

Diffúziós-tensoros MR vizsgálatok felhasználási lehetőségei

Diffúziós-tensoros MR vizsgálatok felhasználási lehetőségei

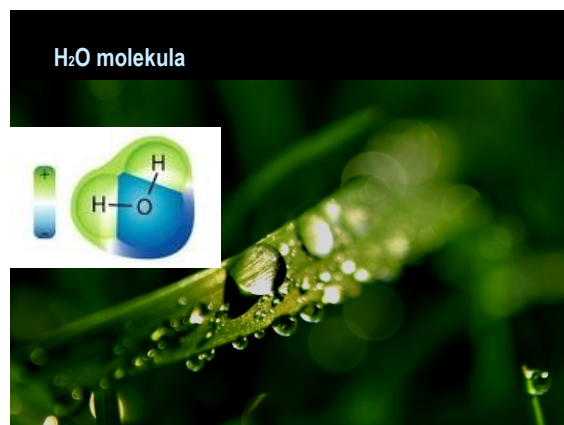
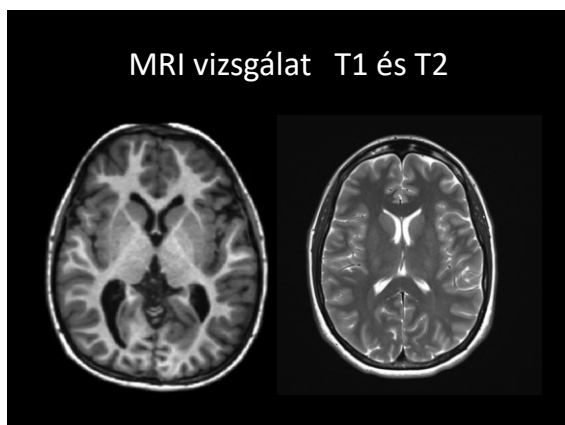
A kurzus célja az agyi Diffúziós tensoros MR vizsgálat technikájának áttekintése, a pályavizsgálatok módszereinek és lehetőségeinek, korlátainak bemutatása, a felhasználás lehetőségeinek ismertetése.

1. Az elv bemutatása, MR vizsgálati technika, hardver környezet áttekintése
2. Pályavizsgálatok (traktográfia) típusainak bemutatása
3. Szoftveres lehetőségek ismertetése
4. Anatómiai relációk, konnektivitások
5. Fehérállományi eltérések, tumoros elváltozások
6. A pályavizsgálatok funkcionális idegsebészeti vonatkozásai

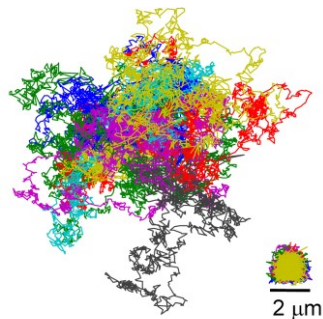
1. Pályavizsgálatok elvének bemutatása, MR vizsgálati technika, hardver környezet

Dr. Valálik István

Dr. Valálik István PhD, c. egyetemi docens
Idegsebész főorvos



Borwn-féle mozgás



Izotrópia - anizotrópia

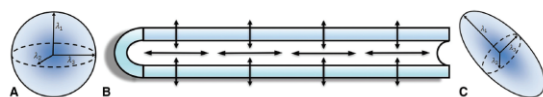


Fig 1. Isotropic versus anisotropic diffusion. A, Figure depicts a condition in which the likelihood of diffusion is equal in all directions (isotropic). B, Figure depicts that water is more likely to diffuse along the long axis of the axon (long arrows) rather than across its walls in the short axis (short arrows). C, Figure depicts a condition wherein the water is more likely to diffuse in one direction along A₁ (anisotropic; long arrow).

DWI képkalkotás

A felnőtt szervezet tömegének 65-70%-át víz adja ennek körülbelül 63%-a intracelluláris, 37%-a extracelluláris

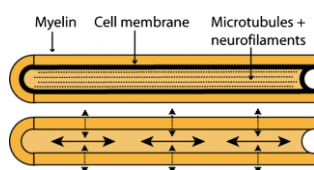
A diffúzió-súlyozott MR képkalkotás (diffusion-weighted imaging, DWI) célja, hogy a szervezetben a vízdifúziót képileg és kvantitatív módon jellemezze.

A képi kontrasztot a szövetekben és sejtekben található vízmolekulák mikroszkopikus elmozdulásai, így következményesen a spinek saját diffúziója jelentik.

A vízmolekulák e tulajdonságának vizsgálata MR képkalkotással lehetséges.

Az MR kísérletek során kapott echo nagysága a vízmolekulák diffúziójára érzékeny tehető, ehhez a gerjesztő szekvencia módosítása szükséges.

Axon modell



DWI és DTI mérföldkövek

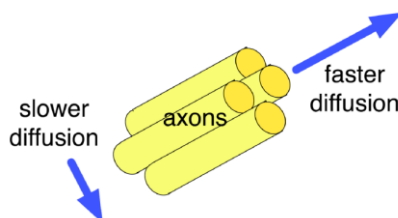
1965 – Stejskal és Tanner leírják a víz saját diffúziójának mérését lehetővé tevő szekvenciát és bevezetik a b-faktor fogalmát (diffúzió súlyozás nagysága)

1986 – Le Bihan és mtsai leírják a diffúzió-súlyozott képkalkotó szekvenciát és annak biológiai hátterét

1990 – Moseley: a fehérállomány diffúziója anizotrop, 1

1996 – Basser és Pierpaoli javasolják a matematikai tenzorok alkalmazását a szövetek diffúziós anizotrópiájának jellemzésére (DTI)

1999-2002: Conturo, Mori, Westin és több más kutató: diffúziós tenzor traktográfia



DWI MR képkalkotás

180 fokos impulzus előtt és után szimmetrikusan egy-egy mágneses gradienst kapcsolunk ki és be (defókuszáló és refókuszáló gradiensek).

Az elmozduló spinek a refókuszáló gradiens után eltérő fázisban maradnak (fázis diszperzió), a kapott echo amplitúdója csökken, arányosan a spinek diffúziójának nagyságával.

DWI során készítenek diffúzió-súlyozás nélküli felvételt (B0 kép, T2-súlyozás), és **legalább 3 irányból**, diffúzió-súlyozott képet.

Ezek átlagát egyszerűen DWI képnek, trace-súlyozott DWI képnek, vagy izotrópikus DWI képnek nevezzük. A paraméterek alapján **látszólagos diffúziós együttható** (apparent diffusion coefficient, **ADC**) számolható.

Le Bihan és mtsai., 1986

DTI képkalkotás

A DTI szövetek anizotrop diffúziójának megjelenítésén és annak jellemzésén alapul.

A DWI-től annyiban tér el a vizsgálat, hogy a diffúzió-súlyozó gradienseket a tér 6-256 irányában alkalmazzuk (Multiple Pulse Gradients-MPG),

lényege az egy voxelben zajló diffúzió nagysága a tér egyes irányában, és mennyire **anizotrop**

Ennek az alapja a tenzor-modell, -- fő diffúziós irány meghatározása az átlagos látszólagos diffúziós együttható (ADC), tenzor, mint matematikai objektum másodlagos elemei: legfontosabb a frakcionális anizotrópia (FA).

Az FA képeken a voxelék értéke 0, hogyha a diffúzió teljesen izotrop, az érték 1,

fehérállomány FA értéke magas, 0.5 vagy a feletti, a szürkeállományé pedig ennél alacsonyabb (0.2-0.3).

Color map - színekkel vagy vektorokkal jelöljük a voxelben megfigyelt diffúzió fő irányát.

Egységvektorok

$$\mathcal{D} = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix} \quad \Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$$

Fig 2. Diffusion tensor matrix. **A**, Image depicts the standard 3 × 3 diffusion tensor matrix and the 6 unique directions that are contained in this 9-component matrix; it is for this reason that a minimum of 6 directions must be acquired to generate a DTI image. **B**, Image depicts the matrix that results after diagonalization, which yields 3 eigenvalues ($\lambda_1, \lambda_2,$ and λ_3).

The principal eigenvector of the best-fit single tensor was derived from the raw DW signal data according to Basser et al. (1994).

Frakcionális anizotrópia (FA)

$$FA = \frac{\sqrt{3} \sqrt{(\lambda_1 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_2 - \bar{\lambda})^2 + (\lambda_3 - \bar{\lambda})^2}}{\sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

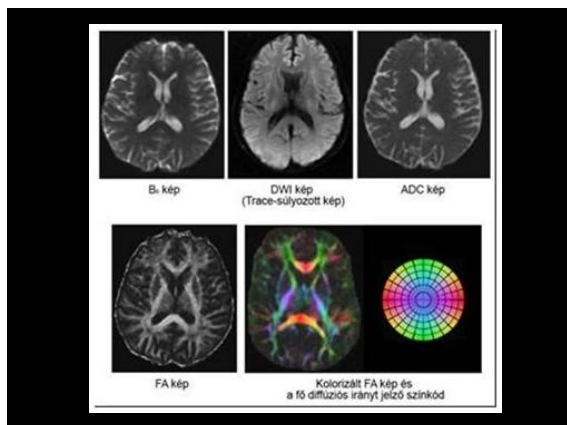
where $\bar{\lambda} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$

Fig 3. FA calculation. Generation of an FA value can be performed with the knowledge of all 3 eigenvalues ($\lambda_1, \lambda_2,$ and λ_3).

Table 1: White matter fiber orientation and corresponding color representation

Left-right	Red
Superior-inferior	Blue
Anterior-posterior	Green

Pierpaoli and Basser, 1996



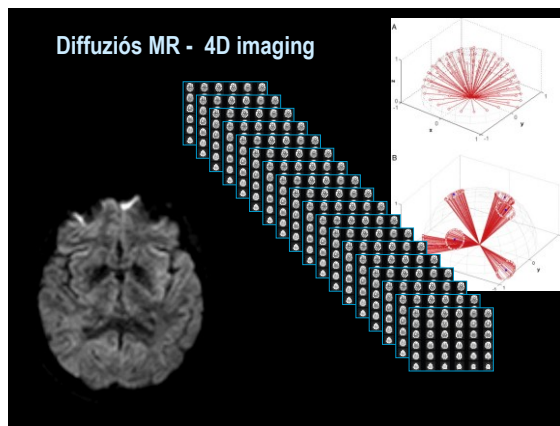
Vizsgálati MR beállítások

1,5-3T Tesla szkennel
 B-value : 800-1200 ---3000
 230-mm field of view (FOV)
 2-mm szeletvastagság
 116 x116 mátrix
 voxel méret 2x 2 x 2 mm;
 Irányok (gradiensek száma 6- 256 (64 irány kivitelezhető a mindennapokban)
 Acquisitio ideje 10-11 perc

DTI postprocessing és tractográfia - speciális hardver és szoftver igény

MR technika és utómunkálatok

- MR Szoftver igény
- Személyzet
- Idő
- Adat export
- Postprocessing
- Feldolgozó szoftver
- Kérdés feltevés
- Grafikus megjelenítés
- Adatok megjelenítése, statisztikák
- Determinisztikus
- CSD
- Probabilisztikus pályavizsgálat
- Trackt density imaging

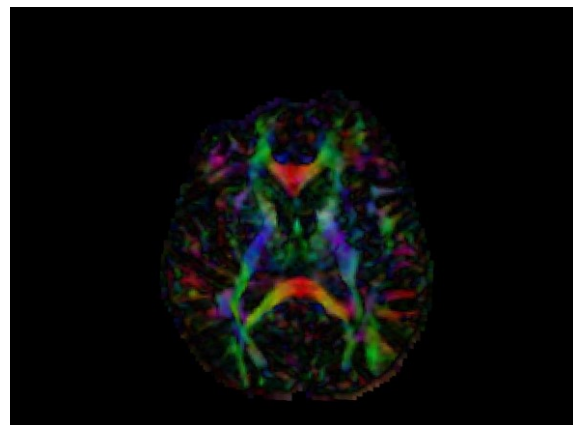
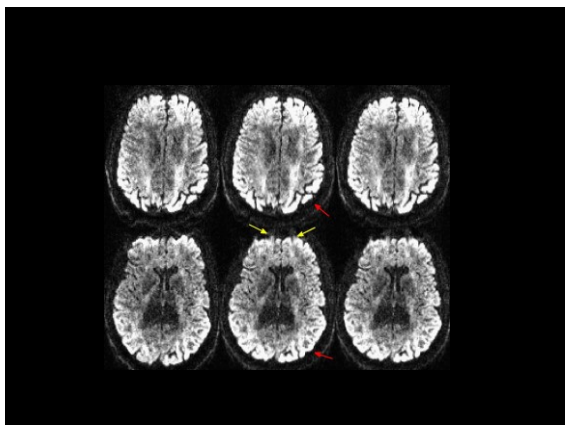
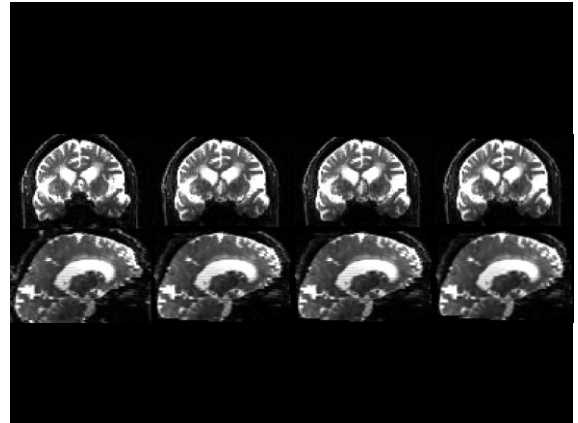
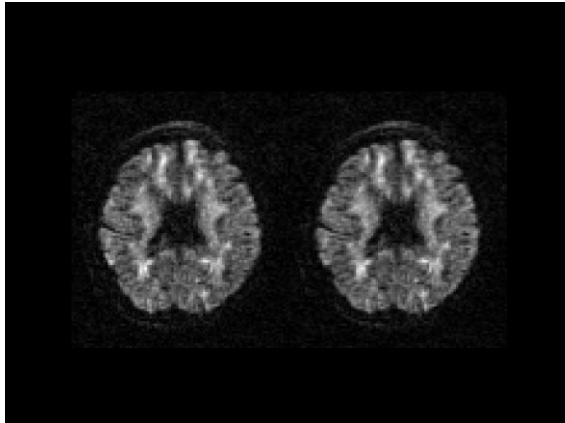


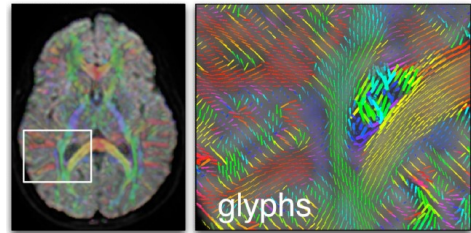
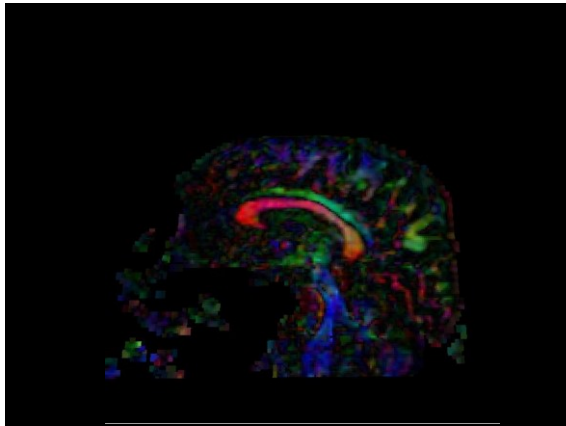
Gradiens vektorok a térben



Jellegzetes képi műtermékek DWI és DTI vizsgálatok során

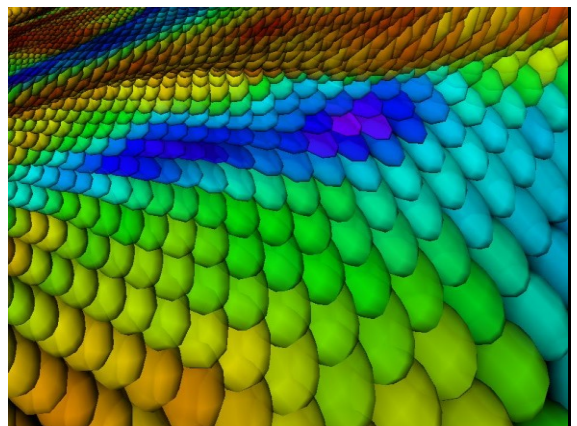
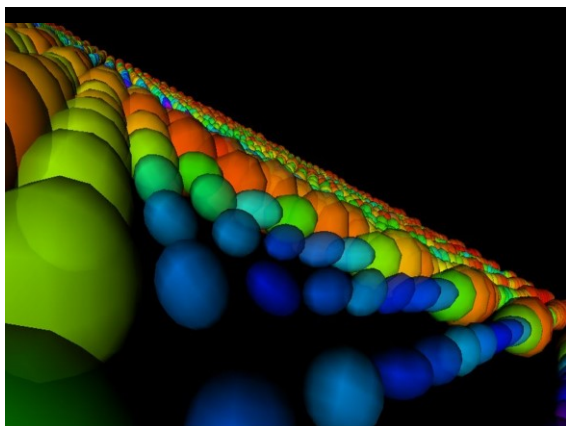
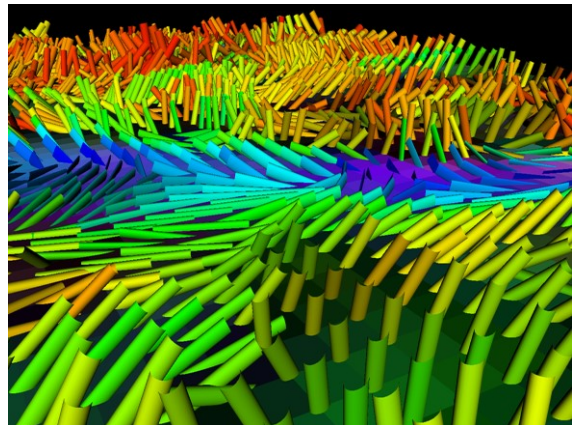
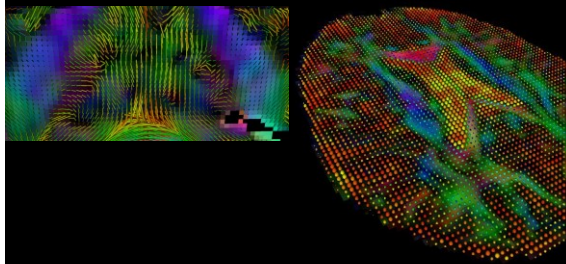
- az EPI szekvenca geometriailag nem pontos képet hoz létre
- mivel a teret általában egyetlen excitáció után képezzük le, ez idő alatt történt elmozdulás jelentős torzulást okozhat
- az alkalmazott EPI szekvenca a mágneses szuszeptibilitás lokális különbségeire érzékeny, tehát olyan szövetek találkozásánál, ahol a szuszeptibilitás jelentősen eltér: orr- homloküreg, mastoid cellák.
- a gyorsan be- és kikapcsolt mágneses erők a vizsgált szöveti rendszerben ún. eddy áramokat hoznak létre (a változó erőter által helyileg indukált elektromos áram), amik lokális frekvencia eltolódást okoznak és műterméket hoznak létre
- a DWI és DTI érzékeny lehet élettani eredetű mozgásokra is, szívki ciklus eredetű pulzációkra

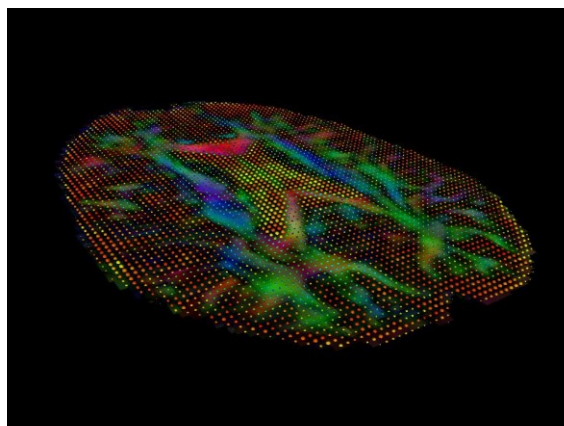
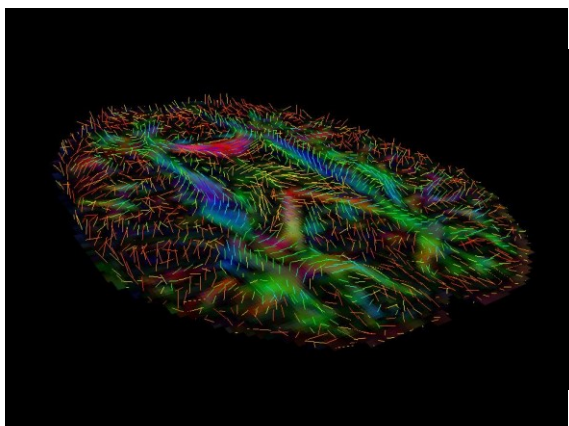
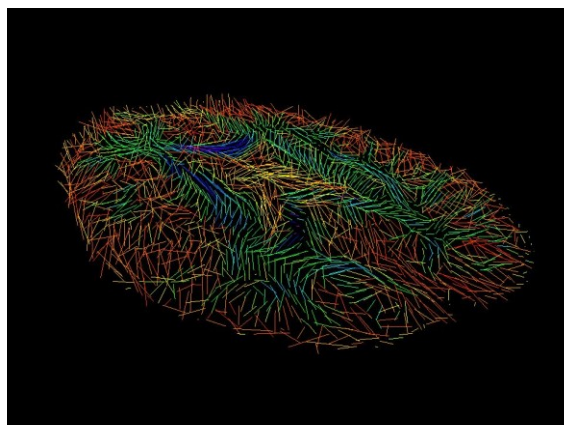
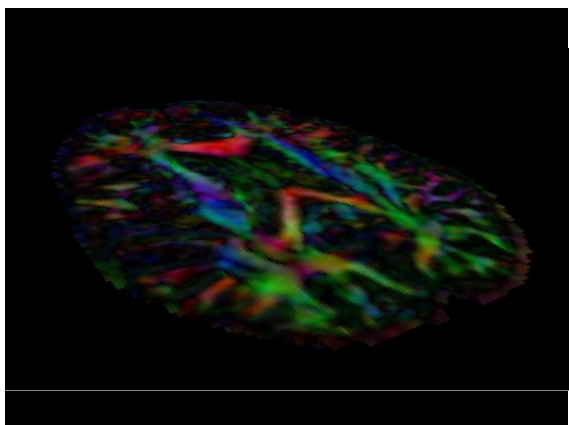
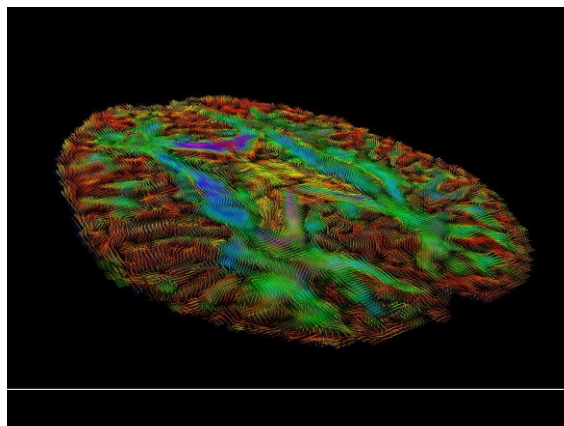
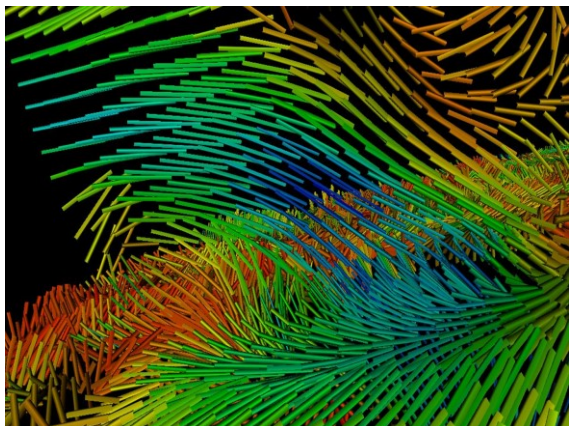


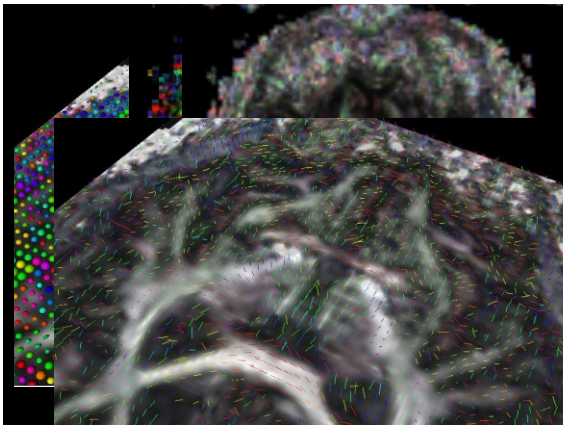
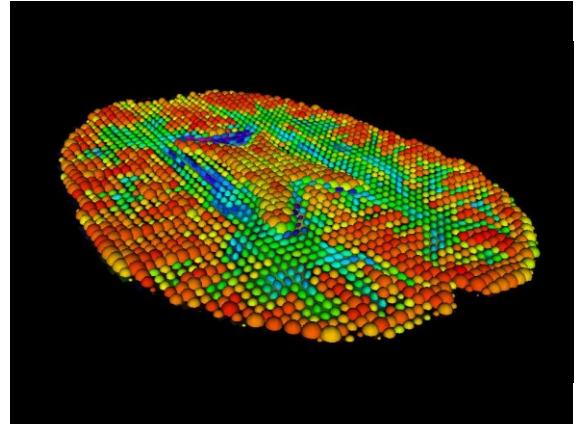
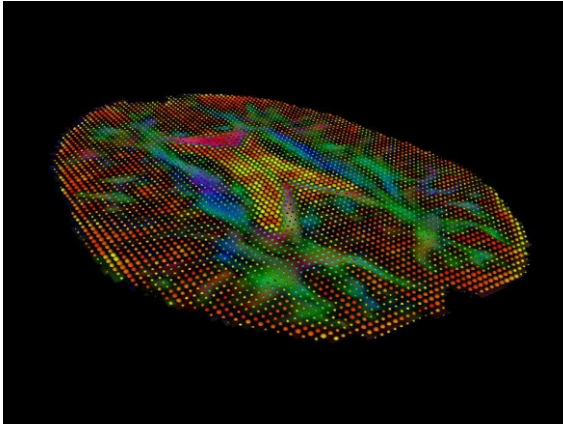


Diffúziós-tensoros tractográfia glyph

MR 3T, Philips, 32 gradients, 1.6x1.6x2.0 mm voxel size







MR traktográfia

A fehérállomány axonkötegekből épül fel, ami anizotrop

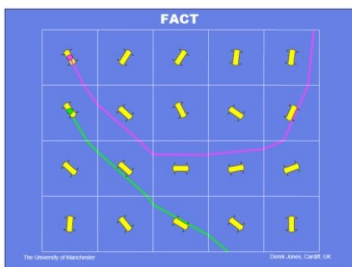
A meghatározott fő diffúziós irányok jól megfelelnek az anatómiai rostok lefutásának

Traktográfia (fiber tracking, tractography) - számítógépes képfeldolgozó és megjelenítő módszer, mely a DTI adatok alapján a pályákat rostrendszerként ábrázolja 3D-ben

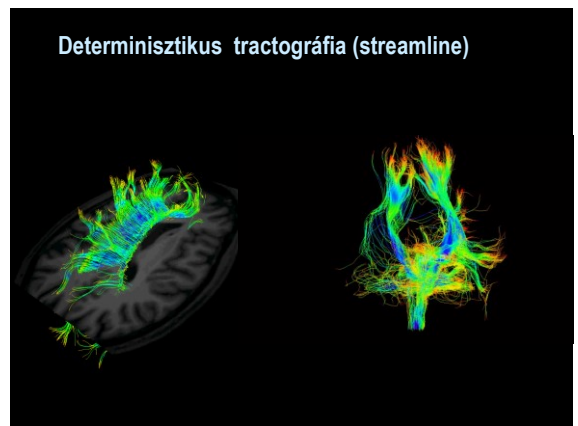
A fehérállományi képleteket így normál és kóros körülmények közt is meg lehet jeleníteni, azok lefutása követhető

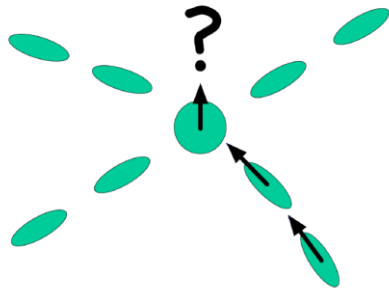
Két agyi területet összekötő pályákat is ábrázolhatunk, vagyis strukturális **konnektivitást**

Pályák lefutása

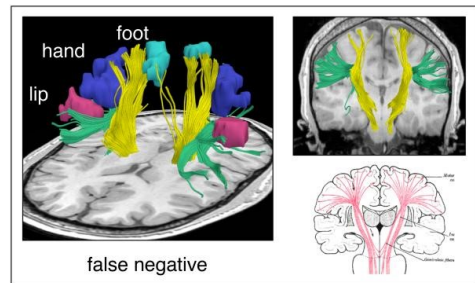


Determinisztikus tractográfia (streamline)

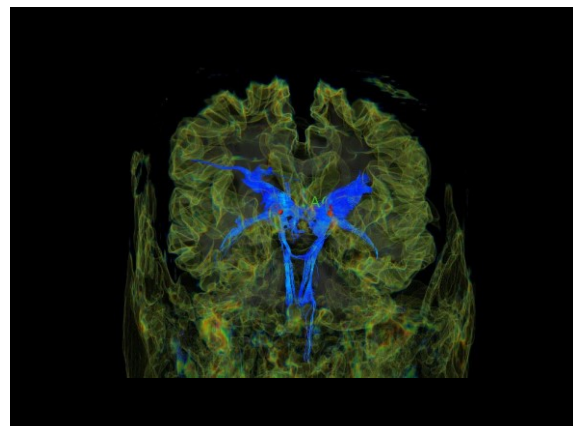
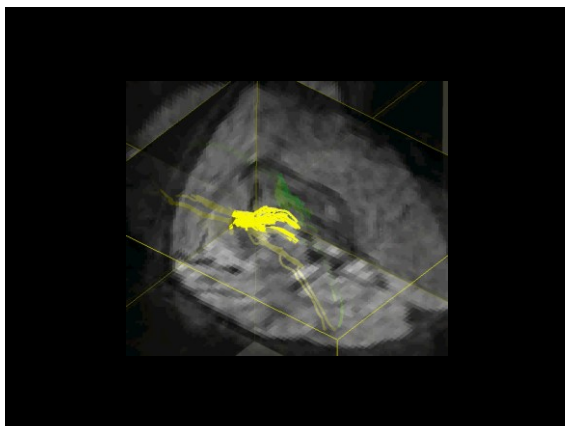
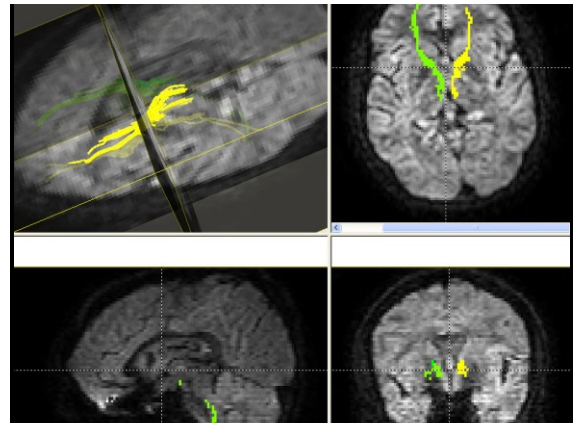




Fals negatív hibák



Fals pozitív hibák



Köszönöm a figyelmet!

