



# روشی نوین در کاهش نوفه رایسین از مقدار بزرگی سیگنال دیفیوژن در تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)

مرضیه نظام‌زاده\*

گروه فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

## چکیده

شدت واقعی سیگنال استخراج شده از تصاویر MRI به دلیل اصلاح نوفه در محاسبات مربوط به مقدار بزرگی (magnitude) سیگنال در پیکسل‌های کم‌شدت، همواره با نوفه رایسین همراه است. این مسئله به‌ویژه برای تصویربرداری‌های MRI با نسبت سیگنال به نوفه بسیار کم ( $SNR < 3.0$ ) مانند دیفیوژن MRI، در مقادیر بزرگ مشهور به b-value (حاصل کاربرد گرادیان‌های مغناطیسی پر قدرت در زمان‌های طولانی) نیز صادق است. در این پژوهش روشی برای حذف نوفه رایسین از پیکسل‌های تصاویر حاصل از مقدار بزرگی در MRI ارائه و یک معادله خطی با عبارت تصحیح نوفه پیشنهاد شده که می‌تواند نوفه بایاس شده را به پیکسل‌ها بطور منفرد حذف کند. در صورت مشخص بودن مقدار متوسط و واریانس تابع دانسیته شدت هر پیکسل، این تصحیح نوفه مطلوب و کامل است، اما در صورت عدم دسترسی دقیق به این اطلاعات برای هر تک پیکسل، میانگین‌گیری از نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور در تصویر معادله تصحیح نوفه به‌کار گرفته می‌شود. انتخاب تعداد پیکسل‌های مجاور با رساندن خطا به کمترین مقدار تقریبی انجام می‌شود. طبق محاسبه در این روش، به‌کارگیری دست‌کم ۹ پیکسل همسایه برای سیگنال به نوفه معادل ۱/۰ ( $SNR=1.0$ ) مقدار تقریبی تا زیر ۱۰٪ خطا می‌دهد. روش کاهش نوفه رایسین ارائه شده در این مقاله برتری قابل ملاحظه‌ای را در حذف نوفه از سیگنال دیفیوژن MRI در مقادیر بزرگ -نسبت به روش‌های ارائه شده تا زمان حاضر نشان می‌دهد.

واژگان کلیدی: تصویر رزنانس مغناطیسی، توزیع احتمال، نوفه رایسین، سیگنال دیفیوژن MRI

## An Improved Rician Noise Correction Technique from the Magnitude of Diffusion MR Images

Marzieh Nezamzadeh\*

Medical Physics Department, School of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

### Abstract

The true MR signal intensity extracted from noisy MR magnitude images is biased with the Rician noise caused by noise rectification in the magnitude calculation for low intensity pixels. This noise is more problematic when a quantitative analysis is performed based on the magnitude images with low SNR ( $< 3.0$ ). In such cases, the received signal for both the real and imaginary components will fluctuate around a low level (e.g. zero) often producing negative values. The magnitude calculation on such signals will rectify all negative values to produce only positive magnitudes, thereby artificially raising the average level of these pixels. The signal thus will be biased by the rectified noise. Diffusion MRI using high b-values (using strong magnetic gradients) is one of the most important cases of biased Rician noise. A technique for removing this bias from individual pixels of magnitude MR images is presented in this study. This method provides a bias correction for individual pixels using a linear equation with the correction term separated from the term to be corrected (i.e. the pixel intensity). The correction is exact when the mean and variance of the pixel intensity probability density functions are known. When accurate mean values are not available, a nearest neighbor average is used to approximate the mean in the calculation of the linear correction term. With a nine pixel

\* Corresponding author

\* نویسنده عهده‌دار مکاتبات

فصلنامه



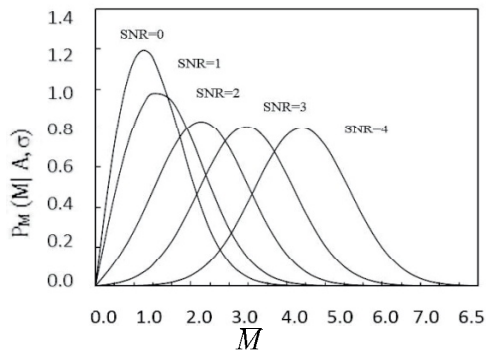
سال ۱۳۹۷ شماره ۲ پیاپی ۳۶

۱۳۳

nearest neighbor average (i.e. one layer of nearest neighbors) the bias correction for individual pixel intensities is accurate to within 10% error for signal to noise ratios SNR=1.0. Several different noise correction schemes from the literature are presented and compared. The new Rician bias correction presented in this work represents a significant improvement over previously published techniques. The proposed approach substantially removes the Rician noise bias from diffusion MR signal decay over an extended range of b-values from zero to very high b-values.

**Keywords:** magnitude signal, Diffusion MRI, probability distribution function, Rician bias

سیگنال اندازه‌گیری شده معادل نوفه اصلاح شده است و نوفه کف (RNF) نام می‌گیرد<sup>5</sup> [20] و برای حالتی که  $A > 0$  باشد، انحراف از مقدار متوسط توزیع رایسین از  $A$  بایاس، رایسین<sup>6</sup> (RB) نامیده می‌شود [16].



(شکل-1): PDFهای نوفه رایسین در SNRهای مختلف نشان‌دهنده همگرایی توزیع رایسین به گاوسین نوفه در SNRهای بالا.

(Figure-1): Rician noise PDF vs. SNR indicating its approach to Gaussian PDF in high SNR system

در تحلیل عددی MRI حذف یا کاهش نوفه بایاس RB بسیار حائز اهمیت است؛ به‌عنوان مثال، در دیفیوژن MRI که مقدار ضریب اندازه‌گیری شده دیفیوژن<sup>7</sup> (Da) با استفاده از دو نقطه، یکی با SNR کم و دیگری با SNR زیاد محاسبه می‌شود، مقدار RB قابل صرف نظر است؛ اما وقتی SNR بسیار کم است، نوفه اصلاحی باعث خطا در محاسبه مقدار Da شده و کمتر از آنچه هست، تخمین زده می‌شود و این اثر خود را بیشتر بر مقادیر بزرگ Da، که کاهش آن بر اساس دیفیوژن بیشتر است، می‌گذارد. بیشترین خطا زمانی مشهود است که شاخص‌های مورفولوژیک یا فیزیولوژیکی براساس مقدار محاسبه شده<sup>8</sup> Da به دست می‌آیند. این اثر خطا را در محاسبات شاخص‌های تانسور دیفیوژن از جمله فاکتور غیرایزوتروپی<sup>8</sup> (FA) نیز می‌توان دید [20].

## ۱- مقدمه

در چند دهه گذشته تصویربرداری تشدید مغناطیسی<sup>1</sup> (MRI) به‌عنوان روشی با کاربرد کلینیکی بالا در تصویربرداری شناخته شده و استخراج شاخص‌های فیزیکی مانند شاخص‌های دیفیوژن و پرفیوژن از مقدار بزرگی<sup>2</sup> سیگنال تصاویر در MRI نیز افزایش یافته است [1-4]. اما برای این گونه کاربردها میزان دقت در اندازه‌گیری شدت سیگنال هر پیکسل بسیار حائز اهمیت است.

تصاویر MRI در بیشتر موارد به‌طور استاندارد از مقدار بزرگی سیگنال پس از تبدیل فوریه<sup>3</sup> داده‌های مختلط در یک دامنه زمانی به دست می‌آید. این داده‌ها یا تصاویر خام (که به‌صورت سیگنال در کانال‌های حقیقی و مجازی فضای زمانی مشهور به فضای K ثبت می‌شوند)، شامل همان سیگنال اصلی (A) از محل مورد نظر بدن، همراه با نوفه حاصل از مدارهای الکترونیک و دیگر قسمت‌های بدن است [5-6]. این نوفه در کانال‌های حقیقی و مجازی با تابع گاوسین حول مقدار متوسط صفر توزیع می‌شود، اما نوفه ترکیب شده با مقدار بزرگی سیگنال، دیگر تابع توزیع گاوسین نیست و از توزیع رایسین پیروی می‌کند [7-19]؛ به این معنی که وقتی نسبت سیگنال به نوفه<sup>4</sup> (SNR) خیلی کوچک است، نوفه‌ها در کانال‌های حقیقی و مجازی حول عدد صفر نوسان می‌کنند و اغلب مقادیر منفی دارند؛ بنابراین، با محاسبه مقدار بزرگی، تمام این مقادیر منفی حول عدد صفر پس زده شده و تنها مقادیر مثبت در نظر گرفته می‌شوند و در نتیجه موجب افزایش مقدار متوسط سیگنال در این پیکسل‌ها می‌شوند؛ به این ترتیب، مقدار بزرگی سیگنال با بایاسی همراه می‌شود که نتیجه نوفه پس‌زده شده است [20]. توزیع رایسین نوفه مورد نظر در یک SNR بسیار کوچک غیرممتقارن است، به‌طوری که مقدار متوسط آن به‌طور قابل ملاحظه‌ای بزرگ‌تر از مقدار سیگنال اصلی (A) است (شکل ۱). وقتی  $A=0$  باشد،

<sup>5</sup> rectified noise floor

<sup>6</sup> Rician Bias

<sup>7</sup> Apparent Diffusion

<sup>8</sup> Fractional Anisotropy

<sup>1</sup> Magnetic Resonance Imaging

<sup>2</sup> magnitude

<sup>3</sup> Fourier Transform

<sup>4</sup> Signal-to-noise ratio

کوچک نباشد ( $SNR > 3.0$ ). همچنین مقدار کاهش نوفه RB در این روش، بستگی به تعداد میانگین‌گیری در طول اسکن دارد و از طرفی دیگر، افزایش تعداد زیاد میانگین‌گیری بر افزایش زمان کل تصویربرداری تأثیر می‌گذارد که موجب ناراحتی بیمار و همچنین افزایش احتمال آرتیفکت‌های حرکتی<sup>۲</sup> می‌شود؛ بنابراین، فرایندهای کاهش نوفه که پس از تصویربرداری انجام می‌گیرد، دارای برتری ویژه‌ای برخوردار هستند.

روش حذف نوفه رایسین پیشنهادی گیلبرت و همکارانش [22] نیز امیدوارکننده است، اما بیشتر در اندازه‌گیری‌هایی با کوپل آرایه فازی<sup>۳</sup> کاربرد دارد. روش آن‌ها نیز تنها برای تصویر برداری‌هایی است که با اندازه‌گیری سیگنال در این نوع کوپل انجام می‌شود؛ علاوه بر این، دسترسی به داده‌های خام برای المان‌های کوپل آرایه فازی ضروری است به این ترتیب، این یک روش اندازه‌گیری دوگانه است که به‌طور ویژه برای انواع ویژه‌ای از تصویربرداری MR مانند تانسور دیفیوژن<sup>۴</sup> (DTI) که برای آن، بیش از یک اندازه‌گیری در پروتکل نیاز است، کاربرد دارد. روش جدیدی که در اینجا ارائه می‌شود به‌طور خالص یک فرایند پس از تصویربرداری است و بنابراین، به‌طور ساده‌تری کاربرد دارد. البته روش ارائه‌شده در این مقاله محدود به سیگنال‌هایی است که از کوپل‌هایی غیر از کوپل آرایه فازی گرفته می‌شوند. تعمیم این روش به آسانی، برای کوپل‌های آرایه فازی که دیگران نیز [15, 23] جهت بررسی SNR به‌کار برده‌اند، امکان‌پذیر است.

بررسی‌های دیگر بر روی حذف نوفه رایسین، حذف جزئی RB را از داده‌های مقدار بزرگی MR پیشنهاد کرده‌اند [11-19]. بیشتر این روش‌ها بر اساس حل معادله‌ای به شکل  $A^2 = M^2 - \Delta$  بوده که از آن، مقدار واقعی سیگنال با کم کردن یک عبارت مثبت تصحیح  $\Delta$  از مقدار بایاس‌شده به نوفه رایسین، یعنی M که از اندازه‌گیری مستقیم به‌دست می‌آید، محاسبه می‌شود. اشکال این روش‌ها این است که وقتی SNR خیلی اندک است،  $M^2$  ناگهان کوچکتر از  $\Delta$  شده و منجر به مجازی شدن مقادیر سیگنال A می‌شود.

روشی که در این پژوهش پیشنهاد می‌شود، از بسط بینومیمال استفاده می‌کند که از عمل‌گر مجذور اجتناب کرده و معادله را به یک معادله خطی تبدیل می‌کند. در این بخش، نشان داده می‌شود که روش جدید، دقیق‌تر از روش‌های دیگران بوده و در همه بازه‌های SNR، حتی زمانی که SNR

یک الگوی مناسب برای بررسی اثر نوفه رایسین بررسی فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن در یک بازه گسترده مقادیر b- در تصویربرداری دیفیوژن MRI است. مقادیر b- به نسبت توان دو با بزرگی گرادیان‌های مغناطیسی و زمان کاربرد آن تغییر می‌کند و نسبت مستقیم با زمان دیفیوژن دارند. فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن اندازه‌گیری‌شده بر حسب مقادیر b-، متمایل به صفر است ولی با این وجود نوفه همواره یک مقدار تقریبی و ثابت غیر صفر را نشان می‌دهد که همان RNF است. این اثر برای بازه  $(1.0 < SNR < 3.0)$  قابل مشاهده است [7-19]؛ به عبارت دیگر، RB سبب می‌شود فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن آب، یک تابع دو-اکسپوننسیالی به نظر بیاید، در حالی که لزوماً این گونه نیست؛ از طرفی، فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن بافت‌های زنده نرم نیز به‌ظاهر دو-اکسپوننسیالی است، اما در واقع ممکن است در اثر مشارکت RB یک مؤلفه دوم نیز افزوده شده باشد یا به‌جای دو مؤلفه، تابع پیچیده دیگری در کار باشد که الگوی فرایند کاهش سیگنال را تعیین می‌کند [2-3]. در حقیقت، الگوی فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن در بافت نرم ناشناخته است. در این فرایند کاهش سیگنال به دلیل وجود دیفیوژن کند یا محدود به دیواره‌های سلولی، بخش‌های مختلف سلولی و برهم‌کنش هیدروستاتیک آن‌ها با یکدیگر، می‌تواند بسیار پیچیده‌تر از یک تابع ساده اکسپوننسیال باشند؛ بنابراین، در اندازه‌گیری دقیق فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن در بازه گسترده مقادیر b- به منظور تفسیر کامل فرایند کاهش سیگنال دیفیوژن بدون اثر، RB در درجه نخست اهمیت قرار دارد. استفاده از الگوی دو-اکسپوننسیالی برای دیفیوژن در بافت‌های مغز انسان در صورت نوفه‌ای بودن یا SNR کم، بسیار نتایج ناهمگونی می‌دهد [21]. برای اطمینان بیشتر در نتایج، روش درستی از حذف نوفه RB باید به کار گرفته شود.

در تصویر برداری‌های MRI میانگین‌گیری<sup>۱</sup> روی سیگنال، به‌طور معمول، در بخش‌های حقیقی و مجازی سیگنال، پیش از محاسبه مقدار بزرگی سیگنال و تصویر مربوط به آن انجام می‌گیرد تا نوفه بایاس RB کاهش یابد، یا به عبارتی دیگر SNR افزایش یابد. این روش به‌طور ذاتی‌ریال روش آسانی است که می‌تواند نتایج خوبی در بهبود SNR بدهد، اما در صورتی که فاز سیستم رادیوفرکانس (RF) در اسکن‌های متوالی پایدار باشد. روش تصویربرداری در طول زمان، تنها در صورتی مفید است که SNR مربوط به هر تصویر بیش از اندازه

<sup>2</sup> Motion artifacts

<sup>3</sup> Phased array

<sup>4</sup> Diffusion Tensor Imaging

<sup>1</sup> Signal averaging

به صفر نزدیک می‌شود، کار آبی دارد. به‌علاوه، این روش در بیشتر موارد می‌تواند روی هر تک‌پیکسل به‌کار رود، به شرطی که انحراف معیار نوفه زمینه تصویر معلوم باشد [24-25] و با این فرض بتوان شدت پیکسل‌های در مجاورت هم را به‌طور تقریبی، یکسان در نظر گرفت. اما در مواردی که شدت سیگنال بین پیکسل‌های مجاور تغییر زیادی می‌کند، این روش کمتر به‌کار می‌رود. روش تصحیح نوفه پیشنهادی در این کار قدم بزرگی در تصحیح بایاس رایسین RB است.

## ۲- فرضیه

### ۲-۱- معرفی تابع توزیع احتمال رایسین و

#### ممان‌های مربوطه

در MRI نوفه مربوط به کانال‌های حقیقی و مجازی در فضای K مستقل است و هرکدام به‌خوبی با تابع توزیع یا تابع دانسیته احتمال<sup>۱</sup> (PDF) گاووسین حول مقدار متوسط صفر تعریف می‌شوند. PDF نوفه سیگنال‌های حقیقی و مجازی پس از این‌که تبدیل فوریه می‌شوند، همچنان شکل تابع گاووسین حول مقدار متوسط صفر را با انحراف معیار  $\sigma_g$  دارند، اما PDF مقدار بزرگی شدت سیگنال  $M_j$ ، در هر پیکسل تابع یک توزیع رایسین به شکل زیر است [7, 9, 11]:

$$P_M(M_j | A, \sigma_g) = \frac{M_j}{\sigma_g^2} \exp\left[-\frac{M_j^2 + A^2}{2\sigma_g^2}\right] I_0\left(\frac{M_j A}{\sigma_g^2}\right) \quad (1)$$

در حالی که  $I_0$  مرتبه صفر تابع بسل از نوع نخست و  $P_M(M_j | A, \sigma_g)$  یا به شکل ساده‌تر، تابع توزیع یا همان PDF، برای مقدار مطلق سیگنال MR است. اولین ممان (یعنی مقدار متوسط) PDF رایسین با معادله زیر داده می‌شود [7, 15, 17]:

$$E_R[M_j] = \sigma_g \sqrt{\frac{\pi}{2}} e^{-A^2/4\sigma_g^2} \left[ \left(1 + \frac{A^2}{2\sigma_g^2}\right) I_0\left(\frac{A^2}{4\sigma_g^2}\right) + \frac{A^2}{2\sigma_g^2} I_1\left(\frac{A^2}{4\sigma_g^2}\right) \right] \quad (2)$$

و ممان دوم نیز با معادله زیر:

$$E_R[M_j^2] = A^2 + 2\sigma_g^2 \quad (3)$$

به‌طوری‌که  $I_1$  ممان اول تابع بسل اولین نوع و  $E_R[\ ]$  مقدار مورد انتظار برای شاخصه داخل کمانک است که با PDF رایسین محاسبه می‌شود. واریانس توزیع رایسین را  $\sigma_R^2$  که

<sup>1</sup> Probability Density Function

طبق تعریف معادل  $E_R[M_j^2] - \mu_g^2$  است، به شکل زیر می‌توان نوشت.

$$\sigma_R^2 = \xi(\theta) \sigma_g^2 \quad (4)$$

به‌طوری‌که  $\theta \equiv A/\sigma_g$  (i.e.  $\theta = SNR$ ) و  $\xi(\theta)$  با

معادله زیر نوشته می‌شود:

$$\xi(\theta) = 2 + \theta^2 - \frac{\pi}{2} e^{-\theta^2/2} \left[ (2 + \theta^2) I_0\left(\frac{\theta^2}{4}\right) + \theta^2 I_1\left(\frac{\theta^2}{4}\right) \right] \quad (5)$$

و با افزایش  $\theta$  توزیع رایسین به گاووسین کاهش یافته، انحراف معیار آن نیز  $\sigma_g$  می‌شود و مقدار متوسط یعنی  $\mu_{R0}$  به‌صورت زیر داده می‌شود [12]:

$$\mu_{R0} \equiv \lim_{\theta \rightarrow \infty} \mu_R = \sqrt{A^2 + \sigma_g^2} \quad (6)$$

بنابراین، می‌توان معادله  $\lim_{A \rightarrow \infty} \mu_{R0} = A$  را داشت که نتیجه‌ای قابل انتظار است؛ اما وقتی که  $\theta$  کاهش می‌یابد، توزیع احتمال از گاووسین به‌شدت دور شده و اختلاف بین مقدار حقیقی  $A$  و مقدار متوسط  $\mu_R$  سیگنال (یعنی RB) در PDF قابل صرف‌نظر نیست. زمانی که  $\theta = 0$  است، مقدار متوسط  $\mu_{R0}$  توزیع به‌صورت زیر می‌شود:

$$\mu_{R0} \equiv \lim_{\theta \rightarrow 0} \mu_R = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_g \quad (7)$$

و روشن است که برابر با مقدار حقیقی  $A$  نیست. در این حالت، هر دو نوفه بایاس RB و نوفه کف RNF یکسان شده و معادل مقدار ثابت  $\mu_{R0}$  هستند. از معادلات ۳ و ۴ و تعریف  $\sigma_R^2$  می‌توان نشان داد که:

$$A^2 = \mu_R^2 - [2 - \xi(\theta)] \sigma_g^2 = \mu_R^2 - q^2 \sigma_g^2 \quad (8)$$

در حالی که  $q^2 \equiv 2 - \xi(\theta)$  تعریف می‌شود. کوی و

همکارانش [15] نشان داده‌اند که وقتی مقادیر صحیح  $\mu_R$  و  $\sigma_R$  شناخته‌شده باشند، مقدار  $\xi(\theta)$  و  $A$  از معادله ۸ برای هر  $\theta$  محاسبه می‌شود.

همچنین تخمین  $A$  با استفاده از معادلات ۴ و ۷ به شرطی که مقادیر صحیح  $\mu_R$  و  $\sigma_R$  داده شوند، منطقی است. مقادیر قابل اطمینان  $\sigma_R$  به‌طور معمول، از زمینه تصویر تعیین می‌شوند [24-25]، اما مقادیر قابل قبول  $\mu_R$

جای گذاری عبارت بالا در معادله (۹) معادله زیر به دست می آید:

$$\tilde{A}_j = \sqrt{\langle M_j \rangle_{Rn}^2 - q^2 \sigma_g^2} \quad (11)$$

برای هر سه مقدار و عبارت  $q$  در معادله (۱۱)  $\tilde{A}_j$  یک تخمین  $A$  برای پیکسل  $j$  ام است.

الگوی کاهش نوفه RB بر اساس معادله (۱۱) توسط میلر و همکارانش برای  $(q=2)$  و توسط مک گیبینی و همکارانش برای  $(q=2)$  و توسط گابجارتسون و همکارانش [12] برای  $(q=1)$  پیشنهاد شده است.

میلر و همکارانش [13] تصحیح نوفه را به جای به کار بردن روی مقادیر مطلق تصویر، روی مقادیر مجذور تصویر به کار برده اند تا از مشکلات پیچیده مربوط به عملگر جذر در امان باشند. در این روش، توزیع نهایی تخمین های  $A_j^2$  بسیار از توزیع گاوسین دور است؛ بنابراین، با توجه به این که نتایج (که خود از تقریب توزیع گاوسین داده ها پیروی می کند) با استفاده از روش  $LS^2$  تحلیل می شوند، در درستی جواب ها مشکل ایجاد می شود. این روش چون تنها روی توان دوم تصویر می تواند به کار رود، محدودیت کاربردی هم دارد.

الگوی کاهش نوفه RB توسط مک گیبینی و همکارانش [14] و توسط گابجارتسون و همکارانش [12] بر خلاف میلر و همکارانش [13] روی تصویر با مقادیر مطلق به کار می رود. روش این پژوهشگران مشکلات روش میلر و همکارانش [13] را ندارد. اما وقتی تصاویر نوفه ای است، یا به عبارتی  $\theta$  کوچک است، در هر دوی این روش ها عبارت تصحیح اغلب بیش از

است  $\langle M_j \rangle_{Rn}^2$  است که منجر به ایجاد مقادیر مجازی برای

سیگنال تخمینی هر پیکسل  $\tilde{A}_j$  می شود. با اندازه گیری قدر مطلق از عبارت مربوط، به نوعی مشکل را دستکاری و تحلیل می شود، ولی این ترفند تنها تا زمانی که  $\theta \geq 2.0$  است، برای رفع نوفه بایاس RB مفید است (جدول ۱). اما این کار در عوض بایاس دیگری توسط انعکاس مقادیر مجازی به مقادیر مثبت حقیقی به سامانه اعمال می کند. به ضرورت، در این روش هر گاه تصحیح نوفه موجب ایجاد مقادیر مجازی شود، قانون انتساب مقادیر حقیقی به  $\tilde{A}_j$  برقرار شده است.

متأسفانه تمامی روش های موجود منجر به نوعی توزیع از مقادیر  $\tilde{A}_j$  می شوند که در  $\theta$  کوچک، هم از توزیع گاوسین، هم از توزیع رایسین دور هستند. نمونه ای از این

غیر قابل دسترسی است. چون این معادلات وابسته به ممان های تابع توزیع رایسین هست برای محاسبه مقدار  $A$  از این عبارات باید مقدار میانگین شدت پیکسل های مجاور را در نظر گرفت. برای تحلیل ناحیه مورد نظر<sup>۱</sup> (ROI) در بررسی فانومی، این راه منطقی است چون شدت پیکسل های مجاور تقریباً یکسان است. اما در مطالعات انسانی<sup>۲</sup> در نظر گرفتن شدت یکسان در پیکسل های مجاور در یک ROI بزرگ ممکن نیست.

با تقریب  $\mu_g^2 \rightarrow E_R[M_j^2]$  در معادله ۳ [13-14] می توان نشان داد که معادلات ۳ و ۶ و ۸ همه شکل یکسان زیر را خواهند یافت:

$$A = \sqrt{\mu_R^2 - q^2 \sigma_g^2} \quad (9)$$

به طوری که برای معادله ۳:  $q^2 = 2$ ، برای معادله ۶:  $q^2 = 1$  و برای معادله ۸:  $q^2 = 2 - \xi(\theta)$  است. عبارت جذر در معادله بالا به شکل بسط بینومیال می تواند نوشته شود:

$$A = \mu_R - \mu_R \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{q\sigma_g}{\mu_R} \right)^2 + \frac{1}{8} \left( \frac{q\sigma_g}{\mu_R} \right)^4 + \dots \right] \quad (10)$$

$$= \mu_R - \Delta\mu \quad \text{for } \frac{\mu_R}{q\sigma_g} > 1$$

این بسط به ازای هر سه مقدار و عبارت  $q$  در هر یک از شرایط  $0 \leq \theta \leq \infty$  معتبر است.

معادله (۱۰) به لحاظ ریاضی معادل با معادله (۹) است و در صورت دانستن  $\mu_R$  و  $\sigma_g$ ، هیچ کدام برتری ای بر دیگری ندارد، جز این که معرفی بسط بینومیال تصحیح نوفه را به شکل خطی در آورده و عبارت تصحیح یعنی  $\Delta\mu$  نیز همان بایاس رایسین (RB) است.

## ۲-۲- روش های موجود تصحیح نوفه بایاس RB

معادلات به دست آمده در بخش پیشین از ممان های دانستهء احتمال رایسین بوده و ربطی به اندازه گیری های شدت هر تک پیکسل ندارند. در نتیجه، آن معادلات به طور مستقیم نمی توانند جهت محاسبات دقیق مقدار  $A$  برای شدت سیگنال در هر پیکسل به کار روند. اما به جای آن، می توانند برای تخمین درستی از  $A^2$  در  $\theta > 3$  و تقریب  $\mu_R^2 \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}^2$  or  $E_R[M_j^2] \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}^2$  به کار روند. در اینجا  $\langle \rangle_{Rn}$  نمایانگر مقدار متوسط عبارت داخل کمانک برای داده های  $n$  نقطه از توزیع رایسین است. با

<sup>1</sup> Region of interest  
<sup>2</sup> in vivo

<sup>3</sup> Least Square

ارائه کرده‌اند. کار این گروه، تنها در محدوده  $\theta > 1.0$  انجام شده و گزارشی از نتایج در محدوده  $\theta < 1.0$  ارائه نشده است. برای  $\theta = 1.0$  هم تصحیحشان تا ۷٪ خطا دارد که خطایی قابل قبول است. تعمیم نتایج منتشر شده این محققین در محدوده  $\theta < 1.0$  نشان داد که روش پیشنهادی این مقاله در این محدوده نیز بهتر از روش‌های اصلاح نوفه آن‌ها کار می‌کند.

تصحیحات در شکل (۳) نشان داده شده است. بر اساس پیشنهاد این پژوهش در ارائه روشی نوین در تصحیح نوفه بایاس، این مشکل با جایگذاری عملگر جذر با بسط بینومیمال و خطی کردن معادله تصحیح می‌تواند رفع شود.

یادآوری این نکته لازم است که سیجیرز و همکارانش [17] نیز گزارشی از روش تصحیح نوفه بایاس بر اساس نظریه احتمال ماکزیمم<sup>۱</sup> در مقایسه با روش‌های تشریح شده در بالا

(جدول-۱): تخمین مقدار متوسط سیگنال به نوفه  $\theta = \text{SNR}$  (به عنوان تابعی از مقادیر واقعی و مقایسه روش گابرجارستون و همکارانش

$$\langle \tilde{\theta}_j \rangle_{R-GP} \text{ با روش تصحیح ارائه شده در این مطالعه } \langle \tilde{\theta}_j \rangle_R \text{ با مقدار واقعی آن و مقدار تصحیح نشده } \left( \frac{\mu_R}{\sigma_g} \right) \text{ (م تعداد$$

عبارات تصحیح در بسط بینومیمال است که نشان می‌دهد به طور متوسط استفاده از پنج عبارت در  $0.5 \leq \theta$  مقدار اپتیموم می‌باشد)

(Table-1): Estimation of  $\theta$  as a function of actual values and comparison of Gadbjarston [12] technique with the proposed technique for Rician noise correction in this paper (m is the correction terms in Binomial expansion where m=5 is the optimum number for  $0.5 \leq \theta$ )

$\theta$	$\bar{M}$	$\langle \tilde{\theta}_j \rangle_{R-GP}$	$\langle \tilde{\theta}_j \rangle_R$							
			m=1	m=2	m=3	m=4	m=5	m=6	m=7	m=8
0.0	1.253	1.036	0.627	0.470	0.392	0.343	0.308	0.283	0.262	0.246
0.5	1.329	1.102	0.739	0.607	0.549	0.517	0.497	0.483	0.474	0.467
1.0	1.547	1.299	1.224	1.190	1.183	1.181	1.181	1.180	1.180	1.180
1.5	1.873	1.616	1.606	1.587	1.584	1.584	1.584	1.584	1.584	1.584
2.0	2.270	2.027	2.050	2.039	2.038	2.038	2.038	2.038	2.038	2.038
2.5	2.709	2.494	2.524	2.518	2.517	2.517	2.517	2.517	2.517	2.517
3.0	3.170	2.988	3.012	3.008	3.008	3.008	3.008	3.008	3.008	3.008

محاسبه عبارت تصحیح به کار گرفته می‌شود. نوعی از تصحیح نوفه RB بر اساس معادله (۱۲) هم پیشتر برای  $(q=1)$  به کار رفته است [17] (معادله ۱۲)، که می‌تواند به صورت رابطه جمع برگشت پذیر هم نوشته شود:

$$\tilde{A}_{j,n} = \langle M_j \rangle_{Rn} - \langle M_j \rangle_{Rn} \sum_{k=1}^{\infty} a_{k-1} \frac{k-3}{k} \left( \frac{q\sigma_g}{\langle M_j \rangle_{Rn}} \right)^2 \quad (13)$$

$$= \langle M_j \rangle_{Rn} - \Delta M_{j,n} \quad \text{for } \frac{\langle M_j \rangle_{Rn}}{q\sigma_g} > 1$$

به طوری که  $a_0 = 1$  است و  $a_{k-1}$  عبارت قبلی در هر سری جدید هست. تمام عبارات در این بسط منفی هستند، به طوری که  $\Delta M_{j,n} > 0$  است. معادلات ۱۱ تا ۱۳ در شرایطی که  $n \rightarrow \infty$  باشد، معادل هم هستند. تقریب‌های گوناگونی برای ارزیابی عبارت

### ۲-۳- روش نوین در تصحیح نوفه بایاس RB

با جابه‌جایی عملگر جذر معادله (۱۱) با معادل بسط بینومیمال آن معادله به صورت زیر درمی‌آید:

$$\tilde{A}_{j,n} = \langle M_j \rangle_{Rn} - \Delta M_{j,n} \quad \text{for } \frac{\langle M_j \rangle_{Rn}}{q\sigma_g} > 1 \quad (12)$$

$$\tilde{A}_{j,n} = \langle M_j \rangle_{Rn} - \langle M_j \rangle_{Rn} \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{q\sigma_g}{\langle M_j \rangle_{Rn}} \right)^2 + \frac{1}{8} \left( \frac{q\sigma_g}{\langle M_j \rangle_{Rn}} \right)^4 + \dots \right] \quad \text{for } \frac{\langle M_j \rangle_{Rn}}{q\sigma_g} > 1$$

به طوری که  $q^2 = 2 - \xi(\theta)$  است. زیرنویس n اضافه شده به  $\tilde{A}_j$  تعیین می‌کند که چه تعداد داده برای

<sup>1</sup> Maximum likelihood



$\tilde{A}_j$  تخمینی از A برای پیکسل زام تعریف می‌شود. پس باید یادآور شد که حتی برای مورد مطلوب حاضر که تصحیح روی تک‌پیکسل نیز انجام می‌گیرد، همچنان این احتمال وجود دارد که  $\tilde{A}_j$  یک مقدار کاملاً قابل اطمینان از A نباشد. تخمین قابل اطمینان‌تر از A وقتی به دست می‌آید که میانگین روی مقادیر بسیار زیادی از  $\tilde{A}_j$  محاسبه شود؛ مثل آنچه در معادله (۱۵) آمده است.

استفاده از معادله (۱۴) زمانی که  $\mu_R$  و  $\sigma_g$  مقادیری معلوم باشند، برای تصحیح نوفه مفید است. اما وقتی  $\mu_R$  مشخص نباشد، تغییرات ناگهانی در شدت پیکسل قابل صرف نظر باشد و شدت پیکسل‌های مجاور را بتوان معادل هم در نظر گرفت، میانگین‌گیری روی نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور، تقریب درستی از مقدار  $\mu_R$  است. نتایج ارائه شده در این مقاله نشان داده که تصحیح نوفه بایاس RB با میانگین‌گیری روی نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور، همانند در نظر گرفتن یک لایه از پیکسل‌های هم‌جوار (یعنی  $n=9$  پیکسل) به درستی جواب می‌دهد.

### ۳- روش محاسبات

نتایج به دست آمده از این مقاله با استفاده از شبیه‌سازی نرم‌افزار نوشته شده در IDL 7.0 به دست آمده است. چندین توزیع رایسین برای مقادیر معینی از A و  $\sigma_g$  با شبیه‌سازی به شکل هیستوگرام‌هایی از  $1 \times 10^6$  مقدار مطلق سیگنال نوفه‌ای MR با استفاده از تابع هیستوگرام در IDL در ۴۰۰ (bin) از مقادیر  $\theta$  با بازه ۱۰ - الی ۱۰ تولید شده است. مقدار مطلق سیگنال در پیکسل زام،  $M_j$ ، از معادله زیر به دست می‌آید:

$$M_j = [(A + N_{Rj})^2 + (A + N_{Ij})^2]^{1/2} \quad (16)$$

به طوری که  $N_{Rj}$  و  $N_{Ij}$  است و اعداد تصادفی<sup>۱</sup> توزیع شده به شکل گاوسی و مستقل از یکدیگر هستند. در تمام موارد میانگین این توابع توزیع شبیه‌سازی شده با میانگین واقعی به دست آمده از معادله ۳ با خطای ۰/۰۰۱۲ توافق دارد. غیر از مواردی که به تصریح شرط دیگری گذاشته شود، همگی تصحیحات نوفه بایاس RB با استفاده از  $\xi(\theta) = 2 - q^2$  و  $\sigma_g = 1.0$  محاسبه می‌شود. میانگین‌گیری روی نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور  $\langle M_j \rangle_{Rn}$  با استفاده از میانگین n تعداد

<sup>۱</sup> random

تصحیح  $\Delta M_{j,n}$  و همچنین عباراتی که باید تصحیح شوند، یعنی متوسط شدت سیگنال  $\langle M_j \rangle_{Rn}$  می‌تواند به کار رود. در این محاسبات میانگین شدت سیگنال که باید تصحیح شود، معادل اندازه شدت هر تک‌پیکسل در نظر گرفته شده است؛ یعنی  $M_j \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}$  است، ولی عبارت تصحیح با میانگین‌گیری روی یک گروه پیکسل‌های مجاور (به عنوان مثال روی ۹ پیکسل) محاسبه می‌شود.

نوفه بایاس RB برای یک مقدار معین  $\theta$  یک ثابت منحصر به خود و مستقل از مقدار شدت سیگنال  $M_j$  است، به طوری که تصحیح کامل برای  $M_j \rightarrow \mu_R$  که در معادله (۱۰) آمده، درست، مقدار تصحیح برای هر  $M_j$  در  $\theta$  معین است. بر همین اساس و همچنین با این فرض که  $M_j \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}$  است، می‌توان معادلات (۱۰ و ۱۲) را ترکیب کرد تا معادله زیر به دست آید:

$$\begin{aligned} \tilde{A}_j &= M_j - \mu_R \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{q\sigma_g}{\mu_R} \right)^2 + \frac{1}{8} \left( \frac{q\sigma_g}{\mu_R} \right)^4 + \dots \right] \\ &= M_j - \Delta\mu \quad \text{for } \frac{\mu_R}{q\sigma_g} > 1 \end{aligned} \quad (14)$$

مقدار  $\tilde{A}_j$  متوسط روی تابع توزیع رایسین با رابطه زیر است:

$$\langle \tilde{A}_j \rangle_R = A = \mu_R - \Delta\mu \quad (15)$$

این مسأله نشان می‌دهد که معادله (۱۴) تصحیح کامل نوفه بایاس RB را در تک‌پیکسل‌ها در مقدار معین  $\mu_R$  و  $\sigma_g$  می‌دهد (جدول ۱). همچنین، یادآوری می‌شود که نوفه در توزیع مقادیر شدت پیکسل‌ها هنوز به جای خود باقیست اما نوفه بایاس رایسین RB حذف شده است (شکل ۲).

با تعریف بسط بینومیل، تصحیح بایاس نوفه RB به یک عبارت خطی ساده تبدیل شد که با کم کردن عبارت تصحیح  $\Delta\mu$  (بر حسب مقدار معین  $\mu_R$  و  $\sigma_g$ ) از شدت سیگنال خوانده شده از هر پیکسل یعنی  $M_j$  به دست می‌آید. شکل توزیع شدت سیگنال و واریانس آن پیش و پس از تصحیح، همان‌طور که در شکل (۴) دیده می‌شود، یکسان هستند ولی آنچه تغییر کرده، مقدار میانگین توزیع است. این مسأله نشان می‌دهد که یک بهبود قابل ملاحظه در کاهش نوفه بایاس RB ایجاد شده است.

مقادیر متوالی  $M_j$  برای یک مقدار یکسان  $A$  محاسبه شده است.

به محض ارزیابی، فرایند تکرار به روش (کوی ۲۰۰۶) [15] جهت تعیین  $\xi(\theta)$  انجام می‌شود که برای شرط

$$\langle M_j \rangle_{Rn} \geq \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_g = \mu_{R0}$$

تکرار تا جایی ادامه می‌یابد که یا مقدار مطلق اختلاف بین دو تکرار متوالی کمتر یا برابر  $1 \times 10^{-8}$  باشد، یا اینکه تعداد تکرار از صد بار بگذرد. به محض اختلال در اعتبار شرط مرزی، الگوریتم تصحیح نوفه بایاس RB به‌طور دلخواه به

$$q^2(\theta) = q^2(0) = \frac{\pi}{2}$$

قدم بعدی در فرایند سنجش، شرایط اعتبار برای بسط بینومیال در معادله (۱۳) است. در صورت برآورده شدن این شرط عبارت تصحیح محاسبه می‌شود. شرط هم‌گرایی بسط بینومیال این است که یا مقدار مطلق عبارت آخر کمتر از  $1 \times 10^{-9}$  شود، یا تعداد عبارت‌ها بیشتر از  $2/5 \times 10^5$  شود. با توجه به در نظر داشتن  $\langle M_j \rangle_{Rn} \approx q \sigma_g$  یا  $\mu_R \approx q \sigma_g$  و پیرو آن، هم‌گرایی بسیار کند بسط بینومیال، تعداد بسیار زیادی عبارت در این بسط در نظر گرفته می‌شود.

اگر شرط مرزی بسط بینومیال صورت نگیرد، الگوریتم

$$\Delta M_{j,n} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_g$$

مقدار  $\tilde{A}_{j,n}$  را با استفاده از معادله (۱۳) حل می‌کند. باید در نظر داشت که این کار با جای‌گذاری  $\tilde{A}_{j,n} = 0$  متفاوت است،

$$\Delta M_{j,n} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_g$$

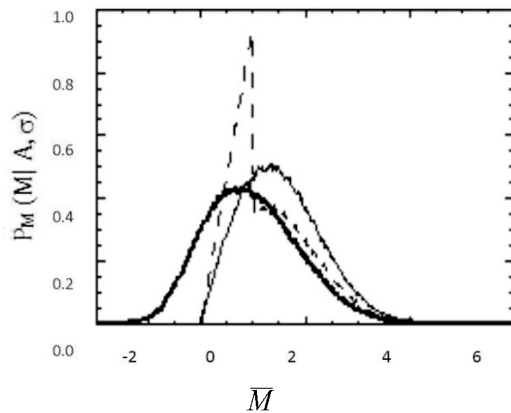
چون تقریب  $\tilde{A}_{j,n}$  به‌کار می‌رود؛ اختلاف بین  $\langle M_j \rangle_{Rn}$  و  $\Delta M_{j,n}$  است در حالی که مقادیر محتمل زیادی برای  $\langle M_j \rangle_{Rn}$  وجود دارد. به محض محاسبه عبارت تصحیح  $\Delta M_{j,n}$ ، این مقدار از مقدار مطلق سیگنال در هر تک‌پیکسل کم می‌شود.

برای شدت سیگنال در پیکسل‌ها در جاهایی که شرط بسط بینومیال مختل می‌شود، هیچ‌کدام از موارد تحلیلی بالا معتبر نیست، چون شامل عبارت‌های مجذور، یا اعداد منفی می‌شوند که در هر دو حالت واگرایی سری صورت می‌گیرد. برای یک توزیع معلوم رابینین شرط بسط بینومیال در بسیاری از نقاط برآورده می‌شود، اما انتظار نمی‌رود که در برخی نقاط، به‌ویژه آنچه که  $\theta$  و  $n$  مقادیر کوچکی هستند معتبر باشد.

برای سنجش اعتبار نخستین تصحیح نوفه بایاس RB (شکل ۲)، با استخراج عبارت تصحیح  $\Delta \mu$  از معادله (۱۴)،

مقدار  $\mu_R$  با استفاده از معادله (۲) محاسبه شده است.

باید یادآور شد که حتی برای مورد مطلوب حاضر که تصحیح روی تک‌پیکسل هم انجام می‌شود همچنان، این احتمال وجود دارد که  $\tilde{A}_j$  یک مقدار کاملاً قابل اطمینان از  $A$  نباشد. انحراف معیار از مقدار تصحیح‌نشده یکسان است؛ بدین معنی که روش ایت پژوهش، نوفه بایاس را کاهش می‌دهد، اما شکل توزیع شدت در پیکسل‌ها تغییر نمی‌کند. تخمین قابل اطمینان‌تر از  $A$  وقتی به دست می‌آید که میانگین روی مقادیر بسیار زیادی از  $\tilde{A}_j$  محاسبه شود، مثل آنچه در معادله (۱۵) آمده است.



(شکل ۲): PDFهای نوفه رابینین شبیه‌سازی شده قبل (خط ممتد نازک) و بعد از تصحیح بروش گاجارستون و همکارانش (خط مقطع) و با روش ارائه شده در این مقاله (خط ممتد کلفت)

برای SNR=1.0

(Figure-2): Simulated Rician noise for SNR=1.0 (thin continues line) and after correction using Gadjjarston[12] (dashed line) and this paper method (thick continues line).

سنجش اعتبار روش تصحیح نوفه ارائه شده در این بررسی همچنین با به‌کارگیری آن روی سیگنال‌های MR دیفیوژن انجام شده است؛ به طوری که شاخص‌های ضریب دیفیوژن در مغز با فرض اینکه شامل دو عبارت خارج و داخل سلولی باشد و منحنی کاهش سیگنال<sup>۱</sup> دو اکیپونسیالی بر حسب مقدار  $b$  بدهد [26] برآورد شده است. بر اساس این فرض، منحنی کاهش سیگنال بر اثر دیفیوژن از تابع  $S(b) = S(0) \exp[-b \cdot (f_1 D_1 + f_2 D_2)]$  تبعیت می‌کند، به طوری که  $S(b)$  و  $S(0)$  به ترتیب سیگنال قبل و بعد از

<sup>۱</sup> signal decay



مقدار پیکسل به مقدار میانگین توزیع PDF، منتسب می‌شود تا عبارت تصحیح را محاسبه کند، ولی در حقیقت، یک تقریب ضعیف است، چون مقدار شدت سیگنال در پیکسل تفاوت زیادی با مقدار میانگین PDF دارد. اما وضعیت در صورت افزایش  $n$  بهبود پیدا می‌کند، چون واریانس PDF برای  $\langle M_j \rangle_{Rn}$  با یک ضریب  $n$  نسبت به PDF نخستین، کاهش می‌یابد؛ یعنی  $\sigma_R^2 \rightarrow \sigma_R^2 / n$  می‌شود، اما میانگین بدون تغییر باقی می‌ماند؛ بنابراین، روش تصحیح نوفه بایاس RB بر مبنای معادله (۱۳) برای  $n=1$  به خوبی پاسخ نمی‌دهد و توصیه می‌شود برای  $n$  در این روش فقط مقادیر بالاتر از یک به کار رود (شکل f3).

این نتایج برای  $n \geq 5$  بسیار بهتر و دقیق‌تر از نتایج به‌دست‌آمده روش گابجاستون و همکارانش هستند (جدول ۱). برای  $n \geq 5$  و  $\theta \geq 3$  بیشینه انحراف مطلق مشاهده‌شده از ۰/۱ کمتر است (یعنی کمتر از ۰/۲۳٪ خطا). برای  $n \geq 5$  و  $\theta < 3$  نواحی‌ای با مقادیر میانه‌ای از  $\theta$  وجود دارد که این روش به‌طور نظام‌مند،  $\langle \tilde{\theta}_{j,n} \rangle_R$  را به مقدار کمتر از خودش تخمین می‌زند و نواحی‌ای با مقادیر کوچک از  $\theta$  وجود دارد که  $\langle \tilde{\theta}_{j,n} \rangle_R$  را به مقدار بیشتر از خودش تخمین می‌زند. مقدار  $\theta$  در هریک از این نقل و انتقالات که صورت می‌گیرد، با  $n$  تغییر می‌کند، اما در همه موارد مقدار این تغییر از  $\theta = 0/5$  کمتر است (جدول ۲). برای  $n \geq 9$  و  $\theta \geq 1/0$  مقادیر تصحیح‌شده تنها تا ۱۰٪ خطا دارند و برای  $n = 100$  که از یک ROI  $10 \times 10$  ناشی می‌شود دقت نتایج تا ۱۳٪ خطا برای  $0/5 \geq \theta \geq 0/1$  است.

برای  $n \geq 5$  شکل PDF بعد از تصحیح نوفه بایاس RB در همه حالات با شکل PDF نخستین، هماهنگ است. این هماهنگی با افزایش  $n$  و  $\theta$  بهبود می‌یابد و در منحنی‌هایی که به‌طور تقریبی همسان می‌شوند، در  $\theta \geq 2$  مشاهده می‌شود. برای  $\theta < 2$  دامنه PDF کمتر از مقدار واقعی و پهنای آن بیش از مقدار واقعی با سطوح مختلف تخمین زده می‌شوند.

برای مقادیری از  $\theta$  که  $\Delta\theta < 0$  شکل PDF با شکل نخستین PDF در ناحیه‌ای که شدت سیگنال زیاد است، هماهنگی دارد، ولی در نواحی کم‌سیگنال بیش از مقدار واقعی تخمین زده شده است (ر. ک شکل ۳، از b تا e). این در حالی است که وقتی  $\Delta\theta > 0$  باشد، عکس آن رخ می‌دهد (ر. ک شکل a۳).

دیفیوژن،  $D_1$  و  $D_2$  به ترتیب ضریب‌های اندازه‌گیری‌شده دیفیوژن داخل و خارج سلولی با فاکتورهای نسبی  $f_1$  و  $f_2$  هستند.

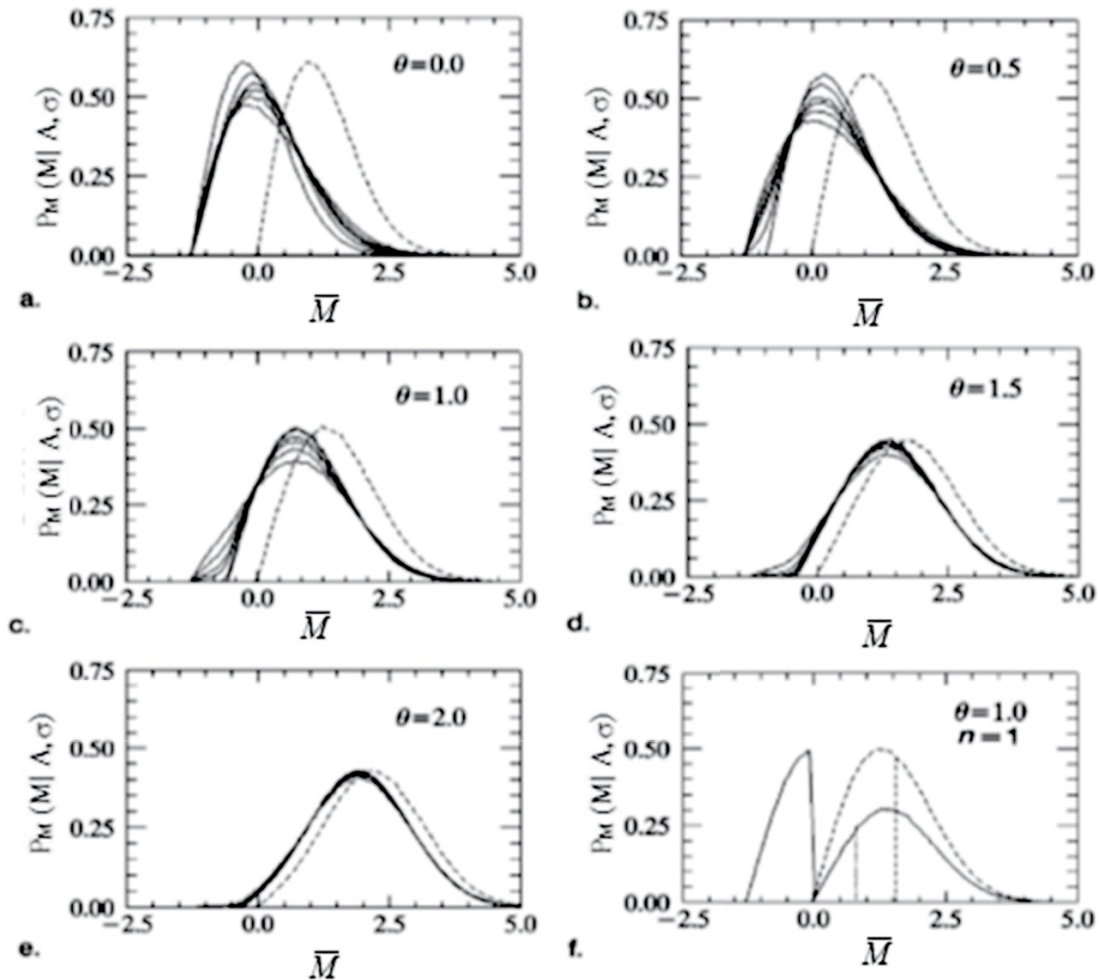
#### ۴- نتایج

در این بخش نتایج به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی‌های مقدار مطلق سیگنال تصویرهای MRI همراه با نوفه ارائه شده است. نتایج با محاسبات از معادله (۱۳) به دست‌آمده است که نخستین عبارت شدت سیگنال از تک‌پیکسل (یعنی  $M_j \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}$ ) و  $\sigma_g$  برابر با یک در نظر گرفته شد. عبارت تصحیح  $\Delta M_{j,n}$ ، با استفاده از میانگین‌گیری روی نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور برای  $n$  پیکسل که تخمینی از  $\mu_R$  است، محاسبه شد. این نتایج برای  $n$  با مقدار بسیار بزرگ به‌دست‌آمده، به‌طوری که  $\mu_R \rightarrow \langle M_j \rangle_{Rn}$  باشد. با چنین شرطی این روش نتایج خوبی داده و به یک جواب با هم‌گرایی کامل می‌رسد (جداول ۱ و ۲). این محاسبات با PDFهای شبیه‌سازی‌شده برای مقادیر مختلف  $\theta$  در بازه بین ۱ و ۳ و ارزیابی عبارت تصحیح با دو روش یکی با کاربرد میانگین واقعی PDF یعنی  $\mu_R$  و دیگری با کاربرد  $\langle M_j \rangle_R$  به‌عنوان میانگین PDF کامل شبیه‌سازی‌شده برای  $n=N$  بار انجام شد. میانگین PDF تصحیح‌شده با استفاده از نخستین روش ارزیابی عبارت تصحیح با دقت نزدیک به بیشینه قدر مطلق انحراف از میانگین یعنی  $|\Delta\theta| \equiv \left| \langle \tilde{\theta}_j \rangle_R - \theta \right|$  به‌دست‌آمد که برابر ۰/۰۰۱ روی همه مقادیر آزموده شد. با استفاده از روش دوم بیشینه انحراف برابر  $\Delta\theta = -0/06$  شد که آن نیز در ۰/۱  $\theta =$  اتفاق افتاد. فرایند تصحیح نوفه بایاس RB برای هر دو آزمون باعث می‌شد که PDF به‌طرف مقادیر کوچک  $\theta$  سوق یابد، درحالی که شکل کلی PDF برای تمام مقادیر  $\theta$  یکسان باقی می‌ماند (شکل ۲ و ۳).

در بسیاری از موارد، استفاده از مقادیر بزرگ  $n$  ضرورتی ندارد؛ به‌عنوان مثال، وقتی پیکسل‌ها به چند بافت متفاوت مربوط می‌شوند، نباید با یک مقدار متوسط یکسان در نظر گرفته شوند. بنابراین، شبیه‌سازی‌ها برای ۱۰۰ و ۱۰۰۰ و ۲۵ و ۱۶ و ۹ و ۵ و ۱  $n=$  برای مقادیر  $\theta$  بین صفر و ۳ انجام گرفت. برای  $n=1$ ، نتیجه هم در تصحیح نوفه بایاس RB، هم در شکل توزیع PDF تصحیح‌شده آن، همان‌طور که انتظار می‌رود چشم‌گیر نیست (جدول ۲ و شکل F3 را ببینید). در این حالت

روش ارائه شده در شکل (۴) و جدول (۳) آمده است. نتایج به دست آمده بهبود قابل توجهی را در منحنی تطابق و در پی آن، فاکتورهای دیفیوژن به دست آمده پس از حذف نوفه رایسین با روش پیشنهادی در این پژوهش، نشان می دهد.

در انتها، روش تصحیح نوفه ارائه شده بر روی سیگنال دیفیوژن شبیه سازی شده، از اطلاعات مغز انسان به کار گرفته و با الگوی LS برازش می شود. اختلاف تطابق منحنی اکسپونسیال کاهش دیفیوژن و شاخصه های به دست آمده برای فاکتورهای دیفیوژن در پیش و پس از تصحیح نوفه رایسین با



(شکل-۳): PDFهای نوفه رایسین شبیه سازی شده پیش (خط مقطع) و پس از تصحیح با روش ارائه شده در این مقاله (خطوط ممتد) برای SNRهای گوناگون و میانگین گیری شده روی پیکسل های همجوار با تعداد ۹ و ۱۶ و ۲۵ و ۱۰۰. منحنی f: PDFهای نوفه رایسین را پیش (خط مقطع) و پس از تصحیح با روش ارائه شده در این مقاله (خط ممتد) برای SNR=1.0 و تنها یک پیکسل (n=1) نشان می دهد.

(Figure-3): Simulated Rician noise for several SNR (dashed line) and after correction with averaging over 5, 9, 16, 25 and 100 pixels (continues lines) using this paper method (a-e) and for only 1 pixel (f).

شده در این زمینه بررسی های بیشتری انجام شود. به دست آوردن اطلاعات قابل اعتماد از منحنی های اندازه گیری شده از فرایند کاهش سیگنال به ازای شاخصه های تصویربرداری MRI، با درک درست از نوفه و یک الگوریتم مناسب جهت حذف نوفه بایاس الزامی است. برای فرایندهای

## ۵- بحث

استخراج شدت واقعی سیگنال MR از مقادیر بزرگی تصویر MRI با SNR کم، همواره یک چالش میان پژوهشگران بوده است. در سال های اخیر، علاقه به حصول مقادیر دقیق از شاخصه های بافت انسانی، مثل ضریب دیفیوژن در مغز، باعث

و  $\mu_R$  توسط کوی و همکارانش [15] بهبود قابل ملاحظه‌ای در حذف نوفه ایجاد می‌کند، اما متأسفانه در بیشتر موارد بررسی‌شده، مقادیر  $\mu_R$  در دسترس نیست. در مقاله فعلی نشان داده می‌شود که تحلیل داده‌شده دیگران [15] با استفاده از بسط بینومیل و خطی کردن معادلاتشان، می‌تواند به روش بسیار مفیدی در تصحیح نوفه بایاس RB روی پیکسل‌های به‌دست‌آمده از مقدار بزرگی تصویرهای MR، تبدیل شود. با این روش عمل‌گر مجذور برداشته شده و عبارت تصحیح یا همان نوفه بایاس رایسین از عبارت نیازمند تصحیح، یعنی همان متوسط شدت سیگنال، جدا شده و با تقریب بالایی حذف می‌شود [19].

کاهش‌ی که غیر اکسپونسیال هستند، یا از مجموع چند اکسپونسیال به‌دست می‌آیند، نوفه در اغلب موارد فرایند را آشفته کرده و بنابراین، بر تفسیر کمی نتایج تأثیر می‌گذارد. به‌عنوان نمونه، اگر یک فرایند کاهش‌ی، تک‌اکسپونسیال در نظر گرفته شود، در حالی که در واقعیت دو-اکسپونسیال هستند، ثابت فرایند در نقاطی با SNR بالا محاسبه می‌شود که نادرست است.

تلاش‌های نخستین برای حذف نوفه بایاس RB از مقدار بزرگی تصویرهای MR، تنها تا حدودی موفقیت‌آمیز بود و به همین دلیل به‌طور گسترده پذیرفته نشدند؛ به‌عنوان مثال، در مواردی که اندازه‌گیری دیفیوژن محدود به مقادیر  $b$ -کوچک است، تا از نوفه کف یا همان RNJ اجتناب شود، تحلیل نهایی منحنی‌های فرایند کاهش سیگنال با مقادیر معلوم  $\sigma_g$

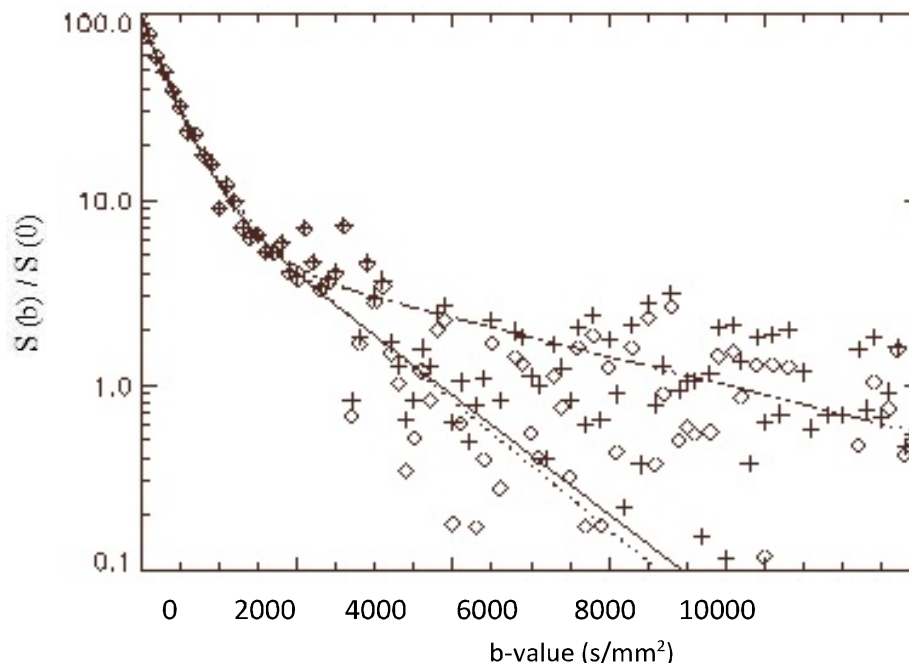
(جدول-۲): تخمین مقدار متوسط سیگنال به نوفه به روش تصحیح ارائه‌شده در این پژوهش  $\langle \tilde{\theta}_{j,n} \rangle_R$  بر حسب تعداد پیکسل‌های همجوار میانگین‌گیری انتخاب‌شده در تصویر (n).

(Table-2): The values of  $\langle \tilde{\theta}_{j,n} \rangle_R$  as a function of  $\theta$  for the different n pixel values

$\theta$	$\langle \tilde{\theta}_{j,n} \rangle_R$							
	n=1	n=5	n=9	n=16	n=25	n=100	n=1000	n=N
0.0	0.349	0.285	0.259	0.234	0.216	0.163	0.099	0.000
0.2	0.369	0.310	0.287	0.265	0.250	0.208	0.177	0.197
0.4	0.425	0.384	0.370	0.358	0.352	0.348	0.387	0.402
0.5	0.497	0.511	0.560	0.506	0.523	0.507	0.494	0.500
0.7	0.579	0.584	0.593	0.608	0.622	0.673	0.697	0.700
0.9	0.720	0.766	0.792	0.822	0.845	0.888	0.898	0.899
1.0	1.183	1.116	1.157	1.168	1.173	1.178	1.181	1.000
1.2	0.980	1.084	1.126	1.158	1.175	1.194	1.198	1.199
1.4	1.178	1.309	1.349	1.374	1.384	1.396	1.398	1.399
1.5	1.282	1.519	1.514	1.519	1.519	1.517	1.517	1.500
1.75	1.553	1.700	1.725	1.737	1.742	1.747	1.749	1.749
2.0	2.050	2.039	2.038	2.038	2.038	2.038	2.038	2.008
2.5	2.516	2.518	2.517	2.517	2.517	2.517	2.517	2.500
3.0	3.012	3.008	3.008	3.008	3.008	3.008	3.008	3.000

(جدول-۳): شاخصه‌های دیفیوژن محاسبه‌شده پس از تصحیح نوفه رایسین  
 (Table-3): Estimated diffusion parameters after Rician noise correction using the suggested method  
 in this paper

	$D_1(\text{mm}^2/\text{s})$	$f_1$	$D_2(\text{mm}^2/\text{s})$
شاخصه ورودی	$3.00 \times 10^{-3}$	0.80	$0.80 \times 10^{-3}$
شاخصه محاسبه‌شده قبل از تصحیح نوفه	$(2.50 \pm 0.002) \times 10^{-3}$	$0.94 \pm 0.01$	$(0.24 \pm 0.0001) \times 10^{-3}$
پارمتر محاسبه‌شده پس از تصحیح نوفه	$(3.01 \pm 0.0008) \times 10^{-3}$	$0.82 \pm 0.009$	$(0.74 \pm 0.0003) \times 10^{-3}$



(شکل-۴): منحنی کاهش سیگنال دو اکسپوننسیال دیفیوژن برازش شده روی داده‌های پیش (اشکال مربع) و پس (اشکال به علاوه) از تصحیح نوفه رایسین. خط منبسط مربوط به شاخصه‌های فرضی تئوری و خطوط مقطع و نقطه چین به ترتیب مربوط به برازش روی داده‌های مربوط به پیش و پس از تصحیح نوفه رایسین است.

(Figure-4): Bi-exponential diffusion decay for Rician biased data (squares) and corrected data (+). The lines are the theoretical decay (thin solid line), the fit to the Rician biased data (dashed line) and the fit to the corrected data (dots).

قابل ملاحظه‌ای نسبت به تمام روش‌های گزارش شده توسط دیگران بهبود تصحیح نوفه را نشان می‌دهد. این در حالیست که در روش گابجاستون که از کسر نوفه از مجذور سیگنال استفاده کرده، در مقایسه با روش پیشنهادی در این پژوهش که استفاده از بسط بینومیال و شمول پیکسل‌های همجوار است، PDF به‌طور کامل، از شکل واقعی سیگنال اصلی دور افتاده و خطای بیش از ۶۰٪ گزارش شده‌است (ر. ک شکل ۲). در حالت مطلوب، عبارت تصحیح خطی برای همه شدت سیگنال‌های پیکسلی یکسان است، PDF نخستین به طرف مقادیر کوچکتر  $\theta$  سوق پیدا می‌کند، اما شکل توزیع

همچنین، این روش کاربرد میانگین‌گیری از نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور را که منجر به محاسبه عبارت تصحیح می‌شود، بدون نیاز به میانگین‌گیری از عبارت قابل تصحیح (با وجود امکان میانگین‌گیری روی این عبارت)، معرفی می‌کند. این روش تصحیح نوفه RB را به‌خوبی و با کمترین اعوجاج در PDF حتی با مقدار کوچکی از  $n$  فراهم می‌کند. برای  $n \geq 9$  و  $\theta \geq 1$  مقادیر تصحیح شده تا ۱۰٪ خطا دقت دارند و برای  $n = 100$  (یک ROI  $10 \times 10$ ) دقت نتایج تا ۱۳٪ خطا برای  $\theta \geq 1/2$  است. الگوریتم جدید تصحیح نوفه با یاس RB که در این مقاله ارائه شده، به‌طور

شامل وضوح، تعداد و جهت گرادیان‌های به‌کارگرفته‌شده (به‌عنوان مثال روی تصاویر تانسور دیفیوژن DTI با پیکسل‌های کوچک‌تر از 1 mm) و مقدار بیشینه  $b$  از جمله کارهایی است که می‌توان در آینده بررسی کرد. روش دیگری نیز که مقدار SNR را در حین ساختار تصویرهای دیفیوژن تانسوری و دیفیوژن اسپکتروم DSI شامل ۲۵۶ الی ۵۱۲ جهت گرادیان مغناطیسی افزایش می‌دهد، پیشنهاد شده که در مقاله‌ای دیگر به چاپ رسیده است [27].

حذف نوفه رایسین از مقدار بزرگی سیگنال‌ها و تصاویر تشدید مغناطیسی و به‌خصوص دیفیوژن و شاخصه‌های غیر ایزوتروپی آن همچنان موضوع چالش‌برانگیز پژوهش‌گران است. در سال‌های اخیر، روش‌های دیگری نیز برای حذف نوفه رایسین ارائه شده [28-29] که جهت تصحیح شاخصه‌های دیفیوژن در تصویرهای DTI تانسور دیفیوژن و تصویرهای استاندارد MRI سه‌بعدی به‌کار رفته است و مقایسه این روش‌ها نیز با روش پیشنهادی در این پژوهش، به آینده موکول می‌شود. یادآوری این نکته لازم است که پژوهش ارائه‌شده در این مقاله تنها روی سیگنال دیفیوژن از تصاویر دوبعدی و استفاده از روش پیکسل‌های همجوار است و به همین دلیل مقایسه نتایج این کار با پژوهش‌هایی که در آن از روش احتمال بیشینه و الگوریتم‌های سه‌بعدی استفاده شده [30-31] خارج از موضوع این مقاله است.

## قدردانی

در اینجا، از حمایت مالی بخش رادیولوژی بیمارستان اتاوا، دکتر Ian Cameron، برای کمک در زمینه راهبردی این پژوهش و دکتر Arturo Blanco در کمک به انجام برخی از محاسبات سپاس‌گذاری و همچنین از فرصتی که دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس در اختیار این‌جانب گذاشته تا این پژوهش، تدوین شود، قدردانی می‌شود.

## 6- References

## ۶- مراجع

- [1] Whittall KP, MacKay AL, Graeb DA, Nugent RA, Li DKB, Paty DW. (1997). "In vivo measurement of T2 distributions and water contents in normal human brain." *Magn Reson Med.* 37, pp. 34-43.
- [2] Assaf Y, Freidlin RZ, Rohde GK, Basser PJ. (2004). "New modeling and experimental framework to characterize hindered and restricted water diffusion in brain white matter." *Magn Reson Med.* 52, pp. 965-978.

به‌طور کامل دست نخورده و بدون اعوجاج باقی مانده و میانگین PDF تصحیح‌شده کاملاً مساوی  $A$  است. وقتی روش میانگین‌گیری بر نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور به‌کار می‌رود، توزیعی از تصحیح‌ها به‌دست می‌آید که منجر به خطای بسیار کمی در تخمین  $A$  و اعوجاج بسیار کمی در شکل PDF می‌شود. محدودیت اصلی این روش تنها وقتی است که

$$\langle M_j \rangle_{Rn} = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \sigma_g = \mu_{R0}$$

باشد، به‌طوری‌که  $\xi(\theta)$

به‌طور مستقیم نمی‌تواند محاسبه شود. در این حالت الگوریتم تقریب  $\xi(0) = \xi(\theta)$  را به‌کار می‌برد. حتی در این حال هم این روش در  $n \geq 5$  بسیار خوب پاسخ می‌دهد و اعوجاج در شکل PDF بسیار کم است.

توجه به این نکته مهم است که روش تصحیح نوفه بایاس RB که در اینجا ارائه شده، بایاس رایسین را حذف می‌کند، اما شکل توزیع را که حاصل از نوفه است، از بین نمی‌برد. داده‌های تصحیح‌شده به‌طور تقریبی همان توزیعی را حول میانگین PDF تصحیح‌شده دارند که داده‌های نخستین حول میانگین PDF تصحیح‌نشده دارند. در نتیجه، وقتی  $A < \sigma_g$  است، داده‌های تصحیح‌شده ممکن است حاوی داده‌های «مقدار مطلق منفی» باشند که نتیجه ترکیبی از یک مقدار مطلق مثبت کوچک سیگنال و یک مقدار بزرگ‌تر منفی نوفه است.

نتایج ارائه‌شده در این مقاله از تصحیح تک‌پیکسل‌ها از مقدار بزرگی تصویر MR با کویل‌های غیر از کویل آرایه فازی و بدون هیچ‌گونه میانگین‌گیری سیگنال در هنگام تصویربرداری است. از معادله (۱۱) آشکار است که تصحیح نوفه بایاس می‌تواند برای سیگنال‌های متوسط گرفته شده با روش نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور، در صورت نیاز به تصحیح استفاده شود و عبارت تصحیح نیاز به تعداد همسانی از نزدیک‌ترین پیکسل‌های مجاور برای محاسبه ندارد. (در بسیاری از تصویر برداری‌های MRI به‌طور معمول میانگین‌گیری از سیگنال در طول اسکن جهت افزایش SNR به‌کار گرفته می‌شود). تعمیم تصحیح نوفه RB برای کاربرد روی سیگنال میانگین‌گیری‌شده در طول اسکن و همچنین کاربرد کویل آرایه فازی پیشنهاد می‌شود.

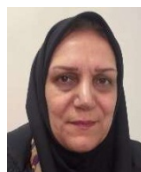
دقت کاربرد این روش در مرحله نخست، تنها در تحلیل الگویی از سیگنال دیفیوژن در شرایطی مستقل از اندازه پیکسل یا به عبارتی وضوح تصویر بوده، در حالت کلی جهت حذف نوفه رایسین پیشنهاد می‌شود. اما دقت کاربرد آن نسبت به ویژگی‌های تصویر دیفیوژن با تشدید مغناطیسی (DWI)

- estimation of Rician distribution parameters." IEEE Trans Med Imaging. 17, pp. 357-361.
- [18] Kingsley, PB. (2005). "Improved formulas to correct noisy low-intensity DTI data." In: Proceedings of the ISMRM Workshop on Methods for Quantitative Diffusion MRI of Human Brain. poster 52.
- [19] Nezamzadeh M, Cameron IG.(2006). "A new Rician noise bias correction." In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> Annual Meeting of ISMRM, Seattle, Washington, USA, pp. 346.
- [20] Jones DK, Basser PJ. (2004). "Squashing peanuts and smashing pumpkins: How noise distorts diffusion weighted MR data." Magn Reson Med. 52, pp. 979-993.
- [21] Olariu E, Cárdenas-Blanco A, Cameron, IG. (2007). "Analysis of Noise Corrected Diffusion Decay of Human Brain." In: Proceedings of the 15th Annual Meeting of ISMRM-ESMRMB, Berlin, Germany. pp. 3301.
- [22] Gilbert G, Simard D, Beaudoin G. (2007). "Impact of improved combination of signals from array coils in diffusion tensor imaging." IEEE Trans Med Imaging. 26, 1428-1436.
- [23] Constantinides CD, Atalar E, McVeigh ER.(1997). "Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays." Magn Reson Med. 38, pp. 852-857.
- [24] Sijbers J, Poot D, Dekker AJ, Pintjens W. (2007). "Automatic estimation of the noise variance from the histogram of a magnetic resonance image." Phys Med and Biol. 52, pp. 1335-1348.
- [25] Andersen AH.(1996). "On the Rician distribution of noisy MRI data." Magn Reson Med. 36, pp. 331-333.
- [26] Niendorf T., Dijkhuizen R., Norris D.G., van Lookeren, Campagne M., Nicolay K. (1996). "Biexponential diffusion attenuation in various states of brain tissue: implications for diffusion weighted imagin.", Magn. Reson. Med. 36, pp. 847- 857.
- [27] Haldar PJ.,Wedeen VJ., Nezamzadeh M., Dai G. Weiner MW., Schuff N., Liang ZP.(2013) "Improved diffusion imaging through SNR-enhancing joint reconstruction."Magn Reson Med. 69(1), pp.227-289.
- [28] Liu RW, Shi L, Yu SC, Wang D.(2015). "A two-step optimization approach for nonlocal total variation-based Rician noise reduction in magnetic resonance images." Med Phys. 42(9), pp. 5167-87.
- [29] R. Riji · Jeny Rajan · Jan Sijbers · Madhu S. Nair. (2015). "Iterative bilateral filter for Rician noise reduction in MR images." Signal, Image and Video Processing. 9(7), pp. 1543.
- [30] Baseline F., Ferraioli G., Pascazio V. (2017)."A
- [3] Le Bihan D. (2007)."The 'wet mind': water and functional neuroimaging." Phys Med Biol. 52, pp. R57-R90.
- [4] Østergaard L.(2004)."Cerebral perfusion imaging by bolus tracking." Magn Reson Imaging. 15, pp. 3-9.
- [5] Chen CN, Hoult DI.(1989). "Biomedical magnetic resonance technology." Bristol and New York: Adam Hilger. pp.117-176.
- [6] Hoult DI, Lauterbur PC.(1979). "The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples." J Magn Reson. 34, pp. 425-433.
- [7] Rice SO. (1944). "Mathematical analysis of random noise. Bell System Technological Journal. 23, pp. 282-332.
- [8] Wang Y, Lei T.(1994). "Statistical analysis of MR imaging and its applications in image modeling." In: Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing and Neural Networks. 1, pp. 866-870.
- [9] Cárdenas-Blanco A, Tejos C, Irarrazaval P, Cameron IG. (2008). "Noise in magnitude magnetic resonance images." Concepts in Magnetic Resonance Part A. 32A(6), pp. 409–416.
- [10] Bernstein MA, Thomasson DM, Perman WH. (1989). "Improved detectability in low signal-to-noise ratio magnetic resonance images by means of a phase-corrected real reconstruction." Med Phys. 16, pp. 813-817.
- [11] Henkelman RM.(1986). "Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images." Med Phys. 12, pp. 232-233.
- [12] Gudbjartsson H, Patz S.(1995). "The Rician distribution of noisy MRI data." Magn Reson Med. 34, pp. 910-914.
- [13] Miller AJ, Joseph PM.(1993). "The use of power images to perform quantitative analysis on low SNR MR images." Magn Reson Imag. 11, pp. 1051-1056.
- [14] McGibney G, Smith MR. (1973). "An unbiased signal-to-noise ratio measure for magnetic resonance images." Med Phys. 20, pp. 1077-1078.
- [15] Koay CG, Basser PJ. (2006). "Analytically exact correction scheme for signal extraction from noisy magnitude MR signals." J Magn Reson. 179, pp. 317-322.
- [16] Cárdenas-Blanco A, Nezamzadeh M, Footitt C, Cameron I.(2007). "Accurate noise bias correction applied to individual pixels." In: Proceedings of the 15th Annual Meeting of ISMRM-ESMRMB, Berlin, Germany. pp. 657.
- [17] Sijbers J, den Dekker AJ, Scheunders P, Van Dyck D. (1998). "Maximum-likelihood



3D MRI denoising algorithm based on Bayesian theory.", BioMed Eng OnLine, 16: 25, pp.1-19.

- [31] Pal Ch., Das P., Chakrabarti A., Ghosh R.(2017). "Rician noise removal in magnitude MRI images using efficient anisotropic diffusion filtering." Int.J.Imaging Syst. Technol. 27, pp. 248-264



**مرضیه نظامزاده** دارای مدرک دکترا و کارشناسی ارشد از دانشگاه کارلتون اتاوا در کانادا و مدرک کارشناسی از دانشگاه شهید بهشتی در رشته فیزیک کاربردی است. وی در سال ۱۳۸۵ مدرک دکترای

خود را در رشته فیزیک با تخصص در فیزیک تصویربرداری پزشکی و ام.آر.آی دریافت کرد؛ سپس دو دوره فوق دکترا و یک دوره رزیدنسی در همین زمینه در دانشگاه ایالتی کالیفرنیا- سانفرانسیسکو (UCSF) و همچنین دانشگاه ایالتی نیویورک (SUNY) آمریکا گذرانده و در همان جا به عنوان فیزیست ام.آر.آی و استادیار دانشگاه مشغول به کار شد. در حال حاضر به عنوان استادیار در گروه فیزیک پزشکی دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس ایران اشتغال دارد. زمینه پژوهشی مورد علاقه ایشان تحلیل سیگنالها و بهبودی کیفیت تصاویر پزشکی با ام.آر.آی، به ویژه در پردازش تصاویر مغز است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

[m.nezamzadeh@modares.ac.ir](mailto:m.nezamzadeh@modares.ac.ir)