

Detekce patologické oblasti způsobující fokální kortikální dysplázií


Výstup diplomové práce – ČVUT FBMI
KZM FN Motol

Pavína Pokošová



Fokální kortikální dysplázie

- Vrozená abnormalita vývoje mozku, konkrétně mozkové kůry.
- Cílem chirurgických zákroků je odstranění tzv. epileptogenní zóny a dopřát tak pacientovi plnohodnotný život.
- Po resekci oblasti FCD je evidována 60% úspěšnost při kontrole záchvatů.



Diagnostické zobrazovací metody

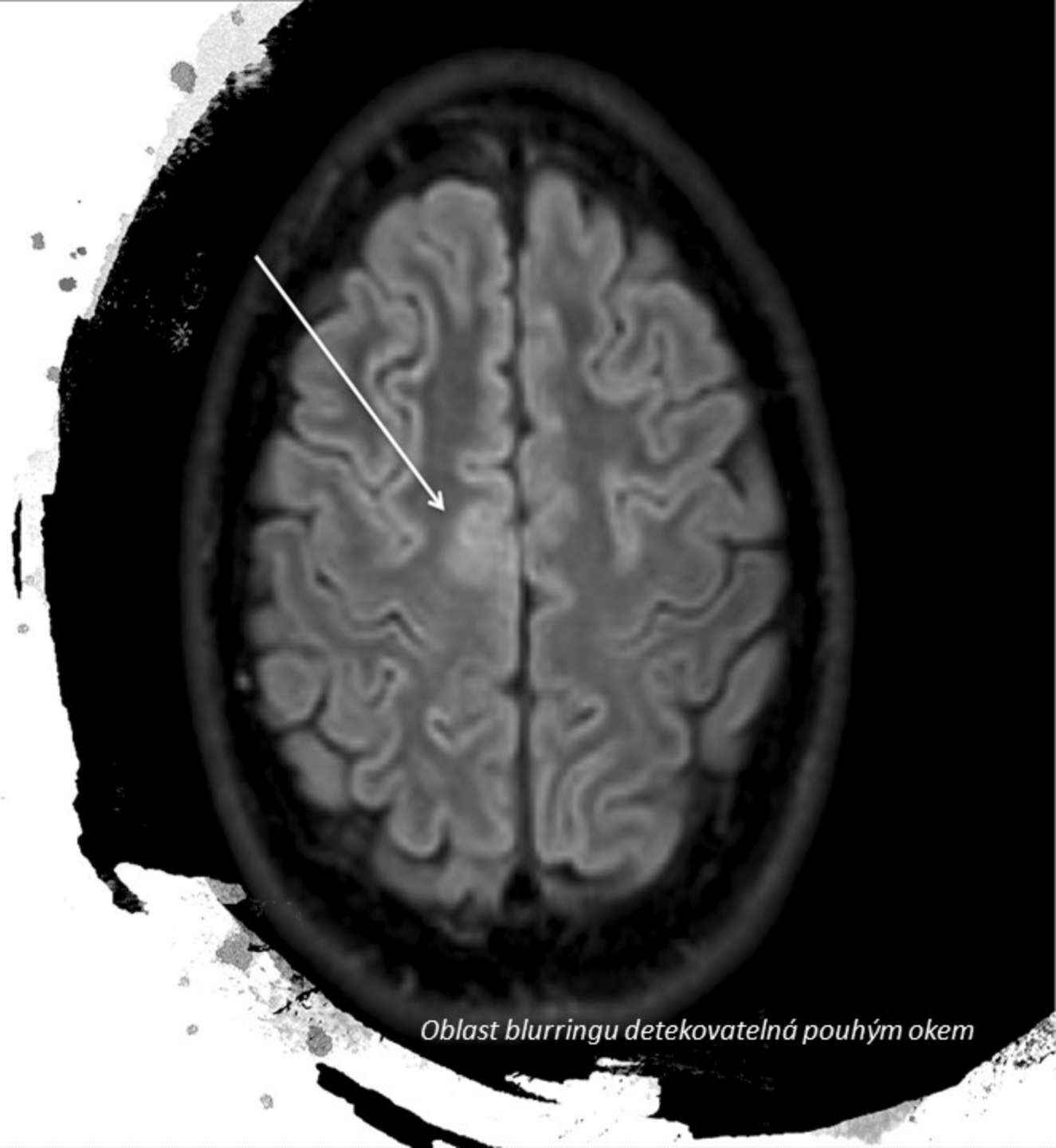
- V současné chvíli neexistuje optimální diagnostická metoda, která by vedla k přesnému nalezení právě epileptogenní zóny.
- MR; CT; PET; SPECT; fMR; traktografie; MR spektroskopie

Parametry pro detekci FCD

- Abnormality detekované z MR snímků.
- Zakřivení mozkové kůry, kortikální tloušťka nebo nečitelná hranice přechodu bílé a šedé hmoty.
- 45 % histologicky potvrzených lézí FCD není zjištěno rutinní vizuální prohlídkou MR, což může být částečně způsobeno anatomickou složitostí kůry.

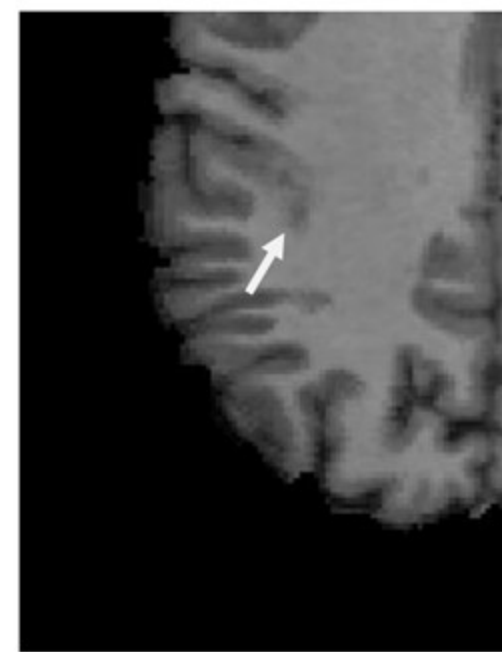
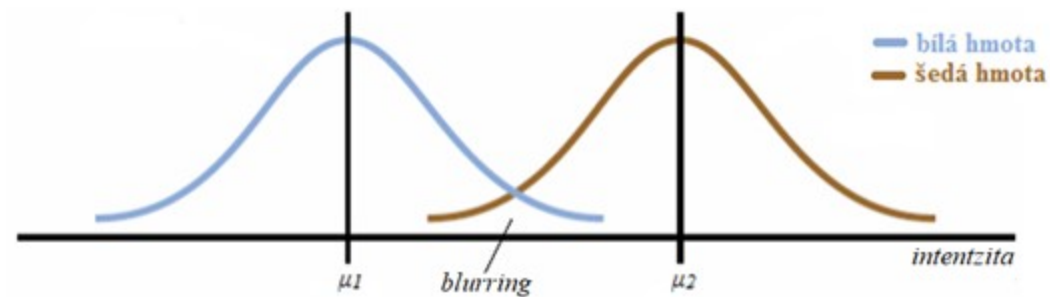
Blurring

- Signálová a strukturální abnormalita přechodu šedé a bílé hmoty.
- Diplomová práce testovala algoritmus, který povedl k přesnému určení oblastí, ve kterých je nejasně odlišená šedá hmota mozku od bílé.



Oblast blurringu detekovatelná pouhým okem

Blurring



Oblast blurringu detekovatelná pouhým okem

Z čeho jsme vycházeli?

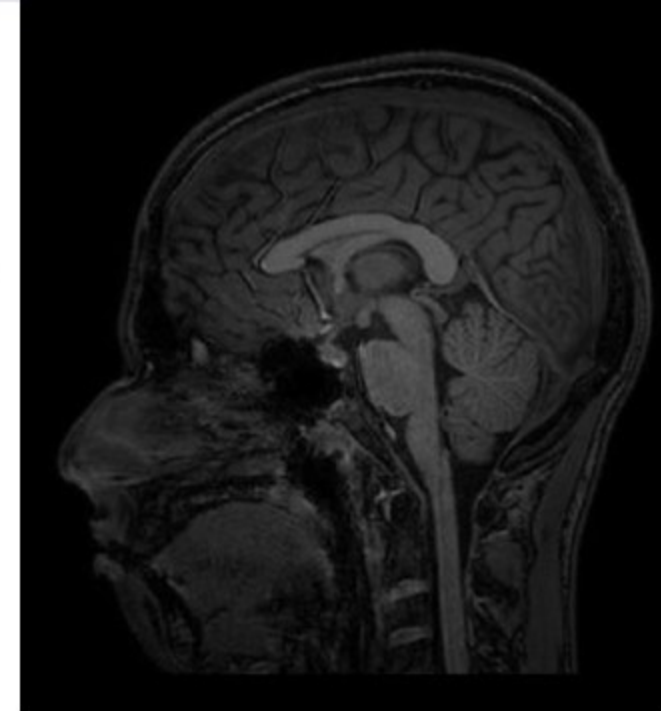
Článek německých vědců – Hans Huppertz

Enhanced visualization of blurred gray–white matter junctions in focal cortical dysplasia by voxel-based 3D MRI analysis

- (1) *Normalization:* The 3D MRI data set of each patient was normalized to the standard brain of the Montreal Neurological Institute (MNI) using a voxel size of $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ and the default parameters for normalization, i.e. optimum 12-parameter affine transformation, followed by non-linear normalization based on $7 \times 8 \times 7$ smooth spatial basis functions (Ashburner and Friston, 2000).
- (2) *Segmentation and intensity correction:* The normalized image was segmented into the gray matter (GM), white matter (WM), and cerebrospinal fluid, and simultaneously corrected for small intensity inhomogeneities (Ashburner and Friston, 2000).
- (3) *Conversion to binary image:* The segmentation algorithm of SPM99 includes the computation of the means and standard deviations of the gray values for each tissue class. These values were used to determine individual upper and lower intensity thresholds for the conversion of the intensity corrected image to a binary image. The thresholds were given by the functions:
$$T_{\text{lower threshold}} = \text{Mean}_{\text{GM}} + \frac{1}{2} \text{S.D.}_{\text{GM}}$$
and
$$T_{\text{upper threshold}} = \text{Mean}_{\text{WM}} - \frac{1}{2} \text{S.D.}_{\text{WM}}$$
with “Mean” and “S.D.” as mean and standard deviation of the gray values in the respective tissue class. Each voxel with a gray value between these thresholds was set to 1 in the resulting binary image, while the other voxels were set to zero. In addition, non-cortical brain regions like basal ganglia, brainstem, and cerebellum were masked out by a predefined mask. The latter is derived from the ‘aal’ image included in the MRICro distribution and provided by Tzourio-Mazoyer et al. (Rorden and Brett, 2000; Tzourio-Mazoyer et al., 2002).
- (4) *Convolution:* The binary image was filtered by performing a three-dimensional convolution with a matrix (convolution kernel) of 5^3 ones. As a result, brain regions where voxels of value 1 are clustered appear bright in the convolved image.
- (5) *Comparison with normal database:* To compensate for variability concerning the thickness of the gray–white matter junction in different brain regions the convolved patient image was compared

1. Normalizace dat
2. Segmentace
3. Prahování
4. Konvoluce
5. Porovnání se zdravými pacienty

Normalizace dat

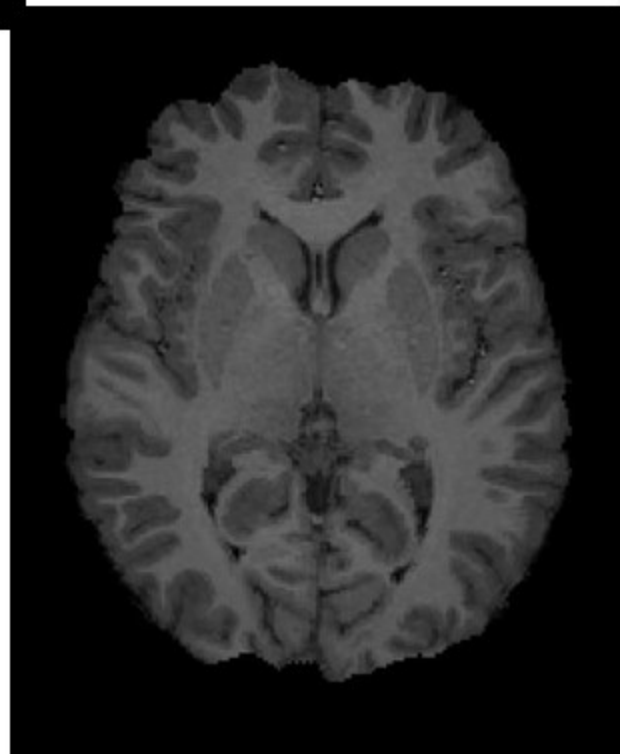


← obdržená surová data

- snímky z JL kliniky Nové Butovice
- 3T MR Philips

- reorientace
- oříznutí
- eliminace nadbytečné mozkové struktury

normalizovaná data →



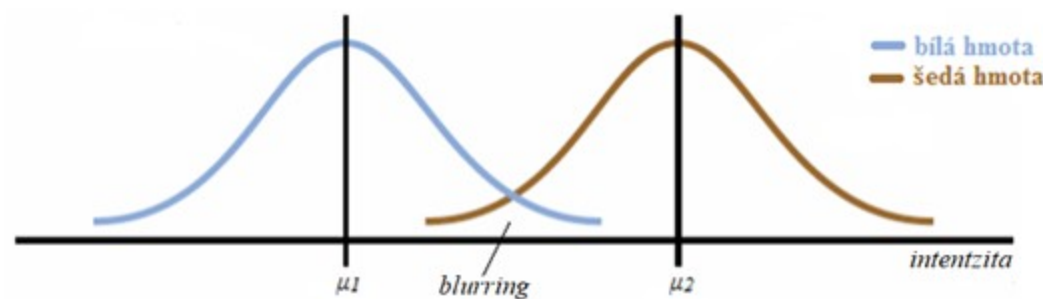
Segmentace

- segmentace probíhala v automatizovaném prostředí FSL, kde jsme získali již binární snímky
- získali jsme tedy tzv. masky šedé a bílé hmoty
- vyprahované snímky s oblastí blurringu jsme obdrželi za pomoci definování horního a spodního prahu, čímž jsme přesně definovali oblast blurringu pro jednotlivé snímky

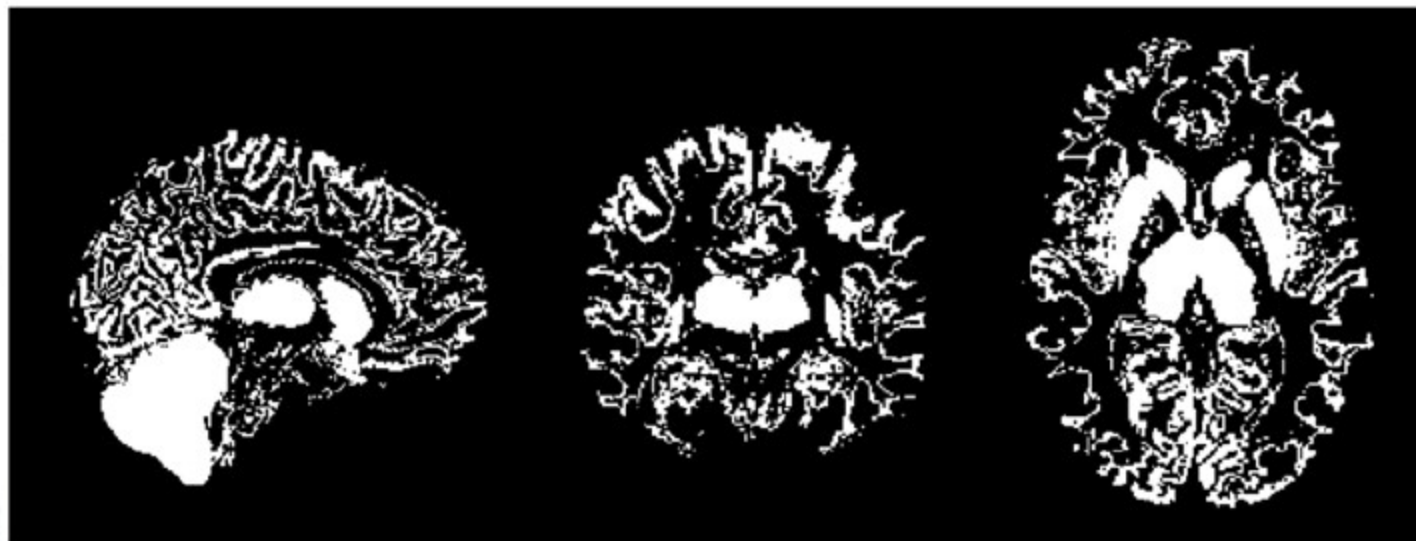


$$T_{lower\ treshold} = \mu_G + \frac{1}{2} \cdot \sigma_G \quad (1)$$

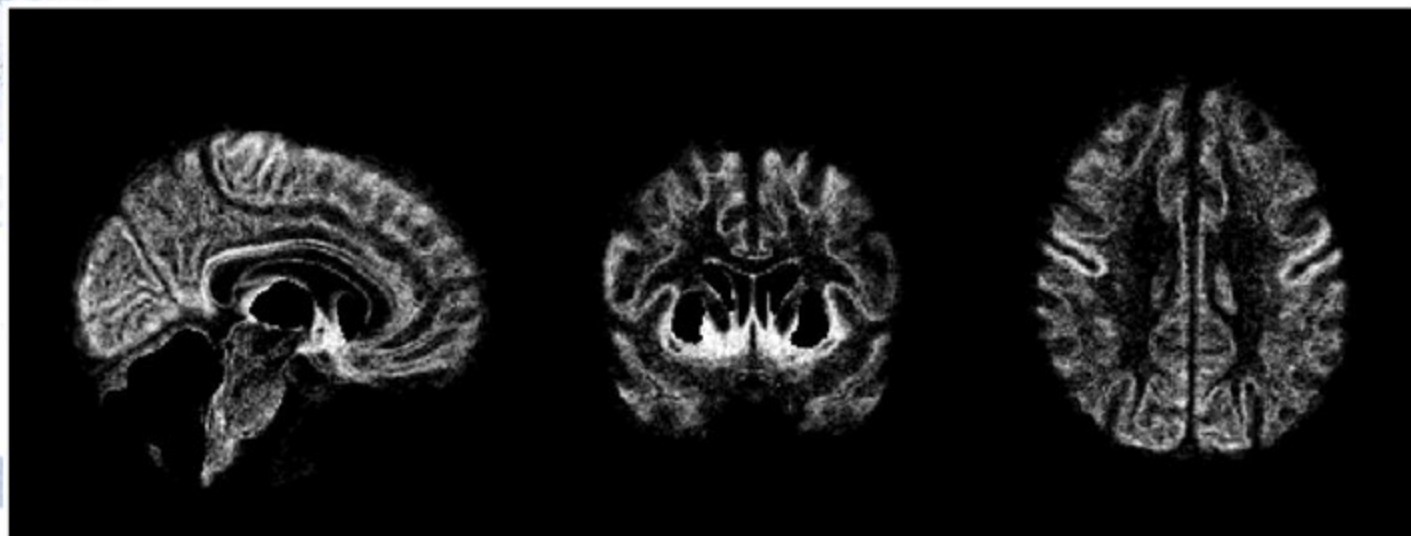
$$T_{upper\ treshold} = \mu_W - \frac{1}{2} \cdot \sigma_W \quad (2)$$



Model blurringu zdravých pacientů



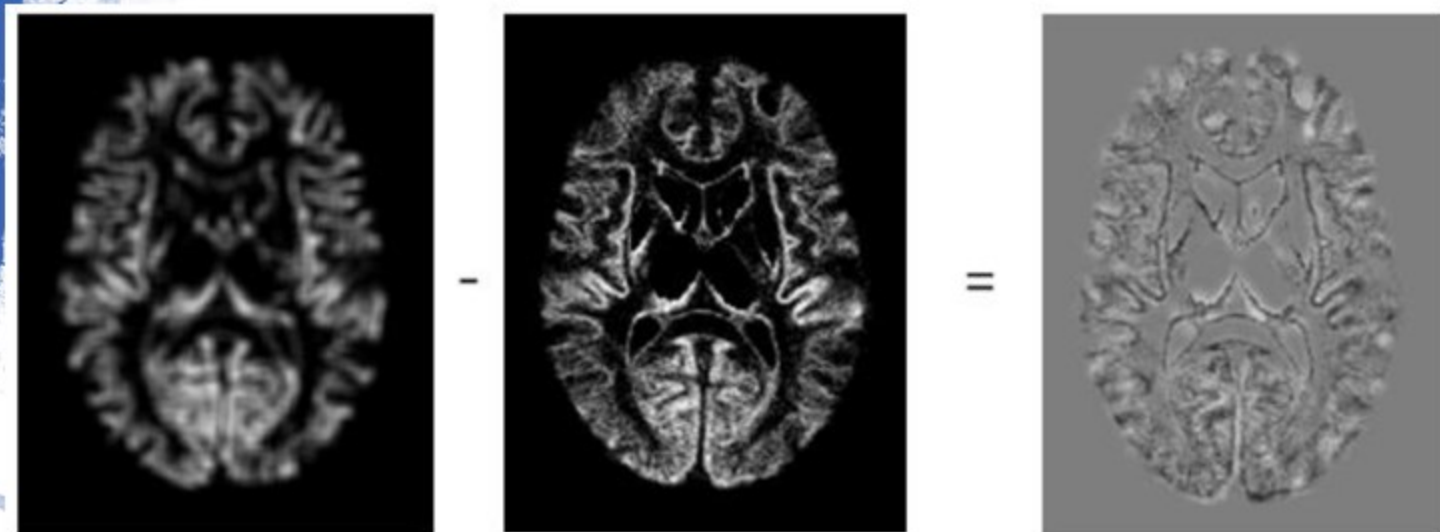
Model blurringu zdravého mozku



Model blurringu z databáze zdravých pacientů po zprůměrování a konvoluci

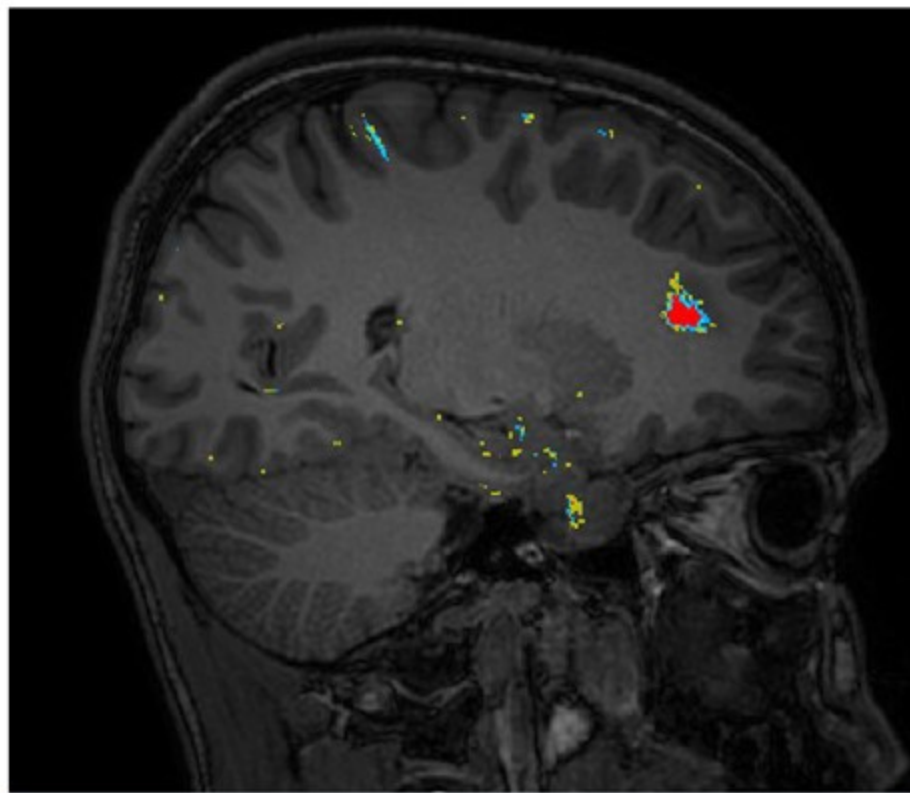
Zisk blurringu patologického pacienta

- Odečtení modelu blurringu zdravých pacientů od patologického pacienta s výsledným vyobrazením patologického blurringu.
- Výsledná oblast patologického blurringu byla prahována.

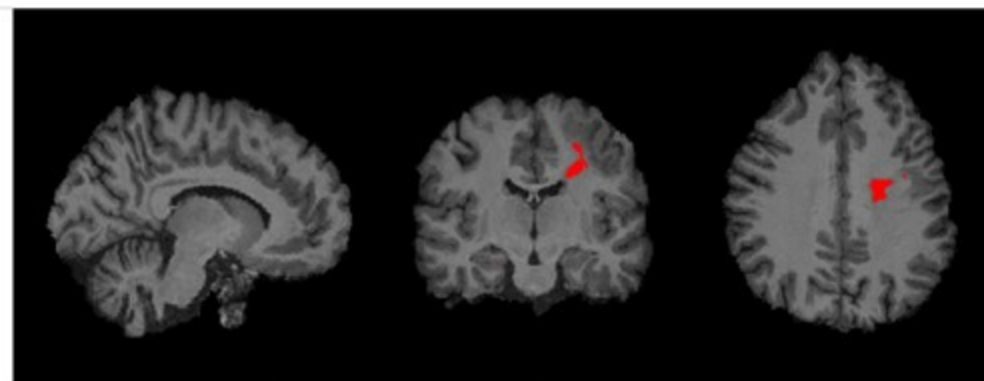


Proces zisku modelu patologického blurringu

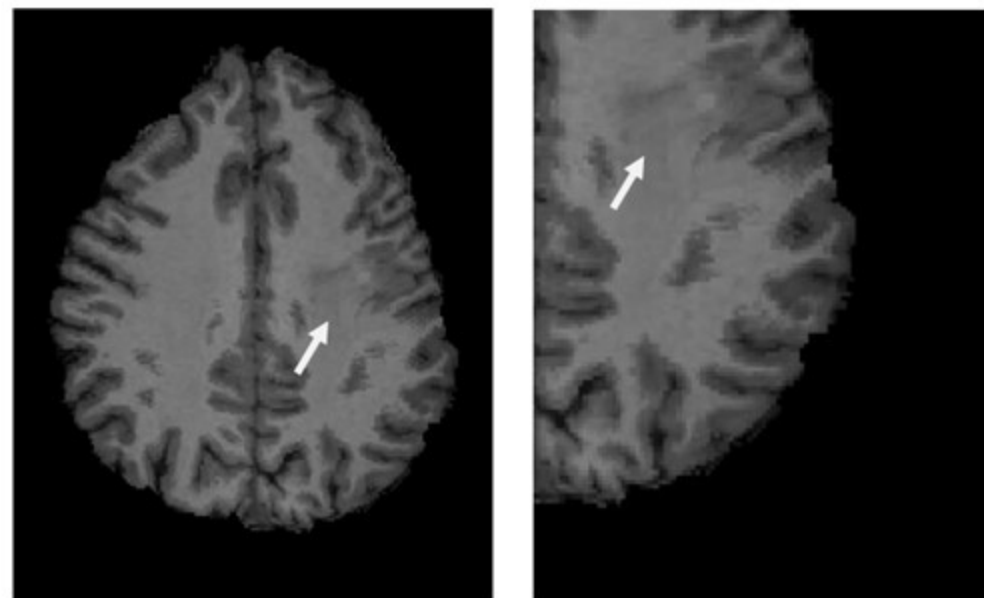
Detekované patologické oblasti blurringu



Obrázek 41: Lokalizace patologického blurringu; žlutě - vyprahovaná oblast patologického blurringu prahem 0.5; modře - vyprahovaná oblast prahem 0.6; červeně - finální lokalizace po erozi prahu 0.5



Obrázek 34: Pacient 4 – lokalizace blurringu vyznačená červeně



Obrázek 35: Oblast blurringu viditelná pouhým okem

Závěr

- Tento výzkum úspěšně nakročil ke zvýšení počtu úspěšných resekcí center FCD na základě přesné lokalizace.
- Metoda zatím nebyla ověřena na velkém množství dat a není tedy známá její senzitivita na drobnější velikosti oblastí blurringu.
- V kombinaci s ostatními parametry (šířka kortexu; zakřivení kortexu) pro detekci FCD zvýšíme přesnost lokalizace.
- Nutnost kvalitních snímků z 3T MR.