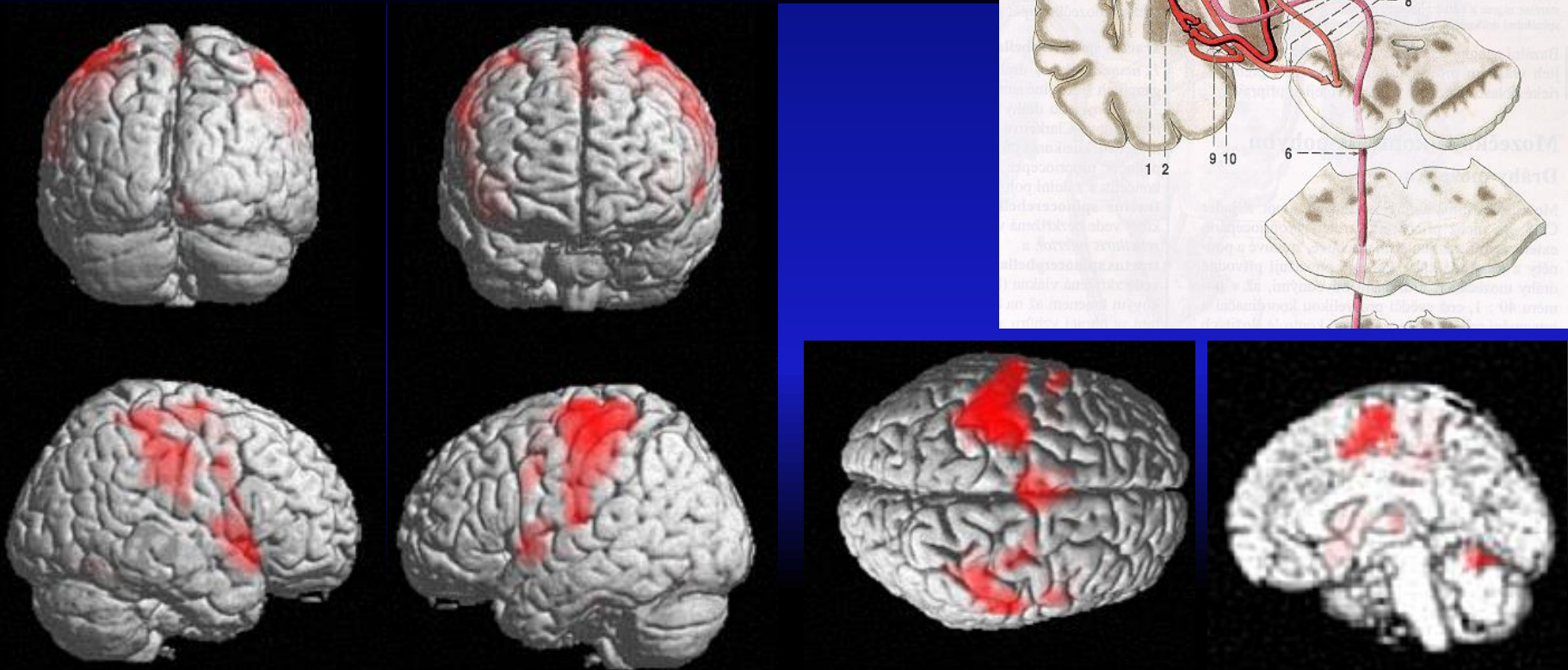
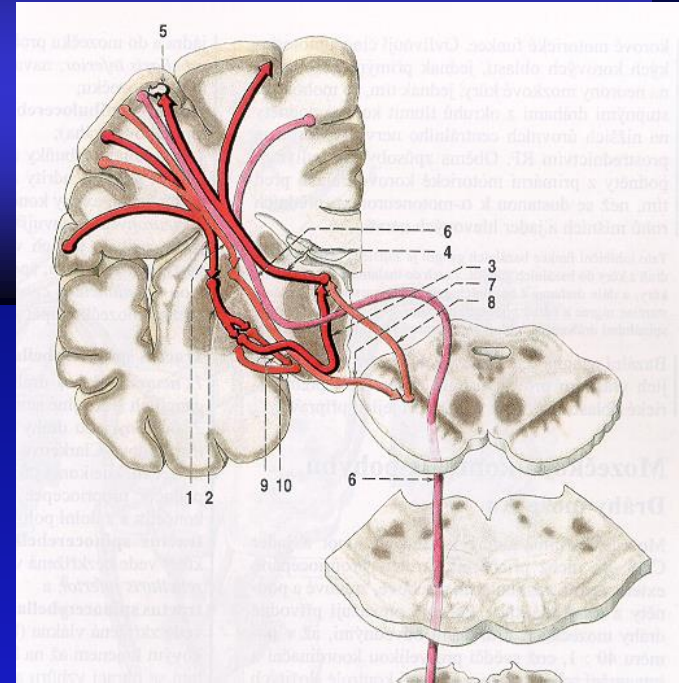
## Neurovědy:

všechno možný



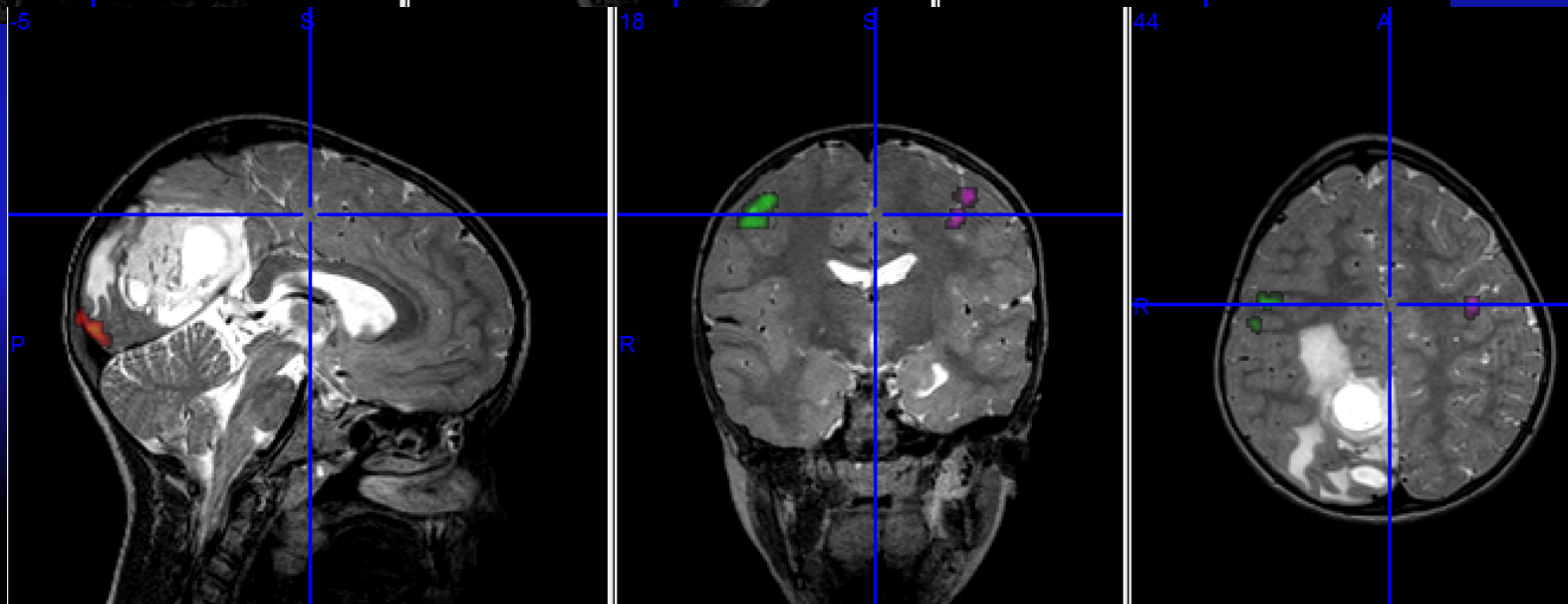
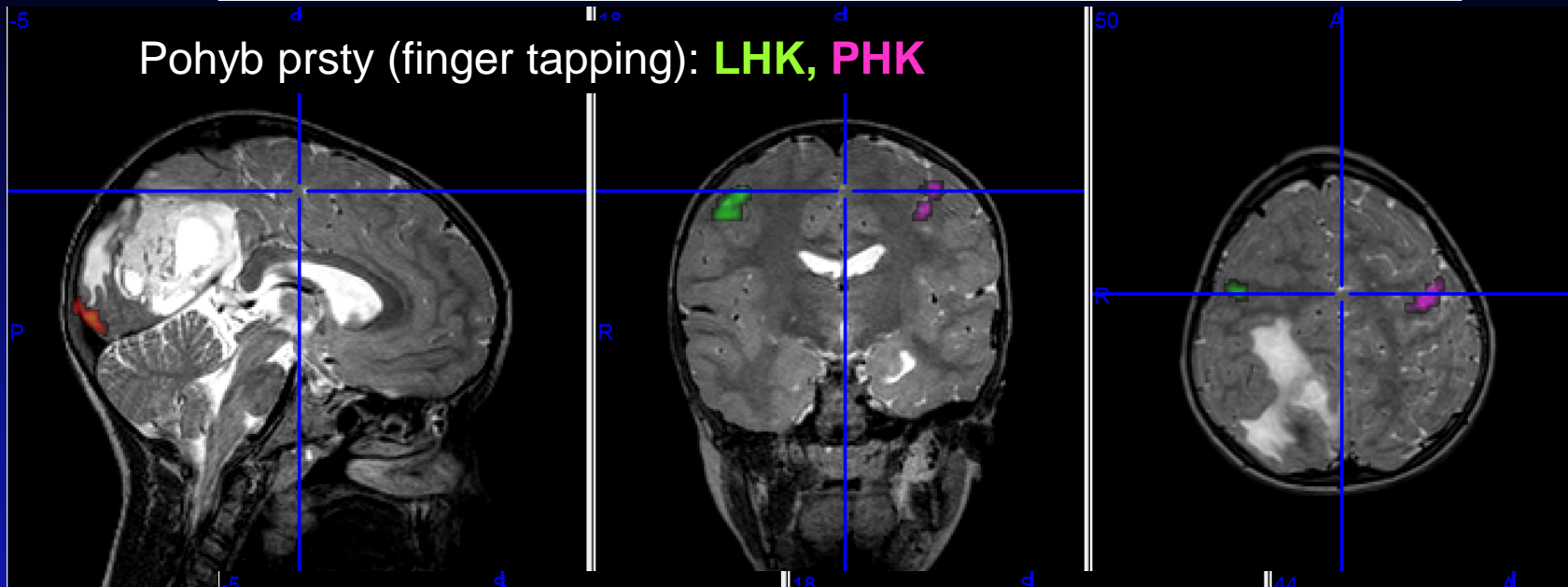
# Motorický kortex

- Pohyb prstů (ruka), jednoduchý pohyb (noha):
- Silný a reprodukovatelný efekt
- Jak standardizovat?



# Motorický kortex

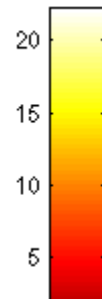
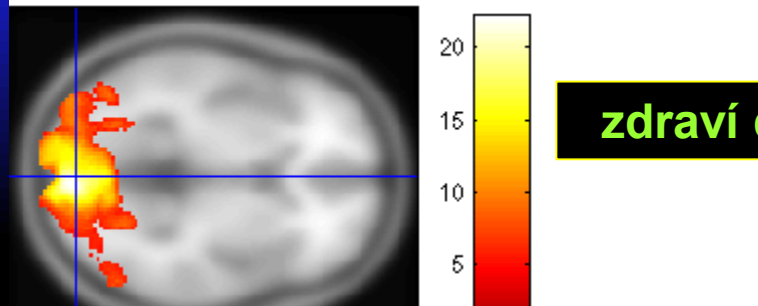
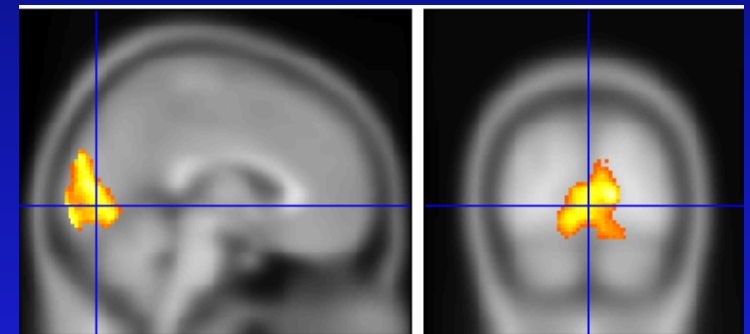
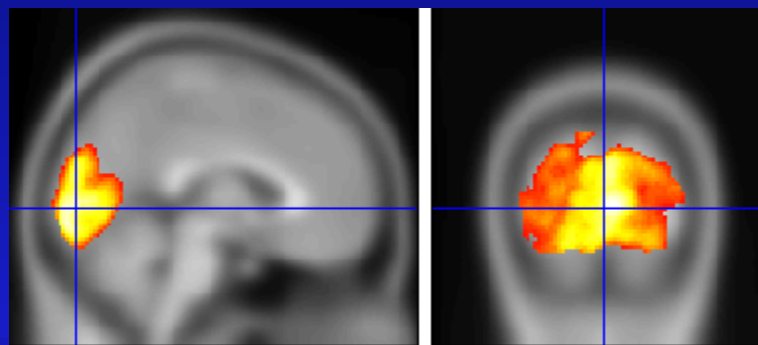
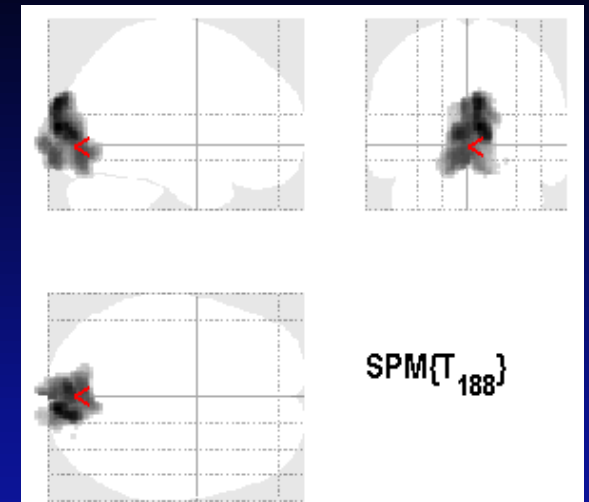
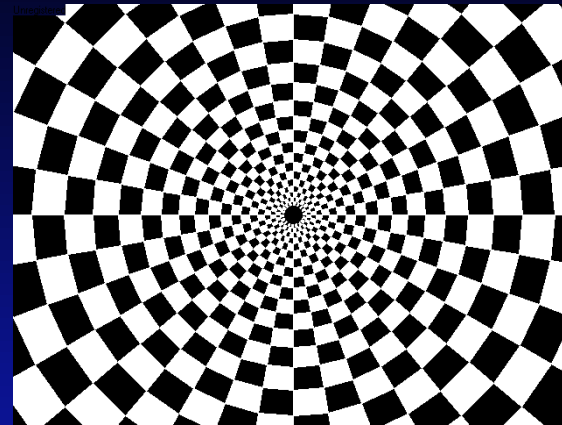
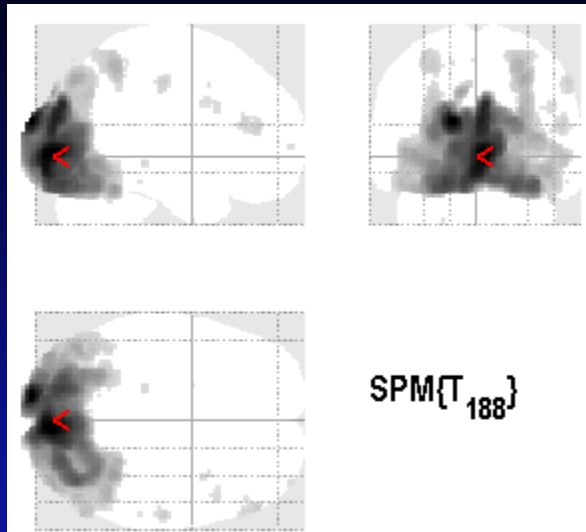
Pohyb prsty (finger tapping): **LHK**, **PHK**



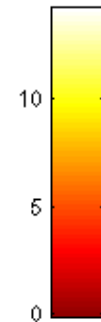
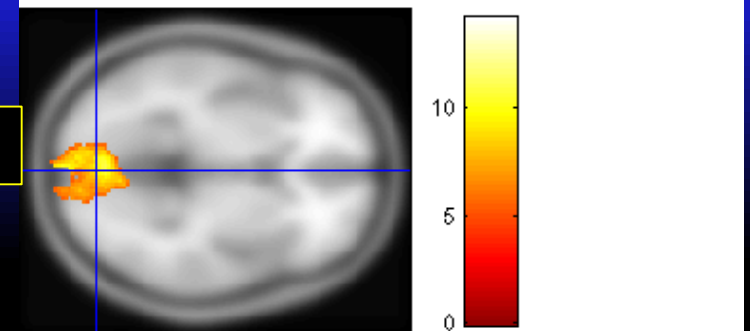
měření: 2x2x2 mm vyhlazení: 4x4x4 mm



# Vizuální kortex

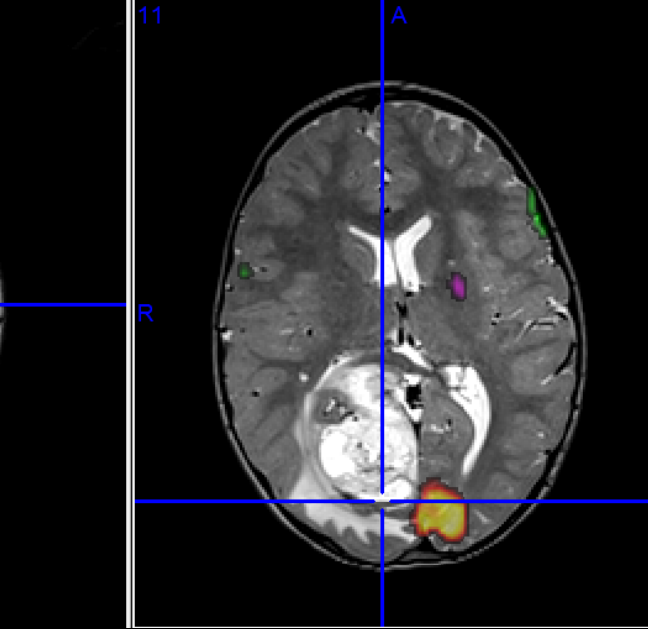
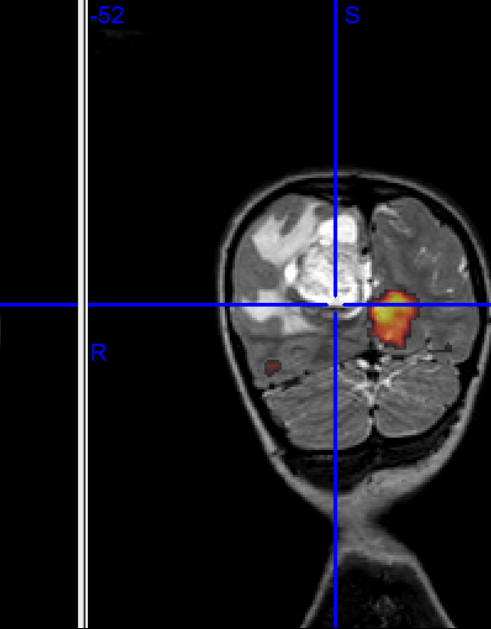
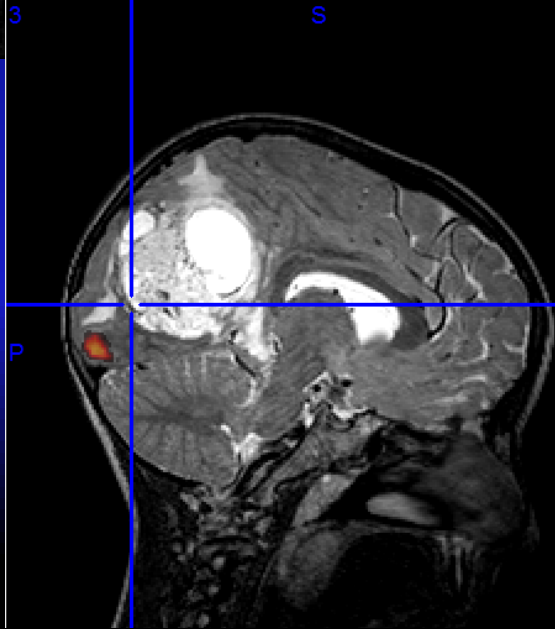
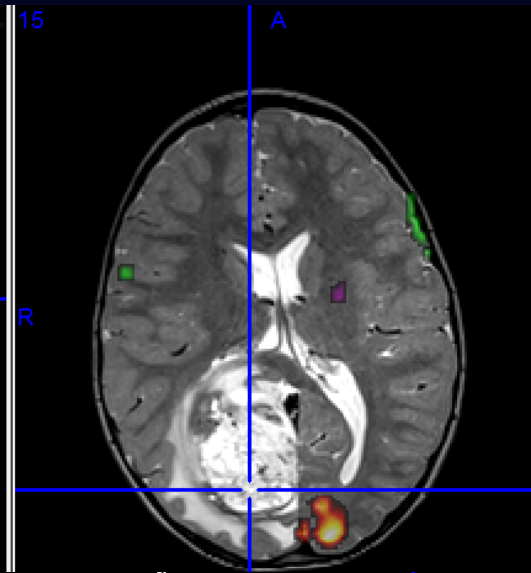
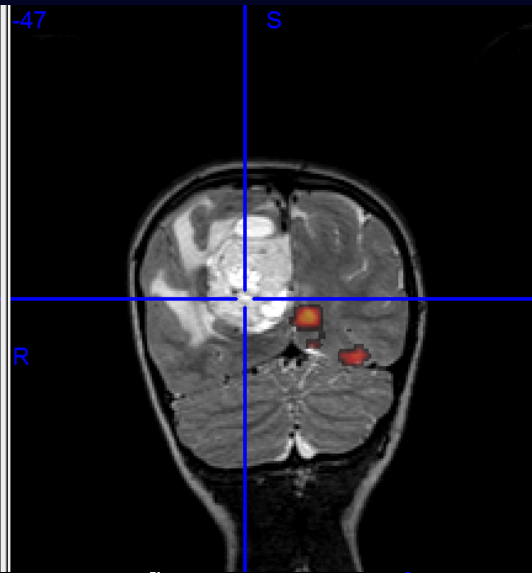
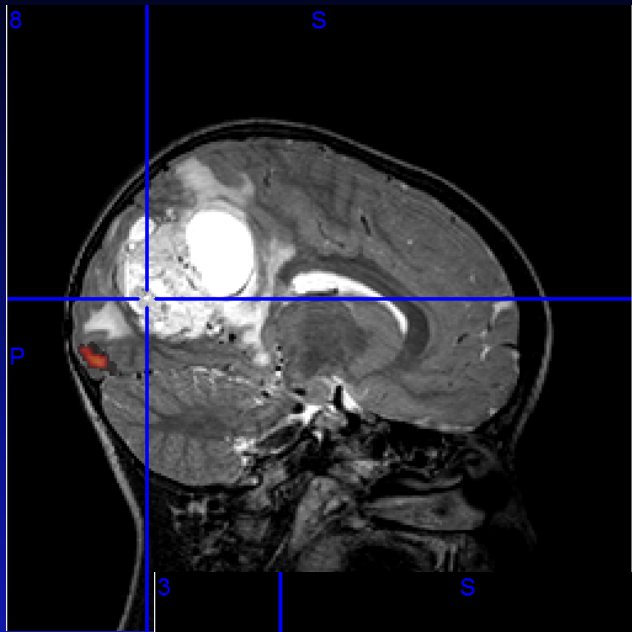


zdraví dobrovolníci

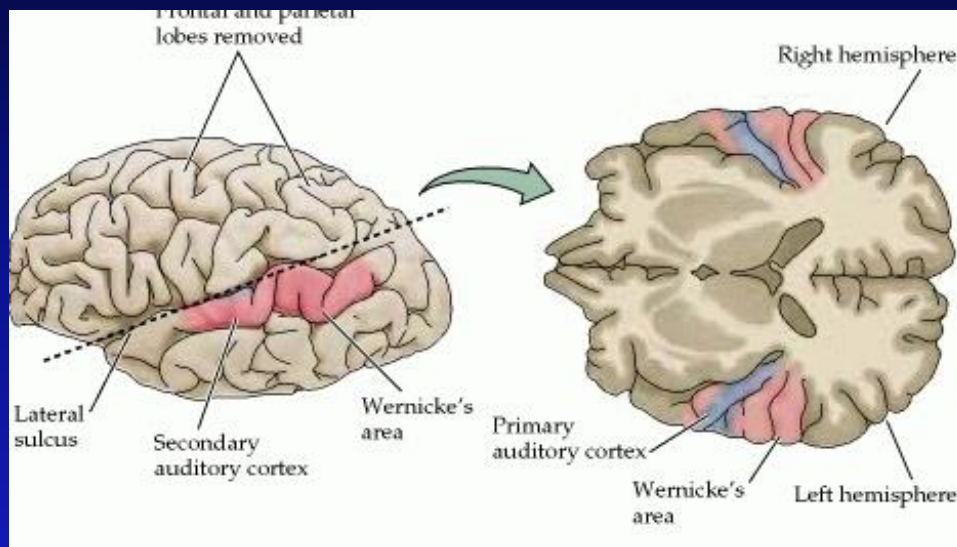




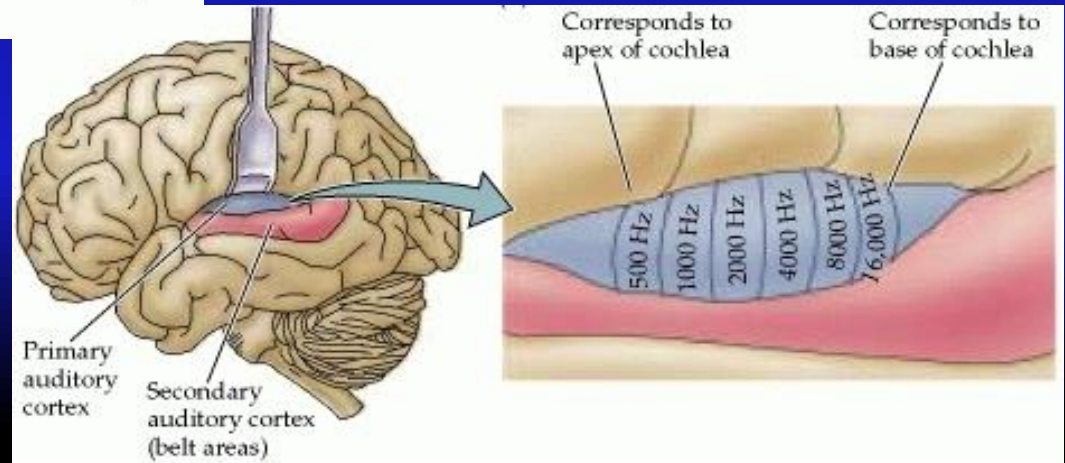
# Vizuální kortex: pacient



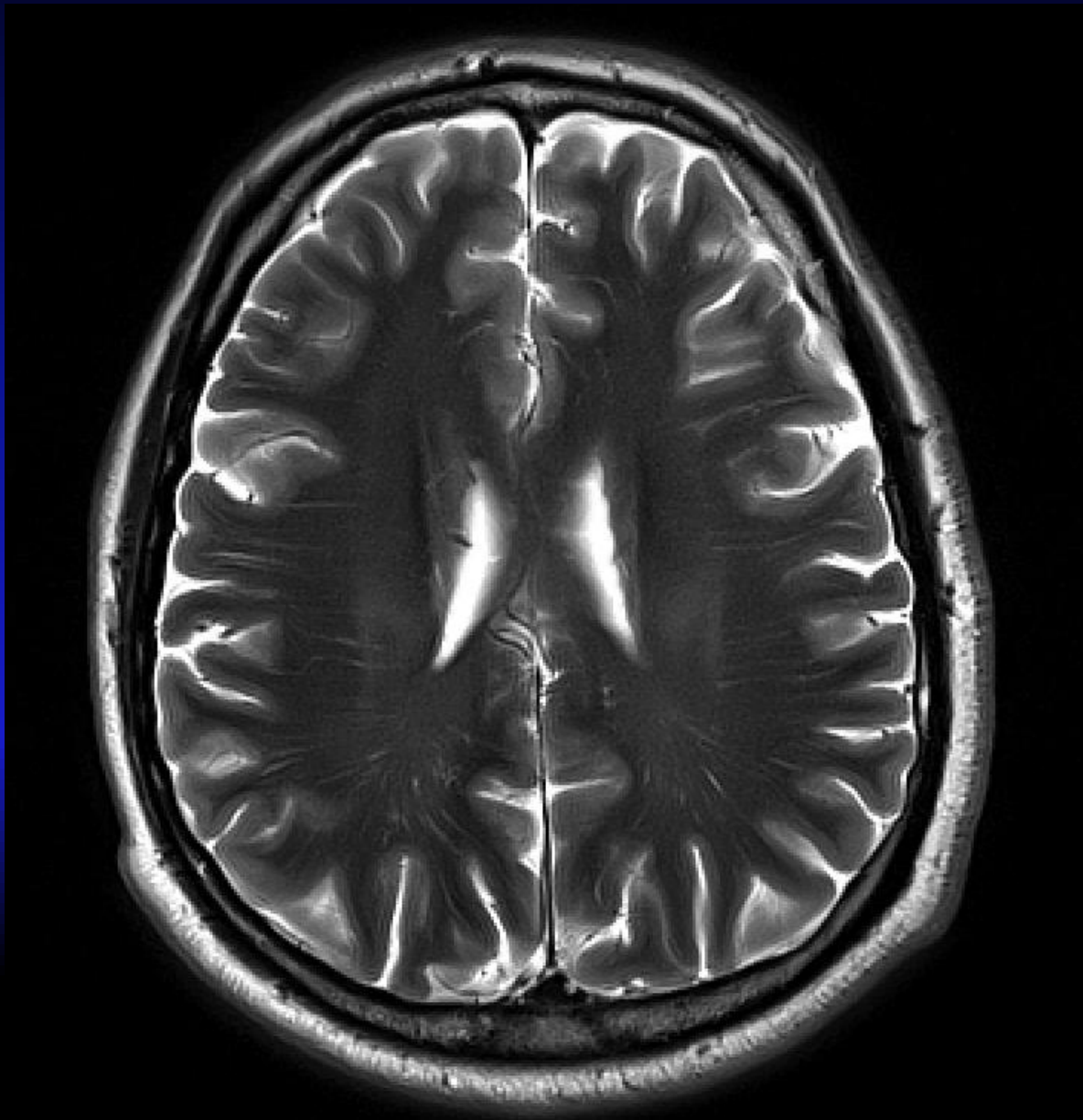
# Frekvenční topologie sluchového kortexu



Brodmann areas 41 & 42 of the human brain.



# Topologie sluchu – frekvenční závislost



350 Hz



700 Hz



1,5 kHz

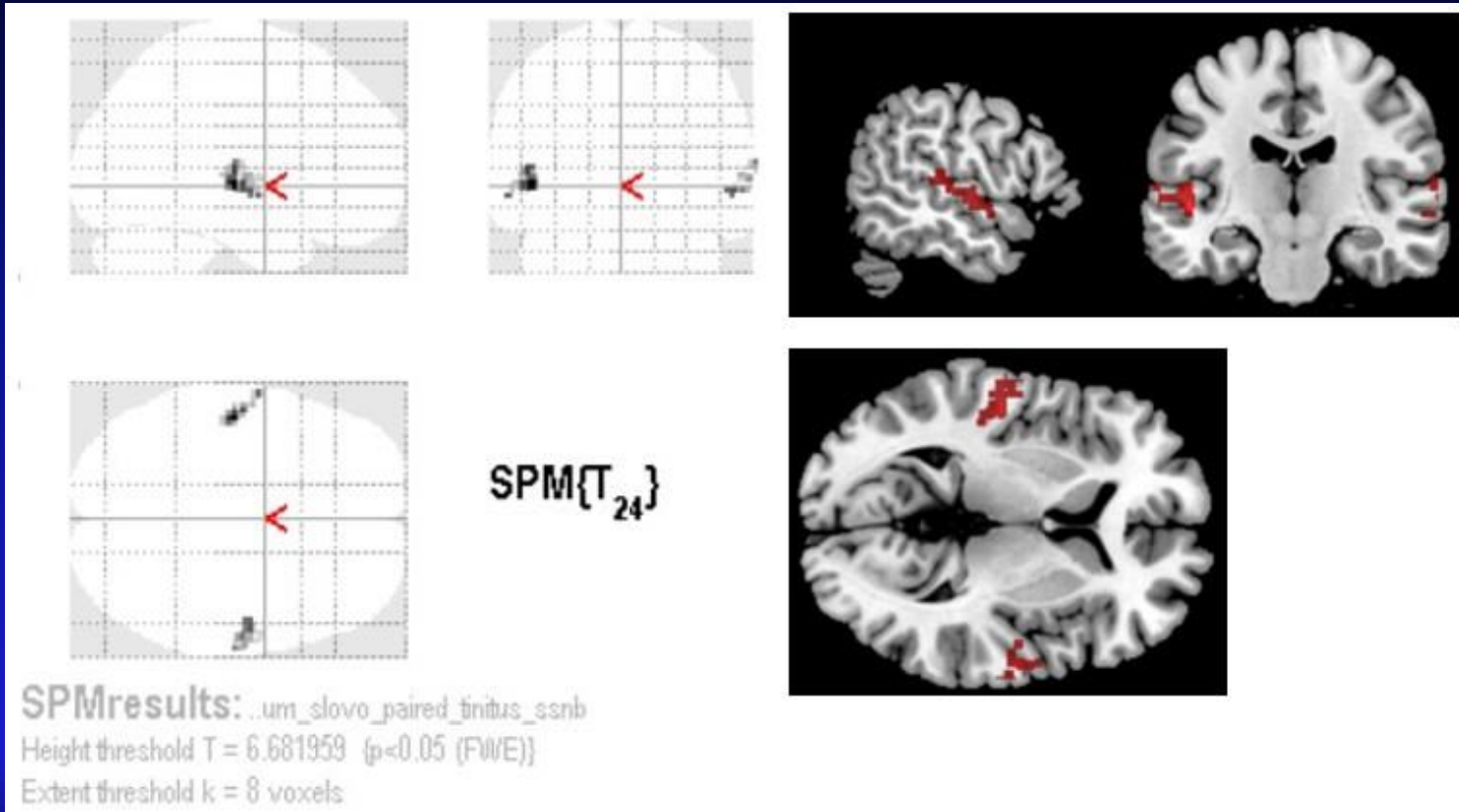


3 kHz



8 kHz

# fMRI u pacientů s tinititem



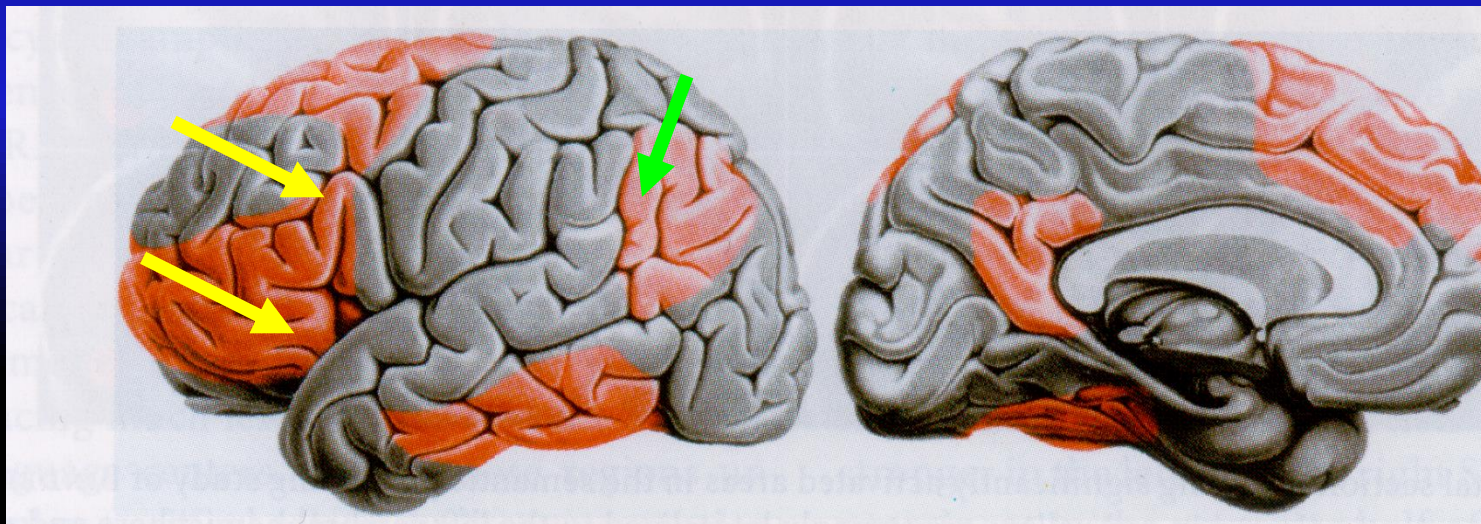
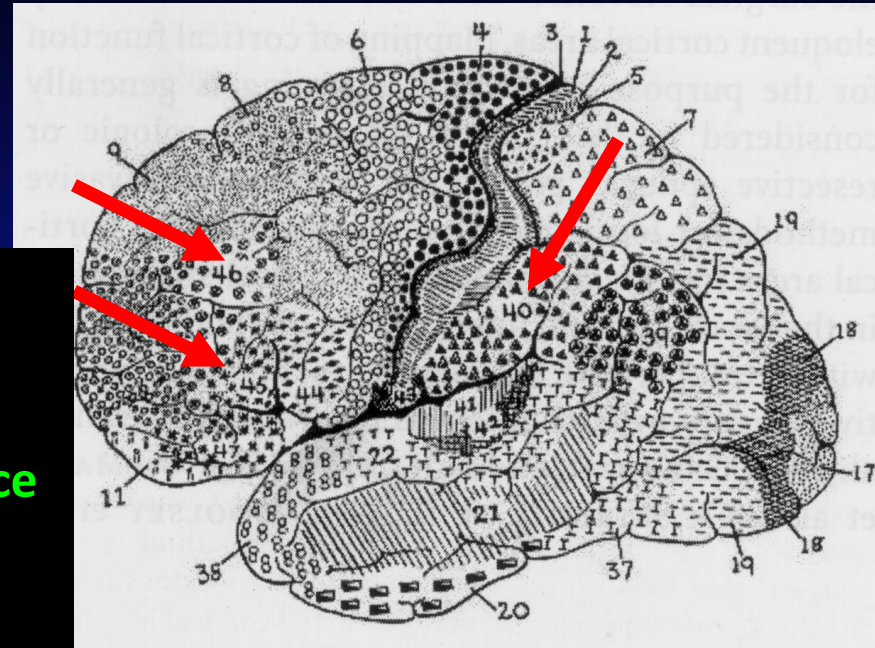
Rozdíl mezi stimulací čistým a zašumněným slovem



# fMRI řečového procesu

## 4 hlavní funkce:

1. fonetika: produkce a percepce zvuku
2. fonologie: pravidla produkce a percepce
3. semantika: proces významu slov
4. syntaktika: tvorba vět ze slov



# Mapování mozkových center verbálních funkcí

## Praváci: 95% populace

99% levá hemisféra dominantní

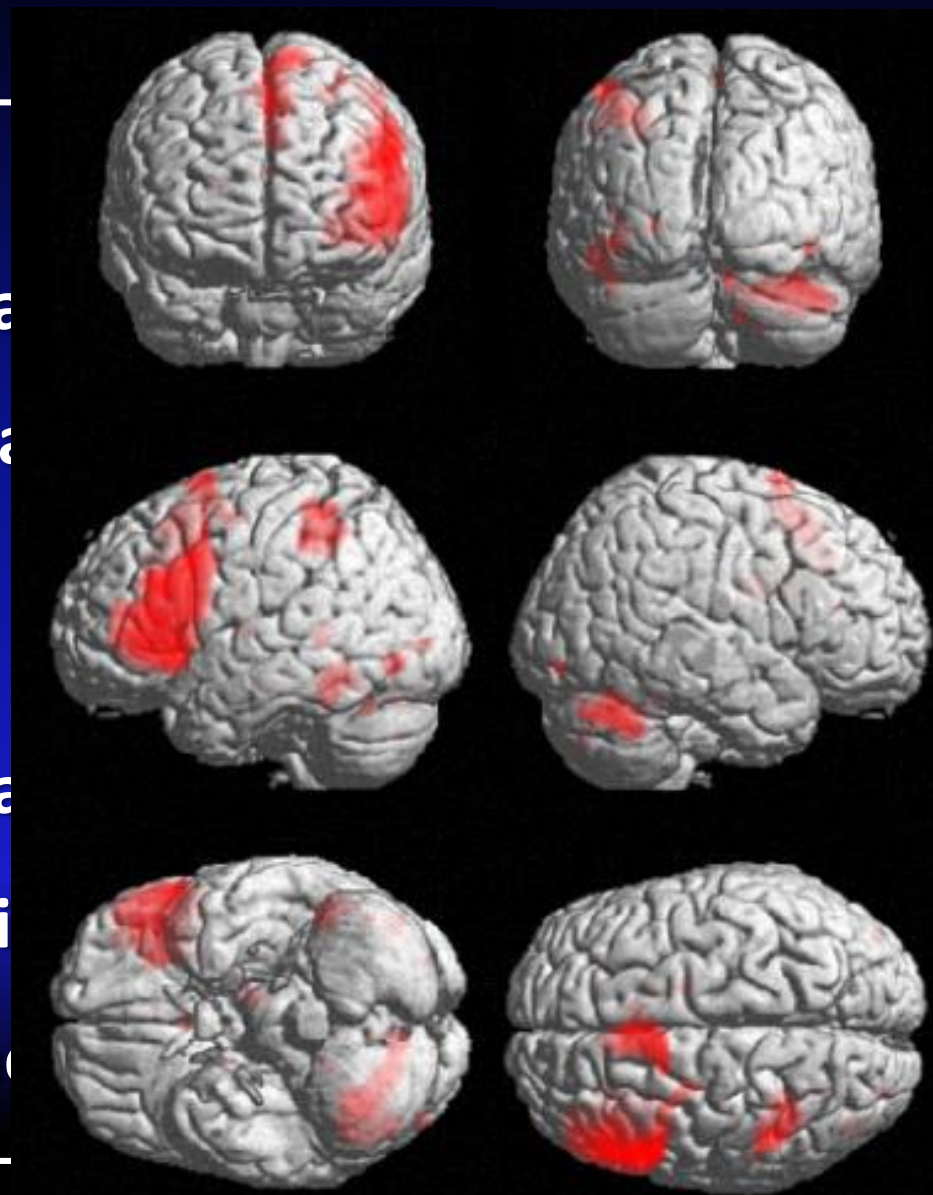
1% pravá hemisféra dominantní

## Leváci: 5% populace

63% levá hemisféra dominantní

13% pravá hemisféra dominantní

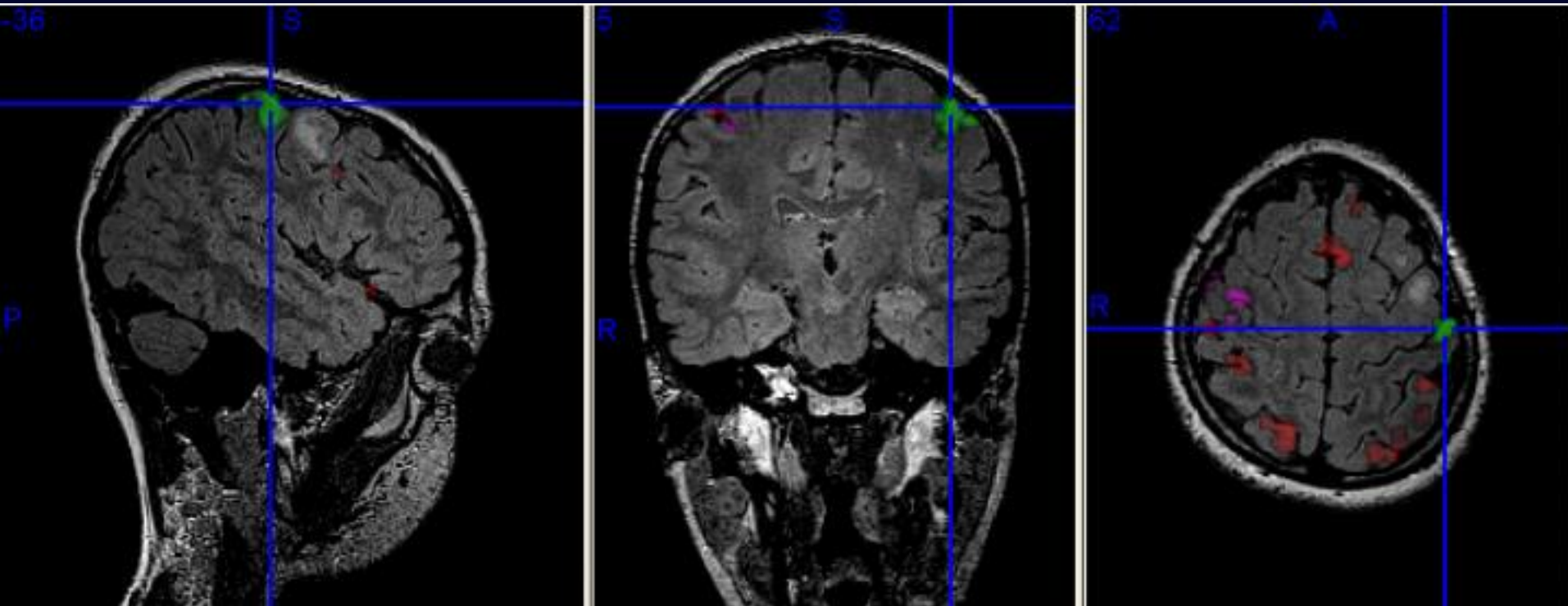
24% bilaterální reprezentace



11 zdravých praváků



# Klinický příklad: kombinace více stimulací



Stimulace:

motorika prstů PHK

motorika prstů LHK

test verbální fluence

P

L

- Obecný úvod do MRI
- Funkční MR zobrazování
- **Mozkové sítě a konektivita**

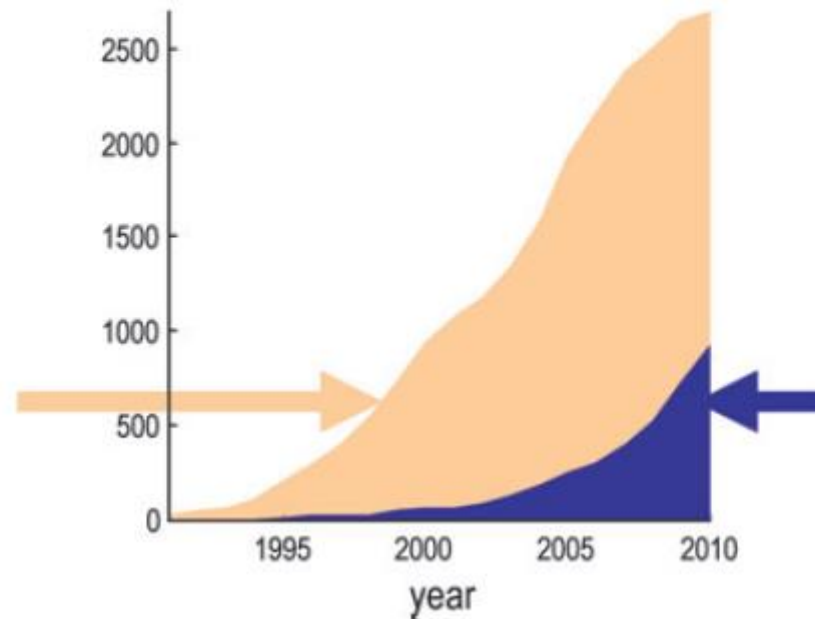


# Segregate versus integrate

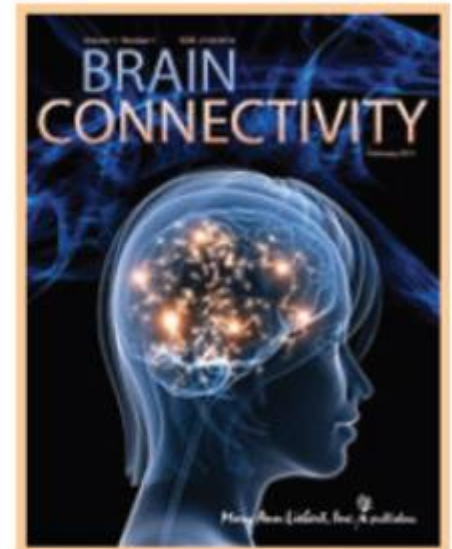
Functional segregation  
(activation)



publications per year



Functional integration  
(connectivity)

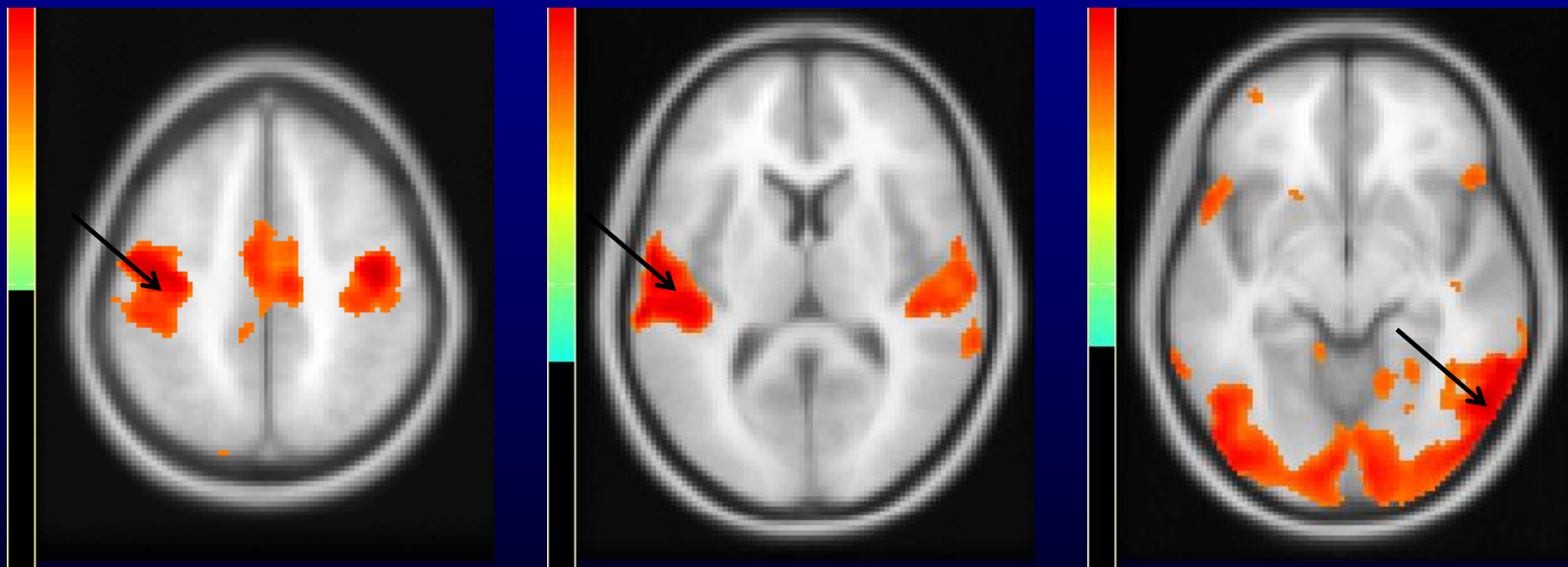


BRAIN CONNECTIVITY  
Volume 1, Number 1, 2011  
© Mary Ann Liebert, Inc.  
DOI: 10.1089/brain.2011.0008

Functional and Effective Connectivity: A Review

## Resting state: žádná stimulace

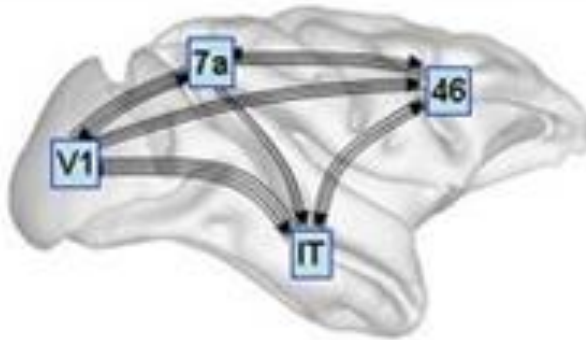
Využití spontánní mozkové aktivity  
a koherence nízko-frekvenční fluktuační signálu  
v rámci propojených oblastí – mozkových sítí.



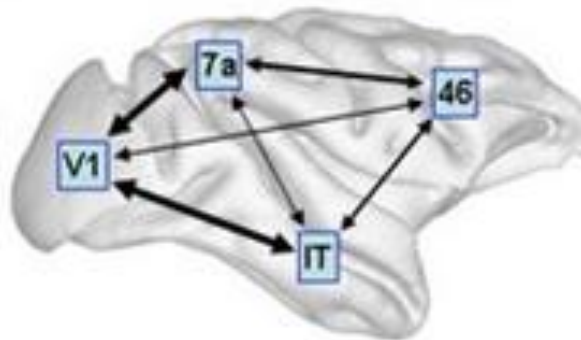
Vysoká korelace časových průběhů signálu

# Konektivita: definice

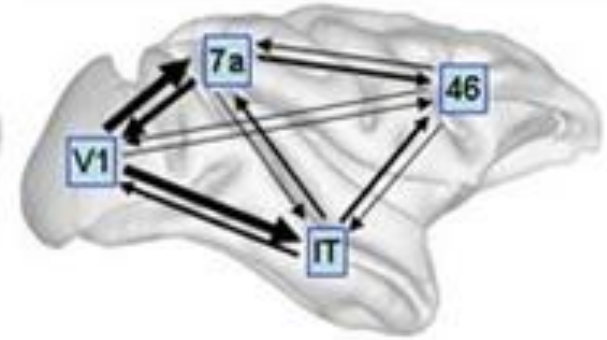
structural connectivity



functional connectivity



effective connectivity



- **Strukturální konektivita**

- morfologické propojení oblastí – měření směru difúze (DTI)

- **Funkční konektivita**

- korelace časových průběhů signálu v různých oblastech

- **Efektivní konektivita**

- testování kauzality propojení vybraných oblastí

# Funkční konektivita

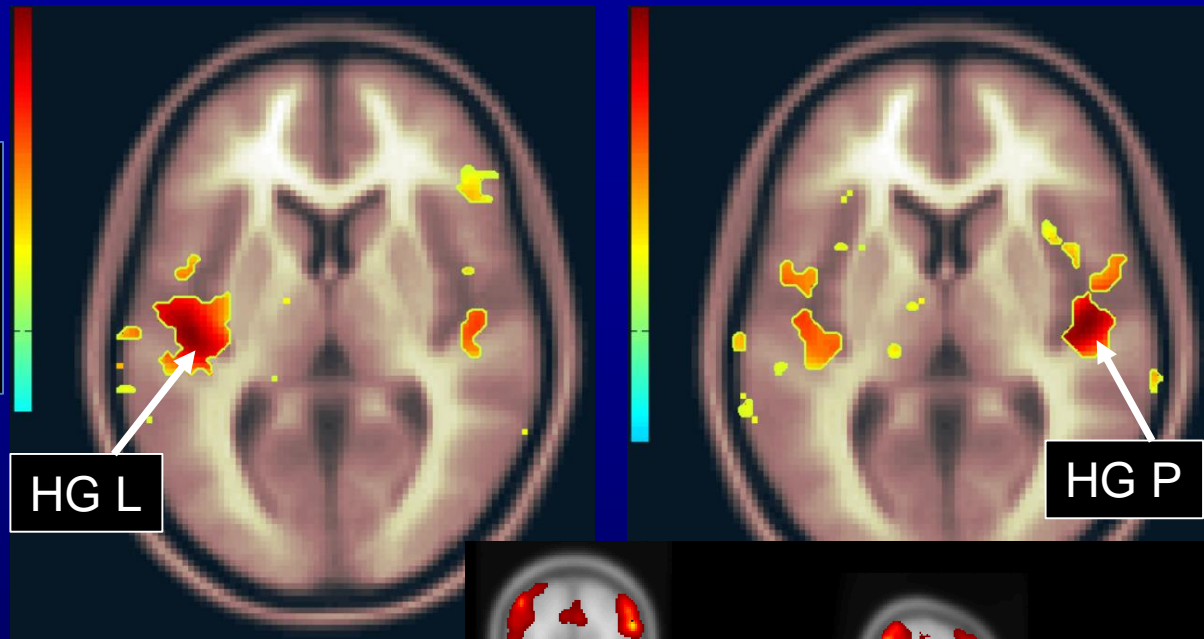


# Funkční konektivita

## Jak najít mozkové sítě

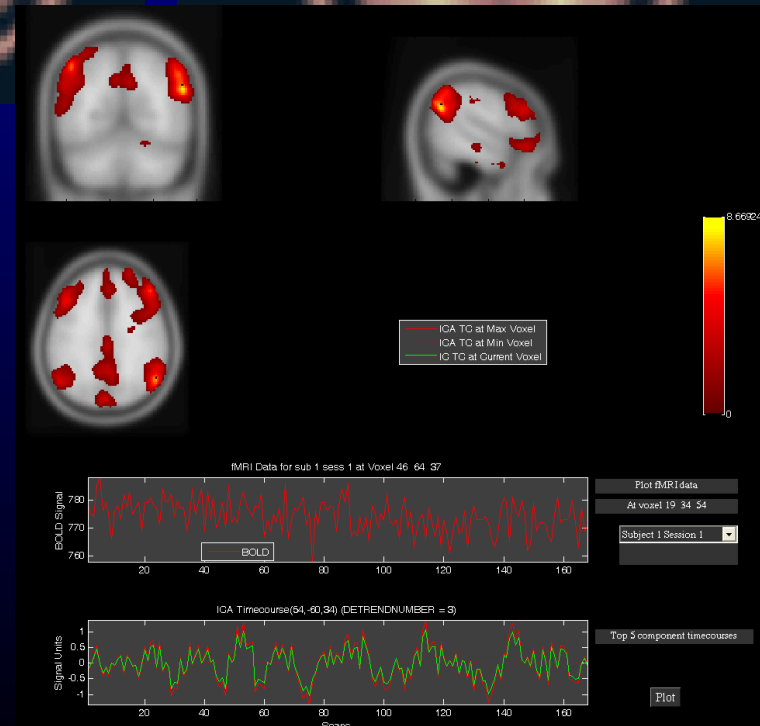
Startovací oblast (Seed)

korelační analýza



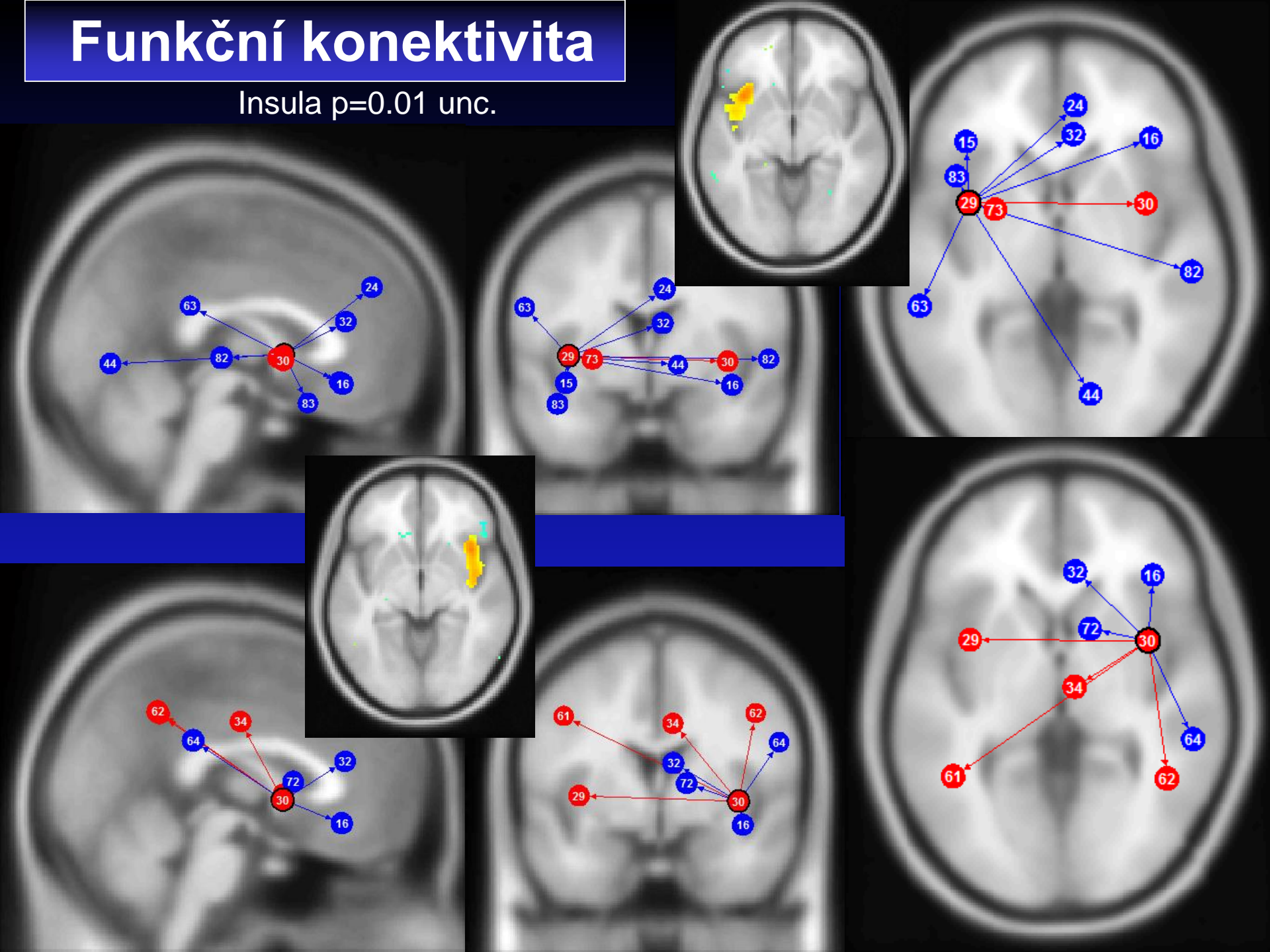
## Analýza nezávislých komponent (ICA)

- **nepředpokládá žádnou modelovou funkci**
- předpokládá **prostorové korelace voxelů** a možnou časovou koherenci
- rozloží data do několika (20 - 70) komponent ortogonálních (nekorelujících) časových průběhů a prostorových typů chování

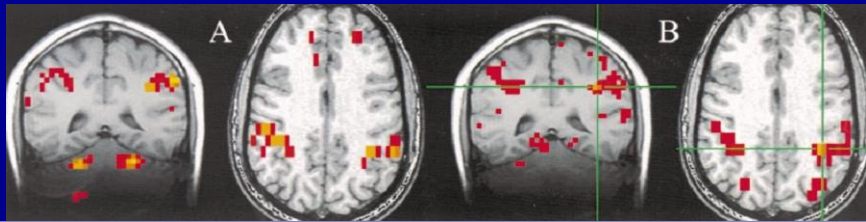


# Funkční konektivita

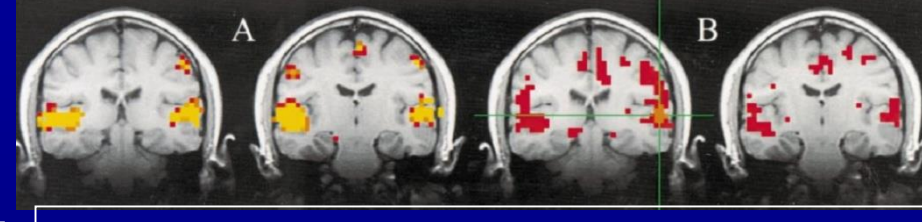
Insula p=0.01 unc.



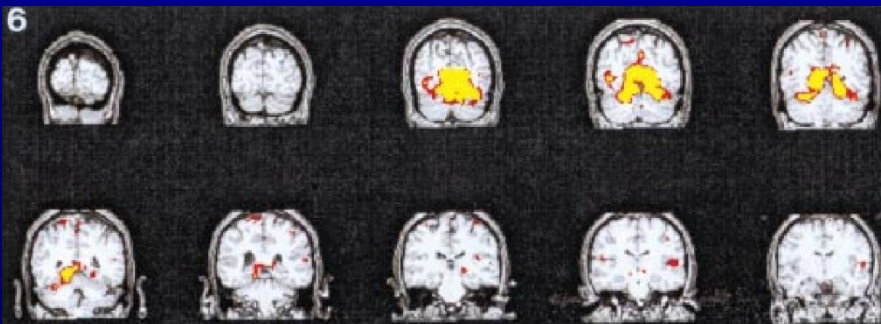
# Funkční sítě identifikované pomocí funkční konektivity a resting-state fMRI



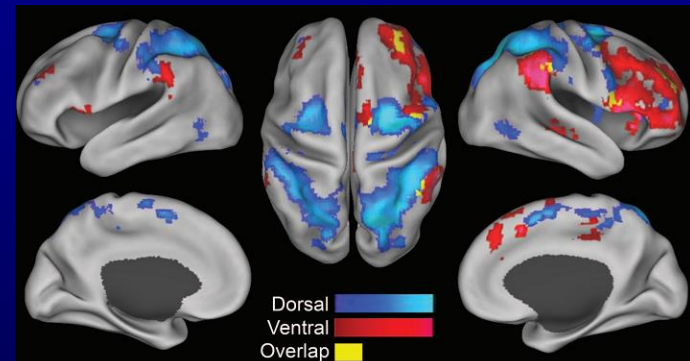
Sensorimotor network (Cordes et al., 2000. AJNR)



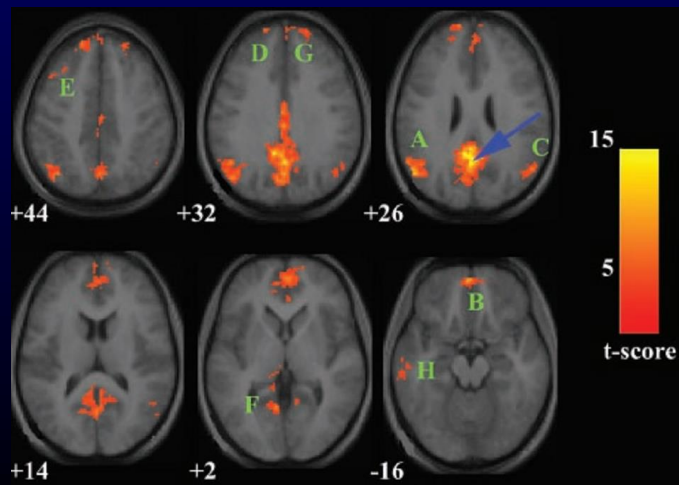
Auditory network (Cordes et al., 2000. AJNR)



Visual network (Lowe et al., 1998. Neuroimage)



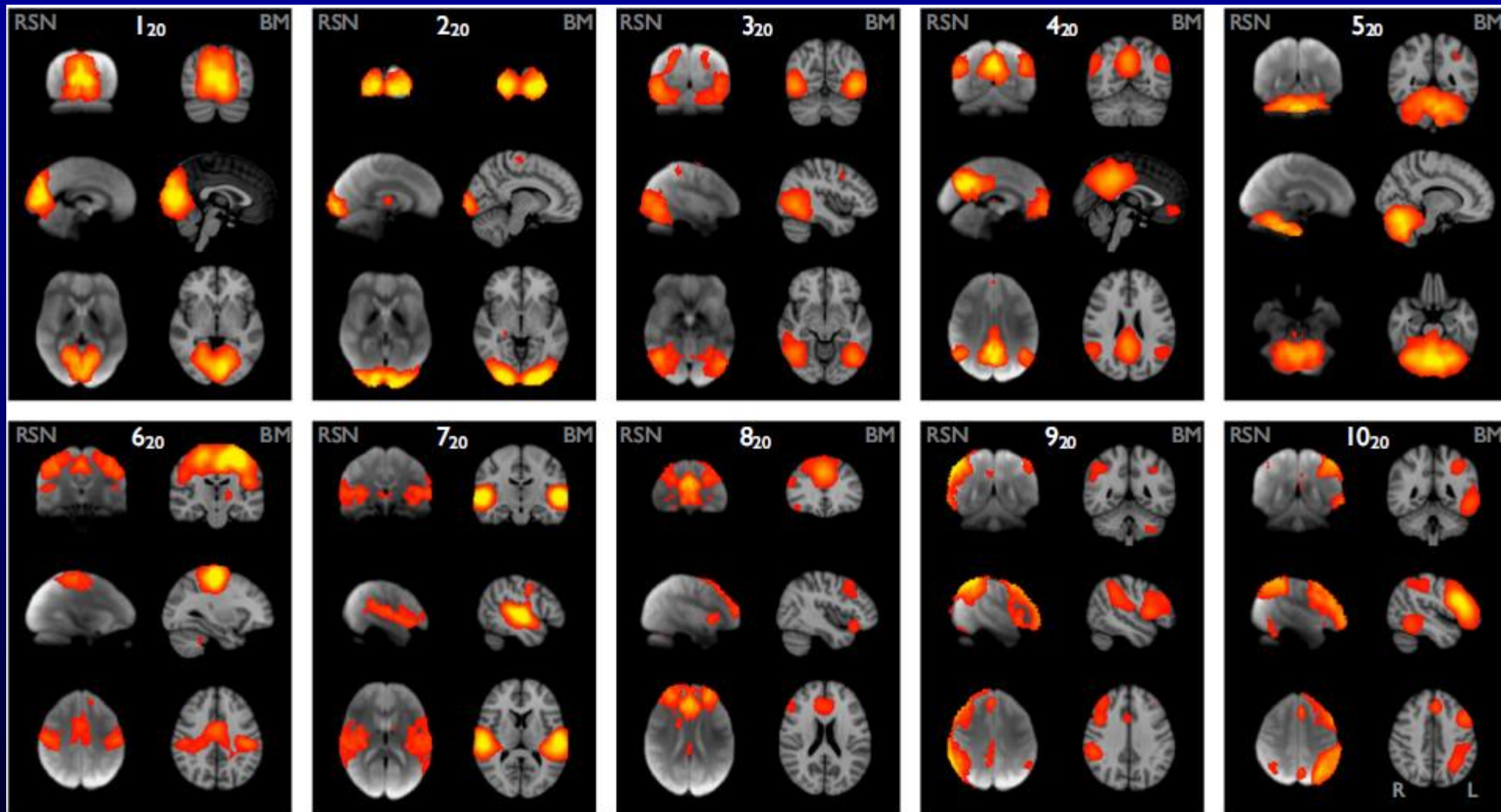
Attentional network (Fox et al., 2006. PNAS)



DMN (Greicius et al., 2003. PNAS)



# Základní síť mozku



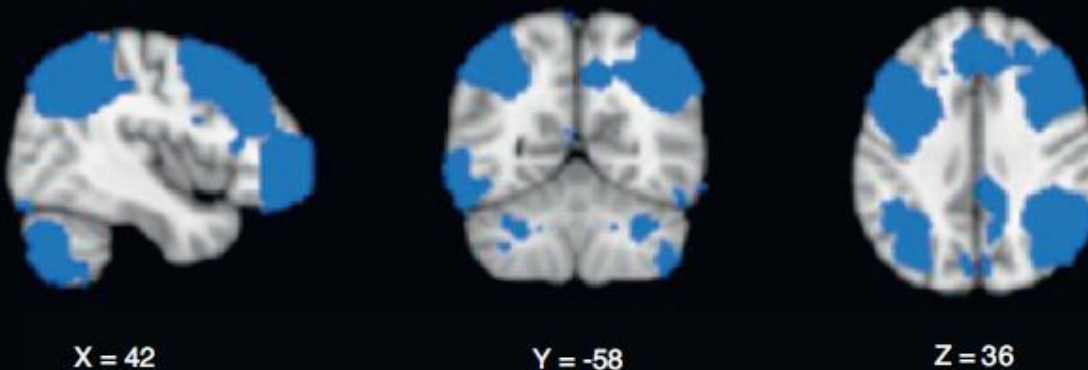
Correspondence of the brain's functional architecture during activation and rest

Stephen M. Smith<sup>a,1</sup>, Peter T. Fox<sup>b</sup>, Karla L. Miller<sup>c</sup>, David C. Glahn<sup>b,c</sup>, P. Mickle Fox<sup>b</sup>, Clare E. Mackay<sup>a</sup>, Nicola Filippini<sup>a</sup>, Kate E. Watkins<sup>a</sup>, Roberto Toro<sup>d</sup>, Angela R. Laird<sup>b</sup>, and Christian F. Beckmann<sup>a,e</sup>



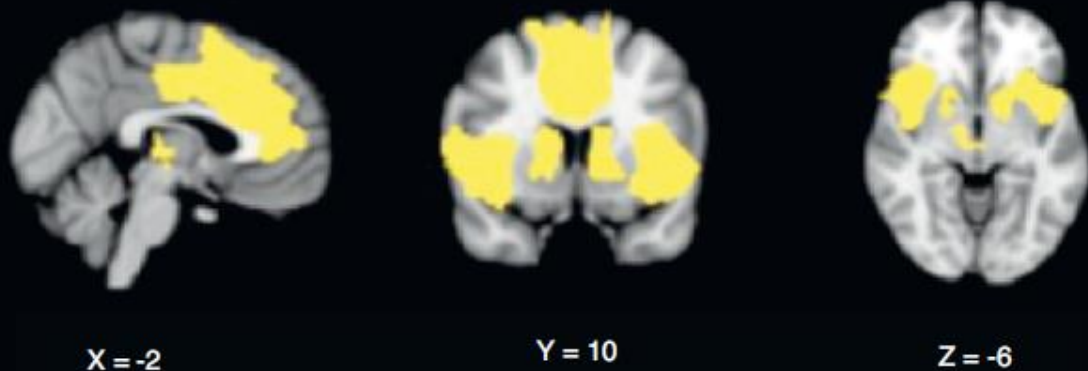
# Základní neuro-kognitivní sítě

Central executive network



**Fronto-parietální CEN:**  
*pracovní paměť  
pozornost*

Saliency network



**SN:**  
*detekce a mapování  
významových externích  
podnětů a interních  
událostí*

Default-mode network

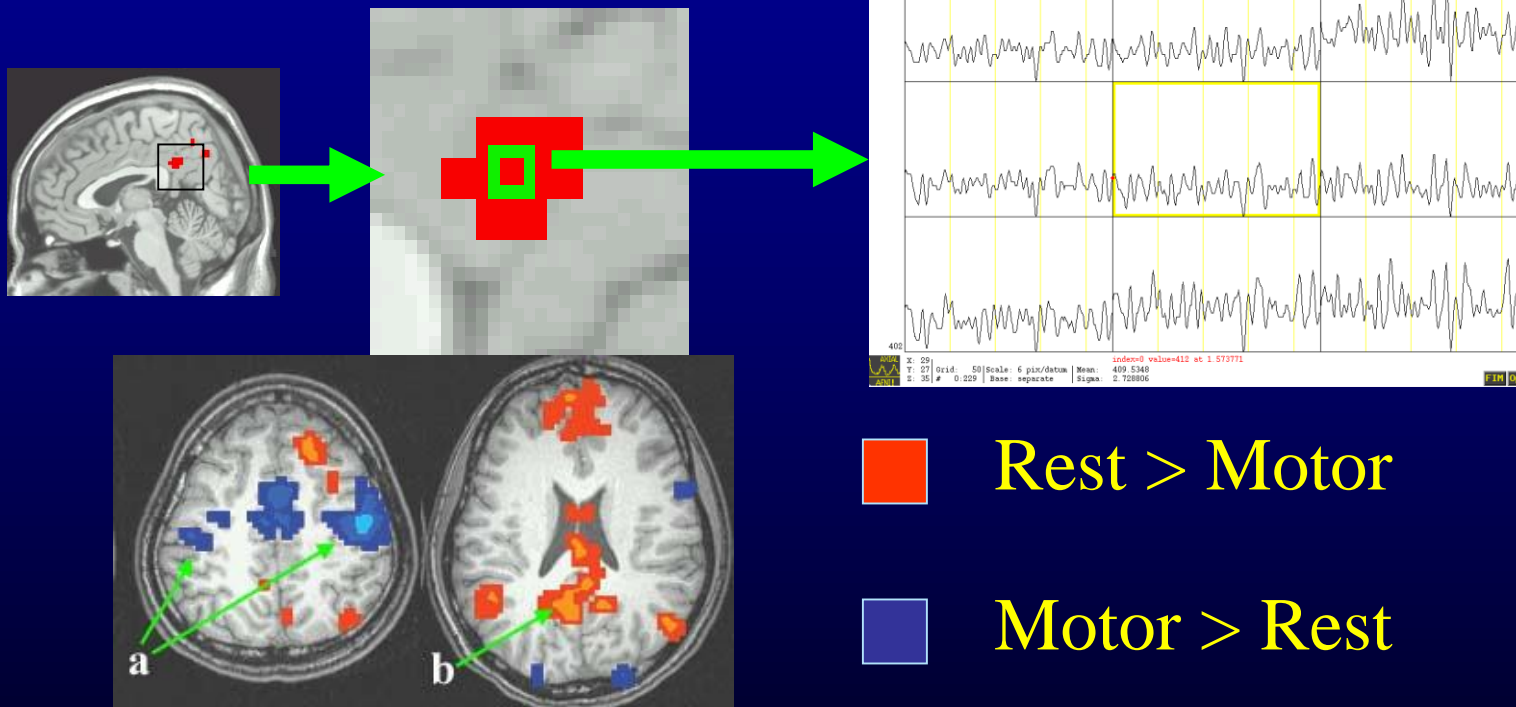


**DMN:**  
*self-referenční mentální  
aktivita*

Large-scale brain networks and psychopathology: a unifying triple network model

# Regional Homogeneity (ReHo)

Similarity or coherence of the time courses within a functional cluster (Zang et al., 2004)



a) Higher ReHo in bilateral primary motor cortices during motor task

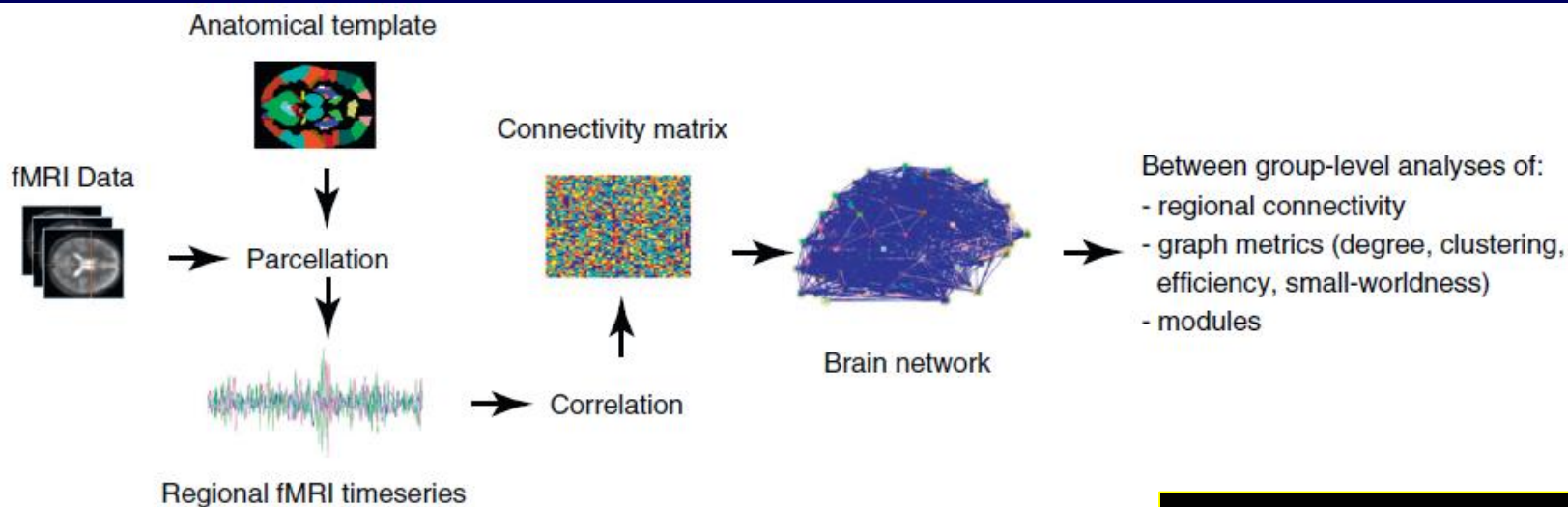
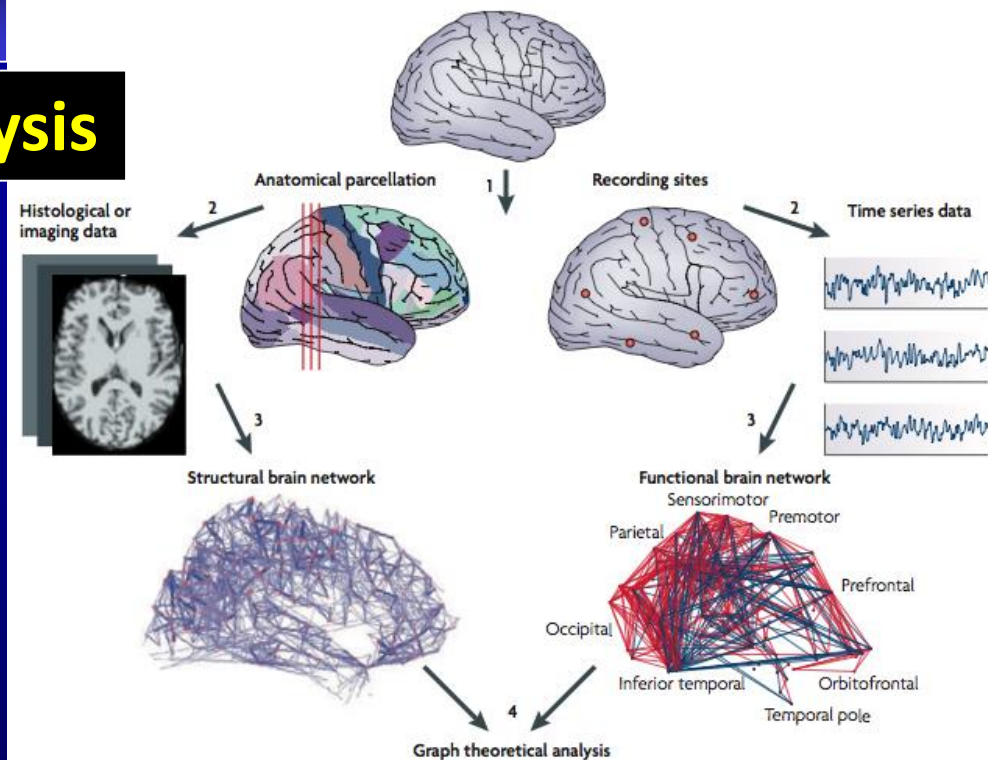
b) Higher ReHo in default mode network (PCC, MPFC, IPL) during rest

(Raichle et al., 2001; Greicius et al., 2003)

# Výpočetní metody

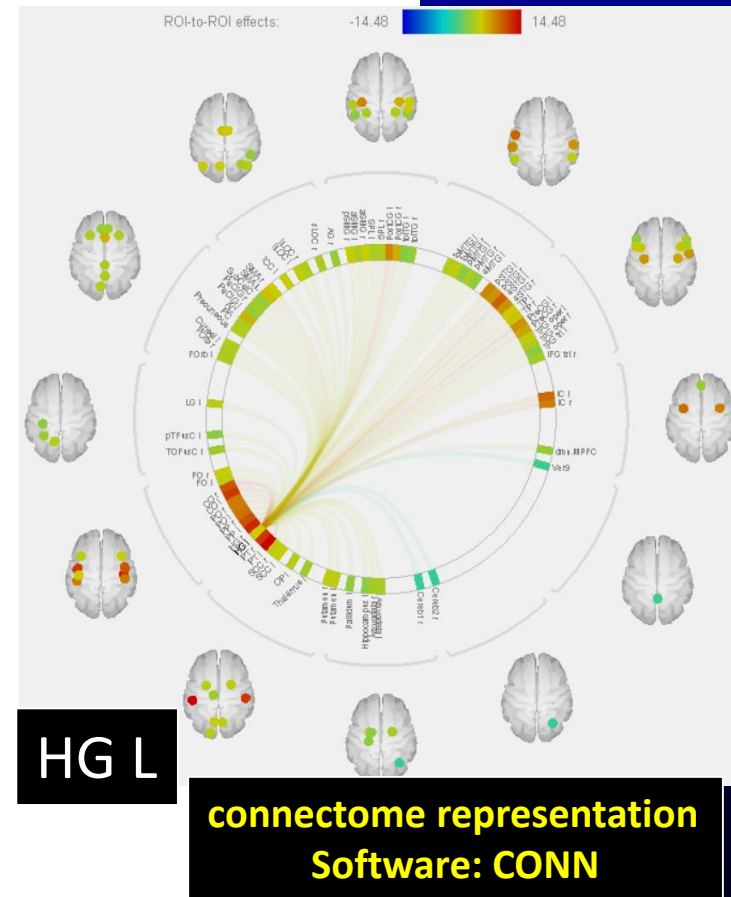
## Graph theoretical analysis

Bullmore and Sporns, 2009



# Kvantifikace funkční konektivity

- ▶ ALFF – Amplitude of Low Frequency Fluctuation
- ▶ Intrinsic connectivity (Martuzzi et al. 2011), Degree (network) centrality
  - ▶ the strength of the connectivity pattern between each voxel and the rest of the brain
  - **root mean square of the correlation coefficient values**
- ▶ Global correlation
  - **average of the correlation coefficient values**
- ▶ ReHo (Regional Homogeneity), Local correlation
  - ▶ the average correlation between each voxel and its neighbors
- ▶ Radial correlation (Goelman, 2004)
  - ▶ the spatial asymmetry of the local connectivity pattern between each voxel and its neighbors
- ▶ Radial similarity (Kim et al. 2010)
  - ▶ the global similarity between the connectivity patterns of neighboring voxels
- ▶ MPVA (Multi-Voxel Pattern Analyses)
  - ▶ variability in connectivity patterns



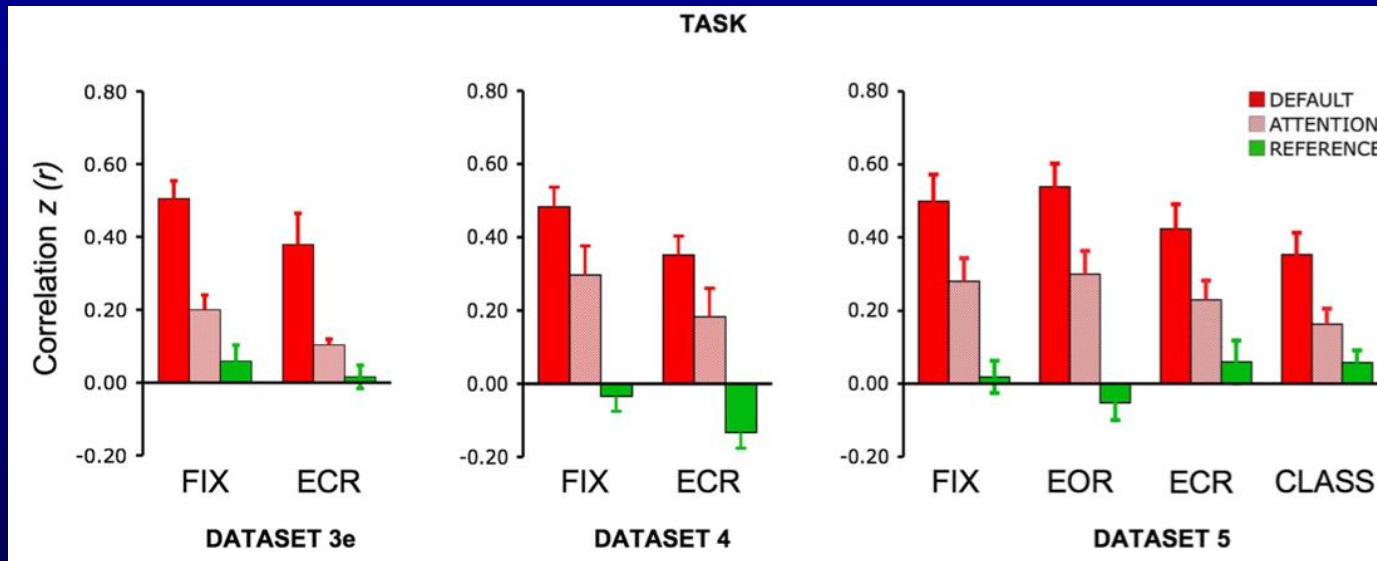


# Problémy

- Experiment settings
- Head motion
- Linear trend
- Global signal regression
- Standardization
- Temporal undersampling
- And many many more...

# Podmínky při měření

## Different resting conditions?



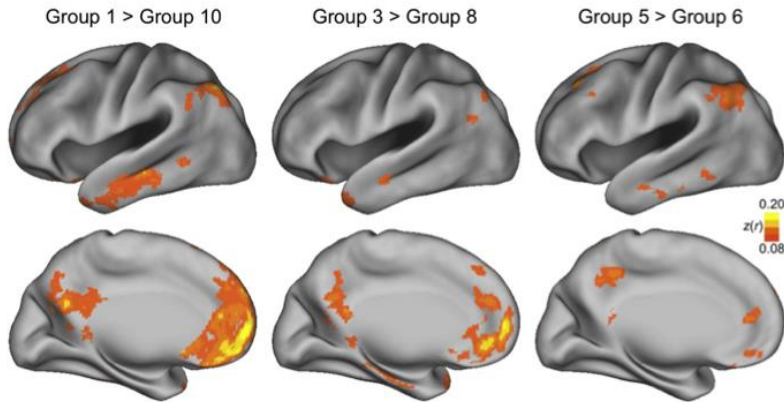
Functional connectivity strength

Functional connectivity strength was **significantly diminished** for eyes closed rest (ECR) when compared with the fixation (fix)

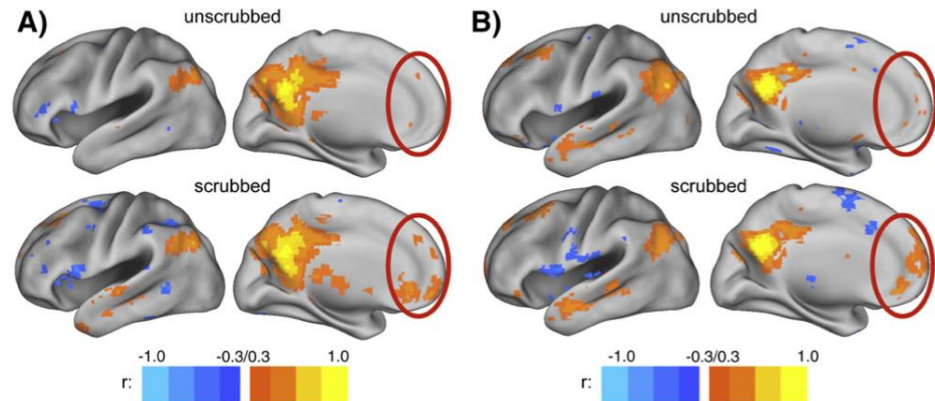
*Van Dijk et al., 2010. J Neurophysiol*

# Head motion matters

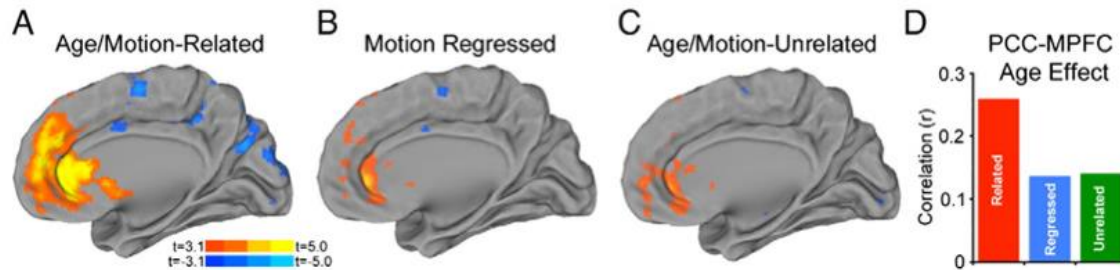
# Pohyb



*Van Dijk et al, 2012. Neuroimage*



*Power et al, 2012. Neuroimage*



*Satterthwaite et al., 2012. Neuroimage*

*Yan et al., 2013. Neuroimage*

**Chao-Gan YAN, Ph.D**

**Table 3**

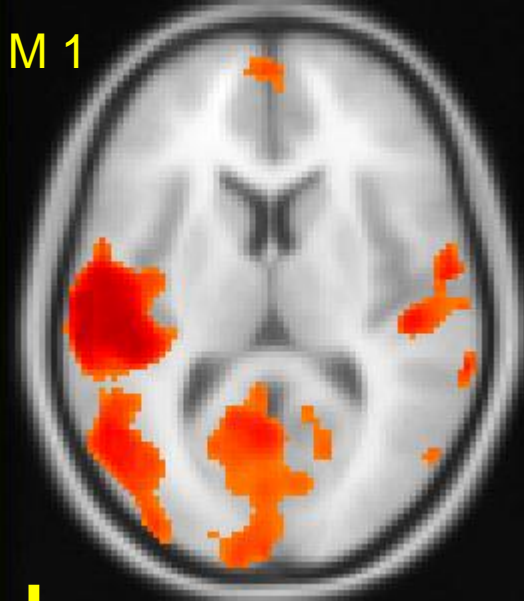
Summary recommendations.

### Summary recommendation

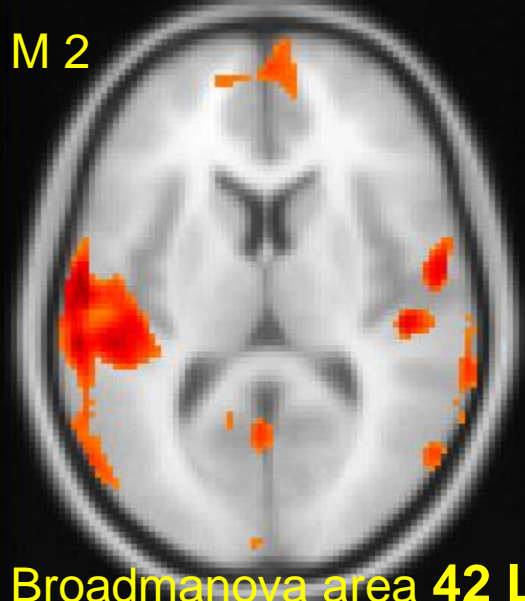
- Individual-level correction with the Friston-24 model is recommended.
- Additionally, group-level correction for mean FD is recommended, and removes the need for scrubbing.
- If group-level correction for mean FD is contraindicated or not practical, then individual-level correction with scrubbing is recommended for PCC-FC, VMHC and ReHo (not ALFF<sup>a</sup>, fALFF, DC<sup>b</sup>).

# Funkční konektivita: variabilita

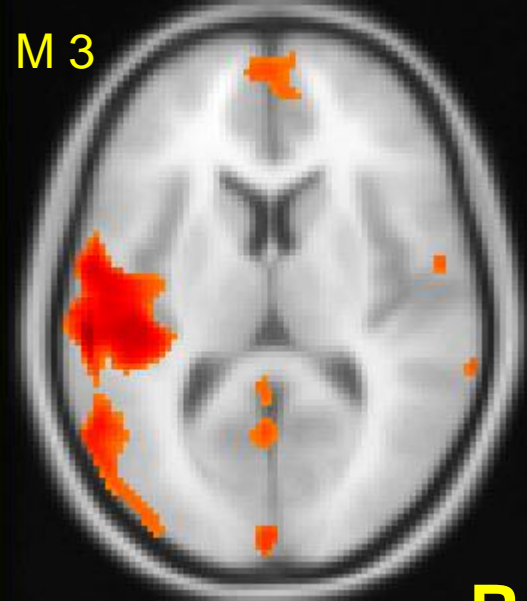
M 1



M 2



M 3

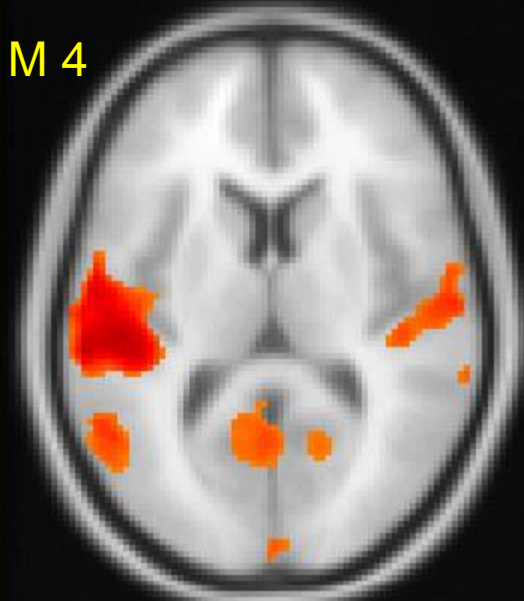


L

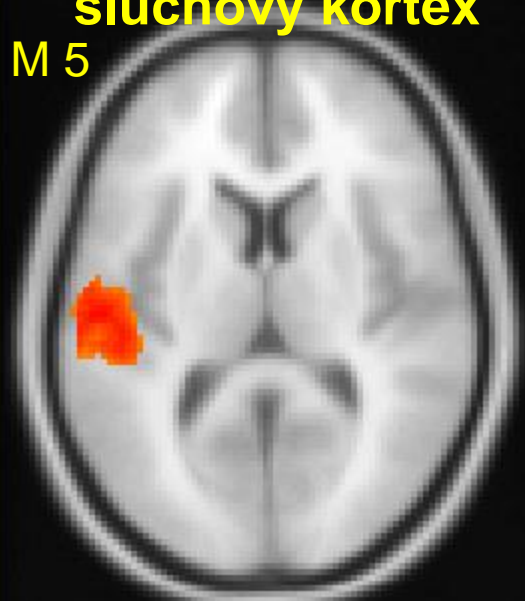
Broadmanova area 42 L  
sluchový kortex

R

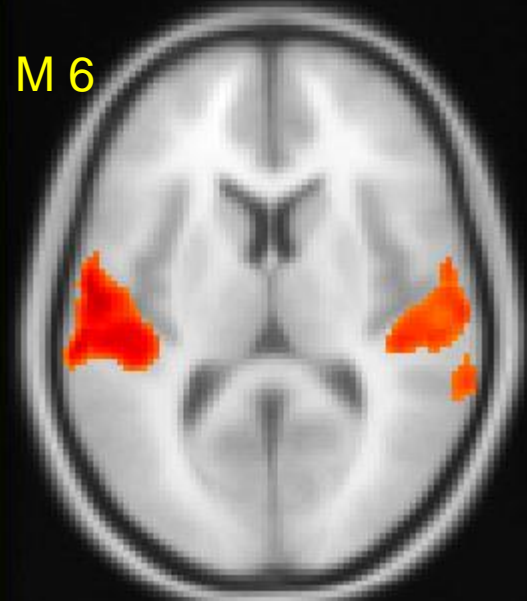
M 4



M 5



M 6





**Efektivní konektivita**

# Efektivní konektivita

- **Statické modely**

- Structural equation modeling – SEM

- **Dynamické modely**

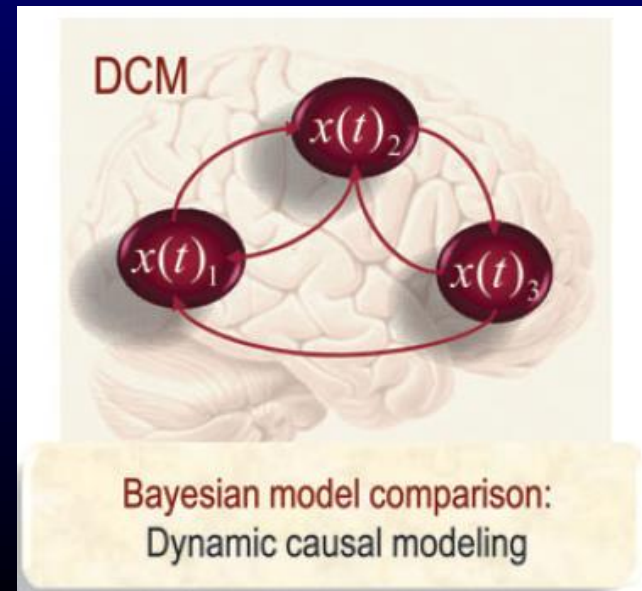
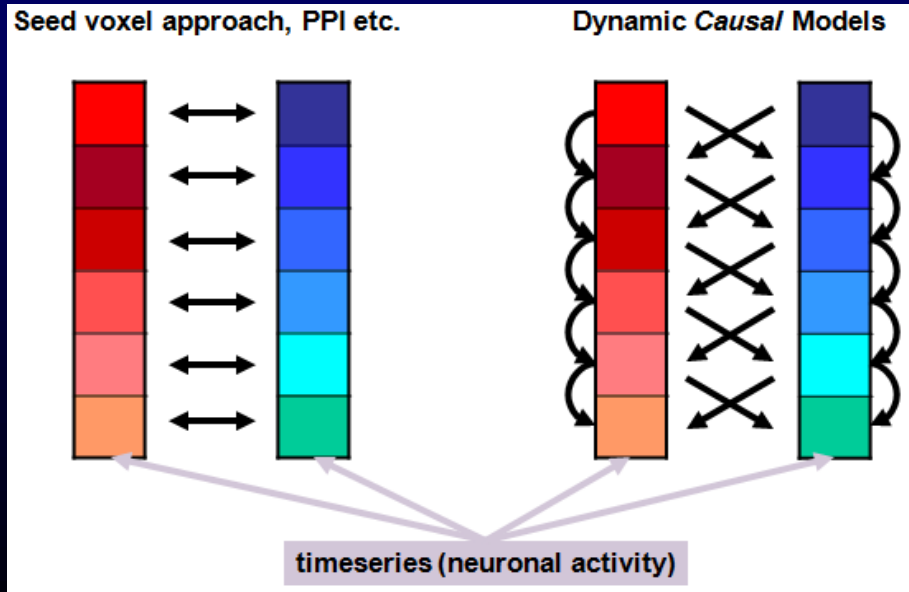
- **Lineární modely:**

- Granger causality mapping – GCM

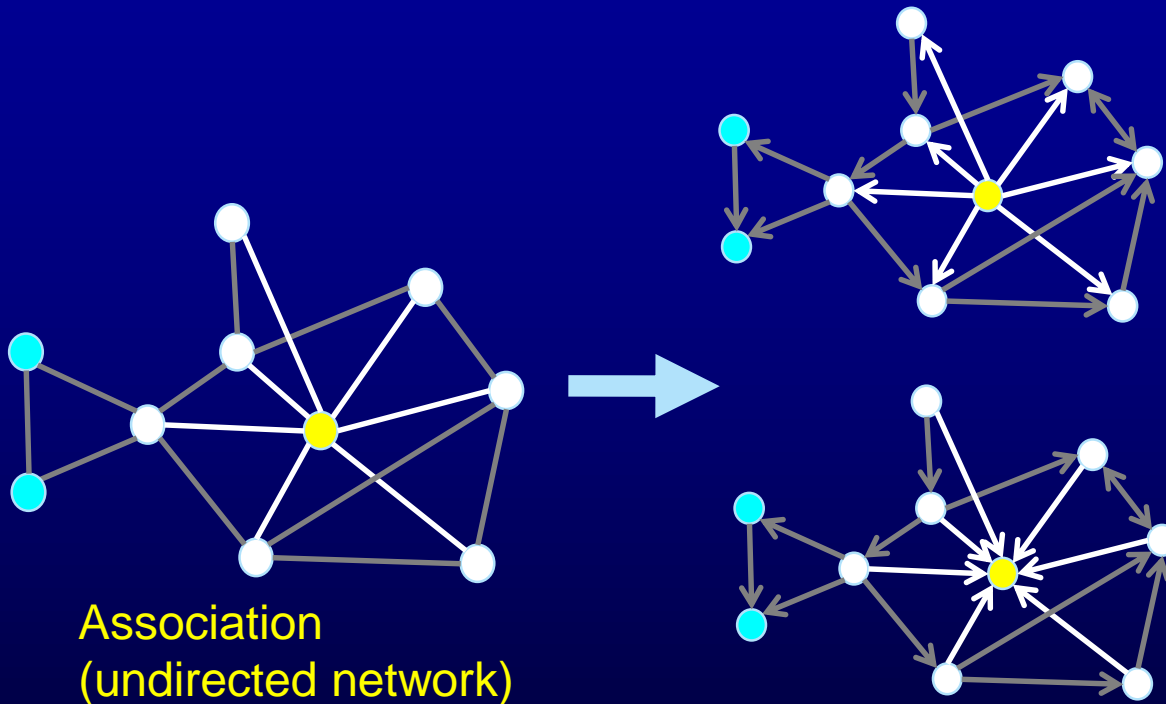
- **Nelineární modely:**

- Dynamic causal modeling – DCM

*Friston, 2011 Brain*



# Funkční a efektivní konektivita

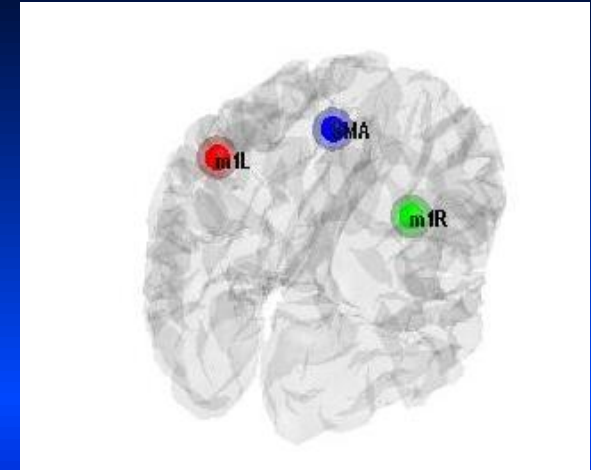
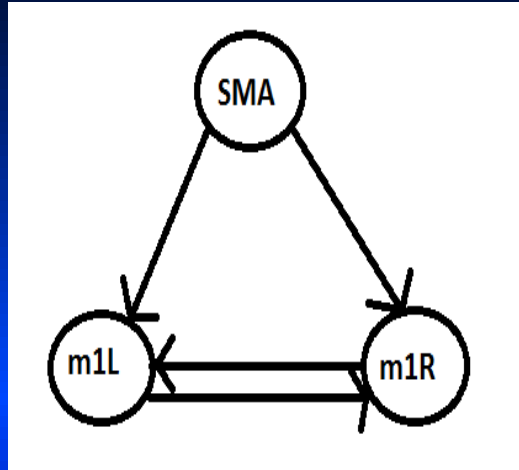
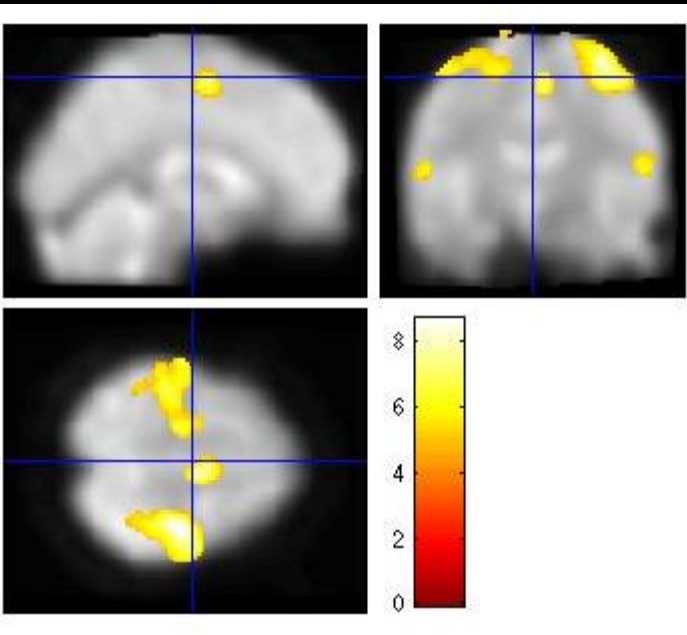


Association  
(undirected network)

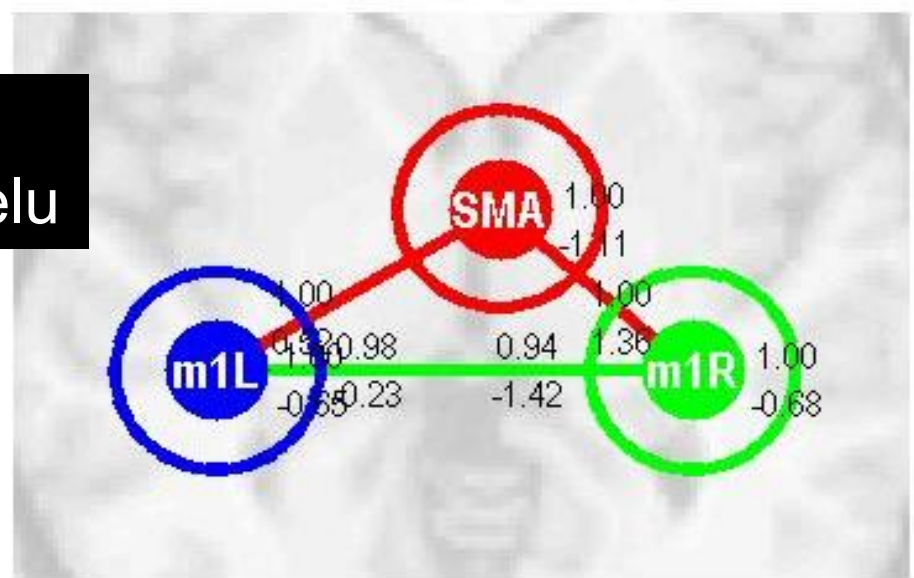
Directionality  
Causality  
(directed network)

**Directionality**

# Efektivní konektivita: DCM



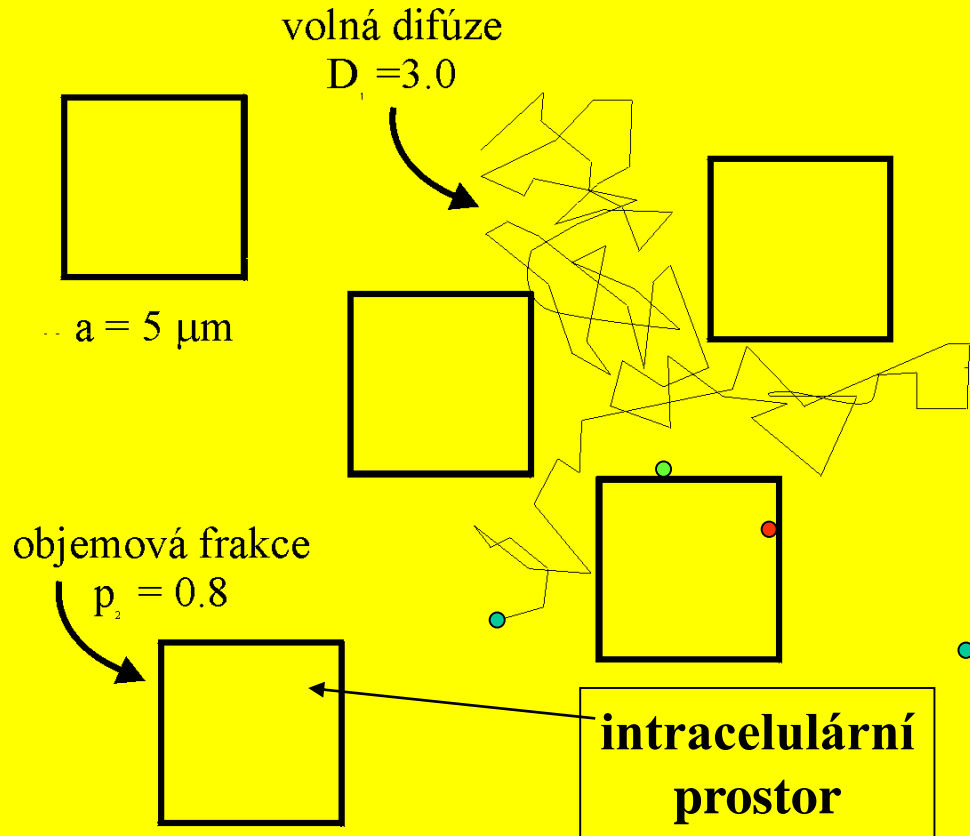
Vyjádření síly a směru vazby při uvažovaném modelu





# Strukturální konektivita

# MR zobrazování molekulární difúze: **DWI**



$$S = S_0 e^{-b \cdot \text{ADC}}$$

citlivost sekvence: **b-faktor**

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3)$$

**Kvantifikace ADC:**

alespoň 2 a lépe více hodnot **b**

**Ve volném prostoru: difuzní koeficient**

**V biologické tkáni: aparentní difuzní koeficient (ADC)**

nenulová pravděpodobnost průchodu buněčnou membránou

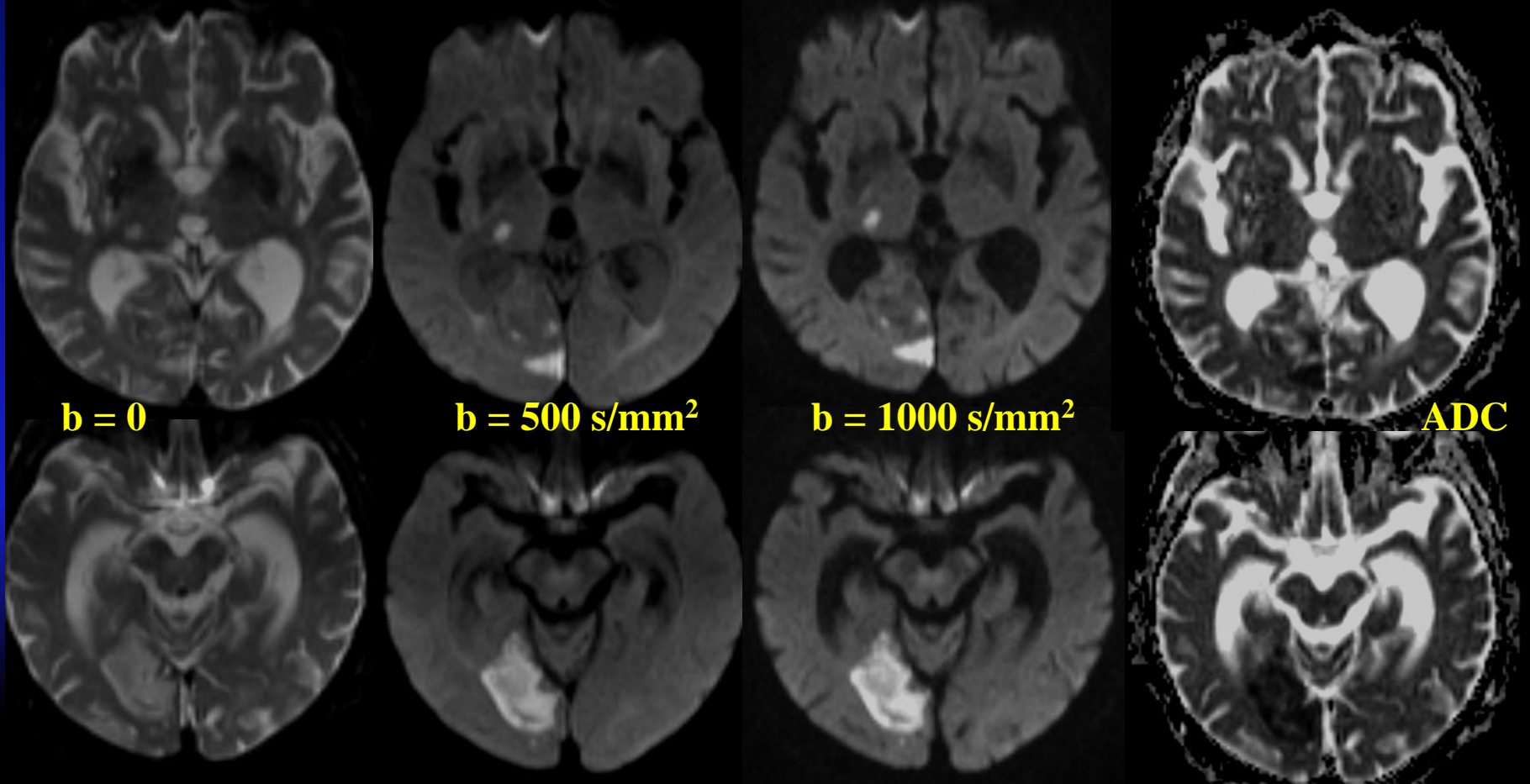
# DWI: časná ischemie

Změny na DWI

jsou pozorovatelné již během prvních hodin

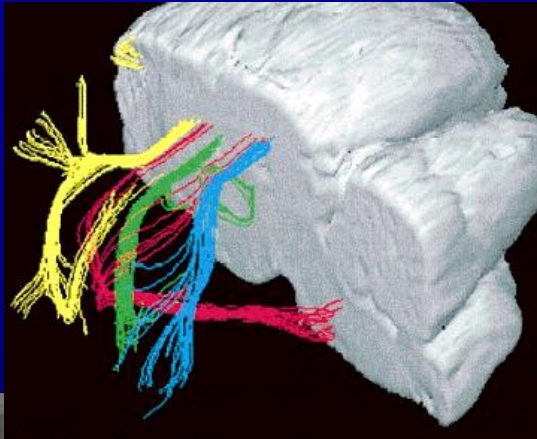
Akutní fáze (< 11 dní):  
hyper-intenzita na DWI

Chronická fáze (> 11 dní):  
hypo-intenzita na DWI

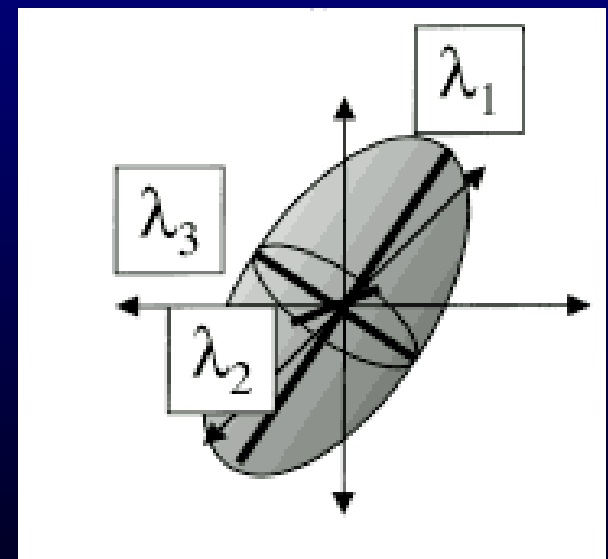
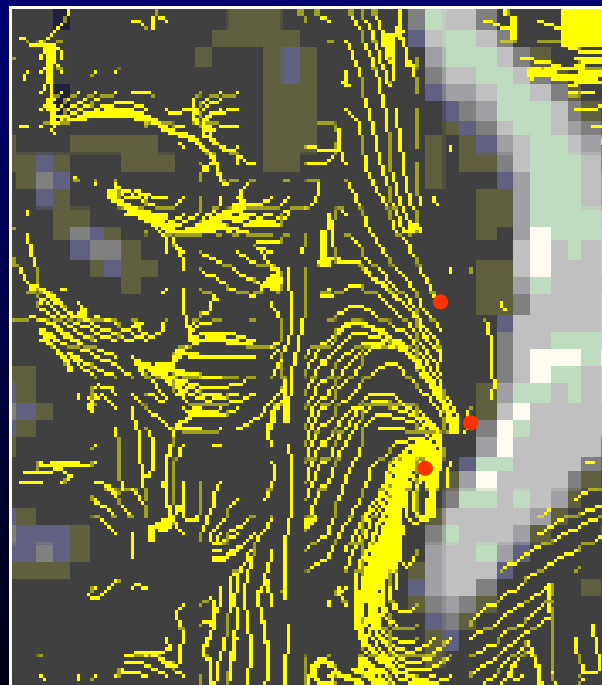


# Směrnost difúze - Anizotropie ADC v bílé hmotě

směr hlavní difúze  $\leftrightarrow$  směr drah neuronových svazků



- Anizotropie difuze popsána tenzorem (DTI)
- Hlavní (radiální) směr dán  $\lambda_1$
- Axiální směry  $\lambda_2$  a  $\lambda_3$

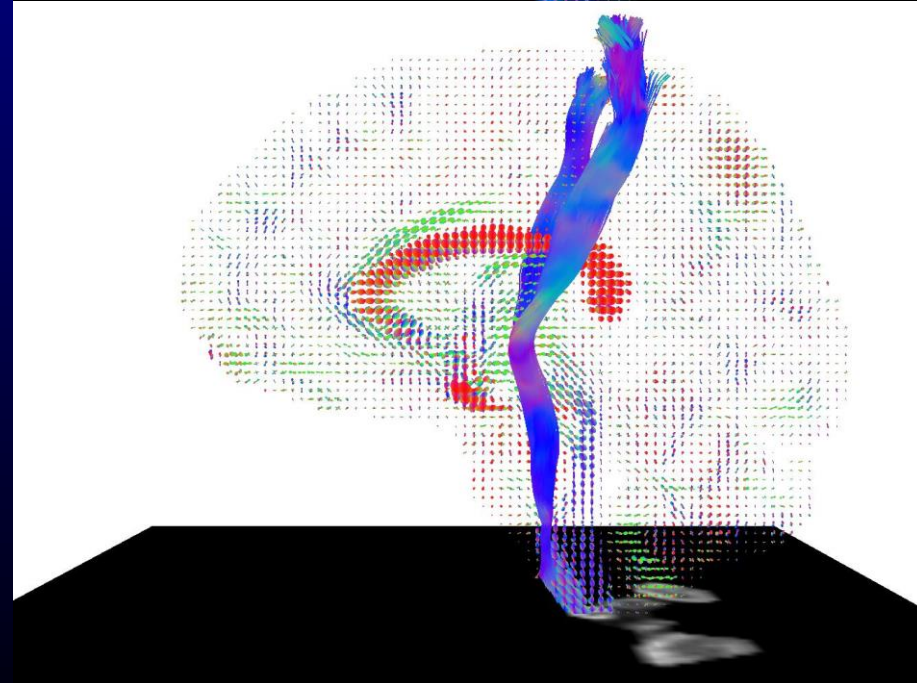
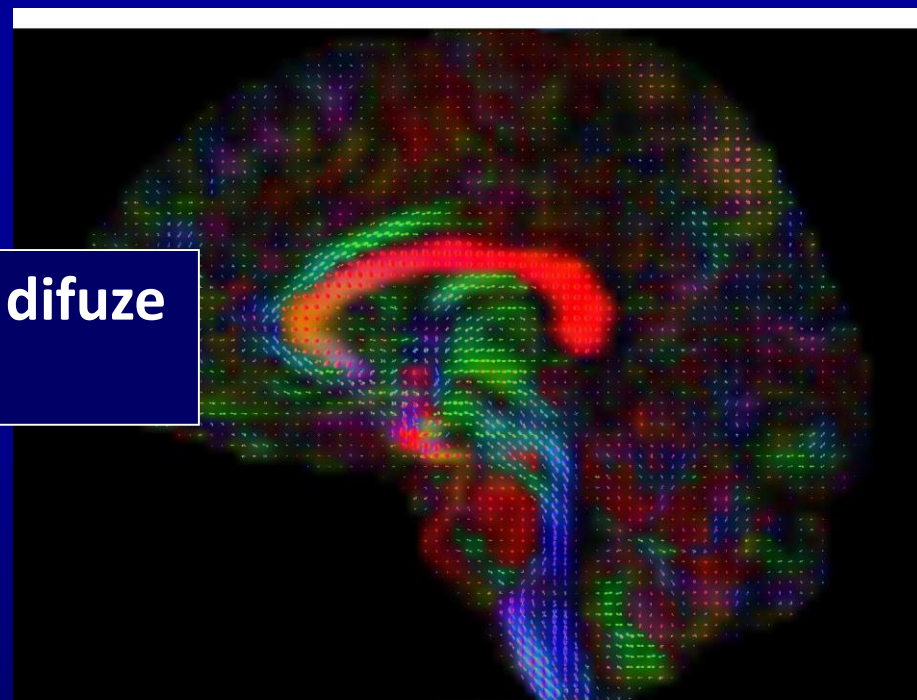
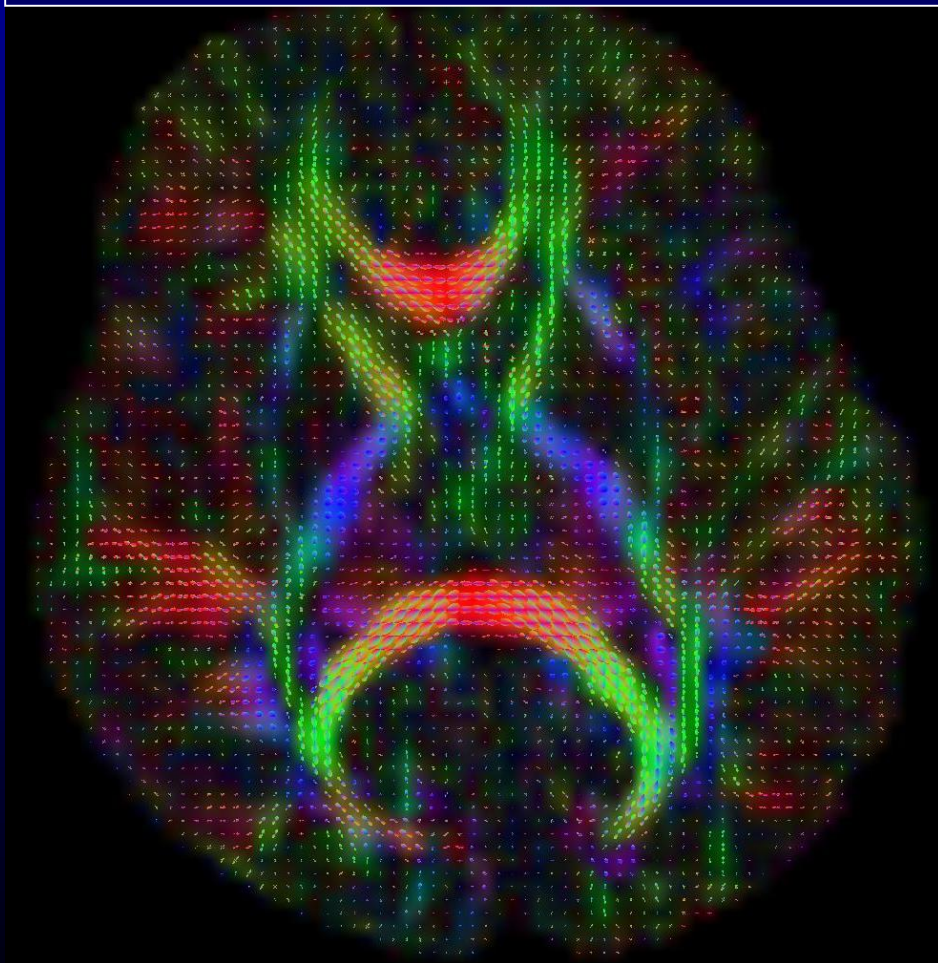


Elipsoid tensoru difuze



# Strukturální konektivita

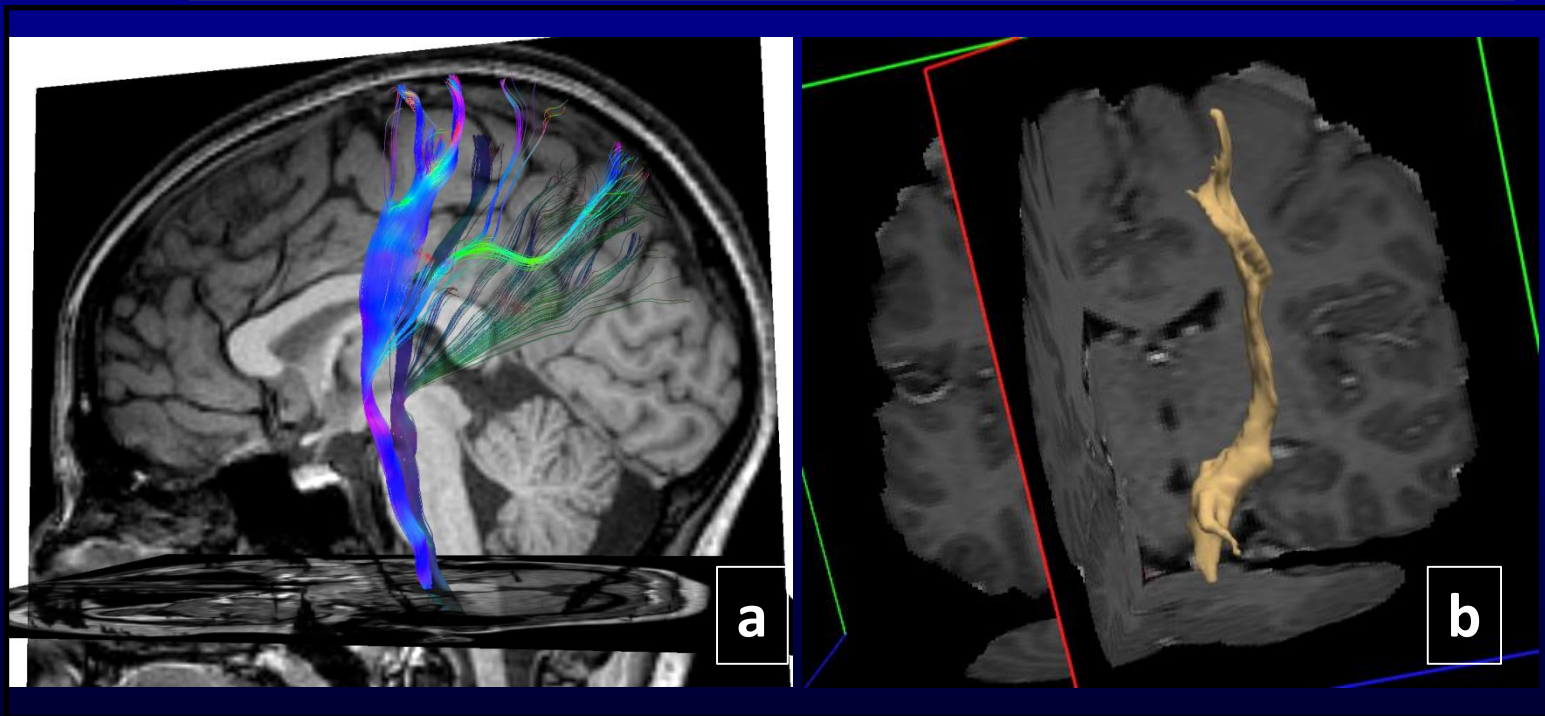
- Výpočet hlavních směrů tenzoru difuze
- Propojení do MR traktografie



# Strukturální konektivita

## MR traktografie

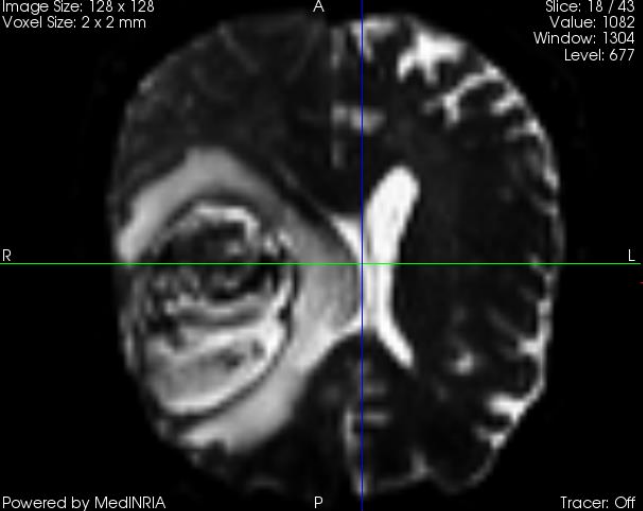
- Deterministické metody rekonstrukce
- Probabilistické metody rekonstrukce



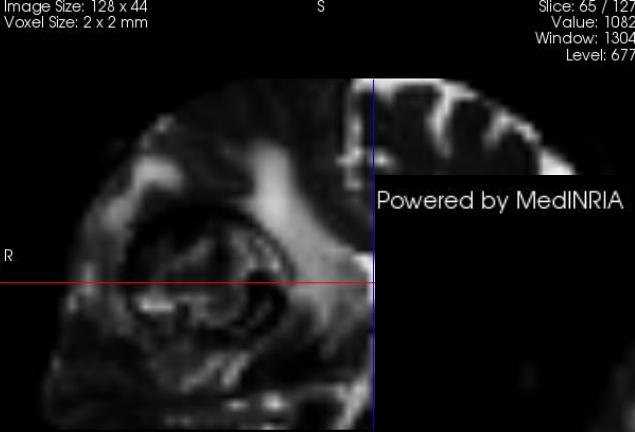
- Distribuce pravděpodobnosti existence dráhy
- Možnost odhadu existence či validity dráhy



Image Size: 128 x 128  
Voxel Size: 2 x 2 mm



Slice: 18 / 43 Image Size: 128 x 44  
Value: 1082 Voxel Size: 2 x 2 mm  
Window: 1304  
Level: 677

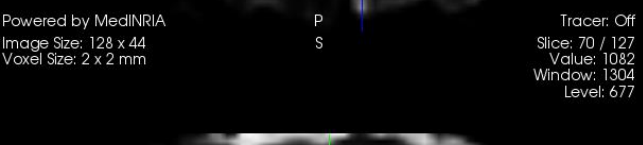


Slice: 65 / 127  
Value: 1082  
Window: 1304  
Level: 677

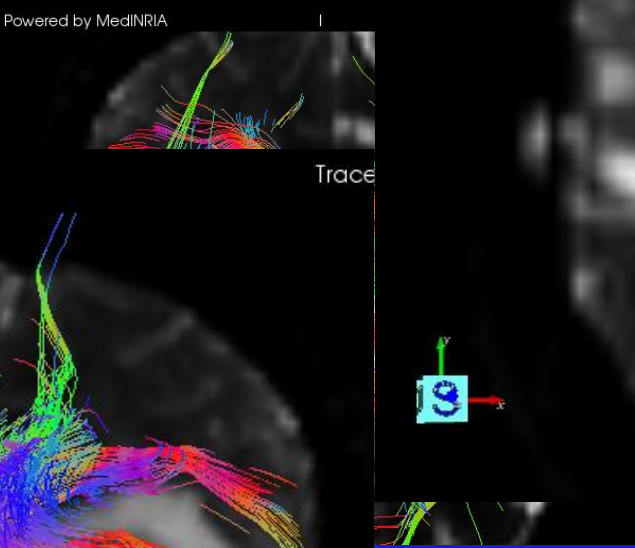
# DTI při OP

Powered by MedINRIA

Powered by MedINRIA  
Image Size: 128 x 44  
Voxel Size: 2 x 2 mm

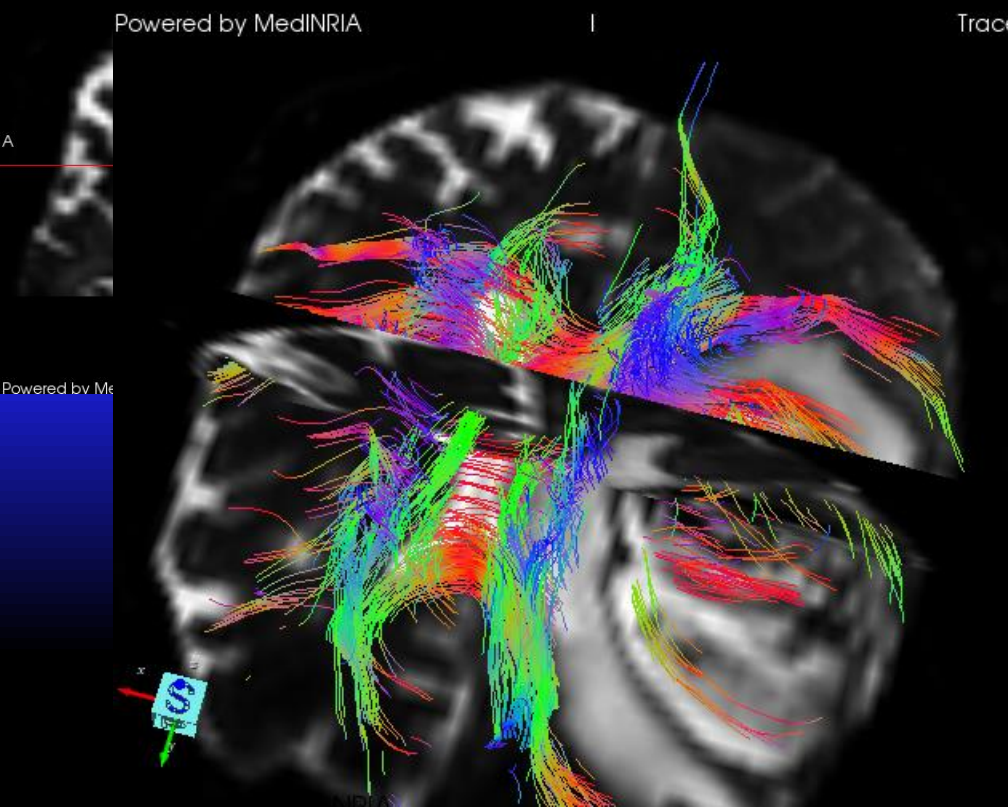


Tracer: Off  
Slice: 70 / 127  
Value: 1082  
Window: 1304  
Level: 677



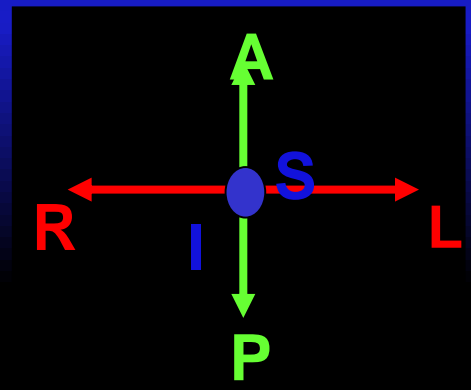
Trace

Powered by MedINRIA



Trace

Powered by Me



# Strukturální konektivita

# Použitelné veličiny

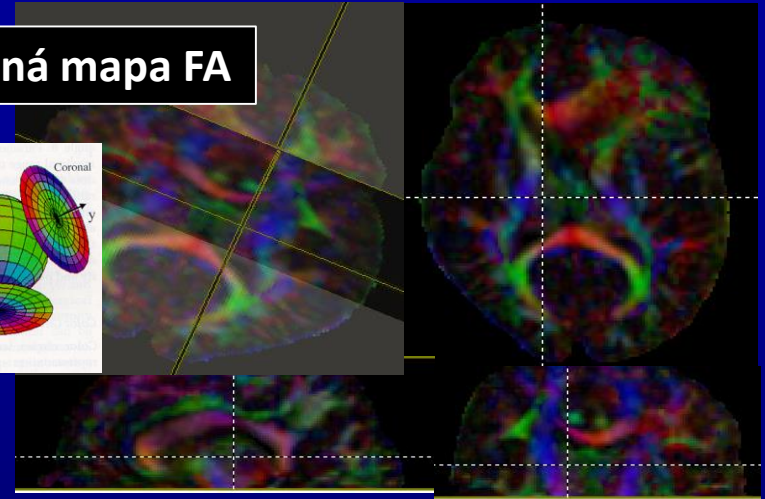
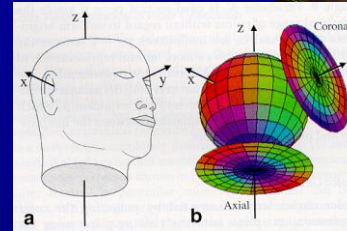
radiální difuzivita =  $\lambda_1$

axiální difuzivita =  $(\lambda_2 + \lambda_3)/2$

střední difuzivita (MD) =  $(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$

frakční anizotropie (FA) =  $((\lambda_1 - \lambda_2)^2 + (\lambda_3 - \lambda_2)^2 + (\lambda_1 - \lambda_3)^2)^{1/2} / (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)^{1/2}$

Barevně kódovaná mapa FA



**Konvenční DTI předpokládá Gaussovskou difuzi: lineární fit**

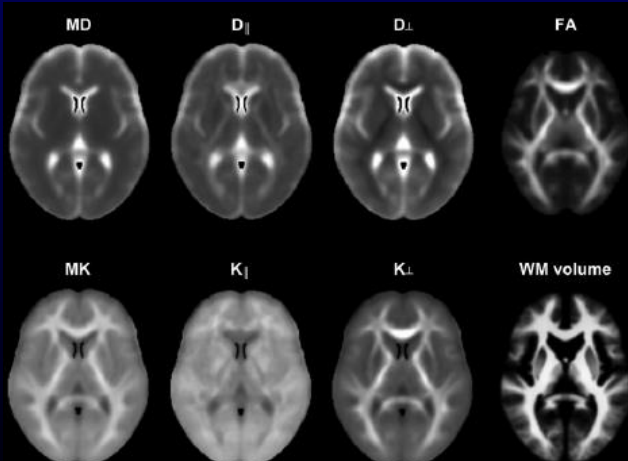
$$\ln \frac{S(b)}{S(0)} = -bD_{app}$$

**Při ne-Gaussovské difuzi: Kurtosis  $K_{app}$**

$$\ln \frac{S(b)}{S(0)} = -bD_{app} + \frac{1}{6}b^2D_{app}^2 K_{app}$$

## Diffusional Kurtosis Imaging (DKI)

**Odchylka od Gaussovského rozložení je dána komplexností difúze, přístupem buněčnou membránou**



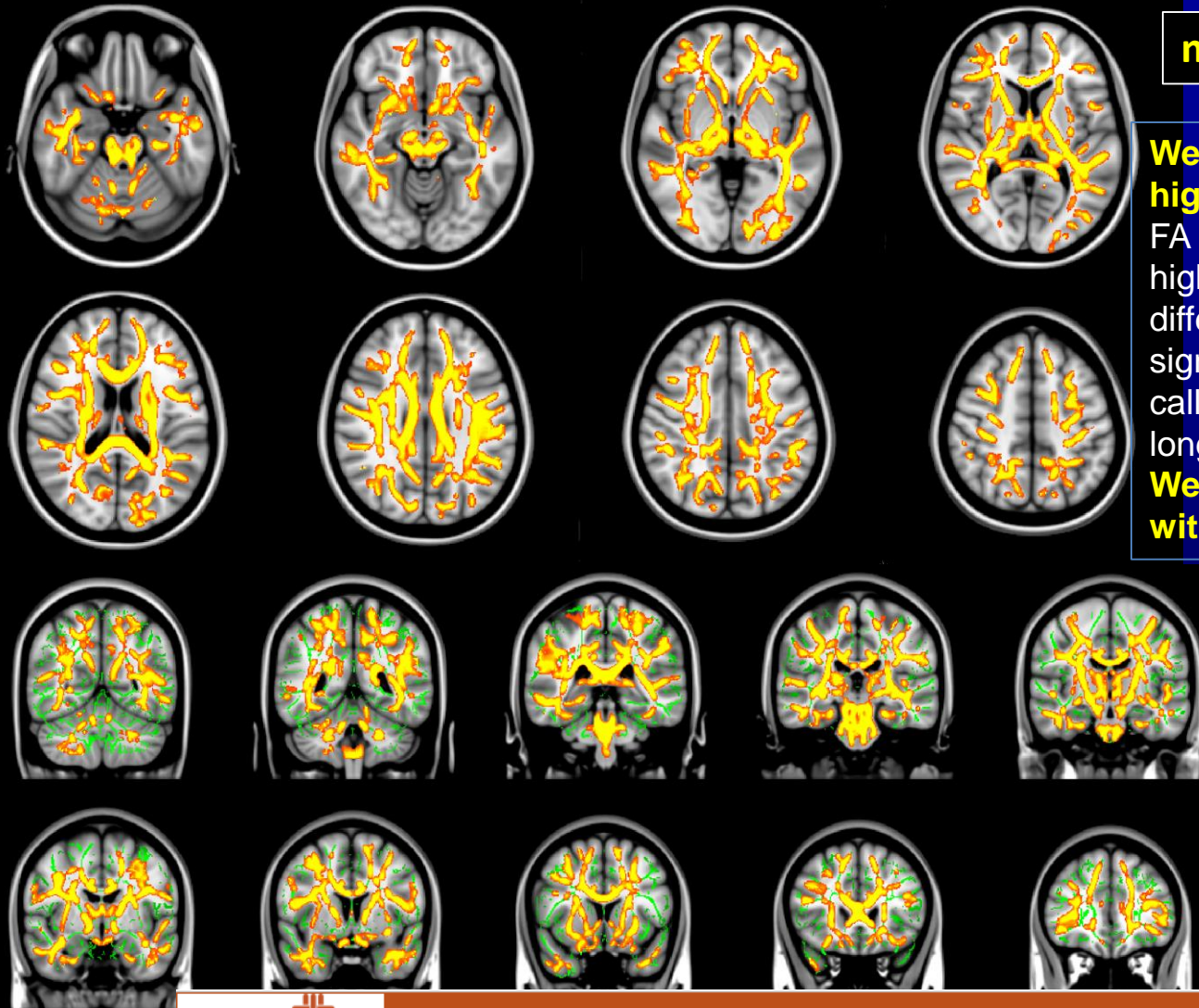
Diffusional Kurtosis Imaging: The Quantification of Non-Gaussian Water Diffusion by Means of Magnetic Resonance Imaging

Jens H. Jensen,<sup>1\*</sup> Joseph A. Helpert,<sup>1</sup> Anita Ramani,<sup>2</sup> Hanzhang Lu,<sup>1</sup> and Kyle Kaczynski<sup>2</sup>

Magnetic Resonance in Medicine 53:1432-1440 (2005)



# FA – míra integrity svazků BH...



male > female

**We have found lower FA and higher MD in female subjects.**

FA analyses by ROI also showed higher values for males subjects. The differences were statistically significant in the splenium of corpus callosum, and bilateral superior longitudinal fasciculi.

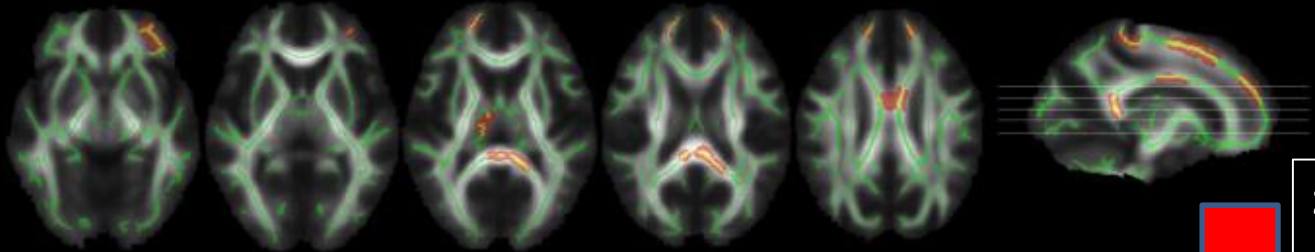
**We have not identified any areas with higher FA in females.**

41 mužů  
50 žen

# Strukturální konektivita

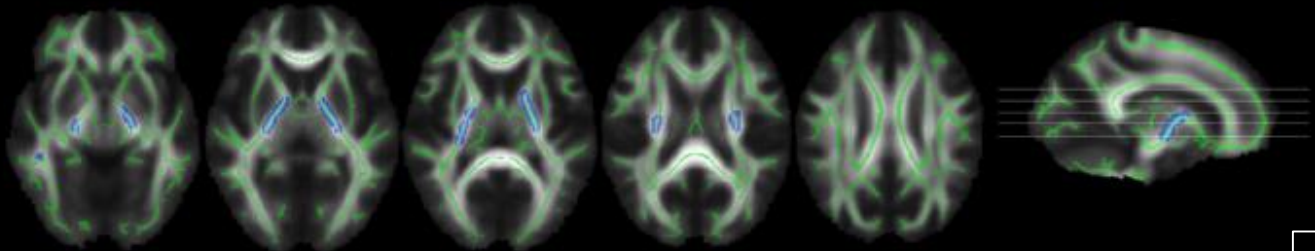
## Tract Based Spatial Statistic (TBSS): střední, radiální a axiální difuzivita

Střední difuzivita



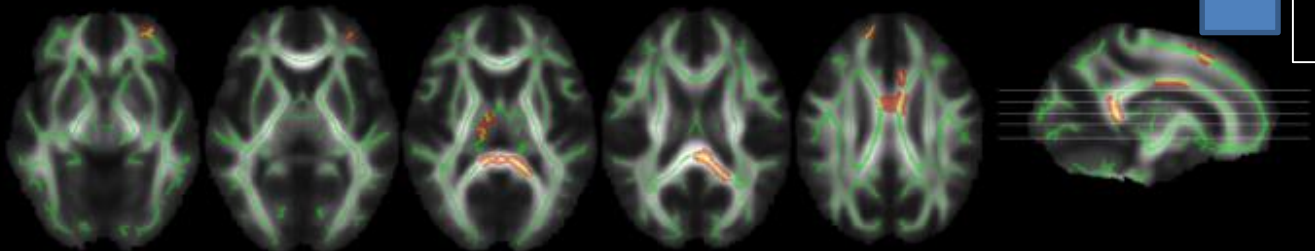
zvýšení  
EPI > kon

Radiální difuzivita



snížení  
EPI < kon

Axiální difuzivita



Diffusional kurtosis imaging reveals a distinctive pattern of microstructural alternations in idiopathic generalized epilepsy

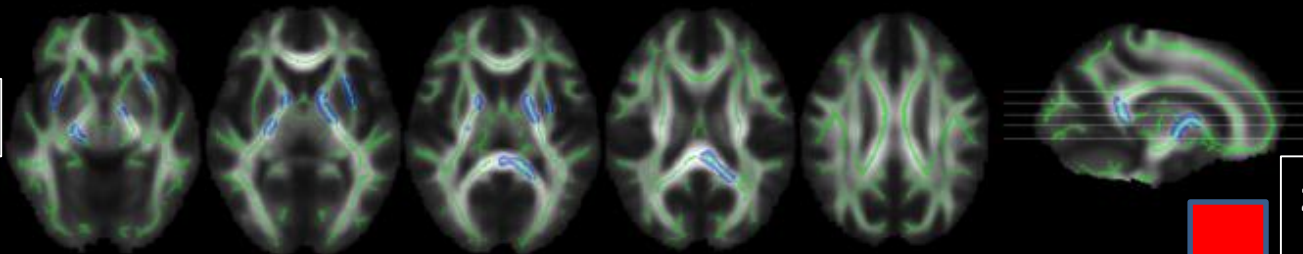
## Pacienti s generalizovanou epilepsií



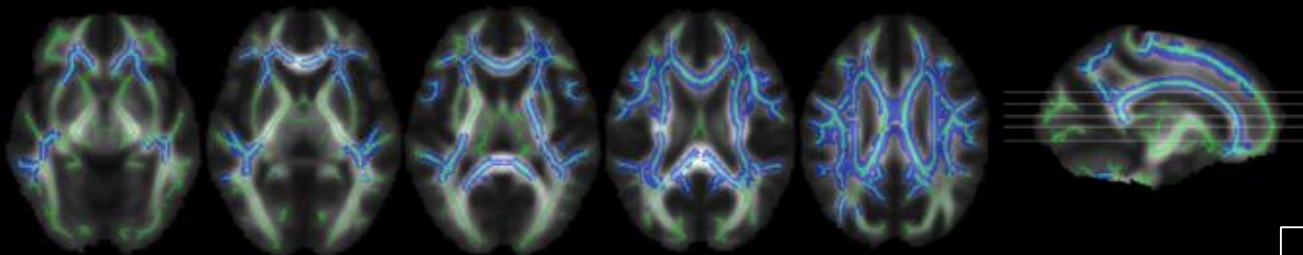
# Strukturální konektivita

## Tract Based Spatial Statistic (TBSS): Frakční anizotropie, střední, axiální kurtuozita

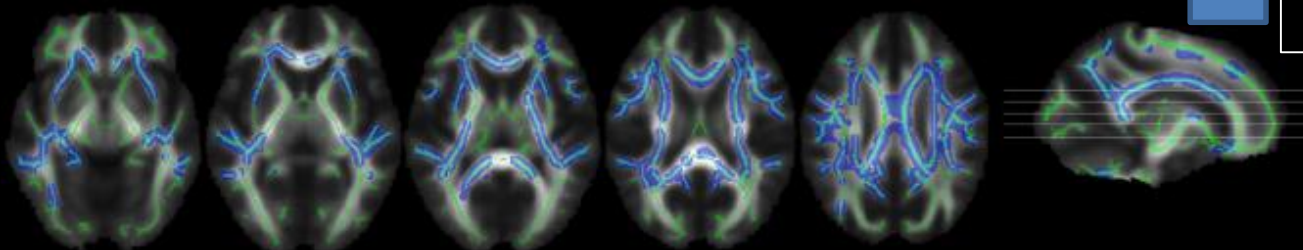
Frakční anizotropie



Střední kurtuozita



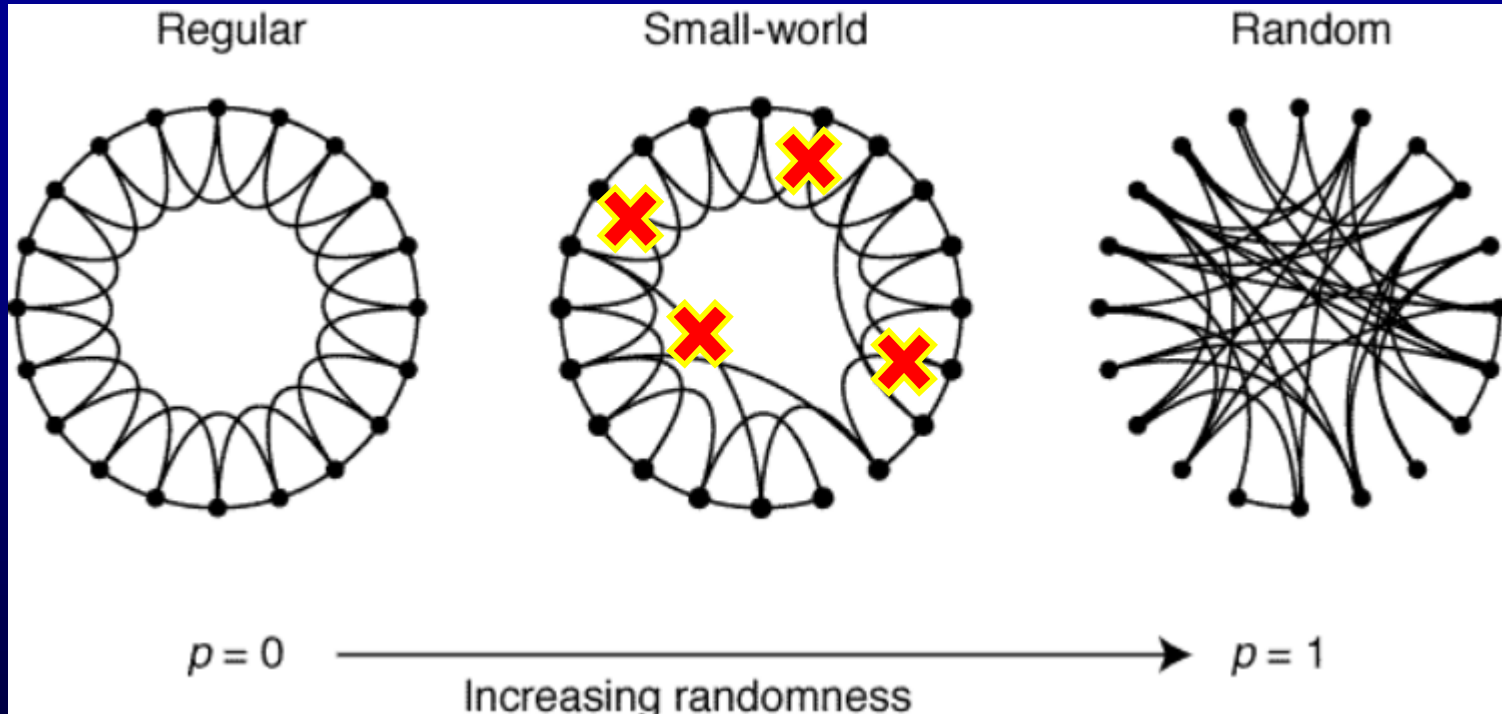
Axiální kurtuozita



Diffusional kurtosis imaging reveals a distinctive pattern of microstructural alternations in idiopathic generalized epilepsy

## Pacienti s generalizovanou epilepsií

# Jak je mozek organizován: Small world theory





# Funkční konektivita

## In vivo functional connectome of human brainstem nuclei of the ascending arousal, autonomic, and motor systems by high spatial resolution 7-Tesla fMRI

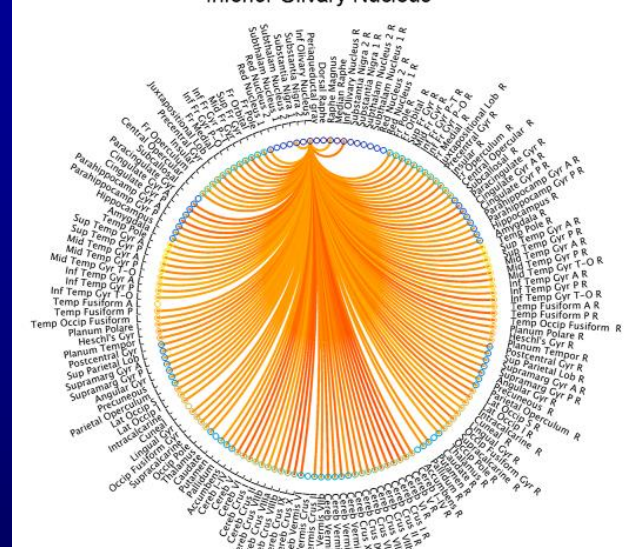
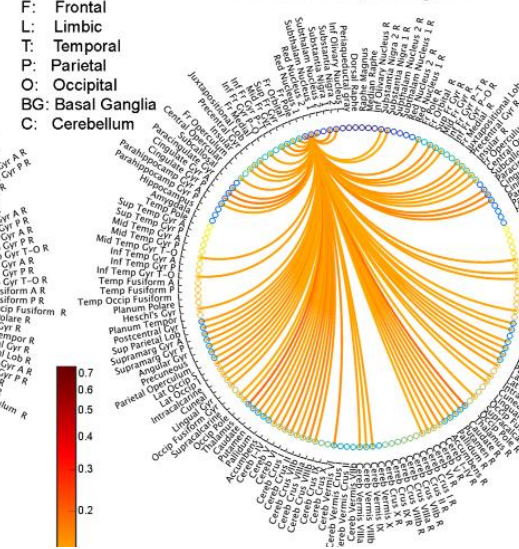
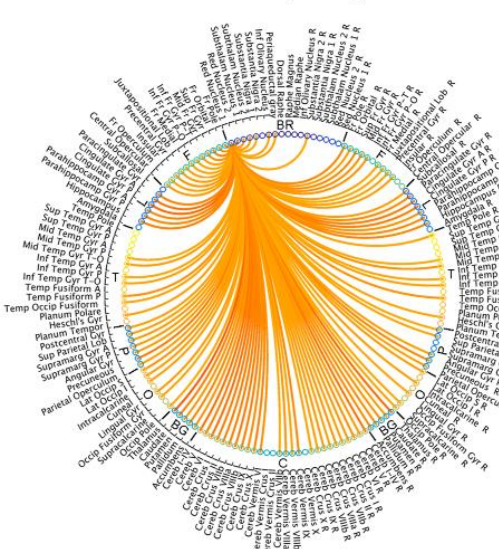
Marta Bianciardi<sup>1</sup> · Nicola Toschi<sup>1,2</sup> · Cornelius Eichner<sup>1</sup> · Jonathan R. Polimeni<sup>1</sup> · Kavin Setsompop<sup>1</sup> · Emery N. Brown<sup>3</sup> · Matti S. Hämäläinen<sup>1</sup> · Bruce R. Rosen<sup>1</sup> · Lawrence L. Wald<sup>1</sup>

Red Nucleus, subregion 1

BR: Brainstem  
F: Frontal  
L: Limbic  
T: Temporal  
P: Parietal  
O: Occipital  
BG: Basal Ganglia  
C: Cerebellum

Red Nucleus, subregion 2

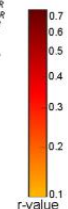
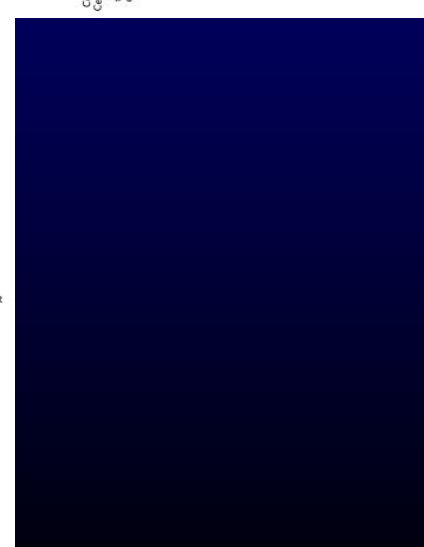
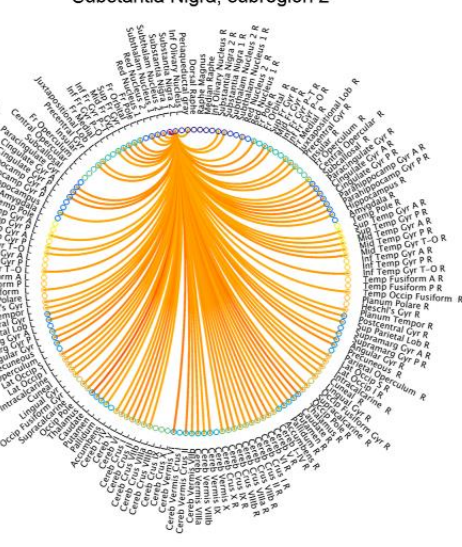
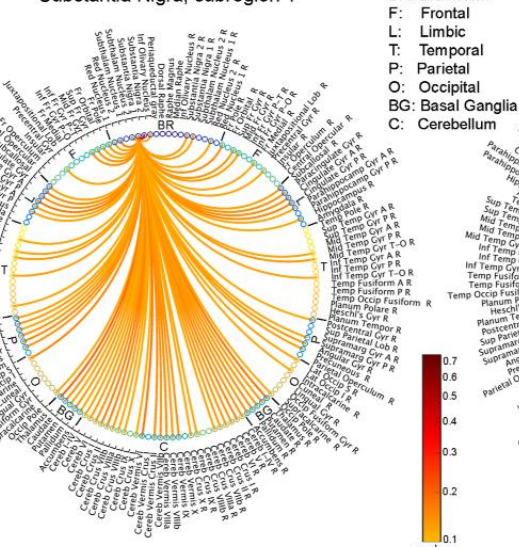
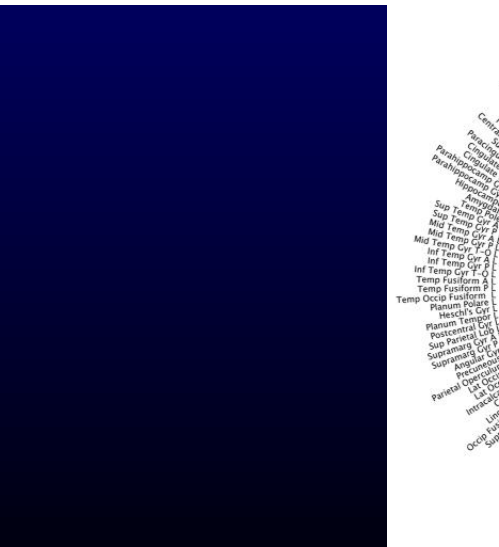
Inferior Olivary Nucleus



Substantia Nigra, subregion 1

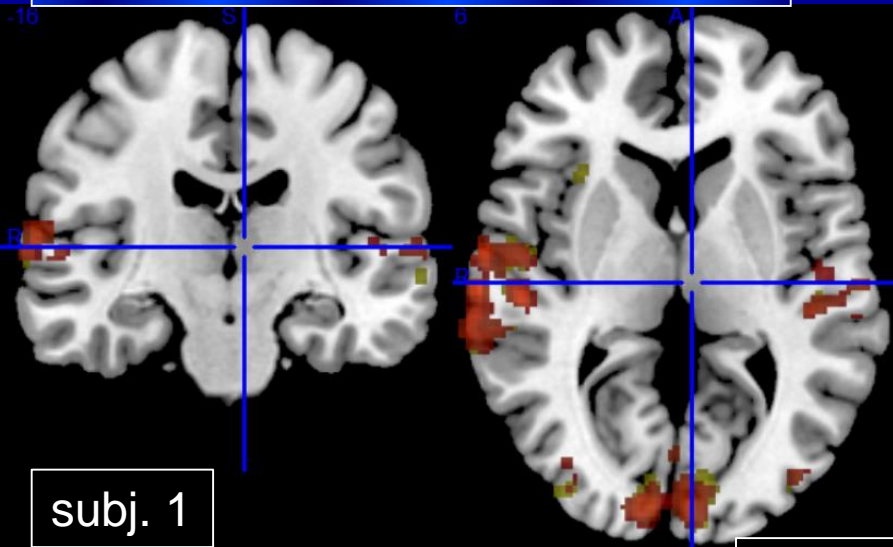
BR: Brainstem  
F: Frontal  
L: Limbic  
T: Temporal  
P: Parietal  
O: Occipital  
BG: Basal Ganglia  
C: Cerebellum

Substantia Nigra, subregion 2

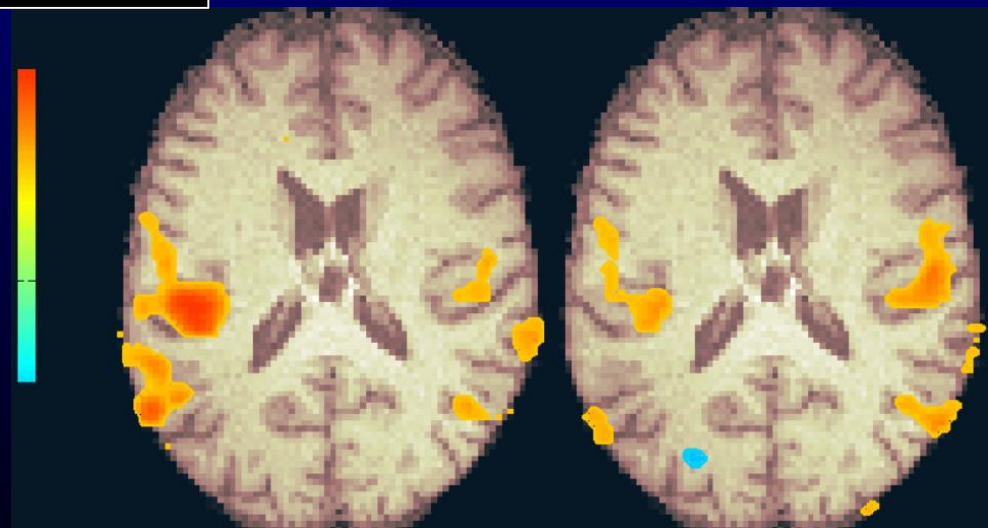
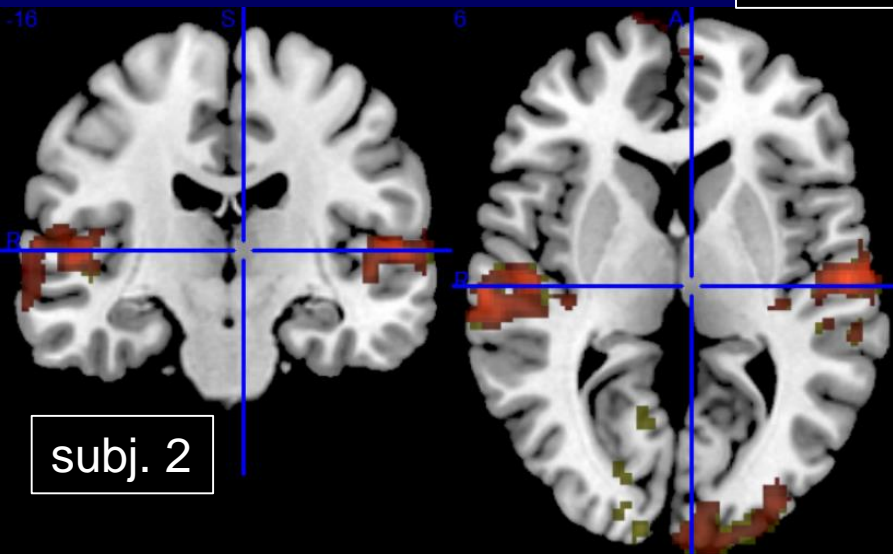
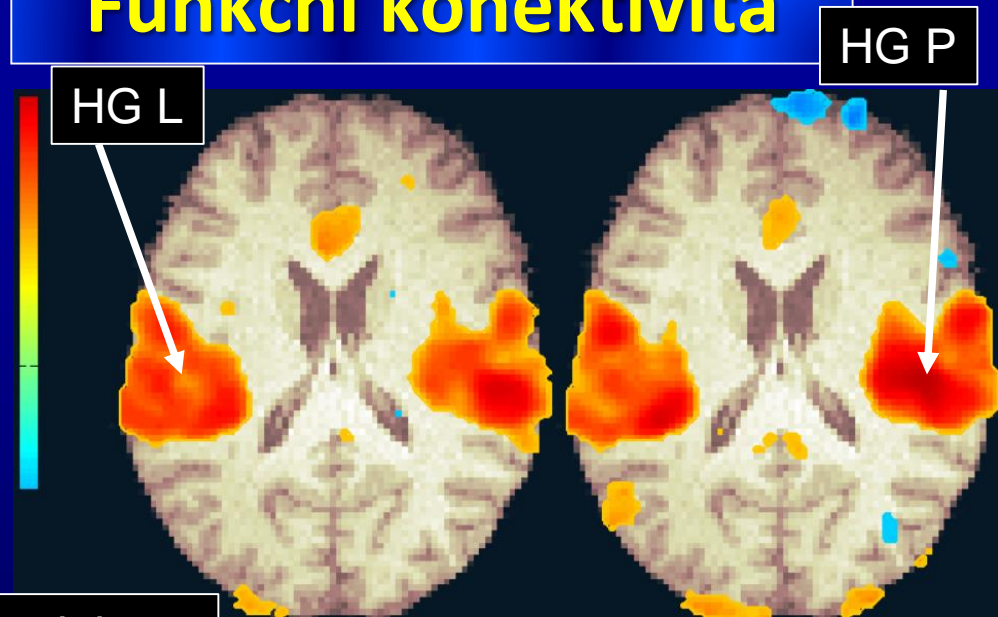




# Stimulace: zašuměné slovo



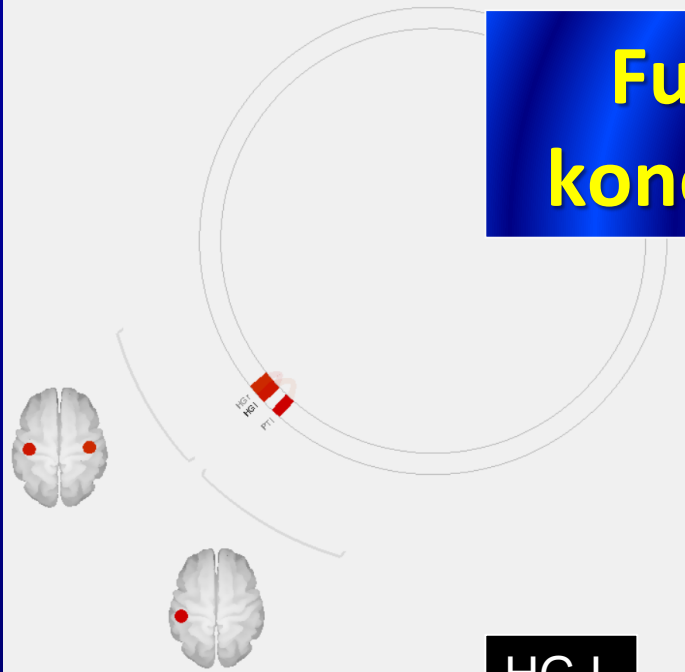
# Resting state: Funkční konektivita



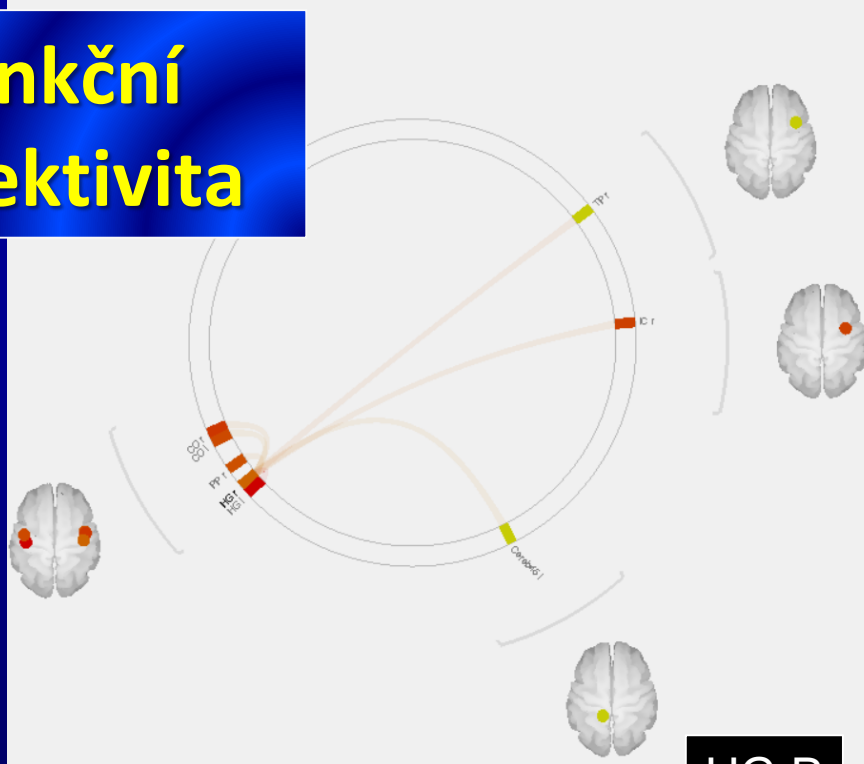
ROI-to-ROI effects: -12.95 12.95

# Funkční konektivita

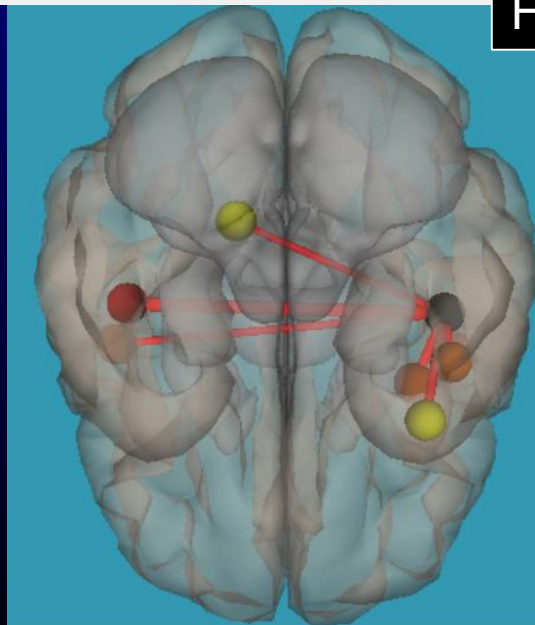
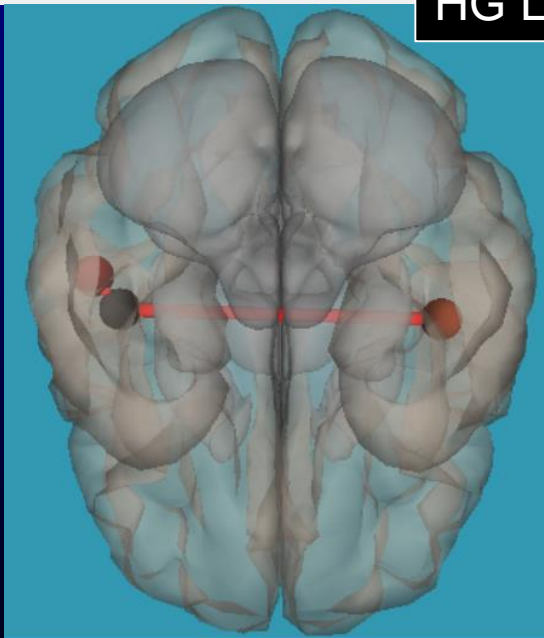
ROI-to-ROI effects: -12.95 12.95



HG L



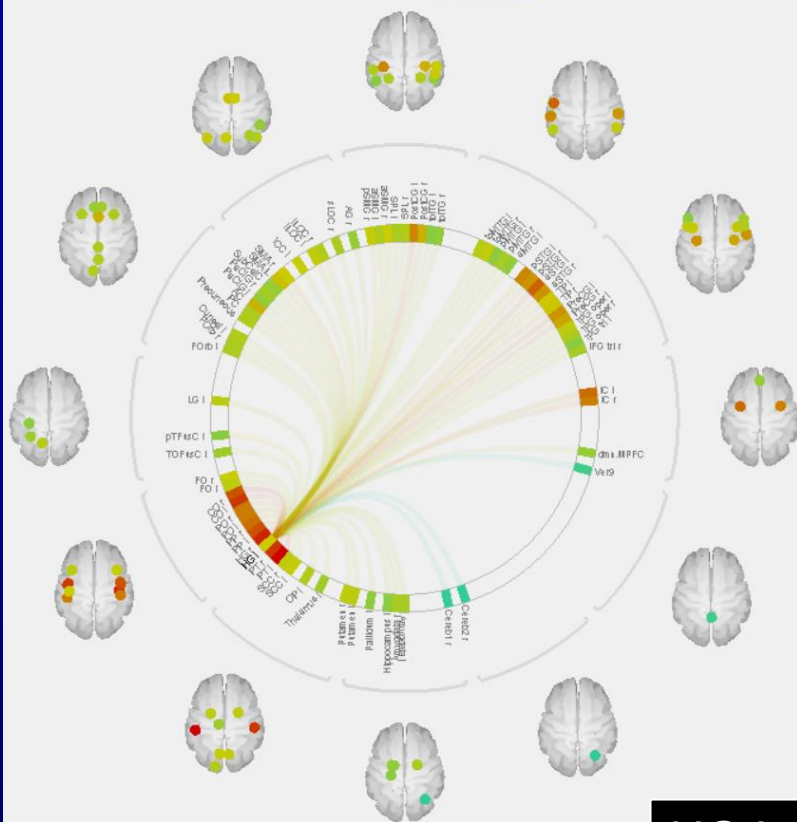
HG P



pacienti s tinitem:  
skupinová analýza  
(5 pacientů)

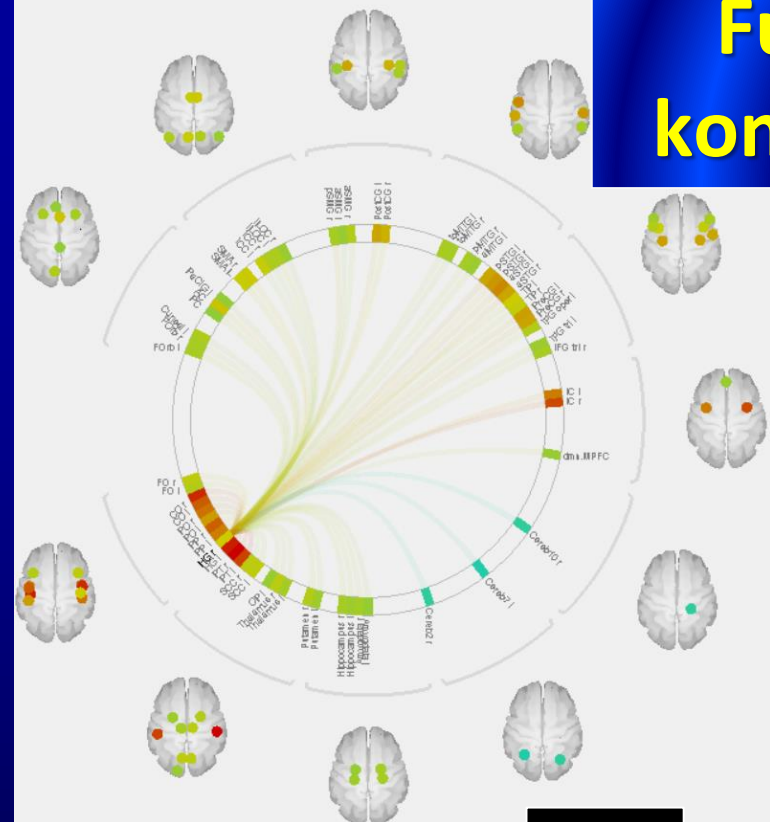
# Funkční konektivita

ROI-to-ROI effects: -14.48

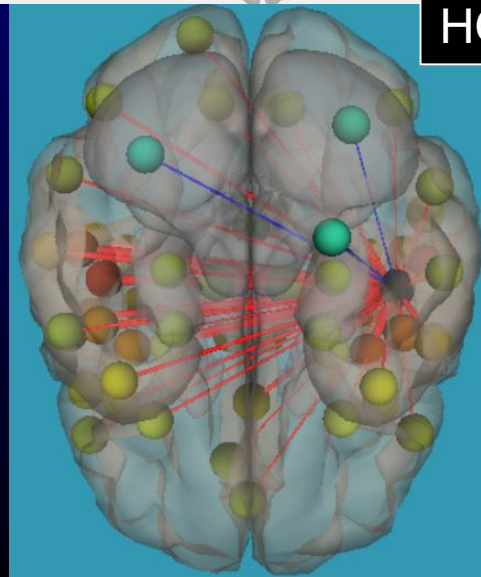
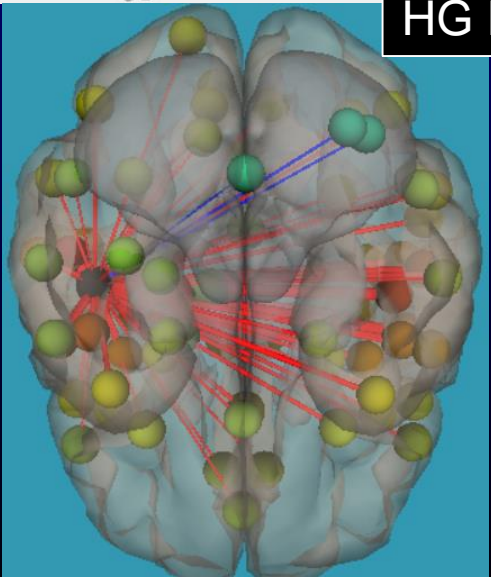


HG L

ROI-to-ROI effects: -17.66



HG P



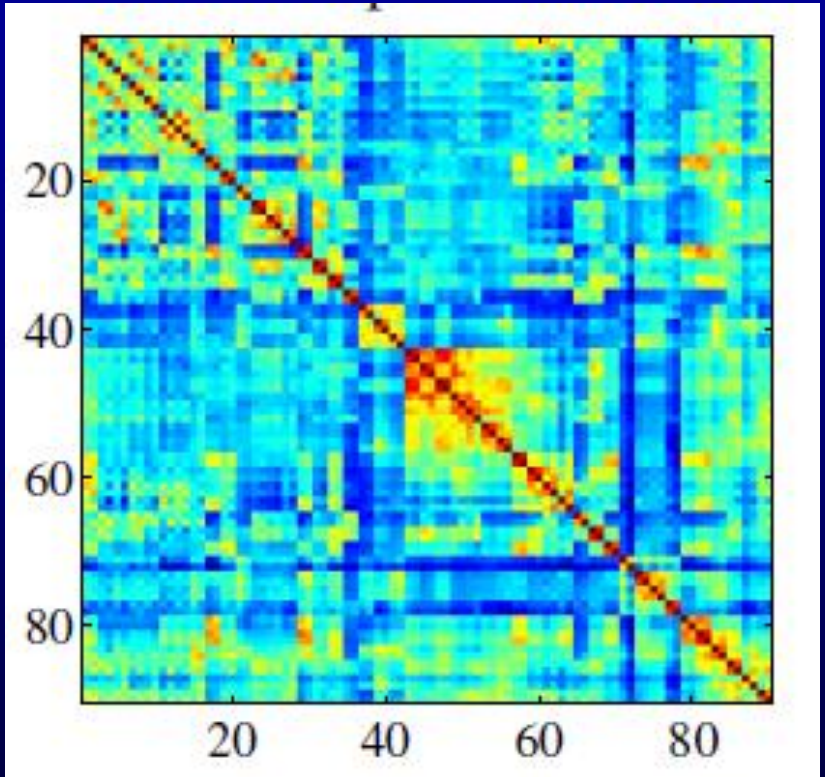
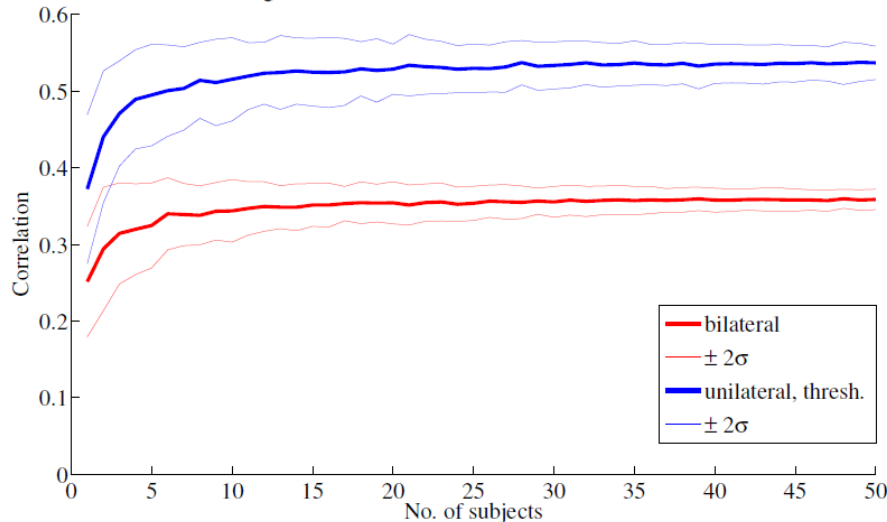
pacienti s RS:  
skupinová analýza  
(9 pacientů)



# Korelace mezi strukturální a funkční konektivitou

## Korelační matice pro 86 anatomických oblastí

Figure 1: Pearson correlation between SC and FC



## Relating structural and functional connectivity for large N: How far can one get with basic methods?



J. Hlinka<sup>1,2</sup> A. Škoch<sup>2,3</sup> F. Děchtěrenko<sup>1,4</sup> D. Řezníček<sup>2</sup> N. Jajcay<sup>1,2</sup>  
I. Ibrahim<sup>3</sup> J. Rydlo<sup>2,3</sup> J. Tintěra<sup>2,3</sup> R. Španiel<sup>2</sup> J. Horáček<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institute of Computer Science, Academy of Sciences of the Czech Republic, Prague, Czech Republic

<sup>2</sup> National Institute of Mental Health, Klecany, Czech Republic

<sup>3</sup> Institute for Clinical and Experimental Medicine, Prague, Czech Republic

<sup>4</sup> Institute of Psychology, The Czech Academy of Sciences, Prague, Czech Republic

This study was supported by the Czech Science Foundation project No. 13-23940S.



# Nové trendy fMRI

## Hybridní technologie

### PET-MRI

FN Plzeň  
FN Brno

### EEG + fMRI

NUDZ  
CEITEC  
Homolka

## Ultra-high field MR

7 Tesla...

?

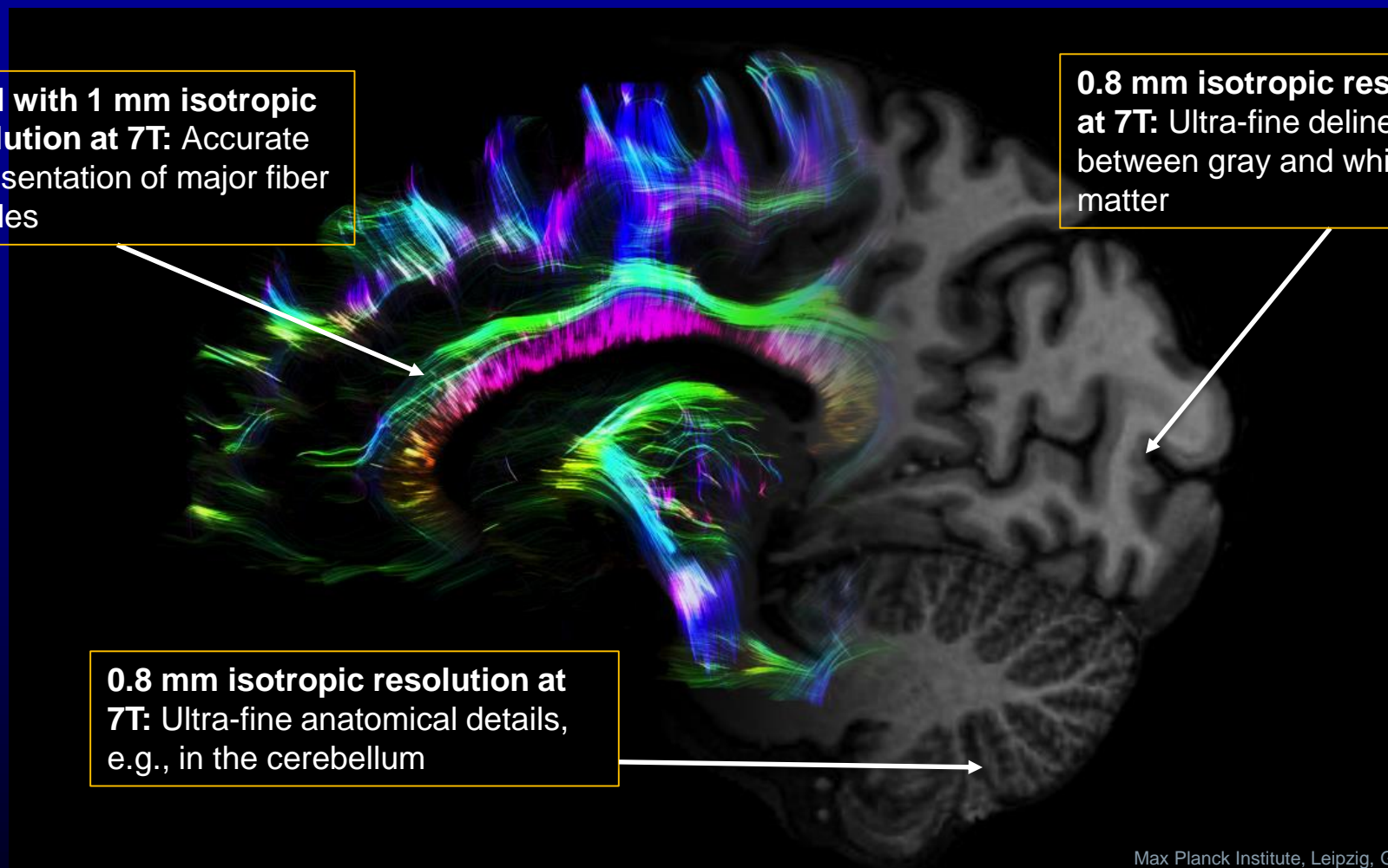
# Ultra-high field 7T: nové možnosti

SIEMENS

**dMRI with 1 mm isotropic resolution at 7T:** Accurate representation of major fiber bundles

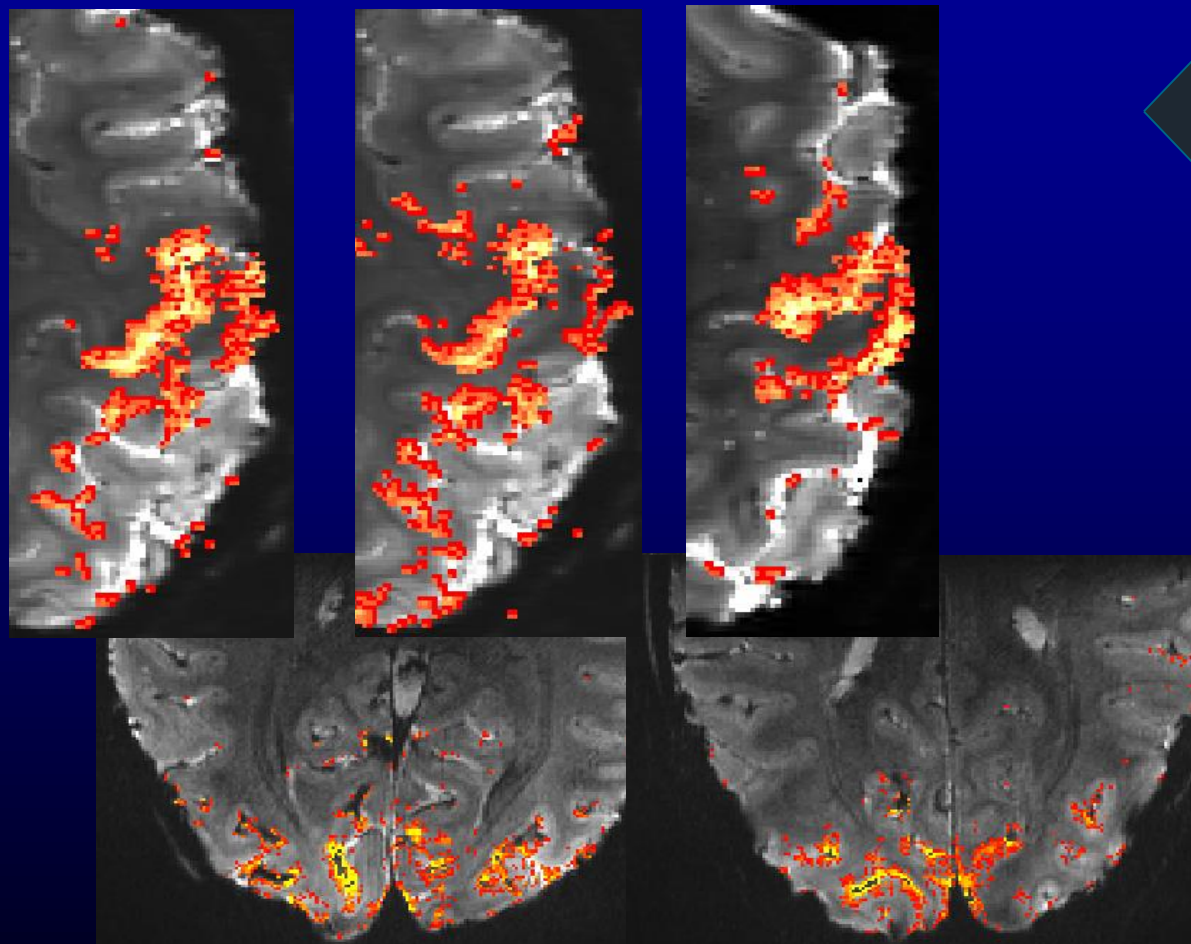
**0.8 mm isotropic resolution at 7T:** Ultra-fine delineation between gray and white matter

**0.8 mm isotropic resolution at 7T:** Ultra-fine anatomical details, e.g., in the cerebellum



Max Planck Institute, Leipzig, Germany

# Sub-milimetrové fMRI na 7T: zvýšení sensitivity i prostorové specificity



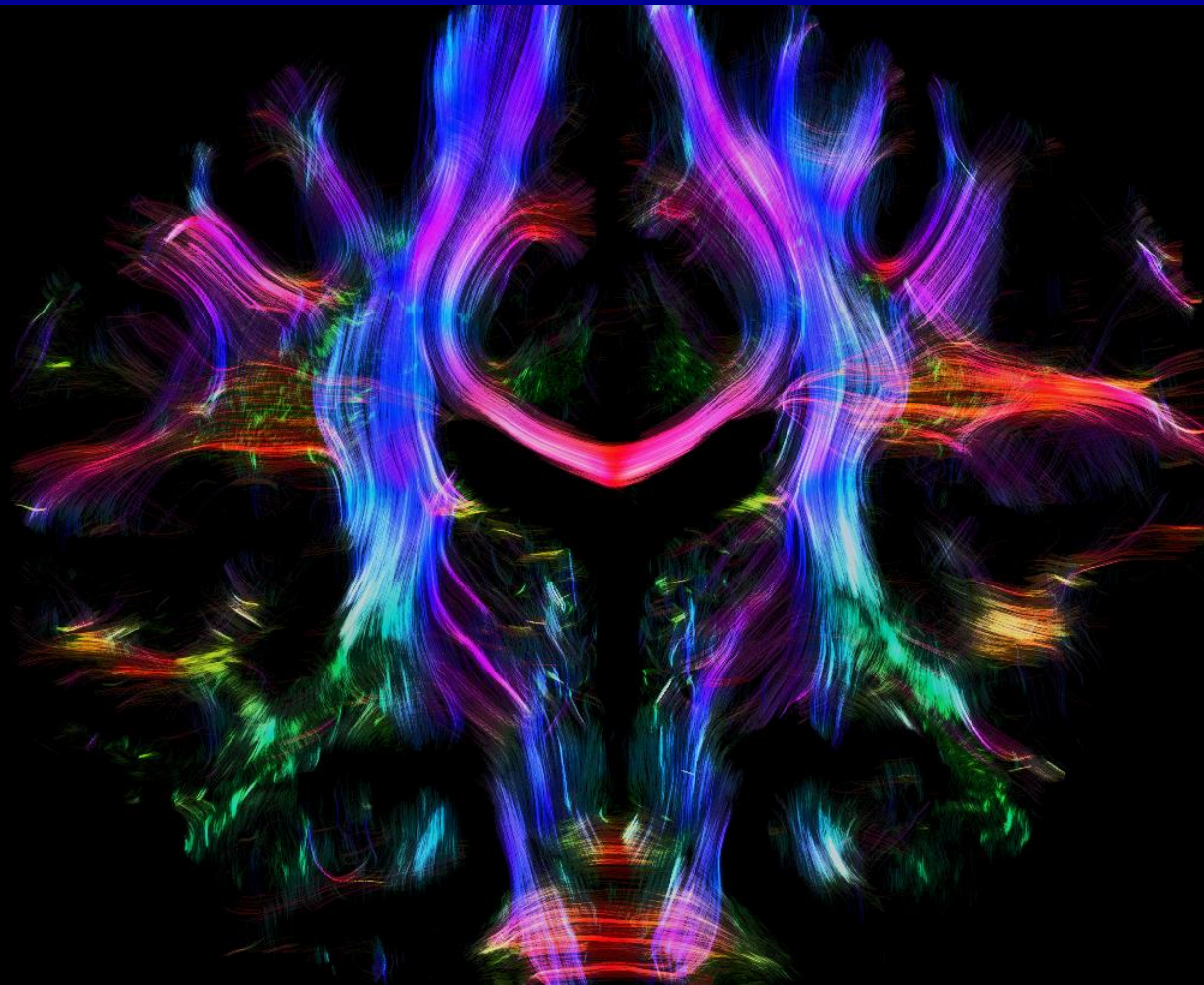
**Submillimeter  
BOLD fMRI  
due to  
increased  
SNR  
and CNR**

- Higher MR signal due to 7T
- Increased BOLD due to shorter T2\*



# DTI na 7T: křížení neuronálních svazků

SIEMENS



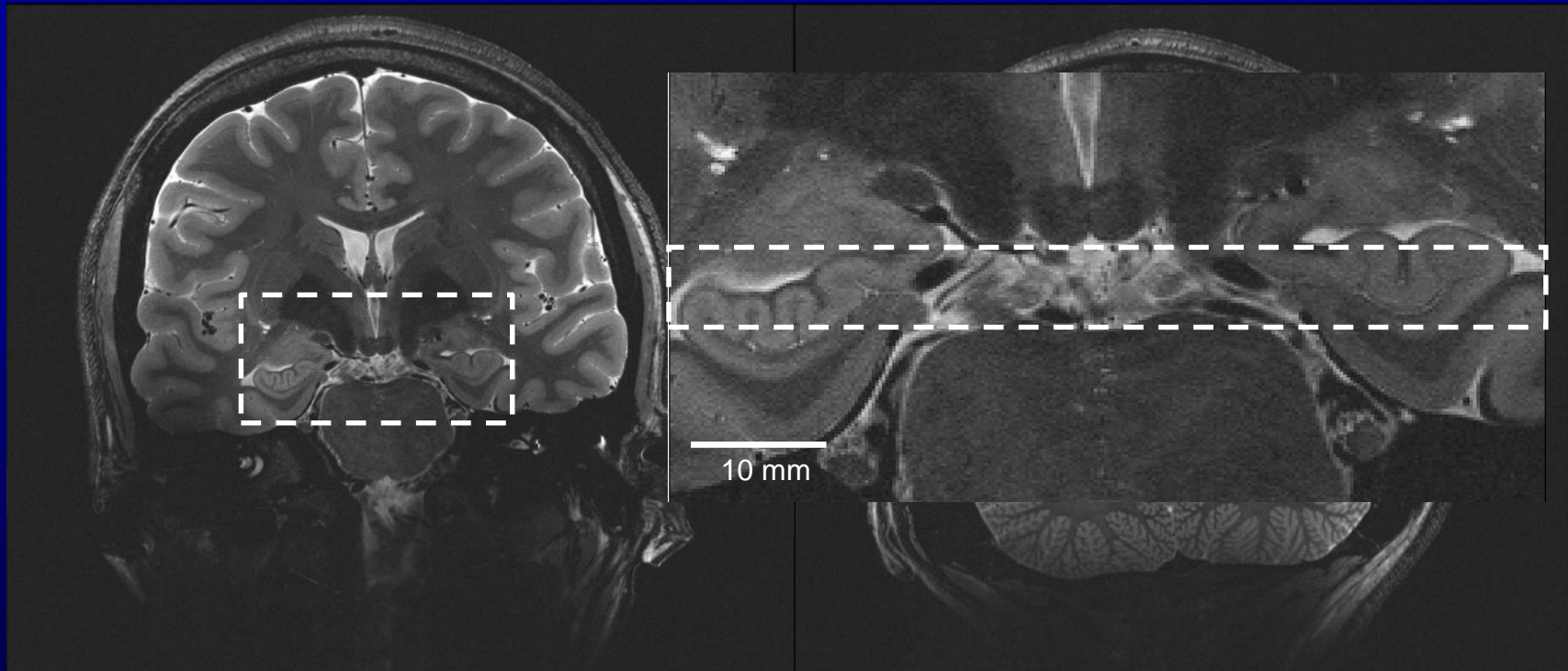
## Resolve crossing fibers in brain-subregions

- Tracks calculated with spherical deconvolution based on diffusion-weighted EPI acquisitions
- 1 mm isotropic resolution covering the whole brain

Max Planck Institute, Leipzig, Germany

# Vysoké rozlišení na 7T: neuro-anatomie hypokampů

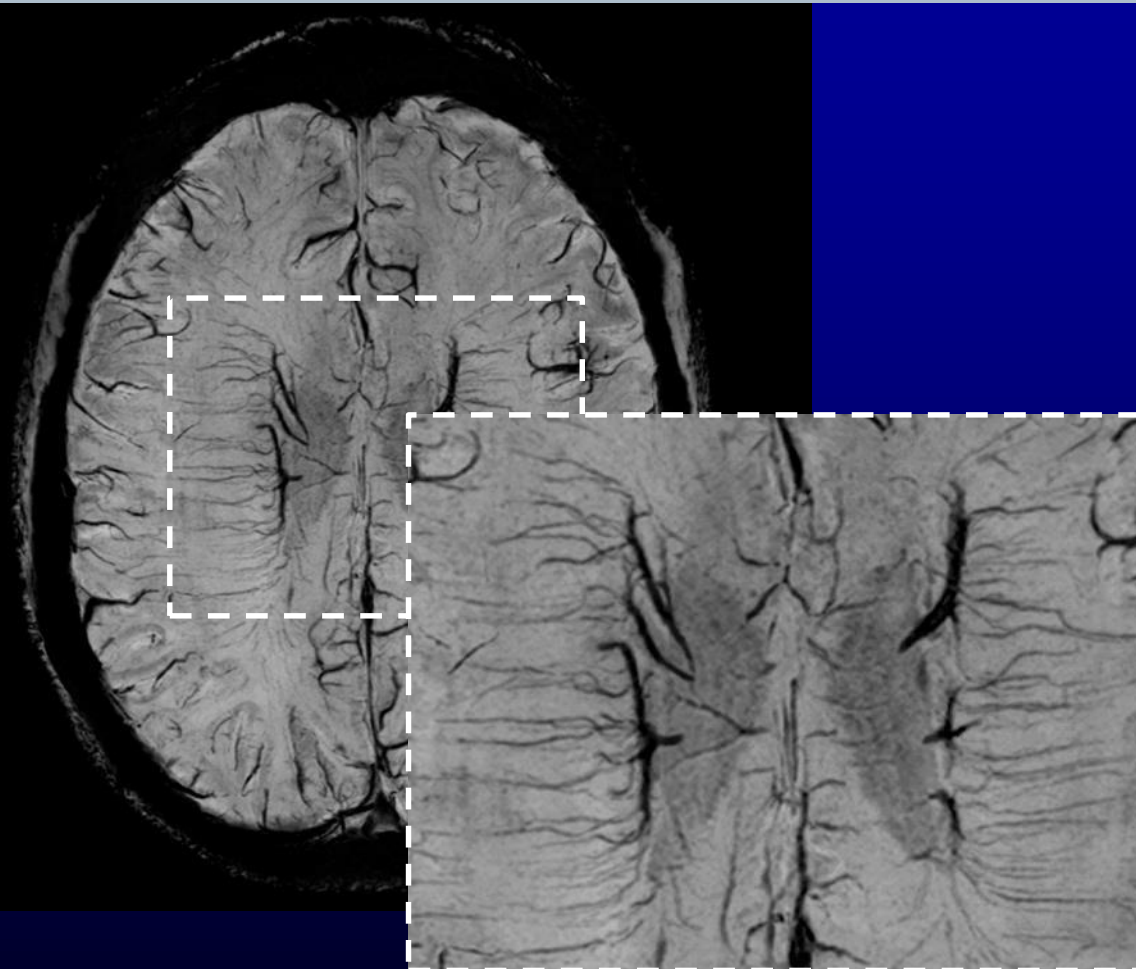
SIEMENS



Maastricht University and Scannexus, Maastricht, The Netherlands

TSE with 3 averages ( $0.25 \times 0.25 \times 1 \text{ mm}^3$ )

# SWI na 7T: zobrazení žil s vysokým rozlišením



Provide details  
with high spatial  
resolution and  
improved tissue  
contrast.

University Hospital, Erlangen, Germany



# Horizont 2020

???

