

ارزیابی مشخصات کویل های دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی مربوط به ناهمگنی میدان امواج فرکانس رادیویی با استفاده از توالی پالس اسپین اکوی مرسوم

محمد علی عقابیان^۱، شاهین مهدیپور^۲، نادر ریاحی عالم^۱، بهروز رفیعی^۳، حسین قناعتی^۴

۱- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران.

۲- کارشناس ارشد، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

۳- کارشناس، مرکز تصویربرداری امام خمینی، مجتمع درمانی امام خمینی تهران.

۴- دانشیار گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی تهران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۵/۲۶

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۴/۱۲

چکیده

مقدمه: یکی از مهمترین عوامل عدم یکنواختی تصویر در تصویربرداری تشدید مغناطیسی، ناهمگنی در ارسال و دریافت پالس امواج فرکانس رادیویی^۱ است و می تواند در مطالعات کمی نیز مؤثرترین منبع خطا باشد. بخشی از این ناهمگنی بیانگر ویژگی کویل امواج فرکانس رادیویی و بخشی دیگر نیز ناشی از برهمکنش میدان امواج با فرکانس رادیویی با ماده مورد تصویربرداری است. در این مطالعه با استفاده از فانتوم روغن، ناهمگنی میدان امواج با فرکانس رادیویی در کویل‌های سطحی و حجمی بررسی شده است.

مواد و روشها: برای تعیین نایکنواختی امواج با فرکانس رادیویی روشی بر مبنای توالی اسپین اکو ($\theta=180$) بکار گرفته شد که قبلا توسط مولف پیشنهاد و گزارش شده است. در این روش، تصاویر متعددی با پارامترهای یکسان تصویربرداری در زوایای انحراف مختلف از یک برش که با دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۲ از فانتوم یکنواخت تهیه می شود. سپس شدت سیگنال بدست آمده در این تصاویر با مدل ریاضی سیگنال دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۳ از فانتوم یکنواخت تطبیق داده می شود. از آنجاییکه این معادله ریاضی بیانگر رابطه میان شدت سیگنال و زاویه انحراف در یک توالی اسپین اکو ($\theta=180$) است میتوان تغییرات مقدار انتقال و دریافت کویل امواج با فرکانس رادیویی را بر حسب تغییرات سیگنال از مقدار واقعی آن (که توسط مدل بدست می آید) اندازه گیری نمود. در موارد کاربرد کویل‌های سطحی که تنها بعنوان گیرنده عمل می کنند (در این حالت کویل بدن ارسال پالس امواج با فرکانس رادیویی را انجام می دهد)، ابتدا نتایج اندازه گیریهای همگنی کویل دریافت بدست می آید، و سپس ویژگیهای ارسال کویل بدن بررسی می شود.

نتایج: ضریب تغییرات (C.V) بر حسب تغییرات $R(f)$ و یا $T(r)$ نسبت به مقادیر آنها در مرکز کویل بدست آمد. برای مقدار همگنی ارسال $T(r)$ در تصاویر کویل سر، ضریب تغییرات ۶٪ بود. از آنجا که کویل‌های حجمی هم بعنوان فرستنده و هم گیرنده عمل می نماید، هرگونه نایکنواختی در یکی از مراحل دریافت یا ارسال منجر به ناهمگنی میدان امواج با فرکانس رادیویی می شود. به استثنای کویل‌های سطحی تغییرات حاصل از عمل کویل دریافت در تمام موارد کمتر از کویل ارسال بود که قابل قبول می باشد. تغییرات مقدار عملکرد حساسیت دریافت کویل‌های سطحی بدلیل حساسیت ذاتی متفاوت آنها در مناطق مختلف میدان زیاد می باشد که طبق انتظار بود.

بحث و نتیجه گیری: باتوجه به کوچک بودن اثر برهمکنش میدان رادیوفرکانس در فانتوم روغن، تغییرات نشان داده شده در مقدار $T(r)$ ناشی از ناهمگنی میدان B_1 سیستم کویل است. از آنجا که کویل سر هم بعنوان فرستنده و هم گیرنده عمل می نماید، هرگونه نایکنواختی در یکی از مراحل دریافت یا ارسال منجر به ناهمگنی میدان رادیوفرکانس می شود. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۸، پاییز ۸۴: ۶۵-۶۱)

واژگان کلیدی: همگنی امواج فرکانس رادیویی، یکنواختی تصویر، کویل‌های RF

* نویسنده مسؤل: محمدعلی عقابیان

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران
oghabianm@yahoo.com

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۰۲۱) ۹۸+

نمابر: ۶۶۴۶۶۳۸۳ - (۰۲۱) ۹۸+

1- RF
2- MRI

۱- مقدمه

یکنواختی ایجاد کند، پس از قرار گرفتن اندامی درون کویل که ماده جاذب رادیوفرکانس دارد، میدان رادیوفرکانس دچار ناهمگنی می گردد [۷-۴].

هدف از این تحقیق، ارزیابی ناهمگنی های موجود در کویل های تشدید مغناطیسی است که امکان انجام آن توسط پروتکل های مرسوم وجود دارد. این پروتکل ها و روش پیشنهادی توسط مولف در تمام دستگاه های موجود و قدیمی دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی قابل انجام است لذا می تواند بصورت روتین در بخش های تصویربرداری صورت پذیرد.

۲- مواد و روشها:

همه مطالعات بر روی یک سیستم تشدید مغناطیسی، ۱/۵ تسلا، ساخت شرکت پیکر مدل HPQ انجام شده است. یک فانتوم استوانه ای یکنواخت پر از روغن (به قطر ۲۴ سانتی متر) و فانتوم مشابه دیگری پر از آب و با محلول $CuSO_4$ بکار گرفته شدند تا به T_1 پایین تری دست یابیم. مقدار T_1 برای فانتوم روغن، از طریق برازش منحنی با استفاده از یک سری تصاویر اسپین اکوی بدست آمده در TR های مختلف، ۲۴۰ میلی ثانیه اندازه گیری شد. مقدار T_1 برای فانتوم دوم ۲۰۰ میلی ثانیه بوده است.

برای تعیین نایکنواختی رادیوفرکانس روشی بر مبنای توالی اسپین اکو ($\theta-180$) بکار گرفته شد که پیش از این گزارش شده است [۸-۹]. در این روش، از یک لایه، تصاویر متعددی با پارامترهای یکسان تصویربرداری در زوایای انحراف مختلف تهیه می شود. سپس شدت سیگنال همه این تصاویر در ناحیه مطلوبی از تصویر^۳ اندازه گیری و با مدل ریاضی زیر تطبیق داده می شود. این معادله ریاضی بیانگر رابطه میان شدت سیگنال و زاویه انحراف در یک توالی اسپین اکو ($\theta-180$) است.

یکنواخت نبودن تصویر می تواند منجر به خطاهایی در اندازه گیری های کمی مطالعات تشدید مغناطیسی گردد و خطاهای تشخیص پزشکی را بدنبال داشته باشد. از آنجا که نایکنواختی تصویر غالباً ناشی از ناهمگنی میدان رادیوفرکانس است، هرگونه تصحیح میدان رادیوفرکانس مستقیماً بر کیفیت تصویر و در نتیجه توانایی تشخیص، اثرگذار است [۳-۱]. ناهمگنی میدان رادیوفرکانس به دو صورت اتفاق می افتد: نایکنواختی میدان B_1 ارسال شده به حجم مطلوب، و نایکنواختی حساسیت کویل گیرنده در مناطق مختلف حجم شیء. وقتی پالس رادیوفرکانس برای تحریک اسپینها اعمال می شود، بردار مغناطش با زاویه θ به سمت صفحه افقی مغناطش انحراف می یابد:

$$\theta = \gamma \cdot B_1 \cdot \tau \quad (1)$$

اگر میدان B_1 در مناطق مختلف شدت متفاوتی داشته باشد، در اینصورت θ نیز به مکان درون کویل بستگی خواهد یافت. بنابراین سیگنال دریافتی و نیز تصویر مربوطه بدست آمده از یک حجم یکنواخت، نایکنواخت خواهد بود. از سوی دیگر ممکن است سیگنال تشدید مغناطیسی در نقاط مختلف یک لایه، متفاوت دریافت شود. این نوع نایکنواختی در دریافت، بعنوان پارامتر کمی $R(r)$ نامیده می شود. این پارامتر بعنوان پاسخ کویل (حساسیت کویل) برحسب مکان (r) درون کویل شناخته میشود.

ناهمگنی ارسال رادیوفرکانس از دو فاکتور اصلی ناشی میشود، اول ویژگیهای کویل و دوم برهمکنش رادیوفرکانس با بافت نمونه درون منطقه تصویربرداری. هیچ یک از کویل های حجمی (کویل اسپیرال، کویل زین شکل، و کویل قفس پرنده) بطور ذاتی نمی توانند میدان کاملاً همگنی ایجاد کنند. بعلاوه، هر همگنی مطلوب نیز با گذر زمان و مستهلک شدن کویل از بین می رود. حتی اگر یک کویل خالی، میدان

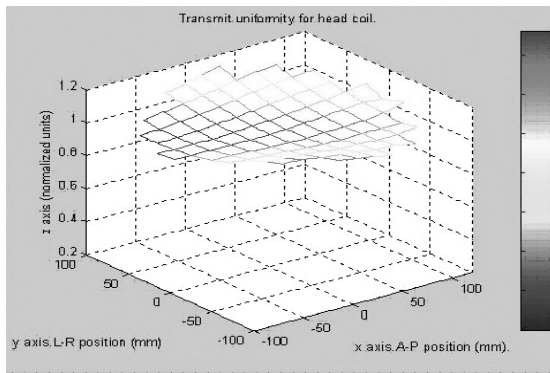
ارزیابی مشخصات کویل‌های MRI مربوط به ناهمگنی میدان RF

تصویربرداری و اندازه‌گیری هر دو فانتوم آب و روغن، اصول یکسانی در نظر گرفته شدند.

ما پیش از این نتایج ارزیابی مواد مختلف همچون آب و روغن را گزارش نموده ایم. در این مطالعه تلاش ما بر این بوده است که کویل‌های متفاوت مورد استفاده در تشدید مغناطیسی را ارزیابی نماییم. چنانچه پیش از این نشان داده شد، فانتوم آب دچار نقصانهایی مربوط به دوز عمقی پوستی کوتاه و امواج ایستا است. بعلاوه نشان داده شد که فانتوم روغن نسبت به فانتوم آب ویژگیهای بهتری دارد. در نتیجه ما در این مطالعه فانتوم روغن را در سه آزمایش یکسان برای سه کویل متفاوت: کویل سر، کویل کمر، و کویل TMJ بکار بردیم.

۳- نتایج

نمودار شکل ۱ نتایج اندازه‌گیری $T(r)$ را در یک لایه عرضی از فانتوم قرار گرفته در مرکز کویل سر نشان می‌دهد. ضریب تغییرات (C.V) بدست آمده برای این تصاویر به اندازه ۰/۶٪ است. از آنجاییکه تغییرات ناشی از برهمکنش رادیوفرکانس و ماده برای فانتوم روغن بسیار کوچک است، بنابراین تغییرات نشان داده شده در $T(r)$ ، ناشی از ناهمگنی میدان B_1 سیستم کویل است.



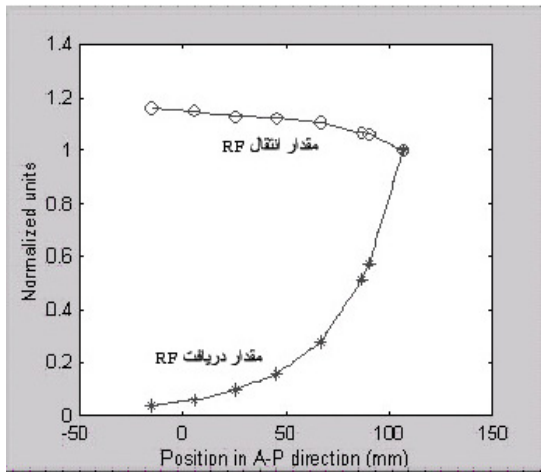
شکل ۱- نایکناختی ارسال (میدان B_1)، بر حسب تغییرات $R(r)$ نسبت به مقدار آن در مرکز کویل، مربوط به کویل حجمی سر. نتایج از برش عرضی از فانتوم یکنواخت روغن بدست آمده است.

$$S(r) = k.PD(r).R(r).Sin(T(r).\theta).(1 - Cos(T(r).\pi)) \quad (2)$$

$T(r)$ و $R(r)$ بترتیب نشانگر همگنی ارسال و دریافت هستند و $PD(r)$ نیز بیانگر چگالی پروتونی فانتوم است. K ثابت این معادله است. با انجام این آزمایش بر روی تمام نواحی مطلوب مختلف در یک لایه نمونه از فانتوم، مقدار همگنی هم در ارسال و هم در دریافت تعیین می‌گردد. برای هر ناحیه مطلوب و اندازه گیریهای مربوط به آن، با ثابت نگاه داشتن k و $PD(r)$ ، مقادیر نایکناختی ارسال $T(r)$ و نایکناختی دریافت $R(r)$ مشخص می‌شوند.

در تمام مطالعات اولیه، وضعیت همگن سازی میدان، کالیبراسیون رادیوفرکانس و فاکتور بهره، بطور خودکار توسط اسکنر مشخص شدند. بمنظور یکسان نگاه داشتن میزان تقویت سیگنال در طول مطالعات، فاکتور بهره تعیین شده توسط اسکنر برای شرایط تولید قویترین سیگنال (در این مورد زاویه انحراف 90°) توسط کاربر به همه آزمایشات دیگر نیز اعمال شد. برای جلوگیری از برش (حذف) اطلاعات و اشباع تقویت کننده دقت لازم بعمل آمد. از آنجا که تغییرات شدت سیگنال ناشی از میدان رادیوفرکانس ناهمگن، شدید نیستند، اندازه ماتریس 128×128 کافی می‌بود. بعلاوه در همه مطالعات، $TE = 60$ میلی ثانیه، تعداد متوسط گیری سیگنال (NSA) ۱، ضخامت لایه ۵ میلیمتر و FOV ، ۲۵ سانتی متر در نظر گرفته شدند. TR برای تصویربرداری فانتوم برابر ۱۰۰۰ میلی ثانیه قرار شد تا از هرگونه اشباع ناخواسته جلوگیری شود.

یازده ناحیه مطلوب در راستای جلو به عقب انتخاب شدند (با فاصله مرکز به مرکز ۱۰ میلی متری) و در صفحه عرضی نیمرخ از ناهمگنی رادیوفرکانس بدست آمد. برای



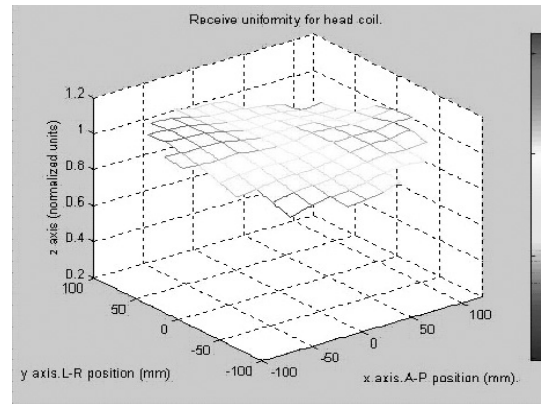
شکل ۳- نایکنواختی دریافت میدان رادیوفرکانس کویل سطحی در طول یک خط از وسط برش ساجیتال فانتوم روغن، (شکل بالا) مربوط به کویل کمر، (شکل پایین) مربوط به کویل TMJ. واحدهای نرمال شده بر حسب تغییرات $T(r)$ و نسبت به مقادیر آنها در مرکز کویل می باشد.

از آنجا که در موارد کاربرد کویلهای سطحی، کویل بدن بعنوان فرستنده عمل می نماید، نمودار نشان داده شده در این تصاویر مربوط به اندازه گیریهای همگنی دریافت است به استثنای نمودارهای بالایی در تصاویر میانی و سمت راست که ویژگیهای ارسال کویل بدن را نشان می دهند.

۴- بحث و نتیجه گیری

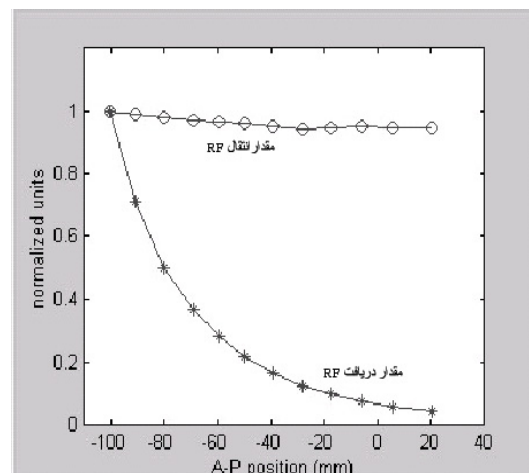
ناهمگنی رادیوفرکانس دریافتی و ارسالی مؤثرترین منبع خطا در مطالعات کمی است و ممکن است به نایکنواختی غیرقابل قبول تصاویر منجر شود. بخشی از این ناهمگنی مربوط به ویژگیهای کویل رادیوفرکانس است، اما این ناهمگنی از برهمکنش میدان رادیوفرکانس با مواد درون بدن نیز ناشی می شود. در این مطالعه ناهمگنی میدان رادیوفرکانس برای تعدادی کویلهای سطحی و حجمی بدست آمد. در این آزمایشات روش کارآمدی بر مبنای توالی اسپین اکوی معمول که پیش از این توسط همین گروه پیشنهاد شده بود، بکار گرفته شد. از آنجاییکه در این مطالعه از روشهای مرسوم و

از آنجا که کویل سر هم بعنوان فرستنده و هم گیرنده عمل می نماید، هرگونه نایکنواختی در یکی از مراحل دریافت یا ارسال منجر به ناهمگنی میدان رادیوفرکانس می شود. نتایج عمل دریافت در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲- نایکنواختی دریافت (میدان رادیوفرکانس)، بر حسب تغییرات $T(r)$ نسبت به مقدار آن در مرکز کویل، مربوط به کویل حجمی سر. نتایج از برش عرضی از فانتوم یکنواخت روغن بدست آمده است.

به منظور نشان دادن ناهمگنی کویلهای دیگر، آزمایشهای یکسانی برای کویلهای کمر و TMJ نیز انجام گرفت که نتایج آن در شکل ۳ نشان داده شده است.



ارزیابی مشخصات کویل‌های MRI مربوط به ناهمگنی میدان RF

روش کنترل کیفی روتین ارزیابی شود و پیش از هرگونه تفسیر تصاویر تصحیح و یا به روشهای پس پردازشی جبران گردد. نکته جالب اینست که نایکنواختی ناشی از دریافت رادیوفرکانس که توسط کویل‌های سطحی بدست می آید، تازمانی که منحنی حساسیت کویل برحسب فاصله مکانی از کویل، خطی و نزولی است و SNR کافی وجود دارد، هیچ مشکلی ایجاد نمی نماید.

پروتکل های موجود در دستگاههای ابتدایی تر در طراحی و اندازه گیری ناهمگنی میدان رادیوفرکانس استفاده شده است این روش می تواند در مطالعات روزمره کنترل کیفی دستگاههای دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی موجود بکار گرفته شود.

جهت تشخیص صحیح تصاویر تشدید مغناطیسی، باید ناهمگنی احتمالی مربوط به کویل‌های حجمی بعنوان یک

منابع

1. Simmons A, Tofts P, Barker G. J., "Sources of intensity non-uniformity in spin echo images at 1.5 T", *Mag Reson Med*. 32, 1994, 121-128.
2. Stollberger R, Wach P., "Imaging of the active B₁ field in vivo". *Mag Res Med* 1996, 35, 246-251.
3. Velthuizen R, et al. "Review and evaluation of MRI non-uniformity corrections for brain tumor response measurements". *Med Phys* 1998, 25(9): 1655-1666.
4. Sled J G., Pike G. B, "Standing wave and RF penetration artifacts caused by elliptic geometry: An electro dynamic analysis of MRI", *IEEE Trans. Med Imaging* 1998, 17(4), 653-662.
5. Alsop David C., Connick Thomas J., Mizsei Gabor, "A spiral volume coil for improved RF field homogeneity at high static magnetic field strength". *Mag Reson Med* 1998. 40, 49-54.
6. Tofts, P.S, "Standing waves in uniform water phantoms", *J. Magn Reson Series B* 1994. 104:143-147.
7. Chen J., Feng Z., Jin J. "Numerical simulation of SAR and B₁ field inhomogeneity of shielded RF coils loaded with the human head". *IEEE Trans, Biomed. Engineering*, 45(5): 650-659, 1998.
8. Oghabian M. A, Riahi N, Mehdipour S, "Measurement of RF non-homogeneity in MRI, using Spin Echo protocols" *Proceedings of the IASTED International Conference, VIIP2001, Sep 2001, Spain, 377-382.*
9. Oghabian M. A., Riahi N, Mehdipour S, "An Investigation on RF Non-homogeneity in MRI When Different Materials Are Scanned" *Proceedings of the Second IASTED International Conference, VIIP2002, Sep 2002, Spain, 373-376.*