



UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS Y NATURALES
DEPARTAMENTO DE COMPUTACIÓN

La Guerra de las Galaxias: Rebelión e Imperio

Tesis presentada para optar al título de
Licenciado en Ciencias de la Computación

Leonel Exequiel Gómez

Director: Obi-Wan Kenobi

Codirector: Master Yoda

Buenos Aires, 2011

LA GUERRA DE LAS GALAXIAS: REBELIÓN E IMPERIO

La princesa Leia, líder del movimiento rebelde que desea reinstaurar la República en la galaxia en los tiempos ominosos del Imperio, es capturada por las malévolas Fuerzas Imperiales, capitaneadas por el implacable Darth Vader. El intrépido Luke Skywalker, ayudado por Han Solo, capitán de la nave espacial “El Halcón Milenario”, y los androides, R2D2 y C3PO, serán los encargados de luchar contra el enemigo y rescatar a la princesa para volver a instaurar la justicia en el seno de la Galaxia (aprox. 200 palabras).

Palabras claves: Guerra, Rebelión, Wookie, Jedi, Fuerza, Imperio (no menos de 5).

STAR WARS: REBELLION AND EMPIRE

In a galaxy far, far away, a psychopathic emperor and his most trusted servant – a former Jedi Knight known as Darth Vader – are ruling a universe with fear. They have built a horrifying weapon known as the Death Star, a giant battle station capable of annihilating a world in less than a second. When the Death Star's master plans are captured by the fledgling Rebel Alliance, Vader starts a pursuit of the ship carrying them. A young dissident Senator, Leia Organa, is aboard the ship & puts the plans into a maintenance robot named R2-D2. Although she is captured, the Death Star plans cannot be found, as R2 & his companion, a tall robot named C-3PO, have escaped to the desert world of Tatooine below. Through a series of mishaps, the robots end up in the hands of a farm boy named Luke Skywalker, who lives with his Uncle Owen & Aunt Beru. Owen & Beru are viciously murdered by the Empire's stormtroopers who are trying to recover the plans, and Luke & the robots meet with former Jedi Knight Obi-Wan Kenobi to try to return the plans to Leia Organa's home, Alderaan. After contracting a pilot named Han Solo & his Wookiee companion Chewbacca, they escape an Imperial blockade. But when they reach Alderaan's coordinates, they find it destroyed - by the Death Star. They soon find themselves caught in a tractor beam & pulled into the Death Star. Although they rescue Leia Organa from the Death Star after a series of narrow escapes, Kenobi becomes one with the Force after being killed by his former pupil - Darth Vader. They reach the Alliance's base on Yavin's fourth moon, but the Imperials are in hot pursuit with the Death Star, and plan to annihilate the Rebel base. The Rebels must quickly find a way to eliminate the Death Star before it destroys them as it did Alderaan (aprox. 200 palabras).

Keywords: War, Rebellion, Wookie, Jedi, The Force, Empire (no menos de 5).

AGRADECIMIENTOS

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Fusce sapien ipsum, aliquet eget convallis at, adipiscing non odio. Donec porttitor tincidunt cursus. In tellus dui, varius sed scelerisque faucibus, sagittis non magna. Vestibulum ante ipsum primis in faucibus orci luctus et ultrices posuere cubilia Curae; Mauris et luctus justo. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Mauris sit amet purus massa, sed sodales justo. Mauris id mi sed orci porttitor dictum. Donec vitae mi non leo consectetur tempus vel et sapien. Curabitur enim quam, sollicitudin id iaculis id, congue euismod diam. Sed in eros nec urna lacinia porttitor ut vitae nulla. Ut mattis, erat et laoreet feugiat, lacus urna hendrerit nisi, at tincidunt dui justo at felis. Class aptent taciti sociosqu ad litora torquent per conubia nostra, per inceptos himenaeos. Ut iaculis euismod magna et consequat. Mauris eu augue in ipsum elementum dictum. Sed accumsan, velit vel vehicula dignissim, nibh tellus consequat metus, vel fringilla neque dolor in dolor. Aliquam ac justo ut lectus iaculis pharetra vitae sed turpis. Aliquam pulvinar lorem vel ipsum auctor et hendrerit nisl molestie. Donec id felis nec ante placerat vehicula. Sed lacus risus, aliquet vel facilisis eu, placerat vitae augue.

A mi viejo.

CONTENTS

1. Introducción	1
1.1 Imágenes por resonancia magnética (MRI)	1
1.2 Resonancia magnética de difusión	2
1.3 Modelos de difusión	3
1.4 Problema y objetivo	4
2. Estado del Arte	5
3. Experimento	7
3.1 Teoría	7
3.1.1 MAPL	7
4. La guerra de las galaxias	11
4.1 Infancia y juventud	11
4.2 Rescate de la princesa	11
4.3 Sacrificio y victoria	11
5. El imperio contraataca	13
6. El regreso del Jedi	15

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Imágenes por resonancia magnética (MRI)

La Resonancia Magnética es una técnica útil para generar imágenes de órganos internos del cuerpo, sin la necesidad de someter al mismo a un procedimiento quirúrgico. Estas imágenes permiten a los médicos hacer distintos tipos de diagnósticos. La imagen construida por esta técnica está fuertemente relacionada con la densidad de partículas de hidrógeno en un determinado voxel (píxel en tres dimensiones).

Esta técnica, a grandes rasgos, se basa en los siguientes fenómenos físicos. El primero de ellos, es una propiedad que poseen las partículas de los núcleos de hidrógeno, llamada momento angular intrínseco (*spin angular momentum* en inglés). Mediante la cual las partículas se encuentran girando en su propio eje a una frecuencia determinada. La razón de este movimiento se llama razón giromagnética (*gyromagnetic ratio* en inglés) y lo denotamos con el símbolo γ . El valor de esta razón es propio de cada sustancia y su unidad en el *sistema internacional* es de radianes sobre segundos por tesla. Debido a este movimiento, los núcleos se encuentran magnetizados y se comportan como un pequeño imán bipolar, los cuales propagan cierto campo magnético en una cierta dirección. Es por ello, que se los pueden representar como un vector en tres dimensiones. La orientación del campo la representamos con la dirección del vector y la magnitud del campo con longitud del mismo.

El siguiente fenómeno, es la consecuencia de aplicar un campo magnético externo B a partículas que se encuentran girando en su propio eje. La consecuencia será que estas comenzarán a describir un movimiento de precesión alrededor de un eje imaginario paralelo a la dirección del campo magnético B . La frecuencia de este movimiento, en cada partícula será proporcional a B y a su razón giromagnética (ecuación 1.1).

$$\omega = \gamma B \tag{1.1}$$

Medir el campo magnético de una única partícula (o inclusive de varias) resulta imposible. Debido a que, por un lado, el campo magnético es muy débil como para poder ser captado por las maquinarias de hoy en día. Y la distribución uniforme de las partículas de hidrógeno en los tejidos provoca que sus respectivos vectores se cancelen (es decir, que sumen una resultante nula).

Con el fin de poder medir el campo magnético que propagan las partículas, se les aplican una secuencia de pulsos de radiofrecuencia junto con campos magnéticos gradientes (i.e. que cambian linealmente en el espacio a lo largo de una dirección). Dichos campos magnéticos gradientes hacen que las partículas se alineen convenientemente y que a distintas posiciones en el espacio, posean distintas frecuencias de precesión. La posibilidad de alinearlas causa que la resultante de los vectores que representan a las partículas ya no se cancelen. Al girar a distintas frecuencias en función de la posición, ayuda a discriminar de qué punto o plano del cuerpo proviene la señal que queremos medir.

Ya que podemos saber la frecuencia en la que giran las partículas en cierta posición por la ecuación de Larmor (ecuación 1.1). Y gracias al fenómeno físico conocido como *resonancia*, podemos generar un pulso radio magnético el cual incrementará considerablemente la velocidad de giro a las partículas que estén girando a la misma frecuencia que

dicho pulso. Excitar un conjunto de partículas de esta manera en una cierta posición, les aplica una gran cantidad de energía. Y ahora si, con esta energía adicional, el campo magnético que propagan los núcleos de hidrógeno excitados puede ser captado por una máquina. Con esta señal los escáneres pueden construir las imágenes MRI.

1.2 Resonancia magnética de difusión

La resonancia magnética de difusión (dMRI del termino en ingles *Diffusion MRI*) es la extensión de MRI con el fin de poder además representar la difusión de las moléculas del agua dentro de los tejidos. En nuestro caso particularmente dentro de la materia blanca del cerebro. Estas imágenes proveen valiosa información sobre la micro-estructura de los diferentes tipos de tejidos del cerebro (LeBihan and breton 1985). En la actualidad, es la única técnica capaz de evaluar la conectividad neuronal en un cerebro humano vivo y por lo tanto posee un enorme potencial para resolver problemas actuales en el área de la neurociencia.

La importancia clínica de las imágenes de difusión cobro importancia cuando Moseley et al. [1990] reportaron que con dichas imágenes es posible discriminar entre tejido normal y tejido isquémico. Ninguna otra técnica podía hacerlo, con la excepción de la tomografía con emisión de positrones.

Uno de los desafíos importantes de la física y de la química del siglo *xx*, fue como cuantificar la difusión de un liquido en un medio. Hahn [1950] se da cuenta que la señal MRI era sensible a la difusión. Fue así, que Carr, H. Y. and Purcell [1954] tuvieron la idea de sensibilizar los escáneres de resonancia magnética al movimiento de las partículas de agua, modificando la secuencia de campos magnéticos gradientes.

Como la difusión de las partículas de agua es influenciada por la estructura del medio en el cual difunde, entonces la resonancia magnética puede usarse para entender la estructura de los tejidos de una manera no invasiva.

Casi una década después Stejskal and Tanner [1965] proponen una nueva secuencia llamada *Pulse Gradient Spin Echo* (PSGE). La cual agrega otro gradiente a la secuencia utilizada para generar las imágenes MRI. Este nuevo gradiente G añade velocidad de precesión a los núcleos en un determinado momento del experimento por un tiempo δ . Luego se apaga dicho campo magnético gradiente y se enciende otro exactamente igual, pero en sentido contrario y durante el mismo período de tiempo δ . El primer gradiente causa que los núcleos que están precediendo se desfasen. El desfasaje provoca que una de las tres componentes que posee la resultante de los vectores que representan a los núcleos, se cancele (por convención se coinsidera la componente vertical). Con lo cual el escáner percibirá una caída de señal mucho más rápida que con el experimento sin gradiente G . Ahora bien, el segundo gradiente, debería corregir esa diferencia de fase (ya que le aplica el mismo impulso, el mismo tiempo, pero en el sentido coconsidera. Sin embargo no es del todo cierto, y es porque las partículas no están quietas. Las mismas se están moviendo debido a la difusión. Por lo tanto, la señal global, dada por la suma de los momentos magnéticos de todas las particulas, se atenúa debido a la incoherencia en las orientaciones de los momentos mageneticos individuales. Entonces esa caída más abrupta de la señal nos aporta información de la difusión en ese punto. Es por ello, que para hablar de difusión lo que hacemos es comparar una imagen tomada sin gradientes G y una con un gradiente no nulo. Porque la diferencia que hay entre ambas es debido a la difusión.

Cabe aclarar que la estructura del cerebro es *anisiotropica* en relación a la difusión de

las partículas hidrógeno. Esto quierepartículas el valor medido en un determinado voxel depende de la dirección en la que se la mida. Es por ello, que para reconstruir los modelos que representan la difusión de las partículas de hidrógeno en el cerebro, es necesario hacer mediciones en varias direcciones distintas. Inclusive, existen modelos como NODDI (ref) que además de distintas direcciones precisan distintas intensidades de G .

El dominio de muestreo de la señal que da origen a este tipo de imágenes, no es solo espacial. Este comprende además la intensidad del gradiente de difusión aplicado, la dirección del mismo y el tiempo de difusión. Todos estos parámetros gracias al trabajo de Callaghan et al. [1990] pueden ser codificados en una única variable conocida como q (ecuación 1.2). Tomar varias mediciones para distintos valores de la variable q , se lo denomina muestrear el espacio q (o q -space del termino en ingles). Como esta variable esta compuesta por varios parámetros, dependiendo el tipo de experimento se suele hacer variar la dirección de G (a este conjunto de datos se los denomina *only-shell* del termino en ingles). Otros experimentos, además hacen variar la intensidad de G (conjunto de datos *multi-shell*). Y algunos mas ambiciosos, por la cantidad de datos a manejar, ademas varían el tiempo de difusión. Es por ello que decimos que estas imágenes además de resolución espacial, poseen resolución angular y temporal.

$$q = \gamma \delta G \quad (1.2)$$

$$E(q) = \frac{S(q)}{S_0} \quad S_0 = S(q = 0) \quad (1.3)$$

A $E(q)$ la llamamos *atenuación de la señal*, Δ es el tiempo de difusión que es el tiempo entre la activación del primer gradiente y el segundo en sentido contrario, el cual describimos en el párrafo anterior. Esta señal nos habla únicamente de la difusión de las partículas de hidrógeno en la misma dirección en la cual se aplico el campo magnético gradiente G , en un voxel determinado del cerebro. Dicha G es un vector en 3 dimensiones que representa la intensidad del campo gradiente y su dirección.

Con el correr de los años una de las líneas de investigación más importante en el área fue la interpretación física de la señal recibida por los escáneres de MR.

1.3 Modelos de difusión

La materia blanca es uno de los varios tipos de tejidos que encontramos en el cerebro. Se sabe que la misma esta conformada en su mayoría por axones [Purves et al., 2004]. Los axones son una prolongación larga que constituye la morfología de las células neuronales. Luego entender en que direcciones prefiere difundir el agua dentro de la materia blanca es útil para poder entender la estructura de los axones con un estudio *in-vivo* (ref). Aunque las partículas de hidrógeno pueden difundir hacia cualquier dirección del espacio, su gran mayoría encontrara menos obstáculos al difundir en una dirección alineada con el axón (o fajo de axones) que se disponga en ese lugar. Con este conocimiento a priori de la anatomía de la materia blanca y para obtener detalles más finos sobre las características micro-estructurales del tejido cerebral, como por ejemplo el diámetro axonal promedio en voxel. Se puede ajustar un modelo matemático a los datos adquiridos. Uno de los principales objetivos de los modelos de difusión es recuperar información más detallada sobre la orientación de las fibras, haciendo uso del conocimiento a priori que se posee sobre la anatomía de los tejidos neuronales. Entre ellos se encuentra el modelo *Diffusion Tensor*

Imaging (DTI). En el cual se representa la señal de difusión con un tensor de segundo orden [Basser et al., 1994]. También existen modelos más complejos como por ejemplo MAPL [Fick et al., 2016]. El mismo pertenece a una familia de modelos que parte del enfoque de representar la señal de difusión con herramientas de análisis armónico.

1.4 Problema y objetivo

Los estándares de resolución de hoy en día de las imágenes de difusión, permiten hacer diversos análisis sobre conjuntos de fibras de mediano y gran tamaño. Sin embargo, estos análisis pierden precisión en regiones donde los grupos de axones son muy pequeñas en comparación al tamaño del voxel (4 ordenes de magnitud más pequeños). Consecuentemente, existe la necesidad de incrementar tanto la resolución espacial, angular y temporal de las imágenes dMRI. Dado que el dominio de muestreo de la señal difusión, no es solo espacial como ya vimos en la sección anterior. La baja relación señal ruido y el tiempo de adquisición de las imágenes dMRI son unos de los principales factores que limitan la resolución de las mismas. límites para obtener imágenes con alta resolución Hoy en día, existen escáneres capaces de producir imágenes con muy alta resolución. Pero los mismos son muy costosos e imprácticos para escenarios clínicos.

El objetivo de este trabajo es diseñar, por primera vez, una técnica de transferencia de calidad imágenes, para el modelo *Multi-Spherical Diffusion MRI* que toma en cuenta además la dimensión temporal [?]. Este modelo es el único al momento que utiliza el análisis armónico para modelar la señal de difusión en función del espacio q y del tiempo de difusión. Lo cual es difícil, debido a que encontrar la manera más adecuada de muestrear un dominio de semejantes proporciones, con el fin de reconstruir fielmente la señal resulta sumamente complicado. mas adecuada de muestreo no y evitar la adaptados en función 3D SPF y la base requiere la fase m , θ , ϕ , metro). Esta en el espacio q - . esquema de Tanto la complejidad espacial, como temporal de las operaciones necesarias para trabajar con estos volúmenes de datos, representan un desafío computacional, en cuanto a desarrollar un algoritmo eficiente que lleve a cabo el realce buscado. Para ello plantearemos el objetivo en términos de un problema de optimización convexa, imponiendo además suavidad en la imagen resultante, dado la correlación que existe entre voxels vecinos. Plantearlo de esta manera nos permitirá sacar ventajas de la naturaleza esparza de la señal de difusión. Además dada la heterogeneidad de los tejidos neuronales, usaremos algoritmos de aprendizaje automático con el fin de clasificar los tipos de tejidos, para poder hacer un realce más preciso según la región de la imagen. Utilizaremos la base de datos *Human Connectome Project* [?], la cual posee gran cantidad de imágenes dMRI con estándares de resolución muy alta.

2. ESTADO DEL ARTE

En MRI la resolución típica de las imágenes es del orden de los milímetros, mientras las escalas de las longitudes en los tejidos neuronales son del orden de los micrones. La típica resolución de los voxels de hoy en día es de $2 \times 2 \times 2mm^3$. Esta diferencia en escala, provoca groseros errores en los resultados de las tractografías. Es por ello, que es de suma importancia mejorar la resolución de las imágenes de difusión. Reducir el volumen del voxel es desafiante porque trae aparejado una mayor relación señal ruido en las mediciones.

Debido a la escasez de escáneres con buena resolución y la imposibilidad de aplicarlos en escenarios clínicos, recientemente varias técnicas han sido propuestas para obtener imágenes con alta resolución. Como por ejemplo transferencia de calidad de imágenes (*image quality transfer* en ingles). La cual consiste en explotar la información presente en imágenes adquiridas con alta resolución para mejorar otras con baja resolución [Alexander et al., 2014]. También la técnica conocida como súper-resolución, en la cual se obtiene una imagen con alta resolución utilizando varias imágenes en baja resolución. Estas se adquieren siguiendo un esquema determinado y deben ser del mismo sujeto [Irani et al., 1993, Robinson et al., 2010, Ning et al., 2016]. Estas técnicas pueden mejorar la resolución de las imágenes usando la representación de la señal de difusión, tal como la adquieren los escáners, o pueden utilizar algún modelo de la señal de difusión, de los tantos que existen en el área. Por ejemplo en el trabajo de Alexander et al. [2014] proponen hacer transferencia de calidad de imágenes utilizando algoritmos de aprendizaje automático (*machine learning* del ingles) usando los modelos DTI y NODDI [Zhang et al., 2012]. La novedad de este trabajo es que el realce se hace sobre los parámetros del modelo de difusión y no sobre la señal de difusión tal como la adquieren los escáners. En cambio el trabajo de Ning et al. [2016] combinan la técnica de súper-resolución con el modelo de difusión *compressed-sensing* [Naidoo et al., 2015]. A diferencia del primer trabajo, utilizan un algoritmo de optimización convexa para reconstruir la imagen con alta calidad. En ambos casos el algoritmo depende fuertemente del modelo seleccionado para representar la señal de difusión.

3. EXPERIMENTO

En este trabajo nos proponemos combinar los conceptos de transferencia de calidad de imagenes y modelo MAPL. El algoritmo propuesto reconstruye una imagen en alta calidad a partir de su equivalente en baja calidad, utilizando información de un conjunto de imagenes con altos estandares de calidad. Para ello coinsideraremos la representación de la imagen con el modelo MAPL, el cual es util para representar señales de difusión funciones bases con un conjunto esparzo de coeficientes. Al igual que en el trabajo de [Ning et al., 2016] consideraremos a la imagen de baja resolucion como la version en menor resolución de la imagen en alta resolucion. Pero a diferencia de este trabajo En la seccion ??.

3.1 Teoria

En esta sección introduciremos brevemente el modelo MAPL que será utilizado en el algoritmo de reconstrucción propuesto.

3.1.1 MAPL

Este modelo pertenece a la familia de modelos que representa la señal de difusion como una suma de funciones bases. El mismo es una extension del modelo MAP-MRI (Özarslan et al. [2013]) que mejora la estimacion de los coeficientes que MAP define, incorporando un regularizador Laplaceano.

MAP-MRI se puede describir la señal de difusion de la siguiente manera:

$$E(q) = \sum_i^{N_{coef}} c_i \Phi_{N_i}(q) \quad (3.1)$$

Donde c_i son los coeficientes a ajustar y Φ_{N_i} son las funciones bases. Las funciones bases esta dada por el producto de tres funciones bases ortogonales de una dimensión de la siguiente manera.

$$\Phi_{n_1 n_2 n_3}(A, \mathbf{q}) = \phi_{n_1}(U_x, q_x) \phi_{n_2}(U_y, q_y) \phi_{n_3}(U_z, q_z)$$

con

$$\phi_n(u, q) = \frac{i^{-n}}{\sqrt{2n!}} e^{-2\pi^2 q^2 u^2} H_n(2\pi u q)$$

Donde H_n es el polinomio de Hermite de orden n . El parametro \mathbf{q} es el parametro q explicado en la introducción pero rotado en la dirección del mayor autovector del tensor estimado por el modelo DTI en ese punto ([Basser et al., 1994]). La llamada matriz de covarianza de desplazamiento A se calculada como $A = 2D\tau$, con τ el tiempo de difusión ([?]). Los llamados factores de escala (u_i) se obtinen como $A = \text{diag}(u_x^2, u_y^2, u_z^2)$. Para un orden radial N_{rad} el numero de coeficiente viene dado por $N_{coef} = (N_{rad} + 2)(N_{rad} + 4)(2N_{rad} + 3)/24$. Para comprender mejor los indices para construir las funciones bases que define MAP veremos un ejemplo con $N_{rad} = 2$

N_i	n_1	n_2	n_3
0	0	0	0
1	1	1	0
2	0	1	1
3	1	0	1
4	2	0	0
5	0	2	0
6	0	0	2

Tab. 3.1: Como vemos cada fila debe sumar N_{rad} excepto la primera fila y para un $N_{rad} = 2$ tendríamos $N_{coef} = 7$.

En nuestro caso no utilizaremos el ajuste con el tensor de difusión en cada punto, es decir no rotamos los q y cada U_i toma el mismo valor en cada punto y el mismo se corresponde con la media de difusividad la cual se define en el código de manera razonable.

4. LA GUERRA DE LAS GALAXIAS

4.1 Infancia y juventud

*There's nothing for me now. I want to learn the ways of
the Force and become a Jedi like my father.*
–Luke Skywalker

4.2 Rescate de la princesa

Here's where the fun begins!
–Han Solo

4.3 Sacrificio y victoria

*This will be a day long remembered.
It has seen the end of Kenobi.
It will soon see the end of the Rebellion.*
–Darth Vader

5. EL IMPERIO CONTRAATAACA

6. EL REGRESO DEL JEDI

BIBLIOGRAPHY

- Daniel C Alexander, Darko Zikic, Jiaying Zhang, Hui Zhang, and Antonio Criminisi. Image quality transfer via random forest regression: Applications in diffusion MRI. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 8675 LNCS(PART 3):225–232, 2014. ISSN 16113349. doi: 10.1007/978-3-319-10443-0_29.
- P J Basser, J Mattiello, and D LeBihan. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging. *Biophysical journal*, 66(1):259–67, 1994. ISSN 0006-3495. doi: 10.1016/S0006-3495(94)80775-1. URL <http://www.cell.com/article/S0006349594807751/fulltext>.
- P T Callaghan, D MacGowan, K J Packer, and F O Zelaya. High-resolution q-space imaging in porous structures. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 90(1):177–182, 1990. ISSN 0022-2364. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364\(90\)90376-K](http://dx.doi.org/10.1016/0022-2364(90)90376-K). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002223649090376K>.
- E. M. Carr, H. Y. and Purcell. Effects of Diffusion on Free Precession in Nuclear Magnetic Resonance Experiments. *Phys. Rev.*, 94(3):630—638, 1954. doi: 10.1103/PhysRev.94.630. URL <http://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRev.94.630>.
- Rutger H J Fick, Demian Wassermann, Emmanuel Caruyer, and Rachid Deriche. MAPL: Tissue microstructure estimation using Laplacian-regularized MAP-MRI and its application to {HCP} data. *NeuroImage*, 134:365–385, 2016. ISSN 1053-8119. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.03.046>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811916002512>.
- Erwin Hahn. Receive Coil Transmit Coil. *Phys. Rev*, 80(4):1–6, 1950.
- Michal Irani, Michal Irani, Shmuel Peleg, and Shmuel Peleg. Motion Analysis for Image Enhancement: Resolution, Occlusion, and Transparency. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 4(4):324–335, dec 1993. ISSN 10473203. doi: 10.1006/jvci.1993.1030. URL <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047320383710308>.
- M. E. Moseley, Y. Cohen, J. Mintorovitch, L. Chileuitt, H. Shimizu, J. Kucharczyk, M. F. Wendland, and P. R. Weinstein. Early detection of regional cerebral ischemia in cats: Comparison of diffusion- and T2-weighted MRI and spectroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14(2):330–346, 1990. ISSN 07403194. doi: 10.1002/mrm.1910140218.
- Anushka Naidoo, Kogieleum Naidoo, Nonhlanhla Yende-zuma, and Tanuja N Gengiah. NIH Public Access. 19(2):161–169, 2015. ISSN 00029378. doi: 10.3851/IMP2701.Changes.
- Lipeng Ning, Kawin Setsompop, Oleg Michailovich, Nikos Makris, Martha E. Shenton, Carl Fredrik Westin, and Yogesh Rathi. A joint compressed-sensing and super-resolution approach for very high-resolution diffusion imaging. *NeuroImage*, 125:

- 386–400, 2016. ISSN 10959572. doi: 10.1016/j.neuroimage.2015.10.061. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.10.061>.
- Evren Özarslan, Cheng Guan Koay, Timothy M. Shepherd, Michal E. Komlosh, *MOkanIrfanoglu, CarloPierpaoli, and Peter J.Basser*. Mean apparent propagator (MAP) MRI: A novel diffusion imaging method for mapping tissue microstructure. *NeuroImage*, 78:16–32, 2013. ISSN 10538119. doi: 10.1016/j.neuroimage.2013.04.016.
- Dale Purves, George J Augustine, David Fitzpatrick, Willian C Hall, Anthony-Samuel Lamantia, James O Mcnamara, and S. Mark Willians. *Neuroscience*, volume 3. 2004. ISBN 0878937250. doi: 978-0878937257.
- M Dirk Robinson, Stephanie J Chiu, Cynthia a Toth, Joseph a Izatt, and Joseph Y Lo. Novel Applications of Super-resolution in Medical Imaging. *Super-Resolution Imaging*, pages 383–412, 2010. ISSN 0010-4620. doi: 10.1093/comjnl/bxm075. URL http://duke.edu/~sf59/Medical_SR_chapter10.pdf.
- E O Stejskal and J E Tanner. Spin Diffusion Measurements : Spin Echoes in the Presence of a Time, Dependent Field Gradient. *The Journal of Chemical Physics*, 42:288–292, 1965. ISSN 0021-9606. doi: 10.1063/1.1695690.
- Hui Zhang, Torben Schneider, Claudia A Wheeler-Kingshott, and Daniel C Alexander. NODDI: Practical in vivo neurite orientation dispersion and density imaging of the human brain. *NeuroImage*, 61(4):1000–1016, 2012. ISSN 10538119. doi: 10.1016/j.neuroimage.2012.03.072. URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.03.072>.