

تخمین فیبرهای عصبی متقاطع با استفاده از تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع و روش Tensor Deflection

کریستینه مانوک خداوردیان، حمید سلطانیان‌زاده

چکیده

ردیابی مسیرهای فیبرهای عصبی در واکسل‌هایی شامل فیبرهای متقاطع با جهت‌های مختلف، یکی از مهمترین مشکلات در ردیابی فیبرهای عصبی بافت سفید مغز با استفاده از داده‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشاری (DT-MRI) می‌باشد. باید توجه داشت که داده‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشاری دارای توزیع فوق نرمال می‌باشند. بنابراین به منظور حل این مشکل، می‌توان از تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع برای تجزیه سیگنال‌های تشدید مغناطیسی در واکسل‌هایی که دارای فیبرهای متقاطعند استفاده کرد. در این مقاله به منظور بهبود مسیرهای فیبرهای عصبی بازسازی شده، به جای استفاده از روش معمول Streamline از روش Tensor deflection استفاده شده است. نتایج حاکی از بازسازی بهتر نسبت به روشهای پیشین است.

کلمات کلیدی

ردیابی مسیرهای فیبرهای عصبی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشاری، تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع، Streamline، Tensor deflection.

Estimation of Crossing Fibers using Independent Component Analysis and Tensor Deflection

Christine Manouk Khodaverdian, Hamid Soltanian-Zadeh

Ch.Khodaverdian is with the Control and Processing Center of Excellence, Electrical and Computer Engineering Department, University of Tehran, Tehran 14395-515, Iran. (email: christin_mkh@yahoo.com).

H.Soltanian-Zadeh is with the Control and Processing Center of Excellence, Electrical and Computer Engineering Department, University of Tehran, Tehran 14395-515, Iran and Image Analysis Laboratory, Radiology Department Henry Ford Health System, Detroit MI, 48202 USA. (emails: hszadeh@ut.ac.ir; hamids@rad.hfh.edu).

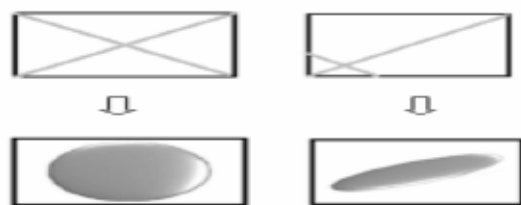
This work was supported in part by the Iran Telecommunication Research Center (ITRC), Tehran, Iran.

Abstract

Fiber tractography in voxels containing multiple fibers with different orientations has been a curtail problem in white matter fiber tractography, using Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging (DT-MRI) data. For solving the problem, according to the fact that DTI signals have super-Gaussian distribution, fast Independent component Analysis (ICA) can be applied to decompose the original DTI signals of voxels labeled as crossing voxels, into their statistically independent components. In this paper, in order to ameliorate the reconstruction of fiber pathways, instead of using conventional Streamline algorithm, Tensor deflection algorithm is used. Results show superior reconstruction of white matter fibers compared to the previous methods.

Keywords

Fiber tractography, Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging, Independent Component Analysis, Stream line, Tensor deflection.



شکل (۱): اثر موقعیت تقاطع فیبرها بر معیار C_p [3]

۱- مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشاری نوع گسترش یافته تصویربرداری تشدید مغناطیس است که حاوی اطلاعاتی راجع به حرکت تصادفی ملکولهای آب موسوم به حرکت براونی می‌باشد. انتشار آب در بافت سفید مغز غیرهمگن است. در اصل مولکولهای آب تمایل به انتشار در جهتی موازی با جهت آکسونها دارند، در نتیجه با استفاده از این غیرهمگنی می‌توان به اطلاعات میکروسکوپیک آناتومی فیبرهای عصبی پی برد. به عبارتی دیگر، می‌توان از DTI به منظور تعیین غیرتهاجمی مسیر فیبرهای عصبی بافت سفید مغز و همچنین تعیین اتصالات نواحی مغزی استفاده کرد [1].

یکی از مهمترین مشکلات در ردیابی غیرتهاجمی فیبرهای عصبی بافت سفید، یافتن فیبرهای عصبی در واکسلهایی شامل فیبرهای متقاطع با جهت‌های مختلف، می‌باشد. در روشهای معمول ردیابی (Streamline)، جهت بردار ویژه متناظر با بزرگترین مقدار ویژه تانسور انتشار به عنوان جهت محلی مسیر فیبرهای عصبی در نظر گرفته می‌شود ولی این جهت در واکسلهای حاوی فیبرهای متقاطع معتبر نمی‌باشد [2]-[1].

به منظور حل این مشکل، ابتدا باید واکسلهایی که حاوی فیبرهای متقاطعند تعیین شوند. در این واکسلها، معیار غیرهمگنی خطی C_1 مقدار کم و معیار غیرهمگنی موازی C_p مقدار بالایی را به خود اختصاص می‌دهند. اما به علت فقدان وجود رابطه‌ای دقیق بین این مقادیر و اختلاف جهت فیبرهای عصبی، تعیین حد آستانه دقیق برای این دومعیار کار آسانی نمی‌باشد. علاوه بر این، مکان تقاطع فیبرها بر معیار غیرهمگنی موازی تأثیر گذار است [3].

همانگونه که از شکل (۱) پیداست، با وجود تقاطع دو فیبر عصبی، مقدار معیار C_p پایین می‌باشد. بنابراین معیار C_p نمی‌تواند معیاری دقیق و کافی برای دسته‌بندی واکسلهای شامل فیبرهای متقاطع باشد. در این مقاله واکسلهایی که سه شرط زیر در آنها صادق باشند به عنوان واکسلهای شامل فیبرهای متقاطع در نظر گرفته شده‌اند: (۱) عبور چندین فیبر از واکسل موردنظر؛ (۲) بیشتر بودن اختلاف جهت فیبرها از یک حد آستانه؛ (۳) بزرگتر بودن معیار C_p از یک حد آستانه.

به منظور جداسازی تانسورها در واکسلهایی که به عنوان واکسلهایی با فیبرهای متقاطع در نظر گرفته شده‌اند، می‌توان از تحلیل مؤلفه‌های مستقل استفاده کرد. روش تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع، منابع غیر گوسی را از روی داده‌های چند کاناله به گونه‌ای می‌یابد که استقلال آنها بیشینه باشد [4].

در مطالعات قبلی، پس از تجزیه سیگنالهای تشدید مغناطیسی، برای بازسازی فیبرهای عصبی از روش Streamline استفاده شده است [4]. ما در این مقاله به منظور بهبود بازسازی فیبرهای عصبی، استفاده از روش Tensor deflection که روشی بهتر نسبت به روش Streamline است را پیشنهاد می‌کنیم.

۲- مطالب اصلی

۲-۱- تعیین واکسلهای شامل فیبرهای متقاطع

در این روش واکسلهای حاوی فیبرهای متقاطع بر اساس سه معیار زیر تعیین می‌شوند: (۱) وجود چندین فیبر در واکسل موردنظر؛ (۲) تجاوز اختلاف جهت فیبرها از یک حد آستانه در یک مرحله قبل از تقاطع؛ (۳) بزرگتر بودن معیار C_p از یک حد آستانه. با توجه به اینکه فیبرهای عصبی بافت سفید دارای انحنای کمی می‌باشند، فیبرهای متقاطع که در یک مرحله قبل از تقاطع اختلاف جهت زیادی دارند، در هنگام تقاطع نیز این اختلاف را حفظ می‌کنند.

به منظور یافتن این واکسلها، ابتدا با استفاده از روش Streamline، فیبرهای عصبی تمامی مغز ردیابی می‌شوند. سپس با انتخاب یک ناحیه موردنظر، کلیه واکسلهای موجود در این ناحیه مورد بررسی قرار می‌گیرند. در صورت حضور واکسل در بیش از یک فیبر، کلیه فیبرهای گذرنده از واکسل مزبور تعیین شده و اختلاف جهت بین فیبرها در یک مرحله قبل از رسیدن به واکسل موردنظر محاسبه می‌شوند. در صورتیکه بیشینه اختلاف جهت بین کلیه زوج فیبرهای گذرنده از واکسل موردنظر از حد آستانه انتخابی تجاوز کند، این واکسل انتخاب می‌شود. اختلاف جهت دو فیبر عصبی با توجه به فرمول (۱) محاسبه می‌شود [3].

$$OD = \text{Max}(\arctan(\frac{V_1^1}{V_3}) - \arctan(\frac{V_1^2}{V_3})) \quad (1)$$

که در آن V_i مطابق با i -مین بردار ویژه است.

از میان واکسلهای انتخابی، آنهایی که دارای معیار C_p پایینتر از حد آستانه انتخابی باشند حذف می‌شوند. در مطالعه‌های قبلی این حد آستانه 0/3 در نظر گرفته شده ولی در اینجا 0/08 انتخاب شده‌است. علت این امر، مد نظر قرار دادن دو معیار مطرح شده در بالا و انتخاب واکسلهای حاوی فیبرهای متقاطع با معیار C_p پایین می‌باشد.

پس از دسته‌بندی واکسلهای شامل فیبرهای متقاطع، زمان تجزیه سیگنالهای این واکسلها به المانهای تشکیل دهنده آنها است.

ویژه و مقادیر ویژه هر یک محاسبه شده و در نهایت عمل ردیابی دو بار، هر بار با انتخاب یک دسته از مؤلفه‌های مستقل، با استفاده از روش Tensor deflection انجام می‌پذیرد.

در روش Tensor deflection به منظور یافتن جهت انتشار در واکسل موردنظر از کلیه تانسور انتشار برای انحراف بردار ورودی V_{in} که نمایشگر جهت انتشار در گام قبلی است استفاده می‌شود (فرمول (۴)).

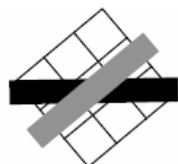
$$V_{out} = D.V_{in} \quad (4)$$

که در آن D تانسور انتشار و V_{out} بردار خروجی می‌باشد. این انحراف به این ترتیب است که تانسور D بردار ورودی را در جهت بردار ویژه اصلی منحرف کرده و در عین حال انحنای مسیر نیز حفظ می‌گردد. بدین ترتیب در نهایت مسیرهای بازسازی شده نرمتری خواهیم داشت.

ردیابی مسیر فیبرهای عصبی با توجه به دو معیار زیر متوقف می‌شوند: (۱) میزان غیرهمگنی. در مناطقی همچون بافت خاکستری که دارای میزان غیر همگنی کمی می‌باشند، ضریب غیرهمگنی نسبی در محدوده 0/1-0/2 می‌باشد. در این نواحی جهت اصلی انتشار مشخص نمی‌باشد. بنابراین حد آستانه این معیار را می‌توان 0/2 در نظر گرفت. (۲) تغییر جهت فیبرها؛ در محاسبات تانسورهای انتشاری فرض بر این است که تغییر ناگهانی در مسیر گسترش فیبرها وجود ندارد. بنابراین حد آستانه این معیار را می‌توان در محدوده 30-50 درجه در نظر گرفت (در اینجا 50 درجه) [1].

۳- ارزیابی تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع

به منظور ارزیابی چگونگی عملکرد تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع، داده‌های تشدید مغناطیسی مربوط به دو فیبر متقاطع که پنج واکسل را می‌پوشاند شبیه‌سازی شده است. نسبت ترکیب در هر یک از پنج واکسل متفاوت بوده و زاویه بین فیبرهای متقاطع 45 درجه فرض شده است.



شکل (۳): جهت و موقعیت دو فیبر عصبی متقاطع [4]

فیبرهای عصبی تخمین زده شده در شکل (۳) نمایش داده شده اند. نسبت ترکیب فیبرهای عمودی و افقی 0/5:0/58 در واکسل مرکزی و 0:0/58، 0/5:0/06، 0/5:0/06 و 0:0/58 در چهار واکسل

۲-۲- تجزیه سیگنال تشدید مغناطیسی

با توجه به اینکه ممکن است عرض مجموعه فیبرهای عصبی از ابعاد یک واکسل تجاوز کنند، فیبرهای متقاطع می‌توانند چندین واکسل مجاور را بپوشانند [5]-[4]. در این روش فرض بر این است که این فیبرها 19 واکسل مجاور را می‌پوشانند (شکل (۲)) [4]. ماتریس داده X برای پنجره مکعبی توضیح داده شده در بالا تشکیل می‌شود. هر المان X_{ij} ، سیگنال مربوط به i -امین واکسل و j -امین گرادیان بوده و به صورت لگاریتم حاصل تقسیم j -امین سیگنال گرادیان $s(g_j, b)$ بر j -امین سیگنال گرادیان $s(g_j, b = 0)$ تعریف می‌شود (فرمول (۲)).

$$x_{ij} = \log \left(\frac{s(g_j, b)}{s(g_j, b = 0)} \right) \quad (2)$$

	x_{1j}			x_{6j}	x_{7j}	x_{8j}		x_{15j}		
x_{2j}	x_{3j}	x_{4j}		x_{9j}	x_{10j}	x_{11j}		x_{16j}	x_{17j}	x_{18j}
		x_{5j}		x_{12j}	x_{13j}	x_{14j}		x_{19j}		

شکل (۲): پنجره مکعبی استفاده شده برای تشکیل ماتریس داده X . پنجره‌های سمت چپ و راست شامل واکسلهایی که یک لایه پایینتر و بالاتر از واکسل مرکزی قرار گرفته‌اند، است [4]

از آنجاییکه برای هر یک واکسلها 25 سیگنال گرادیان DTI موجود می‌باشد، ابعاد ماتریس داده X ، 19x25 خواهد بود. پس از تشکیل ماتریس داده، با استفاده از تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع، دسته جدیدی از بردارهای مستقل، Y ، موسوم به مؤلفه‌های مستقل استخراج می‌شوند (فرمول (۳)) [6].

$$Y = WX \quad (3)$$

که در آن W ماتریس جداسازی بوده و ستونهای آن شامل وزنهای جداسازی مربوط به هر یک از منابع می‌باشد. در اصل هدف اصلی تحلیل مؤلفه‌های مستقل تعیین ماتریس جداسازی می‌باشد به طوری که در نهایت نمایشی که در آن المانهای تبدیل یافته بیشینه استقلال را داشته باشند، حاصل گردد. در اینجا فرض بر این است که سیگنالهای منبع به دو مؤلفه مستقل، هر کدام مطابق با یکی از فیبرهای متقاطع تجزیه می‌شوند [6].

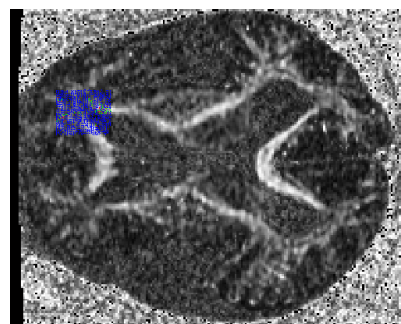
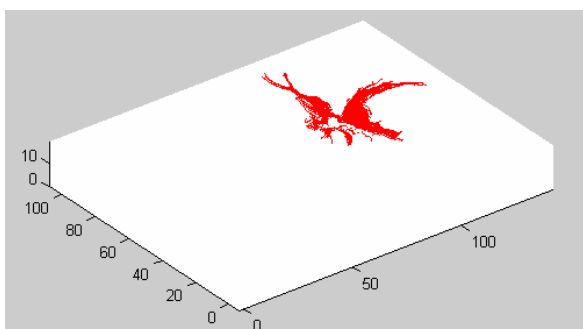
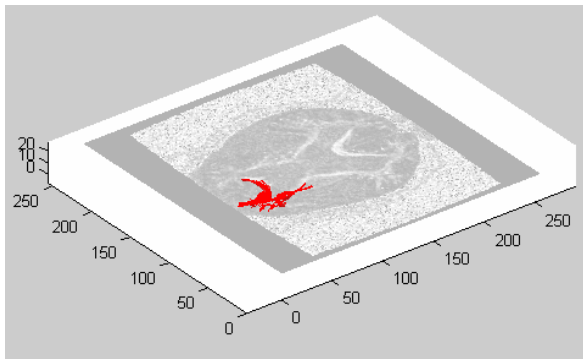
۲-۳- ردیابی فیبرهای عصبی

به منظور ردیابی فیبرهای عصبی، تانسورهای انتشار مربوط به هر یک از دو مؤلفه مستقل تجزیه شده تشکیل می‌گردند. سپس بردارهای

مجاور می باشد. پس از تشکیل ماتریس داده X ، تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع اعمال شد. مقدار میانگین خطا در 100 آزمایش 12/8 درجه بود که خود نمایشگر عملکرد قابل اعتماد تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع است.

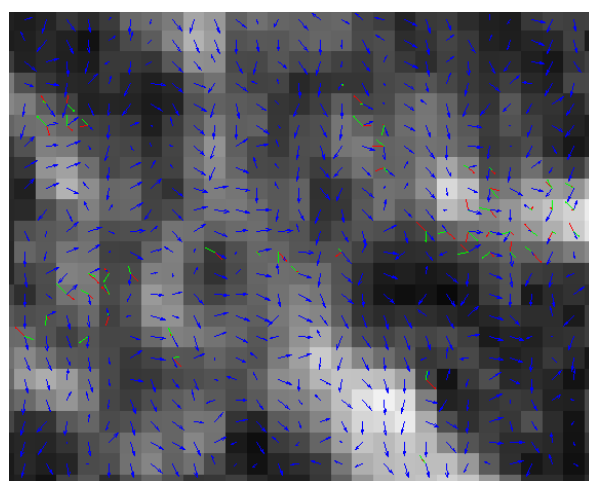
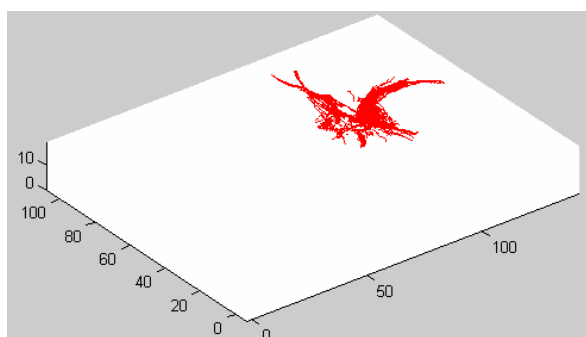
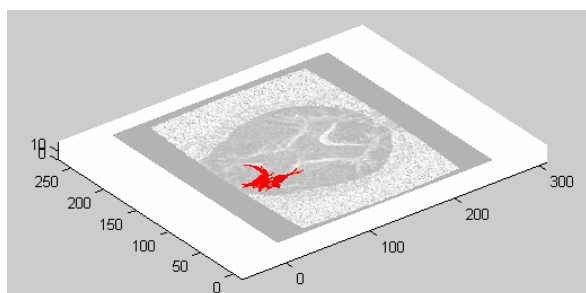
۴- نتایج

نتایج حاصل از اعمال تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع روی داده های حقیقی در شکل (۴) نمایش داده شده است. ناحیه مورد نظر توسط مربع آبی مشخص شده. در این ناحیه احتمال حضور واکسلهایی با فیبرهای متقاطع بالا می باشد. بردارهای ویژه اصلی ناحیه مورد نظر در شکل (۴-ب) با پیکانهای آبی نشان داده شده. آن دسته از پیکانهای آبی که پیکانهای سبز و قرمز به آنها متصل شده اند، بردارهای ویژه اصلی مربوط به واکسلهایی با فیبرهای متقاطع می باشند. در عین حال پیکانهای سبز و قرمز هر کدام نمایشگر بردارهای ویژه اصلی یکی از دو مؤلفه مستقل تجزیه شده اند.



الف

الف) فیبرهای عصبی بازسازی شده با استفاده از روش Streamline



ب

شکل (۴): نتایج حاصل از تجزیه سیگنال تشدید مغناطیسی انتشاری. الف) مربع آبی نمایشگر ناحیه مورد نظر می باشد. ب) پیکانهای آبی بردارهای ویژه اصلی سیگنال اولیه تشدید مغناطیسی و پیکانهای سبز و قرمز بردارهای ویژه اصلی مؤلفه‌های مستقل تجزیه شده اند

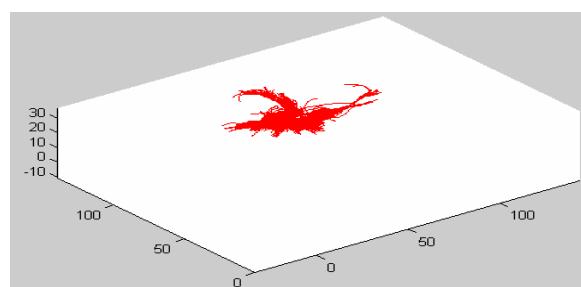
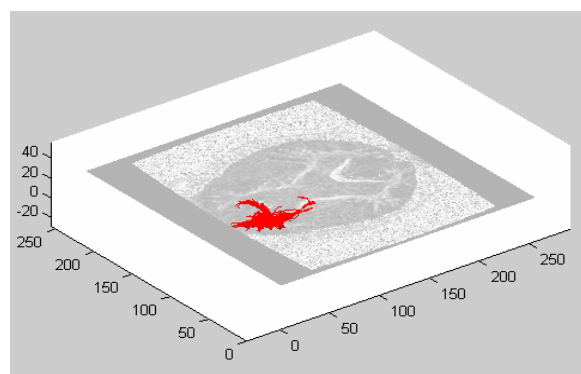
شده و ردیابی توسط روش Streamline بازسازی شده‌اند. در نهایت شکل‌های (۵-ج) فیبرهای عصبی بازسازی شده توسط روش Tensor deflection، با در نظر گرفتن مؤلفه‌های تجزیه شده می‌باشند. جدول (۱) نمایشگر مقایسه کمی این سه روش است. همانگونه که از جدول و شکل‌ها پیداست، روش آخر منجر به بازسازی بیشترین تعداد فیبرهای عصبی شده‌است.



جدول (۱): ارزیابی کمی فیبرهای بازسازی شده

تعداد فیبرهای بازسازی شده	آلگوریتم ردیابی
۲۵۲	روش Streamline
۳۸۶	تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع + روش Streamline
۵۵۹	تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع + روش Tensor deflection

(ب) فیبرهای عصبی بازسازی شده با در نظر گرفتن مؤلفه‌های مستقل تجزیه شده و استفاده از روش Streamline



۵- نتیجه گیری

در مطالعات اخیر، ردیابی فیبرهای عصبی در واکسل‌هایی که شامل فیبرهای متقاطعند، یک مسأله بحرانی بوده. به منظور حل این مشکل باید به دو مسأله زیر پرداخته شود؛ (۱) چگونگی کلاسدی واکسل‌های حاوی فیبرهای متقاطع. (۲) چگونگی اجرای ردیابی فیبرهای عصبی. در این مقاله به منظور انتخاب واکسل‌هایی با فیبرهای متقاطع علاوه بر معیار C_p از دو معیار دیگر نیز استفاده شده‌است. این دو معیار وجود چندین فیبر در واکسل مورد نظر و تجاوز اختلاف جهت فیبرها از یک حد آستانه می‌باشند. پس از دسته‌بندی، سیگنال‌های تشدید مغناطیسی واکسل‌های انتخابی با استفاده از تحلیل مؤلفه‌های مستقل سریع به دو المان غیر گوسی تجزیه شدند. سپس با استفاده از روش Tensor deflection عمل ردیابی دو بار، هر بار با مدنظر قرار دادن یکی از دو مؤلفه تجزیه شده انجام گرفت. با وجود بهبود بازسازی فیبرهای عصبی، تعیین صحت آنها توسط روش‌های غیر تهاجمی امکان پذیر نمی‌باشد. در این مطالعه تعداد فیبرهای متقاطع به دو عدد محدود شده است. در کارهای آینده می‌توان این تعداد را افزایش داد.



(ج) فیبرهای عصبی بازسازی شده با در نظر گرفتن مؤلفه‌های مستقل تجزیه شده و استفاده از روش Tensor deflection
شکل (۵): نتایج حاصل از بازسازی فیبرهای عصبی

مراجع

- [1] S. Mori, P. V. Zijl, "Fiber tracking: principles and strategies- a technical review," MNR in Biomedicine. Vol. 15, pp. 468-480, 2002.
- [2] H. Jiang, P. V. Zijl, J. Kim, G.D. Pearlson, S. Mori, "DTI Studio: Resource program for diffusion tensor computation and fiber bundle tracking," Elsevier,

نتایج مربوط به ردیابی فیبرهای عصبی ناحیه مورد نظر در شکل (۵) نشان داده شده‌است. شکل‌های (۵-الف) فیبرهای عصبی بازسازی شده توسط روش Streamline هستند. فیبرهای عصبی نشان داده شده در شکل‌های (۵-ب) با در نظر گرفتن مؤلفه‌های مستقل تجزیه

- Computation and programming in Med. Vol. 81, pp. 106-116, 2006.
- [3] M. Wang, W. Gao, X. Zhao, H. Liu, D. Li, "Modified method for classifying crossing and non-crossing voxels in fiber reconstruction," 27th annual IEEE conference, Engineering in Medicine, pp. 3082-3085, 2005.
- [4] J.W. Jeong, M. Singh, "Multiple fibers per voxel detection by fast independent component analysis," IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, pp. 49-52, 2006.
- [5] S.H. Kim, J.W. Jeong, M. Singh, "Estimation of multiple fiber orientation from diffusion tensor MRI using independent component analysis," IEEE Trans. Nuclear Science, Vol. 52, no. 1, pp. 266-273, Feb. 2005.
- [6] A. Hyvarinen, "Fast and robust fixed-point algorithm for independent component analysis," IEEE Trans. Neural Networks, Vol. 10, no. 3, pp. 626-634, 1999.