

مقایسه‌ی روش تصویربرداری حساسیت مغناطیسی با روش افزایش کنتراست در تشخیص پلاک‌های فعال Multiple Sclerosis با سیستم MRI ۱/۵ تسلا

رضوان افکنده^۱، ایرج عابدی^۲، احمد شائنی^۳، مسعود ربانی^۴، سیامک شمسیان^۵

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تصویربرداری رزونانس مغناطیسی با افزایش کنتراست (CE یا Contrast enhanced)، یک روش اساسی در تشخیص پلاک‌های فعال Multiple sclerosis (MS) می‌باشد، اما در بیمارانی که منع مصرف گادولونیوم دارند، استفاده از این روش امکان‌پذیر نیست و لازم است روش دیگری جایگزین شود. تصویربرداری حساسیت مغناطیسی (SWI یا Susceptibility-weighted imaging) در تشخیص پلاک‌های MS مؤثر گزارش شده است، اما توانایی آن برای تشخیص پلاک‌های فعال مشخص نیست.

روش‌ها: این مطالعه‌ی مقطعی بر روی ۱۴۷ بیمار مبتلا به MS در مرکز تصویربرداری شفا در اصفهان با دستگاه (MRI) Magnetic resonance imaging ۱/۵ تسلا انجام گرفت. علاوه بر توالی‌های MRI معمولی شامل T₁، T₂، FLAIR (Fluid-attenuated inversion recovery) و CE-T₁W، توالی SWI نیز گرفته شد. سپس، تصاویر CE، SWI نهایی و بزرگی بررسی شد و شدت سیگنال از طریق رسم ROI Return on investment در سه ناحیه‌ی پلاک فعال، پلاک غیر فعال و پس زمینه اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: از میان ۱۴۷ بیمار بررسی شده، ۳۲ نفر دارای پلاک فعال بودند. بین SWI نهایی با CE و همچنین، بین بزرگی و CE، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری در تعیین پلاک‌های فعال وجود داشت (P < ۰/۰۰۱). SWI نهایی، حساسیت ۷۱/۸۷٪، ویژگی ۹۱/۳۰٪ و بزرگی SWI حساسیت ۷۵/۰۰٪ و ویژگی ۸۷/۸۳٪ در تشخیص پلاک‌های فعال داشت. همچنین، میزان صحت در تعیین پلاک‌های فعال برای SWI نهایی برابر ۸۷/۰۷ درصد و برای بزرگی برابر ۸۵/۰۳ درصد بود.

نتیجه‌گیری: بر اساس یافته‌های این مطالعه، روش SWI قادر است با حساسیت، ویژگی و صحت بالا پلاک‌های MS را مشخص نماید و پلاک‌های فعال را از پلاک‌های غیر فعال متمایز کند.

واژگان کلیدی: تصویربرداری تشخیصی، افزایش کنتراست در تصویربرداری، تصویربرداری رزونانس مغناطیسی، Multiple sclerosis

ارجاع: افکنده رضوان، عابدی ایرج، شائنی احمد، ربانی مسعود، شمسیان سیامک. مقایسه‌ی روش تصویربرداری حساسیت مغناطیسی با روش افزایش کنتراست در تشخیص پلاک‌های فعال Multiple Sclerosis با سیستم MRI ۱/۵ تسلا. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛ ۳۷ (۵۳۸): ۹۳۶-۹۳۱

Magnetic resonance imaging (MRI) یا (MRI) اساس تشخیص MS و نظارت بر درمان آن است (۳). شیوه‌نامه‌های MRI استاندارد در MS، شامل تصاویر T₁ Weighted (T₁W)، T₂ Weighted (T₂W) و Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) می‌باشد (۳). برای تعیین فعال یا غیر فعال بودن پلاک، از روش افزایش کنتراست بر پایه‌ی گادولونیوم (CE یا Contrast Enhanced) استفاده می‌شود که

مقدمه

بیماری Multiple sclerosis (MS) سبب التهاب و تخریب میلین در سیستم عصبی مرکزی (Central nervous system یا CNS) می‌شود (۱). تخریب میلین، موجب تشکیل ضایعاتی به نام پلاک می‌گردد که بسته به محل پلاک، بیمار دچار علائم نورولوژیک متفاوت می‌شود (۲). تصویربرداری رزونانس مغناطیسی

- ۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۴- استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۵- گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: احمد شائنی

Email: shanei@med.mui.ac.ir

باردار بود.

روش‌ها

این مطالعه‌ی مقطعی در سال‌های ۹۸-۱۳۹۷ بر روی بیماران با تشخیص قطعی ابتلا به MS بر اساس معیارهای McDonald (۱۵) که توسط پزشک متخصص مغز و اعصاب به مرکز تصویربرداری شفای اصفهان ارجاع شده بودند، انجام شد. ۱۴۷ بیمار مبتلا به MS مورد بررسی قرار گرفتند. بیماران با سابقه‌ی ترس از محیط‌های بسته، آلرژی به ماده‌ی کنتراست گادولنیوم، 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 (۱۶) ثبت گردید. پس از انجام تصویربرداری، محل پلاک‌ها و تعداد آنها توسط پزشک رادیولوژیست در چک لیست ۲ (۱۷) ثبت گردید. تصویربرداری با استفاده از سیستم Siemens مدل Avanto، با قدرت ۱/۵ تسلا و کویل سر استاندارد انجام شد. متغیرهای تصویربرداری در جدول ۱ آمده است. به منظور عدم تأثیر کنتراست بر تصاویر SWI، این تصاویر قبل از تزریق گرفته شد. برای تصاویر CE، ۱۵ میلی‌لیتر داروی کنتراست گادولنیوم 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.

ابتدا با روش CE بیمارانی که دارای پلاک فعال بودند، مشخص شدند. سپس، شدت سیگنال در تصاویر CE، بزرگی و SWI این بیماران در سه محل پلاک فعال، پلاک غیر فعال و پس زمینه از طریق رسم ROI Return on investment (ROI) به صورت دستی، اندازه‌گیری شد. با استفاده از نرم‌افزار Medcalc نسخه‌ی ۱۵ با سطح اطمینان ۹۵ درصد شاخص‌های حساسیت، ویژگی، صحت، حد آستانه، ارزش اخباری مثبت و منفی محاسبه گردید.

بهترین شاخص فعالیت بیماری و پاسخ به درمان در بیماران MS است (۴).

سد خونی - مغزی (Blood brain barrier یا BBB) مانع جذب عامل کنتراست در بافت طبیعی مغز می‌شود، اما چون ضایعات فعال MS با اختلال سد خونی - مغزی و التهاب دور عروقی همراه است، ماده‌ی کنتراست به فضای میان بافتی انتشار می‌یابد و سبب افزایش کنتراست آن می‌شود (۴). برای بیماران کلیوی (۵)، زنان باردار (۶) و افراد مبتلا به حساسیت (۵)، نمی‌توان از ماده‌ی کنتراست گادولنیوم استفاده نمود و لازم است روش دیگری جایگزین شود.

تصویربرداری وزن حساسیت (Susceptibility-weighted imaging یا SWI) اخیراً در تحقیقات MS جهت مطالعه ساختار وریدی، رسوب آهن، بررسی مورفولوژی ضایعه و تمایز آن از ضایعات مشابه مورد استفاده قرار گرفته است (۷-۱۳). SWI بر پایه تفاوت حساسیت مغناطیسی بافت‌ها بوده و در آن از سکانس‌های گرادین اکو بر وزن T_2^* استفاده می‌شود (۱۴). SWI بسیار حساس به آهن در فرم Deoxyhemoglobin و Ferritin، Hemosiderin است (۹). آهن ماده‌ای پارامغناطیس بوده که تأثیر قابل توجهی روی میدان مغناطیسی می‌گذارد (۱۳). ضایعات فعال گردش خون بیشتری نسبت به ضایعات غیرفعال داشته و تجمع عنصر آهن در آنها وجود دارد. بنابراین روش SWI توانایی بالقوه متمایز نشان دادن ضایعات فعال از غیرفعال را دارد (۹). در مطالعات پیشین از مگنت‌هایی با قدرت بیشتر از ۱/۵ تسلا استفاده شده است زیرا افزایش قدرت مگنت کیفیت تصاویر SWI را افزایش می‌دهد، اما از آن جایی که در کشور ما از مگنت ۱/۵ تسلا در مراکز تشخیصی استفاده می‌شود، بررسی دقت تشخیصی SWI در نشان دادن فعال بودن پلاک‌های MS با استفاده از دستگاه ۱/۵ تسلا ضروری به نظر می‌رسد. هدف از انجام این مطالعه، بررسی پلاک‌های فعال MS با استفاده از روش SWI و مقایسه‌ی دقت تشخیصی آن با روش افزایش کنتراست به منظور جایگزینی این روش در بیماران مبتلا به حساسیت، بیماران کلیوی و زنان

جدول ۱. توالی‌های MRI مورد استفاده در این مطالعه

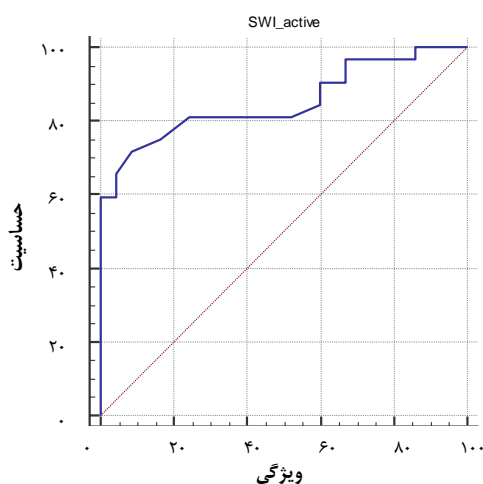
TI	FOV (میلی متر مربع)	پهنای برش (میلی متر)	زاویه‌ی Flip	TE (میلی ثانیه)	TR (میلی ثانیه)	مقطع	ماتریس	متغیرهای تصویربرداری
-	۲۰۱ × ۲۳۰	۵	۱۵	۴۰	۴۹	Axial	۲۵۶ × ۱۷۷	SWI
-	۱۷۲ × ۲۲۰	۵	۹۰	۹	۶۱۲	Axial	۲۵۶ × ۲۰۰	SE Gd
-	۱۷۲ × ۲۲۰	۵	۹۰	۹	۶۱۲	Axial	۳۲۰ × ۳۲۰	SE T ₁
-	۱۹۷ × ۲۲۵	۵	۱۵۰	۱۱	۴۲۷۱	Axial	۲۵۶ × ۲۲۴	TSE T ₂ , PD
۱۳۰	۲۰۸ × ۲۳۰	۳	۱۵۰	۸۲	۷۰۰۰	Axial/Sagittal	۲۵۶ × ۲۳۲	FLAIR

SWI: Susceptibility-weighted imaging; SE: Spin echo; Gd: Gadolinium; TSE: Turbo spin echo; PD: Proton density; FLAIR: Fluid-attenuated inversion recovery

جدول ۲. یافته‌های آماری مطالعه‌ی حاضر

یافته‌ها	SWI نهایی		Magnitude	
	پلاک غیر فعال	پلاک فعال	پلاک غیر فعال	پلاک غیر فعال
صحت (درصد)	۶۵/۳۱	۸۷/۰۷	۵۷/۸۲	۴۲/۸۶
ارزش اخباری مثبت	۳۰/۶۰	۶۹/۷۰	۶۳/۲۰	۲۴/۰۰
ارزش اخباری منفی	۸۲/۷۰	۹۲/۱۰	۹۲/۷۰	۸۳/۰۰
حد آستانه	۲۳۰	۱۸۱	۱۹۰	۲۱۷

SWI: Susceptibility-weighted imaging



شکل ۲. نمودار حساسیت و ویژگی تصاویر

Susceptibility-weighted imaging (SWI) نهایی برای پلاک فعال

یافته‌ها

از میان ۱۴۷ بیمار بررسی شده، ۲۹ نفر (۱۹/۷۳ درصد) مرد و ۱۱۸ نفر (۸۰/۲۷ درصد) زن بودند. در مطالعه‌ی حاضر، تعداد زنان مبتلا به MS (۸۰/۲۷ درصد) بیشتر از مردان و نسبت زنان به مردان حدود ۴ بود. در کل، از ۱۴۷ نفر ۳۲ نفر دارای پلاک فعال بودند.

نتایج نشان داد که هر دو تصاویر SWI نهایی و بزرگی، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش CE در تعیین پلاک‌های فعال دارند ($P < 0.001$). تصاویر بزرگی حساسیت ۷۵/۰۰ و ویژگی ۸۷/۸۳ و SWI نهایی حساسیت ۷۱/۸۷ و ویژگی ۹۱/۳۰ در تشخیص پلاک‌های فعال داشتند. نمودار حساسیت و ویژگی تصاویر بزرگی و SWI نهایی در شکل‌های ۱ و ۲ آمده است.

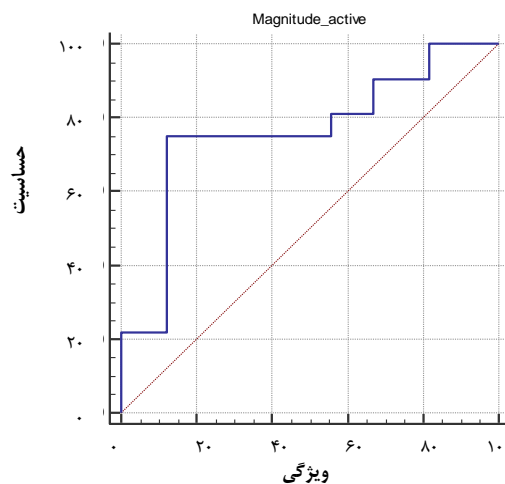
سایر یافته‌ها در جدول ۲ ارائه شده است.

بحث

این مطالعه با هدف بررسی پلاک‌های فعال MS با استفاده از روش SWI و مقایسه‌ی دقت تشخیصی آن با روش افزایش کنتراست انجام شد. نتایج نشان داد که روش SWI با دستگاه ۱/۵ تسلا توانایی متمایز نشان دادن ضایعات فعال از غیر فعال را دارد؛ چرا که هر دو تصاویر SWI نهایی و بزرگی، رابطه‌ی مستقیم و معنی‌داری با روش CE در تعیین پلاک‌های فعال داشتند.

در مطالعه‌ی حاضر، کلیه‌ی پلاک‌ها اعم از فعال و غیر فعال در تصاویر بزرگی و SWI نهایی، شدت سیگنال بالاتر از پس زمینه داشتند، اما شدت سیگنال پلاک‌های فعال کمتر از پلاک‌های غیر فعال بود. در ضایعات فعال، عنصر آهن بیشتری وجود دارد و تجمع عنصر آهن سبب کاهش سیگنال در تصاویر SWI می‌شود (۱۸).

این خصوصیت ذاتی روش SWI باعث می‌شود شدت سیگنال در پلاک‌های فعال کمتر از پلاک‌های غیر فعال باشد. با استفاده از آستانه‌های به دست آمده با نرم‌افزار آماری، می‌توان در بیمارانی که منع مصرف گادولونیوم دارند، بدون نیاز به تصاویر CE، از روی تصاویر بزرگی و یا SWI نهایی پلاک‌های فعال و غیر فعال را مشخص نمود.



شکل ۱. نمودار حساسیت و ویژگی تصاویر بزرگی برای پلاک فعال

در تصاویر بزرگی، SWI نهایی و CE، مرکز پلاک حلقوی کاهش سیگنال و حاشیه‌ی پلاک افزایش سیگنال (نسبت به زمینه) داشت. در پلاک‌های گره‌ای تمام پلاک افزایش سیگنال نشان می‌داد. همچنین، برخی پلاک‌های فعال در تصاویر T₁ بدون کنتراست نیز افزایش سیگنال نشان دادند (شکل ۳)

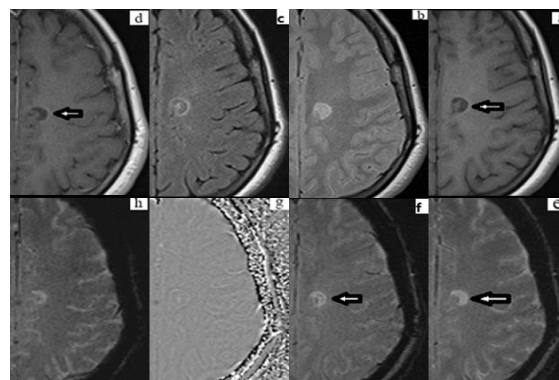
اغلب مطالعات بر نتایج تصاویر Maximum intensity projection (mIP) یا فاز متمرکز شده است (۱۳-۷). در تصاویر فاز و mIP، حاشیه‌ی پلاک فعال به صورت کاهش سیگنال دیده می‌شود که علت آن، وجود ماکروفاژهای حاوی آهن است و یک نشانگر زیستی تصویربرداری برای MS می‌باشد (۲۱). در مطالعه‌ی حاضر، در تصاویر فاز و mIP، هیچ گونه حاشیه‌ی کم شدت پلاک مشاهده نشد. به طور کلی، کیفیت این تصاویر کمتر از تصاویر بزرگی و SWI نهایی بود و اغلب پلاک‌ها در آن‌ها قابل تشخیص نبودند. علت آن می‌تواند به قدرت کم مگنت مربوط باشد. از این رو، در مطالعه‌ی حاضر، شدت سیگنال این تصاویر مورد بررسی قرار نگرفت. در مطالعات پیشین که از تصاویر فاز و mIP استفاده کرده‌اند، قدرت مگنت بیشتر بوده است.

در مطالعه‌ی Suzuki و همکاران که با استفاده از دستگاه ۳ تسلا بر روی ۱۱ بیمار مبتلا به MS صورت گرفته است، از میان تصاویر mIP، SWI نهایی، بزرگی و فاز، فقط تصاویر بزرگی همبستگی معنی‌داری با تصاویر CE داشت ($P = 0/008$). میزان حساسیت ۰/۲۹۶ و ویژگی ۰/۹۵۷ بود (۲۱). نتایج این مطالعه با یافته‌های مطالعه‌ی حاضر هم‌خوانی دارد، اما میزان حساسیت در این مطالعه کمتر از مطالعه‌ی حاضر است که می‌تواند به علت تعداد کم بیماران باشد.

مطالعه‌ی حاضر چند محدودیت داشت. در این مطالعه، از دستگاه MRI با قدرت ۱/۵ تسلا استفاده شده است. به دلیل قدرت کم مگنت، تصاویر فاز و mIP از کیفیت مطلوبی برخوردار نبودند. پیشنهاد می‌شود چنین مطالعاتی با دستگاه MRI ۳ تسلا انجام شود. افزایش قدرت مگنت سبب کاهش زمان تصویربرداری، افزایش SNR و وضوح بالاتر می‌شود و کیفیت تصویر را افزایش می‌دهد (۲۱-۲۲). در تصویربرداری SWI، تفاوت مغناطیس ذاتی بافت‌ها به طور خطی با افزایش قدرت میدان، افزایش می‌یابد. در این مطالعه، طول مدت ابتلا به بیماری و زیر گروه‌های مختلف MS مورد بررسی قرار نگرفته است. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده این موارد مد نظر قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد رشته‌ی فن‌آوری تصویربرداری پزشکی مصوب در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به شماره‌ی ۳۹۸۴۸۹ می‌باشد. منابع مالی و اعتباری طرح توسط معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تأمین شده است. از مدیریت و پرسنل مرکز تصویربرداری شفا و کلیه‌ی افرادی که در این مطالعه همکاری داشتند، سپاسگزاری می‌گردد.



شکل ۳. تصاویر Magnetic resonance imaging (MRI) از یک خانم ۳۲ ساله مبتلا به (MS) Multiple sclerosis. (a) T1، (b) Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR)، (c) T2، (d) Contrast enhanced (CE)، (e) بزرگی، (f) Susceptibility-weighted imaging (SWI) نهایی، (g) فاز، (h) Maximum intensity projection (mIP). حاشیه‌ی این پلاک حلقوی در تصویر T1 و CE بدون کنتراست، افزایش سیگنال نشان داده است که به معنای فعال بودن پلاک و تخریب میلین است (علامت فلش). همچنین، حاشیه‌ی پلاک در تصاویر بزرگی و SWI نهایی نیز افزایش سیگنال نشان می‌دهد (علامت فلش).

در این مطالعه، پلاک‌های فعال به دو شکل حلقوی و گره‌ای مشاهده شد. در تصاویر بزرگی، SWI نهایی و CE، مرکز پلاک حلقوی کاهش سیگنال و حاشیه‌ی پلاک افزایش سیگنال (نسبت به زمینه) داشت. در پلاک‌های گره‌ای تمام پلاک افزایش سیگنال نشان می‌داد. همچنین، در مطالعه‌ی حاضر، برخی پلاک‌های فعال در تصاویر T1 بدون کنتراست نیز افزایش سیگنال نشان دادند. افزایش شدت سیگنال حاشیه‌ی پلاک در تصاویر T1 بدون کنتراست در چند مطالعه‌ی دیگر نیز گزارش شده است که وجود رادیکال‌های آزاد در ماکروفاژها را به عنوان علت احتمالی پیشنهاد کرده‌اند (۱۹-۱۸).

چند توضیح برای شدت زیاد پلاک‌های فعال (نسبت به زمینه) در تصاویر بزرگی و SWI نهایی وجود دارد. تغییر سیگنال، به T_2^* و همچنین، T_1 و T_2 بستگی دارد. بنابراین، کوتاه شدن T_1 و یا طولانی شدن T_2 سبب افزایش سیگنال می‌شود. کاهش T_1 در پلاک‌های فعال MS با اثر پارامغناطیس رادیکال‌های آزاد تولید شده توسط سلول‌های فاگوسیتیک مانند ماکروفاژها و میکروگلیاها، آهن غیر هم (Non-heme ferritin) درون سلول‌های فاگوسیتیک، چربی موجود در باقی‌مانده‌ی غلاف میلین شکسته و مواد پروتئینی نشسته از سرم به مغز رخ می‌دهد. طولانی شدن T_2 نیز می‌تواند ناشی از ادم وازوژنیک در پلاک فعال باشد (۲۰).

تکنیک SWI به تازگی در تحقیقات MS استفاده شده است، اما

References

1. Tajouri L, Martin V, Gasparini C, Ovcarić 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. Farshchian N, Razazian N, Rezaei M, Livani S. Signal intensity of basal ganglions in T2 magnetic resonance imaging in multiple sclerosis. *J Gorgan Univ Med Sci* 2012; 14(4): 76-81. [In Persian].
3. 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.
4. Bagheri MH, Meshksar A, Nabavizadeh SA, Borhani-Haghighi A, Ashjazadeh N, Nikseresh 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.
5. Thomsen HS. Guidelines for contrast media from the European Society of Urogenital Radiology. *AJR Am J Roentgenol* 2003; 181(6): 1463-71.
6. 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.
7. Hammond KE, Metcalf M, Carvajal L, Okuda DT, Srinivasan R, Vigneron D, et al. Quantitative in vivo magnetic resonance imaging of multiple sclerosis at 7 Tesla with sensitivity to iron. *Ann Neurol* 2008; 64(6): 707-13.
8. Zivadinov R, Schirda C, Dwyer MG, Haacke ME, Weinstock-Guttman B, Menegatti E, et al. Chronic cerebrospinal venous insufficiency and iron deposition on susceptibility-weighted imaging in patients with multiple sclerosis: A pilot case-control study. *Int Angiol* 2010; 29(2): 158-75.
9. Haacke EM, Makki M, Ge Y, Maheshwari M, Sehgal V, Hu J, et al. Characterizing iron deposition in multiple sclerosis lesions using susceptibility weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 2009; 29(3): 537-44.
10. Ge Y, Zohrabian VM, Osa EO, Xu J, Jaggi H, Herbert J, et al. Diminished visibility of cerebral venous vasculature in multiple sclerosis by susceptibility-weighted imaging at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2009; 29(5): 1190-4.
11. Eissa A, Lebel RM, Korzan JR, Zavodni AE, Warren KG, Catz I, et al. Detecting lesions in multiple sclerosis at 4.7 tesla using phase susceptibility-weighting and T2-weighting. *J Magn Reson Imaging* 2009; 30(4): 737-42.
12. Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009; 30(1): 19-30.
13. Zivadinov R, Heininen-Brown M, Schirda CV, Poloni GU, Bergsland N, Magnano CR, et al. Abnormal subcortical deep-gray matter susceptibility-weighted imaging filtered phase measurements in patients with multiple sclerosis: A case-control study. *Neuroimage* 2012; 59(1): 331-9.
14. Bagheri A, Faeghi F, Rabbani M, Jabari K. Diagnostic value of susceptibility weighted imaging in sinus venous thrombosis. *Horizon Med Sci* 2015; 21(3): 189-96.
15. Polman CH, Reingold SC, Edan G, Filippi M, Hartung HP, Kappos L, et al. Diagnostic criteria for multiple sclerosis: 2005 revisions to the "McDonald Criteria". *Ann Neurol* 2005; 58(6): 840-6.
16. Shellock FG. Magnetic resonance imaging patient screening form. *Pa Patient Saf Advis* 2009; 6(1): 20-6.
17. Kister I. The Multiple Sclerosis Lesion Checklist. *Practical Neurology* 2018; 718: 68-73.
18. Grabner G, Dal-Bianco A, Schernthaner M, Vass K, Lassmann H, Tractnig S. Analysis of multiple sclerosis lesions using a fusion of 3.0 T FLAIR and 7.0 T SWI phase: FLAIR SWI. *J Magn Reson Imaging* 2011; 33(3): 543-9.
19. Guttmann CR, Ahn SS, Hsu L, Kikinis R, Jolesz FA. The evolution of multiple sclerosis lesions on serial MR. *AJNR Am J Neuroradiol* 1995; 16(7): 1481-91.
20. Janardhan V, Suri S, Bakshi R. Multiple sclerosis: hyperintense lesions in the brain on nonenhanced T1-weighted MR images evidenced as areas of T1 shortening. *Radiology* 2007; 244(3): 823-31.
21. Suzuki M, Kudo K, Sasaki M, Takahashi S, Takahashi J, Fujima N, et al. Detection of active plaques in multiple sclerosis using susceptibility-weighted imaging: comparison with gadolinium-enhanced MR imaging. *Magn Reson Med* 2011; 10(3): 185-92.
22. Hosseini Z, Matusinec J, Rudko DA, Liu J, Kwan BYM, Salehi F, et al. Morphology-specific discrimination between ms white matter lesions and benign white matter hyperintensities using ultra-high-field MRI. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39(8): 1473-9.

Comparison of Susceptibility-Weighted Imaging with Contrast Enhancement in Detection of Multiple Sclerosis Active Plaques using 1.5 Tesla Magnetic Resonance Imaging System

Rezvan Afkandeh¹, Iraj Abedi², Ahmad Shani³, Masoud Rabbani⁴, Siamak Shamsian⁵

Original Article

Abstract

Background: Magnetic resonance imaging with contrast enhancement (CE) is an essential method in the detection of active multiple sclerosis (MS) plaques. Nevertheless, in patients who are contraindicated with gadolinium, this method is not possible, and needs to be replaced. Susceptibility-weighted imaging (SWI) has been reported to be effective in detecting MS plaques, but its ability to detect active plaques is unclear.

Methods: This cross-sectional study was performed on 147 patients with MS in Shafa Imaging Center, Isfahan, Iran, using 1.5 Tesla magnetic resonance imaging (MRI) System. In addition to conventional MRI sequences including T₁, T₂, FLAIR and CE-T₁W, SWI sequences were also obtained. Then, the images of contrast enhancement, final SWI, and magnitude were examined and signal intensity was measured by drawing return on investment (ROI) in three areas of active plaque, passive plaque, and background.

Findings: From 147 patients, 32 had active plaque. There was a direct and significant relationship between final SWI with CE as well as between magnitude and CE ($P < 0.001$). The final SWI had a sensitivity of 71.87 and a specificity of 91.30; and a magnitude of SWI had a sensitivity of 75 and a specificity of 87.83 in detecting active plaques. Moreover, the accuracy of determination of active plaques was 87.07% for final SWI and 85.03% for large-size ones.

Conclusion: The results of our study show that SWI method is capable of detecting MS plaques with high sensitivity, specificity, and accuracy, and distinguishes active plaques from passive plaques as well.

Keywords: Diagnostic imaging, Radiographic image enhancement, Magnetic resonance imaging, Multiple sclerosis

Citation: Afkandeh R, Abedi I, Shani A, Rabbani M, Shamsian S. Comparison of Susceptibility-Weighted Imaging with Contrast Enhancement in Detection of Multiple Sclerosis Active Plaques using 1.5 Tesla MRI System. J Isfahan Med Sch 2019; 37(538): 931-6.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

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

3- Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Assistant Professor, Department of Radiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

5- Department of Radiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Ahmad Shani, Email: shanei@med.mui.ac.ir