

طراحی یک پروب درون رگی با پلاریزاسیون دایروی و ISNR

افزایش یافته برای MRI 1.5T

محمد محمدزادهⁱ؛ حمید سلطانیانزادهⁱⁱ؛ محمود شاه‌آبادیⁱⁱⁱ؛ احد توکلی^{iv}

چکیده

یکی از روش‌ها برای افزایش کنتراست تصاویر، ازدیاد نسبت سیگنال به نویز ذاتی (ISNR) پروب‌هاست. در تصویربرداری in-vivo، افزایش اندازه ISNR و کاهش نرخ تغییرات آن دو عامل مهم در طراحی پروب‌هاست. از جمله پروب‌های درون‌رگی، که پژوهشگران ارائه داده‌اند، می‌توان به خط‌انتقال اشاره کرد که این پروب دارای اندازه و نرخ تغییرات ISNR پایین است.

توجه به ویژگی‌های ISNR پروب خط‌انتقال و همچنین پلاریزاسیون دایروی امواج اسپین‌ها ما را بر آن داشت تا برای افزایش بیشتر ISNR تصاویر، با استفاده از هندسه پروب‌های مذکور، پروب جدیدی با تعداد دورهای بیشتر و پلاریزاسیون دایروی ارائه دهیم. علت افزایش ISNR، افزایش جریان‌های القایی اسپین‌ها روی پروب و همسانی پلاریزاسیون منبع و گیرنده است. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که اندازه ISNR پروب جدید نسبت به پروب خط‌انتقال 1/6 برابر افزایش و تغییرات ISNR آن در راستاهای عرضی و طولی به ترتیب 33 و 66 درصد کاهش یافته است. تشابه نتایج تجربی و شبیه‌سازی شده پاسخ فرکانسی پروب خط‌انتقال، تأییدی بر نتایج شبیه‌سازی شده ISNR پروب‌ها است. پروب جدید انعطاف پذیر بوده و مدار تطبیق آن می‌تواند در خارج از رگ قرار گیرد.

کلمات کلیدی

پروب درون‌رگی MRI، پلاریزاسیون دایروی، ISNR توسعه یافته.

Design of an Intravascular Probe with Circular Polarization and Enhanced ISNR for MRI 1.5T

M. Mohammadzadeh; H. Soltanianzadeh; M. Shahabadi; A. Tavakoli

ABSTRACT

One of the important factors that affect the image contrast is probe intrinsic signal to noise ratio (ISNR). There are two indices for the probe assessment: 1) ISNR magnitude and 2) its rate of change. The transmission line probe is one of the intravascular probes presented recently. The magnitude and rate of change of ISNR are high for the transmission line probe.

Regarding the ISNR distribution features of the transmission line probe and circular polarization of the nuclear spins, we have designed a new probe with circular polarization and improved ISNR distribution. The simulation results show that the ISNR magnitude of the proposed probe is 1.6 times larger than that of a transmission line probe. Moreover, these results show ISNR rates of change of the proposed probe are decreased by 33 and 66 percent compared to the transmission line probe in transaxial and longitudinal directions respectively. The similarity of simulated and measured frequency responses of the transmission

ⁱ دانشجوی دکترای مهندسی پرتو پزشکی؛ دانشگاه امیرکبیر: m7612942@aut.ac.ir

ⁱⁱ رئیس گروه مهندسی پزشکی؛ استاد دانشگاه تهران: hamids@rad.hfh.edu

ⁱⁱⁱ هیأت علمی دانشکده برق؛ دانشیار دانشگاه تهران: shahabad@ut.ac.ir

^{iv} هیأت علمی دانشکده برق؛ دانشیار دانشگاه امیرکبیر: tavakoli@aut.ac.ir

line probe have verified the simulated ISNR results. Furthermore, the new probe is more flexible and its matching circuit could be spaced far from the probe and out of the vessel.

KEYWORDS

Intravascular MRI probe, Circular Polarization, Extended ISNR.

۱- مقدمه

تعداد دور آنها، ایجاد پلاریزاسیون دایروی برای شدت میدان مغناطیسی \vec{H} در صفحه‌های عرضی و ایجاد امپدانس ورودی حقیقی برای پروب [۱۸]. افزایش تعداد حلقه‌ها و دور آنها، با توجه به غالب بودن مؤلفه القایی امواج حاصل از ممان مغناطیسی هسته‌ها، باعث افزایش دامنه سیگنال می‌شوند. طرح پروبی با پلاریزاسیون \vec{H} دایروی، با توجه به دایروی بودن پلاریزاسیون ممان مغناطیسی هسته‌ها و اصل همسانی پلاریزاسیون منبع و گیرنده، در شرایط ایده‌آل می‌تواند دامنه سیگنال ایجاد شده در پروب پیشنهادی را حداکثر تا $\sqrt{2}$ برابر نسبت به پروب‌های با پلاریزاسیون خطی افزایش دهد [۱۸]. حقیقی و بزرگ بودن امپدانس ورودی پروب، دو ویژگی برای آن فراهم می‌کند: اولاً، با کاهش ضریب انعکاس در محل تغذیه پروب، SNR را در ورودی سیستم MRI افزایش می‌دهد، ثانیاً، با حذف لزوم جایگذاری مدار تطبیق در محل تغذیه، انعطاف پذیری پروب افزایش می‌یابد.

در ادامه مقاله، ابتدا مفهوم پارامتر SNR ذاتی پروب تعریف، سپس نحوه طرح هندسه بهینه پروب با توجه به ایده‌های ذکر شده توضیح داده می‌شود. برای ارزیابی عملکرد پروب پیشنهادی از دو روش استفاده شده است: یکی ترسیم تغییرات داده‌های $ISNR$ در اطراف پروب پیشنهادی و پروب خط انتقال در راستای خطوط طولی و عرضی و صفحه‌های عرضی و دیگری محاسبه مقادیر کمی شاخص‌های $ISNR$ پروبها است. علت ترسیم منحنی‌ها، بررسی شکل و نوع تقارن توزیع داده‌های $ISNR$ بوده است و مقایسه شاخص‌های $ISNR$ پروب‌ها، معیاری برای ارزیابی میزان بهبود کنتراست بافتی در تصاویر پروب پیشنهادی از عروق می‌باشد.

در این تحقیق، برای مقایسه کمی توزیع $ISNR$ پروب‌ها سه شاخص، اندازه، نرخ تغییرات $ISNR$ و همچنین محدوده دید FOV تعریف شده است؛ استفاده از پارامتر $ISNR$ به جای SNR برای ایجاد سهولت در انجام فرآیند بهینه‌سازی و ارزیابی عملکرد پروب پیشنهادی است. زیرا پارامتر $ISNR$ تنها به نوع پروب و محیط اطراف آن وابسته است و از سایر متغیرهای تصویربرداری مستقل می‌باشد.

روش تصویربرداری MRI به علت ماهیت بیوشیمیایی آن، توانایی تشخیص لایه‌های پلاک و ساختار دیواره عروق خونی را دارد [۲]-[۱]. منظور از ماهیت بیوشیمیایی حساسیت سیگنال MRI به ساختار شیمیایی بافت‌های موجودات زنده است. امروزه تصاویر MRI با استفاده از کویل‌های سطحی و حجمی گرفته می‌شود. این کویل‌ها سطح و حجم بزرگی دارند و نوپز ایجاد شده در آنها زیاد است. افزایش نوپز سبب کاهش نسبت سیگنال به نوپز (SNR) کویل‌ها شده و کنتراست بافتی را در تصاویر عروق داخلی بدن، نظیر شریان‌های کرونر و آئورت تضعیف می‌کند [۴]-[۲]. امروزه محققان برای کاهش نوپز و افزایش سیگنال پروب‌ها، به طرح پروب‌های درون‌رگی با سطوح کوچک توجه می‌کنند [۷]-[۵].

اولین پروب درون‌رگی را آقای کانتور در سال ۱۹۸۴ ارائه کرد [۸]؛ سپس محققان، طرح‌های مختلفی را برای این پروب‌ها ارائه دادند که از جمله آنها می‌توان به پروب خط-انتقال اشاره کرد [۱۶]-[۹]. اندازه SNR پروب خط-انتقال در نقاط اطراف آن (تا فاصله ۱ cm) نسبت به پروب‌های حلقه و تک قطبی کم بوده و نرخ تغییرات SNR پروب خط‌انتقال در جهت عرضی تقریباً متناسب با عکس فاصله از پروب است [۱۵]. توانایی‌های پروب خط انتقال در تصویربرداری از عروق را پژوهشگران زیادی ارزیابی کرده‌اند [۱۵-۱۲]. همچنین اخیراً در [۱۶] طرح جدیدی از پروب مذکور با SNR بهبود یافته معرفی شده است. از مزایای پروب خط‌انتقال، بزرگ بودن بخش حقیقی امپدانس ورودی آن است که باعث می‌شود مدار تطبیق آن در خارج از رگ قرار گیرد و انعطاف‌پذیری پروب مذکور را نسبت به پروب حلقه افزایش می‌دهد.

در این تحقیق، با مطالعه مزایا و معایب توزیع SNR پروب خط‌انتقال و نوع پلاریزاسیون ممان مغناطیسی هسته‌ها، برای اولین بار از دو پروب خط‌انتقال عمود بر هم با تغذیه واحد برای طرح یک پروب درون‌رگی با پلاریزاسیون دایروی استفاده شده است. پروب کوئیک آخرین پروب ارائه شده با پلاریزاسیون غیرخطی است که با دو پروب حلقه عمود برهم و با تغذیه‌های جداگانه ساخته شده است [۱۷].

ایده‌هایی که برای افزایش SNR پروب و انعطاف پذیری هندسه آن استفاده شده‌اند، عبارتند از: افزایش تعداد حلقه‌ها و

$$P_{in} = RI_{RMS}^2 \quad (۳)$$

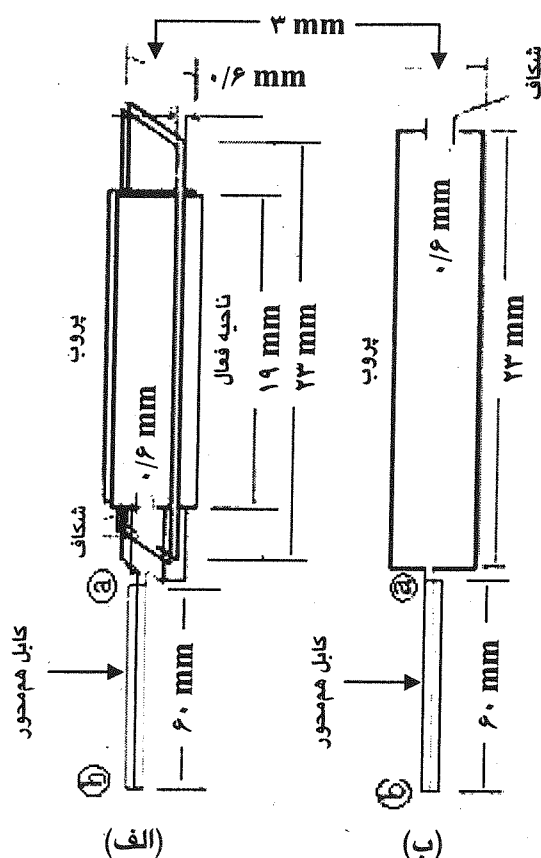
۲-۱- تئوری

است [۱۸]. در روابط فوق S_{11} ضریب پراکنندگی است و مربع آن میزان توان انعکاس یافته از درگاه ورودی در نقطه b را نشان می‌دهد. I_{RMS} نیز دامنه جریان مؤثر ورودی در نقطه b (شکل ۱) می‌باشد. با فرض اینکه H_{RP} مؤلفه عرضی بردار شدت میدان مغناطیسی با پلاریزاسیون راست‌گرد به ازای جریان مؤثر ورودی I_{RMS} باشد؛ آنگاه مقدار این مؤلفه شدت میدان مغناطیسی به ازای $I_{RMS} = 1$ A که با نماد H_+ معین می‌شود برابر با:

$$H_+ = \frac{H_{RP}}{I_{RMS}} \quad (۴)$$

خواهد بود. با ترکیب معادلات (۱) تا (۴) به رابطه اساسی زیر می‌رسیم:

$$ISNR = \frac{\omega\mu M}{\sqrt{4k_B T \Delta f}} \times \frac{H_+}{\sqrt{R}} = \frac{\omega\mu M H_{RP}}{\sqrt{4k_B T \Delta f}} \times \frac{1}{\sqrt{(1-|S_{11}|^2)}} \quad (۵)$$



شکل (۱) الف- هندسه پروب پیشنهادی؛ ب- پروب خط انتقال.

اگر در معادله (۵) نوع سیستم، رشته پالس و پارامترهای تصویربرداری برای پروب ثابت فرض شوند آنگاه S_{11} و H_{RP}

مهم‌ترین پارامتر برای ارزیابی عملکرد پروب‌های درون رگی MRI، $ISNR$ است. این پارامتر از پارامترهای تصویربرداری مستقل است و تنها با پارامترهای پروب و ممان مغناطیسی هسته‌ها مطابق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$ISNR = \frac{V_S}{V_N} = \frac{\omega\mu H_+ M}{\sqrt{4K_B T R \Delta f}} \quad (۱)$$

V_N و V_S به ترتیب دامنه مقدار مؤثر ولتاژ (RMS) ولتاژ سیگنال و نویز حرارتی، ω فرکانس لارمور اسپین هسته‌ها، μ ضریب نفوذپذیری نمونه، H_+ دامنه مؤلفه عرضی شدت میدان مغناطیسی با پلاریزاسیون دایروی راست‌گرد \vec{H} بازای جریان واحد، M اندازه ممان مغناطیسی اسپین هسته‌ها در یک میلی‌لیتر نمونه، K_B ثابت بولتزمن، T دمای نمونه برحسب درجه کلوین، Δf پهنای باند مؤثر نویز و R مؤلفه حقیقی امپدانس ورودی پروب می‌باشد [۱۹]. معادله (۱) نشان می‌دهد با ثابت ماندن مقادیر M ، K_B ، R ، Δf ، جنس نمونه و نوع رشته پالس در یک سیستم، H_+ ، R ، تنها پارامترهای وابسته به پروب هستند و برای افزایش $ISNR$ باید H_+ افزایش و R کاهش یابد.

برای شبیه‌سازی توزیع $ISNR$ طبق معادله (۱) به محاسبه H_+ و R پروب نیاز است. مقادیر این پارامترها برای پروب‌های پیشنهادی و خط انتقال با نرم افزار HFSS 8 محاسبه شده است. شکل (۱) هندسه پروب‌های مذکور را نشان می‌دهد. پروب جدید از دو حلقه عمود بر هم تشکیل شده است که هر کدام از حلقه‌ها دو دور سیم مسی روکشدار و یک شکاف دارند. هندسه پروب خط انتقال مشابه حلقه بزرگ‌تر پروب جدید است. برای آنکه فرآیند شبیه‌سازی مشابه شرایط واقعی تصویربرداری باشد به جای اعمال منبع جریان در نقطه a، تغذیه پروب‌ها با یک منبع توان در نقطه b (شکل ۱) انجام شده است. تغییر نوع و محل منبع و همچنین توجه به شرایط نرم افزار HFSS 8 باعث شده است داده‌های $ISNR$ با رابطه جدیدی محاسبه گردد که در زیر، نحوه حصول این رابطه توضیح داده می‌شود.

اگر P_{in} توان خالص ورودی انتقال داده شده به پروب و P^+ توان اعمالی به پروب در نقطه a باشد آنگاه این دو پارامتر با رابطه:

$$P_{in} = (1 - |S_{11}|^2) P^+ \quad (۲)$$

به یکدیگر مرتبط می‌شوند که در آن:

$$R_{ISNR} = \frac{S_{ISNR}}{M_{ISNR}} \quad (11)$$

تعریف شده است که M_{ISNR} و S_{ISNR} به ترتیب نماد انحراف معیار و مقدار میانگین داده‌هاست.

۲-۲- شبیه‌سازی

در این بخش، دو کار عمده انجام شده است: بهینه‌سازی هندسه پروب برای ایجاد پلاریزاسیون دایروی و مقایسه توزیع $ISNR$ در اطراف پروب جدید و پروب خط‌انتقال.

در این مطالعه، محاسبه داده‌های $ISNR$ پروب جدید و پروب خط‌انتقال با استفاده از معادله (۵) در فانتوم سالین (شکل ۲-الف) انجام شده است که مشخصات الکترومغناطیسی سالین s/m $\sigma=0.18$ ، $\mu_r=1$ ، $\epsilon_r=80$ است [۲۰]. همچنین در محاسبه مقادیر $ISNR$ ، فرکانس شبیه‌سازی MHz 64 ، پهنای باند سیگنال kHz 64 ، $K_B=1/28.05 \times 10^{-23} \text{ J}^{-1} \text{ K}^{-1}$ ، $T=300^\circ \text{ K}$ ، $\mu=1$ ، فرض و مقدار M ثابت در نظر گرفته شده است.

شکل (۲-ب) موقعیت خطوط طولی، عرضی و همچنین صفحه عرضی را؛ که در شبیه‌سازی توزیع $ISNR$ پروب‌ها استفاده شده است، نشان می‌دهد. موقعیت خطوط و صفحات طوری انتخاب شده‌اند که شبیه‌سازی توزیع $ISNR$ در راستای آنها، رفتار منحنی تغییرات $ISNR$ را بطور کامل توصیف می‌کنند.

شکل (۱-الف) ساختمان پروب پیشنهادی را نشان می‌دهد که از دو حلقه عمود بر هم تشکیل شده است. مطابق اصول آنتن‌ها برای ایجاد پلاریزاسیون دایروی \bar{H} باید در طرح هندسه پروب باید دو اصل رعایت شود، یکی اینکه بردار نرمال سطح حلقه‌ها بر هم عمود باشد و دیگر اینکه دامنه جریان حلقه‌ها مساوی؛ اما اختلاف فاز آنها 90° باشد. هندسه پروب در شکل (۱) نشان می‌دهد که حلقه‌ها به صورت افقی و عمودی قرار گرفته و عمود برهم هستند؛ اما بحث اصلی ایجاد جریان‌هایی با دامنه‌های مساوی و اختلاف فاز متعامد نسبت به هم در حلقه‌هاست.

برای ایجاد تعامد فاز بین جریان حلقه‌ها، با توجه به مساوی بودن ولتاژ دو سر آنها، کافی است امپدانس حلقه‌های پروب اندازه‌ای برابر و اختلاف فاز 90° باشد. در این مطالعه، برای حصول این شرایط، هشت پارامتر هندسی بهینه‌سازی شده‌اند که این پارامترها عبارتند از: طول حلقه‌ها، ضخامت سیم، ضخامت عایق و عرض شکاف حلقه‌ها. عرض حلقه‌ها متناسب با قطر عروق کرونر در ناحیه گرفتگی؛ یعنی سه میلی‌متر انتخاب شده است. در فرآیند بهینه‌سازی سعی شده است با نزدیک

تنها پارامترهای وابسته به پروب $ISNR$ خواهند بود. در شبیه‌سازی، اندازه S_{11} مستقیماً و مقدار H_{RP} به صورت غیرمستقیم با استفاده از داده‌های نرم‌افزار 8 HFSS محاسبه می‌شوند. برای محاسبه مقدار H_{RP} ابتدا مقادیر مختلط \bar{H} در صفحه عرضی (x-y) با نرم افزار 8 HFSS محاسبه و سپس مقدار H_{RP} با استفاده از روابط برداری در محیط نرم افزار MATLAB به دست می‌آید، که ذیلاً به روابط مربوطه اشاره می‌شود. از روابط بردارها داریم:

$$\vec{H} = \vec{H}_{LH} + \vec{H}_{RH} \quad (6)$$

$$\vec{H}_{LH} = H_{LP}(\vec{a}_x - j\vec{a}_y) \quad (7)$$

$$\vec{H}_{RH} = H_{RP}(\vec{a}_x + j\vec{a}_y) \quad (8)$$

در روابط فوق، \vec{H}_{LH} و \vec{H}_{RH} مؤلفه‌های عرضی بردار شدت میدان مغناطیسی با پلاریزاسیون‌های راستگرد و چپگرد بوده و $H_{LP}/\sqrt{2}$ و $H_{RP}/\sqrt{2}$ به ترتیب دامنه مؤلفه‌های بردار فوق‌الذکر است.

از طرفی، بردار \vec{H} را می‌توان بر حسب مؤلفه‌های عرضی آن در سیستم مختصات کارتزین به صورت:

$$\vec{H} = H_x \vec{a}_x + H_y \vec{a}_y \quad (9)$$

نوشت. بنابراین با ترکیب (۶) تا (۹) مقدار H_{RP} به صورت:

$$H_{RP} = (1/\sqrt{2})|(-jH_x + H_y)/-2j| \quad (10)$$

حاصل می‌شود. با توجه به تعاریف $ISNR$ ، مقادیر H_{RP} و S_{11} باید در نقطه a (شکل ۱) محاسبه شوند. انجام محاسبات در نقطه b تغییری محسوس در محاسبه $ISNR$ ایجاد نمی‌کند؛ چون فاصله نقطه a تا b نسبت به طول موج انتشار در داخل کابل هم‌محور ناچیز است.

در این تحقیق، برای ارزیابی توزیع $ISNR$ پروب‌ها، سه شاخص ناحیه دید FOV، حداکثر اندازه و نرخ تغییرات $ISNR$ تعریف شده است. شاخص FOV برای تخمین سطح گیرندگی پروب تعریف شده و در صفحه‌های عرضی برحسب مساحت منحنی پنج درصد توزیع داده‌های $ISNR$ محاسبه می‌شود. شاخص حداکثر اندازه $ISNR$ مقدار بیشینه $ISNR$ پروب را در جهت‌های طولی و عرضی تعیین کرده و معیاری برای برآورد حداکثر کنتراست بافتی است که پروب می‌تواند در تصاویر عروق ایجاد کند. برای ارزیابی عملکرد پروب در کاهش اعوجاج شبح (Ghost) تصاویر Invivo از شاخص نرخ تغییرات $ISNR$ استفاده شده است. این کمیت بر حسب میزان عدم یکنواختی توزیع داده‌های $ISNR$ با رابطه:

کردن طول حلقه‌ها به یکدیگر، ناحیه فعال پروب (ناحیه‌ای که پلاریزاسیون دایروی دارد) به حداکثر مقدار خود برسد.

مطلوب، تغییرات جزئی در پارامترهای هندسی حلقه‌ها داده شد تا امپدانس ورودی پروب به مقدار حقیقی برسد.

۲-۳- طرح پروب

پروب پیشنهادی از دو حلقه عمود بر هم تشکیل شده است که درمحل تغذیه به صورت موازی به یکدیگر متصل شده‌اند. هر حلقه پروب شامل بی دور سیم مسی روکش‌دار است که یک شکاف کوچک در آن ایجاد شده است (شکل ۱-الف). ضریب نفوذپذیری الکتریکی روکش حلقه‌ها $2/3$ انتخاب شد که این مقدار مطابق با ضریب عایقی‌های زیست سازگار است. ابعاد حلقه‌ها، ضخامت سیم‌ها و روکش‌های آنها و همچنین عرض شکاف حلقه‌ها طوری انتخاب شد تا اندازه امپدانس حلقه‌ها با هم برابر و اختلاف فاز امپدانس آنها 90° شود. فازهای امپدانس حلقه‌های با طول کوچک‌تر و بزرگ‌تر به ترتیب برابر با 45° و -45° است.

شکل (۱) نشان می‌دهد که طول ناحیه فعال (ناحیه‌ای که در آن پلاریزاسیون \vec{H} دارای پلاریزاسیون دایروی است) و طول کل پروب خیلی نزدیک به هم و به ترتیب برابر با 19 mm و 23 mm است (جدول ۱). همچنین پروب پیشنهادی انعطاف‌پذیر و ابعاد آن متناسب با ابعاد پلاک و بالون آنژیوپلاستی است [۲۱].

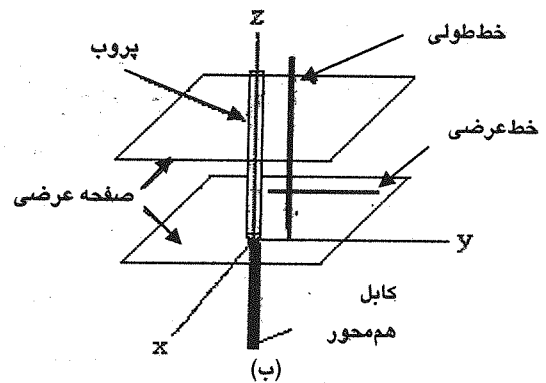
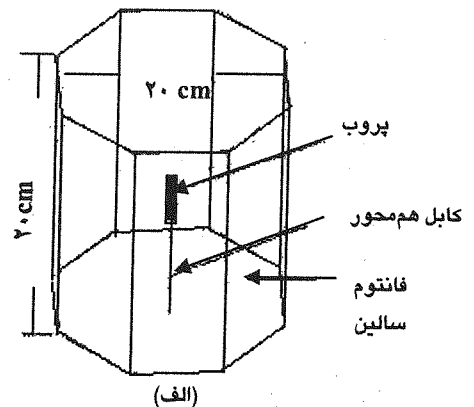
جدول (۱): ابعاد پروب پیشنهادی

شماره حلقه	عرض حلقه (mm)	طول حلقه (mm)	ضخامت عایق (μm)	قطر حلقه (mm)
حلقه اول	۳	۲۳	۵	۰/۲۵
حلقه دوم	۲	۱۹	۱۰	۰/۲۴

۳- نتایج و بحث

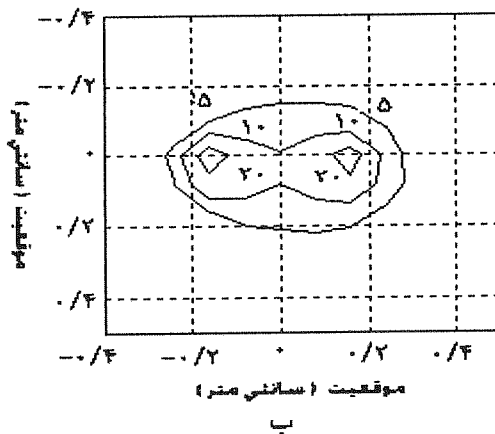
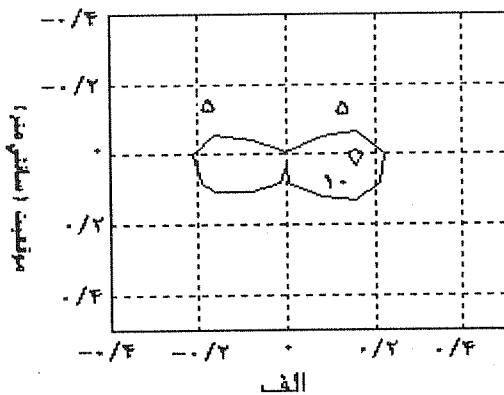
شکل (۳) نشان می‌دهد که توزیع داده‌های $ISNR$ پروب‌ها در صفحه‌های عرضی (شکل ۲-ب) از تقارن دایروی برخوردار است. منحنی‌ها در شکل مذکور با داده‌های نسبی و نرمالیزه شده رسم شده است و اطلاعاتی در مورد اندازه داده‌های $ISNR$ به دست نمی‌دهند.

مقایسه شکل (۳-الف) و شکل (۳-ب) حاکی از آن است که توزیع داده‌های $ISNR$ پروب خط انتقال، تقارن دایروی و بیضوی دارد و سطح FOV صفحه‌های عرضی با افزایش فاصله از نقطه تغذیه پروب کاهش می‌یابد. همچنین وجود داده‌های $ISNR$ ۲۰ درصد در صفحه $Z=5\text{ mm}$ نشانگر آن است که با نزدیک شدن به نقطه تغذیه، شدت میدان \vec{H} در اطراف پروب خط انتقال به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد. دقت در شکل (۳-ج) و شکل (۳-د) نشان می‌دهد که



شکل (۲): الف- فانتوم سالیین؛ ب- موقعیت پروب. (خطوط شبیه سازی عرضی و طولی و صفحه‌های عرضی. خط عرضی در $x=0\text{ mm}$, $z=5\text{ mm}$, $y=2\text{ mm}$ تا 5 mm و خط طولی در $x=0\text{ mm}$, $z=0\text{ mm}$ تا 25 mm , $y=3\text{ mm}$, $x=15\text{ mm}$ و $z=5\text{ mm}$ قرار گرفته اند.)

برای ایجاد اختلاف فاز متعامد در جریان حلقه‌ها، برنامه‌ای در نرم‌افزار MATLAB نوشته شد تا با تغییر پارامترهای هندسی حلقه‌های پروب (اعم از طول ضخامت سیم و عایق و عرض شکاف) و محاسبه امپدانس هر کدام از آنها، مقادیر بهینه هندسه حلقه‌ها، طوری محاسبه شود که امپدانس آنها دامنه مساوی داشته و اختلاف فاز $\pm 45^\circ$ باشد. پس از بهینه‌سازی هندسه حلقه‌های پروب، آنها به حالت عمود برهم در نقطه تغذیه به صورت موازی به یکدیگر متصل شدند (نقطه a شکل ۱). شبیه‌سازی امپدانس ورودی پروب حاصل از اتصال حلقه‌ها نشان می‌داد که مقدار آن علاوه بر مؤلفه حقیقی، مؤلفه موهومی کمی نیز دارد که به دلیل تأثیر متقابل میدان حلقه‌ها روی یکدیگر به وجود آمده بود. برای حذف این مؤلفه غیر



شکل (۳): توزیع $ISNR$ پروب خط انتقال در صفحه‌های عرضی (نشان داده شده در شکل (۲-ب)). (الف) توزیع $ISNR$ برای پروب خط انتقال در صفحه $Z=5\text{ mm}$; (ب) در صفحه $Z=15\text{ mm}$ (در شبیه سازی‌ها فرکانس حامل، 64 MHz و مقدار Δf ، 64 kHz فرض شده است. مقدار R پروب خط انتقال در فرکانس 64 MHz ، $23/3\ \Omega$ است.)

در حال حاضر، ساخت پروب پیشنهادی به دلیل نبود تجهیزات لازم برای لایه نشانی روکش زیست سازگار یکنواخت با ضخامت میکرونی در داخل کشور امکان پذیر نیست. لذا به منظور حصول اطمینان از صحت نتایج شبیه سازی، یک عدد پروب خط انتقال مطابق شکل (۱) با ضریب عایقی روکش $\epsilon_r=3/5$ و مشخصات حلقه اول پروب پیشنهادی (مطابق جدول (۱)) ساخته شد و تغییرات امپدانس ورودی آن در محدوده فرکانسی $50\text{--}200\text{ MHz}$ شبیه سازی و اندازه گیری گردید. شبیه سازی امپدانس ورودی پروب ساخته شده با نرم افزار HFSS 8 و اندازه گیری های تجربی با دستگاه آنالیزکننده شبکه انجام شده است.

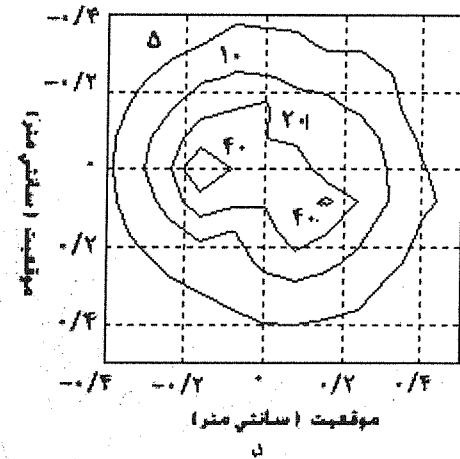
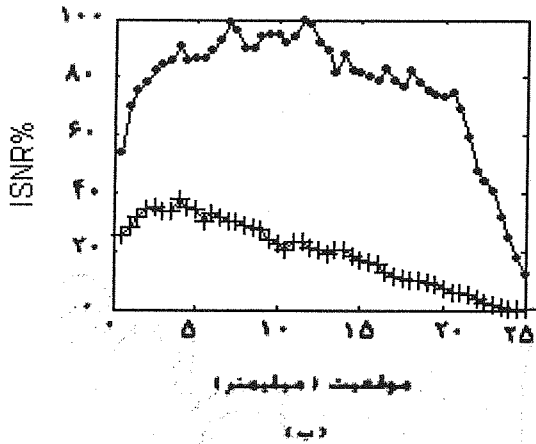
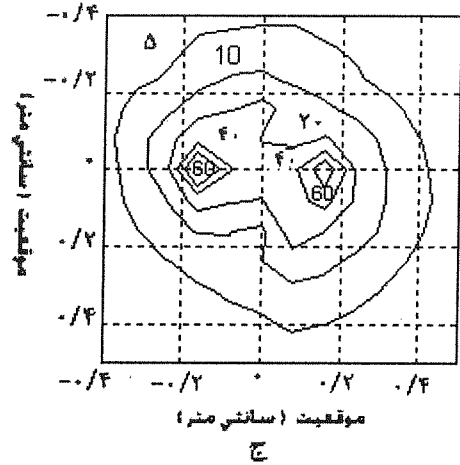
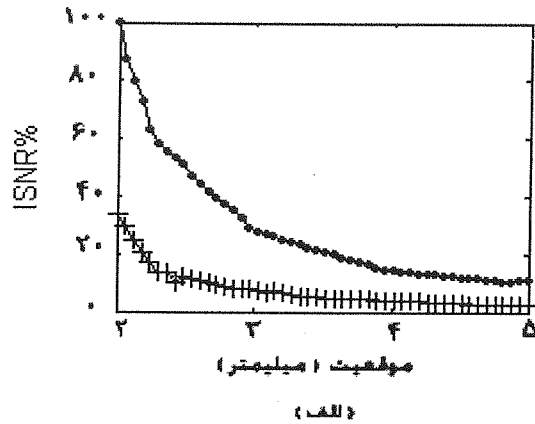
منحنی‌های $ISNR$ پروب جدید تقارن دایروی دارند و سطح FOV صفحه‌های عرضی آن تقریباً یکسان است. همچنین در بررسی دقیق‌تر این منحنی‌ها به دست می‌آید که در نواحی نزدیک پروب، تنها در صفحه $Z=5\text{ mm}$ منحنی‌های $ISNR$ با دامنه 60% وجود دارند؛ به عبارت دیگر، گرچه FOV پروب پیشنهادی در صفحه های 15 mm و $Z=5\text{ mm}$ یکسان است؛ اما با نزدیک شدن به نقطه تغذیه، شدت میدان \bar{H} در نقاط نزدیک پروب افزایش بیشتری می‌یابد.

مقایسه توزیع داده های $ISNR$ پروب‌های پیشنهادی و خط انتقال در صفحه‌های عرضی بیانگر آن است که مقادیر FOV و اندازه $ISNR$ پروب پیشنهادی نسبت به پروب خط انتقال کاملاً افزایش یافته است. جدول (۲) سطح FOV پروب پیشنهادی را در صفحه‌های 5 mm و $Z=15\text{ mm}$ به ترتیب برابر با 0.27 cm^2 و 0.26 cm^2 نشان می‌دهد. این مساحت، قطری در حدود 0.75 mm برای FOV ایجاد می‌کند که اندازه آن برای تصویربرداری از عروق کرونر و سایر شریان‌های ریسک‌پذیر کافی است [۲۲]. همچنین داده‌های این جدول برای FOV پروب پیشنهادی در صفحه‌های 15 mm و $Z=5\text{ mm}$ به ترتیب افزایش $1/7$ و $1/6$ برابر را نسبت به مقادیر FOV نظیرشان در پروب خط انتقال نشان می‌دهد.

شکل (۴) منحنی‌های حداکثر اندازه و نرخ تغییرات $ISNR$ پروب‌های پیشنهادی و خط انتقال را در راستای خطوط طولی و عرضی (شکل ۲-ب) نشان می‌دهد. مقایسه این منحنی‌ها حاکی از آن است که شاخص‌های $ISNR$ پروب جدید نسبت به پروب خط انتقال افزایش چشمگیری یافته است.

جدول (۲) نشان می‌دهد که حداکثر اندازه $ISNR$ پروب جدید نسبت به پروب خط انتقال در راستاهای طولی و عرضی، $1/6$ برابر افزایش یافته است. همچنین داده‌های آن جدول نشانگر کاهش 25 و 66 درصدی عدم یکنواختی توزیع $ISNR$ به ترتیب در راستاهای خطوط عرضی و طولی است.

از ویژگی‌های مهم پروب پیشنهادی، داشتن امپدانس ورودی حقیقی 7 اهم است. حقیقی بودن امپدانس ورودی پروب و بزرگ بودن آن نسبت به مقاومت اهمی کابل هم‌محور ($1\ \Omega$ تا $1\ \Omega$)، سبب می‌شود تا مدار تطبیق دور از پروب و در خارج از رگ واقع شود.



شکل (۴): توزیع $ISNR$ برای پروب خط انتقال (+) و پروب پیشنهادی. (الف) در راستای خطوط عرضی؛ (ب) و طولی. (افزایش دامنه و یکنواختی منحنی‌های $ISNR$ برای پروب جدید کاملاً مشهود است.)

ادامه شکل (۳): (ج) توزیع $ISNR$ برای پروب پیشنهادی در صفحه $Z=5mm$; (د) در صفحه $Z=15mm$ (در شبیه‌سازی‌ها فرکانس حامل، $64 MHz$ و مقدار Δf برابر $64 kHz$ فرض شده است. مقدار R پروب پیشنهادی در فرکانس $64 MHz$ ، 7Ω است.)

جدول (۳): حداکثر اندازه $ISNR$ و نرخ تغییرات آن در راستاهای طولی و عرضی.

نوع پروب	نرخ تغییرات	
	حداکثر دامنه $ISNR\%$	نرخ تغییرات عرضی
خط انتقال	۳۷/۸	۰/۲۸
جدید	۱۰۰	۰/۱۸
میزان بهبود کمیت در پروب جدید (%)	۱۶۴	-۲۵

جدول (۲): مقادیر FOV برای پروب‌های پیشنهادی، حلقه و خط انتقال.

نوع پروب	$Z=(FOV \setminus 5mm) cm^2$	
	خط انتقال	پیشنهادی
خط انتقال	۰/۱	۰/۰۳
پیشنهادی	۰/۲۷	۰/۲۶
میزان بهبود پارامتر برای پروب جدید	۲/۷ برابر	۸/۶ برابر

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق، پروبی با دو حلقه عمود برهم با طول‌های ۱۹ mm و ۲۳ mm و عرض ۲ mm طراحی شده است. قطر سیم حلقه‌ها ۲۵ μm و ۲۴ μm و ضخامت عایق‌های آنها به ترتیب ۵ μm و ۱۰ μm است. پروب دارای پلاریزاسیون دایروی و امپدانس ورودی حقیقی است و شاخص‌های $ISNR$ آن نسبت به پروب خط‌انتقال، افزایش قابل ملاحظه‌ای یافته است.

برای ارزیابی عملکرد پروب پیشنهادی، منحنی‌های توزیع و شاخص‌های $ISNR$ پروب‌های پیشنهادی و خط انتقال در راستای خطوط طولی و عرضی و همچنین صفحه‌های عرضی ترسیم و محاسبه شده است. بررسی نتایج نشان می‌دهد که توزیع داده‌های $ISNR$ پروب پیشنهادی در صفحه‌های عرضی از تقارن دایروی بهتری برخوردار است. همچنین مقایسه شاخص‌های $ISNR$ پروب‌های پیشنهادی و خط‌انتقال در راستاهای خطوط طولی و عرضی نشان می‌دهند که شاخص حداکثر $ISNR$ پروب پیشنهادی افزایش فوق العاده و نرخ تغییرات داده‌های $ISNR$ آن کاهش محسوسی یافته است.

مزیت مهم دیگر پروب پیشنهادی داشتن امپدانس ورودی حقیقی است که این موضوع سبب سهولت در تطبیق امپدانس ورودی پروب شده و اجازه می‌دهد تا مدار تطبیق در خارج از فضای رگ قرار بگیرد. جایگذاری مدار تطبیق در بیرون از بدن انسان باعث افزایش انعطاف‌پذیری پروب می‌شود و امکان آسیب‌پذیری عروق را در تصویربرداری درون‌رگی کاهش می‌دهد.

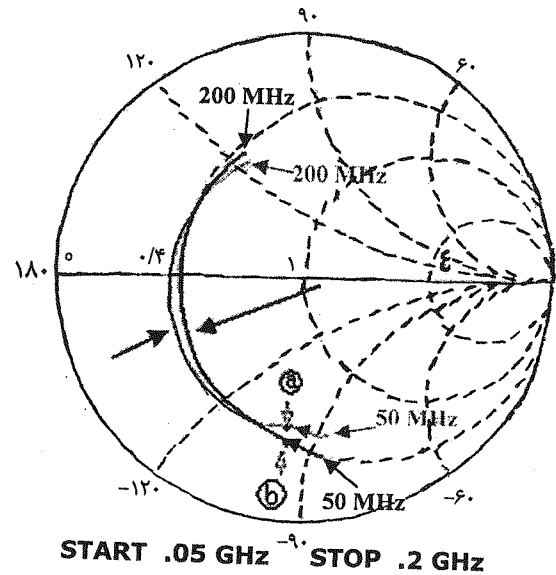
بهبود شاخص‌های $ISNR$ علاوه بر افزایش کنتراست بافتی در تصاویر in-vivo از ساختار عروق، می‌تواند امکان تصویربرداری زمان واقعی (Real time) و فلوروسکوپی MRI را فراهم کند [۲۳].

هندس پروب جدید متناسب با ابعاد عارضه پلاک و بالن آنژیوپلاستی است و با قرار دادن این پروب روی بالن‌های آنژیو می‌توان فرآیند درمان را با دقت و اطمینان بیشتری انجام داد.

۵- قدردانی

در پایان بر خود لازم می‌دانیم از زحمات خانم مهندس گرامی‌زاده و آقای مهندس قاسم‌پور برای ویرایش اولیه و تایپ مقاله و همکاری دانشکده مخابرات وزارت ICT برای اندازه گیری‌های تجربی، قدردانی کنیم.

11 Apr 2006 21:20:38
1:21.219 Ω -40.467 Ω 61.443pf 064. Ghz



شکل (۵): پاسخ فرکانسی تجربی (فلش کوتاه) و تئوری (فلش بزرگ) پروب خط‌انتقال در نمودار اسمیت و در محدوده ۲۰۰ MHz - ۵۰ (نقطه‌های a و b مقادیر امپدانس‌های ورودی پروب خط انتقال را در فرکانس ۶۴ MHz نشان می‌دهند).

نمودار شکل (۵) نشان می‌دهد که پاسخ‌های فرکانسی تئوری و تجربی پروب خط‌انتقال در نمودار اسمیت تطابق خوبی با یکدیگر دارند. این تطابق نشانگر صحت نتایج آنالیز میدان‌های \vec{H} , \vec{E} و مقدار R با نرم افزار HFSS 8 می‌باشد؛ زیرا طبق قضیه پوینتینگ مقدار امپدانس ورودی از مجموع توان دریافتی (شامل تشعشع و تلف) و انرژی ذخیره شده در کل فضای اطراف پروب حاصل می‌شود که مقادیر توان و انرژی مستقیماً با بردارهای \vec{E} و \vec{H} محاسبه می‌شوند [۱۸]. بنابراین با توجه به تشابه پاسخ‌های تئوری و تجربی امپدانس ورودی پروب خط‌انتقال می‌توان نتیجه گرفت که نتایج شبیه‌سازی $ISNR$ پروب‌های پیشنهادی و خط‌انتقال صحیح است و از نظر تجربی قابل تحقق است. صحت این ادعا با توجه به معادله (۱) و پارامترهای مؤثر پروب در آن؛ یعنی H و R قابل اثبات است. لازم به توضیح است مقادیر امپدانس ورودی تجربی و تئوری پروب در فرکانس ۶۴ MHz (فرکانس کار سیستم MRI ۱/۵ T) از منحنی‌های شکل (۵) به ترتیب مقادیر $40/4\Omega$ - $21/2$ و $42/8\Omega$ - $25/1$ به دست می‌آید که تفاوت آنها جزئی است.

- [۱۱] Quick, H. H.; Ladd, M. E.; Zimmermann-Paul, G. G.; Erhart, P.; Hofmann, E.; Von Schulthess, G. K.; Debatin, J. F.; "Single-loop coil concepts for intravascular magnetic imaging", *Magn. Reson. Med.*, vol. 41, pp 751-8, 1999
- [۱۲] Scott, G. G.; Gold, E. G.; Pauly, J. M.; Rivas, P.; Hu, B. S.; "Electrode Probes for Interventional MRP", *Proc. SMRM*, pp 8, 2000
- [۱۳] Quick, H. H.; Ladd, M. E.; Nanz, D.; Milkolajczyk, K. P.; Debatin, J. F.; "Vascular stents as RF antenna for intravascular MR guidance and imaging", *Magn. Reson. Med.*, vol. 42 pp 738-45 1999.
- [۱۴] Mohammadzadeh, M.; Soltanian-zadeh, H.; Shahabadi, M.; Tavakoli, A.; "A novel open-ended intravascular MRI loop probe", 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, CA, Sept. 1-5, pp. 1148-50 2004
- [۱۵] Rivas, P. A.; Nayak, K. S.; Scott, G. C.; McConnell, M. V.; Kerr, A. B.; Nishimura, D. G.; Pauly, J. M.; Hu, B. S.; "In vivo real-time intravascular MRP", *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, vol. 4, pp 223-32 2002.
- [۱۶] Mohammadzadeh, M.; Shahabadi, M.; Soltanian-zadeh, H.; Tavakoli, A.; "A novel double-turn loop probe for intravascular MRI", 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, CA, Sept. 1-5, pp. 11544, 2004
- [۱۷] Quick, H. H.; Serfaty, J-M.; Pannu, H. K.; Genadry, R.; Yeung, C. J.; Atalar, E.; "Endorethral MRP", *Magn. Reson. Med.*, vol. 45 , pp 138-46. 2001
- [۱۸] Stutzman, W. A.; Thiele, G. A.; "Antenna Theory and Design", Wiley, 2nd edition, December 1997.
- [۱۹] Ocali, O.; Atalar, E.; "Ultimate intrinsic ISNR in MRI." *Magn. Reson. Med.*, vol. 39, pp. 462-473, 1998.
- [۲۰] Stogryn, A.; "Equations for calculating the dielectric constant of saline water". *IEEE Trans Microwave Theory Technol.*, MTT-19, pp 733-736, 1971.
- [۲۱] Saab, M. A.; "Applications of high-pressure balloons in the medical devices industry", advanced Ploymer Inc, 1999.
- [۲۲] Cameron, J. R.; Skofronick, J. G.; "Medical Physics", Medical Physics publishing Co., 2nd edition, August 1999.
- [۲۳] Aksit, P.; Derbyshire, A.; Serfaty, J-M.; Atalar, E.; "Multiple field of view MR fluoroscopy", *MRM.*, vol. 47 pp. 5360 2002.
- [۱] Larose, E.; Yeghiazarians, Y.; Libby P. E.; Yucel, K. Y.; Aikawa, M.; Kacher, D. F.; Aikawa, E.; Kinlay, S.; Schoen, F. J.; Selwyn, A. P.; Ganz, Peter.; "Characterization of human atherosclerotic plaques by intravascular magnetic resonance imaging", *Circulation.*, vol. 112, pp. 2324B, 2005.
- [۲] Rogers, W. J.; Prichard, J. W.; Hu, Y-L.; Olson, P. R.; Benckart, D. H.; Kramer C. r .; Vido, D. A.; Reichel N.; "Characterization of signal properties in atherosclerotic plaque components by intravascular MRP" *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.*, vol. 20, pp 1824-30, 2000
- [۳] Schneiderman, Jacob.; Wilensky, R. L.; Weiss, A.; Samouha, E.; Muchnik, L.; Chen-Zion, M.; Ilovitch, M.; Golan, E.; Blank, A.; Flugelman, M.; Rozenman, Y.; Virmani, R.; "Diagnosis of Thin-Cap fibroatheromas by a self-contained intravascular magnetic resonance imaging probe in ex vivo human aortas and in situ coronary arteries", *JACC.*; vol. 45, pp 1961-9. 2005
- [۴] Bontar, R. M.; Stuber, M.; Kissinger, K. V.; Kim, W. Y.; Spuentrup, E.; Manning, W. J.; "Noninvasive coronary vessel wall and plaque imaging with magnetic resonance imaging", *Circulation.*, vol. 102, pp 2582-7, 2000
- [۵] Hurst, G. C.; Hua, J.; Duerk, J. L.; Cohen, A. M.; "Intravascular (catheter) NMR receiver probe: preliminary design analysis and application to canine iliofemoral imaging", *Magn. Reson. Med.*, vol. 24 pp. 343-57, 1992
- [۶] Bontar, R. M.; Bucker A.; Kim, W. Y.; Viohl, I.; Gunther, R. W.; Spuentrup, E.; "Initial experiences with in vivo intravascular coronary vessel wall imaging", *J. Magn. Reson. Imag.*, vol. 17 pp. 615-19, 2003
- [۷] Farrar, C. T.; Wedeen, V., J.; Ackerman, J. L.; "Cylindrical meanderline radiofrequency coil for intravascular magnetic resonance studies of atherosclerotic plaque", *Magn. Reson. Med.*, vol. 53, pp 226-230, 2005
- [۸] Kantor, H.; Briggs, R. W.; Balaban, R. S.; "In vivo 31p nuclear magnetic resonance measurements in canine heart using a catheter coil", *Circ. Res.*, vol. 55, pp 261-6, 1984
- [۹] Worthley, S. G.; Helft, G.; Fuster, V.; Fayad, Z. A.; Shinnar M.; Minkoff, L. A.; Schechter, C.; Fallon, J. T.; Badimon, J. J.; "A novel nonobstructive intravascular MRI coil in vivo imaging of experimental atherosclerosis", *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.*, vol. 23 pp 346-50, 2003
- [۱۰] Atalar, E.; Bottomley, P. A.; Ocali, O.; Correia, L. C.; Kelemen, M. D.; Lima, J. A.; Zerhouni, E. A.; "High resolution intravascular MRI and MRS by using a catheter receiver coil", *Magn. Reson. Med.*,