



دانشگاه زنجان

دانشکده فنی و مهندسی

مطالعه و پیاده‌سازی روش‌های بازسازی تصاویر تانسور

انتشار

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی

در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک

المیرا موسوی

استاد راهنما:

دکتر مصطفی چرمی

شهریور ماه ۱۳۹۱

برای آسمان هشتم

او که نور است در تاریکی‌های زمین

و هم او که سرهم است بر زخم رنجوران.

چکیده

برآورد تانسورهای انتشار از تصاویر وزندار انتشار، روشی نوین و غیر تهاجمی است که اطلاعات مهمی از ساختار بیولوژیکی مغز را برای پزشکان و خصوصاً طراحان جراحی مغز و اعصاب مهیا می‌سازد. تاکنون روش‌های مختلفی از سوی محققان برای بازسازی تصاویر تانسور انتشار از تصاویر وزندار انتشار ارائه شده است. هر یک از این روش‌ها با توجه به نوع داده‌های خام در دسترس (داده‌های خام با چندین جهت گرادیانی یا با چندین فاکتور انتشار)، کارایی ویژه‌ای دارند. زمان، عاملی تعیین کننده در چگونگی اخذ داده‌های خام و نوع روشی است که برای بازسازی تصاویر تانسور انتشار از این داده‌های خام انتخاب می‌شود. واضح است که هرچه زمان بیش‌تری داشته باشیم، از سویی تعداد داده‌های اندازه‌گیری شده، بیش‌تر خواهد بود و از سوی دیگر می‌توان روش‌های مقاوم‌تری برای تخمین تانسورها به کار برد.

در پژوهش حاضر به مطالعه و گردآوری روش‌های تخمین تانسورهای انتشار پرداخته شده که این روش‌ها عبارتند از روش کمترین مربعات خطی، کمترین مربعات خطی با متریک لگاریتمی - اقلیدسی، کمترین مربعات خطی وزندار، کمترین مربعات غیرخطی، کمترین مربعات غیر خطی وزندار، کمترین مربعات غیرخطی میانه، کمترین مربعات با قطع زائده‌ها و روش RESTOR. پس از بررسی و شناخت هر یک از این روش‌ها، برخی از آن‌ها بر روی داده فانتوم بیولوژیکی در دسترس، پیاده سازی و اعمال گردید که در مواردی عملیات بازسازی تصاویر تانسور انتشار با موفقیت روبه‌رو شد.

واژه‌های کلیدی: تخمین تانسور انتشار، کمترین مربعات

فهرست مطالب

فصل ۱: مقدمه

۱

۲

۱-۱- مقدمه

فصل ۲: پیش‌زمینه پژوهش

۳

۴

۴

۵

۶

۷

۷

۹

۱۰

۱۱

۱۲

فصل ۳: روش پژوهش

۱۴

۱۵

۱۷

۱۸

۱۹

۲۰

۲۲

۲۳

۲۴

۲۵

۲۸

۲۹

۳۱

۱-۳- مقدمه

۲-۳- روش کمترین مربعات خطی

۳-۳- روش کمترین مربعات خطی وزندار

۴-۳- برآورد از روی معادله استجسکال-تانر خطی شده با به کارگیری نگاشت لگاریتمی-اقلیدسی

۵-۳- روش کمترین مربعات غیر خطی

۱-۵-۳- روش Levenberg-Marquardt

۲-۵-۳- پیاده سازی روش LM

۳-۵-۳- پیاده سازی کمترین مربعات غیرخطی وزندار با استفاده از روش Levenberg-Marquardt

۴-۵-۳- روش نیوتون کامل اصلاح شده

۶-۳- روش کمترین مربعات میانه

۱-۶-۳- الگوریتم کار در روش میانه

۷-۳- RESTORE: روشی قدرتمند برای تخمین تانسور با حذف داده‌های پرت

فصل ۴: جمع بندی

۳۵

مراجع

۳۸

فهرست شکل‌ها

- شکل (۱-۲) هسته هیدروژن تحت اثر میدان خارجی B_0 ۵
- شکل (۲-۲) نمونه‌ای از کاربرد جفت گرادیان Dephasing-Rephasing. دایره‌های رنگی نمایشگر مولکول‌های آب هستند که در موقعیت‌های مکانی متفاوتی در بدن، تحت تأثیر گرادیان قرار می‌گیرند. ۶
- شکل (۳-۲) پارامترهای پالس گرادیان. ۷
- شکل (۴-۲) انتشار همسانگرد و ناهمسانگرد. شکل نمایانگر دو دسته ساختار نامنظم و منظم در بدن است. حاصل انتشار مولکول‌های آب در این دو نوع بافت به ترتیب همسانگرد و ناهمسانگرد است. همانطور که دیده می‌شود، آب در بافت منظم طبق جهت رشته‌های سازنده بافت جهت‌گیری می‌کند. ۸
- شکل (۵-۲) استفاده از یک تکه کاغذ با بافت عمودی متراکم برای نمایش دسته‌تارهای عصبی ورشته‌های پروتئینی که در بافت بدن وجود دارد. نحوه انتشار آب می‌تواند نمایانگر راستای رشته‌ها باشد. ۹
- شکل (۶-۲) تعداد اندازه‌گیری‌های لازم برای برآورد الگوی انتشار. الف) تخمین با داشتن اندازه‌گیری‌های دقیق. ب) در صورتی که حداقل یکی از اندازه‌گیری‌ها دارای خطا باشد، تخمین، شکل نادرستی خواهد داشت. ج) اندازه‌گیری‌ها مقادیر دقیقی داشته باشند. د) برخی از اندازه‌گیری‌ها دارای خطا باشند. ۹
- شکل (۷-۲) پارامترهای لازم جهت شکل‌دهی یک بیضی‌گون در فضای سه بعدی. ۱۰
- شکل (۸-۲) مقایسه میان تصویر MRI و تصویر تانسور انتشار. در تصویر تانسور انتشار (سمت راست)، رنگ‌ها نشانگر جهت رشته‌های بافت مغز هستند. رنگ قرمز نمایانگر راستای چپ-راست، سبز برای راستای جلو-عقب و آبی برای بالا-پایین. ۱۲
- شکل (۱-۳) فانتوم بیولوژیکی موش. انحراف معیار سیگنال مورد انتظار می‌تواند از روی نویز زمینه که در شکل مشخص شده، تخمین زده شود. ۱۹
- شکل (۲-۳) الگوریتم گردشی برای روش نیوتون کامل اصلاح شده. ۲۷
- شکل (۳-۳) نمودار گردشی برای الگوریتم LMS/LTS ۳۰
- شکل (۴-۳) نمودار گردشی برای روش RESTORE ۳۲

فهرست جدول‌ها

۲۱

جدول (۱-۳)

پایان نامه کارشناسی



فصل ۱:

مقدمه

۱-۱- مقدمه

برآورد تصاویر تانسور انتشار (DTI)^۱ از تصاویر وزندار انتشار (DWI)^۲، روشی نوین و غیر تهاجمی است که با مشخص کردن جهت فیبرها در بافت بدن، اطلاعات مهمی از ساختار بیولوژیکی مغز را به بیننده منتقل می‌کند. این تصاویر کاربرد موفقیت آمیزی در بررسی سکت‌های حاد، تومورها، بیماری‌های چون اسکیزوفرنی، تصلب بافت‌ها (M.S) و آلزایمر داشته است. ایده تصاویر DT در یافتن راستای رشته‌های سازنده بافت‌های بدن، استفاده از جهت اصلی انتشار مولکول‌های آب موجود در این بافت‌ها است.

اولین اقدامات در زمینه بازسازی تصاویر DT در سال ۱۹۶۵ توسط استجسکال و تانر^۳ صورت گرفت. زمانی که این دو محقق تصمیم به اندازه‌گیری ثابت انتشار مولکول‌های آب با استفاده از دستگاه‌های تشدید مغناطیسی هسته‌ای (NMR)^۴ و گرادیان میدان مغناطیسی^۵ گرفتند.

واضح است که برای مطالعه ساختار بدن انسان زنده، نمی‌توان بخشی از بافت مورد مطالعه را از بدن جدا نمود. امروزه برای دستیابی به این منظور از ترکیب دو روش اندازه‌گیری انتشار و تصاویر تشدید مغناطیسی استفاده می‌شود که این تکنیک Diffusion MRI نام دارد. برای آگاهی از جهت بلندترین طولی که انتشار در راستای آن صورت گرفته، ابتدایی‌ترین ایده، اندازه‌گیری ثابت انتشار در تمام جهت‌های ممکن است که البته کاری بسیار زمانبر است و ما تنها می‌توانیم در تعداد محدودی از جهت‌ها، نمونه این اندازه‌گیری‌ها را انجام دهیم. بنابراین نیازمند یک مدل ریاضی برای انتشار هستیم. DTI نامی است که برای Diffusion MRI مبتنی بر این مدل گذاشته شده است. هدف ما در پژوهش حاضر، مطالعه و پیاده‌سازی روش‌های دستیابی به این نوع تصاویر است.

¹Diffusion tensor Imaging (DTI)

²Diffusion Weighted Imaging (DTI)

³Drs.Stejskal & Tanner

⁴Nuclear Magnetic Resonance (NMR)

⁵Magnetic Field Gradient

فصل ۲:

پیش زمینه پژوهش

۱-۲- تصاویر تشدید مغناطیسی

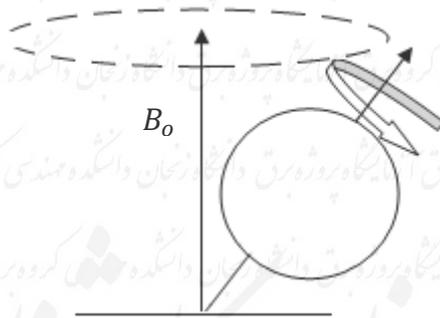
۱-۱-۲- اصول پایه اخذ تصاویر تشدید مغناطیسی

اصول تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)^۱ مبتنی بر حرکت اسپینی هسته‌های معین درون بافت‌های بیولوژیکی است که با عنوان "هسته‌های تشدید مغناطیسی فعال"^۲ شناخته می‌شوند. هیدروژن هسته تشدید مغناطیسی فعالی است که دارای یک تک‌پروتون است و به دلیل وفور آن در بدن انسان و گشتاور مغناطیسی نسبتاً زیادی که تک‌پروتونش به آن می‌دهد در MRI پزشکی، کاربرد فراوان دارد.

طبق قوانین الکترومغناطیس با حرکت ذره باردار، میدان مغناطیسی حاصل می‌شود. بنابراین هسته هیدروژن که دارای پروتون با بار مثبت و حرکت اسپینی است مشابه یک آهنربای کوچک با قطب‌های N و S است. محور شمال-جنوب هر هسته نماینده یک گشتاور مغناطیسی است. این محور با یک بردار معرفی می‌شود. درغیاب یک میدان مغناطیسی خارجی قوی، این بردارها در جهت‌های دلخواه پراکنده‌اند اما به محض قرارگیری در آن، شمار زیادی از هسته‌های هیدروژن، موازی با میدان اعمال شده و در جهت آن منظم می‌شوند و انرژی کم‌تری دارند و شمار اندکی در خلاف جهت آن که دارای انرژی زیاد هستند. این محورها دقیقاً در راستای میدان مغناطیسی قرار ندارند بلکه نسبت به آن اندکی زاویه‌دار هستند. از این رو به محض قرار گرفتن در راستای میدان خارجی، شروع به چرخش حول میدان خارجی می‌کنند (شکل ۱-۲). فرکانس زاویه‌ای این چرخش از رابطه لارمور ($\omega_0 = \gamma B_0$) حاصل می‌شود که در آن γ نسبت ژیرومغناطیسی است. حاصل جمع این بردارها، گشتاور مغناطیسی M، القاکننده سیگنال در سیستم گیرنده یا به عبارتی ایجاد کننده تصویر است.

¹ Magnetic Resonance Imaging (MRI)

² Active Magnetic Resonance Nuclei



شکل (۱-۲) هسته هیدروژن تحت اثر میدان خارجی B_0 .

برای اینکه هسته‌های با انرژی پایین‌تر به سطح انرژی بالاتری برسند نیازمند انرژی، به اندازه اختلاف این دو سطح انرژی است. این تفاوت انرژی به وسیله امواج رادیویی (RF)^۱ به هسته‌های هیدروژن کم انرژی داده می‌شود. برای اینکه حداکثر میدان RF به بردار M وارد شود، باید فرکانس RF با فرکانس لارمور بردار M برابر باشد. پس از انتقال انرژی امواج RF، هسته‌ها در خلاف جهت میدان خارجی هم‌راستا شده و برانگیخته می‌شوند. اگر امواج به شکل پالس به بدن بیمار وارد شود، انگیزگی تنها به صورت لحظه‌ای وجود خواهد داشت و پس از پالس، هسته‌ها به حالت اول برگشته و در امتداد میدان خارجی قرار می‌گیرند. در طی روند برگشت، یک موج الکترومغناطیسی از بدن، به صورت فرکانس رادیویی RF تابش می‌شود. این فرکانس رادیویی همان سیگنالی است که با آن تصویر تشدید مغناطیسی را می‌سازند. این سیگنال تابش شده را میرا شدن القاء آزاد می‌نامند [۱، ۲].

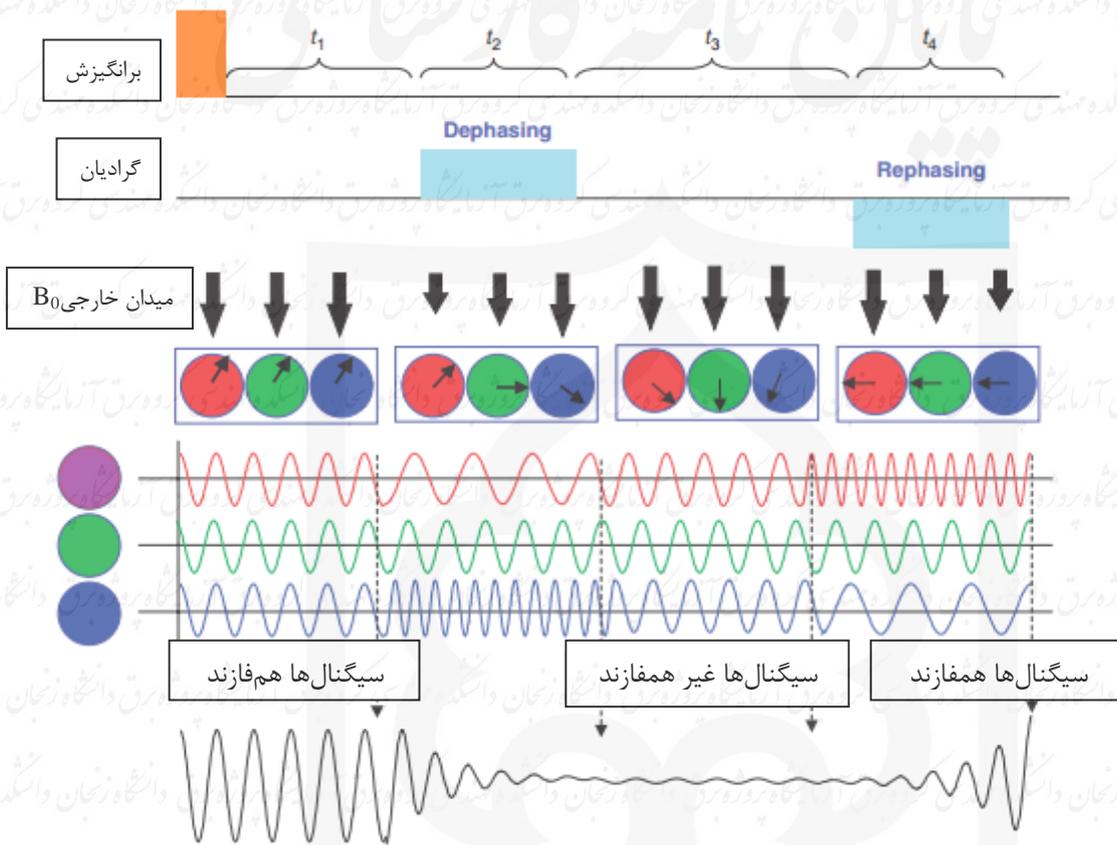
۲-۱-۲- تغییر فرکانس سیگنال مولکول‌های آب با پالس‌های گرادیانی

برای حساس کردن شدت سیگنال نسبت به انتشار مولکول‌های آب در بدن، از وسیله مخصوصی به نام "گرادیان میدان مغناطیسی پالسی"^۲ استفاده می‌شود که توانایی القاء میدان مغناطیسی به طور غیریکنواخت را دارد. هنگام اخذ MRI، گرادیان در سه جهت x,y,z اعمال می‌شود. هنگام اعمال گرادیان، مولکول‌های آب، با توجه به محل قرار گیریشان، شدت میدان مغناطیسی متفاوتی

^۱Radio Frequency (RF)

^۲Pulsed Magnetic field Gradient

دریافت کرده و در نتیجه با فرکانس‌های مختلف رزونانس می‌کنند. در شکل (۲-۲) نمونه‌ای از کاربرد گرادیان نشان داده شده است. قبل از اعمال پالس، تمام مولکول‌های آب هم‌فاز هستند. با اولین پالس، این مولکول‌ها غیرهم‌فاز می‌گردند. با پالس بعدی دوباره مولکول‌ها هم‌فاز می‌شوند. در نتیجه دیده می‌شود که با به کارگیری جفت گرادیان Dephasing-Rephasing نشان داده شده، سیگنال حاصل حساس به انتشار شده بنابراین سیگنال، "انتشار-وزندار" است [۳].



شکل (۲-۲) نمونه‌ای از کاربرد جفت گرادیان Dephasing-Rephasing. دایره‌های رنگی نمایشگر مولکول‌های آب هستند که در موقعیت‌های مکانی متفاوتی در بدن، تحت تأثیر گرادیان قرار می‌گیرند.

۲-۱-۳ - معادله استجسکال - تانر

با در نظر گرفتن توضیحات بخش ۲-۱-۲، اگر S_0 را شدت سیگنال بدون اعمال گرادیان و S را شدت سیگنال با اعمال جفت گرادیان تعریف کنیم، معادله (۲-۱) رابطه‌ای است که میرایی

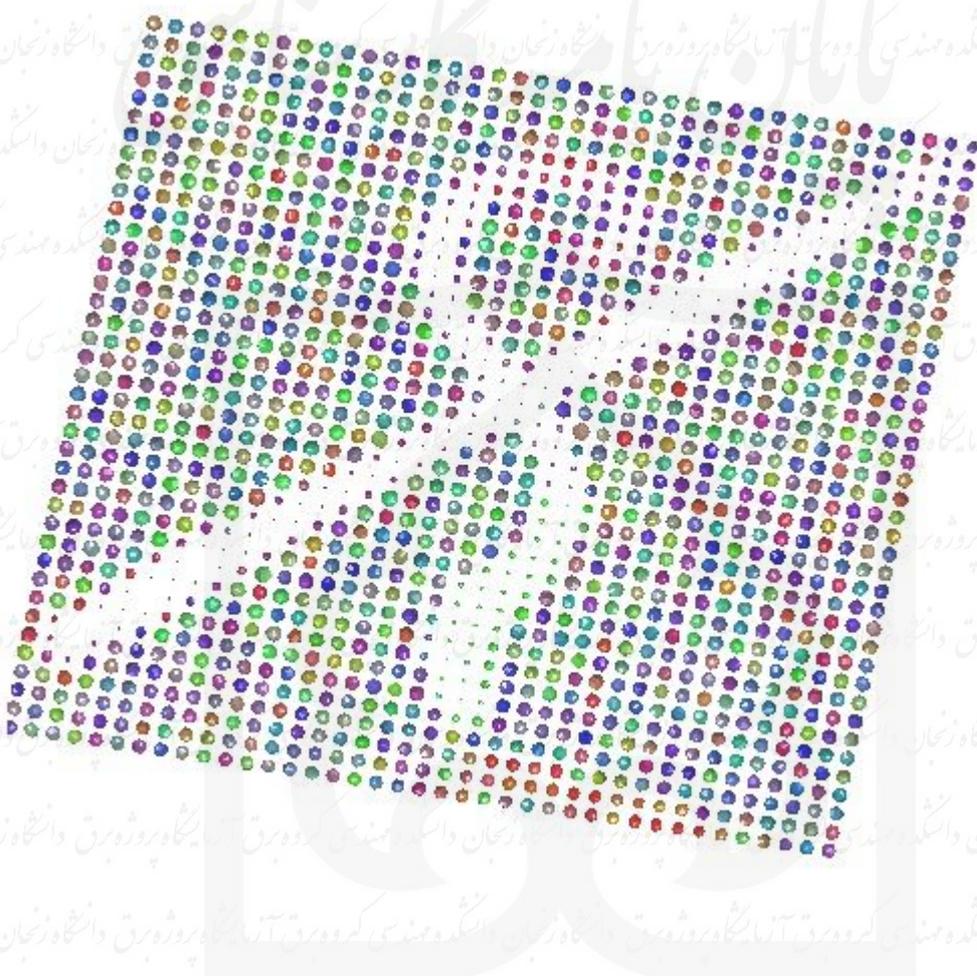
سیگنال ($\frac{S}{S_0}$) را بیان می‌کند.

فصل ۴:

جمع بندی

با توجه به پژوهش‌های انجام شده دیدیم که با به دست آوردن جهت اصلی انتشار مولکول‌های آب موجود در رشته‌های بافت بدن، می‌توان راستای رشته‌ها را از هم تشخیص داد. برای همین منظور مدلی برای هر مولکول آب در نظر گرفته شده که یک تانسور است. روش‌هایی که جهت تخمین این تانسورها به کار می‌رود، هر یک کارایی ویژه‌ای دارند که می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- سادگی روش کمترین LS و زمان کمی که برای روند تخمین نیاز دارد.
- با وزن دار کردن روش LS می‌توان اثر نویز در داده‌ها را کم کرد.
- در صورتی که بخواهیم تانسورهای برآورد شده دقت بیشتری داشته باشند و زمان نسبتاً کمی نیز صرف تخمین شود، از روش NLS استفاده می‌کنیم.
- از جمله روش‌هایی که برای حل مسائل NLS به کار می‌رود روش Levenberg-Marquardt و روش نیوتون است.
- در صورتی که زمان بیش‌تری برای تخمین داشته باشیم، می‌توانیم از روش‌های قوی‌تری همچون LMS/LTS و RESTORE بهره ببریم.
- روش‌های LMS و LTS به ترتیب برای داده‌های خام با چندین فاکتور انتشار و داده‌هایی با چندین جهت گرادیانی، به کار می‌رود.
- روش‌های LTS و RESTORE داده‌های پرت را از میان داده‌ها شناسایی کرده و آن‌ها را از روند تخمین حذف می‌کنند.



نمونه تصویر تانسور انتشار بازسازی شده با روش LS. فانتوم بیولوژیکی رشته اعصاب موش (برش محوری چهاردهم)

پایان نامه کارشناسی

مراجع



مراجع

[1] C, Westbrook, C. Kaut, "MRI in practice", Blackwell Publishing, Second Edition, 1998.

[۲] دکتر عباس تکاور، "نگاره برداری با استفاده از رزونانس مغناطیسی هسته‌ای"، مجله دانشکده پزشکی تهران، ۱۳۷۲.

[3] Susumu Mori, "Introduction to Diffusion Tensor Imaging ", Elsevier, First Edition, 2007.

[4] Ivan I. Maximov, Farida Grinberg, N. Jon Shah, "Robust Tensor Estimation in Diffusion Tensor Imaging ", Journal of Magnetic Resonance, Vol. 213, pp. 136-144, (2011).

[5] Cheng Guan Koay, Lin-chin Chang, John D. Carew, Carlo Pierpoli, Petter J. Basser, "A unifying theoretical and algorithmical framework for least squares methods of estimation in Diffusion Tensor Imaging", Journal of Magnetic Resonance, Vol. 182, pp. 115-125, (2006).

[6] Peter B. Kingsley, "Introduction to Diffusion Tensor Imaging Mathematics", Magnetic Resonance Part A, Vol. 28A(2), pp. 155-179, (2006).

[7] Lin-Chin Chang, Derek K. Jones, Carlo Pierpoli, "Restore: Robust estimation of Diffusion Tensor by Outlier Rejection" Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 53, pp. 1088-1095, (2005).

[8] Pierre Fillard, Xavier Pennec, Vincent Arsigny, Nicholas Ayache, "Clinical DT-MRI Estimation, smoothing, and Fiber Tracking With Log-Euclidian Metrics ", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 26, No. 11, pp. 1472-1482, (2007).

[9] Antonia Tristan-Vega, Santiago Aja-Fernandez, Carl-Fredrik Westin, "Least squares for Diffusion Tensor Estimation Revisited: Propagation of uncertainty with Rician and non-Rician Signals".

[10] Ananth Ranganathan, "The Levenberg-Marquardt Algorithm". 2004.

[11] Susumu Mori, Setsu Wakana, Lidia M. Nagae-Poetscher, Peter C.M Van Zijl, "MRI Atlas of Human White Matter", Elsevier, 2005.

[12] Jonathan H. Gillard, Adam D. Waldman, Peter B. Barker, "Clinical MR Neuroimaging, Diffusion, Perfusion and Spectroscopy", Cambridge University Press, 2005.