

ارائه یک روش تکاملی جهت بهبود سیگنال به نویز بردار ویژه اصلی تانسور انتشار در تصویر برداری $DTMR^1$

حمید سلطانیان زاده

گروه مهندسی برق و کامپیوتر
دانشکده فنی دانشگاه تهران

Medical Image Analysis Lab., Radiology Dept.,
Henry Ford Health System, Detroit, Michigan, USA.

Hamids@rad.hfh.edu

کیوان کریمی گلپایگانی

گروه مهندسی برق و کامپیوتر
دانشکده فنی دانشگاه تهران

kkarimi@IranBme.net

چکیده: تصویر برداری $DTMR$ یک روش جدید برای تشخیص و بررسی فیبرهای عصبی بخش سفید مغز در حالت *Invivo* می باشد. در این روش، راستهای انتشار مولکول آب در بافت، در قالب یک تانسور بدست می آید. با دنبال کردن بردار ویژه اصلی^۲ تانسور انتشار، میتوان مسیر عبور فیبرهای عصبی را دنبال کرده و ساختار آنها را بازسازی کرد. از طرفی وجود نویزهای مختلف در پروسه تصویربرداری $DTMR$ ، باعث بوجود آمدن انحراف، ناقص شدن و یا تغییر شکل در ساختار فیبر عصبی بازسازی شده می گردد. در این تحقیق یک روش تکاملی، مبتنی بر تئوری *Simulated Annealing*، ارائه شده است که بوسیله آن می توان بردارهای ویژه اصلی در تانسورهای نویزی را بر اساس فرضیات نشات گرفته از اطلاعات آناتومی بازسازی کرد.

کلمات کلیدی: Evolutionary Algorithms Diffusion Tensor Magnetic resonance Imaging Tensor regularization Fiber Tractography Simulated Annealing .

۱- Diffusion Tensor Magnetic Resonance.

۲- بردار ویژه متناظر با بزرگترین مقدار ویژه.

۱- مقدمه

ابداع روش تصویر برداری DTMR، در تشخیص و بررسی بافتهای مغزی بسیار موثر بوده است. در تصویربرداری های متداول^۳ MRI، تصویر قطاعهایی از حجم مورد بررسی بدست می آید. نقاط تشکیل دهنده این تصاویر صرفاً بیانگر یک کمیت نرده ای (شدت روشنایی) هستند که برخی اطلاعات مفید آناتومیکی را بدست می دهند. بر خلاف این روشهای متداول، در روش DTMR احتمال انتشار مولکولهای آب در راستاهای مختلف، بصورت یک تانسور 3×3 برای هر واکسل بدست می آید؛ به این صورت که بردارهای ویژه بدست آمده از تانسور انتشار، بیانگر جهتهای انتشار بوده و مقادیر ویژه متناظر با هر بردار، بیانگر احتمال انتشار مولکول آب در آن راستا می باشد. در بافت سفید مغز، آکسونهای سلولهای عصبی دارای غشاء میلین هستند. میلین باعث می شود که انتشار مولکولهای آب در راستای آکسون نسبت به راستای عمود بر آن بسیار بیشتر باشد.

لذا با بررسی بردار ویژه اصلی تانسور انتشار، می توان به جهت گیری فیبر عصبی موجود در آن واکسل پی برد. از طرفی، به دلیل وجود مصالحه بین SNR^4 و تفکیک پذیری^۵ در تصویر برداری های MRI، باید برای بالا بردن SNR تا حدی که برای پردازش قابل قبول باشد، از رزولوشن تصویر کاست. این امر باعث درشت شدن واکسلها شده و در چنین حالتی، جمع شدن چند فیبر عصبی در یک واکسل درشت، باعث می شود تا جهت انتشار بدست آمده، میانگین جهت فیبرهای موجود در آن واکسل باشد. اطلاعات این نوع واکسلها گویای جهت اصلی هیچ یک از فیبرهای تشکیل دهنده آنها نیست. این پدیده Partial Volume نامیده می شود. پارامترهای بدست آمده از تانسورهای انتشار، مثل FA [۱] نیز از SNR پایین و Partial Volume تاثیر می پذیرند. اثر نویز تصویربرداری بر روشهای دنبال کردن فیبر عصبی در [۲] مورد بررسی قرار گرفته است. در این روش بر اساس تئوری آشوب مشخص می شود که میزان واگرا شدن فیبر بدست آمده، با طول فیبر نسبت خطی داشته و این نسبت با SNR متناسب است. به عبارت دیگر، کاستیهای ناشی از SNR و Partial Volume باعث گمراه شدن روندهای بازسازی فیبرهای عصبی می شوند که نتیجه آن، جهش فیبر از یک ساختار مغزی به ساختار دیگر است. (Phantom Junctions).

بسیاری از روشهای دنبال کردن فیبر عصبی، از یک نقطه به عنوان بذر (Seed) شروع کرده و بر اساس بردار ویژه اصلی تانسور انتشار، در حجم مغزی حرکت میکنند. در این روشها [۳] و [۴] فقط همسایگی های واکسل، به عنوان جهت-های محتمل برای ادامه مسیر بررسی می شوند. به عبارت دیگر در حالت سه بعدی، فقط ۲۶ جهت بررسی میشود. از طرفی، هر کدام از این واکسلها امکان دارد در اثر نویز یا پدیده Partial Volume اطلاعات نا معتبر برگردانند و باعث گمراه شدن الگوریتم شوند. علاوه بر این، استفاده از تنها ۲۶ جهت، منجر به خطای کوانتیزیشن می شود. زیرا در هر پله که فیبر بازسازی میشود، فقط انحناهای خشک و ناگهانی قابل دنبال کردن هستند. چنین نتیجه ای با این فرض آناتومیکی که فیبرهای عصبی دارای انحنای ملایم هستند، در تضاد است.

یکی از روشهایی که تا حدی بر مشکل فوق، فائق آمده است، [۵] برای هر واکسل تعداد بیشتری جهت قابل پیگیری در نظر میگیرد. در این روش برای هر واکسل ۳۲۶ جهت با توزیع فضایی یکنواخت، در نظر گرفته شده است. برای هر کدام از جهت های از پیش تعیین شده، یک احتمال برای وجود فیبر عصبی فرض شده است (به عنوان شرط اولیه). یک الگوریتم

۳- T1-Weighted, T2-Weighted, ...

۴- Signal to Noise Ratio

۵- Resolution

تکرار شونده^۶، در هر تکرار، توزیع احتمال را برای هر یک از این ۳۲۶ جهت تعیین می کند. الگوریتم در نهایت به ثبات رسیده و برای هر یک از جهت ها یک احتمال بدست می آید. سپس بین همه ۳۲۶ جهت میانگین وزنی گرفته شده و این میانگین به عنوان محل عبور فیبر در نظر گرفته می شود. (وزنها در میانگین گیری همان احتمالها هستند). اعمال روش فوق مستلزم انجام محاسبات زیاد و زمان بر می باشد. الگوریتم بصورت موازی برای همه واکسلها که هر کدام تعداد زیادی جهت دارند، پیاده سازی می شود. علی رغم زیاد بودن جهت های از پیش تعیین شده، مشکل کوانتیزه بودن جهت، ذاتا وجود دارد و حذف نشده است. ضمن اینکه بار محاسباتی الگوریتم را نیز زیاد می کند.

در این تحقیق، یک الگوریتم تکاملی بر اساس تئوری Simulated Annealing طرح شده تا خطاهای حاصل از کاستیهای داده های DTMR، و همچنین بار محاسباتی نسبت به روشهای قبلی کاهش یابد. برای اعمال این روش به داده ها، برخی پیش فرضهای ذکر شده در [۵]، در اینجا نیز استفاده شدند؛ ابتدا فرض می شود که شعاع خمیدگی فیبرهای عصبی قابل تشخیص، نسبت به اندازه واکسلها بزرگتر است. یعنی حداقل چند واکسل برای تا شدن یک فیبر عصبی لازم است. ثانیاً، فرض می شود که جهت بردار ویژه اصلی تانسور انتشار، مستقل از مشکلات نویز و Partial Volume، بیانگر جهت تقریبی فیبر عصبی است [۶].

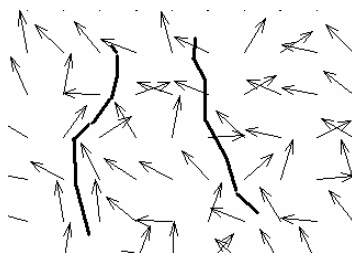
۲- تئوری

روش SA^۷ یک روش تکاملی است که از پروسه سرد شدن فلزات مذاب و رسیدن به حداقل انرژی نشات گرفته است. در حالت مذاب، ساختار منظم بلوری مولکولها کاملاً بهم می خورد زیرا انرژی جنبشی آنقدر بالاست که بر نیروهای بین مولکولی غالب می شود. با کم شدن حرارت، حرکات کاتوره ای مولکولها کاهش یافته و نیروهای بین آنها باعث می شود تا به ساختار مناسب نزدیک شوند. در فازهای نزدیک به سرد شدن، جایگیری مولکولها کم کم از نیروهای بین یکدیگر تبعیت بیشتری می کند. در عین حال، وجود نوسان ناشی از حرارت، به مولکولهایی که در جای نامناسب قرار گرفته اند کمک می کند تا با تاثیر از نیروهای سایر مولکولها، بهبود موقعیت پیدا کنند. از نظر تئوری ثابت می شود که اگر پروسه سرد کردن به آرامی انجام شود، سیستم به وضعیت بهینه خواهد رسید.

شبه سازی پدیده بالا میتواند روشی برای بهینه سازی سیستمها (و یا توابع هدف آنها) باشد. روش های سنتی بهینه سازی که مبتنی بر مشتق گیری (یا تقریب های آن) هستند، مشکلاتی را برای یافتن نقطه بهینه ایجاد می کنند؛ از جمله افتادن در اکسترمم های محلی، مشتق ناپذیر بودن توابع هدف و یا مشکل در به دست آوردن یک رابطه تحلیلی که توصیف کننده هدف باشد. در روش SA، سیستم به وسیله تعدادی متغیر توصیف می شود که می توانند مقادیر مختلفی را در یک بازه از فضای مورد بحث اتخاذ کنند (range). پروسه از یک حالت اولیه شروع شده و در ابتدا با حرارت زیاد (واریانس زیاد)، متغیرهای تصادفی ساخته می شوند. در هر مرحله وضعیت سیستم با تابع هدف ارزیابی شده و برای وضعیتهای مناسبتر احتمال بیشتری تخصیص داده میشود. وضعیتهای بهتر در هر مرحله، برای تولید متغیرهای تصادفی مرحله بعد استفاده می شوند. با گذشت زمان، واریانس تصادف کمتر شده تا متغیرها در مقادیر مناسب ثابت شوند و حالت بهینه بدست بیاید.

۳- پیاده سازی

۳-۱- **تابع هدف:** در اینجا تابع هدف، حداقل کردن واگرایی بین بردارهای نویزی و در عین حال از دست ندادن ساختار کلی فضای برداری (تانسوری) است. در شکل ۱، بردارهای ویژه اصلی حاصل از تانسورهای انتشار در محیطی با نویز زیاد به صورت شبیه سازی شده نمایش داده شده اند. همانطور که مشخص است دنبال کردن فیبر عصبی به صورت واکسل به واکسل، باعث رخ دادن شکستگی و انحراف در مسیر فیبر می شود که با فرضیات آناتومیکی در تضاد است. بنابر فرض فوق، برای به دست آوردن یک رشته طبیعی عصبی لازم است که بردارهای ویژه واکسل های مجاور اختلاف جهت های ناگهانی نسبت به هم نداشته باشند. لذا یکی از پارامترهای مطلوب که در تابع هدف گنجانده شده است، هماهنگی در بردارهای مجاور است.



شکل ۱. شکستگی در مسیرهای دنبال کننده فیبر به دلیل وجود نویز در محیط.

در رابطه (۱)، برای بیان هم جهت بودن بردارهای مجاور، از کسینوس زاویه بین آنها استفاده شده است. θ زاویه بردار ویژه واکسل مرکزی و $\theta_{h,j,k}$ زاویه بردار ویژه واکسلهای همسایگی هستند.

$$F_1 = \frac{\sum_{i=1, j=1, k=1}^{i=-1, j=-1, k=-1} w_{i,j,k} |\cos(\theta - \theta_{i,j,k})|}{\sum_{i=1, j=1, k=1}^{i=-1, j=-1, k=-1} w_{i,j,k}} \quad \text{Where} \quad \begin{cases} w_{0,0,0} = 0 \\ w_{i,j,k} = 1/\sqrt{i^2 + j^2 + k^2} \end{cases} \quad (1)$$

۳-۲- **وزنها:** در حالت سه بعدی، ۲۶ واکسل در پیرامون واکسل مورد بررسی قرار گرفته اند که کسینوس زاویه بین بردار ویژه اصلی هریک از آنها با بردار ویژه اصلی واکسل میانی، میانگین گرفته می شود. مراکز واکسل های پیرامونی، فواصل مختلفی با واکسل مرکزی دارند. (۶ واکسل فاصله ای برابر یک واحد، ۸ واکسل فاصله ای برابر $\sqrt{3}$ و ۱۲ عدد فاصله $\sqrt{2}$ دارند). وزن های اعمال شده در میانگین گیری ($w_{i,j,k}$) نسبت عکس با این فاصله ها دارند. مجموع F_1 ها در رابطه (۱) برای همه واکسلها باید به حداکثر برسد، اما از طرف دیگر هماهنگ شدن همه بردارها نسبت بهم، باعث تحلیلی رفتن ساختار اصلی می شود. لذا یک هدف دیگر باید تعریف شود که انحراف بردارها از حالت اولیه آنها را محدود کند. برای تعریف این هدف از اطلاعات مربوط به مقادیر ویژه تانسورها استفاده می کنیم؛ پارامتر FA بیانگر میزان غیرهمگن بودن انتشار (Anisotropy) در واکسل ها می باشد. در واکسل هایی که رشته های عصبی به طور موازی در آنها قرار می گیرند، FA به ۱ میل می کند. چنین واکسل هایی جهت انتشار غالب را با اطمینان بالایی بیان می کنند و هر چه FA بزرگتر

باشد، قابلیت اطمینان آن واکسل بالاتر و نویز کمتر است. لذا در پروسه SA، دور شدن از جهت اصلی واکسل های FA بالا را می توان هزینه و حفظ شدن آن را هدف در نظر گرفت. این هدف نیز در رابطه (۲) آورده شده است.

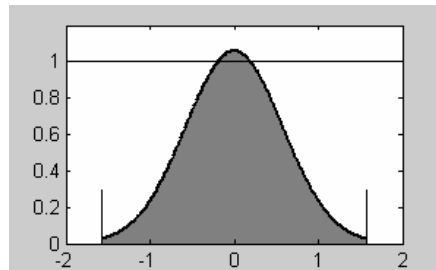
$$F_2 = FA \cdot \cos(\theta - \theta_{initial}) \quad (۲)$$

در این رابطه، $\theta_{initial}$ زاویه بردار ویژه اصلی در حالت اولیه است که با پارامتر FA وزن داده شده است. در نتیجه، تابع هدف F_2 باعث می شود تا در طول پروسه SA، بردارهای تصادفی ایجاد شده، از بردار ویژه اصلی واکسلهای معتبر، زیاد منحرف نشوند. تابع هدف کلی در نهایت به صورت (۳) در می آید.

$$F = \frac{1}{mean(FA_{wm})} F_2 + F_1 \quad (۳)$$

$mean(FA_{wm})$ ، میانگین FA در بخش سفید مغز بوده که برای نرمال سازی F_2 در مقابل F_1 بکار رفته است.

۳-۳- اعمال حرارت: برای اعمال حرارت از یک تابع شبه نرمال (شکل ۲) استفاده شده که بصورت تصادفی بردارهایی با زاویه متفاوت از زاویه اولیه ایجاد کند. توزیع گوسی، از دو طرف در $\pm \pi/2$ قطع شده که به مقادیر گسترده تر از آن نیازی نیست؛ زیرا بردار ویژه اصلی تنها بیانگر راستای وجود فیبر عصبی بوده و جهت آن (+ یا -) اهمیتی ندارد.

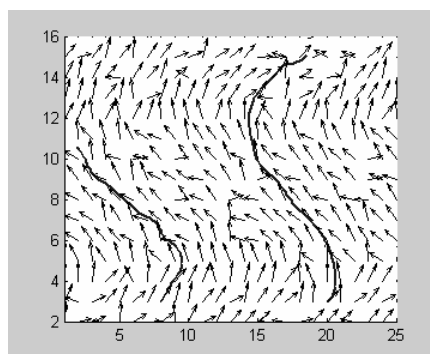


شکل ۲، توزیع شبه گوسی، که در $\pm \pi/2$ بریده شده است. سطح زیر نمودار از نظر تئوری باید برابر یک شود. لذا توزیع بریده شده در یک اسکالر ضرب شده تا جبران قسمتهای حذف شده باشد.

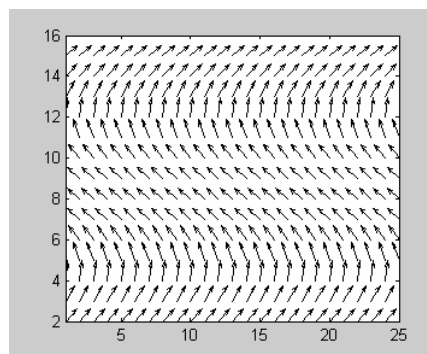
بریدن توزیع گوسی از دو طرف باعث بوجود آمدن احتمالات نسبتاً بالا در کرانه ها میشود. لذا همه نواحی با احتمال قابل قبولی بررسی میشوند و از این جهت پروسه به Fast Simulated Annealing، که در آن از توزیع کوشی استفاده میشود، شباهت دارد. همانطور که قبلاً اشاره شد، واکسلهایی که FA بالاتری دارند جهت حفظ ساختار اصلی شکل مفید هستند. از این جهت واریانس توزیع فوق، در (1-FA) ضرب می شود تا در حین انجام پروسه SA، اثر سپری شدن زمان بر تغییر جهت واکسلهای قابل اطمینان کم شود. علاوه بر پارامتر فوق، واریانس در طول زمان به طور خطی کم میشود که سیستم به تعادل برسد (سرد کردن). نسبت سرد شدن با زمان، بر اساس سرعت رسیدن به پاسخ به طور تجربی بدست می آید.

۴- نتایج

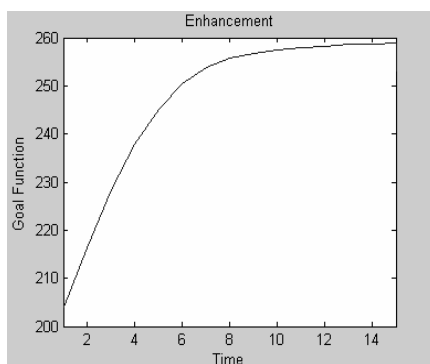
برای بررسی صحت عملکرد، این الگوریتم روی داده های دوبعدی (شبیه سازی شده)، پیاده سازی شد. شکل ۳-الف، یک میدان برداری با شکل سینوسی را نشان میدهد که در شکل ۳-ب، نویز گوسی با واریانس ۲۵ درجه و میانگین صفر به آن اضافه شده است. برای نشان دادن اثر نویز بر کیفیت دنبال کردن فیبر عصبی، از الگوریتم ارائه شده در [۷] استفاده شد. وجود نویز باعث انحراف و شکستگی فیبر عصبی شده است. شکل ۳-ج، نتیجه را پس از اعمال الگوریتم نشان می دهد. نویز تا حد زیادی از بین رفته و قسمت اعظم داده ها بازسازی شده است. الگوریتم دنبال کردن فیبر عصبی، در این فضا میتواند مسیر را تشخیص دهد. در شکل ۳-د، فرایند بهینه شدن در طول زمان، نشان داده شده است.



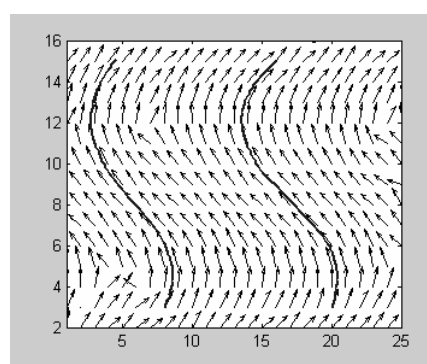
ب)



الف)



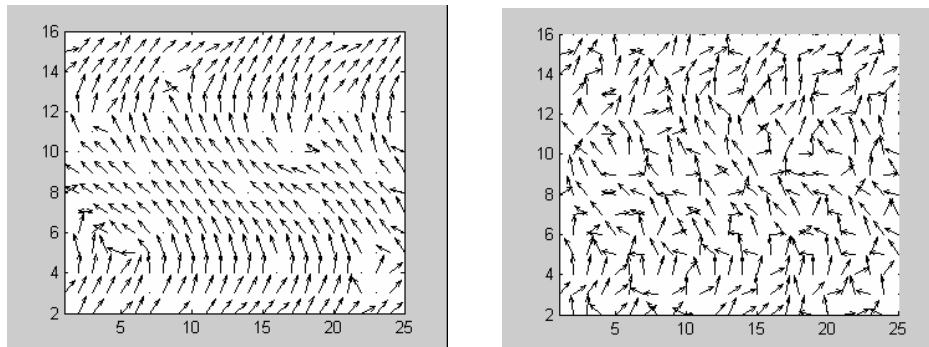
د)



ج)

شکل ۳، الف، میدان برداری شبیه سازی شده. ب، اضافه شدن نویز با واریانس ۲۵ درجه و میانگین صفر، الگوریتم بازسازی فیبر که از دو نقطه شروع شده است، فیبرهایی شکسته و نامنظم ایجاد می کند. ج، میدان برداری باز سازی شده، الگوریتم بازسازی فیبر، نتایج مطلوبی که متناسب با شکل الف است، ایجاد می کند. د، مقدار تابع هدف در طول زمان.

در شکل ۴، عملکرد الگوریتم در برابر نویزهای زیاد بررسی شده است. واریانس نویز اعمال شده ۴۰ درجه بوده که الگوریتم را دچار خطا کرده است. در اینجا تعداد واکسلهایی که جهت‌های معتبر (FA های بالا) دارند، برای هدایت سایر واکسلها به ساختار اصلی کافی نبوده و این علت اصلی خطا است.



شکل ۴، اضافه شدن نویز با واریانس ۴۰ درجه و میانگین صفر (سمت راست). بازسازی توام با خطا (سمت چپ).

۵- نتیجه گیری

در این تحقیق روشی ارائه شده است که بوسیله آن میتوان خطاهای ایجاد شده در بازسازی فیبرهای عصبی بخش سفید مغز را کاهش داد. عامل بوجود آمدن خطاهای فوق، نویز تصویر برداری و همچنین پدیده Partial Volume است. از این جهت می توان این روش را بهبود دهنده مشخصه سیگنال به نویز دانست. برای این کار از یک پروسه تکاملی مبتنی بر SA استفاده شده است. برای تعریف تابع هدف مناسب، از برخی فرضها و دانسته های آناتومیک استفاده شد. نتایج بدست آمده روی داده های شبیه سازی شده، توانایی الگوریتم را در کاهش چشمگیر نویز نشان می دهند. یکی از محدودیتهای این روش، برخورد با فیبرهای متقاطع است. واکسلهایی که دارای فیبرهای متقاطع هستند، Anisotropy کمی نشان میدهند، و بردار ویژه معتبری ندارند. در این روش، بردار بدست آمده برای این واکسلها، میتواند بیانگر جهت درست برای یکی از فیبرهای متقاطع باشد. و فیبر دیگر تشخیص داده نخواهد شد. در نهایت میتوان گفت، روش فوق برای کاهش نویز و دنبال کردن فیبرهایی که کسر بزرگی از حجم یک واکسل را تشکیل می دهند، مفید است.

۶- مراجع

- [۱] Campbell SW, Pike B., "A Geometric Flow for White Matter Fiber Reconstruction", Proceedings of International Symposium on Biomedical Imaging, IEEE, pp.505, 2002.
- [۲] Anderson AW, "Theoretical Analysis of the Noise on Diffusion Tensor Imaging", Magn Reson Med, Vol.46, pp.1174, 2001
- [۳] Poupon C, Clark CA, Frouin V, "Regularization of Diffusion-Based Direction Maps for the Tracking of White Matter Fascicles", Neuroimage Vol.12, pp.184, 2000
- [۴] Jones DK, Simmons A, "Non-Invasive Assessment of Axonal Fiber Connectivity in the Human Brain via Diffusion Tensor MRI", Magn Res Med, Vol.42, pp.37 1999
- [۵] Tench CR, Morgan PS, Blumhardt LD, "Improved White Matter Tracking Using Stochastic Labeling", Magn Res Med, Vol.48, pp.677, 2000
- [۶] Basser PJ, Pajevic S, Pierpaoli C, Duda J, Aldroubi A, "In Vivo Fiber Tractography Using DT-MRI Data", Magn Res Med, Vol.44, pp.625, 2000
- [۷] Karimi KG, Soltanian Zadeh H, "Trajectory-Based Method For Nerve Bundle Tracking in Diffusion Tensor MR Data", World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, August 2003 (not published yet)