بررسی رابطه ابتلا به مالتیپل اسکلروزیس با زمان آسایش MRI بافت مغزی

سید سعید انوری[۱]، دکتر محمد علی عقابیان[۱]، دکتر نادر ریاحی عالم[۱]، دکتر حسین قناعتی[۱]

چکیده

سابقه و هدف: تأثیر پارامترهای مختلف بافتی (T_1، T_2 و دانسیته پروتونی)در ایجاد کنتراست تصاویر متداول MRI (Magnetic Resonance Imaging)، گاهی اوقات باعث نامرئی و غیرقابل تشخیص شدن بعضی از ضایعات به خصوص ضایعات کوچک در ماده سفید ظاهراً طبیعی بیماران مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس (MS) می‌گردد. با توجه به اینکه هر یک از بافت‌های مختلف مغز دارای T_1 و T_2 خاص خود می‌باشند و در اثر ضایعات متفاوت این مقادیر تغییر می‌کنند، احتمالاً می‌توان به وسیله ایجاد تصاویر خاص MRI با کنتراستی بر اساس هر یک از زمان‌های آسایش T_1 و T_2 به تنهائی و سپس اندازه‌گیری زمان‌های آسایش، این تغییرات (ضایعات) را تشخیص داد. لذا به منظور تعیین رابطه ابتلا به مالتیپل اسکلروزیس با زمان آسایش MR بافت مغزی این تحقیق انجام گرفت.

مواد و روش‌ها: تحقیق با طراحی موردی - شاهدی روی ۱۵ بیمار مبتلا به MS و ۱۵ نفر گروه شاهد آنها انجام گرفت. تصویربرداری با MRI مرکز تصویربرداری امام خمینی (مدل Picker با قدرت ۱/۵ تسلا) انجام گرفت. با بهینه‌سازی زمان‌های بین پالسی جهت رسیدن به حداقل خطا از دو توالی اسپین اکو برای ایجاد تصویر Map T_2 و یک جفت توالی اینورژن ریکاوری/ اسپین اکو برای ایجاد تصویر Map T_1 استفاده گردید. سپس با اندازه‌گیری مقادیر T_1 و T_2 بافت‌های مختلف مغز از روی این تصاویر، زمان‌های آسایش این بافت‌ها در دو گروه مقایسه شد.

یافته‌ها: نه تنها زمان‌های آسایش T_1 و T_2 در پلاک‌های کل مغز به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد ($P<0.0077$)، بلکه این مقادیر به خصوص T_2 در بافت‌های سفید ظاهراً طبیعی به طور معنی‌داری افزایش نشان می‌دهد (T_1 بین ۲/۹۹ و ۱۰/۲۳ درصد با $P<0.01$ و T_2 بین ۵/۰۶ و ۱۶/۲۱ درصد با $P<0.037$) در عوض در بافت‌های خاکستری ظاهراً طبیعی، زمان آسایش T_2 کاهش معنی‌داری می‌یابد (بین ۲/۰۷ و ۵/۰۷ درصد با $P<0.038$).

نتیجه‌گیری: می‌توان از میزان افزایش T_1 و T_2 بافت سفید ظاهراً طبیعی و کاهش T_2 بافت خاکستری ظاهراً طبیعی به عنوان الگوی تشخیصی برای بیماران MS استفاده نمود.

واژگان کلیدی: مالتیپل اسکروزیس، زمان آسایش MR

۱- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

مقدمه

شدت سیگنال MR (Magnetic Resonance) و کنتراست بین بافت‌ها هر دو به مقادیر موضعی دانسیته اسپینی (N)، نسبت‌های بین T_1 و T_2 و فواصل زمانی بین پالسی بستگی دارند. صرفه نظر از جریان (flow)، این فاکتورها می‌توانند در یک معادله به شکل روبرو خلاصه شوند :

$$I=KN\, f_{(T_1)}\, g_{(T_2)}$$

که در آن I شدت سیگنال، K ثابت تناسب و g و f توابع وابسته به نوع توالی پالس می‌باشد. برای یک توالی اسپین اکو (SE) بر شکل (90-$TE/_2$-180-$TE/_2$-echo-TD)$_n$ توابع f و g در معادله فوق عبارتند از:

$$f = 1 + e^{-TR/T_1} - 2e^{-(TR-TE/2)/T_1}$$

$$g = e^{-TE/T_2}$$

که در آن TR=TE+TD زمان یک توالی کامل است. این معادلات ، یک طرح فوری برای محاسبه T_1 را پیشنهاد می‌کنند و برای این منظور، تصاویری با مقادیر TE ثابت و TR مختلف به دست می‌آید. سپس نسبت شدت سیگانالها برابر می‌شود با:

$$I_1 / I_2 = \left[1+ e^{-TR_1/T_1} - 2e^{-(TR_1-TE_1/2)/T_1} \right] / \left[1 + e^{-TR_2/T_1} - 2e^{-(TR_2-TE_1/2)T_1} \right]$$

که می‌تواند برای محاسبه T_1 حل شود. در عمل TR>>TE/2 می‌باشد. بنابراین نسبت فوق می‌تواند به صورت زیر خلاصه شود:

$$I_1 / I_2 = \left[1+ e^{-TR_1/T_1} \right] / \left[1- e^{-TR_2/T_1} \right]$$

و به این ترتیب مقدار T_1 به وسیله یک طرح تکراری (Iterative) به دست می‌آید. به طور مشابه با استفاده از تقریب TR>>TE/2 مقدار T_2 می‌تواند به وسیله ثابت نگهداشتن TR در حین تغییر TE به دست آید. در این صورت نسبت شدت سیگنال‌ها برابر خواهد شد با :

$$I_1 / I_3 = e^{-TE_1/T_2} / e^{-TE_3/T_2}$$

بدین ترتیب T_2 مستقیماً به صورت زیر به دست می آید.

$$T_2 = (TE_3 - TE_1) / \mathrm{Ln}\,(I_1/I_3)$$

مسئله اصلی در اندازه‌گیری T_1 و T_2 پراکندگی خطا می‌باشد. به طور کلی دو روش اساسی برای مقابله با پراکندگی خطا وجود دارد. یک روش مشخص، انجام دادن بیش از دو اندازه‌گیری و منطبق کردن مجموعه اطلاعات با معادله شدت سیگنال می‌باشد. روش دیگر، استفاده از فقط دو اندازه‌گیری می‌باشد (two point calculation) اما با انتخاب توالی‌هائی که حداقل خطا را پراکنده می‌نمایند.

بررسی‌ها نشان می‌دهد که در روش اندازه‌گیری با استفاده از دو نقطه، عملی‌ترین و دقیق‌ترین روش محاسبه T_2 به کارگیری دو توالی

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

اسپین اکو (یا مولتی اکو با دو اکو) می‌باشد (۱ و ۲). هم‌چنین تحقیقات دیگری نشان می‌دهد عملی‌ترین و دقیق‌ترین روش محاسبه T_1 با استفاده از دو نقطه، به کارگیری جفت توالی اینورژن ریکاوری/ اسپین اکو با TE یکسان می‌باشد. (۱، ۳ تا ۵). به همین دلیل در تحقیق حاضر از این دو روش برای اندازه‌گیری T_1 و T_2 مبتلایان به MS و گروه شاهد آنها در مراجعین به مجتمع بیمارستانی امام خمینی (ره) تهران انجام گرفت.

مواد و روش‌ها

تحقیق با طراحی موردی ـ شاهدی روی تعداد ۳۰ نفر انجام گرفت. در این تحقیق ۱۵ فرد بیمار مبتلا به MS قطعی و ۱۵ فرد غیر مبتلا به عنوان گروه شاهد مورد مطالعه قرار گرفتند. افراد گروه شاهد و مورد به لحاظ جنس و سن مشابه‌سازی شدند و این افراد فاقد هرگونه مشکلی از جمله فشار خون، ناهنجاری‌های مغز و اعصاب و مصرف داروهای استروئیدی و فعال‌کننده روان بودند. طول مدت بیماری افراد مبتلا به MS از شروع اولین علامت به طور متوسط ۳/۳ سال (محدوده ۱ تا ۷ سال) بود. هم‌چنین شایع‌ترین علائم در این بیماران، پارستزی اندام‌ها به خصوص در اندام تحتانی، دوبینی و اختلال در تعادل بود. تعدادی از بیماران در زمان این تحقیق تحت پالس تراپی (درمان تهاجمی کوتاه مدت) در بخش داخلی مغز و اعصاب بیمارستان امام خمینی (ره) بودند.

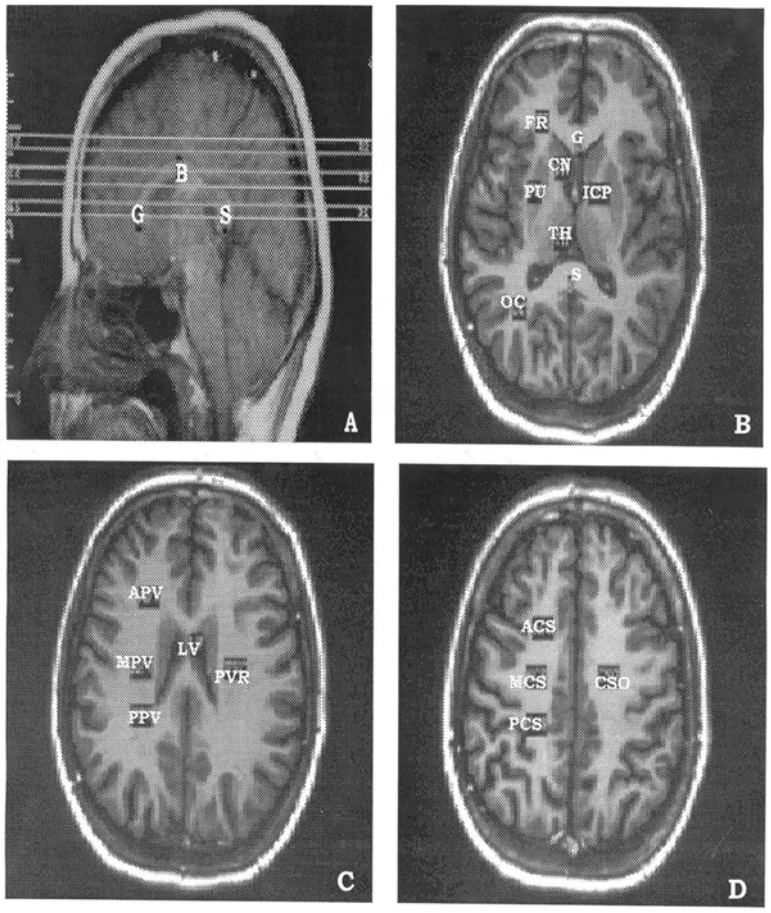
از دستگاه MRI ساخت شرکت Picker از نوع vista Q-800 با قدرت ۱/۵ تسلا استفاده شد.

کویل سر (Head Coil) که جهت تصویربرداری از مغز استفاده می‌گردد هم به عنوان فرستنده و هم به عنوان گیرنده امواج RF عمل می‌کرد. فانتوم یکنواخت سر (uniform head phantom) استوانه‌ای است که حاوی محلول سولفات مس (CuSo4) با غلظت ۱/۲۵ گرم در لیتر بوده، زمان آسایش T_1 و T_2 این فانتوم با یکدیگر برابر و مقادیر مورد انتظار آنها حدود ۲۰۰ میلی ثانیه است.

در این تحقیق ۲۶ ناحیه مختلف مغز شامل ۲۰ ناحیه ماده سفید و ٦ ناحیه ماده خاکستری در هر گروه مورد بررسی قرار گرفت. این نواحی به صورت زیر بودند:

ماده سفید لب فرونتال (چپ و راست)، کارپوس کالوزوم (بخش قدامی یا genu و بخش خلفی یا Splenium)، کپسول اینترنال (چپ و راست)، ماده سفید لب اکسیپیتال (چپ و راست)، نواحی پری‌ونتریکولار شامل بخش‌های قدامی (چپ و راست)، میانی (چپ و راست) و خلفی (چپ و راست)، سنتروم سمی اوال شامل بخش‌های قدامی (چپ و راست)، میانی (چپ و راست) و خلفی (چپ و راست) که همه نواحی فوق جزء ماده سفید می‌باشند و هسته کائودیت (چپ و راست)، پوتامن (چپ و راست) و تالاموس (چپ و راست) که از جنس ماده خاکستری هستند. نواحی فوق در ۳ برش آگزیال بررسی شدند که این برش‌ها به وسیله یک Pilot سریع در مقطع میدساژیتال مشخص می‌شوند. برش اول طولی تنظیم شد که در جلو، بخش قدامی کارپوس کالوزوم و در عقب، بخش خلفی کارپوس کالوزوم را قطع نماید. برش سوم به موازات برش اول در ناحیه سوپراونتریکولار از بالای تنه کارپوس کالوزوم عبور می‌کرد و بالاخره برش دوم در ناحیه پری‌ونتریکولاربین دو برش دیگر قرار می‌گرفت. (شکل ۱-۳).

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]



شکل ۱-۳: A یک Pilot در مقطع مید ساژیتال است که برش‌های D,C,B در مقطع آگزیال از روی آن مشخص می‌شوند.

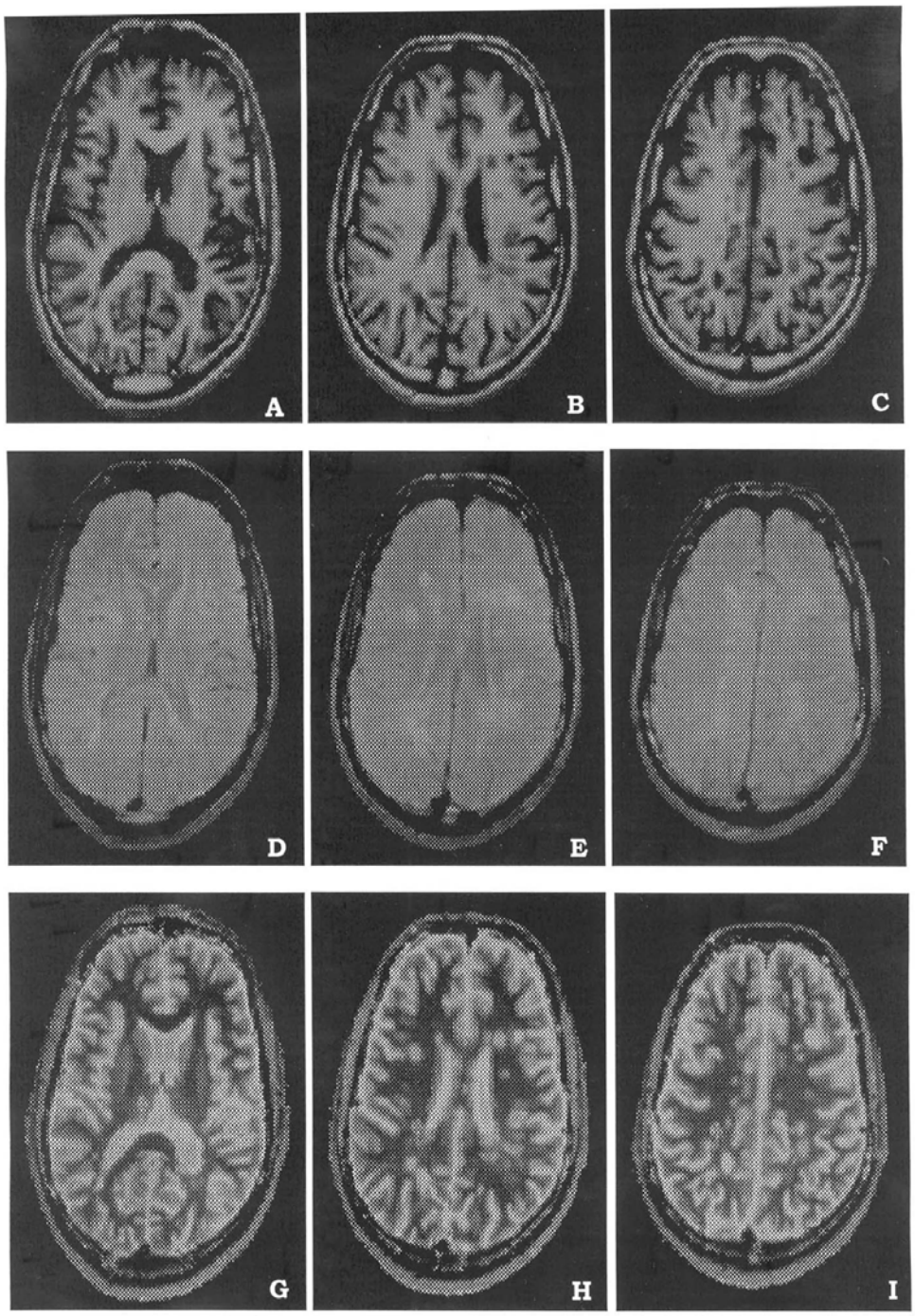
B بخش تنه کارپوس کالوزوم
G بخش قدامی کارپوس کالوزوم
S بخش خلفی کارپوس کالوزوم
FR لب فرونتال
OC لب اکسیپتال
CN هسته کائودیت
PU پوتامن
TH تالاموس
LV بطن جانبی

ICP کپسول اینترنال
PVC نواحی پری ونتریکولار شامل
APV بخش قدامی
MPV بخش میانی
PPV بخش خلفی
CSO سنتروم‌سمی اوال شامل
ACS بخش قدامی
MCS بخش میانی
PCS بخش خلفی

در این تحقیق برای نمایش و اندازه‌گیری زمان‌های آسایش T_1 و T_2 از روش Two Point Calculation استفاده گردید. با توجه به اینکه، پرازش منحنی (curve fitting) با استفاده از شدت سیگنال پیکسل در دو نقطه انجام می‌گیرد، توالی پالس‌ها و فواصل زمانی بین پالسی در آنها باید طوری انتخاب شود که حداقل خطای ممکن را ایجاد نمایند. برای این منظور ابتدا با انطباق نتایج حاصل از معادلات پراکندگی خطا و کالیبراسیون دستگاه با استفاده از فانتوم یکنواخت سر، فواصل زمانی بین پالسی مطلوب (Optimum) برای ایجاد تصاویر T_1 و T_2 به دست آمد. سپس یک جفت توالی اینورژن ریکاوری / اسپین اکو ($T1= 780^{msec}$, $TE_1= TE_2=30^{msec}$, $TR_1= TR_2= 2520^{msec}$) برای ایجاد T_1 Map و دو توالی اسپین اکو ($TR_1 = TR_2 = 2000^{msec}$, $TE_1=15^{msec}$, $TE_2=120^{msec}$) برای ایجاد T_2 Map به کار گرفته شد. در تمام تصاویر اندازه ماتریس ۲۵۶×۱۹۲،

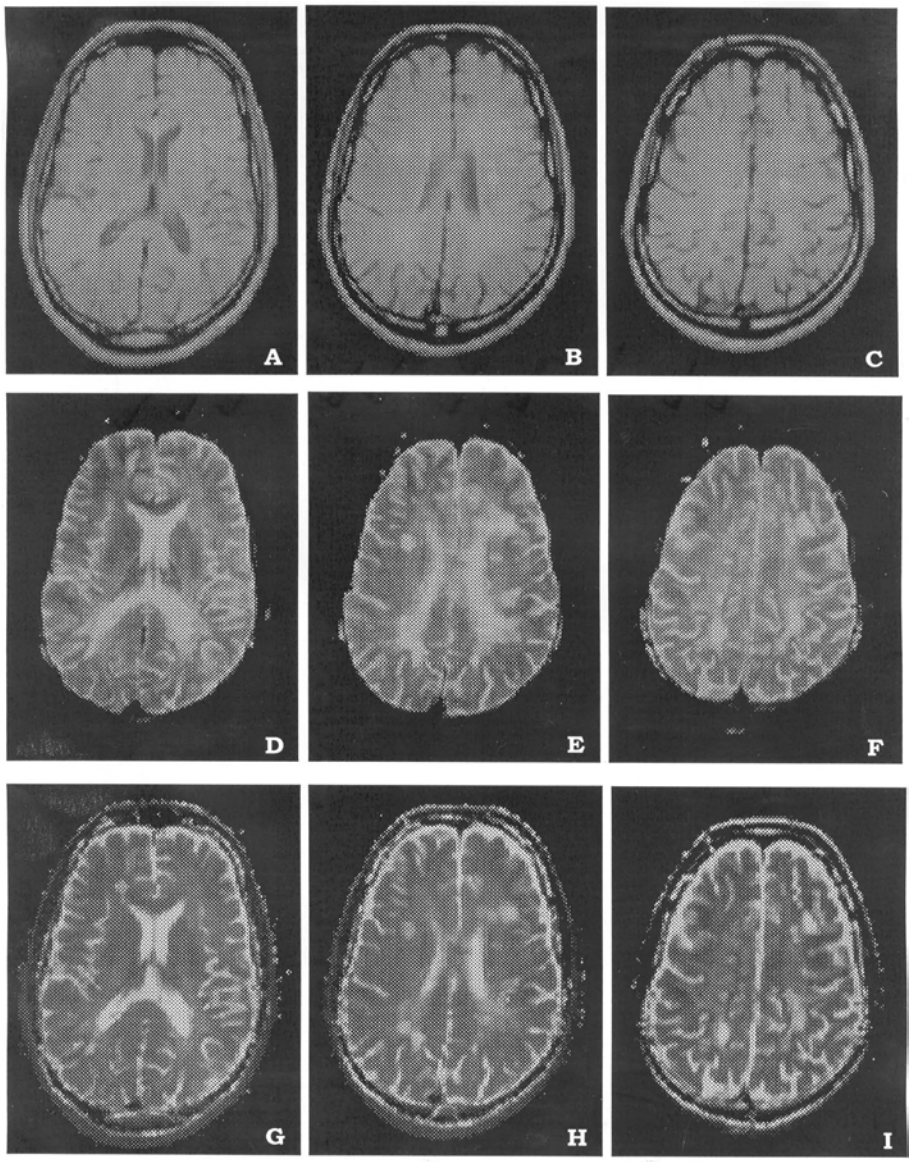
[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

ضخامت برش‌ها ۵ میلی‌متر و فاصله بین برش‌ها متغیر (بین ۵ تا ۸ میلی‌متر) بود. هم‌چنین زمان کل تصویربرداری برای ایجاد T_1 Map ۱۶/۲ دقیقه و برای ایجاد T_2 MaP ۱۲/۸ دقیقه بود (شکل ۱-٤ و ۲-٤).



شکل ۱-۴ تصاویر حاصل از مغز یک بیمار مبتلا به MS جهت اندازه‌گیری T_1
A,B,C. تصاویر اینورژن ریکاوری (TR=2520 msec, TI=780msec)
D,E,F. تصاویر اسپین اکو PD-W (TR=2520 msec, TE=30 msec)
G,H,I. تصاویر T_1 Map حاصل

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]



شکل ۱-۴ تصاویر حاصل از مغز یک بیمار مبتلا به MS جهت اندازه‌گیری T_2
A,B,C. تصاویر اسپین اکو PD-W (TR=2000 msec, TE=15 msec)
D,E,F.تصاویر اسپین اکو T_2 -W (TR=2000 msec, TE=120 mesc)
G,H,I. تصاویر T_2 Map حاصل

پس از نمایش تصاویر T_1 Map و T_2 Map دایره‌ای تحت عنوان Ro I (Region of Interest) در نظر گرفته شد. با قرار دادن Rol در ۲۶ ناحیه مختلف مغز (۲۰ ناحیه ماده سفید و ٦ ناحیه ماده خاکستری) افراد شاهد (نواحی طبیعی) و بیمار (پلاک و نواحی ظاهراً طبیعی اطراف آن)، مقادیر متوسط T_1 و T_2 در نواحی مغز افراد شاهد و بیمار به همراه انحراف معیار آنها اندازه‌گیری و با هم مقایسه شد. لازم به ذکر است که برای مقایسه مقادیر T_1 و T_2 نواحی طبیعی (افراد کنترل) با نواحی ظاهراً طبیعی (افراد بیمار) از آزمون student 's T-test و برای مقایسه مقادیر T_1 و T_2 نواحی طبیعی (افراد کنترل) با نواحی دارای پلاک (افراد بیمار) از آزمون mann-Whitney U-test استفاده گردید. آزمون‌های آماری به کمک نرم‌افزار آماری SPSS انجام شد.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

یافته‌ها

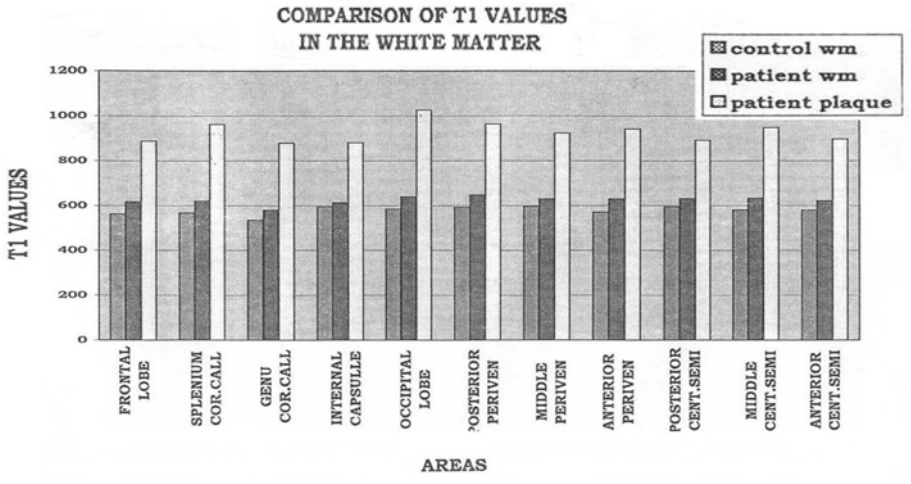
تحقیق روی ۳۰ نفر در ۲ گروه مورد و شاهد انجام گرفت. در گروه شاهد ۱۰ مرد و ۵ زن، با میانگین سنی ۲۹/۹ سال و در محدود ۱۶ تا ٤٦ سال بودند. در گروه مورد، ٦ مرد و ۹ زن با میانگین سنی ۲۹/٦ سال و محدوده سنی ۱۷ تا ٤۳ سال بودند و دو گروه اختلاف معنی‌داری با هم نداشتند.

با افزایش TI میزان پراکندگی خطا در اندازه‌گیری T_1 افزایش یافت همچنین در مقادیر کوچک TI مقدار T_1 اندازه‌گیری شده خیلی کوچکتر از مقدار T_1 مورد انتظار فانتوم (۲۰۰ میلی‌ثانیه) بود به طوری که با افزایش TI، مقدار T_1 اندازه‌گیری شده ابتدا با روند سریع و سپس با روند آهسته‌تر افزایش یافت.

با افزایش TR میزان پراکندگی خطا در اندازه‌گیری T_1 کاهش یافت. همچنین با افزایش TR، مقدار T_1 اندازه‌گیری شده ابتدا با روند نسبتاً سریع و سپس با آهستگی کاهش یافت، به جز در مورد T_1 $T1=0.7$ که عکس حالت فوق اتفاق افتاد. با افزایش اختلاف TE دو توالی (TE_3-TE_1) میزان پراکندگی خطا در اندازه‌گیری T_2 کاهش یافت. همچنین با افزایش TE_3-TE_1، مقدار T_2 اندازه‌گیری شده ابتدا با روندی نسبتاً سریع و سپس به آهستگی کاهش یافت و به مقدار T_2 مورد انتظار فانتوم (۲۰۰ میلی‌ثانیه) نزدیکتر شد.

با افزایش TR میزان پراکندگی خطا در اندازه گیری T_2 کاهش یافت. یافته‌های حاصل از زمان‌های آسایش T_1 بافت‌های مختلف مغز افراد شاهد و بیماران مبتلا به MS در نمودار شماره ۱ ارائه گردیده است و نشان می‌دهد که مقدار T_1 ماده سفید ظاهراً طبیعی در تمامی نواحی مختلف مغز افراد بیمار نسبت به مقدار T_1 ماده سفید منطبق بر آن در افراد گروه شاهد افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد ($P<0.01$). مقدار این افزایش بین ۲/۹۹ درصد (مربوط به کپسول اینترنال) و ۱۰/۳۲ درصد (مربوط به بخش قدامی نواحی پری و نتریکولار) بود.

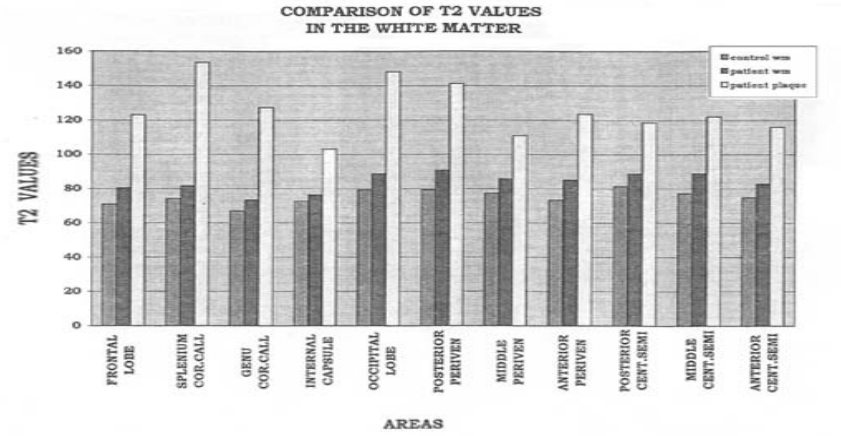
همچنین مقدار T_1 پلاک در تمامی نواحی مختلف ماده سفید مغز افراد بیمار نسبت به مقدار T_1 ماده سفید منطبق بر آن در افراد کنترل افزایش معنی‌داری را نشان داد ($P< 0.0077$) . مقدار این افزایش بین ٤۸/۱۹ درصد (مربوط به کسپول اینترنال) و ۷۵/٦۲ درصد (مربوط به لب اکسیپیتال) بود.



نمودار ۱- مقادیر T_1 مبتلایان به MS و گروه شاهد آنها بر حسب نواحی مختلف مغز

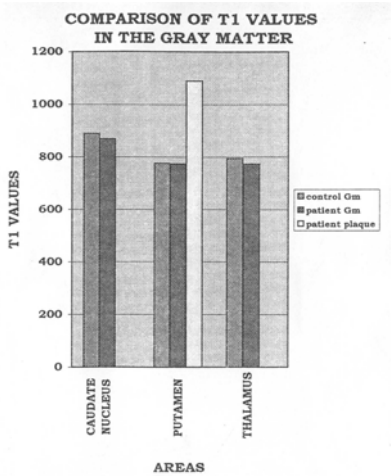
[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

یافته‌های حاصل در زمان‌های آسایش T_2 بافت‌های مختلف گروه‌های بیماران و سالم در نمودار شماره ۲ ارائه گردیده است و نشان می‌دهد مقدار T_2 ماده سفید ظاهراً طبیعی در تمامی نواحی مختلف مغز افراد بیمار نسبت به مقدار T_2 ماده سفید منطبق بر آن در افراد گروه شاهد افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد ($P<0.037$). مقدار این افزایش بین ۵/۰۶ درصد (مربوط به کپسول اینترنال) و ۱۶/۲۱ درصد (مربوط به بخش قدامی نواحی پری و نتریکولار) بود. هم‌چنین مقدار T2 پلاک در تمام نواحی مختلف ماده سفید مغز افراد بیمار نسبت به مقدار T_1 ماده سفید منطبق بر آن در افراد کنترل افزایش معنی‌داری را نشان داد ($P<0.0077$). مقدار این افزایش بین ۴۱/۹۶ درصد (مربوط به کپسول اینترنال) و ۱۰۶/۹۴ درصد (مربوط به بخش خلفی کارپوس کالوزوم) بود.



نمودار ۲- مقادیر T_2 ماده سفید مبتلایان به MS وگروه شاهد آنها بر حسب نواحی مختلف مغز

مقدار T_1 ماده خاکستری ظاهراً طبیعی در نمودار شماره ۳ ارائه شده است و نشان می‌دهد که فقط در هسته کائودیت افراد بیمار نسبت به افراد گروه شاهد کاهش معنی‌داری وجود دارد ($P=0.014$) در صورتی که در مقدار T_1 پوتامن و تالاموس افراد بیمار نسبت به افراد گروه شاهد کاهش معنی‌داری مشاهده نشد (N.S) هم‌چنین مقدار T_1 پلاک موجود در پوتامن افراد بیمار نسبت به افراد گروه شاهد ۴۰/۳۶ درصد افزایش نشان می‌دهد ($P=0.0253$). لازم به ذکر است که هیچ‌گونه پلاکی در ناحیه هسته کائودیت و تالاموس افراد بیمار مشاهده نگردید و در مجموع فقط ۲ پلاک در ناحیه پوتامن رویت شد.

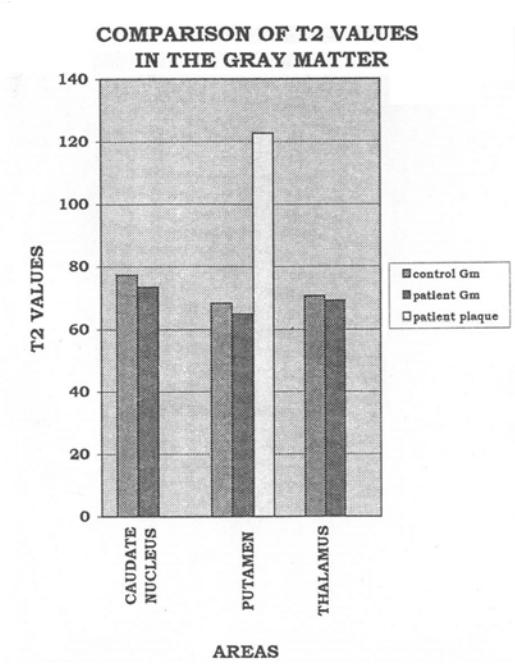


نمودار ۳- مقادیر T_1 ماده خاکستری مبتلایان به MS و گروه شاهد به تفکیک نواحی مغز

مقدار T_2 ماده خاکستری ظاهراً طبیعی در تمام نواحی مورد بررسی مغز افراد بیمار نسبت به

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

مقدار T_2 ماده خاکستری منطبق بر آن در افراد کنترل در نمودار شماره ٤ ارائه گردیده است و کاهش معنی‌داری را در تمام نواحی نشان می‌دهد ($P<0.038$) . مقدار این کاهش بین ۲/۰۷ درصد (مربوط به تالاموس) و ۵/۰۷ درصد (مربوط به پوتامن) بود. هم‌چنین مقدار T_2 موجود در پوتامن افراد بیمار نسبت به افراد کنترل ۸۰/۰۱ درصد افزایش نشان داد.



نمودار٤- مقادیر T_2 ماده خاکستری مبتلایان به MS و گروه شاهد آنها به تفکیک نواحی مختلف مغز

بحث

برای ایجاد تصاویر T_1 MaP با استفاده از یک جفت توالی اینورژن ریکاوری و اسپین اکو، با توجه به یافته‌های حاصل از کالیبراسیون دستگاه، در مقادیر کوچک T_1 ($TI<0.7\ T_1$) مقدار T_1 اندازه‌گیری شده خیلی کوچکتر از T_1 مورد انتظار است. از طرف دیگر در مقادیر بزرگ T_1 ($TI>1.0\ T_1$) علاوه بر افزایش پراکندگی خطا، زمان تصویربرداری نیز طولانی می‌شود. ضمن اینکه در $TI=0.7\ T_1$ به علت انطباق با نقطه Null Point منحنی بازیافت، شدت سیگنال صفر می‌شود و ممکن است ساختمان‌های مورد نظر در تصویر قابل مشاهده نباشد. بنابراین مقادیر $0.7\ T_1 < TI \leq 1.0\ T_1$ می‌تواند مطلوب باشد. چنانچه چند نوع بافت با مقادیر مختلف T_1 به طور هم‌زمان مورد بررسی قرار گیرند، برای افزایش دقت باید TI برابر با T_1 بافتی در نظر گرفته شود که دارای بیشترین اهمیت بررسی و کوچکترین مقدار T_1 است. به عنوان مثال در بیماری MS که بیشتر ماده سفید را درگیر می‌سازد TI برابر با T_1 بافت سفید (۷۸۰msec) در نظر گرفته می‌شود. هم‌چنین به علت اینکه مقادیر کوچک TR باعث افزایش پراکندگی خطا و مقادیر بسیار بزرگ TR باعث افزایش بیش از حد زمان تصویربرداری می‌گردد، باید TR دو توالی تا حد امکان بزرگ در نظر گرفته شود. ($TR>2.5\ T_1$).

هم‌چنین برای ایجاد تصاویر T_2 Map با استفاده از دو توالی اسپین اکو، با توجه به یافته‌های حاصل از کالیبراسیون دستگاه با افزایش اختلاف TE دو توالی (TE_3-TE_1) و در نظر گرفتن TE_1 حداقل، مقدار T_2 اندازه‌گیری شده به طور پیوسته کاهش یافته و به T_2 مورد نظر نزدیک می‌شود. با توجه به محدودیت‌های موجود در افزایش TE و طبق معادلات پراکندگی خطا می‌توان پیش‌بینی کرد که این روند ادامه یافته و در هنگامی که TE_3- $TE_1=1.27\ T_2$ (T_2 بافت مورد بررسی یعنی بافت سفید با مقدار ۹۰msec) باشد مقدار T_2 با حداقل خطا به دست می‌آید. در اینجا نیز با توجه به افزایش بیش از حد زمان تصویربرداری در مقادیر بسیار بزرگ TR، باید TR دو توالی تا حد امکان بزرگ در نظر گرفته شود.

کاهش T_2 ماده خاکستری احتمالاً به دلیل رسوب غیرطبیعی آهن بدون هم (nonheme iron

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]

deposition) ناشی از یک فرآیند دژنراتیو غیراختصاصی است (۶).

مقادیر T_1 و T_2 پلاک‌های MS به طور کلی در تمام نواحی مختلف مغز افراد بیمار به شدت افزایش نشان می‌دهد. میزان این افزایش در کپسول اینترنال کم‌ترین و در کارپوس کالوزوم (به خصوص و بخش خلفی) و لب اکسپیتال بیشترین می‌باشد. مقادیر T_1 و T_2 ماده سفید ظاهراً طبیعی (NAWM) در تمامی نواحی مختلف مغز افراد بیمار افزایش معنی‌داری را نشان می‌دهد. میزان این افزایش در کپسول اینترنال کم‌ترین و در نواحی پری ونتریکولار (به خصوص بخش قدامی) بیشترین می‌باشد. مقدار T_1 ماده خاکستری ظاهراً طبیعی فقط در هسته کائودیت افراد بیمار کاهش معنی‌داری را نشان می‌دهد، در صورتی که مقدار T_2 ماده خاکستری ظاهراً طبیعی در تمامی نواحی مورد بررسی مغز افراد بیمار کاهش معنی‌داری را نشان می‌دهد. میزان این کاهش در تالاموس کم‌ترین و در پوتامن بیشترین می‌باشد.

نتیجه نهائی نشان می‌دهد افزایش T_1 و به خصوص T_2 ماده سفید (به ویژه در نواحی پری ونتریکولار) و کاهش T_2 ماده خاکستری (به ویژه ناحیه پوتامن) در افراد مشکوک به MS که در تصاویر متداول MRI فاقد پلاک می‌باشند، می‌تواند به عنوان یک الگو جهت تشخیص این بیماری استفاده گردد.

References:

1- Walker PM, et al. Synchronized inversion recovery spin echo sequences for precise in vivo T1 measurement of human myocardium: A pilot study on 22 healthy subjects. Magn Reson Med 1993; 29(5): 637-41.

2- Ishijima H, et al. T2 relaxation time of bone marrow water and lipid: Correlation with serum ferritin in normal individuals. J Comput Assist Tomogr 1997; 21(3): 506-8.

3- Steen RG, et al. Age-related change in proton T1 value of normal human brain. Magn Reson Imaging 1995; 5(1): 43-48.

4- Steen RG, et al. Age-related change in the pediatric brain: Quantitative MR evidence of maturation changes during adolescence. Am J Neuroradiol 1997; 5(5): 819-28.

5- Cho S, et al. Establishing norms for age-related change in proton T1 of human brain tissue in vivo. Magn Reson Imaging 1997; 15(10): 1133-43.

6- Russo C, et al. Cortical and subcortical nuclear magnetic resonance Hahn spin-echo decay (T2) in live rats with endotoxin lung injury . Mag Reson Med 1993; 29(4): 441-45.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2026-11-16]