

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دوره ۳۴ شماره ۵ آذر و دی ۱۳۹۱ صفحات ۷۴-۷۸

تعیین دوز بهینه تزریقی به بیماران در تصویر برداری اسپین اکو و بازیافت معکوس در MRI با استفاده از دوز روتین تزریقی

محمود نظریور: گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران، نویسنده رابط:

E-mail: mnazarpoor@yahoo.co.uk, nazarpoom@tbzmed.ac.ir

مسعود پورعیسی: گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

محمد حسین دقیقی: گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

دریافت: ۹۱/۱/۲۷ پذیرش: ۹۱/۴/۱۷

چکیده

زمینه و اهداف: هدف این مقاله بدست آوردن مقدار دوز بهینه تزریقی از روی دوز روتین (۱۵ سی سی) است که در ناحیه هیپوفیز مغز منجر به حداکثر دانسیته سیگنال در تصویر برداری T1-weighted با استفاده از سکانس های اسپین اکو و بازیافت معکوس در MRI گردد.

مواد و روش ها: در این مطالعه بعد از تزریق دز روتین به بیمار تصاویر اسپین اکو و بازیافت معکوس در فاصله زمانی مشخص گرفته شده است. سیگنالهای بدست آمده از ناحیه هیپوفیز مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته شده است. مطالعات با استفاده از اسکتر کلینیکی (۰/۳T) انجام گرفته است.

یافته ها: این تحقیق نشان داده است در افرادی که مساحت بدن (BSA) کوچک (در وزن کم و قد کوچک) باشد، ماده کنتراست تزریقی بیش از دوز بهینه بوده است. در BSA بالا (در وزن و قد متوسط به بالا) ماده کنتراست تزریقی کمتر از دوز بهینه بوده است.

نتیجه گیری: این مطالعه نشان داده است در BSA پایین، ماده کنتراست تزریقی بیش از دوز بهینه بوده و این بدین معنی است که ماده کنتراست تزریقی با غلظت بیشتری در منطقه مورد نظر ظاهر می شود. در غلظتهای بالا تاثیرات T2 هم بر روی تصویر ظاهر می شود که این اثر سبب کاهش سیگنال می شود. در BSA بالا ماده کنتراست تزریقی کمتر از دوز بهینه بوده و این بدین معنی است که ماده کنتراست تزریقی با غلظت کمتری در منطقه مورد نظر ظاهر می شود که منجر به کاهش سیگنال می گردد. مطالعات قبلی نشان می دهد علی رغم استفاده از سکانس های مختلف معمولاً ۰/۱۰ mmol/Kg ماده کنتراست به بیماران تزریق شده است. این مطالعه نشان می دهد ماده کنتراست تزریقی که منجر به حداکثر سیگنال گردد نه تنها بستگی به سکانس تصویر برداری دارد بلکه با توجه به قد و وزن بیمار نیز متفاوت می باشد.

کلید واژه ها: T1-weighted، بازیافت معکوس، اسپین اکو، غلظت ماده کنتراست، دانسیته سیگنال، MRI

مقدمه

ندارد (۳). این بدین معناست که تزریق اضافی ماده کنتراست به بیمار، هیچ تأثیری بر روی کیفیت تصویر MRI ندارد. بنابراین دوز بهینه، دوزی است که با تزریق آن به بیمار حداکثر سیگنال از تصویر T1-weighted بدست می آید و با افزایش آن هیچ گونه تأثیری (بجز صرف هزینه اضافی و...) در کیفیت تصویر مشاهده نخواهد شد.

علاوه بر این، مطالعات قبلی همچنین بیانگر این مطلب است که این ارتباط خطی به پارامترهای تصویر برداری از جمله (Repititation time, TR) و (Inversion time, TI) وابسته است (۳-۴). لذا پیدا نمودن حداکثر دز تزریقی (دز بهینه) از طریق دانسیته سیگنال، با توجه به پارامترهای تصویر برداری که بصورت روتین برای بیماران در

MRI مستقیماً قادر به اندازه گیری غلظت ماده کنتراست نیست. غلظت ماده کنتراست در بافت مورد نظر به صورت غیر مستقیم از دانسیته سیگنال بدست می آید (۱).

شدت سیگنال به مقدار ماده کنتراست تزریقی وابسته است. ماده کنتراست نظیر Gd-DTPA سبب کاهش زمان آسایش T1 و T2 می شود که این کاهش در تصویر برداری T1-weighted منجر به افزایش سیگنال و در تصویر برداری T2*-weighted سبب کاهش سیگنال می گردد (۲).

مطالعات قبلی ما نشان می دهد که ارتباط بین شدت سیگنال و غلظت ماده کنتراست در تصویر برداری T1-weighted در یک حدی بصورت خطی تغییر می کند که بعد از این حد (دوز بهینه)، افزایش ماده کنتراست نقشی در افزایش سیگنال

گرفته شده است. شکل ۱ ناحیه هیپوفیز را نشان می دهد که فقط میانگین شدت سیگنال ۹ پیکسل داخلی آن مورد استفاده قرار گرفته است.

۲- نحوه محاسبه دوز بهینه در بیماران

دوز بهینه با استفاده از معادله زیر بدست می آید (۱۳):

$$\text{Optimal Dose} = \text{Amount of injected volume (mL or cc) Dose (from 0.5 mol/L)} = \frac{[(BSA \times 700 - 700) + (BSA \times 150)]}{0.6 \times 10^3} \times 2X \text{ (mmol/L)} \quad (1)$$

که در این معادله BSA مساحت سطح بدن بیمار تابعی از قد و وزن بیمار می باشد که بر اساس فرمول Mosteller (۱۴) برابر است با:

$$\text{Body Surface Area (BSA, m}^2\text{)} = \frac{\sqrt{\text{Height (cm)} \times \text{Weight (Kg)}}}{60} \quad (2)$$

۳- نحوه تصویر برداری

همه مطالعات با استفاده از دستگاه تصویر برداری کلینیکی ۰.۳ T (Hitachi Medical Corporation) با استفاده از کوئیل سر انجام شده است. پارامترهای روتین کلینیکی تصویر برداری اسپین اکو شرح زیر می باشند:

۱۵ms (TE) = زمان گرفتن اکو، ۲x۲mm (pixel size) = اندازه پیکسل، ۴۱۱ms (TR) = زمان تکرار

۱۲۸x۱۲۸ (Matrix size) = اندازه ماتریکس، ۱۰mm (slice thickness) = ضخامت اسلایس

۹۰° (flip angle) = زاویه چرخش

پارامترهای روتین کلینیکی تصویر برداری باز یافت معکوس برابر بودند با:

۱۵ms (TE) = زمان گرفتن اکو، ۲x۲mm (pixel size) = اندازه پیکسل، ۵۰۶ms (TR) = زمان تکرار

۱۲۸x۱۲۸ (Matrix size) = اندازه ماتریکس، ۱۰mm (slice thickness) = ضخامت اسلایس

۹۰° (flip angle) = زاویه چرخش، ۲۰ms (TD) = زمان باز یافت معکوس

تمامی تصاویر از اسکنر MRI به کامپیوتر شخصی منتقل شده و از نرم افزار

IDL (Interactive Data Language, Research Systems, Inc. NY, <http://www.rsinc.com>)

برای آنالیز تصویر استفاده شده است. برنامه های مفصل کامپیوتری برای محاسبه اتوماتیک: میانگین دانسیته سیگنال برای ۹ پیکسل داخلی در منطقه مورد نظر، محاسبه ضریب همبستگی (r) و رسم منحنی های مربوطه نوشته شده است.

یافته ها

شکل ۲ ارتباط بین مساحت سطح بدن بیمار (BSA) با میانگین سیگنال بدست آمده از ناحیه هیپوفیز را در تصویر برداری اسپین اکو نشان می دهد. رابطه بین دو پارامتر بر اساس معادله $Y = 11274.1 + 1276.78X$ $r = 0.05$ بدست می آید. لازم به توضیح است که مقدار ماده کنتراست تزریقی به بیماران ۱۵ سی سی بوده است. حداکثر این سیگنال

تصویر برداری T1-weighted استفاده می شود، دارای اهمیت زیادی است. زیرا با تعیین دوز بهینه می توان از تزریق اضافی ماده کنتراست، که گاه منجر به اثرات جانبی بر روی بیمار می گردد، جلوگیری نمود. همچنین به تبع آن کاهش دز تزریقی منجر به صرفه اقتصادی نیز می گردد.

اکثر محققین بدون توجه به شدت میدان مغناطیس دستگاه MRI و سکانس های مختلف و پارامترهای تصویر برداری متفاوت، همگی مقدار ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست را به بیماران تزریق نموده اند (۵-۱۰).

تجربه نشان می دهد در بیمارانی که ماده کنتراست تزریق می شود یکی از محل هایی که بصورت فیزیولوژیک ماده کنتراست را بخود می گیرد هیپوفیز است (۱۱)، لذا هیپوفیز را بعنوان بافت هدف جهت بررسی خود انتخاب نمودیم.

لذا هدف مطالعه، پیدا نمودن دوز بهینه در تصویر برداری اسپین اکو و باز یافت معکوس (T1-weighted) در ناحیه هیپوفیز است که منجر به سیگنال ماگزیمم گردد و نیز مشخص گردد که آیا دز روتین تزریقی (۱۵ سی سی) در مراکز تصویر برداری با توجه به وزن بیمار یا عبارت صحیح تر با توجه به مساحت سطح بدن (Body surface area, BSA) بیمار ایده ال، افزایش یا کاهش می یابد؟

مواد و روش ها

۱- بیماران

یک روش برای تعیین دوز بهینه استفاده از نتایج مطالعات قبلی با استفاده از فانتوم می باشد (۱۲). که در این روش غلظت ماده کنتراستی که منجر به حداکثر سیگنال می گردد بدست می آید و این غلظت را با توجه به وزن و قد بیمار در معادلات ۱ و ۲ که در قسمت بعدی بیان شده است قرار داده و دوز بهینه محاسبه گردد. از آنجائیکه تعداد بیماران داوطلب برای اجرای مطالعه دوز بهینه از روش مستقیم (تزریق ماده کنتراست بر اساس نتایج بدست آمده از فانتوم) کافی نبوده است لذا تصمیم گرفته شده که از روش معکوس برای پیدا نمودن دوز بهینه استفاده نمائیم. در این روش برای تمامی بیماران ۱۵ سی سی ماده کنتراست طبق روال روتین تزریق شد. از آنجائیکه قد و وزن بیماران متفاوت بود و در نتیجه مساحت سطح بدن آنان متغیر می شود، لذا بر این اساس ۶۱ بیمار مراجعه کننده به کلینیک شیخ الرئیس در این طرح بکار گرفته شده اند که از این تعداد ۴۴ مورد بعلت عدم دقت کافی اپراتور تصاویر در محل برش هیپوفیز قرار نداشته اند و یا پارامترهای تصویر برداری بر اساس پروتکل این طرح تحقیقاتی نبوده و یا بیمارانی که بعلت بیماری در ناحیه هیپوفیز و یا یافته غیر عادی در هیپوفیز داشتند از مطالعه حذف گردیدند. لذا تصاویر ۱۸ بیمار برای سکانس اسپین اکو و تصاویر ۱۷ بیمار هم برای سکانس باز یافت معکوس مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. لازم به توضیح است از تمامی بیماران جهت استفاده از تصاویر آنان در کار تحقیقاتی رضایت

تصویر برداری بازیافت معکوس نشان می‌دهد. رابطه بین دو پارامتر براساس معادله

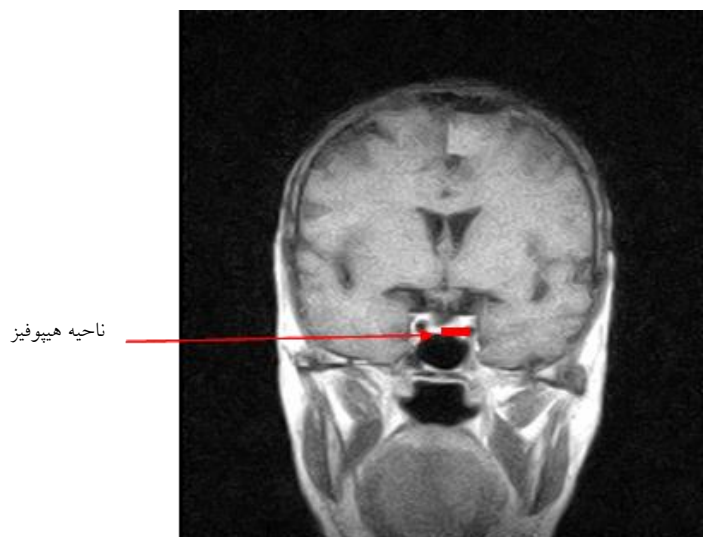
$$Y = 26618.3 - 7479.96X \quad (r = -0.46)$$

لازم به توضیح است که مقدار ماده کنتراست تزریقی به بیماران ۱۵ سی سی بوده است. حداکثر این سیگنال وقتی سطح بدن بیمار برابر ۱/۶۵۵ بوده است بدست آمده است.

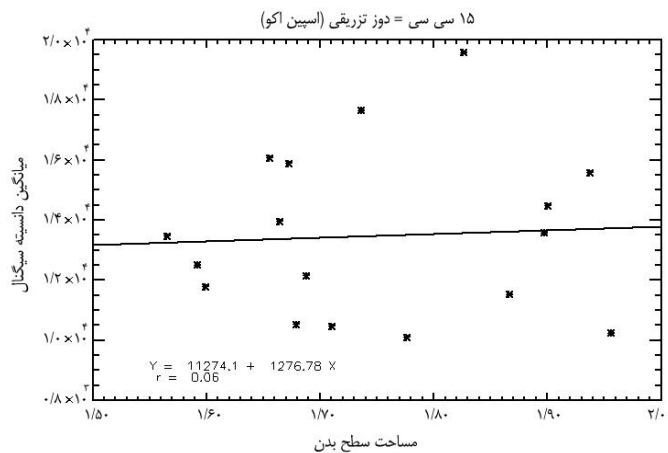
اگر این عدد را در معادله ۱ قرار دهیم و میزان دوز تزریقی را ۱۵ سی سی در نظر بگیریم میزان غلظت ماده کنتراست برابر $6/37 \text{ mmol/L}$ محاسبه می‌گردد. این بدین معنی است که در این غلظت حداکثر سیگنال را خواهیم داشت. در صورتیکه در آزمایشاتی که با فانتم انجام شده است غلظت ماده کنتراستی که حد اکثر سیگنال را در تصویر برداری بازیافت معکوس داشته است برابر با $3/98 \text{ mmol/L}$ بوده است (۱۲). لازم به توضیح است که پارامترهای تصویر برداری بجز TE برای نمونه آزمایشگاهی و انسانی یکسان بوده اند.

وقتی سطح بدن بیمار برابر ۱/۸۲۶ بوده است بدست آمده است. این بدین معنی است که اگر ۱۵ سی سی ماده کنتراست به بیمار تزریق گردد برای بیماری که BSA آن برابر ۱/۸۲۶ باشد این مقدار دوز، دوز بهینه بوده و برای BSA بالاتر بایستی بیشتر از ۱۵ سی سی و برای BSA پایین تر؛ نیز بایستی کمتر از ۱۵ سی سی ماده کنتراست تزریق گردد.

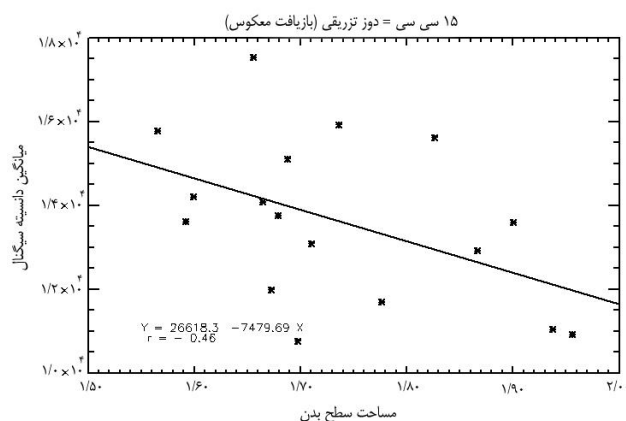
اگر این عدد را در معادله ۱ قرار دهیم و میزان دوز تزریقی را ۱۵ سی سی در نظر بگیریم میزان غلظت ماده کنتراست برابر $5/28 \text{ mmol/L}$ محاسبه می‌گردد. این بدین معنی است که در این غلظت حداکثر سیگنال را خواهیم داشت. در صورتیکه در آزمایشات قسمت اول که با فانتم انجام شده است غلظت ماده کنتراستی که حد اکثر سیگنال را داشته است برابر با $5/95 \text{ mmol/L}$ بوده است (۱۲). لازم به توضیح است که پارامترهای تصویر برداری برای نمونه آزمایشگاهی و انسانی بجز TE یکسان بوده است. شکل ۳ ارتباط بین BSA با میانگین سیگنال بدست آمده در ناحیه هیپوفیز را در



شکل ۱ ناحیه هیپوفیز را نشان می‌دهد که فقط ۹ پیکسل داخلی از آن مورد مطالعه قرار گرفته شده است.



شکل ۲ ارتباط بین مساحت سطح بدن بیمار (BSA) با میانگین سیگنال بدست آمده از ناحیه هیپوفیز را در تصویر برداری اسپین اکو نشان می‌دهد. رابطه بین دو پارامتر براساس معادله $(Y = 11274.1 + 1276.78X \quad r = 0.05)$ بدست می‌آید. لازم به توضیح است که مقدار ماده کنتراست تزریقی به بیماران ۱۵ سی سی بوده است. حداکثر این سیگنال وقتی سطح بدن بیمار برابر ۱/۸۲۶ بوده است بدست آمده است.



شکل ۳ ارتباط بین مساحت سطح بدن (BSA) با میانگین سیگنال بدست آمده در ناحیه هیپوفیز را در تصویر برداری بازیافت معکوس نشان می دهد. رابطه بین دو پارامتر براساس معادله $Y = 26618.3 - 7479.69X$ ($r = -0.46$) بدست می آید. لازم به توضیح است که مقدار ماده کنتراست تزریقی به بیماران ۱۵ سی سی بوده است. حداکثر این سیگنال وقتی سطح بدن بیمار برابر ۱/۶۵۵ بوده بدست آمده است.

بحث

اختلاف زیادی باهم دارند. دلایل اختلاف ممکن است ناشی از تفاوت TE بوده باشد. چون پارامترهای تصویربرداری می-توانند بر روی شدت سیگنال تاثیر بگذارند (۱، ۱۵-۱۷) یا ممکن است به سبب فاصله زمانی بین تزریق ماده کنتراست و زمان تصویربرداری بوده است که میتواند بر روی سیگنال بدست آمده تاثیر گذار باشد. نرخ تزریق ماده کنتراست به بیمار یکی دیگر از عوامل تاثیر گذار بر روی سیگنال می تواند باشد. عوامل احتمالی دیگر بر روی این اختلاف ممکن است ناشی از عدم دقت کافی در اندازه گیری وزن و قد بیمار باشند. عامل اختلاف احتمالی دیگر این است که اگر آزمایشات بر روی نفرات مختلف انجام شود محل دقیق برش تصویر بر روی نمونه انسانی مغز متفاوت خواهد بود و شدت سیگنالهای بدست آمده از یک مقدار ماده کنتراست تزریقی، متفاوت خواهد شد. از آنجائیکه تصاویر نمونه های انسانی در فاصله زمانی بیش از یکسال گرفته شده احتمال عدم یکنواختی کوئل (۱۸) در زمان های مختلف بسیار محتمل بوده و این عامل می تواند در شدت سیگنال تاثیر گذاشته و دقیقاً پیدا نمودن حداکثر سیگنال از مقادیر مختلف BSA مشکل خواهد بود.

نتیجه گیری

در نتیجه این مطالعه نشان داده است برای BSA پایین (در وزن کم و قد کوچک) ماده کنتراست تزریقی (۱۵ سی سی) بیش از دوز بهینه بوده و این بدین معنی است که ماده کنتراست تزریقی با غلظت بیشتری در منطقه مورد نظر ظاهر می شود. در غلظتهای بالا تاثیرات T2 هم بر روی تصویر ظاهر می شود که این اثر سبب کاهش سیگنال می شود. در BSA بالا (در وزن و قد متوسط به بالا) ماده کنتراست تزریقی کمتر از دوز بهینه بوده و این بدین معنی است که ماده کنتراست تزریقی با غلظت کمتری در منطقه مورد نظر ظاهر می شود. در غلظتهای پایین تاثیرات T2 را بر روی تصویر نداشته و چون دوز

Melhem (۵) و همکاران بعد از تزریق ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست به بیماران، نسبت سیگنال به نویز را در سکانس های اسپین اکو ۵۴۶/۱۰ (TR/TE) و اسپین اکو سریع ۵۴۶/۱۰ (TR/effective TE)، (echo-train length=۴) را در شدت میدان مغناطیسی T ۱/۵ مورد مقایسه قرار دادند. Sugahara (۶) و همکاران هم دو تکنیک اسپین اکو ۶۹۰/۱۴ (TR/TE) و اسپین اکو سریع ۶۹۰/۱۲ (TR/TE_{eff}) و (echo train length=۳) را با تزریق ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست به بیماران در اسکنر T ۱/۵ مورد مقایسه قرار دادند. Qian (۷) و همکاران مقایسه بین سکانس های بازیافت معکوس و اسپین اکو برای آشکار نمودن مناسبتر مغز با تزریق ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست داشته اند. محققین دیگر از جمله Kizildağ (۸) (در شدت میدان مغناطیسی T ۱) و Zhou (۹) و Tomura (۱۰) و Alibek (۱۱) هم با تزریق ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست و با استفاده از سکانس های مختلف و پارامترهای گوناگون تصویر برداری کارهای تحقیقاتی خود را انجام داده اند. خلاصه اینکه اکثر محققین بدون توجه به شدت میدان مغناطیس دستگاه MRI و سکانس های مختلف و پارامترهای تصویربرداری متفاوت، همگی مقدار ۰/۱۰ mmol/kg ماده کنتراست را به بیماران تزریق نموده اند. از آنجائیکه پارامترهای تصویر برداری و شدت میدان مغناطیسی بکار رفته در این مطالعه متفاوت از سایر محققین فوق الذکر بوده است لذا امکان مقایسه نتایج وجود ندارد. ولی امکان مقایسه از مطالعه قبلی (۱۲) ما وجود دارد که به صورت خلاصه بیان می گردد. در تصویربرداری اسپین اکو مقدار دوز بهینه بدست آمده از طریق تصاویر T1-weighted فانتم (۵/۹۵mmol/L) (۱۲) و نمونه انسانی (۵/۲۸ mmol/L) قابل مقایسه می باشند (رجوع به شکل ۲). ولی با توجه به شکل ۳ مقدار دوز بهینه در فانتم (TE=۲۰ms, ۳/۹۸ mmol/L) با نمونه انسانی (TE=۱۵ms, ۳۷/۶ mmol/L) در تصاویر بازیافت معکوس T1-weighted

تقدیر و تشکر

بدینوسیله نویسندگان مرتب تقدیر و تشکر خود را از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز که حمایت مالی این تحقیق را بعهده گرفته اند و همچنین از کارکنان محترم مرکز MRI شیخ رئیس بخصوص آقای تیزفهم اعلام می نمایند.

تزریقی کمتر از دوز بهینه می باشد در نتیجه منجر به کاهش سیگنال می گردد. مطالعات قبلی نشان می دهد علی رغم استفاده از سکانس های مختلف (اسپین اکو و بازیافت معکوس و...) معمولاً $0/10 \text{ mmol/Kg}$ ماده کتراست به بیماران تزریق شده است. این مطالعه نشان می دهد ماده کتراست تزریقی که منجر به حداکثر سیگنال گردد نه تنها بستگی به سکانس تصویربرداری دارد بلکه با توجه به قد و وزن بیمار نیز متفاوت می باشد.

References

- Nazarpoor M. Effects of inversion and saturation times on relationships between contrast agent concentrations and signal intensities of T₁-weighted magnetic resonance images. *Radiological Physics and Technology* 2010; **3**: 120-126.
- Martel AL, Moody AR, Allder SJ, Delay GS, Morgan PS. Extracting parametric images from dynamic contrast-enhanced MRI studies of the brain using factor analysis. *Medical Image Analysis* 2001; **5**: 29-39.
- Nazarpoor M, Moody AR, Martel AL, Morgan PS. The relationship between contrast agent concentration and signal intensity on T₁-weighted images for measuring perfusion with MRI. *20th Annual Scientific Meeting*. Rotterdam, Esmrmb, 2003; PP: 18-21.
- Nazarpoor M. The effect of repetition time on the relationship between contrast agent concentration and signal intensity on T₁-weighted images using inversion recovery (IR) sequence. *21st Annual Scientific Meeting*. Denmark, Esmrmb Copenhagen, 2004; PP:9-12.
- Melhem ER, Guidone PL, Jara H, Yucel EK. Improved contrast of Enhancing brain lesions using contrast-enhanced T₁-weighted fast spin-echo MR imaging. *AJR* 1997; **168**: 1091-1095.
- Sugahara T, Korogi Y, Ge Y, Shigematsu Y, Liang L, Yoshizumi K, et al. Contrast Enhancement of Intracranial Lesions: Conventional T₁-Weighted Spin-Echo versus Fast Spin-Echo MR Imaging Techniques. *AJNR* 1999; **20**: 1554-1559.
- Qian YF, Yu CL, Zhang C, Yu YQ. MR T₁-Weighted Inversion Recovery Imaging in Detecting Brain Metastases: Could It Replace T₁-Weighted Spin-Echo Imaging? *AJNR* 2008; **29**: 701-704.
- Kizildağ B, Düşünceli E, Fitoz S, Erden I. The role of classic spin echo and FLAIR sequences for the evaluation of myelination in MR imaging. *Diagn Interv Radiol* 2005; **11**(3): 130-136.
- Zhou Z, Shen T, Chen X, Peng W. Diagnostic value of contrast-enhanced fluid-attenuated inversion-recovery MRI for intracranial tumors in comparison with post-contrast T₁W spin-echo MRI. *Chinese Medical Journal* 2006; **119**(6): 467-473.
- Tomura N, Kato K, Takahashi S, Sashi R, Izumi J, Narita K, et al. Multi-shot echo-planar Flair imaging of brain tumors comparison of spin-echo T₁-weighted, fast spin-echo T₂-weighted and fast spin-echo Flair imaging. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2002; **20**: 65-72.
- Alibek S, Adamietz B, Cavallaro A, Stemmer A, Anders A, Kramer M, et al. Contrast-enhanced T₁-weighted fluid-attenuated inversion-recovery BLADE magnetic resonance imaging of the brain: An alternative to spin-echo technique for detection of brain lesions in the unsedated pediatric patient. *Radiology* 2008; **3**: 56-96.
- Nazarpoor M, Poureisa M, Daghighi M. Comparison of maximum signal intensity on T₁ weighted images using spin echo, fast spin echo and inversion recovery sequences. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 2009, **22** Suppl 1: 399-400.
- Moody AR, Martel A, Kenton A, Allder S, Horsfield MA, Delay G, Morgan P. Contrast-reduced imaging of tissue concentration and arterial level (CRITICAL) for assessment of cerebral hemodynamics in acute stroke by magnetic resonance. *Invest. Radiol* 2000, **35**: 401-411.
- Mosteller RD: Simplified calculation of body surface area. *N Engl J Med* 1987; **317**(17): 1098.
- Nazarpoor M, Moody AR, Martel AL, Morgan PS. The relationship between contrast agent concentration and SI on T₁-weighted images for measuring perfusion with MRI. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 2003; **16** Suppl 1: 243-244.
- Nazarpoor M. The effect of repetition time on the relationship between contrast agent concentration and signal intensity on T₁-weighted images using inversion recovery (IR) sequence. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 2004; **17** Suppl 1: 310.
- Nazarpoor M. *Organ Blood Flow Measurement with T₁ and T₂*-Weighted MRI Techniques*. LAP, LAMBERT, Academic Pub, GmbH & Co. KG, 2012; PP: 3-4, 978, 3648, 8484.
- Nazarpoor M. Non uniformity of different coils in MRI, *8th Iranian Congress of Medical Physics* 28-29 May, 2008, Shahid Beheshti University, Iran; P: 105.