

مقدار بهینه‌ی شاخص b در روش تصویربرداری دیفیوژن تشدید مغناطیسی با استفاده از روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی با کنتراست در تشخیص پلاک فعال Multiple sclerosis

ایرج عابدی^۱، نگار عبدی^۲، مظفر ناصرپور^۳، مسعود ربانی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: Multiple sclerosis (MS) یک بیماری حاد و خودایمنی است که سبب التهاب و تخریب میلین در سیستم عصبی مرکزی می‌شود. در این مطالعه، از سکناس دیفیوژن با مقادیر مختلف b-value استفاده شد تا مقدار بهینه‌ی آن مشخص گردد. این مطالعه با هدف بررسی پلاک‌های فعال MS با استفاده از روش Diffusion-weighted imaging (DWI) و مقایسه‌ی دقت تشخیصی آن با روش افزایش کنتراست انجام شد.

روش‌ها: این مطالعه‌ی مقطعی بر روی ۹۰ بیمار مبتلا به MS - بر اساس معیارهای Mc Donald - که به مرکز تصویربرداری شقای اصفهان ارجاع شده بودند، انجام شد. محل پلاک‌ها و تعداد آن‌ها توسط پزشک رادیولوژیست در چک لیست مربوط ثبت گردید. تصویربرداری با استفاده از سیستم Siemens مدل Avanto، با قدرت ۱/۵ تسلا و کوئل سر استاندارد انجام شد.

یافته‌ها: تصاویر وزن دیفیوژن (Diffusion weighted) با b-value‌های پایین، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش Contrast enhancement (CE) در تعیین پلاک‌های فعال دارند ($P = 0.005$). تصاویر با b-value برابر ۵۰۰ بیشترین حساسیت (۷۵ درصد) و ویژگی (۸۷٪) را در تشخیص پلاک‌های فعال داشتند.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد که روش DWI با دستگاه ۱/۵ تسلا توانایی متمایز نشان دادن پلاک‌های فعال از غیر فعال را دارد؛ چرا که تصاویر DWI با b-value‌های پایین، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش CE در تعیین پلاک‌های فعال داشتند.

واژگان کلیدی: تصویربرداری دیفیوژن تشدید مغناطیسی؛ Multiple sclerosis؛ بهبود کیفیت عکس‌برداری

ارجاع: عابدی ایرج، عبدی نگار، ناصرپور مظفر، ربانی مسعود. مقدار بهینه‌ی شاخص b در روش تصویربرداری دیفیوژن تشدید مغناطیسی با استفاده از روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی با کنتراست در تشخیص پلاک فعال Multiple sclerosis. مجله دانشکده پزشکی اصفهان. ۱۴۰۰؛ ۳۹ (۶۰۹): ۱-۵.

Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR), T₂ weighted

می‌باشد (۵-۶). برای تعیین فعال یا غیر فعال بودن پلاک، از روش افزایش کنتراست بر پایه‌ی گادولینیوم (Contrast enhanced یا CE) استفاده می‌شود که بهترین شاخص فعالیت بیماری و پاسخ به درمان در بیماران است (۷).

سد خونی - مغزی (Blood brain barrier یا BBB) مانع جذب عامل کنتراست در بافت طبیعی مغز می‌شود، اما با توجه به این که ضایعات فعال MS با اختلال سد خونی - مغزی و التهاب دور عروقی

مقدمه

Multiple sclerosis یا MS یک بیماری حاد و خودایمنی است که سبب التهاب و تخریب میلین در سیستم عصبی مرکزی می‌شود (۱-۳). تخریب میلین، موجب تشکیل ضایعاتی به نام پلاک می‌گردد که بسته به محل پلاک، بیمار دچار علائم نورولوژیک متفاوت می‌شود (۴). تصویربرداری رزنانس مغناطیسی (Magnetic resonance imaging یا MRI) اساس تشخیص MS و نظارت بر درمان است (۵). شیوه‌نامه‌ی استاندارد MRI در MS، شامل تصاویر T_{1w} weighted (T_{1w})، T_{2w}

۱- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- کارشناس ارشد فناوری تصویربرداری پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بهبهان، بهبهان، ایران

۴- دانشیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: ایرج عابدی؛ استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: i.abedi@med.mui.ac.ir

تشخیص قطعی ابتلا به MS بر اساس معیارهای Mc Donald که توسط پزشک متخصص مغز و اعصاب به مرکز تصویربرداری شفای اصفهان ارجاع شده بودند، انجام شد. ۹۰ بیمار مبتلا به MS مورد بررسی قرار گرفتند. بیماران با سابقه‌ی ترس از محیط‌های بسته، آلرژی به ماده‌ی کنتراست گادولینیوم، وجود جسم خارجی در بدن، بیماران کلیوی و زنان باردار وارد مطالعه نشدند. بیماران قبل از ورود به مطالعه، توضیحاتی درباره‌ی نحوه‌ی آزمون و اهداف آن دریافت نمودند و رضایت‌نامه‌ی کتبی از آن‌ها گرفته شد. اطلاعات و سوابق بیماران در چک لیست ۱ ثبت گردید. پس از انجام تصویربرداری، محل پلاک‌ها و تعداد آن‌ها توسط پزشک رادیولوژیست در چک لیست ۲ ثبت گردید. تصویربرداری با استفاده از سیستم Siemens مدل Avanto، با قدرت ۱/۵ تسلا و کوئل سر استاندارد انجام شد. متغیرهای تصویربرداری در جدول ۱ آمده است. به منظور عدم تأثیر کنتراست بر تصاویر DWI، این تصاویر قبل از تزریق گرفته شد. برای تصاویر CE، ۱۵ میلی‌لیتر داروی کنتراست گادولینیوم با نام تجاری Dotarem به بیمار تزریق شد. قبل از انجام آزمون جهت اطمینان از عملکرد کلیوی بیمار، نتایج آزمایش Blood urea nitrogen (BUN) و کراتین چک شد.

واکاوی تصاویر: ابتدا با روش CE بیمارانی که دارای پلاک بودند، مشخص شدند. سپس، شدت سیگنال در تصاویر CE و شدت سیگنال و عدد ADC در تصاویر DWI با b-valueهای مختلف این بیماران در سه محل پلاک فعال، پلاک غیر فعال و پس‌زمینه از طریق رسم ناحیه‌ی مطلوب (Region of Interest) به صورت دستی، با استفاده از نرم‌افزار خود دستگاه و همچنین، نرم‌افزار پردازش تصاویر DICOM Viewer اندازه‌گیری شد.

واکاوی آماری: با استفاده از نرم‌افزار Medcalc نسخه‌ی ۱۵ با سطح اطمینان ۹۵ درصد و همچنین نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۲ (version 22, IBM Corporation, Armonk, NY) شاخص‌های حساسیت، ویژگی، صحت، حد آستانه، ارزش اخباری مثبت و منفی با استفاده از آزمون آماری t محاسبه گردید.

همراه است، ماده‌ی کنتراست به فضای میان بافتی انتشار می‌یابد و سبب افزایش کنتراست آن می‌شود (۷). برای بیماران کلیوی، زنان باردار (۸) و افراد مبتلا به حساسیت، نمی‌توان از ماده‌ی کنتراست گادولینیوم استفاده نمود و لازم است روش دیگری جایگزین شود (۹).

تصویربرداری با وزن دیفیوژن (Diffusion weighted imaging) یا DWI یک تکنیک MRI بر اساس اندازه‌گیری حرکت براونی (Brownian motion) مولکول‌های آب برای ایجاد کنتراست تصویر است (۱۰). تصاویر با وزن دیفیوژن با اعمال یک جفت پالس گرادیان میدان مغناطیسی در توالی تصویربرداری با وزن T2 به دست می‌آیند. این حساسیت، نسبت به انتشار مولکول‌های آب با عامل گرادیان b (b-value) با واحد ثانیه/میلی‌متر مربع (s/mm^2) تعریف می‌شود. این عامل، شدت و زمان اعمال گرادیان‌ها برای تولید تصاویر با وزن دیفیوژن را نشان می‌دهد. هر چه b-value بالاتر باشد، تأثیر انتشار مولکول‌های آب نیز قوی‌تر است (۱۱). در مطالعات استفاده از b-value بالاتر از ۱۴۰۰ ثانیه/میلی‌متر مربع تفاوت قطعی و قابل اعتمادی میان بافت سفید و بدون مشکل و بافت دارای پلاک MS را نشان می‌دهد.

به نظر می‌رسد استفاده از DWI برای تصویربرداری از بیماران مبتلا به MS از ارزش بالینی بالایی برخوردار است و افزایش قابل توجهی در کل زمان اسکن ایجاد نمی‌کند (۱۱). مطالعات نشان داده‌اند که ضریب انتشار آشکار (Apparent diffusion coefficient یا ADC) می‌تواند اختلالات دیفیوژن را در پلاک‌های MS آشکار کند. از بین رفتن میلیون و آسیب به آکسون، باعث افزایش شدید و مزمن ADC می‌شود (۱۲).

در این مطالعه، توالی دیفیوژن با مقادیر مختلف b-value انجام شد تا مقدار بهینه‌ی آن مشخص گردد. هدف از انجام این مطالعه، مقایسه‌ی نتایج تصاویر حاصل از DWI با استفاده از مقادیر مختلف b-value و تصاویر با استفاده از روش با کنتراست به عنوان روش استاندارد در جهت تشخیص هر چه بهتر پلاک‌های فعال MS بود.

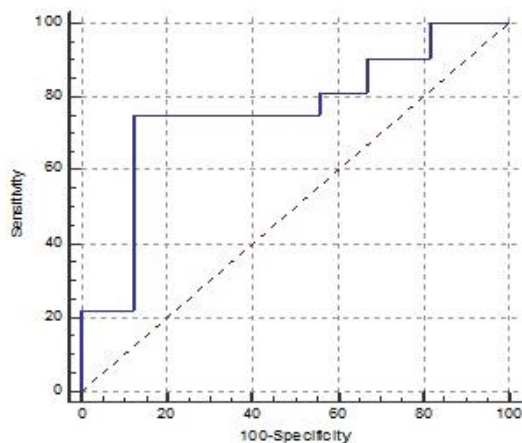
روش‌ها

این مطالعه‌ی مقطعی در سال‌های ۹۸-۱۳۹۷ بر روی بیماران با

جدول ۱. توالی‌های MRI Magnetic resonance imaging مورد استفاده در این مطالعه

توالی	شیوه‌نامه	اندازه‌ی ماتریس	مقطع	تعداد اسلایس	TR (میلی ثانیه)	TE (میلی ثانیه)	زاویه‌ی چرخش	پهنای اسلایس (میلی‌متر)	میدان دید (میلی‌متر)
AxialT2w	FSE	۵۱۲	آگزریال	۲۰	۲۰۰۰-۵۰۰۰	۹۰-۱۳۰	۹۰	۶-۵	۲۴۰
AxialT1w+GD	SE	۵۱۲	آگزریال	۲۰	۵۰۰-۷۰۰	۱۰-۲۰	۹۰	۶-۵	۲۴۰
AxialT2w	FLAIR	۵۱۲	آگزریال	۲۰	۶۰۰۰-۱۱۰۰۰	۱۱۰-۱۵۰	۱۸۰	۶-۵	۲۴۰
Sagittal T2w	FLAIR	۵۱۲	ساجیتال	۲۰	۶۰۰۰-۱۱۰۰۰	۱۱۰-۱۵۰	۱۸۰	۶-۵	۲۴۰
Axial DWI, b-value=0, 500, 1000, 1500, 2000	SE	۵۱۲	آگزریال	۲۰	۵۷۰۰	۱۰۳	۱۸۰	۵	۳۸۰

TR: Repetition time; TE: Echo time; FSE: Fast spin echo; SE: Spin echo; FLAIR: Fluid-attenuated inversion recovery



شکل ۱. نمودار حساسیت و ویژگی تصاویر در b-value برابر با ۵۰۰

در مطالعه‌ی حاضر، کلیه‌ی پلاک‌ها اعم از فعال و غیر فعال در تصاویر DWI با b-value های پایین، شدت سیگنال بالاتر از پس زمینه داشتند، اما شدت سیگنال پلاک‌های فعال بیشتر از پلاک‌های غیر فعال بود. DWI تغییرات اولیه‌ی مولکولی و فیزیولوژی بافت‌ها را همراه با تغییرات در محتوای آب آن‌ها مانند تغییرات در نفوذپذیری غشای سلول، ورم کردن سلول، دانسته‌ی سلولی و یا تجزیه شدن سلول فراهم می‌کند. بنابراین، با استفاده از آستانه‌های به دست آمده با نرم‌افزار آماری، می‌توان در بیمارانی که منع مصرف گادولینیوم دارند، بدون نیاز به تصویر CE، از روی تصاویر با b-value های مختلف پلاک‌های فعال و غیر فعال را مشخص نمود. نتایج برخی مطالعات انجام شده، نشان داد که پلاک‌های حاد MS نسبت به ماده‌ی سفید طبیعی ADC بالاتر دارند (۱۳). در مطالعه‌ی دیگر مربوط به ارزیابی پلاک‌های فعال MS پیشنهاد شده است که تصاویر DWI با b-value صفر و ۱۰۰۰ می‌توانند به طور مستقل و به منظور ارزیابی بیمارانی MS به کار برده شوند، اما تصاویر DWI با b-value برابر ۱۰۰۰ در تشخیص پلاک‌های فعال MS از حساسیت مشابه با تصاویر CE T1WI برخوردار است (۱۴).

یافته‌ها

از میان ۹۰ بیمار بررسی شده، ۳۷ نفر (۳۳/۳ درصد) مرد و ۵۳ نفر (۶۶/۷ درصد) زن و ۷۳ مورد دارای پلاک فعال بودند. نتایج حاصل از واکاوی تصاویر دیفیوژن با b-value های مختلف در مقایسه با تصاویر با کنتراست به عنوان روش استاندارد طلایی، در جدول ۲ آمده است.

جدول ۲. نتایج حاصل از واکاوی تصاویر دیفیوژن با b-value های مختلف در مقایسه با تصاویر با کنتراست به عنوان روش استاندارد طلایی

ناحیه‌ی فعال	ناحیه‌ی زمینه	b-value (ثانیه/میلی‌متر مربع)
۰/۹۵	۱/۶۵	۵۰۰
۰/۹۳	۱/۵۹	۱۰۰۰
۰/۸۸	۱/۵۴	۱۵۰۰

بررسی‌های آماری شامل درصد شاخص‌های حساسیت، ویژگی، صحت، حد آستانه، ارزش اخباری مثبت و منفی برای تصاویر دیفیوژنی محاسبه و در جدول ۳ گزارش گردید. با توجه به جدول، تصاویر DWI با b-value های پایین، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش CE در تعیین پلاک‌های فعال دارند ($P = 0/005$).

تصاویر با b-value برابر ۵۰۰، بیشترین حساسیت (۷۵ درصد) و ویژگی (۷/۳ درصد) را در تشخیص پلاک‌های فعال داشتند. نمودار حساسیت و ویژگی تصاویر در شکل ۱ آمده است.

بحث

این مطالعه به بررسی پلاک‌های فعال MS با استفاده از روش DWI و مقایسه‌ی دقت تشخیصی آن با روش افزایش کنتراست پرداخت. بر اساس نتایج، روش DWI با دستگاه ۱/۵ تسلا، توانایی متمایز نشان دادن پلاک‌های فعال از غیر فعال را دارد؛ چرا که تصاویر DWI با b-value های پایین، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش CE در تعیین پلاک‌های فعال داشتند.

جدول ۳. شاخص‌های حساسیت، ویژگی، صحت، حد آستانه، ارزش اخباری مثبت و منفی برای تصاویر دیفیوژنی

شاخص	تصاویر دیفیوژن				تصاویر با کنتراست			
	۲۰۰۰	۱۵۰۰	۱۰۰۰	۵۰۰	۲۰۰۰	۱۵۰۰	۱۰۰۰	۵۰۰
صحت (درصد)	۶۹/۰	۶۹/۰	۷۲/۰	۷۵/۰	۳۵/۰	۳۹/۰	۴۲/۰	۴۵/۰
ویژگی (درصد)	۷۸/۰	۷۹/۰	۸۴/۰	۸۷/۳	۵۳/۰	۵۵/۰	۵۹/۰	۶۵/۳
ارزش اخباری مثبت	۵۸	۵۹	۶۲	۶۵	۲۲	۲۲	۲۳	۲۴
ارزش اخباری منفی	۸۲	۸۳	۷۸	۹۳	۷۸	۷۸	۸۱	۸۳
نقطه‌ی برش	۰/۸۴	۰/۸۵	۰/۹۰	۰/۹۳	۱/۴۶	۱/۴۹	۱/۵۵	۱/۵۸

تصویربرداری، افزایش Signal to noise ratio (SNR) و وضوح بالاتر می شود و کیفیت تصویر را افزایش می دهد.

نتیجه گیری

نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان می دهد که b-value پایین، قادر است با حساسیت، ویژگی و صحت بالا پلاک های MS را مشخص نماید و پلاک های فعال را از غیر فعال متمایز کند.

تشکر و قدردانی

این مطالعه حاصل طرح تحقیقاتی مصوب در دانشگاه علوم پزشکی بهبهان به شماره‌ی ۹۳۰۷۹ می باشد. منابع مالی و اعتباری طرح توسط معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بهبهان تأمین شده است. از مدیریت و پرسنل مرکز تصویربرداری شفای اصفهان و کلیه‌ی افرادی که در این مطالعه همکاری داشتند، سپاسگزاری می گردد.

در یک مطالعه‌ی جامع، با ارزیابی پاتولوژی های مختلف با مقادیر متنوع b-value نتیجه گرفته شده است که در شرایط یکسان تصویربرداری، تصاویری که با b-value بالاتری گرفته می شوند، مانند ارزیابی دقیق تر پلاک های فعال MS با b-value بالا، نسبت به تصاویر با b-value استاندارد (۱۰۰۰ ثانیه/میلی متر مربع) دارای ارزش تشخیصی بالاتری می باشد. علت تفاوت نتایج حاصل از مطالعه‌ی حاضر با نتایج مشابه می تواند به علت کاهش کیفیت تصاویر در مقادیر b-value بالا باشد. از این رو، توصیه می گردد با اصلاح شیوه نامه های تصویربرداری، مطالعه‌ی مشابهی انجام گردد (۱۵)

مطالعه‌ی حاضر چند محدودیت داشت. در این مطالعه، از دستگاه MRI با قدرت ۱/۵ تسلا استفاده شده است. به دلیل قدرت پایین مگنت، تصاویر کیفیت مطلوبی نداشتند. پیشنهاد می شود مطالعه با دستگاه MRI ۳ تسلا انجام شود. افزایش قدرت مگنت باعث کاهش زمان

References

1. Tajouri L, Martin V, Gasparini C, Ovcaric M, Curtain R, Lea RA, et al. Genetic investigation of methylenetetrahydrofolate reductase (MTHFR) and catechol-O-methyl transferase (COMT) in multiple sclerosis. *Brain Res Bull* 2006; 69(3): 327-31.
2. Corfield F, Langdon D. A systematic review and meta-analysis of the brief cognitive assessment for multiple sclerosis (BICAMS). *Neurol Ther* 2018; 7(2): 287-306.
3. Ralli M, Di Stadio A, Visconti IC, Russo FY, Balla MP, Greco A, et al. Otolaryngologic Symptoms in multiple sclerosis: A Review. *Int Tinnitus J* 2018; 22(2): 160-9.
4. Farshchian N, Razazian N, Rezaei M, Livani S (MD). Signal intensity of basal ganglions in T2 magnetic resonance imaging in multiple sclerosis. *J Gorgan Univ Med Sci* 2013; 14(4): 76-81. [In Persian].
5. Krauss W, Gunnarsson M, Nilsson M, Thunberg P. Conventional and synthetic MRI in multiple sclerosis: A comparative study. *Eur Radiol* 2018; 28(4): 1692-700.
6. Thompson AJ, Banwell BL, Barkhof F, Carroll WM, Coetzee T, Comi G, et al. Diagnosis of multiple sclerosis: 2017 revisions of the McDonald criteria. *Lancet Neurol* 2018; 17(2): 162-73.
7. Bagheri MH, Meshksar A, Nabavizadeh SA, Borhani-Haghighi A, Ashjzadeh N, Nikseresht AR. Diagnostic value of contrast-enhanced fluid-attenuated inversion-recovery and delayed contrast-enhanced brain MRI in multiple sclerosis. *Acad Radiol* 2008; 15(1): 15-23.
8. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ, Bell C, Bradley WG, Etheridge S, et al. American College of Radiology White Paper on MR Safety: 2004 update and revisions. *AJR Am J Roentgenol* 2004; 182(5): 1111-4.
9. Thomsen HS. Guidelines for contrast media from the European Society of Urogenital Radiology. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181(6): 1463-71.
10. Lohmann P, Werner JM, Shah NJ, Fink GR, Langen KJ, Galldiks N. Combined amino acid positron emission tomography and advanced magnetic resonance imaging in glioma patients. *Cancers (Basel)* 2019; 11(2).
11. Gass A, Niendorf T, Hirsch JG. Acute and chronic changes of the apparent diffusion coefficient in neurological disorders--biophysical mechanisms and possible underlying histopathology. *J Neurol Sci* 2001; 186(Suppl 1): S15-S23.
12. Kearney H, Miller DH, Ciccarelli O. Spinal cord MRI in multiple sclerosis--diagnostic, prognostic and clinical value. *Nat Rev Neurol* 2015; 11(6): 327-38.
13. Tsuchiya K, Hachiya J, Maehara T. Diffusion-weighted MR imaging in multiple sclerosis: comparison with contrast-enhanced study. *Eur J Radiol* 1999; 31(3): 165-9.
14. Radwan MEM, Aboshaera KO. One step diagnosis of multiple sclerosis disease activity, dissemination in time and space using diffusion weighted MRI. *Egypt J Radiol Nucl Med* 2016; 47(4): 1557-63.
15. Hoefnagels FW, De Witt HP, Sanz-Arigita E, Idema S, Kuijper JP, Pouwels PJ, et al. Differentiation of edema and glioma infiltration: proposal of a DTI-based probability map. *J Neurooncol* 2014; 120(1): 187-98.

Optimal b-Value in Diffusion Weighted Imaging for Detection Active Multiple Sclerosis Plaque, Using Contrast Enhancement Imaging

Iraj Abedi¹, Negar Abdi², Mozaffar Naserpour³, Masoud Rabbani⁴

Original Article

Abstract

Background: Multiple sclerosis (MS) is an acute and autoimmune disease that causes inflammation and destruction of myelin in the central nervous system. In this study, the diffusion sequence with different values of b-value was used to determine its optimal value for detection of active plaques.

Methods: This cross-sectional study was performed on 90 patients with MS based on Mc Donald's criteria, referred to the Shafa Imaging Center, Isfahan, Iran. The locations of the plaques and their number were recorded by the radiologist in the relevant checklist. Imaging was performed using the Siemens Avanto system, 1.5 Tesla, with of a standard head coil.

Findings: Diffusion weighted images (DWI) with low b-values had a direct and significant relationship with contrast enhancement (CE) method in determining active plaques ($P = 0.005$). Images with a b-value of 500 had the highest sensitivity (75%) and sensitivity (87.3%) in detecting active plaques.

Conclusion: The results showed that the DWI with the 1.5 Tesla had the ability to distinguish active and inactive plates, because DWI images with low b-values had a direct and significant relationship with CE method in determining active plaques.

Keywords: Diffusion magnetic resonance imaging; Multiple sclerosis; Image enhancement

Citation: Abedi I, Abdi N, Naserpour M, Rabbani M. **Optimal b-Value in Diffusion Weighted Imaging for Detection Active Multiple Sclerosis Plaque, Using Contrast Enhancement Imaging.** J Isfahan Med Sch 2021; 39(609): 1-5.

1- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Department of Medical Imaging Technology, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Radiology Technician, School of Medicine, Behbahan University of Medical Sciences, Behbahan, Iran

4- Associate Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Behbahan University of Medical Sciences, Behbahan, Iran

Corresponding Author: Iraj Abedi, Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran; Email: i.abedi@med.mui.ac.ir