Archive of SID

طراحی پروتکل MR انژیوگرافی اندام تحتانی با استفاده از دستگاه MRI ۱/۵ تسلا

نادر ریاحی عالم (Ph.D.)* شکراله سالار(M.Sc.)** سیدعلی رحیمی(M.Sc.)***

چکیده

سابقه و هدف: تشخیص و درمان به موقع بیماری‌های اندام تحتانی برای بیماران، دارای اهمیت حیاتی است .روش استاندارد در تشخیص، آنژیوگرافی معمولی می باشد که دارای مشکلات متعددی چون خطرات اشعه X و حساسیت به مواد تزریقی حاجب و مشکلات مربوط به باز نمودن رگ می باشد. قدرت تفکیک روش اولتراسونوگرافی داپلر نیز کم است. یکی از روش‌های مناسب برای تشخیص بیماری‌های عروق، MR آنژیوگرافی می باشد. طی تحقیقات مختلف روی دستگاه های ۱/۵ تسلا امکان تهیه تصاویری مطلوب با ارزش‌های متفاوت برای بخش های مختلف اندام به دست آمده است. در ایران در این زمینه هیچگونه طراحی انجام نشده و در حال حاضر آنژیوگرافی اندام تحتانی صورت نمی گیرد. در این طراحی سعی شده است با توجه به توانایی‌های سیستم، تصاویر مطلوبی از اندام تحتانی تهیه شود.

مواد و روش‌ها: در این طراحی با استفاده از دستگاه ۱/۵ تسلای MRI ، مقادیر بهینه برای حالات مختلف، محاسبه شد و بر روی افراد داوطلب، بیمار و فانتوم مورد آزمون قرار گرفت. SNR و CNR تصاویر به دست آمده، مورد مقایسه قرار گرفت و از جنبه ارزش تشخیصی به وسیله رادیولوژیست درجه بندی شد.

یافته‌ها: روش 2D-TOF با استفاده از پالس سکانس‌های GRE SPOILED انتخاب و پارامترهای TR/TE/FA/Th برای ناحیه لگن ۲۰/۶/۹۰/۵ ، ناحیه ران ۳۰/۶/۹۰/۴ و زانو و ساق ۳۵/۸/۶۰/۲/۵ به دست آمد. مرتبه اول جبران جریان، یک پالس پیش اشباع تحتانی متحرک، NSA=1 ، اندازه ماتریکس ۱۲۸ الی ۱۸۰ در راستای فاز و۲۵۶ در راستای فرکانس انتخاب شد. ارزش کیفی تصاویر در ناحیه لگن ۳ ،ران و زانو ۳ و برای ساق ۴ به دست آمد . کل زمان تصویر گیری از اندام تحتانی در مدت زمان ۴۵ دقیقه انجام گرفت.

استنتاج: روش SPOILED GRE 2D-TOF با این‌که نمی تواند تصاویری قابل مقایسه با آنژیوگرافی معمولی (Conventional) ارائه دهد، ارزش تصاویر به دست آمده به خصوص برای ناحیه زانو وساق قابل توجه بوده و به خوبی می‌تواند اطلاعات لازم را برای جراحان و متخصصین فراهم آورد. این تکنیک به خصوص برای بیمارانی که نمی توانند تحت آزمون آنژیوگرافی معمولی قرار گیرند، مفید می‌باشد. هر چند ارزش تصاویرMRA با تزریق ماده حاجب بالاتر از این روش می باشد، هزینه بالای آن می تواند برای بسیاری از بیماران، مشکل ساز باشد.

واژه های کلیدی: آنژیوگرافی، اندام‌های انتهایی(تحتانی)، MR آنژیوگرافی، اندام‌های انتهایی

* متخصص فیزیک پزشکی وعضو هیات علمی(استادیار) دانشگاه علوم پزشکی تهران ✉ تهران: دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیک پزشکی
** کارشناس ارشد فیزیک پزشکی بیمارستان ۱۷ شهریور آمل *** کارشناسی‌ارشدفیزیک پزشکی و عضوهیأت علمی(مربی) دانشگاه علوم پزشکی مازندران

تاریخ دریافت: ۱۳۸۵/۲/۷ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۳۸۲/۶/۴ تاریخ تصویب:۱۳۸۲/۱۱/۱

مقدمه

www.SID.ir
[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

Archive of SID

آترواسکلروزیس (Atherosclerosis) یک مشکل بزرگ در بین افراد مسن در سطح جهان می باشد. بیش‌تر تحقیقات در این زمینه، روی عروق کرونری صورت پذیرفته است و توجه کم‌تری به اندام تحتانی شده است(۱). همزمانی وجود این بیماری در عروق اندام‌های محیطی و عروق قلبی، احتمال مرگ را افزایش می‌دهد. در ۲۵ درصد از بیماران دچار مشکل در اندام تحتانی، پیشرفت قابل توجه در سیر بیماری با گذشت زمان وجود دارد که منجر به از دست رفتن توانایی حرکت، گانگرن و حتی قطع عضو می‌شود(۱). تشخیص زودرس بیماری و درمان به موقع آن در پیشگیری از عوارض حاد آن سودمند می باشد. به علاوه چون میزان بیماری شرایین اندام‌های تحتانی به نحوی بیانگر میزان آترواسکلروزیس در کل بدن است، که می‌تواند نشان دهنده میزان قرار گرفتن بیمار در معرض خطر مرگ نیز باشد، یافتن راهی که بتوان به طریقی آسان، ارزان و سریع این بیماری را تشخیص و کنترل نمود، همواره مد نظر بوده است(۱).

از روش‌های غیرتهاجمی به غیر از MRA[1]، روش‌های اولترا سونوگرافی B-mode و داپلر رنگی جریان در دسترس می‌باشد که جدای از قدرت تفکیک ذاتی کم و محدودیتی که در پشت استخوان و گاز و یا در افراد چاق وجود دارد، نیازمند یک فرد متخصص و ماهر و با تجربه برای انجام کار می باشد. آنژیوگرافی معمولی وDSA[2] هرچند هنوز بهترین روش برای بررسی عروق اندام‌های محیطی می‌باشد، دارای عدم مزیت‌هایی چون: درد، حساسیت‌های مرگ‌آور، تزریق‌ماده حاجب، خطرات اشعه ایکس، زمان نسبتاً طولانی آزمون، زمان بهبودی و همپوشانی برخی از عروق و معضلات موضعی مربوط به‌انجام عمل‌مانند:هماتوم(hematoma)،انفکاک (Dissection)، ترومبوس (Thrombosis)، آمبولوس (Embolus) و آنوریسم کاذب (Pseudoaneuvrism) می‌باشد که گاه نیاز به درمان‌های اضافی مثل تزریق خون و جراحی پیدا می‌کنند (۲). همچنین آنژیوگرافی معمولی در توصیف عروق انتهایی، دقیق نیست و ساختمان‌های زمینه چون قشر استخوان می تواند در تفسیر تصویر ایجاد اشکال نماید. از طرفی MRI دارای مزایایی چون غیر تهاجمی بودن ، عدم استفاده از ماده حاجب یددار ، عدم نیاز به زمان بهبودی و ارزان‌تر بودن می باشد و دربرخی زمینه‌ها حتی دقیق‌تر نیز می‌باشد(۱).

MR آنژیوگرافی از اندام تحتانی به دلیل طول زیاد و سرعت های بسیار متفاوت خون طی یک سیکل قلبی، دارای پیچیدگی های زیادی است و به همین دلیل، علی رغم پیشرفت هایی که در تصویرگیری از مغز و تهیه تصاویر هم ارزش با تصاویر آنژیوگرافی معمولی به دست آمده، در اندام تحتانی هنوز به طور قطع به این مهم دست نیافته‌اند. در آنژیوگرافی اندام تحتانی، نیاز به تکنیک‌های سریع تصویرگیری و همچنین دستگاه هایی با قدرت سیگنال دهی بالا وجود دارد. چنین مزیت هایی در دستگاه های ۱/۵ تسلا دیده می شود. برنامه‌های موجود در روی دستگاه های MRI، برنامه‌هایی کلی هستند که اجرای آن‌ها در اندام تحتانی، تصاویر مطلوبی ارائه نمی دهد. در ایران یکی از دستگاه های ۱/۵ تسلا، دستگاه MRI موجود در بیمارستان امام خمینی تهران می باشد و با برنامه‌های موجود در سیستم، امکان به دست آوردن تصاویری مناسب حتی برای نواحی کوچکی از اندام نیز وجود ندارد. به همین دلیل در ایران MRآنژیوگرافی از اندام تحتانی در هیچ مرکزی انجام نمی شود؛ ضمن این‌که استفاده از امکانات تکنولوژیک خارجی برای طراحی برنامه مناسب بر روی سیستم و آموزش آن به کارکنان، بسیار پر هزینه می باشد. در این

1. Magnetic Resonance Angiography
2. Digital Subtraction Angiography

www.SID.ir
[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

Archive of SID

طراحی با استفاده از روش های محاسباتی و مطالعه روی توانایی های سیستم، برنامه مناسب، طرح‌ریزی شد است. جهت تنظیم پارامترهای برنامه، یک فانتوم جریان طراحی و ساخته شده است. لازم به ذکر است این طراحی برای اولین بار در ایران انجام شده است و از نتایج آن در حال حاضر در بعضی از مراکزی که دستگاه های MRI مناسب دارند، استفاده می شود. پس از آزمون های متعدد بر روی فانتوم ،پارامترهای مختلف محاسبه شدند و مورد بررسی قرار گرفتند و پس از به دست آمدن تصاویر مطلوب از فانتوم جریان، پارامترهای مورد نظر روی افراد داوطلب به اجرا گذاشته و مقادیر بهینه در برنامه طراحی شده، ثبت شدند.

مواد و روش‌ها

دستگاه MRI مورد استفاده ۱/۵ تسلا با مارک تجاری PICKER مدل VISTA Q800 می‌باشد که قدرت گرادیان آن 13mT/m و فرکانس لارمور هیدورژن در وسط میدان ۶۳ مگا هرتز می‌باشد. کویل مورد استفاده از نوع کویل بدن (Body Coil) با قطر ۳۰ cm از نوع فرستنده- گیرنده بوده است . جهت تنظیم پارامترهای برنامه یک فانتوم جریان، طراحی و ساخته شده است. این فانتوم شامل یک مخزن یک لیتری مکعب مستطیل شکل به ابعاد ۱۵×۱۵×۳۰ سانتی متر بوده است که یک لوله لاستیکی با قطر داخلی ۲ میلی متر در دو طرف آن کشیده و نصب شده است؛ به گونه‌ای که پمپ نمودن جریان در داخل لوله لاستیکی باعث ایجاد جریان در دو جهت مخزن در جهت های عکس می‌شده است و بدین‌وسیله مسیرهای مخالف شریان و ورید در اندام تحتانی، شبیه سازی شده است.آب با آهنگ ۴۰۰-۲۰۰ میلی لیتر در دقیقه به وسیله یک پمپ لاستیکی در داخل لوله‌حرکت می‌کرده است(حدودسرعت خون درشرایین اندام تحتانی).

روش آنژیوگرافی TOF(Time Of Flight) و توالی پالس 2Dspoild GRE در راستای اگزیال برای آنژیوگرافی اندام تحتانی برگزیده شده و پارامترهای مختلف آن با توجه به حدود سرعت و شکل جریان خون، زمان مناسب تصویرگیری، مقدار مناسب قدرت تفکیک ، SNR [1] وCNR[2]محاسبه و مورد آزمون قرار گرفت. این پارامترها عبارتند از :

زمان تکرار TR (Time to Repition)- زمان اکو TE (Time to Echo) - ضخامت برش Th (Slice Thichness)- اندازه داربست Matrix Size- تعداد متوسط تصویرگیری از سیگنال NSA - اندازه میدان FOV (Field Of View)- پالس های پیش اشباع PS (Presaturation Pulse) - زاویه انحراف FA (Flip Angle) .

برای انتخاب FA بهینه با استفاده از فرمول زاویه ارنست معادله۱ و مقادیر جدول شماره ۱ در TR های مختلف نمودار شماره ۱ رسم شد(۲).

$$\alpha e = \mathbf{1-cose}^{-TR/T1} \qquad \textit{(معادله ۱)}$$

جدول شماره ۱: مقادیر T1,T2 و چگالی پروتونی خون وسایر بافت‌ها در میدان ۱/۵ تسلا (۲)

بافت	چگالی پروتونی	T1ms	T2ms	T2*ms
خون	./۸	۱۲۰۰	۱۵۰-۲۰۰	۱۰۰-۱۵۰
ماده خاکستری	./۸	۹۵۰	۱۰۰	۵۰-۷۰
ماده سفید مغز	./۶۵	۶۰۰	۸۰	۵۰-۷۰
چربی	/۶۵	۳۰۰	۶۰	۱۰-۲۰
عضله	./۶۵	۹۰۰	۵۰	۳۰-۵۰
مایع csf	۱	۴۵۰۰	۲۰۰	-

برای محاسبه میزان سیگنال خون در FA های ۹۰-۰ در مقایسه با بافت‌های اطراف در حالت‌های خون ساکن

1. Signal to Noise Ratio
2. Contrast to Noise Ratio

www.SID.ir

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

Archive of SID

معادله۲ و خون متحرک معادله ۳ از معادلات مخصوص سیگنال درگرادیان اکوی Spoiled استفاده و نمودارهای مربوط با استفاده از مقادیر مختلف در نظر گرفته شده برای TR و TE و n (تعداد پالس‌های دریافتی) و همچنین T1 ، T2 بافت خون ، چربی و عضله رسم شده و بدین طریق FA و TR مناسب انتخاب شد(۱).

(معادله ۲) معادله خون و بافت ساکن

$$S_{spoiled} = N\sin\alpha\, e^{-TR/T1}) e^{-TE/T2^*}/(1-\cos e^{-TR/T1})-1)$$

زاویه انحراف = α ، دانسیته پروتونی = N

(معادله ۳) معادله سیگنال خون متحرک

$$S_n = M_0\, e^{-TE/T2^*}\, \sin\alpha\, (m_s+(1-m_s)A^n$$

$$m_s=(1-E1)/(1-A), A=E1\cos\alpha, E1=e^{-TR/T1}, n=Z/V.TR$$

ضخامت برش =Z و سرعت خون = V

برنامه‌ها مجموعاً روی ۳۰ داوطلب(متوسط سن۴۲) و دو بیمار (۷۵و ۶۳ ساله) مورد آزمون قرار گرفتند.

تصاویر به دست آمده از جنبه SNR معادله ۴و CNR معادله ۵ مورد قیاس قرار گرفتند(۴،۳).

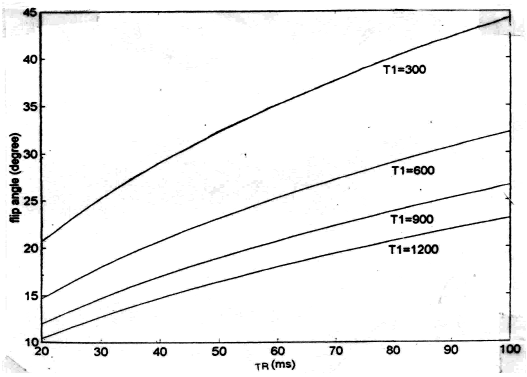
(معادله ۴) $SNR=S_{blood} / SD_{back\ ground}$

(معادله ۵) $CNR =S_{blood} - S_{tissu} / SD_{bachground}$

سیگنال خون در یک ناحیه کروی ۵ پیکسلی روی شریان مورد نظر و سیگنال بافت به وسیله یک ROI کروی ۱۰۰۰ پیکسلی در نقطه کناری شریان، سیگنال و انحراف معیار (SD) زمینه نیز با یک ROI کروی ۱۰۰۰ پیکسلی درخارج از بافت اندازه‌گیری شد(۴). تصاویر با الگوریتمMIP(Maximum Intensity Projection)بازسازی شده و ارزش تشخیصی (observor performance) به وسیله یک رادیولوژیست مجرب در MRI در مقایسه با تصاویر آنژیوگرافی معمولی ارزش گذاری کیفی شد: (مقدار ۱ برای تصاویر ضعیف(Poor) ، ۲ برای تصاویر متوسط (average) ، ۳ برای تصاویر خوب (good) و ۴ برای تصاویر عالی (excellent)(۵).

یافته ها

FA بهینه با استفاده از فرمول زاویه ارنست (معادله ۱) در TR های ۴۰-۲۰ ms در حدود ۱۰ درجه به دست می اید (نمودار ۱). بر اساس نمودار ۱ در این حدود TR میزان FA بهینه برای عضله (T1 = ۹۰۰ ms) برابر ۱۵ درجه و برای چربی با T1 = ۳۰۰ ms برابر حدود ۲۰ درجه می باشد.



نمودار شماره ۱ : تعیین FA بهینه با استفاده از معادله ارنست به ازای تغییرات TR برای بافت‌های با T1 متفاوت. با افزایش T1 مقدار FA بهینه برای ایجاد حداکثر تضاد(سایه- روشن) کاهش می یابد.

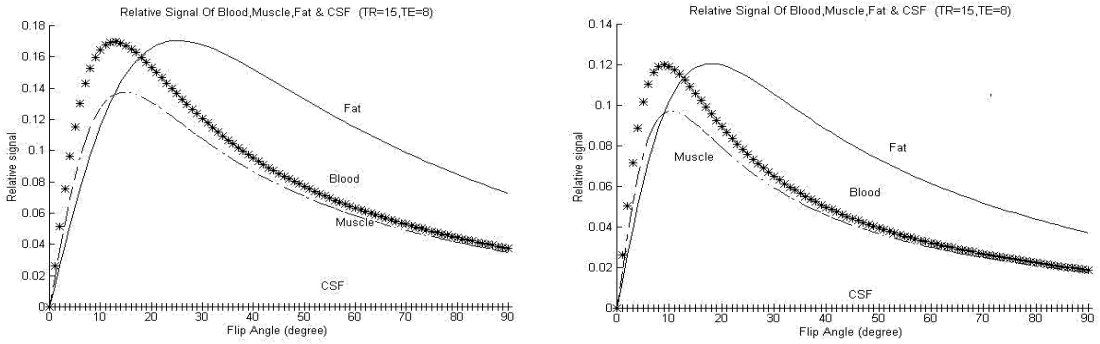
نمودارهای به دست آمده برای خون ساکن (نمودارهای ۲) نشان می دهند که سیگنال خون در هر دو TR انتخابی ۱۵ و ۳۰ میلی ثانیه از سیگنال چربی کم‌تر و در FA های بالاتر از ۵۰ درجه تقریباً با سیگنال عضله برابر است . سیگنال خون ساکن فقط در FA های حدود ۱۵ تا ۲۰ درجه به مقدار قابل توجهی از سیگنال چربی و عضله بالاتر می باشد . با توجه به نمودارهای

www.SID.ir
[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

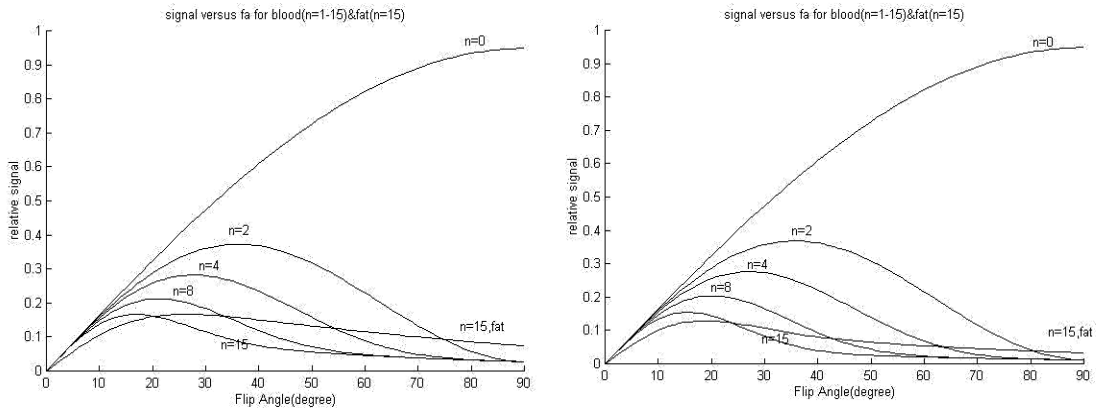
Archive of SID

رسم شده برای خون جاری با در نظر گرفتن مقدار n از۱ الی ۱۵ برای خون و n =۱۵ برای چربی (نمودارهای شماره ۳) مشاهده می شود که در TR = ۳۰ به ازای دریافت ۲ پالس RF (N = ۳ یا n =۲) در زوایای انحراف پایین تر از ۷۵ و برای N=۵ در زوایای انحراف پایین تر از ۵۵ درجه سیگنال خون بالاتر از سیگنال چربی است. در TR=۱۵ ms به ازای N=۳ در زوایای انحراف پایین تر از ۸۰ و برای N=۵ در زوایای انحراف پایین تر از ۶۵ درجه سیگنال خون بالاتر از سیگنال چربی است. سیگنال خون به ازایn=15 درتمام FAهای بالاتر از ۲۰ درجه از سیگنال چربی کم‌تر می شود.

از آزمون زوایای انحراف ۴۰، ۶۰ و۹۰ درجه روی ۵ داوطلب درناحیه لگن با پارامترهایTR/TE/Th=14/6/5 بهترین مقادیر SNR و CNR و نمره تشخیصی در زاویه انحراف ۹۰ درجه به‌دست آمده است (نمودار شماره ۴). در ناحیه ران و زانو با پارامترهای TR/TE/FA/Th=14/6/90/5 شاهدگسسته شدن شریان‌ها بودیم، درحالی‌که وریدهای همراه و کناری دارای تصاویر پیوسته و یکنواخت هستند که با افزایش TR به ۲۵ میلی ثانیه و کاهش FA به ۶۰ درجه این حالت از بین رفته و تصویر شریان‌ها پیوسته دیده شدند (نمودار شماره ۵ ، تصاویر شماره ۲). درناحیه زانو با آزمون FA های ۴۰،۶۰ و۹۰ درجه با پارامترهای TR/TE/Th=35/8/2.5 بهترین مقادیر SNR و CNR و ارزش تشخیصی در FA = ۹۰ درجه به‌دست آمده است (نمودار شماره ۵، تصاویر شماره ۳).



نمودار ۲- تغییرات سیگنال به ازای FA های مختلف خون ساکن ، چربی و عضله در TR های ۱۵ (سمت راست) و ۳۰ میلی ثانیه (سمت چپ)، سیگنال خون در هر دو TR از سیگنال چربی کمتر است.

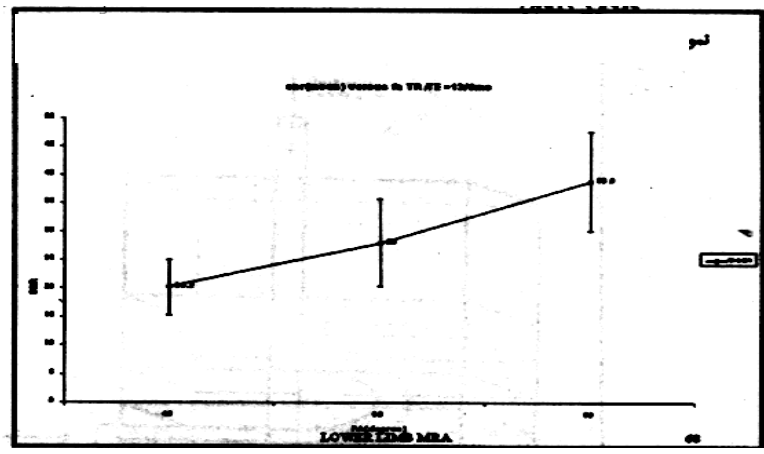


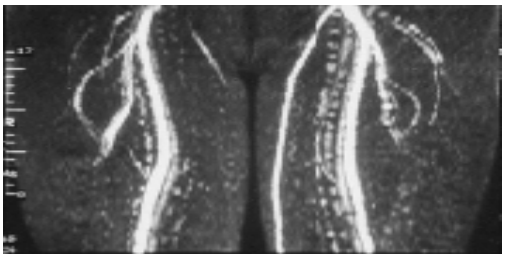
[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

www.SID.ir

Archive of SID

نمودار شماره ۳ : تغییرات سیگنال خون جاری به ازای سرعت‌های مختلف (n) در مقایسه با بافت ساکن چربی در TR های ۱۵ (سمت راست) و ۳۰ (سمت چپ)میلی ثانیه . بیش‌ترین سرکوب چربی در FA=90 در n=0 و با افزایش n مقدار FA بهینه کاهش می یابد .

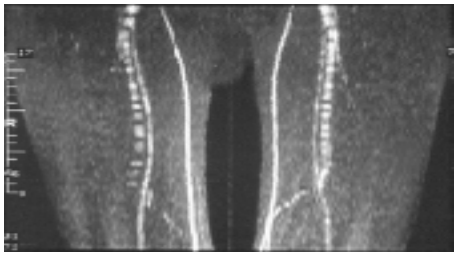


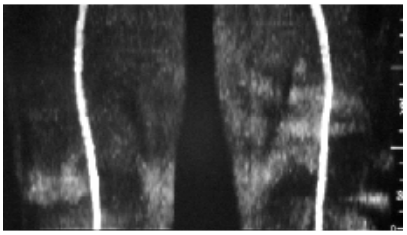


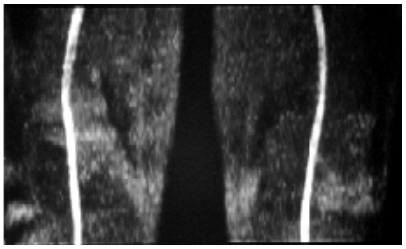
تصویر شماره ۱ : گسسته شدن شریان در FA=90 با پارامترهای TR/TE/TH=14/6/5 به‌دلیل اثر triphasic در ناحیه ران(تصاویر بالایی و میانی). با افزایش TR به ۲۵ و کاهش FA به ۶۰ درجه در ناحیه ران حالت گسسته شدن شریان از بین رفت(تصویر پایینی). دانسیته های کناری شریان مربوط به سایه آرتیفکت می‌باشد که به‌دلیل در نظر گرفته شدن راستای (left-right)LR برای کدگذاری فاز در تصویر AP نمایان شده است.

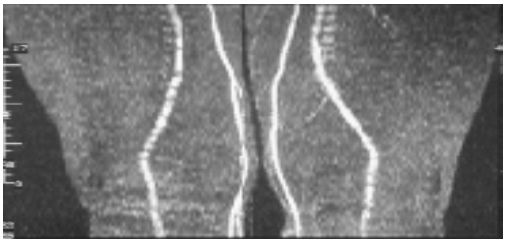
نمودار شماره ۴ : لگن ـ تغییرات snr متوسط از ۵ داوطلب با پارامترهای TR/TE/TH=14/6/5 در faهای ۴۰،۶۰،۹۰ درجه بانمابش انحراف معیار. بیش‌ترین مقدارsnr درfa=90 مشاهده می‌شود. اندازه قابل توجه میزان انحراف معیار به دلیل ثابت نبودن شرایط سیستم طی ازمون های متعدد می باشد.











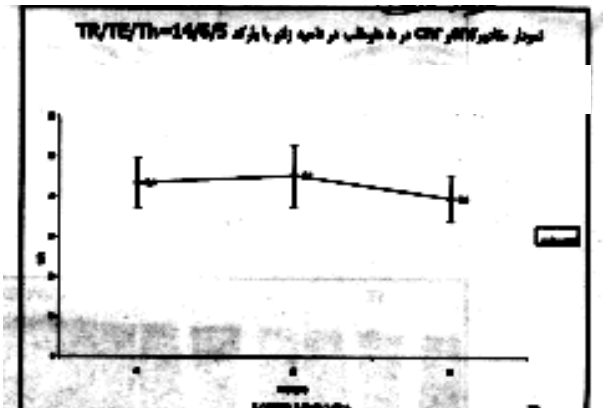
[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

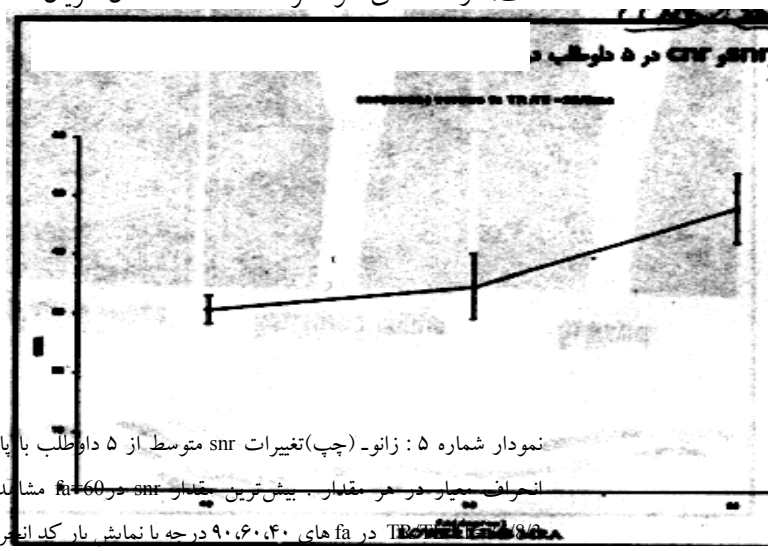
www.SID.ir

Archive of SID

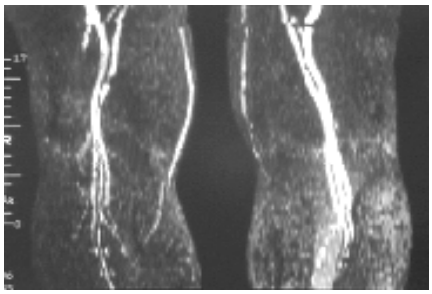
تصویر شماره ۲ : مقایسه تصاویر ناحیه زانو با پارامترهای TR/TE /TH=35/8/2.5 و FA های (از بالا به پایین) ۴۰،۶۰،۹۰ درجه .بهترین سرکوب سیگنال زمینه و مناسب ترین سیگنال شریان با زاویه انحراف ۹۰ درجه به‌دست آمده است.

در ناحیه ساق و زانو نیز بهترین مقادیر SNR و CNR و نمره ارزش تشخیصی با TR=35 به‌دست آمده است. در TR های کوتاه‌تر شاهد گسسته شدن شریان‌ها بودیم (تصویر ۴) .تصویر گیری از ۶۰ برش در زمانی حدود ۵ دقیقه صورت گرفت و با تقسیم اندام تحتانی به ۵ ناحیه از ناحیه Bifurcation آئورت تا مچ پا زمان تصویر آن حدود ۲۵ دقیقه به درازا کشید که زمانی حدود ۲۰ دقیقه نیز صرف تنظیم بیمار و Shiming شده و در نتیجه زمانی حدود ۴۵دقیقه برای تصویر گیری کل اندام صرف شده است.





نمودار شماره ۵ : زانو- (چپ)تغییرات snr متوسط از ۵ داوطلب با پارامترهای TR/TE/TH=14/6/5در fa های ۹۰،۶۰،۴۰ درجه با نمایش بار کد انحراف معیار در هر مقدار . بیش‌ترین مقدار snr در fa=60 مشاهده می شود. (راست) تغییرات snr متوسط از ۵ داوطلب با پارامترهای TR/TE/TH=20/6/5 در fa های ۹۰،۶۰،۴۰ درجه با نمایش بار کد انحراف معیار در هر مقدار . بیش‌ترین مقدار snr در fa=90 مشاهده می شود.



تصویر شماره ۳ : (بالا) ناحیه زانو و بالای ساق با پارامترهای TR/TE/TH/FA=20/6/5/90 .شرایین بالای ساق دیده نمی‌شوند. (پایین) همان ناحیه با پارامترهای TR/TE/TH/FA=35/8/2.5/90 .شرایین باریک به خوبی تصویر شده اند.



بحث

در هر فرد با توجه به ساختمان و فیزیولوژی منحصر به فرد و شکل پیچیده درخت عروقی در سرتاسر بدن

www.SID.ir

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

Archive of SID

برحسب قطر، مسیر و راستای آن ، تغییرات وسیع در شکل جریان خون ایجاد می شود. همچنین در طی یک سیکل قلبی سرعت جریان با درجات متفاوت در عروق مختلف ، به‌خصوص عروق انتهای اندام ها ، طی سیستول و دیاستول تغییر می کند. بیماری‌های مختلف عروقی، باعث تغییراتی در شکل و سرعت جریان می شوند . همه این عوامل به‌علاوه پیچیدگی و گوناگونی طبیعی و غیر طبیعی دیگر سبب می شود که نتوان به یک قانون مشخص و دقیق در تعریف جریان خون رسید و براساس آن پارامترهای MRA (که وابسته به جریان می باشند) را تعریف نمود. با این حال می توان با در دست داشتن شکل، سرعت، جهت و نوع جریان با استفاده از فرمول‌های خاص به حدود پارامترهای بهینه دست یافته و آن‌ها را مورد آزمون قرار داد و سپس به نتایج مورد نظر رسید . بر همین اساس در این طراحی، محاسبات نظری مربوط به هر پارامتر ، ارتباط و وابستگی پارامترها نسبت به هم و همچنین توانایی های سیستم با هم در نظر گرفته شد و به آزمون گذاشته شد.

براساس نمودارهای مقایسه خون ساکن با بافت‌های اطراف در TR=۲۰ میلی ثانیه، زاویه انحراف بهینه برابر ۱۰ درجه می باشد. با این میزان، FA و سیگنال لازم برای ایجاد تصویر مناسب به دست نیامده است. در یک پژوهش با پارامترهای TR/TE/FA=15/5/15 و برنامه Turbo flash تصاویر قابل قبولی به‌دست نیامد(۵).

در نمودارهای مربوط به مقایسه جریان خون با سرعت‌های مختلف و بافت‌های اطراف ،در سرعت های بالای خون که درطی یک TR که جریان خون به‌طور کامل از برش می گذرد (N=۱) ، FA بهینه ۹۰ درجه می باشد و هر گاه سرعت خون به‌تدریج کاهش یابد به گونه ای که تعداد پالس های دریافتی به ۲ الی ۳ افزایش یابد ،FA بهینه نیز به پایین‌تر از ۷۵ درجه کاهش می‌یابد، در صورت دریافت پالس های RF بیشتر از ۳ الی ۵ ،FA بهینه به پائین تر از ۵۵ درجه می رسد.

در آزمون تجربی مقدار FA بهینه با ms ۳۵- TR=۱۵ در ناحیه لگن برابر ۹۰ درجه و در ناحیه ران و زانو به ازای TR=۱۵ ms و ضخامت ۵ میلی‌متر برابر ۶۰ درجه و سپس با افزایش TR به ۳۵ میلی ثانیه و کاهش ضخامت به ۲/۵ mm برابر ۹۰ درجه به‌دست آمد.

اندازه گیری سیگنال شریان برای بررسی SNR,CNR, FA بهینه بر روی شرایین اصلی این نواحی صورت گرفت. در ناحیه لگن، سیگنال شریان ایلیاک خارجی در نظر گرفته شد که دارای حداکثر سرعت ۲۱ ± ۱۱۹ می باشد(۱). با توجه به این سرعت و همچنین TR=۱۵ و ضخامت ۵ میلی‌متر و بر اساس فرمول محاسبه تعداد پالس های دریافتی (N=Z/V.TR) مقدار N برابر ۱ خواهد شد که FA بهینه در این رابطه ۹۰ درجه خواهد بود. با توجه به حداقل سرعت شریان که برابر ۱۰cm/s می‌باشد مقدار N با پارامترهای فوق الذکر برابر ۵ و به ازای TR=۳۵ برابر ۳ خواهد شد به همین دلیل برای بررسی عروق کوچک‌تر مانند شرایین فمورال سطحی و پوپلیته (که سیگنال نواحی ران و زانو بر روی آنها محاسبه شد) به ترتیب نیاز به FA های کوچک‌تر از ۷۵ درجه و ۵۰ درجه خواهد بود که در آزمون تجربی نیز چنین شد. با افزایش TR و کاهش ضخامت برش در نواحی ران و زانو تعداد پالس‌های دریافتی شرایین اصلی به ۱ کاهش (N=۱) و در آزمون بعدی ، FA بهینه ۹۰ درجه به دست آمده است. در انتخاب زاویه انحراف در روش 2D-TOF می بایست مصالحه ای بین وزن تصویر ،TR، ضخامت برش و سرعت خون صورت پذیرد، معمولاً زوایای انحراف ۵۰ الی ۹۰ درجه استفاده می‌شود (۶) . در مطالعه Thomas و همکاران (۱۹۹۴) پارامترهای TR/TE/FA=50/7.4/60 و ضخامت 5mm در ناحیه لگن و در ناحیه زانو تا کف پا پارامترهای 33/6.7/60 و

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

www.SID.ir

Archive of SID

ضخامت ۲/۹ میلی متر به‌کار گرفته شد و تصاویر قابل قبولی در مقایسه با آنژیوگرافی معمولی به‌دست آمد(۷).

Rolf و همکـــــــاران (۱۹۹۸) پارامترهـــــــای TR/TE/FA=434-608/7/70 بـــه‌همـــراه Gating روش 2D-TDF را بـا روش 3D تزریـق مـاده حاجـب درانـدام تحتانی مورد مقایسه قرار دادند(۸). در مطالعات Susan و همکـاران (۱۹۹۲) و همچنـین Jahn و همکـاران (۱۹۹۸) در بهینه یابی پارامترهای MR آنژیوگرافی اندام تحتانی با روش 2D-TRF زوایـای انحـراف 70-60 و ضـخامت ۵mm برای ناحیه لگن و60-45 وضـخامت ۲/۹mm-۲/۵ بـرای نـواحی زانـو وسـاق بـا TR=30 راتوصـیه نمودند(۹و۱۰). در نواحی انتهایی ران و زانو در TR های پایین و FA های بالا، تصویر شریان گسسته دیده شد کـه با افـزایش TR و کـاهش FA و ضـخامت بـرش، تصـویر پیوسته شریان به‌دست آمد. در اندام ها به‌خصوص انتهای آن‌هـا بـه دلیـل مقاومـت محیطـی عـروق، شـاهد جریـان Triphasic مـی‌باشـیم کـه در یـک مقطـع زمـانی، خـون متوقف می شود. اگر زمان توقف خون بـا زمـان پرشـدن لایهK میانی ماتریکس، همزمان باشد ما کـاهش سـیگنال خواهیم داشت که بـه شـکل نقـاط گسسـته کـم سـیگنال روی تصـویر نشـان داده مـی شـود(۱۱). افـزایش TR مخصوصاً با افزایش زمان تصویرگیری از هر مقطع سـبب می شود تا خط میانی K تنها در هنگـام توقـف خـون پـر نشود. کاهش زمان تصویر گیری از هر برش به حـدود ۱ ثانیه باعـث حـذف آرتیفکـت هـای تنفسـی و شـبح مـی شود(۱۲) و کیفیت تصاویر این ناحیـه بـه همـین دلیـل در TRهای کوتاه (حدود ۱۵ میلی ثانیه) افزایش می‌یابد. اما همین کاهش در ناحیه زانو و سـاق باعـث گسسـته شـدن شریان می شود، مگر آن‌که از Gating استفاده شـود کـه در جای خود باعث افزایش زمـان تصـویرگیری نیـز مـی شود. در اندام تحتانی به‌دلیل طول زیاد نیاز به روش های سریع تصویرگیری می باشد. روش 2D-TOF علـی رغـم این‌که دارای چنین مزیتی است ، به‌دلیل قدرت تفکیـک پایین و اشباع جریان های موازی برش نمی تواند ارزشـی هـم ارز آنژیـوگرافی معمـولی و یـا DSA (کـه دارای قدرت تفکیک بسیار بالایی است) را داشته باشد. اما علی رغم این عدم مزیت به‌دلایلـی چـون ارزانـی نسـبی و بـی درد بودن برای بسیاری از بیماران کـه نمـی تواننـد نـامزد آنژیوگرافی معمولی شوند سودمند و حیاتی می‌باشـد. در این طراحی با به‌دست آوردن تصاویری نسبتاً مطلـوب از نواحی لگن، ران، زانو، و ساق در زمانی قابـل قبـول (۴۵ دقیقه) نشان داده شد که این روش برای بررسی بسـیاری از بیمـاران منحصـر بـه‌فـرد و مفیـد مـی باشـد. بازسـازی تصاویر در اندام تحتانی اگر به صورت معمـولی صـورت گیرد، باعث همپوشانی عروق اندام هـای راسـت و چـپ روی هم می شود. بنابر این با انتخاب پارامترهای مناسـب در بازسازیMIP می‌توان هر اندام را جداگانه بـا زوایـای چرخشی ۳۰ درجه بازسازی نمود.

قرار دادن ناحیه مورد نظر در وسط کویل بسیار ضروری است. این کار با اضافه نمودن یکسری pad در زیر لگن و زانو و مچ پا صورت می گیرد. دقت در خرید دستگاه‌های MR و توجه به توانایی های آن در ایجاد حد اقل TE و TR و داشتن TE های مناسب و توانایی های دیگر چون توانایی ایجاد روش های MOTSA و TONE و اعمال پالس ۱۸۰ درجه در ابتدای سکانس‌های GRE و همراه داشتن کویل‌های مخصوص اندام می‌تواند درگرفتن تصاویری دقیق‌تر از اندام کمک شایان توجهی نماید.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

www.SID.ir

Archive of SID

فهرست منابع

1. E.james Potchen, E.Mark Haack, James E.Siebert,Alexander Goltschalk.***Magnetic resonance angiography***. Philadelphia: Mosby, 1993.
2. David d. stark; William G; Bradly, JR**.** ***Magnetic resonance imaging***. Second edition. Philadelphia: mosby - year book, volum one, 1992.
3. J. Shannon Swan; Ian A.sport. Peripheral Mr Angiography**.*****MRI decisions international*** 1994: Spring: 15 - 21.
4. Steinberg F, Yucel Ek, Duwon Lin A, Zouza SP. Peripheral vascular and abdominal application of mr Flow imaging tecniques. ***mag- reson-med***. 1990; 14(2): 315-20.
5. Kirsten E; George G; Linda A; Kenne- th R; J. paul F. MR angiography as the sole method in evaluating abdominal aortic aneurysms: correlation with conventional techniques and surgery. ***Radiology*** 1994; 192 345 – 350.
6. Ray h hashemi; William G: Bradley,JR**.** ***MRI the basics*** . Baltimore: williams & willkins, 1997.
7. Thomas R. hccauley; Ahmed Monib; Kevrin w. Dickey; John clemett; George H. Meier; Thomas K. Egglin; etal**.** Peripheral vascular occulusive disease: accuracy and reliability of time- of- flight Mr Angiography. ***Radiology***.1994; 192: 351-357.
8. Rolf R, lars K, Ernesto C, Uwe B, Jochen G, Echhardt G. Echhardt Gelectrocardio graph triggered two- dimensional time-of-flight versus optimized contrast enhanced three dimensional mr angiography of the peripheral arteries. ***Magn. Reson. Imaging*** 1998; 16(8): 887-892.
9. Susan A; Tetsuya M; Peter L; Gray M; William D; Frederick S; et al. ***Peripheral*** arterial occlusive disease: prospective comparison of Mr Angiography and color duplex US with conventional angiography. ***Radiology***. 1991; 178: 695-700.
10. John A; Douglas M; Stuart C; Arthur C. Two- dimensional time-of-flight mr angiography of the lower extremities: artifacts and pitfalls. ***AJR***. 1998; 171: 129-135.
11. B.M Cramor; E Schlegel; M. Boos, G. Laub. MR angiography of vessels in the pelvic region and the lower extremities for occlusive arterial disease**.** ***Electro medica.*** 1990; 58: 89-95.
12. Robert R. Edelman; Daisy C; John S. Fast time-of-flight Mr Angiography with improved background suppression. ***Radiology***. 1991; 179: 767-870.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-29]

www.SID.ir