

Interpolation of Orientation Distribution Functions (ODFs) in High Angular Resolution Diffusion Imaging

M. Afzali ¹, E. FatemiZadeh ^{2*}, H. SoltanianZadeh ³

¹ Ph.D student, Department of Electrical Engineering, Biomedical Signal and Image Processing Laboratory (BiSIPL), Sharif University of Technology, Tehran, Iran, afzali@ee.sharif.edu

² Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Biomedical Signal and Image Processing Laboratory (BiSIPL), Sharif University of Technology, Tehran, Iran.

³ Professor, Control and Intelligent Processing Center of Excellence (CIPCE), School of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran, hszadeh@ut.ac.ir & Image Analysis Laboratory, Radiology Department, Henry Ford Health System, Detroit, Michigan, USA, hamids@rad.hfh.edu

Abstract

Diffusion tensor magnetic resonance imaging (DTMRI) is a non-invasive method for investigating the brain white matter structure. It can be used to evaluate fiber bundles in the brain but in the regions with crossing fibers, it fails. To resolve this problem, high angular resolution diffusion imaging (HARDI) with a large number of diffusion encoding directions is used and for reconstruction, the Q-ball method is applied. In this method, orientation distribution function (ODF) of fibers can be calculated. Mathematical models play a crucial role in the field of ODF. For instance, in registering Q-ball images for applications like group analysis or atlas construction, one needs to interpolate ODFs. To this end, principal diffusion directions (PDDs) of each ODF are needed. In this paper, PDDs are defined as vectors that connect the corresponding local maxima of ODF values. Then, ODFs are interpolated using PDDs. We find the principal direction of ODF of the dataset to be interpolated and then rotate it to lie in the direction of the reference dataset. Now that ODFs are parallel, we apply linear interpolation to generate interpolated data. The proposed method is evaluated and compared with previous protocols. Experimental results show that the proposed interpolation algorithm preserves the principal direction of fiber tracts without producing any deviations in the tracts. It is shown that changes in the entropy of the interpolated ODFs are almost linear and the bloating effect (blurring of the principal directions) can be removed.

Key words: high angular resolution diffusion imaging (HARDI), Q-ball imaging, orientation distribution function (ODF), interpolation, principal diffusion direction (PDD).

* Corresponding author

Address: Department of Electrical Engineering, Sharif university of technology, P.O.Box: 11365 – 11155, Tehran, Iran

Tel: +982166164351

Fax: +982166023261

E-mail: fatemizadeh@sharif.edu

درون‌یابی توابع توزیع جهتی در تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشار با قدرت تفکیک زاویه‌ای زیاد

مریم افضلی^۱، عمادالدین فاطمی‌زاده^{۲*}، حمید سلطانیان‌زاده^۳

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، دانشکده برق، طبقه چهارم، اتاق ۴۰۲، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، afzali@ee.sharif.edu

^۲ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۳ استاد گروه بیوالکتریک، قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، طبقه پنجم، دانشگاه تهران، تهران،

hszadeh@ut.ac.ir

^۳ پژوهشگر ارشد موسسه پزشکی فورد آمریکا، آزمایشگاه تحلیل تصاویر پزشکی، موسسه پزشکی فورد آمریکا، دیترویت، میشیگان

hamids@rad.hfh.edu

چکیده

تصویربرداری تشدید مغناطیسی تانسور انتشار (DTMRI) روشی غیرتهاجمی برای بررسی ساختار ماده سفید مغز است. در این روش با فرض گوسی بودن PDF انتشار مولکول‌های آب، تانسور انتشار استخراج شده؛ در بررسی دسته فیبرهای مغز از آن استفاده می‌شود. در نواحی از مغز که فیبرها تقاطع دارند تصویربرداری تانسور انتشار قادر نیست جهت اصلی فیبرها را مشخص کند. برای حل این مشکل، تصویربرداری انتشار با قدرت تفکیک زاویه‌ای زیاد با تعداد زیادی جهت انتشار پیشنهاد شده است و برای بازسازی از روش Q -ball استفاده می‌شود. در این روش تابع توزیع جهت فیبرها (ODF) قابل محاسبه است که در آن مدل‌های ریاضی نقش مهمی دارند. برای نمونه در انطباق تصاویر Q -ball برای کاربردهایی مثل تحلیل گروهی یا ساخت اطلس، درون‌یابی ODFها لازم است. بدین منظور، جهت‌های اصلی انتشار (PDD) هر ODF باید مشخص شود. در این مقاله، PDDها به عنوان بردارهایی توصیف می‌شوند که بیشینه‌های محلی را به هم وصل می‌کنند. پس از یافتن راستای انتشار غالب در دو ODF، درون‌یابی خطی برای جهت‌های غالب انجام می‌شود. سپس دو ODF در راستای به دست آمده چرخانده می‌شوند و بعد از آن درون‌یابی خطی، برای دو ODF چرخانده شده به منظور یافتن ODF میانی انجام می‌شود. روش پیشنهادی با روش‌های قبلی مقایسه شده است و نتایج آزمایش‌های نشان می‌دهد که الگوریتم درون‌یابی پیشنهادی جهت اصلی دسته فیبر را بدون انحراف در مسیرها حفظ می‌کند. همچنین مشاهده می‌شود که تغییرات آنتروپی ODFهای درون‌یابی شده تقریباً خطی است و اثر حجیم شدن (هموار شدن جهت‌های اصلی) حذف می‌شود.

کلیدواژه‌گان: تصویربرداری انتشار با قدرت تفکیک زاویه‌ای زیاد، تصویربرداری Q -ball، تابع توزیع جهتی، درون‌یابی، جهت انتشار غالب.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده برق، طبقه اول، اتاق ۲۱۴، کدپستی: ۱۱۱۵-۱۱۳۶۵

تلفن: ۰۲۱-۶۶۱۶۴۳۵۱، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۰۷۲۶۸۰، پیام نگار: fatemizadeh@sharif.edu

برای بازسازی سیگنال انتشار است [۵،۶]. یکی دیگر از توابع موجود برای تخمین PDF^۴ انتشار مولکول‌های آب در مغز، تابع توزیع جهت (ODF^۵) انتشار نامیده می‌شود. ODF انتشار، حاوی اطلاعات زاویه‌ای PDF انتشار بوده؛ بیشینه‌های آن هم راستای جهت فیبرها است. تصویربرداری Q-ball از تبدیل Funk-Radon برای تخمین ODF استفاده می‌کند [۷]. همچنین ODFها را می‌توان با استفاده از تقریب پایه‌های مختلف مثل هارمونیک‌های کروی (SH^۶) به دست آورد [۸-۱۲].

تاکنون الگوریتم‌های مختلفی برای تخمین ODF ارائه شده؛ اما پردازش‌های انجام شده در حوزه ODF محدود است. همان‌گونه که می‌دانیم در مورد تصاویر اسکالر، برای اعمال هر تبدیل هندسی، درونیابی یکی از گام‌های ضروری است. مشابه تصاویر اسکالر، برای اعمال تبدیل در حوزه ODF نیز، درونیابی لازم است. بنابراین توسعه روش‌های ریاضی برای انجام پردازش در حوزه ODF اهمیت زیادی دارد. در سال ۲۰۰۸، چیانگ^۷ و Chiang^۸ و همکاران برای اولین بار درونیابی مکانی ODFها را مطرح کردند. در مقاله‌ای که این گروه ارائه کردند، درونیابی با فرض وجود شبکه‌های منظم در فضای ریمانی^۹ انجام شد [۱۳] و پس از آن گه^۹ و همکاران از شبکه‌های منظم و نامنظم برای درونیابی ODFها در فضای ریمانی استفاده کردند [۱۴]. در سال ۲۰۱۲، کیوب^{۱۰} و همکاران، درونیابی داده HARDI را با استفاده از فریم اصلاح شده Fisher-Rao انجام دادند و به تحلیل جداگانه شکل و جهت PDFها در دو فضای ریمانی مستقل پرداختند. نتایج آن‌ها در مقایسه با مقاله قبلی - که در آن جهت در نظر گرفته نشده - بهتر است؛ اما به مسأله تقاطع فیبرها در این حالت توجه نشده است [۱۵].

در این مقاله روشی برای درونیابی ODFها ارائه شده که در آن از جهت‌های اصلی انتشار (PDDs^{۱۱}) در ODFها استفاده شده است. در ادامه به شرح جزئیات این روش می‌پردازیم. سپس در بخش بعدی، نتایج روش پیشنهادی برای داده شبیه‌سازی و داده واقعی نشان داده شده است و در قسمت آخر به تحلیل و جمع‌بندی نتایج به دست آمده می‌پردازیم.

۲- روش

در این قسمت ابتدا به تعریف کلی ODF می‌پردازیم؛ سپس

۱- مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی با وزن انتشار (DWI^۱) روشی غیر تهاجمی است که انتشار مولکول‌های آب را در بافت مغز اندازه می‌گیرد. میکروساختار محلی بافت؛ اندازه و جهت میدان مغناطیسی اعمال شده شدت سیگنال را مشخص می‌کند. چندین اسکن با جهت‌ها و وزن‌های گرادین مختلف ثبت می‌شود که از آن برای تخمین تابع توزیع انتشار استفاده می‌شود. این تابع برای تعیین میکروساختار بافت مفید است. انتشار آب در جهت موازی با محور اصلی فیبر در مقایسه با جهت عمود بیشتر است؛ چون در جهت عمود، انتشار با صفحات میلین محدود می‌شود. بنابراین، در ماده سفید مغز، انتشار آب در جهت‌های مختلف برابر نیست و از این رو این بافت ناهمسانگرد نامیده می‌شود.

روش‌های مختلفی برای استخراج اطلاعات جهتی بافت از DWI وجود دارد. روشی متداول، تصویربرداری تانسور انتشار (DTI^۲) است که فرض می‌کند توزیع انتشار مولکول‌های آب در سه بعد، گوسی است و آن را با یک میدان تانسوری معین مثبت نمایش می‌دهد [۱]. این میدان حد انتشار را در هر جهت اندازه می‌گیرد.

تصویربرداری DTI مدلی ساده را برای انتشار فرض می‌کند و می‌تواند بین نواحی همسانگرد و ناهمسانگرد مغز تمایز ایجاد کند. همچنین DTI قادر است اتصالات ساختاری را در سیستم اعصاب مرکزی مشخص کند [۲،۳]. به هر حال، DTI انتشار را با یک تانسور مدل می‌کند؛ بنابراین تنها می‌تواند یک جهت فیبر را در هر وکسل مشخص کند. در نواحی از مغز که فیبرها متقاطع اند، DTI نمی‌تواند اطلاعات دقیقی از پروفایل انتشار فراهم کند.

پیشرفت‌های جدید در تصویربرداری تشدید مغناطیسی انتشار این محدودیت DTI را حل می‌کند. تصویربرداری انتشار با قدرت تفکیک زاویه‌ای زیاد (HARDI^۳)، روشی جدید است که برای توزیع انتشار آب مدل را گوسی فرض نمی‌کند [۴]. در این روش، اندازه‌گیری‌ها روی پوسته کروی انجام می‌شود و نمونه‌برداری در طول n جهت با توزیع یکنواخت انجام می‌شود. این روش می‌تواند مسأله تقاطع فیبرها را حل کند. چندین روش بازسازی، برای تعیین انتشار براساس سیگنال HARDI ارائه شده است. یکی از روش‌های ارائه شده، استفاده از تانسور مرتبه بالا

¹Diffusion Weighted Imaging

⁴Probability Density Function

⁷Chiang

¹¹Principal Diffusion Directions

²Diffusion Tensor Imaging

⁵Orientation Distribution Function

⁸Riemannian

⁹Goh

³High Angular Resolution Diffusion Imaging

⁶Spherical Harmonic

¹⁰Ncube

برای محاسبه ODF رابطه (۲) از دو فرض زیر استفاده می‌شود:

- تبدیل فوریه $p(\vec{r})|\vec{r}|^2$ برابر با $-\nabla^2 E(\vec{q})$ است که ∇^2 عملگر لاپلاس است.

- برای یک تابع متقارن $f: R^3 \rightarrow R$ با تابع تبدیل فوریه $\hat{f}(\vec{q})$ و بردار واحد \hat{u} ، می‌دانیم $\int_0^\infty f(r\hat{u})dr = \frac{1}{8\pi^2} \iint_{\hat{u}^\perp} \hat{f}(\vec{q})d^2\vec{q}$ که \hat{u}^\perp همان صفحه عمود بر \hat{u} است.

با در نظر گرفتن دو فرض فوق رابطه (۱) را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$ODF(\hat{u}) = -\frac{1}{8\pi^2} \iint_{\hat{u}^\perp} \nabla^2 E(\vec{q})d^2\vec{q} \quad (4)$$

بدون از دست دادن عمومیت، مختصات را به گونه‌ای انتخاب می‌کنیم که $\hat{z} = \hat{u}$ ، سپس از توصیف زیر برای لاپلاسیان در مختصات کروی (q, θ, φ) استفاده می‌کنیم:

$$\nabla^2 E(\vec{q}) = \frac{1}{q} \frac{\partial^2}{\partial q^2} (qE) + \frac{1}{q^2} \nabla_b^2 E \quad (5)$$

در رابطه (۵)، اپراتور Laplace- Beltrami است [۱۲] که مستقل از ترکیب شعاعی q به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\nabla_b^2 E = \frac{1}{\sin \theta} \frac{\partial}{\partial \theta} (\sin \theta \frac{\partial E}{\partial \theta}) + \frac{1}{\sin^2 \theta} \frac{\partial^2 E}{\partial \varphi^2} \quad (6)$$

با ساده‌سازی روابط، فرمول تحلیلی زیر به دست می‌آید:

$$ODF(\hat{u}) = \frac{1}{4\pi} + \frac{1}{16\pi^2} FRT\{\nabla_b^2 \ln(-\ln \tilde{E}(\hat{u}))\} \quad (7)$$

FRT تبدیل Funk- Radon است و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$FRT\{f(\hat{u})\} = \iint_{\hat{u}^\perp} f(\vec{w})\delta(|\vec{w}|-1)d^2\vec{w} \quad (8)$$

و $\delta(\cdot)$ تابع دلتای دیراک است. تعریف ODF به روش فوق (CSA)، بدون بعد، بهنجار و تیز است [۱۲]. ODF حاصل تابعی از \hat{u} است و \hat{u} تابعی از θ و φ است.

۲-۳- درون‌یابی در حوزه ODF

یکی از گام‌های پردازشی در انطباق تصاویر HARDI، درون‌یابی است که در حوزه ODF انجام می‌شود. در این مقاله، برای درون‌یابی ابتدا با روش ارائه شده آگنج و همکاران [۱۲] - که در بخش قبلی شرح داده شد- ODF محاسبه شد. در این حالت

جزئیات مربوط به استخراج ODF از داده HARDI بیان می‌شود و در نهایت، الگوریتم پیشنهادی برای درون‌یابی در حوزه ODF شرح داده خواهد شد.

۲-۱- تعریف کلی ODF

تابع توزیع انتشار مولکول‌های آب $p(\vec{r})$ ، احتمال جابجایی یک مولکول $p(\vec{r})dv$ را بیان می‌کند که در ابتدا در مبدأ قرار گرفته است. این مولکول دارای حجم کوچک dv است و پس از زمان مشخصی در محل \vec{r} قرار می‌گیرد. فرض می‌کنیم که این تابع متقارن است یعنی $p(\vec{r}) = p(-\vec{r})$. برای نشان دادن ساختار جهتی بافت، نمایش متداول، استفاده از مختصات کروی است که با پارامترهای (r, θ, φ) مشخص می‌شود و در آن $\vec{r} = r\hat{u}$ و $\hat{u}(\theta, \varphi) = (\sin \theta \cos \varphi, \sin \theta \sin \varphi, \cos \theta)^T$ است. جزء حجم در این حالت $dv = r^2 dr d\Omega$ است که در آن $d\Omega = \sin \theta d\theta d\varphi$ جزء بسیار کوچک زاویه صلب است.

احتمال انتشار در جهت \hat{u} از زاویه ثابت $d\Omega$ را با $ODF(\hat{u})d\Omega$ نشان می‌دهیم که با انتگرال‌گیری احتمال جابجایی‌ها یعنی $p(\vec{r})dv = p(r\hat{u})r^2 dr d\Omega$ برای همه دامنه‌های Γ به دست می‌آید:

$$ODF(\hat{u})d\Omega = \int_{r=0}^{r=\infty} p(r\hat{u})r^2 dr d\Omega \quad (1)$$

یا

$$ODF(\hat{u}) = \int_0^\infty p(r\hat{u})r^2 dr \quad (2)$$

تقریب بالا بهنجار و بدون بعد است و انتگرال مقادیر احتمال را در یک مخروط خیلی کوچک با زاویه ثابت نشان می‌دهد [۱۲].

۲-۲- بازسازی ODF در تصویربرداری Q-ball

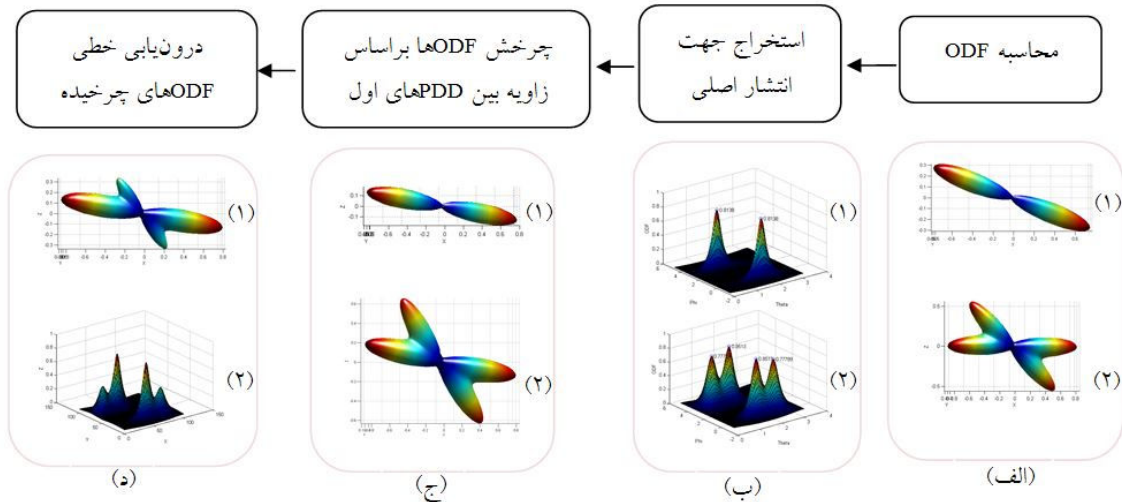
در این بخش نحوه محاسبه ODF از تصاویر HARDI با روش ارائه شده آگنج^{۱۲} و همکاران [۱۲]، (CSA^{۱۳}) شرح داده می‌شود. سیگنال $S(\hat{u})$ ، سیگنال انتشار با قدرت تفکیک زاویه‌ای زیاد و S_0 سیگنال بدون وزن انتشار (B_0) است. مقادیر $E(\vec{q})$ اندازه‌گیری شده روی یک پوسته کروی را از رابطه زیر داریم:

$$\tilde{E}(\hat{u}) := E(q_0\hat{u}) = S(\hat{u})/S_0 \quad (3)$$

$E(\vec{q})$ تبدیل فوریه سه بعدی $p(\vec{r})$ است.

¹²Aganj

¹³Constant Solid Angle



شکل (۱)- روندنمای روش درونیابی پیشنهادی: الف- (۱) ODF با یک جهت انتشار غالب الف- (۲) ODF با دو جهت انتشار غالب ب) رسم ODFها در صفحه (θ) و (φ) و یافتن راستاهای غالب انتشار از روی بیشینه‌های محلی ج) ODFهای چرخانده شده د) نتیجه درونیابی دو ODF.

۳. پس از درونیابی این جهت‌های اول، جهت ODF بین دو ODF اصلی مشخص شد و ODFها هر دو به آن جهت چرخانده شدند.

۴. در این حالت ODFها موازی بوده؛ می‌توان از درونیابی خطی برای یافتن ODF میانی استفاده کرد.

۳- نتایج

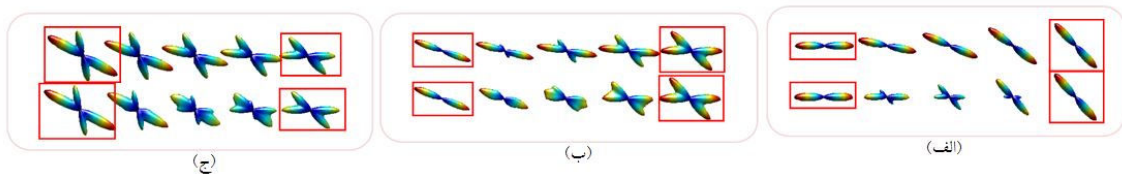
در این بخش نتایج الگوریتم پیشنهادی برای داده شبیه‌سازی و داده واقعی HARDI نشان داده می‌شود.

نتایج برای انواع مختلف ODFها در شکل (۲) نشان داده شده است. ردیف اول نتایج روش پیشنهادی را نشان می‌دهد در حالی که ردیف دوم نتایج درونیابی خطی را بدون در نظر گرفتن زاویه بین PDDها نشان می‌دهد. دسته اول، ODFهای فقط با یک PDD و زوایای مختلف، دسته دوم، درونیابی بین ODFها با یک و دو جهت اصلی و دسته سوم نتایج درونیابی بین ODFهای با دو جهت اصلی را نشان می‌دهد.

ODF به صورت تابعی از θ و φ است. روش درونیابی که در اینجا ارائه می‌شود مبتنی بر جهت‌های اصلی انتشار (PDDs) است [۱۶]. برای تعیین PDD در هر ODF ابتدا بیشینه‌های محلی در صفحه θ و φ مشخص شد. سپس جهت محوره‌های اصلی از اطلاعات بیشینه‌های محلی تعیین شد. از این طریق زاویه بین محور اصلی ODF اول و دوم مشخص می‌شود. سپس دو جهت اول را درونیابی خطی کردیم تا جهت ODF درونیابی شده به دست آید. روندنمای روش پیشنهادی در شکل (۱) دیده می‌شود.

مراحل این روش بدین ترتیب است:

۱. تخمین ODFها از تصاویر q-ball با استفاده از روش CSA
۲. یافتن جهت اصلی انتشار در هر ODF. برای این کار بیشینه‌های محلی ODFها روی صفحه θ و φ محاسبه شدند. هر جهت بیشینه محلی متقارن یک جهت اصلی انتشار را مشخص کرد؛ سپس زاویه بین PDDهای اول در هر ODF محاسبه شد.



شکل (۲)- نتایج درونیابی پیشنهادی (ردیف اول) و نتایج درونیابی خطی (ردیف دوم) الف) ODFهای فقط با یک PDD و زوایای مختلف ب) درونیابی بین ODFها با یک و دو جهت اصلی و ج) نتایج درونیابی بین ODFهای با دو جهت اصلی. ODFهای داخل کادر قرمز رنگ ODFهای اولیه هستند و ODFهای بین آنها نتایج درونیابی را نشان می‌دهند.

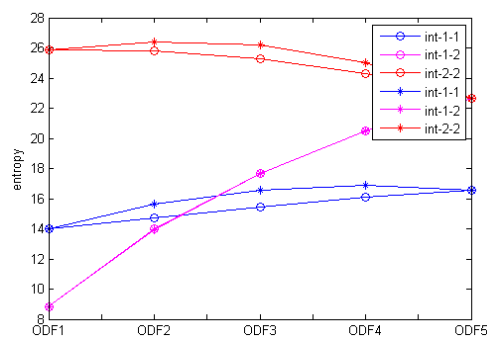
سطرها و ستون‌های زوج تصویر حذف شوند [قسمت (ب) شکل (۴)]. سپس با استفاده از روش پیشنهادی، به درون‌یابی در حوزه ODF و افزایش تعداد نمونه‌ها پرداختیم. پس از آن داده اصلی و داده درون‌یابی شده با یکدیگر مقایسه شدند. انحراف در جهت مسیر و اختلاف جهت‌های غالب انتشار در ODFهای اصلی و درون‌یابی شده کیفیت و دقت درون‌یابی را نشان می‌دهد. با دنبال کردن جهت اصلی هر ODF می‌توان مسیر فیبر را مشخص کرد.

نتایج درون‌یابی میدان ODF با استفاده از روش درون‌یابی خطی در بخش (ج) شکل (۴) دیده می‌شود و نتایج به دست آمده از روش پیشنهادی نیز در قسمت (د) این شکل نشان داده شده است. روش پیشنهادی مسیر فیبر را حفظ می‌کند در حالی که درون‌یابی خطی ODFها، بدون در نظر گرفتن زاویه، مسیر فیبرها را تا حدی تخریب می‌کند. در هر دو بخش (ج) و (د) شکل (۴) ODFهای مرزی تا حدودی تغییر شکل داده‌اند و در هر دو نتایج مشابهی برای فیبر مورب مشاهده می‌شود؛ اما در فیبر کمانی شکل نتایج تا حدی متفاوت است برای فیبر کمانی شکل، شاخه شدن ODFها در نواحی که زاویه بین PDDها متفاوت است، دیده می‌شود [مشابه ردیف دوم شکل (۲)]. در قسمت (د) شکل (۴) این مشکل وجود ندارد چون ODFهای اول چرخیده‌اند تا هر دو یک جهت انتشار غالب داشته باشند [شبهه ردیف اول شکل (۲)]; بنابراین شاخه شدن ODFها از بین می‌رود.

۳-۲- داده HARDI مغز انسان

داده استفاده شده در این تحقیق مربوط به نمونه‌ای سالم است. تصویربرداری با سیستم ۳ تسلا (GE Medical Systems، Milwaukee، WI، USA) بیمارستان هنری فورد شهر دیترویت ایالات متحده آمریکا انجام شده است. دنباله پالس به کار رفته Echo-Planar Spin-Echo با TE=92.1 mSec و TR=8 Sec است. تصاویر به صورت محوری^{۱۴} در ۲۹ برش با ضخامت ۳/۵ میلیمتر و سایز ماتریس ۲۵۶×۲۵۶ جمع‌آوری شده است. تعداد جهات گرادیان ۵۵ بوده؛ داده‌ها در قالب DICOM ذخیره شده‌اند.

آنتروپی، معیاری از میانگین محتوای اطلاعاتی است. برای ارزیابی نتایج، آنتروپی ODFهای سه مجموعه بیان شده را به دست می‌آوریم. نتایج به صورت نمودار در شکل (۳) نشان داده شده‌اند. رنگ‌های آبی، بنفش و قرمز به ترتیب برای مجموعه‌های اول تا سوم استفاده شده است [شکل (۲)]. ODFهای درون‌یابی شده باید محتوای اطلاعاتی میانگین دو ODF مرجع را حفظ کنند و انتظار می‌رود که آنتروپی آن‌ها در محدوده ODFهای مرجع اول و دوم باشد. هر چه ODF از محدوده فاصله بگیرد، خطای درون‌یابی افزایش می‌یابد. در شکل (۳)، نقاط دایره‌ای مربوط به روش پیشنهادی و نقاط ستاره‌ای مربوط به درون‌یابی ساده خطی است. همان‌طور که در شکل (۳) دیده می‌شود در روش پیشنهادی، آنتروپی ODFهای درون‌یابی شده در محدوده بین ODF اول و دوم قرار دارد در حالی که با درون‌یابی ساده خطی، آنتروپی ODFهای درون‌یابی شده بزرگ‌تر از ODFهای اولیه است. به عبارت دیگر، روش پیشنهاد شده منجر به ارتباط نسبتاً خطی آنتروپی‌ها می‌شود؛ بنابراین خطای درون‌یابی کمتری دارد.



شکل (۳) - آنتروپی سه مجموعه ODF شکل (۲). رنگ آبی مربوط به مجموعه اول، رنگ بنفش مربوط به مجموعه دوم و رنگ قرمز مربوط به مجموعه سوم از شکل (۲) است. آنتروپی ODFهای درون‌یابی شده با روش پیشنهادی با علامت دایره و روش درون‌یابی خطی با ستاره مشخص شده است.

۳-۱- داده شبیه‌سازی

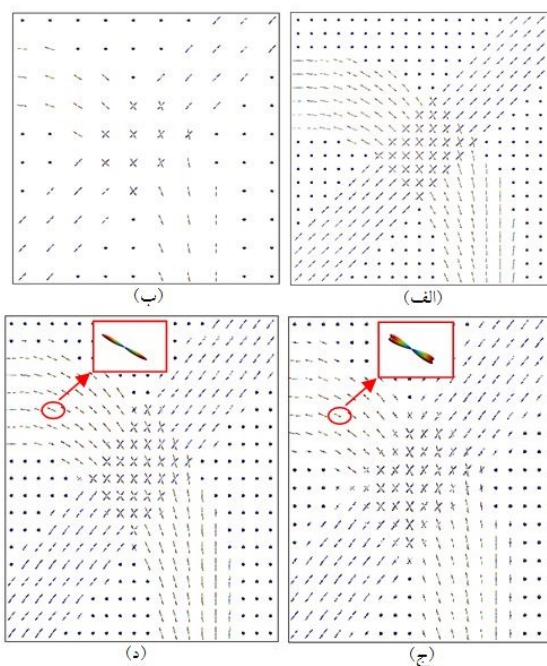
قسمت (الف) شکل (۴)، داده شبیه‌سازی را نشان می‌دهد که در آن دو دسته فیبر متقاطع (کمانی و مورب) مشاهده می‌شود. برای اجرای روش پیشنهادی، ابتدا کاهش تعداد نمونه‌ها را در حوزه ODF انجام دادیم؛ که این باعث شد ODFها در

¹⁴Axial

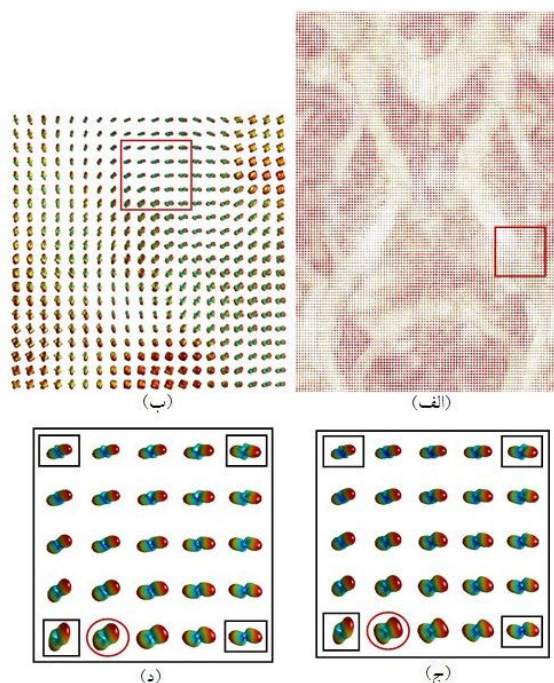
قسمت (الف) شکل (۵) تصویر برشی از مغز را در داده واقعی در حوزه ODF نشان می‌دهد. در بخش (ب) این شکل یک قسمت از تصویر بخش (الف) در نمای بزرگ‌تر نمایش داده شده است. قسمت (ج) نتایج روش درون‌یابی ساده چهار ODF داخل کادر مربعی در چهار گوشه را برای داده واقعی نشان می‌دهد و در قسمت (د) این شکل نتایج درون‌یابی با استفاده از روش پیشنهادی دیده می‌شود. با مقایسه نتایج دو روش [قسمت‌های (ج) و (د) شکل (۵)] مشاهده می‌کنیم که در روش پیشنهادی جهت ODFها تا حد خوبی حفظ می‌شود. پهن‌شدگی در سر ODF در داخل کادر دایره‌ای قرمز رنگ [بخش (ج)] مشاهده می‌شود که نمی‌تواند راستای اصلی را به طور دقیق مشخص کند.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

درون‌یابی یکی از عملیات مهم در پردازش تصویر است. در حالت کلی، تقریباً هر تبدیل هندسی مثل انتقال، چرخش، مقیاس‌گذاری یا هر تغییر شکل در تصویر، به درون‌یابی یک تصویر یا حجم نیاز دارد. در این مقاله یک روش درون‌یابی در حوزه ODF پیشنهاد، به کار گرفته شد. نتایج نشان می‌دهد که روش پیشنهادی جهت فیبرها را حفظ می‌کند، چون PDDها در فرایند درون‌یابی در نظر گرفته شده‌اند. در سال ۲۰۰۸، چیانگ و همکاران برای اولین بار درون‌یابی مکانی ODFها را مطرح کردند [۱۳]. در مقاله‌ای که این گروه منتشر کردند، درون‌یابی با فرض وجود شبکه‌های منظم در فضای ریمانی انجام شد و پس از آن که و همکاران از شبکه‌های منظم و نامنظم برای درون‌یابی ODFها در فضای ریمانی استفاده کردند؛ اما زاویه بین PDDها را در نظر نگرفتند و اثر حجم شدن در نتایج آن‌ها مشاهده می‌شود [۱۴]. ستینگول^{۱۵} و همکاران در سال ۲۰۱۲ از مانیفولد^{۱۶} ODFها در فضای هیلبرت^{۱۷} استفاده کردند و اثر حجم شدن در نتایج این گروه نیز مشاهده می‌شود [۱۷]. در همان سال، کیوب و همکاران، درون‌یابی داده HARDI را با استفاده از یک فریم اصلاح شده Fisher-Rao انجام دادند که در آن به تحلیل جداگانه شکل و جهت PDFها در دو فضای ریمانی مستقل پرداختند [۱۵]. نتایج آن‌ها در مقایسه با مقاله قبلی که در آن جهت در نظر گرفته نشده بهتر است؛ اما به مسأله



شکل (۴) - (الف) داده شبیه‌سازی شده، (ب) کاهش تعداد نمونه‌ها، (ج) درون‌یابی با روش ساده خطی بدون در نظر گرفتن جهت، (د) درون‌یابی با روش پیشنهادی.



شکل (۵) - (الف) نمایش برشی از داده HARDI در حوزه ODF، (ب) نمایش یک قسمت از تصویر الف در نمای بزرگ‌تر، (ج) نتیجه درون‌یابی چهار ODF در چهار گوشه کادر بدون در نظر گرفتن جهت، (د) نتیجه درون‌یابی با روش پیشنهادی.

¹⁵Cetingul

¹⁶Manifold

¹⁷Hilbert

- [9] Descoteaux M., Angelino E., Fitzgibbons S., Deriche R., Regularized, fast and robust analytical Q-ball imaging; *Magn. Reson. Med.*, 2007; 58: 497-510.
- [10] Frank L.R., Characterization of anisotropy in high angular resolution diffusion weighted MRI; *Magn. Reson. Med.*, 2002; 47: 1083-1099.
- [11] Hess C.P., Mukherjee P., Han E.T., Xu D., Vigneron D.B., Q-ball reconstruction of multimodal fiber orientations using the spherical harmonic basis; *Magn. Reson. Med.*, 2006; 56: 104-117.
- [12] Aganj I., Lenglet C., Sapiro G., Yacoub E., Ugurbil K., Harel N., Reconstruction of the Orientation Distribution Function in Single and Multiple Shell Q-Ball Imaging within Constant Solid Angle; *Magn Reson Med.*, 2010; 64: 554-566.
- [13] Chiang M.C., Barysheva M., Lee A.D., Madsen S., Klunder A.D., Toga A.W., McMahon K.L., Zubizaray G.I., Meredith M., Wright M.J., Srivastava A., Balov N., Thompson P.M., Brain Fiber Architecture, Genetics, and Intelligence: A High Angular Resolution Diffusion Imaging (HARDI) Study; MICCAI 2008.
- [14] Goh A., Lenglet C., Thompson P.M., Vidal R., A nonparametric Riemannian framework for processing high angular resolution diffusion images and its applications to ODF-based morphometry; *NeuroImage*, 2011; 56: 1181-1201.
- [15] Ncube S., Srivastava A., A Geometric Analysis of ODFs As Oriented Surfaces for Interpolation, Averaging and Denoising in HARDI Data; *MMBIA* 2012.
- [16] Nazem-Zadeh M.R., Jafari-Khouzani K., Davoodi-Bojd E., Jiang Q., Soltanian-Zadeh H., Clustering method for estimating principal diffusion directions; *NeuroImage*, 2011; 57: 825-838.
- [17] Cetingul H.E., Afsari B., Wright M.J., Thompson P.M., Vidal R., Group Action Induced Averaging for HARDI Processing; *ISBI* 2012.

تقاطع فیبرها در این حالت توجه نشده است. با در نظر گرفتن زاویه بین PDDها و چرخاندن ODFها براساس این زاویه می‌توان اثر حجیم شدن را از بین برد و شکل ODFها را حفظ کرد. یکی از مسائلی که در الگوریتم‌های قبلی درون‌یابی ODF وجود دارد این است که الگوریتم به صورت تکرارشونده اجرا می‌شود و بدین ترتیب هزینه محاسباتی افزایش می‌یابد در حالی که در الگوریتم پیشنهادی با یک بار اجرا، ODF مجهول تخمین زده می‌شود و نیازی به تکرار الگوریتم نیست؛ بنابراین این روش از نظر هزینه محاسباتی در مقایسه با روش‌های قبلی بهتر است. به طور خلاصه، یک روش درون‌یابی برای تصاویر Q-ball در اینجا ارائه شد. در پژوهش‌های قبلی از PDD استفاده نمی‌شد و ممکن بود جهت اصلی فیبر دچار انحراف شود. روش پیشنهادی، از PDD در درون‌یابی استفاده می‌کند و بنابراین جهت اصلی فیبرها در این حالت حفظ می‌شود.

۵- منابع

- [1] Basser P., Mattiello J., LeBihan D., Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo; *J. Magn. Reson.*, 1994; 103: 247-254.
- [2] Basser P., Pajevic S., Pierpaoli C., Duda J., Aldroubi A., In vivo fiber tractography using DT-MRI data; *Magn. Reson. Med.*, 2000; 44: 625-632.
- [3] Hagmann P., Thiran J., Jonasson L., Vandergheynst P., Clarke S., Maeder P., Meuli R., DTI mapping of human brain connectivity: statistical fibre tracking and virtual dissection; *Neuroimage*, 2003; 19: 545-554.
- [4] Tuch D.S., High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity; *Magn. Reson. Med.*, 2002; 48: 577-582.
- [5] Barmpoutis A., Hwang M., Howland D., Forder J., Vemuri B., Regularized positive-definite fourth order tensor field estimation from DW-MRI; *Neuroimage*, 2009; 45: 153-162.
- [6] Ghosh A., Descoteaux M., Deriche R., Riemannian framework for estimating symmetric positive definite 4th order diffusion tensors; *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2008; pp. 858-865.
- [7] Tuch D.S., Q-Ball Imaging; *Magnetic Resonance in Medicine*, 2004; 52: 1358-1372.
- [8] Özarlan E., Mareci T., Generalized diffusion tensor imaging and analytical relationships between diffusion tensor imaging and high angular resolution diffusion imaging; *Magn. Reson. Med.*, 2003; 50: 955-965.