



دانشگاه زنجان

دانشکده مهندسی برق

رجیستر تصاویر تشدید مغناطیسی تانوسور انتشار

پروژه کارشناسی

در رشته مهندسی برق گرایش مخابرات

پویا اشتری

استاد راهنما:

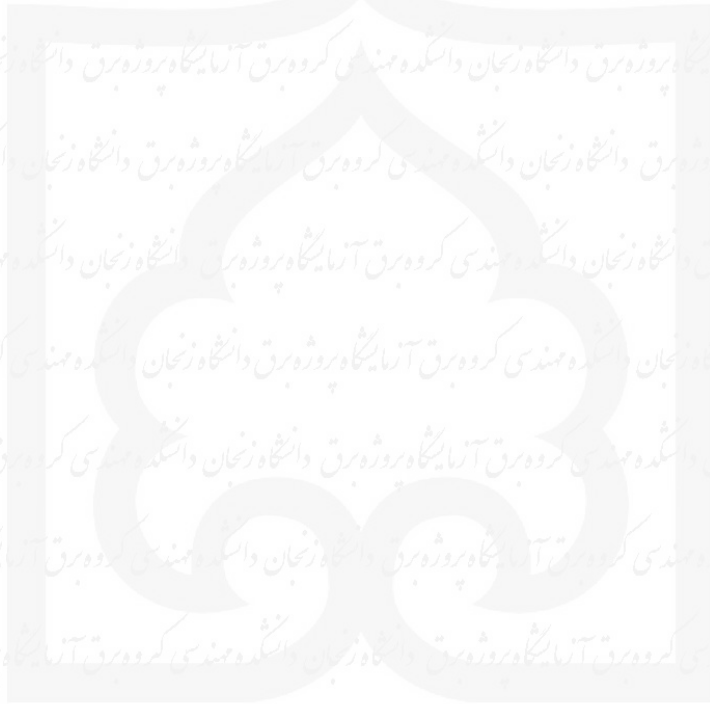
دکتر مصطفی چرمی

شهریور ماه ۱۳۹۱

تشکر و قدردانی:

قبل از هر چیز قصد دارم صمیمانه از استاد راهنمای خود، دکتر چرمی، بخاطر زحمات و حمایت‌های فراوانشان تشکر و قدردانی کنم.

پایان نامه کارشناسی



چکیده

در این رساله به بررسی اصول کلی رجیستر کردن تصاویر و نحوه پیاده‌سازی آن برای تصاویر تانسوری به خصوص تصاویر تشدید مغناطیسی تانسور انتشار (DT-MRI) در پزشکی پرداخته ایم. چالش‌های اساسی مربوط به رجیستر کردن این نوع تصاویر مانند بازچرخش و متریک را بررسی و راهکارهایی برای مقابله با آن‌ها ارائه کرده ایم. یک الگوریتم پر سرعت را پیشنهاد کرده ایم که طی آن پارامترهای تبدیل افاین با بهینه کردن تابع هدف بدست می‌آیند. در این روش از فاصله اقلیدسی به عنوان متریک در فضای تانسوری استفاده شده و عبارت بازچرخش به طور صریح در تابع هدف آمده است. چون گرادیان تابع هدف به صورت تحلیلی قابل محاسبه است ما قادریم تا از روش‌های بهینه‌سازی پرسرعت مانند مزدوج گرادیان استفاده کنیم. در نهایت این الگوریتم روی چند نمونه DT-MRI مغز انسان پیاده‌سازی و برخی از نتایج ارائه شده است.

واژه‌های کلیدی: تصاویر تشدید مغناطیسی تانسور انتشار (DT-MRI)؛ رجیستر کردن؛ تبدیل مکانی

فهرست مطالب

فصل ۱: پیش زمینه

۵

۶

۶

۷

۷

۱۰

۱۱

۱۲

۱۶

۱۷

۲۱

۲۸

۳۰

۳۲

۳۳

۳۳

۳۴

۳۷

فصل ۲: روش

فصل ۳: جمع بندی

مراجع

پیوست‌ها

فهرست اشکال

شکل ۱-۲: رجیستر کردن، تبدیل مکانی برای نگاشت نقاط متناظر در دو تصویر را پیدا می کند. ۱۲

شکل ۲-۲: شمای کلی رجیستر کردن و اجزای آن. ۱۳

شکل ۳-۲: روند اعمال تبدیل مکانی و متریک در رجیستر کردن. ۱۴

شکل ۱-۳: بازچرخش تانسور انتشار. ۱۸

شکل ۲-۳: شمای کلی رجیستر کردن تصاویر تانسور انتشار. ۱۹

شکل ۳-۳: روند تغییر شکل تصاویر تانسور انتشار و استخراج تابع هدف. ۲۰

شکل ۴-۳: بازچرخش تحت تبدیل صلب. ۲۱

شکل ۵-۳: اثر تبدیلات شیر افقی و شیر عمودی. ۲۴

شکل ۶-۳: نمودار بلوکی روش PPD. ۲۶

شکل ۷-۳: مقایسه روش های بازچرخش PPD و FS. ۲۷

پایان نامه کارشناسی

فصل ۱:

پیش زمینه



۱-۱- پیش زمینه پزشکی

رجیستر تصاویر پزشکی فرایندی مرسوم در کاربردهای مختلف پزشکی است که برای مقایسه کمی و تحلیل آماری متغیرهای آناتومیکی به کار می‌رود.

یکی از کاربردها، ایجاد اطلس آماری از بافت‌های مختلف بدن مانند مغز و قلب است. در ایجاد

اطلس تصویر زیادی از بافت مورد نظر جمع آوری و برای ایجاد یک بانک اطلاعاتی آماری بکار برده

می‌شود. اطلس، اطلاعات مفیدی درباره تغییرات درباره ساختار بافت مورد نظر اریه می‌دهد. اطلس می‌تواند با داده‌های جدید ترکیب شده و بروز شود. از سوی دیگر، وقتی یک نمونه جدید از بافت با

اطلس مقایسه می‌شود، بخش‌های غیر عادی در این بافت براحتی آشکار می‌شود. همچنین با

استفاده از رجیستر کردن می‌توان ساختارها در نمونه جدید را بر طبق اطلس برچسب‌گذاری کرد.

تا کنون اطلس‌هایی هم تدوین شده است. در یکی از ابتدایی‌ترین این اطلس‌ها [۱]، رشد مغز

در نوزادان با بکارگیری تصاویر تشدید مغناطیسی^۱ مورد مطالعه قرار گرفته است. در این پژوهش

کل حجم مغز، کل حجم ماده خاکستری^۲، ماده سفید^۳ نارس، ماده سفید رسیده و مایع مغزی^۴ در

نوزادان بالغ و زودرس^۵ در بازه زمانی ۲۹ تا ۴۱ هفته‌گی کمی‌سازی شده است. پژوهشی دیگر [۲]

تغییر در انتشار آب در نواحی مشخص مغز در بازه زمانی مشابه را نشان می‌دهد. داده‌ها گواهِ بر آن

هستند که قضاوت کمی در مورد انتشار آب بوسیله تصاویر تانسور انتشار تشدید مغناطیسی (DT-^۶

MRI) منجر به درک عمیقی از گسترش ریزساختاری در ماده سفید مغزی می‌شود.

۱-۲- پیش زمینه ریاضی

در این بخش مفاهیم ریاضی مرتبط با مدل‌سازی تانسوری از انتشار در بافت‌های بیولوژیکی و

1 Magnetic Resonance Image

2 Gray Matter

3 White Matter

4 Cerebrospinal Fluid

5 Mature and Premature

6 Diffusion Tensor Magnetic Resonance Image

رجیستر تصاویر تانسور انتشار را، مرور می‌کنیم. ابتدا تعریفی از تانسور ارایه می‌دهیم، سپس تجزیه تانسورها بوسیله مقادیر و بردارهای ویژه و اهمیت آن در بصری سازی^۱ تانسور انتشار را بررسی می‌کنیم. در نهایت با ارایه دو تجزیه مهم دیگر که در فرایند رجیستر کردن با آن‌ها مواجه می‌شویم، این بخش به اتمام می‌رسد.

۱-۲-۱- تانسور

در اینجا ما به یک تعریف سطحی و ناقص تانسور بسنده می‌کنیم. از قبل می‌دانیم یک اسکالر با یک عدد مشخص می‌شود، که با نگاه تانسوری، یک تانسور مرتبه صفر است در حالی که بردار تانسور مرتبه یک است. یک تانسور مرتبه k در فضای N بعدی، مجموعه‌ای است با N^k کمیت وابسته به مختصات، که مولفه‌های آن را تشکیل می‌دهند. این مولفه‌ها باید شرایط خاصی داشته باشند [۳]. در فضای سه بعدی، اسکالرها تانسورهای مرتبه صفر با $3^0=1$ مولفه و بردارها تانسورهای مرتبه یک با $3^1=3$ مولفه هستند. تانسور انتشار یک تانسور مرتبه دو است که دارای $3^2=9$ مولفه است و می‌توان آن را به شکل یک ماتریس 3×3 نمایش داد. علاوه بر این تانسور انتشار یک ماتریس متقارن و مثبت-معین^۲ [۴] است، بنابراین در یک نقطه دلخواه از فضا فرم کلی زیر را دارد:

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

۱-۲-۲- مقادیر و بردارهای ویژه

هر تانسور انتشار (هر ماتریس متقارن-مثبت-معین) را می‌توان به صورت زیر تجزیه کرد:

1 Visualization

2 Symmetric-Positive-Definite

$$D = E \Lambda E^T \quad (1-1)$$

$$E = [e_1 \ e_2 \ e_3] \quad , \quad e_i^T e_j = \delta_{ij} = \begin{cases} 1 & i = j \\ 0 & i \neq j \end{cases}$$

$$\Lambda = \text{diag}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \quad , \quad \lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3 \geq 0$$

که e_i و λ_i به ترتیب بردار ویژه و مقدار ویژه متناظر برای تانسور هستند و ماتریس E یک ماتریس متعامد ($EE^T = I$) است. با توجه به تعامد بردارهای ویژه می توان هر تانسور را به شکل یک بیضی گون با شعاع های λ_1 ، λ_2 و λ_3 که به ترتیب در جهت e_1 ، e_2 و e_3 قرار دارند، تصور کرد که یک روش به تصویر کشیدن انتشار است و از آن در ادامه استفاده خواهیم کرد. رابطه (۲-۱) را می توان به صورت زیر بسط داد:

$$D = \lambda_1 e_1 e_1^T + \lambda_2 e_2 e_2^T + \lambda_3 e_3 e_3^T \quad (2-1)$$

با استفاده از رابطه (۲-۲) می توان اندازه کل انتشار، $\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$ بر حسب تانسور انتشار D بدست می آید:

$$\text{Trace}(D) = \sum_{k=1}^3 \lambda_k \text{Trace}(e_k e_k^T)$$

$$\xrightarrow{\text{Trace}(e_k e_k^T) = e_{kx}^2 + e_{ky}^2 + e_{kz}^2 = 1} \text{Trace}(D) = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$$

$$\langle D \rangle = \text{trace}(D)/3$$

$\langle D \rangle$ و $\text{trace}(D)/3$ هر دو اندازه انتشار را نشان می دهند اما گاهی بهتر است برای سادگی از $\langle D \rangle$ استفاده کنیم که متوسط مقادیر ویژه تانسور انتشار است.

انتشار را بر اساس شکل بیضی گون می توان به سه حالت خاص ولی پایه ای تقسیم کرد:
 ۱. خطی ($\lambda_1 \gg \lambda_2 \approx \lambda_3$): عمده انتشار در جهت بزرگترین بردار ویژه (جهت اصلی) رخ می دهد:

1 Visualization
 2 Principal Direction

$$D \approx \lambda_1 e_1 e_1^T$$

۲. صفحه‌ای ($\lambda_1 \approx \lambda_2 \gg \lambda_3$): عمده انتشار در صفحه تشکیل شده با دو بردار ویژه بزرگتر صورت می‌گیرد:

$$D \approx \lambda_1 (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T)$$

۳. کروی ($\lambda_1 \approx \lambda_2 \approx \lambda_3$): انتشار در همه جهات تقریباً یکسان است:

$$D \approx \lambda_1 (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T + e_3 e_3^T)$$

یک تانسور انتشار دلخواه D را می‌توان به صورت ترکیب خطی تانسورهای خطی، صفحه‌ای و

$$D = \lambda_1 e_1 e_1^T + \lambda_2 e_2 e_2^T + \lambda_3 e_3 e_3^T$$

$$= (\lambda_1 - \lambda_2) e_1 e_1^T + (\lambda_2 - \lambda_3) (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T) + \lambda_3 (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T + e_3 e_3^T)$$

$$= \frac{\lambda_1 - \lambda_2}{3\langle D \rangle} D_l + \frac{2(\lambda_2 - \lambda_3)}{3\langle D \rangle} D_p + \frac{\lambda_3}{\langle D \rangle} D_s$$

$$= c_l D_l + c_p D_p + c_s D_s \quad (3-1)$$

در رابطه (۳-۲) D_l ، D_p و D_s به ترتیب تانسورهای خطی، صفحه‌ای و کروی هستند که اندازه

انتشار در هر یک از آنها برابر اندازه انتشار تانسور D یعنی $\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$ است. c_l ، c_p و c_s نیز

به ترتیب ضرایب خطی، صفحه‌ای و کروی اند که مقادیرشان بین صفر و یک نرمالیزه شده است.

براحتی می‌توان این تانسورها و ضرایب را به صورت زیر نوشت:

$$D_l = 3\langle D \rangle e_1 e_1^T$$

$$D_p = \frac{3}{2}\langle D \rangle (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T)$$

$$D_s = \langle D \rangle (e_1 e_1^T + e_2 e_2^T + e_3 e_3^T)$$

$$c_l = \frac{\lambda_1 - \lambda_2}{3\langle D \rangle}, \quad c_p = \frac{2(\lambda_2 - \lambda_3)}{3\langle D \rangle}, \quad c_s = \frac{\lambda_3}{\langle D \rangle} \quad (4-1)$$

با استفاده از c_s می توان یک اندازه برای ناهمسانگردی^۱ تعریف کرد:

$$c_a \stackrel{\text{def}}{=} 1 - c_s \quad (5-1)$$

در رابطه (۵-۲) c_a مقداری بین صفر و یک دارد و میزان ناهمسانگردی را نشان می دهد. با افزایش

c_a ناهمسانگردی افزایش می یابد. در پیوست (الف) چند نمونه ناهمسانگردی دیگر آورده شده است.

۱-۲-۳- تجزیه مقدار منفرد (SVD) و تجزیه قطبی

هر ماتریس حقیقی $m \times n$ مانند A را متوان به صورت زیر تجزیه کرد [۴]:

$$A = U \Sigma V^T = (\text{متعامد}) (\text{قطری}) (\text{متعامد}) \quad (6-1)$$

در رابطه (۶-۲)، $U (m \times m)$ و $V (n \times n)$ ماتریس های متعامد هستند ($UU^T = VV^T = I$).

ستون های ماتریس های U و V را به ترتیب بردارهای ویژه AA^T و $A^T A$ تشکیل می دهند و مقادیر

منفرد روی قطر $\Sigma (m \times n)$ ریشه دوم مقادیر ویژه ناصر AA^T (یا $A^T A$) می باشند. بدیهی است

که این مقادیر بایستی مثبت باشند. به این تجزیه، تجزیه مقدار منفرد (SVD^r) می گویند. اگر A

ماتریسی حقیقی و مربعی باشد می توانیم تجزیه دیگری به نام تجزیه قطبی را نتیجه بگیریم:

$$A = U \Sigma V^T \xrightarrow{V^T V = I} A = UV^T V \Sigma V^T = \underbrace{(UV^T)}_Q \underbrace{(V \Sigma V^T)}_S$$

$$Q = UV^T, \quad Q^T Q = VU^T UV^T = I$$

1 Anisotropy Measure

2 Singular Value Decomposition

$$S = V \Sigma V^T$$

(۷-۱)

$$A = QS = (\text{متقارن}) (\text{متعامد})$$

که Q متعامد و S متقارن-شبه معین-مثبت [۴] است.

۳-۱- تصاویر تشدید مغناطیسی تانسور انتشار (DT-MRI)

DT-MRI با اندازه‌گیری تانسور انتشار ظاهری^۲ در هر وکسل از حجم MRI، انتشار آب را به طور کمی توصیف می‌کند. در این مدل فرض بر این است که مولکول آب طبق یک فرایند انتشاری

ناهمسانگرد ساده حرکت می‌کند. بنابراین جابجایی x برای مولکول آب در یک زمان ثابت t به

عنوان یک متغیر تصادفی مدل می‌شود که دارای توزیع نرمال (گوسی) چندمتغیره p با میانگین صفر و کواریانس $2tD$ است. D تانسور انتشار، یک ماتریس 3×3 متقارن و مثبت-معین است.

تانسور انتشار ظاهری بهترین برازش D به مجموعه اندازه‌گیری‌های تصاویر تشدید مغناطیسی انتشار وزن دار (DW-MRI^۳) است [۵].

تابع گاوسی کانتورهای بیضوی دارد که طول محورهای اصلی (شعاع) آن‌ها نسبت‌های

یکسانی با ریشه دوم مقادیر ویژه D ، $0 \leq \lambda_3 \leq \lambda_2 \leq \lambda_1$ دارند. بردارهای ویژه e_1 ، e_2 و e_3

(نظیر λ_1 ، λ_2 و λ_3) با محورهای اصلی بیضی هم‌جهت اند. با استفاده از مقادیر ویژه می‌توان

اندازه و شکل p را تعیین کرد. $Trace(D) = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$ متناسب با متوسط مربع جابجایی

مولکول‌های آب است که تحرک پذیری مولکول‌های آب را نشان می‌دهد [۵]. ناهمسانگردی جزئی^۴

ν (به پیوست الف) مراجعه کنید) انحراف معیار نرمالیزه شده λ_1 هاست و میزان ناهمسانی انتشار در جهات مختلف را نشان می‌دهد.

بافت زنده شامل موانع ریزساختاری مانند دیواره‌های سلول و غشاها برای حرکت مولکول‌های

آب است. موانع در نواحی پر از مایع مانند بطن‌ها در مغز، کمتر از نواحی چگال‌تر مانند ماده سفید

و خاکستری است. موانع میکرو ساختاری متوسط طول جابجایی‌ها را کاهش می‌دهند، بنابراین

1 Diffusion Tensor Magnetic Resonance Image

2 Apparent DT

3 Diffusion Weighted Magnetic Resonance Image

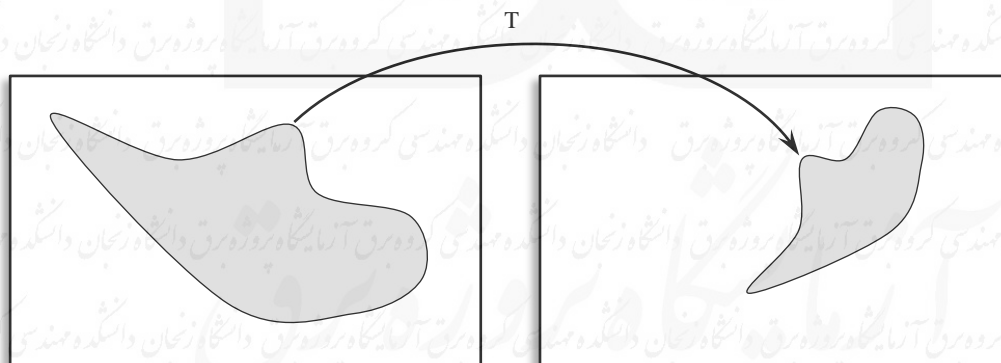
4 Fractional Anisotropy

$Trace(D)$ در نواحی ماده سفید و خاکستری کوچکتر است. در ماده خاکستری موانع ریزساختاری معمولاً جهت مشخصی ندارند و حرکت آب در همه جهات یکسان است. در نتیجه p در بیشتر نواحی ماده خاکستری، یکسانگرد است و $\lambda_1 \approx \lambda_2 \approx \lambda_3$. ماده سفید شامل کلافهایی از فیبرهای آکسنی موازی است. دیوارههای سلول آکسن حرکت آب در جهت عمود بر فیبرها را محدود می‌کند اما در طول محور فیبرها اینچنین نیست. بنابراین متوسط جایجایی‌ها در جهت فیبرها بزرگتر است و p ناهمسانگردی بالایی دارد در نتیجه $\lambda_1 \approx \lambda_2 \gg \lambda_3$ و e_1 جهت فیبر را نشان می‌دهد.

یکی از مشکلات DT-MRI در وکسل‌هایی که تقاطع فیبرها وجود دارد، آشکار می‌شود زیرا DT-MRI فقط جهت یک فیبر را تقریب می‌زند. در تقاطع، ریزساختار بافت دارای چند جهت فیبری قابل ملاحظه است و p در هر کدام دارای قله است. وقتی که ریزساختار شامل دو جهت فیبری عمود بر هم و هم وزن باشد، بهترین تقریب مدل گاوسی کانتورهای دیسک شکل دارد و $\lambda_1 \approx \lambda_2 \gg \lambda_3$. در نهایت هرگاه سه فیبر عمود بر هم و هم‌وزن در یک وکسل باشند، آنگاه $\lambda_1 \approx \lambda_2 \approx \lambda_3$ و بافت همسانگرد است.

۴-۱- رجیستر تصویر

رجیستر تصویر فرایندی است که تبدیل مکانی^۱ مناسب را برای نگاشت نقاط یک تصویر (تصویر



شکل ۱-۲: رجیستر کردن، تبدیل مکانی برای نگاشت نقاط متناظر در دو تصویر را پیدا می‌کند.

پایان نامه کارشناسی

فصل ۳:

جمع بندی

۱-۳- پیشنهادها و کارهای آتی

به نظر می‌رسد در موضوع بازچرخش DT-MRI کار زیادی انجام نشده است و نمی‌توان روش‌های بازچرخش را محدود به FS و PPD دانست. نویسنده قصد دارد با استفاده از تجزیه تانسور به مولفه‌های خطی، صفحه‌ای و کروی روش جدیدی را در کارهای آتی خود توسعه دهد. در رجیستر افاین تصاویر تانسور انتشار، انتخاب هوشمندانه پارامترها ممکن است همانند بخش ۲-۳ منجر به کاهش بار محاسباتی و افزایش سرعت الگوریتم شود. نحوه این انتخاب نیز در برنامه کارهای آتی نویسنده قرار دارد.

۲-۳- جمع بندی

ما اصول کلی رجیستر تصاویر تانسور انتشار شرح دادیم و چالش‌ها اساسی آن مانند اندازه تشابه و بازچرخش را بررسی کردیم. الگوریتمی به منظور رجیستر افاین تصاویر تانسور انتشار با در نظر گرفتن صریح بازچرخش در عبارت تابع هدف، ارائه کردیم که نحوه تشکیل تابع هدف در آن بگونه‌ای است که ما را قادر می‌سازد تا از روش‌های بهینه سازی پرسرعت و دقیق بوسیله مشتق تحلیلی، بهره بگیریم.

پایان نامه کارشناسی

مراجع



مراجع

- [1] Huppi, P.S., Warfield, S., Kikinis, R., Barnes, P.T., Zientara, G.P., Jolesz, F.A., Tsuji, M.K., Volpe, J.J.: Quantitative magnetic resonance imaging of brain development in premature and mature newborns. *Ann Neurol* 43, 224-35 (1998)
- [2] Huppi, P.S., Maier, S.E., Peled, S., Zientara, G.P., Barnes, P.D., Jolesz, F.A., Volpe, J.J.: Microstructural development of human newborn cerebral white matter assessed in vivo by diffusion tensor magnetic resonance imaging. *Pediatr Res* 44, 584-590 (1998)
- [3] Arfken, G.B., Weber, H.J.: *Mathematical Methods for Physicists*, Sixth Edition, chap. 2. Vector Analysis in Curved Coordinates and Tensors, pp. 103-164. Elsevier Academic Press, USA (2005)
- [4] Strang, G.: *Linear Algebra and Its Applications*, fourth Edition, chap. 6. Positive Definite Matrices, pp. 345-389. Thomson Brooks, USA (2006)
- [5] Gee, J.C., Alexander, D.C.: Visualization and Processing of Tensor Fields, chap. 20. Diffusion-Tensor Image Registration, pp. 327-342. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Germany (2006)
- [6] Alexander, D.C., Gee, J.C.: Elastic matching of diffusion tensor images. *Computer Vision and Image Understanding* 77(2), 233-250 (2000)
- [7] Park, H., Kubicki, M., Shenton, M.E., Guimond, A., McCarley, R.W., Maier, S.E., Kikinis, R., Jolesz, F.A., Westin, C.F.: Spatial normalization of diffusion tensor MRI using multiple channels. *NeuroImage* 20, 1995-2009 (2003)
- [8] Pollari, M., Neuvonen, T., Lilja, M., Lotjonen, J.: Comparative evaluation of voxel similarity measures for affine registration of diffusion tensor MR images. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI*, pp. 768-771. Washington, DC., USA (2007)
- [9] Alexander, D., Pierpaoli, C., Basser, P., Gee, J.: Spatial transformations of diffusion tensor magnetic resonance images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20(11), 1131-1139 (2001)
- [10] L. E. Malvern, *Introduction to the Mechanics of a Continuous Medium*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1969.
- [11] Xu, D., Mori, S., Shen, D., van Zijl, P.C.M., Davatzikos, C.: Spatial normalization of diffusion tensor fields. *Magnetic Resonance in Medicine* 50, 157-182 (2003)
- [12] Jones, D.K., Griffin, L.D., Alexander, D.C., Catani, M., Horsfield, M.A., Howard, R., Williams, S.C.R.: Spatial normalization and averaging of diffusion tensor MRI data sets. *NeuroImage* 17(2):592-617 (2002)
- [13] Barbieri, S., Welk, M., Weickert, J.: Variational registration of tensor-valued images. In: *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. Workshops*. Anchorage, Alaska, USA (2008)
- [14] Cao, Y., Miller, M.I., Mori, S., Winslow, R.L., Younes, L.: Diffeomorphic matching of diffusion tensor images. In: *2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06)*, pp. 67-74. New York, NY, USA (2006)
- [15] Curran, K., Alexander, D.C.: Orientation coherence optimisation in tensor image registration. In: *Medical Image Understanding and Analysis Conferences (MIUA)*, pp. 259-272. London, UK (2004)
- [16] Gee, J.C., Alexander, D.C., Rivera, M., Duda, J.T.: Non-rigid registration of diffusion tensor MR images. In: *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, pp. 477-480. Washington, DC, USA (2002)

- [17] Goh, A., Vidal, R.: Algebraic methods for direct and feature based registration of diffusion tensor images. In: European Conference on Computer Vision, pp. 514–525. Graz, Austria (2006)
- [18] Ruiz-Alzola, J., Westin, C.F., Warfield, S.K., Alberola, C., Maier, S., Kikinis, R.: Nonrigid registration of 3D tensor medical data. *Medical Image Analysis* 6, 143–161 (2002)
- [19] Ruiz-Alzola, J., Westin, C.F., Warfield, S., Nabavi, A., Kikinis, R.: Nonrigid registration of 3D scalar vector and tensor medical data. In: *Medical Imaging Computing and Computer-Assisted Intervention, Lecture Notes on Computer Science*, pp. 541–550. Springer-Verlag (2000)
- [20] Alexander, D., Gee, J., Bajcsy, R.: Similarity measures for matching diffusion tensor images. In: T.P. Pridmore, D. Elliman (eds.) *British Machine Vision Conference*, pp. 93–102. Nottingham, UK (1999)
- [21] Pierpaoli, C., Basser, P.: Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy. *Magnetic Resonance in Medicine* 36, 893–906 (1996)