

مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
دوره ۳۲ شماره ۶ بهمن و اسفند ۱۳۸۹ صفحات ۷۶-۷۲

## ارتباط حداکثر غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال در میدانهای مغناطیسی ۰/۳ و ۱/۵ تسلا با استفاده از سکانس اسپین اکو در تصویر برداری T1-weighted

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

E-mail: mnazarpoor@yahoo.co.uk

زینت میابی: گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
عباس شفائی: گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
اسماعیل پسایان: گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز  
داود آقوردی زاده: گروه علوم آزمایشگاهی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

دریافت: ۲۴/۸/۸۸، پذیرش: ۲/۴/۸۹

### چکیده

**زمینه و اهداف:** پیدا نمودن حداکثر ماده کنتراست تزریقی که منجر به ماکزیمم دانسیته سیگنال گردد، از اهمیت ویژه ای در MRI برخوردار است. پارامترهای مختلفی از جمله شدت میدان مغناطیس دستگاه تصویر برداری MRI، سکانس های بکار رفته و همچنین پارامترهای تصویر برداری می توانند در افزایش دانسیته سیگنال ایفای نقش نمایند. هدف این مطالعه بررسی ارتباط بین حداکثر غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال در میدانهای با شدت ۰/۳ و ۱/۵ تسلا با استفاده از سکانس اسپین اکو می باشد.

**روش بررسی:** در این مطالعه از فانتومی که بتواند لوله های آزمایش با غلظتهای مختلف (۰ تا ۱۹/۷۷ میلی مول بر لیتر) را نگه دارد استفاده شده است. میانگین دانسیته سیگنال در هر یک از غلظتهای مختلف با استفاده از تصویر T1-weighted بدست آمده است. ضرایب غیر یکنواختی غیرهمگونی فرکانس رادیویی کوئل، محاسبه و در دانسیته سیگنال بدست آمده از غلظت های مختلف اعمال شده است.

**یافته ها:** نتایج نشان می دهد که ماکزیمم شدت سیگنال در غلظت ۵/۹۵ میلی مول بر لیتر در شدت میدان ۰/۳ تسلا اتفاق افتاده ولی این ماکزیمم در غلظت ۴/۹۶ میلی مول بر لیتر در شدت میدان ۱/۵ تسلا مشاهده شد. در ضمن حداکثر رابطه خطی بین غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال در ۲/۰۲ و ۲/۷۰ میلی مول بر لیتر بر ترتیب در شدت میدان های مغناطیسی ۰/۳ و ۱/۵ تسلا مشاهده گردید.

**نتیجه گیری:** این مطالعه نشان می دهد که شدت میدان مغناطیسی دستگاه تصویر برداری MRI می تواند در رابطه بین حداکثر غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال نقش ایفا نماید.

**کلید واژه ها:** غلظت ماده کنتراست - دانسیته سیگنال - شدت میدان مغناطیسی - اسپین اکو - T1-weighted

### مقدمه

پرفیوژن در موضع مورد نظر، لازم است غلظت ماده کنتراست در تصویر MRI محاسبه شود. معمولاً غلظت ماده کنتراست منطقه مورد نظر بصورت غیرمستقیم از دانسیته سیگنال محاسبه می شود. فقط در غلظتهای پایین ارتباط بین دانسیته سیگنال و غلظت ماده کنتراست بر روی تصویر T1-weighted بصورت خطی می باشد. از آنجائیکه افزایش ماده کنتراست منجر به افزایش نسبت سیگنال

شدت میدان مغناطیسی بر روی زمانهای آسایش T1 و T2 تاثیر می گذارد. مطالعات قبلی نشان می دهد افزایش شدت میدان باعث افزایش T1 و کاهش T2 می گردد. افزایش زمان آسایش T1 و کاهش زمان آسایش T2 سبب کاهش شدت سیگنال می گردد (۱-۳). برای محاسبه مقدار جریان و حجم خون موضعی مغز، میانگین زمان عبور ماده کنتراست و بطور کلی برای اندازه گیری

برای مکانهای مختلف از این طریق بدست می آید. برای بدست آوردن مقدار صحیح دانسیته های سیگنال غلظتهای مختلف که در محلهای متفاوت قرار دارند، دانسیته سیگنال بدست آمده در ضریب تصحیح ضرب گردید (۴). میانگین دانسیته سیگنال تصحیح شده از داخل ۹ پیکسل از ۴۴ پیکسلی که در سطح داخل لوله های آزمایش وجود داشت از روی تصاویر T1-weighted محاسبه شد.

## ۲- نحوه تصویر برداری

تمام اندازه گیریها در این مطالعه با استفاده از دستگاههای تصویربرداری کلینیکی ۰/۳ تسلا (Hitachi Medical Corporation) و ۱/۵ تسلا (General Electric) انجام شد. پارامترهای روتین کلینیکی تصویر برداری اسپین اکو بشرح زیر می باشند:

میلی ثانیه  $(TR) = 400$  زمان تکرار، میلی ثانیه  $(TE) = 18/5$  زمان گرفتن اکو، میلی متر  $(Pixel\ size) = 2 \times 2$  اندازه پیکسل،  $(Matrix\ size) = 256 \times 256$  اندازه ماتریکس،  $10$  میلی متر (Slice thickness) ضخامت مقطع،  $(Flip\ angle) = 90^\circ$  زاویه چرخش

## ۳- آنالیز تصاویر

جهت آنالیز تصاویر، تمامی تصاویر با فرمت DICOM از دستگاه تصویربرداری MRI به کامپیوتر شخصی منتقل گردید. برای آنالیز تصویر از نرم افزار IDL (Interactive Data Language, Research Systems, Inc. NY, <http://www.rsinc.com>) استفاده شد. برای رسیدن به هدف مطالعه، برنامه های مفصل کامپیوتری نوشته شده است. این برنامه قادر است بصورت اتوماتیک ضرایب تصحیح غیریکنواختی کوپل با استفاده از فانتوم غلظت ثابت برای مکانهای مختلف لوله های آزمایش با غلظتهای متغیر را محاسبه نماید. همچنین این برنامه می تواند میانگین دانسیته سیگنال برای ۹ پیکسل داخلی از ۴۴ پیکسل را برای غلظتهای متفاوت محاسبه نماید. علاوه بر موارد فوق الذکر برنامه می تواند پس از اعمال ضریب تصحیح، دانسیته سیگنال تصحیح شده برای غلظتهای مختلف را محاسبه نماید. در ضمن این برنامه می تواند منحنی غلظت ماده کتراست را برحسب دانسیته سیگنال رسم نموده و با محاسبه انحراف معیار برای ۹ پیکسل، آنرا بر روی منحنی نمایش دهد. در نهایت ماکزیمم دانسیته سیگنال تعیین و ارتباط خطی بین غلظت ماده کتراست و دانسیته سیگنال که ضریب همبستگی ( $R^2$ ) برابر ۰/۹۵ می باشد محاسبه گردید.

## یافته ها

یافته های پژوهش در شکل های ۱ و ۲ ارتباط بین غلظت ماده کتراست و دانسیته سیگنال برای سکانس اسپین اکو (SE) در تصویربرداری T1-weighted در شدت میدانهای ۰/۳ و ۱/۵ تسلا را نشان می دهد. میله های عمودی میزان انحراف معیار را از ۹ پیکسل داخلی لوله آزمایش، برای هر غلظت، مشخص می کند.

به نوبت، در تصویرهای پرفیوزن می شود، پیدا نمودن حداکثر غلظت ماده کتراست که رابطه خطی بین آن و دانسیته سیگنال حفظ شود ضروری می باشد (۴-۶).

در مطالعات قبلی اثر پارامترهای تصویربرداری در رابطه بین غلظت ماده کتراست و دانسیته سیگنال مورد مطالعه قرار گرفته است. ولی اثر شدت میدان در آن مورد ارزیابی قرار نگرفته است. هدف این مقاله بدست آوردن حداکثر غلظت ماده کتراست که در آن رابطه خطی بین آن و دانسیته سیگنال محفوظ بماند در شدت میدانهای ۰/۳ و ۱/۵ تسلا با استفاده از سکانس اسپین اکو می باشد.

## مواد و روشها

### ۱- فانتوم

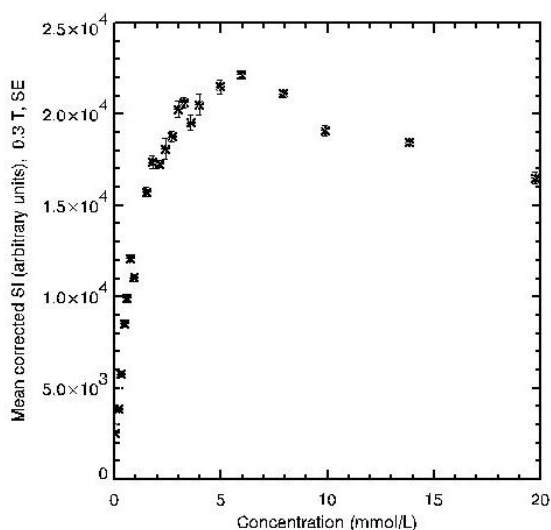
به منظور ارزیابی رابطه خطی بین غلظت ماده کتراست و دانسیته سیگنال، فانتومی که نگهدارنده لوله های آزمایش باشد به شکل مکعب، از جنس فایبرگلاس که بتواند در داخل کوپل کلینیکی سر قرار بگیرد طراحی و ساخته شد. این فانتوم قادر بود لوله های آزمایش (شیشه ای با قطر تقریبی ۱۵ میلیمتر) با غلظتهای متغیر و یا ثابت را نگه دارد. لوله های آزمایش با غلظتهای ثابت برای اندازه گیری غیریکنواختی کوپل بکار رفته است. همچنین تعداد ۲۲ لوله آزمایش با غلظتهای متغیر ماده کتراست (Gd-DTPA, (Magnevist, Schering HealthCare Ltd, West Sussex, UK) در داخل فانتوم قرار گرفت. غلظت های متغیر ماده کتراست بین ۰-۱۹/۷۷ میلی مول بر لیتر (شامل غلظتهای ۰/۳۰، ۰/۴۵، ۰/۶۰، ۰/۷۵، ۰/۹۰، ۱/۲۰، ۱/۵۰، ۱/۸۰، ۲/۱۰، ۲/۳۹، ۲/۶۹، ۲/۹۹، ۳/۲۸، ۳/۵۸، ۳/۹۸، ۳/۹۶، ۵/۹۵، ۷/۹۳، ۹/۹۰، ۱۳/۸۵ و ۱۹/۷۷) مورد استفاده قرار گرفت.

لوله های با غلظت ثابت (۱/۲۰ میلی مول بر لیتر) دقیقاً در محل مکانهای لوله های غلظت متغیر قرار داده شدند. دو آزمایش مستقل (فانتوم با غلظتهای متغیر و ثابت) برای دو دستگاه تصویربرداری MRI انجام شده است. لوله های آزمایش به صورت عمودی در داخل فانتوم و فانتوم در داخل کوپل قرار داده شد.

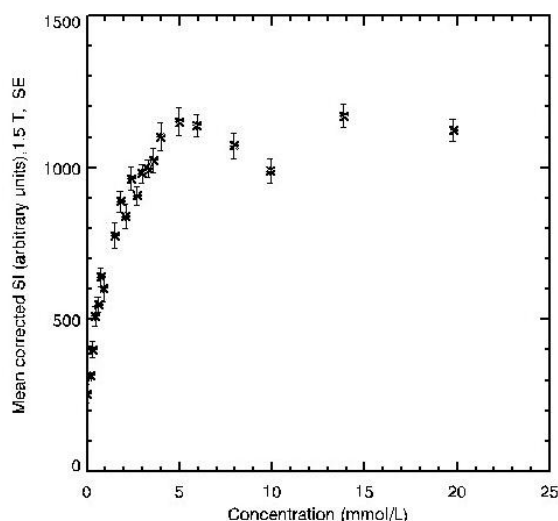
غیریکنواختی کوپل ها یکی از عوامل مهم غیریکنواختی تصویربرداری MRI می باشد (۷). لذا برای انجام کارهای تحقیقاتی باید از یکنواختی کوپل ها اطمینان داشته و در غیر اینصورت به روش های مختلف نسبت به یکنواخت نمودن تصاویر اقدام نمود (۸ و ۹). مطالعات قبلی نشان می دهد که هیچکدام از کوپل های کلینیکی تصویر برداری بطور کامل یکنواخت نمی باشند (۱۰). لذا در این مطالعه برای یکنواخت نمودن سیگنالهای بدست آمده از لوله های آزمایش با غلظت ثابت استفاده شده است. از آنجائیکه بایستی دانسیته سیگنال در داخل ۲۲ لوله آزمایش با غلظت ثابت به یک اندازه باشد ولی در عمل بعلاوه غیریکنواختی کوپل ها این چنین نیست، لذا مقادیر سیگنال اندازه گیری شده از روی تصویر کروئال بایستی با ضرب و یا تقسیم بر عددی به یک مقدار ثابت تغییر یابد. بنابراین فاکتور ضرایب تصحیح غیریکنواختی کوپل

است (شکل ۲). در ضمن حداکثر رابطه خطی بین غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال برای شدت میدانهای مغناطیسی ۰/۳ و ۱/۵ تسلا بترتیب برابر ۲/۰۲ و ۲/۷۰ میلی مول بر لیتر تعیین شده است ( $R^2 = 0.95$ ).

شکل ۱ بیانگر این مطلب است که ماکزیمم دانسیته سیگنال در غلظت ۵/۹۵ میلی مول بر لیتر در شدت میدان مغناطیسی ۰/۳ تسلا می باشد، در حالیکه این ماکزیمم سیگنال در غلظت ماکزیمم ۴/۹۶ میلی مول بر لیتر در شدت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا مشاهده شده



شکل ۱: میانگین سیگنال تصحیح شده (از لحاظ غیریکنواختی کوئل) از ۹ پیکسل داخلی برحسب غلظت ماده کنتراست با استفاده از شدت میدان مغناطیسی ۰/۳ تسلا. بیشترین سیگنال در غلظت ۵/۹۵ میلی مول بر لیتر گرفته شده است. میله‌های عمودی میزان انحراف معیار را برای هر غلظت مشخص می کند. ارتباط خطی بین غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال برابر ۲/۰۲ میلی مول بر لیتر ( $R^2=0.95$ ) می باشد.



شکل ۲: میانگین سیگنال تصحیح شده (از لحاظ غیریکنواختی کوئل) از ۹ پیکسل داخلی برحسب غلظت ماده کنتراست با استفاده از شدت میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا. بیشترین سیگنال در غلظت ۴/۹۶ میلی مول بر لیتر گرفته شده است. میله‌های عمودی میزان انحراف معیار را برای هر غلظت مشخص می کند. در ضمن ارتباط خطی بین غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال برابر ۲/۷۰ میلی مول بر لیتر ( $R^2 = 0.95$ ) می باشد.

## بحث

Morkenborg و همکاران نیز این رابطه را تا ۵ میلی مول بر لیتر با استفاده از دستگاه ۱/۵ تسلا و تا ۳ میلی مول بر لیتر با استفاده از دستگاه ۷ تسلا و با بکارگیری از سکانس اسپین اکو گزارش نموده اند (۱۶).

نتایج این مطالعه بیانگر این مطلب است که این ارتباط خطی، به شدت میدان مغناطیسی اعمالی دستگاه تصویربرداری MRI بستگی دارد. از آنجائیکه این رابطه علاوه بر شدت میدان مغناطیسی، سکانس‌های تصویربرداری، به پارامترهای تصویربرداری نیز بستگی دارد، امکان مقایسه با سایر یافته‌های فوق اشاره وجود ندارد (۵ و ۶). ضمناً شکل‌های ۱ و ۲ نشان می‌دهد که در غلظت‌های پایین اثر T1 بر اثر T2 غالب می‌شود. این امر سبب می‌گردد که در این غلظتها، شدت سیگنال افزایش یابد. ولی در غلظت‌های بالاتر تاثیرات T2 بر روی تصویر بیشتر و منجر به کاهش سیگنال می‌گردد.

## نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که علاوه بر پارامترهای تصویربرداری که قبلاً گزارش شده است (۵ و ۶)، شدت میدان مغناطیسی هم می‌تواند به عنوان یک پارامتر مهم در ارتباط خطی بین غلظت ماده کنتراست و دانسیته سیگنال ایفای نقش نماید. لذا برای بدست آوردن پرفیوژن در تصویر برداری T1-weighted بایستی به این پارامتر هم توجه نمود.

## تقدیر و تشکر

نویسندگان مقاله از حمایت مالی معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تبریز، از دست اندرکاران کلینیک MRI شیخ‌الرئیس و کلینیک حافظ بخاطر همکاری‌های مبدوله در گرفتن تصاویر MRI تشکر و قدردانی می‌نمایند.

برای اندازه‌گیری پرفیوژن در MRI نیاز به منحنی‌های غلظت ماده کنتراست بر حسب زمان داریم. دانسیته سیگنال توسط دستگاه تصویربرداری MRI قابل اندازه‌گیری می‌باشد و غلظت ماده کنتراست به صورت غیرمستقیم بایستی توسط دانسیته سیگنال معین گردد (۱۱). این موضوع وقتی قابل تحقق است که رابطه بین دانسیته سیگنال و غلظت ماده کنتراست بصورت خطی باشد.

این نکته قابل ذکر است که ماده کنتراست تزریقی در تصویربرداری T1-weighted حدود یک دهم ماده کنتراست تزریقی در تصویر برداری T2-weighted می‌باشد (۱۲). این امر سبب شده است نسبت سیگنال به نویز در تصاویر کاهش یابند. بدین علت است که محققین دنبال افزایش ماده کنتراست تزریقی که منجر به افزایش نسبت سیگنال به نویز در تصاویر T1-weighted گردد می‌باشند.

این مطالعه تلاش نموده است که تاثیر دو شدت میدانهای مغناطیسی مختلف را بر روی ارتباط بین دانسیته سیگنال و غلظت ماده کنتراست در تصویر T1-weighted بررسی نماید.

مطالعات قبلی توسط Brasch نشان می‌دهد که حداکثر غلظت ماده کنتراستی که سبب رابطه خطی با دانسیته سیگنال شود در غلظت ۵ میلی مول بر لیتر با بکارگیری شدت میدان مغناطیسی ۰/۳۵ تسلا با استفاده از سکانس اسپین اکو بوده است (۱۳).

Takeda و همکاران این ارتباط خطی را تا ۳ میلی مول بر لیتر با استفاده از سکانس‌های اسپین اکو و گرادیان اکو با بکارگیری از اسکتر ۱/۵ تسلا گزارش نموده اند (۱۴).

Shahbazi-Gahrouei و همکاران ارتباط خطی بین غلظت ماده کنتراست (Gd-DTPA) با دانسیته سیگنال در شدت میدان مغناطیسی ۷ تسلا را تا ۴ میلی مول بر لیتر در داخل آب و تا ۶ میلی مول بر لیتر در داخل خون با استفاده از سکانس بازیافت معکوس گزارش نموده اند (۱).

Canet و همکاران این رابطه خطی را کمتر از ۰/۸ میلی مول بر لیتر در سکانس بازیافت معکوس گزارش نموده اند (۱۵).

## References:

1. Shahbazi-Gahrouei D, Williams M, Allen BJ. In vitro study of relationship between signal intensity and gadolinium-DTPA concentration at high magnetic field strength. *Australasian Radiology* 2001; **45**(3): 298-304.
2. Merkle EM, Dale BM. Abdominal MRI at 3 T: The basics revisited. *AJR* 2006; **186**: 1524-1532.
3. Ladd ME. High-Field-Strength Magnetic Resonance Potential and limits. *Top Magn Reson Imaging* 2007; **18**: 139-152.
4. Nazarpour 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, *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* 2003; **16** Suppl 1: 243-244
5. Nazarpour M. The effect of repetition time on the maximum linear relationship between contrast agent concentration and signal intensity on T1 weighted image using inversion recovery (IR) sequence. *IJR* 2009; **6**(4): 247-252.
6. Nazarpour M. Maximum linear relationship between contrast agent concentration and signal intensity on T1 weighted images using inversion recovery and saturation recovery sequences (Centre out Phase-Encoding acquisition) in MRI. *8th*

- Iranian Congress of Medical Physics*. Shahid Beheshti University, Iran, May 2008; 68.
7. Mohamed FB, Vinitski S, Faro SH, Ortega HV, Enochs S. A simple method to improve image nonuniformity of brain mr Images at the edges of a head coil. *Computer Assisted Tomography* 1999; **23**(6): 1008-1012.
  8. Simmons A, Tofts PS, Barker GJ, Arridge SA. Sources of intensity nonuniformity in spin echo images at 1.5 t. *Magnetic Resonance in Medicine* 1994; **32**(1): 121-128.
  9. Linkar B, Viergever MA, Pernus F. Retrospective correction of Mr Intensity in homogeneity by information minimization. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2001; **20**(12): 1398-1410.
  10. Nazarpour Mahmood. Non uniformity of different coils in MRI, *8th Iranian Congress of Medical Physics*. Shahid Beheshti University, Iran. May 2008; 28-29.
  11. Calamante F, Thomas DL, Pell GS, Wiersma J, Turner R. Measuring cerebral blood flow using magnetic resonance imaging techniques. *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism* 1999; **19**: 701-735.
  12. Moody AR, Martel A, Kenton A, Allder S, Horsfield MA, Delay G. Contrast-reduced imaging of tissue concentration and arterial level (CRITICAL) for assessment of cerebral hemodynamics in acute stroke by magnetic resonance. *Investigative Radiology* 2000; **35**: 401-411.
  13. Brasch RC. Methods of contrast enhancement for NMR imaging and potential applications. A subject review. *Radiology* 1983; **147**: 781-788.
  14. Takeda M, Katayama Y, Tsutsui T, Komeyama T, Mizusawa T. Dose gadolinium-diethylene triamine pentaacetic acid enhanced MRI of kidney represent tissue concentration of contrast media in the kindey? In vivo and in vitro study. *Magn Reson Imaging* 1994; **12**: 421-427.
  15. Canet E, Douek P, Janier M, Bendid K, Amaya J, Millet P, et al. Influence of bolus volume and dose of gadolinium chelate for first-pass myocardial perfusion MR imaging studies. *JMRI* 1995; **4**: 411-415.
  16. Mørkenborga J, Pedersena M, Jensena FT, Stødkilde-Jørgensena H, Djurhuusd TC, Frøkiær J. Quantitative assessment of Gd-DTPA contrast agent from signal enhancement: an in-vitro study. *Magnetic Resonance Imaging* 2003; **21**: 637-643.