پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره شانزدهم شماره ۵۴ مهر و آبان سال ۱۳۸۵ (۳۴-۲۷)

# بهینه سازی نگاره های MRA مغز با استفاده از ماده کنتر است زا در میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا

بهروز رفیعی(M.Sc.)* نادر ریاحی عالم(Ph.D.)** بهرام بلوری(Ph.D.)** محمدعلی عقابیان (Ph.D.)**
حسن هاشمی(M.D.)*** حسین قناعتی(M.D.)*** سیدعلی رحیمی(M.Sc.)****+

## چکیده

**سابقه و هدف :** برای انجام آنژیوگرافی با استفاده از رزونانس مغناطیسی (Magnetic Resonance Angiography) MRA از مغز با توجه به وضعیت خاص شریان‌ها و وریدهای آن که دارای سرعت‌های متفاوت خون است، نه تنها باید در انتخاب پارامترهای تصویربرداری دقت خاصی داشت، بلکه باید موقعیت تشریحی عروق مورد مطالعه را نیز در نظر گرفت؛ به نحوی که به علت سرعت آهسته جریان خون در سیستم وریدی و شریان‌های کوچک در مغز استفاده از ماده شبه مغناطیس (Paramagnet) پیشنهاد می‌شود. به همین علت در این مطالعه بهینه‌سازی پارامترهای تصویربرداری عروق مغزی با استفاده از مواد کنتراست زا در میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلابرای اولین بار در ایران مورد بررسی قرار گرفت.

**مواد و روش‌ها :** برای بهینه‌سازی نگاره‌ها به دنبال به دست آوردن $T_1$ تقریبی خون پس از تزریق بر اساس مقدار 0.1 mmol/kg در 1200 ms و 900 ، 600 ، $T_1$= 300 مقدار سیگنال نسبی برای زمان اکو TE= 7 ms و زمان تکرار TR=20ms به دست آمده و نشان داد که با کاهش $T_1$ مقدار زاویه ارنست و شدت نشان نسبی افزایش می‌یابد.

سپس با استفاده از پارامترهای زمان اکو TE= 7 ms ، زمان تکرار TR=20msو درجه انحراف 30، FA=10،20 (Flip Angle) تصاویر بدون تزریق و درحال تزریق درسه گروه پنج نفره داوطلب به‌دست آمد. پس از اندازه‌گیری سیگنال در نواحی شریان کاروتید، شریان میانی مغز، سیستم وریدی و انحراف معیار در هوا مقدار C/N (Contrast to Noise) محاسبه شد. با توجه به اندازه‌گیری‌های انجام شده زاویه انحراف ۲۰ درجه دارای بالاترین مقدار C/N بود.

در مرحله نهایی با استفاده از پارامترهای ([TR/TE/FA]20ms/7ms/20°) و زمان اسکن چهار دقیقه تصاویر بدون تزریق، در حال تزریق و ۱۵ دقیقه پس از تزریق در ۲۰ بیمار داوطلب تهیه و مقدار C/N محاسبه شد.

**یافته‌ها :** پس از انجام آزمون‌های آماری مناسب، بالاترین مقدار C/N در تصاویر در حال تزریق دیده شد. برای اطمینان از معنی‌دار بودن تفاوت میانگین‌ها با استفاده از آزمون آماری t دانشجو C/N تصاویر دوبه دو با یکدیگر مقایسه شدند. برای بررسی بالینی پس از تهیه تصاویر بر روی فیلم تعداد یک وریدودو شریان که C/N آن اندازه گرفته شد بر اساس پنج درجه کیفی تعریف شده و مورد بررسی قرار گرفتند.

**استنتاج :** تزریق ماده شبه مغناطیس ایجادکننده تضاد در مشاهده بهتر شریان‌های ریز و وریدها موثر بود. زیرا این عروق دارای جریان خون کمی بوده و با توجه به تعداد پالس RF (Radio Frequency) که دریافت می‌کنند C/N قابل توجهی ندارند، ولی پس از تزریق ماده شبه مغناطیسی و کاهش $T_1$ خون وانتخاب پارا مترهای متناسب با آن مقدار C/N افزایش می‌یابد.

**واژه‌های کلیدی :** MRA مغز، ماده کنتراست زا پارامگنت، میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا

* کارشناس ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
+ ساری: کیلومتر ۱۸ جاده خزر آباد- دانشکده بهداشت
*** دکترای تخصصی رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی تهران
** دکترای فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران
**** کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، عضو هیأت علمی (مربی) دانشگاه علوم پزشکی مازندران

تاریخ دریافت : ۸۴/۷/۱۹ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۸۴/۹/۱۳ تاریخ تصویب: ۸۵/۱/۳۰

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]



www.SID.ir

## مقدمه

جهت تشخیص بیماری‌های مغزی و در صورت نیاز انجام عمل جراحی، بررسی عروق مغزی و ارتباط آن‌ها با ضایعه بسیار اهمیت دارد. بنابر این بررسی عروق مغز یکی از روش‌های مهم تشخیصی جهت بیماران می‌باشد که با استفاده از میدان مغناطیسی (MRA) به صورت غیر تهاجمی و در زمانی کوتاه انجام می‌شود.

لازم به ذکر است که روش فوق در اکثر موارد بدون تزریق ماده حاجب انجام می‌شود(۱) ولی در مواقعی‌که بررسی عروق ریز، وریدها و یا ارتباط عروقی با ضایعات مغزی مورد نظر باشد، با توجه به این‌که این عروق دارای جریان خون کمی بوده و خون در حین عبور از حجم تصویربرداری در روش سه بعدی زمان گریز 3DTOF[1] تعداد جهش RF زیادی دریافت و هر دو بافت ساکن و خون اشباع می‌شوند(۲)، C/N کاهش قابل توجهی پیدا می‌کند، ولی پس از تزریق ماده شبه مغناطیس ایجاد کننده تضاد و کاهش در $T_1$ خون(۳) و تغییر پارامترهای زمان تکرار، زمان اکو و زاویه انحراف، متناسب با این کاهش می‌توان با افزایش شدت سیگنال نسبی عروق، تصویری با C/N مناسب ازعروق ریز و وریدها به دست آورد. این روش توسط کرزی[2] و همکارانش(۱۹۹۰) و لوی[3] وهمکارانش(۱۹۹۶) با هدف دستیابی به فاز شریانی انجام شد(۴،۵). در سال ۱۹۹۷ نیز یانو[4] (۱۹۹۷) تحقیق مشابهی را انجام داد و در آن تاثیرات غلظت‌های مختلف Gd، سرعت جریان، زمان تکرار و زوایای‌انحراف‌مختلف را بر روی مدل فرضی (Phantom) و سپس به میزان ۰/۲ میلی مول در کیلوگرم بر روی بیماران بررسی کرد(۶).

در این تحقیق ۳ سری MRA بدون تزریق، با تزریق و ۱۵ دقیقه پس از تزریق به میزان ۰/۱ میلی مول در کیلوگرم ازبیماران مراجعه‌کننده به مرکز تصویربرداری، پس از گرفتن رضایت‌نامه کتبی و به صورت داوطلب تهیه شد و پس ازبازسازی تصاویر،جهت ارزیابی‌تغییرات C/N مورد ارزیابی قرار گرفت و در مرحله دوم، تصاویر از لحاظ بالینی توسط دو متخصص پرتونگاری مجرب بدون اطلاع از نوع تصویر نیز بررسی شدند.

## مواد و روش‌ها

گام‌های مورد مطالعه این تحقیق به صورت خلاصه به ترتیب زیر است.

۱. بهینه سازی پارامترهای زمان تکرار ، زمان اکو و زاویه انحراف .
۲. به دست آوردن $T_1$ خون پس از تزریق .
۳. انجام MRA بدون تزریق و در حال تزریق بر روی ۱۵ بیمار داوطلب در سه گروه جداگانه با زاویای انحراف مختلف.
   ← بازسازی تصاویر به روش MIP[5] (پرتوافکنی با حداکثر شدت).
   ← محاسبه C/N در تصاویر به دست آمده
۴. انجام MRA بدون تزریق ، در حال تزریق و در ۱۵ دقیقه پس از تزریق در ۲۰ بیمار داوطلب
   ← بازسازی تصاویر به روش MIP
   ← محاسبه C/N در تصاویر به دست آمده
   ← آزمون آماری میانگین C/N
۵. بررسی و مقایسه تصاویر از لحاظ تشخیصی توسط دو نفر متخصص پرتونگاری.

1. 3 dimensional Time of Flight
2. Creasy
3. Levy
4. Yaho

5. Maximum Intensity Projection



Archive of SID
www.SID.ir
[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]

*بهینه سازی پارامترهای زمان تکرار، زمان اکو و زاویه انحراف*

توالی جهش (Pulse) مورد استفاده وضعیت پایدار اکتسابی فوریر[1] (RF-spoiled FAST) بود که در واقع یک نوع توالی جهش گرادیان اکو با استفاده از زمان کوتاه و ناهمفازی بردار مغناطیس عرضی پس از دریافت سیگنال نگاره مورد نظر است(۷). در این توالی جهش نشان تصاویر (S) در 1200 ms و 900 ، 600 ، $T_1$= 300 برای زمان اکو TE= 7 ms[2] و زمان تکرار TR=20ms[3] با استفاده از رابطه (۱) محاسبه و نمودار آن در برنامه MATLAB رسم شد (نمودار شماره ۱).

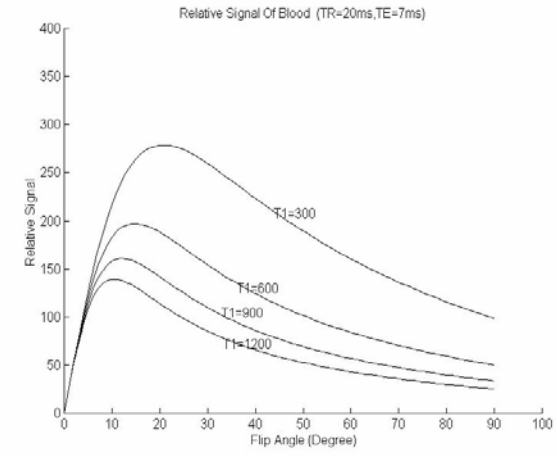
رابطه ۱
$$S = \frac{\rho Sin\ \theta (1 - e^{-TR/T_1})}{(1 - COS\ \theta e^{-TR/T_1})} e^{-TE/T^*_2}$$

از طرفی بهترین زاویه انحراف θ قابل دستیابی با استفاده از رابطه زاویه ارنست قابل محاسبه می‌باشد.

رابطه۲
$$\theta_E = COS^{-1}(\ e^{-TR/T1})$$

طبق رابطه (۱) سیگنال، تابعی از سه پارامتر ذاتی بافت شامل تراکم پروتونیρ ، $T_1$ ، $T_2^*$ و سه پارامتر قابل کنترل زاویه انحراف θ ، زمان اکو (TE) ، زمان تکرار (TR) می‌باشد و از طرفی با تزریق ماده شبه مغناطیس و کاهش $T_1$ مقدار زاویه ارنست و شدت سیگنال نسبی افزایش می‌یابد و دستیابی به این افزایش سیگنال بستگی به انتخاب صحیح پارامترهای زاویه انحراف θ ، زمان اکو (TE) ، زمان تکرار (TR) دارد(۸).

1. Fourier-Acquired Steady state
2. Time of Echo
3. Time of Repeat




**شکل شماره ۱ :** سیگنال نسبی خون در برابر زاویه انحراف برای چند $T_1$ مختلف

محاسبه شدت نشان در روش RF-spoiled FAST نشان داد که با افزایش سرعت خون، شدت سیگنال به طور یکنواخت زیاد می‌شود تا این‌که به یک حد بیشینه می‌رسد که مستقل از سرعت و $T_1$ خون است و پس از آن رو به کاهش می‌رود. در توالی‌های (3D)[1] سه بعدی با یک حجم نگاره برداری Z مواجه هستیم که در آن خون (چرخنده‌های (Spins) جاری) با سرعت V در حال حرکت است بنابراین هر چرخنده (Spin)، n جهش تحریکی را دریافت می‌کند و هر چقدر مقدار n بیش‌تر باشد اثر اشباع بیش‌تر می‌شود؛ به نحوی که پس از محاسبه کنتراست زا جریان با استفاده از رابطه ۳ و با استفاده از برنامه MATLAB نمودار شماره ۲ به دست می‌آید.

رابطه ۳
$$S_{BLOOD} = (M_0 - M_S) A^{Z/V.TR} e^{-TE/T2} SIN\theta$$

و

$$n=Z/V.TR$$

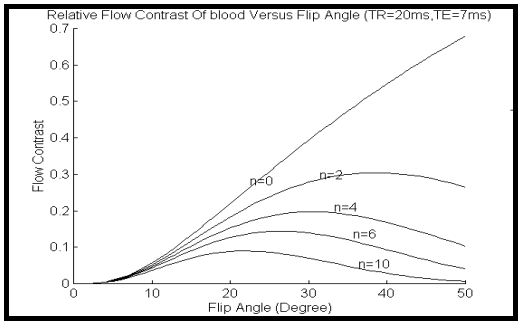
4. 3 Dimentional

Archive of SID

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]



www.SID.ir



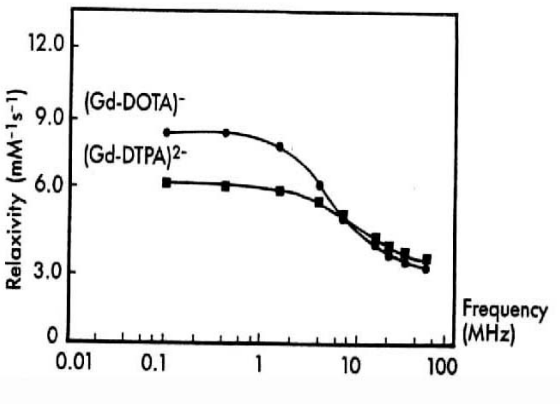

**نمودار شماره ۲ :** سیگنال نسبی خون در برابر اثر اشباع برای چند $T_1$ مختلف

*محاسبه $T_1$ خون پس از تزریق :*

در دستگاه ۱/۵ تسلا با تزریق گادولینیوم مقدار $T_1$ خون طبق رابطه(۴) کاهش می‌یابد(۹) .

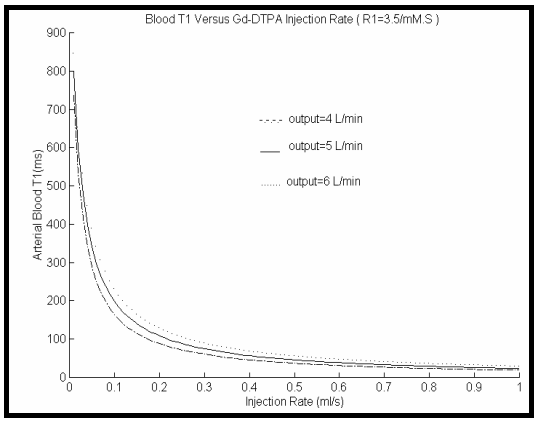
$$1/T_1=1/1200+R_1[Gd] \qquad \text{رابطه۴}$$

$R_1$ نرخ آسایش گادولینیوم و تابعی ازفرکانس مورد استفاده است و همان‌طور که در نمودار شماره ۳ دیده می‌شود با افزایش فرکانس (قدرت میدان مغناطیسی) مقدار $R_1$ کاهش می‌یابد و در میدان ۱/۵ تسلا $R_1=3.5\ mM^{-1}S^{-1}$ است.




**نمودار شماره ۳ :** نرخ آسایش گادولینیوم تابعی از فرکانس(قدرت میدان مغناطیسی) وبا افزایش فرکانس کاهش می‌یابد.(۱۰)

مقدار کاهش $T_1$ در مقابل نرخ تزریق که در این تحقیق ۰/۱ میلی لیتر در ثانیه است با استفاده از رابطه ۴ و نمودار شماره ۳ محاسبه ونمودار آن در برنامه MATLAB رسم شد(نمودار شماره ۴).




**نمودار شماره ٤ :** مقدار $T_1$ خون در مقابل نرخ تزریق برای $R_1=3.5\ mM^{-1}S^{-1}$

پس از تخمین $T_1$ خون در حد ۳۰۰ تا ۴۰۰ و انتخاب دو پارامتر زمان تکرار TR= 20ms و زمان اکو TE= 7 ms با توجه به سرعت‌های متفاوت خون در افراد و در نظر گرفتن عامل انسانی، جهت تعیین دقیق زاویه انحراف بهینه با استفاده از نمودار شماره ۱ زاویه انحرافی درحدود ۱۵ الی ۲۰ درجه برای به دست آوردن حداکثر سیگنال درخون ساکن به‌دست آمد که با مراجعه به نمودار شماره ۳ و درنظرگرفتن مقدار ۵ الی ۱۰ برای n ، مقدار زاویه انحراف بهینه در حدود ۲۰ الی ۲۵ درجه تخمین زده شد.

بنابراین برای پیدا کردن بهترین زاویه انحراف از بین بیمارانی که درخواست MRI مغز با و بدون تزریق داشتند ۱۵ بیمار داوطلب با وزن متوسط ۶۵ کیلو گرم و سن ۵۰-۲۰ سال که دارای فشار خون و ضربان قلب طبیعی بوده ومبتلا به بیماری‌های تیروئید و کلیه نبودند،

Archive of SID

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]



www.SID.ir

انتخاب شدند. سپس تصاویر MRA درسه زاویه انحراف ۱۰ ، ۲۰ ، ۳۰ درجه در سه گروه ۵ نفره به صورت بدون تزریق و در حال تزریق به میزان 0.1 mmol/kg تهیه شدند(۹). همان‌طور که ذکر شد نرخ تزریق که در این تحقیق ۰/۱ میلی لیتر در ثانیه بود با توجه به حجم دارو، مدت تزریق در حدود ۲ دقیقه بود.

پس از بازسازی تصاویر، مقدار نشان (Signal) در محل‌های تعیین شده، اندازه‌گیری و مقدار C/N تصاویر محاسبه ومشاهده شدکه ماکزیمم C/N در زاویه انحراف ۲۰ درجه می‌باشد.

در مرحله بعد پس از به دست آوردن پارامترهای تصویربرداری ([TR/TE/FA]20ms/7ms/20°) و تعیین پروتکل مورد نظر برای تعیین تأثیر تأخیر پس از تزریق در کیفیت تصاویر با تزریق، بر روی ۲۰ بیمار داوطلب که شرایط بیماران گروه اول را داشتند، انتخاب و MRA در سه سری بدون تزریق ، در حال تزریق و ۱۵ دقیقه پس از تزریق تهیه و C/N تصاویر محاسبه شد. سپس تصاویر توسط دو متخصص پرتونگاری مجرب بر اساس پنج درجه‌کیفی‌که در جدول دیده می‌شود مورد ارزیابی قرار گرفتند.

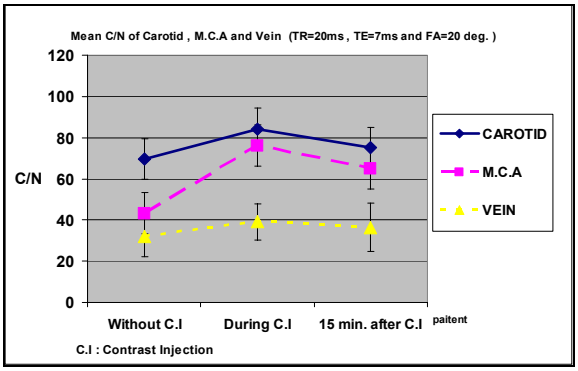
**جدول شماره ۱ :** دسته بندی تصا ویر بر اساس ۵ درجه کیفی

| امتیاز | کیفیت رویت تصویر |
|---|---|
| درجه صفر | برای عروقی که در میدان دید در تصاویر MIP دیده نشدند . |
| درجه یک | برای عروقی که نیمی ازآنها در میدان دید درتصاویر MIP با سیگنال ضعیف دیده شدند |
| درجه دو | برای عروقی که نیمی ازآنها در میدان دید در تصاویر MIP با سیگنال خوب دیده شدند. |
| درجه سه | برای عروقی که بطور کامل در میدان دید درتصاویر MIP با سیگنال ضعیف دیده شدند |
| درجه چهار | برای عروقی که بطور کامل در میدان دید در تصاویر MIP با سیگنال خوب دیده شدند |

## یافته‌ها

*نتایج حاصل از تزریق ماده حاجب در تصاویر:*

مقایسه C/N شریان کاروتید، شریان میانی مغز، و سیستم وریدی در نمودار شماره ۵ نشان داد که شریان کاروتید دارای بالاترین مقدار C/N می‌باشد و پس از آن شریان میانی مغز و در انتها سیستم وریدی قرار دارد.




**نمودار شماره ۵ :** C/N شریان کاروتید،شریان میانی مغز وسیستم وریدی

همچنین مشاهده شد که بالا ترین مقدار C/N در تصاویر در حال تزریق دیده می‌شود به نحوی که در شریان کاروتید ۲۲، شریان مغزی میانی (MCA)[1] ۲۷و سیستم وریدی ۱۳ درصد افزایش نسبت به تصاویر بدون تزریق دیده شد که مقدار آن ۱۵ دقیقه پس از تزریق کاهش یافت. برای اطمینان از معنی‌دار بودن تفاوت میانگین‌ها با استفاده از آزمون آماری t دانشجو، C/Nتصاویر دوبه دو با یکدیگرمقایسه شدندکه اختلاف با سطح اطمینان ۹۵ درصد معنی‌داربود(جدول شماره۲).

**جدول شماره ۲ :** نتایج حاصل از آنالیز آماری تصاویر

| محل اندازه گیری | t | | |
|---|---|---|---|
| | بدون تزریق و در حال تزریق | بدون تزریق و ۱۵ دقیقه بعد از تزریق | در حال تزریق و۱۵ دقیقه بعد از تزریق |
| کاروتید | ۶/۵۱۶ | ۲/۶۰۶ | ۳/۱۶۲ |
| شریان میانی مغز | ۱۲/۲۵۶ | ۷/۳۱۳ | ۳/۸۴۱ |
| سیستم وریدی | ۴/۸۸۹ | ۲ | ۱/۴۲۲ |

1. Middle Cerebral Artery

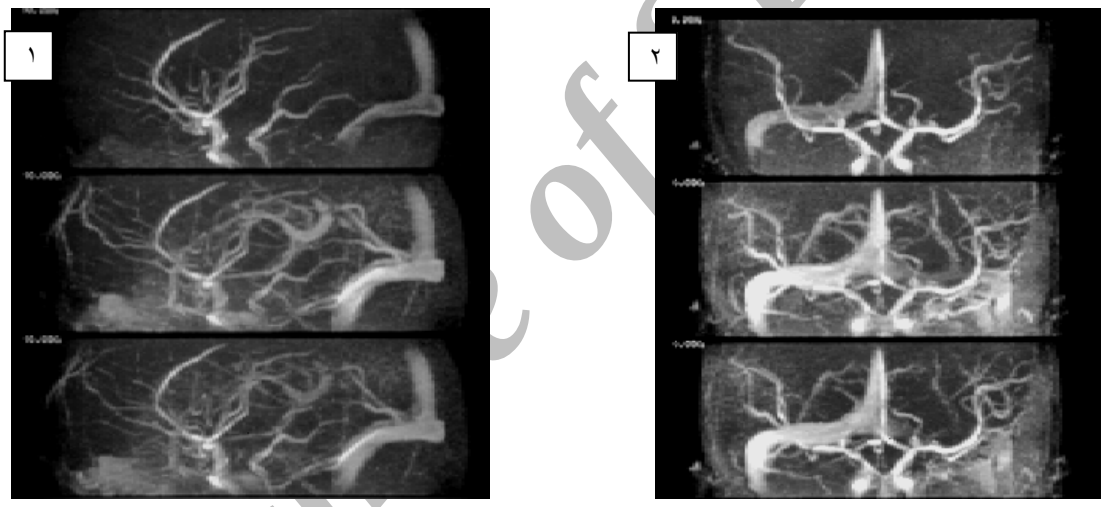
Archive of SID
[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]
www.SID.ir

## بحث

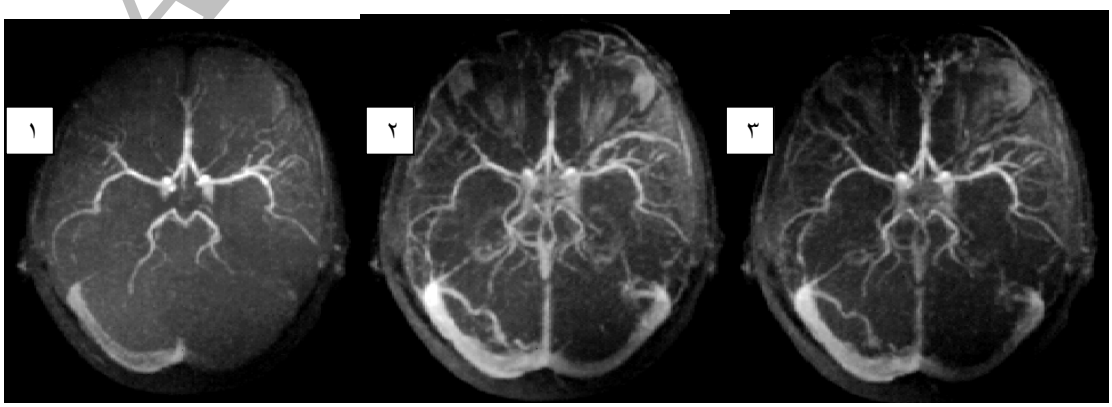
*یافته های بالینی:*

در تصاویر تهیه شده دو شریان و یک ورید که C/N آن محاسبه شد توسط دو متخصص پرتونگاری مجرب بدون اطلاع از نوع تصویر بر اساس ۵ درجه‌بندی کیفی مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان دهنده مشاهده بهتر وریدها و شریان‌های ریز در تصاویر با تزریق بود.

باتوجه به وضعیت عروق مغزی و متغیر بودن جریان خون در آن‌ها، جهت بررسی شریان‌های ریز و سیستم وریدی نیاز به تزریق ماده حاجب شبه مغناطیس احساس شد، زیرا عروق با جریان کم بخصوص اگر در فاصله دوری با توجه به جهت جریان خون در حجم تصویر- برداری قرار داشته باشند، دارای n بالا بوده و در نتیجه، خون جاری، تعداد جهش RF زیادی را دریافت




**شکل شماره ٦:** تصاویر MRA بدون تزریق، در حال تزریق و ۱۵ دقیقه پس از تزریق به ترتیب از بالا به پایین نمای نیمرخ (شماره ۱) و نمای روبرو(شماره۲)




**شکل شماره ۷:** مقایسه تصویرMRA بدون تزریق (شماره۱)، در حال تزریق (شماره۲) و ۱۵دقیقه پس از تزریق (شماره۳)

Archive of SID

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]



www.SID.ir

کرده و به علت اشباع شدن، سیگنال بسیار کمی را می‌دهد و حتی در مواقعی فاقد نشان می‌شود. به همین علت با تزریق ماده شبه مغناطیس و کاهش $T_1$ خون، سرعت برگشت بردار M بیش‌تر شده و مقدار سیگنال خون و در نتیجه C/N افزایش می‌یابد. زمان تکرار مورد استفاده در روش 3DTOF[1] معمولا بین ۲۰ تا ۴۰ میلی ثانیه می‌باشد و با توجه به تفاوت کم‌تر زاویه ارنست خون در T ۱ های مختلف (قبل از تزریق و پس از تزریق ماده شبه مغناطیس) در TR=20ms و در نتیجه مقایسه تصاویر با خطای کم‌تر از این زمان تکرار استفاده شد.از طرفی استفاده از این زمان تکرار باعث کاهش زمان انجام MRA وتاثیر بهترماده شبه مغناطیس می‌شود.

در بررسی بالینی به این نتیجه رسیدیم که درصورتی که بررسی عروق بزرگ مغزی مانند کاروتید و شریان مغزی- میانی مورد نظر باشد، نیازی به تزریق ماده شبه مغناطیس نمی‌باشد وحتی در مواردی که قسمت‌های قبل از زین ترکی (presellar) و مجاور زین ترکی (juxtasellar) شریان کاروتید مورد نظر باشد، تزریق ماده شبه مغناطیس می‌تواند اثر مخرب داشته باشد. ولی چنانچه بررسی عروق محیطی، شریان‌های بالای حلقه ویلیس، شاخه‌های انتهایی شریان مغزی- میانی و وریدها موردنظر باشد، تزریق ماده حاجب درحال تصویربرداری می‌تواند بهترین نتیجه را داشته باشد(۱۱). به نحوی که ورید گالن و سینوس مستقیم در تصاویر نیمرخ ودر حال تزریق در بهترین شرایط رویت می‌شود (شکل شماره ۶) و سینوس عرضی سمت چپ، سینوس سیگموئید، ورید داخلی مغزی وورید روزنتال در تصاویر درحال تزریق به بهترین وجه مشاهده می‌شوند(اشکال ۷و۶). بنابراین به‌عنوان نتیجه‌گیری نهایی علی‌رغم افزایش قابل توجه C/N در تصاویر با تزریق، بهترین نتیجه را می‌توان از یک سری تصویر بدون تزریق و در حال تزریق به دست آورد.زیرا در صورت استفاده ازیک سری تصویر با تزریق ماده شبه مغناطیس تصاویر شریان‌ها و وریدها بر روی یکدیگر افتاده و در مواردی قدرت تشخیص را کاهش می‌دهد. زیرا تنها افزایش C/N نمی‌تواند معیار دقیقی برای بهتر بودن باشد و تشخیص نهایی توسط دیدن عروق به دست می‌آید و در پاره‌ای موارد تزریق در عروق مغزی بخصوص اگر با تاخیر همراه باشد به عنوان عامل مزاحم تلقی می‌شود.

## فهرست منابع

1. G-laub, J-gaa, M dronnitzky, "Magnetic Resonance Angiography Technique" ***electromedia*** 1998; 66(2): 192-197.
2. E.Mark Haake,WEILILIN"Magnetic Resonance Angiography: Fundamentas and Techniques" "***CT and MR Imaging of the Whole Body***" 2002, PP: 60-61.
3. B.O.M. Johansson and H.K. ahlstrom correlation between dose rate and T1 in blood at Gd- enhanced MR Angiography. ***Acta radiological*** 1998; 39: 579.
4. Creasy J-L price. "Gadaliniom enhanced MR angiography, ***Radiology*** 1990; 175: 280-283.
5. Levy, R-prince "MR arterial phase three dimentional contrast enhanced MR angiography of the carotid arteries, A***m j Roentgenol*** 1994; 167: 211-215.

1. Time Of Flight (TOF)



Archive of SID
www.SID.ir
[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]

6. Yano et al, Gadolinium enhanced 3D TOF MR angiography experimental and clinical evaluationacta radiology 1997 Jan; 38(1): 47-55.
7. Richard A. Levy and Martin R. prince Arterial-phase three dimensional contrast enhanced MR Angiography of carotid artries. ***AJR***, 1996; 167: 211.
8. dennis L. Parker, E. Mark Haack," signal to noise, contrast to noise and resolution " "***Magnitic Resonance Angiography***" E. James Potchen, E. Mark Haack, James E. Siebert, Alexander Gottschalk (ed.), Mosby, 1993, PP: 56.
9. M.R. Prince, T.M. Grist and J.F. Debatin. ***3D contrast MR Angiography*** Chapter 1, P1 Springer, 1999, P: 1.
10. Val M. Runge and Kevin L Nelson, "contrast agents" "Ma***gnetic Resonance Imaging***" David D. Stark, William G. Bradley G. Bradley Jr,Mosby, 1999, PP: 257.
11. Joseph R. Pernicone, E. James Potchen, " Intracraial vascular anatomy" "***magnetic Resonance Angiography***"E,James potchen, E. Mark Haack, James E. Siebert and Alexander Guttschalk (ed.) mosby, 1993, PP: 363-379.

Archive of SID

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-10 ]



www.SID.ir