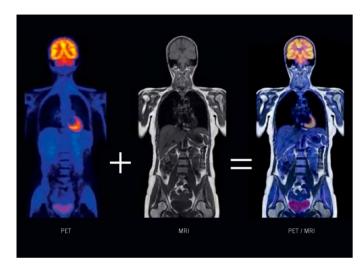
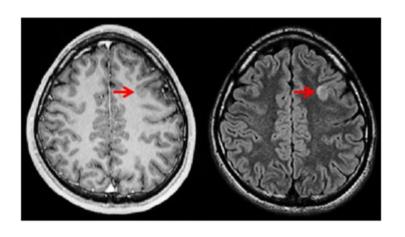
Grunnleggende Bildebehandling

Forelesninger for RAD230 Ivan I. Maximov



Flere modaliteter, fx, MRI og PET. Vi må se det samme anatomiske regioner på begge modaliteter.



Flere modaliteter men for det samme teknikken (MRI). Vi må se det samme anatomiske regioner for mest voxel.

Enkelt eksampel: hvordan kan vi ha bedre SNR etter flere målinger?

Vi har 4 målinger for T₂ kontrast og noen problemer med eddy currents artefakter.

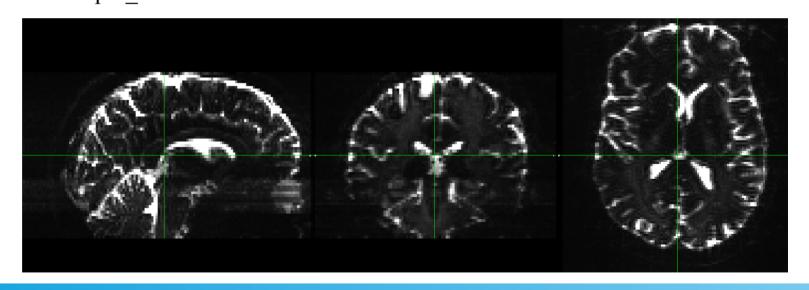
Steg 1: vi vil vite info om nifti fil med

fslinfo T2.nii.gz

data_type	INT16
dim1	110
dim2	134
dim3	60
dim4	4
datatype	4
pixdim1	1.597015
pixdim2	1.597015
pixdim3	2.000000
pixdim4	8.630000
cal max	0.000000
cal min	0.000000
file_type	NIFTI-1+

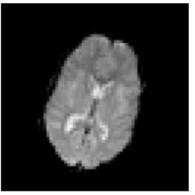
Det enkelte eksampel for å registrere vi brukte: eddy_correct

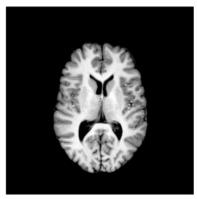
Forbedre SNR: fslmaths input_bilde -Tmean output_bilde



Før jobber vi med registrering, vi skal sjekke flere viktige begreper om bilder, transformasjon og pågående matematikk.

- 1. Rom (space). Hvert bilde er i det eget rommet. Man kan tenke på dette som oppløsningen eller se på *fslinfo*
- 2. Transformasjon og matematikk. Det er noen regler hvilke gir oss en mulighet å gå mellom forskjellige rom (oppløsninger) frem og tilbake.

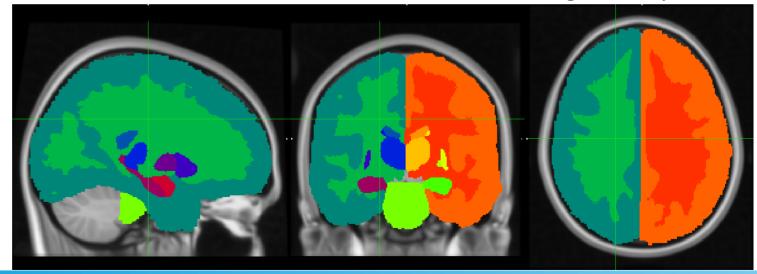




Man kan bruke rommet kjent som STANDARD rommet. Det er veldig nyttig fordi der kan man definere mange ting og bli sikkert at alle mennesker har det samme regioner.

Det hetter også ATLAS.

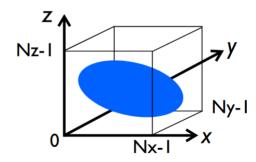
Harvard-Oxford probability atlas



Transformasjon

Her kommer vi tilbake til matriser og lineær algebra. Tenk på transformasjoonen som 3D MATRISE. Da skal vi finne noen matrise som jobber for oss på definert måtet.

Hver voxel på bildet har noen koordinater. Det kan være som matrise størrelse eller noen spesielle koordinater.



Transformasjon er lov hvordan kommer vi fra gamle koordinater til nye

Nye
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} & e_{14} \\ e_{21} & e_{22} & e_{23} & e_{24} \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} & e_{34} \\ e_{41} & e_{42} & e_{43} & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}.$$
Lov

Transformasjon for 2D tilfellet

Koordinater

x-translation:
$$x' = x + p$$

 $y' = y$
y-translation: $x' = x$
 $y' = y + q$
Rotation: $x' = x * \cos(\theta) + y * \sin(\theta)$
 $y' = -x * \sin(\theta) + y * \cos(\theta)$,

Matriser

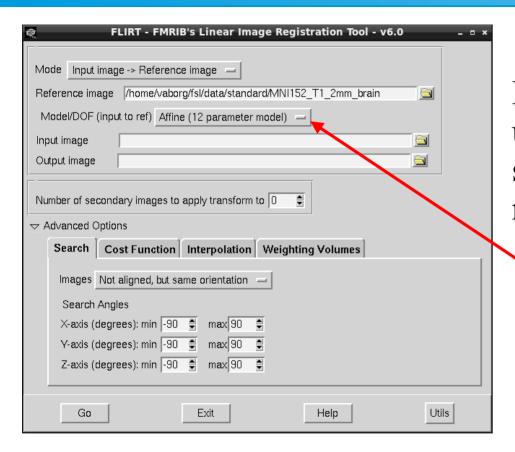
6 DOF – 6 degree of freedom eller rigid transformation Rotasjon og Translasjon

$$\begin{bmatrix} \mathbf{X}_{scaled} \\ \mathbf{Y}_{scaled} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{Scale}_{x} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{Scale}_{y} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{X} \\ \mathbf{Y} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix}$$

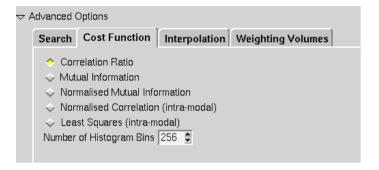
$$\begin{bmatrix} \mathbf{X}_{translated} \\ \mathbf{Y}_{translated} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{1} & \mathbf{0} & \mathbf{D}_{x} \\ \mathbf{0} & \mathbf{1} & \mathbf{D}_{y} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{X} \\ \mathbf{Y} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{X}_{translated} \\ \mathbf{Y}_{translated} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{cos}(\theta) & -\mathbf{sin}(\theta) & \mathbf{0} \\ \mathbf{sin}(\theta) & \mathbf{cos}(\theta) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{X} \\ \mathbf{Y} \\ \mathbf{1} \end{bmatrix}$$

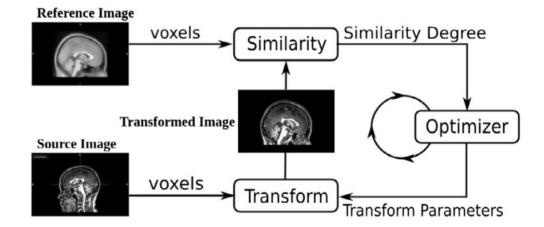
12 DOF – 12 degree of freedom dette er AFFINE transformasjon



FLIRT – lineær transformasjon utiliti fra FSL. Dere kan velge hva slags DOF kan dere bruke for bilde registrering.



Vi skal bruke et mål av godhet: er registrering god nok?



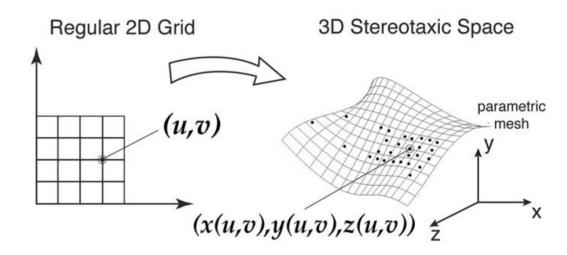
Least Squares	Same modality (exact sequence parameters)
Normalised Correlation	Same modality (can change brightness & contrast)
Correlation Ratio	Any MR modalities
Mutual Information	Any modalities (including CT, PET, etc.)
Normalised Mutual Info.	Any modalities (including CT, PET, etc.)
BBR	Within-subject EPI to structural (see later)

Non-lineær registrering. Vi skal beskrive transformation som en løsning av spesielle differensial ligniger.

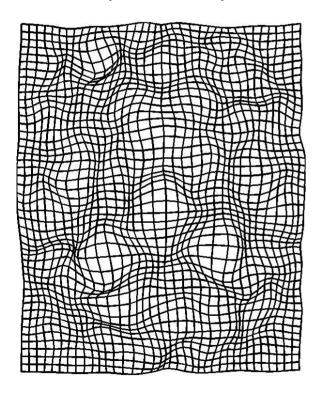
$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} d_x(x, y, z) \\ d_y(x, y, z) \\ d_z(x, y, z) \\ 0 \end{bmatrix}$$

Warp field

PARAMETRIC MESH CONSTRUCTION

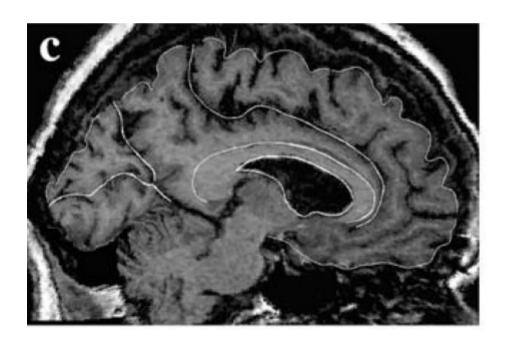


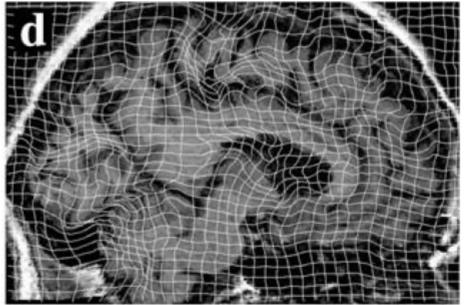
Eksampel for warp felt



```
irt --ref=<some template> --in=<some image>
nirt --ref=<some template> --in=<some image> --infwhm=8,4,2 --subsamp=4,2,1 --warpres=8,8,8
ompulsory arguments (You MUST set one or more of):
                     name of reference image
                     name of input image
ptional arguments (You may optionally specify one or more of):
                      name of file containing affine transform
                      name of file containing initial non-linear warps
                     name of file/files containing initial intensity mapping
                      name of output file with field coefficients
                     name of output image
                      name of output file with field
                     name of file for writing out the Jacobian of the field (for diagnostic or VBM purposes)
                      name of file for writing out intensity modulated --ref (for diagnostic purposes)
                     name of files for writing information pertaining to intensity mapping
                      Name of log-file
                      Name of config file specifying command line arguments
                     name of file with mask in reference space
                      name of file with mask in input image space
       --applyrefmask Use specified refmask if set, default 1 (true)
       --applyinmask Use specified inmask if set, default 1 (true)
                      If =1, use implicit masking based on value in --ref image. Default =1
                      If =1, use implicit masking based on value in --in image. Default =1
                     Value to mask out in --ref image. Default =0.0
                      Value to mask out in --in image. Default =0.0
                      non-linear minimisation method [lm | scq] (Levenberg-Marguardt or Scaled Conjugate Gradient)
                      Max # of non-linear iterations, default 5,5,5,5
                      sub-sampling scheme, default 4,2,1,1
                      (approximate) resolution (in mm) of warp basis in x-, y- and z-direction, default 10,10,10
      --infwhm
                      FWHM (in mm) of gaussian smoothing kernel for input volume, default 6.4.2.2
                      FWHM (in mm) of gaussian smoothing kernel for ref volume, default 4,2,0,0
                      Model for regularisation of warp-field [membrane energy bending energy], default bending energy
                      Weight of regularisation, default depending on --ssglambda and --regmod switches. See user documentation.
                     If set (=1), lambda is weighted by current ssq, default 1
                      Allowed range of Jacobian determinants, default 0.01,100.0
                      If =1, ref image is used to calculate derivatives. Default =0
                      Model for intensity-mapping [none global linear global non linear local linear global non linear with bias local non linear]
                      Order of polynomial for mapping intensities, default 5
                      Resolution (in mm) of bias-field modelling local intensities, default 50,50,50
                     Weight of regularisation for bias-field, default 10000
                      Estimate intensity-mapping if set, default 1 (true)
                      Precision for representing Hessian, double or float. Default double
                      Image interpolation model, linear or spline, Default linear
                     Print diagnostic information while running
                      display help info
```

Eksempel for warping felt og hjernen transformasjon etter fnirt.





Oppgave 2: å vurdere en kvalitet for registrering mellom bildet fra Oppgave 1 og 2 med FLIRT utiliti. Bruk alle cost funksjoner. Før dere kan bruke T₂ bilder, sjekk det med *fslinfo* og forbedre med *fslmaths*.

Oppsummer resultater og si når kan man få den beste kvaliteten for registrering.