

## بررسی اثر متقابل میدان RF با مواد مختلف در MRI

محمد علی عقابیان<sup>\*</sup> ، نادر ریاحی عالم<sup>\*</sup> ، شاهین مهدیپور<sup>\*\*</sup>

<sup>\*</sup> دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیک پزشکی، ایران

<sup>\*\*</sup> مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، ایران

\* email: [oghabian@sina.tums.ac.ir](mailto:oghabian@sina.tums.ac.ir)

\*\* email: [shaahimm@abedi.net](mailto:shaahimm@abedi.net)

**چکیده:** نایکناختی در ارسال و دریافت RF یکی از مهمترین عوامل ایجاد نایکناختی در تصاویر MRI بوده و در مطالعات کمی MRI یک عامل مهم خطا به شمار می‌رود. بخشی از این نایکناختی مشخصه ذاتی کویل‌های RF بوده و بخشی دیگر از آن ناشی از برهم کنش میدان RF با ماده مورد تصویر برداری است. در این مقاله بکمک روشی که قبلاً توسط همین گروه مطرح شده بود، نایکناختی میدان RF ارسالی یک کویل حجمی سر در دو فانتوم روغن و آب و همچنین در شرایط *in vivo* مغز اندازه‌گیری و با هم مقایسه شده‌اند. نتایج نشان می‌دهند که نایکناختی RF در فانتوم آب بیشتر از مقدار نایکناختی در فانتوم روغن است. نشان داده شد که این مقدار حتی از نایکناختی B1 در شرایط *in vivo* نیز بیشتر است. شکل نایکناختی نشان می‌دهد که در شرایط آزمایش، هم در فانتوم آب و هم در شرایط *in vivo* اثر موجهای ایستا غالب است.

**کلید واژه‌ها:** MRI، نایکناختی RF، برهم کنش



## مقدمه

نایکنواختی تصویر یکی از مهمترین عوامل ایجاد خطا در تشخیص کیفی و مطالعات کمی بر روی تصاویر MRI است و حتی موجب اختلال در کارکرد روشهای پسا پردازشی بر روی این تصاویر نیز می‌شود [۱]. بنابراین این مشکل و عوامل مختلف بوجود آورنده آن همواره مورد توجه محققین این رشته بوده است. به تایید بسیاری از محققین، نایکنواختی میدان RF از مهمترین عوامل ایجاد نایکنواختی تصویر است [۲-۴]. نایکنواختی میدان RF خود را به دو صورت مختلف نشان می‌دهد: یکی نایکنواختی میدان  $B_1$  ارسالی در حجم مورد مطالعه و دیگری نایکنواختی حساسیت کوئل دریافت کننده نسبت به نقاط مختلف حجم مورد تصویربرداری.

نایکنواختی میدان RF دو دلیل عمده دارد: عامل اول خصوصیات سیستم RF و بخصوص کوئل RF مورد استفاده است و عامل دوم برهم کنش امواج RF با ماده مورد تصویربرداری است که می‌تواند توزیع یکنواخت میدان  $B_1$  را برهم بریزد. حتی اگر میدان  $B_1$  حاصل از یک کوئل حجمی از یکنواختی خوبی برخوردار باشد، هنگامی که عضو مورد تصویربرداری (یا بدن) در درون آن قرار می‌گیرد، برهم کنش بین امواج الکترومغناطیسی ارسالی و بافت بدن موجب از بین رفتن این یکنواختی اولیه می‌شود. این برهم کنش در فرکانسهای بالا ( $> 50$  MHz) به شکل جدی‌تری مشکل‌ساز می‌شود [۵]. دو فرآیند در این برهم کنش نقش اصلی را دارند: اثر پوسته‌ای و موجهای ایستا.

تغییرات میدان RF موجب القای جریانهای موسوم به ادی (eddy) در ماده رسانا می‌شود. این جریانها خود میدانی تولید می‌کنند که مطابق قانون لنز با عامل بوجود آورنده‌شان، یعنی میدان RF، مخالفت می‌کند و بنابراین میدان RF را تضعیف می‌کند. در این مورد پارامتری تحت عنوان عمق پوسته (Skin depth) تعریف می‌شود و آن فاصله‌ای است که در آن دامنه میدان RF به  $1/e$  مقدارش در نقطه مفروض (مثلا سطح بافت) می‌رسد [۶]. عمق پوسته با رابطه (۱) تعریف می‌شود [۶].



که در آن  $\mu_0$  ضریب تراوایی مغناطیسی خلاء،  $\mu_r$  ضریب تراوایی مغناطیسی نسبی نمونه،  $\omega$  فرکانس زاویه‌ای میدان RF و  $\sigma$  رسانندگی نمونه است. این اثر موجب کاهش شدت

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\mu_r \mu_0 \omega \sigma}} \quad (1)$$

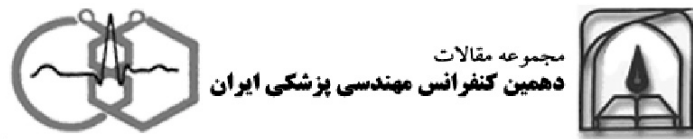
سیگنال در مرکز تصویر می‌شود:

Tissue type	$\rho(\text{g/cm}^3)$	64 MHz		128 MHz		171 MHz		256 MHz	
		$\epsilon_r$	$\sigma(\text{s/m})$	$\epsilon_r$	$\sigma(\text{s/m})$	$\epsilon_r$	$\sigma(\text{s/m})$	$\epsilon_r$	$\sigma(\text{s/m})$
CSF	1.06	106	0.62	103	0.7	101	0.73	100	0.8
Air		1	0	1	0	1	0	1	0
Muscle	1.04	85	0.89	65	1.3	61	1.3	55	1.3
Bone	1.85	26	0.04	25	0.05	24	0.05	22	0.06
Skin	1.10	73	0.73	63	0.86	60	0.87	53	0.7
Lens	1.05	46	0.45	35	0.45	35	0.46	34	0.48
Humour	1.01	100	1.9	73	1.7	73	1.3	73	1.75
brain	1.03	88	0.49	70	0.57	69	0.58	68	0.6
Cartilage	1.10	26	0.04	25	0.05	24	0.05	22	0.06

جدول ۱- چگالی پروتونی، رسانندگی و ضریب دی‌الکتریک نسبی بافت‌های بدن در فرکانس‌های مختلف [۷]:

رسانندگی مواد به فرکانس مورد مطالعه و نیز جنس ماده بستگی دارد و با افزایش فرکانس، افزایش می‌یابد. مقدار  $\sigma$  برای چند بافت بدن در جدول ۱ ثبت شده است. مطابق این جدول، عمق نفوذ برای عضله معادل  $6.7 \text{ cm}$  حاصل می‌شود. افزایش فرکانس RF معادل با کاهش طول موج آن در هوا می‌شود. از سویی بافت بدن در این فرکانسها از ثابت دی‌الکتریک بالایی برخوردار است و همین مسئله باعث می‌شود که طول موج RF در بافت کوتاهتر از طول موج آن در هوا شود. اندازه طول موج RF در بافت و برای یک کوپل فرستنده با قطبش دایروی از رابطه زیر بدست می‌آید [۶]:

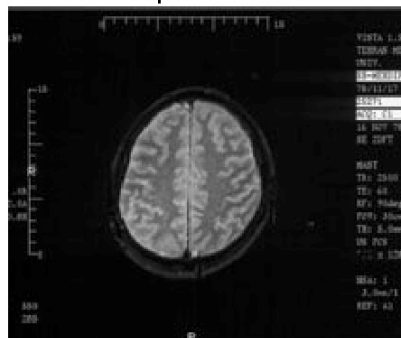
$$\lambda = \frac{2\pi}{\omega \cdot \left( \frac{1}{2} \epsilon_r \epsilon_0 \mu_r \mu_0 \left( \left[ 1 + \frac{1}{\rho^2 \epsilon_r^2 \epsilon_0^2 \omega^2} \right]^{\frac{1}{2}} + 1 \right) \right)^{\frac{1}{2}}} \quad (2)$$



که در آن  $\omega$  فرکانس زاویه‌ای میدان و  $P$  مقاومت ویژه محیط است. با توجه به رابطه فوق و با توجه به اینکه  $\epsilon_r$  برای آب ۸۰ و برای روغن ۵ است، در شدت میدان  $T$  ۱۰۵ (فرکانس ۶۴ MHz) طول موج امواج RF در آب ۰٫۵۲ m و در روغن ۲۰۰۹ m حاصل می‌شود [۶].

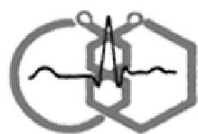
#### مواد و روشها

مطالعات و آزمایشهای ما توسط یک سیستم ابر رسانای  $T$  ۱٫۵ ساخت کارخانه Picker مدل VISTA HPQ انجام شد. در این مطالعه دو فانتوم یکنواخت استوانه‌ای از جنس پلکسی گلاس نیز مورد استفاده قرار گرفتند. فانتوم اول به قطر ۲۴۰۰ cm و محتوی روغن مایع نباتی بود. فانتوم دوم به قطر ۲۰۰۰ cm و محتوی آبی بود که جهت کاهش  $T_1$ ، به آن نمک سولفات مس افزوده شده بود.  $T_1$  روغن مایع فانتوم اول را به روش تهیه تصاویر Spin echo متوالی با  $TR$  های متفاوت و انجام برازش منحنی پیدا کردیم. این مقدار ۲۴۸ ms بود.  $T_1$  فانتوم اول توسط کارخانه سازنده ۲۰۰ ms اعلام شده است.



شکل ۱- یک برش  $T_1$  از مغز یک داوطلب که برای تعیین یکنواختی  $B_1$  در شرایط *In vivo* بکار بردیم.

برای تعیین نایکنواختی RF از تصاویر Spin echo ( $\theta - 180$ ) با زوایای چرخش ( $\theta$ ) متفاوت استفاده کردیم [۸]. در این متد چند تصویر از یک برش به کمک توالی پالس Spin echo با زوایای چرخش مختلف در حالی تهیه می‌شود که سایر پارامترهای تصویربرداری ثابت نگه داشته می‌شوند. سپس شدت سیگنال تمام این تصاویر در یک ROI ثبت شده و به



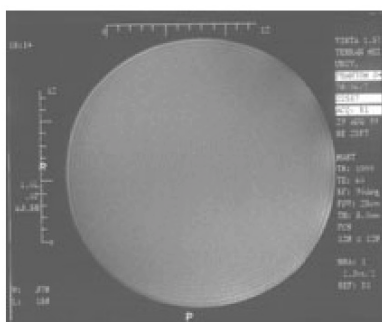
مدل ریاضی معادله [۳] - که رابطه شدت سیگنال و زاویه چرخش را در یک توالی Spin echo

تعیین می کند برآزش می شود:

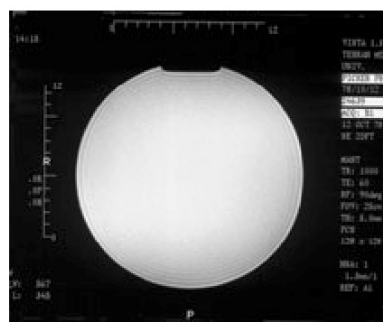
$$S(r) = k \cdot PD(r) \cdot R(r) \cdot \sin(T(r) \cdot \theta_0) \cdot (1 - \cos(T(r) \cdot \pi)) \quad (3)$$

با تکرار این عمل برای ROI های مختلف نیمرخ خطی یا سطح نماینده یکنواختی ارسال و دریافت در فانتوم مشخص می شود. در این نمودار  $T(r)$  و  $R(r)$  به ترتیب نمایانگر یکنواختی ارسال و دریافت،  $PD(r)$  تابع چگالی پروتونی و  $k$  ضریبی ثابت است.

در تمامی تصاویر این مطالعه، اعمال شیمینگ و تعیین فرکانس مرکزی بطور خودکار انجام شد. تعیین بهره تقویت کننده برای یکی از تصاویر که انتظار می رفت بیشترین سیگنال را داشته باشد بطور خودکار انجام شد و برای سایر تصاویر آن مطالعه همین بهره بطور دستی وارد شد. بدین ترتیب در عین حالیکه ضریب تقویت تمام تصاویر یک مطالعه ثابت است، از اشباع شدگی تقویت کننده ها و رخداد data clipping جلوگیری می شود.



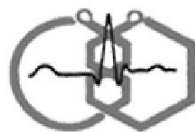
الف



ب

شکل ۲- یک برش  $T_2$  از فانتوم روغن (الف) و فانتوم آب (ب).

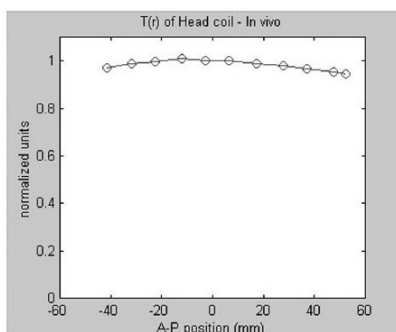
از آنجا که تغییرات شدت سیگنال ناشی از نایکنواختی  $R^F$  تیز نیستند، ماتریس تصاویر را  $128 \times 128$  انتخاب کردیم. اندازه  $TE$  در همه تصاویر  $60 \text{ ms}$ ، تعداد سیگنالهای معدل گیری شده (NSA) یک، ضخامت برش  $5 \text{ mm}$  و  $FOV = 25 \text{ cm}$  بود.  $TR$  را در تصاویر فانتومها  $1000 \text{ ms}$  و در تصاویر مغز انسان  $2500 \text{ s}$  گرفتیم تا اشباع شدگی اثر منفی بر نتایج



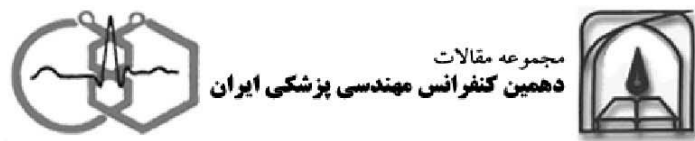
نگذارند. به دلیل  $T_1$  بلند مایع CSF تصمیم گرفتیم تصاویری تهیه کنیم که در آن حداقل مایع مغزی نخاعی وجود داشته باشد. برای این منظور برشی در جهت  $T$  و درست بالای بطنهای مغز را انتخاب کردیم. با این شرایط نقاطی از تصویر که سیگنال مایع مغزی نخاعی را نشان می‌دهند روشنتر هستند و با توجه به  $T_1$  بلند آن و مسئله اشباع‌شدگی، به هنگام ثبت نتایج، ROIها را به گونه‌ای انتخاب می‌کردیم که شامل این مایع نباشند و تنها ماده سفید مغز را در بر بگیرند. یکی از سری تصاویری که از مغز یک داوطلب تهیه شده بود در شکل ۱ نمایش داده شده است. نیمرخ از نایکنواختی RF در راستای A-P یک صفحه Trans-axial در مغز، فانتوم روغن و فانتوم آب تهیه شد. یک نمونه از تصاویر این دو فانتوم در شکل ۲ نمایش داده شده‌اند.

#### نتایج

نیمرخ از تابع  $T(r)$  برای مغز را در راستای A-P پیدا کردیم که حاصل در شکل ۳ نمایش داده شده است. در این راستا و در فاصله مورد مطالعه (حدود ۱۰ cm) ضریب تغییرات  $T(r)$  برابر با ۲.۱۱٪ است. به همین ترتیب تابع  $T(r)$  در جهت A-P برای کویل سر و فانتوم روغن بدست آمد. ضریب تغییرات این تابع در قطر فانتوم ۱.۶۱٪ بود. برای بررسی شدت اثر امواج ایستا در نایکنواختی  $B_1$  و مقایسه اثر آن در فانتوم آب با مغز، تابع  $T(r)$  را در فانتوم آب نیز در جهت A-P اندازه‌گیری کردیم.



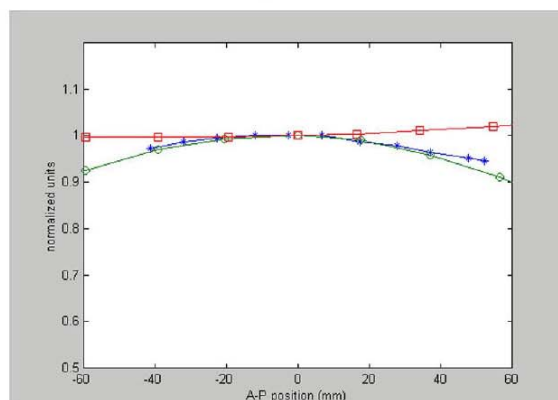
شکل ۳- نیمرخ یکنواختی میدان RF ارسالی که از روی تصاویر  $T$  مغز انسان و در شرایط *In vivo* بدست آمد.



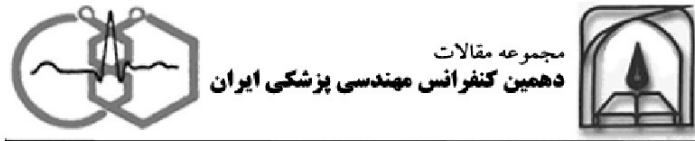
برای مقایسه بهتر،  $T(r)$  حاصله در فانتوم روغن، مغز انسان و فانتوم آب را در شکل ۴ نمایش دادیم. در این شکل  $T(r)$  حاصله در فانتوم روغن با رنگ قرمز و علامت ( )،  $T(r)$  در مغز با رنگ آبی و علامت (×) و  $T(r)$  در فانتوم آب با رنگ سبز و علامت (o) مشخص شده‌اند. همانطوری که در شکل مشخص است اثر امواج ایستا در مغز و فانتوم آب وجود دارد ولی در فانتوم آب بدلیل یکنواختی مایع درون آن شدت بیشتری دارد. این مسئله از روی تحذب بیشتر  $T(r)$  فانتوم آب در نمودار مشخص است. در فاصله حدود  $10\text{ cm}$  مرکزی که  $T(r)$  بر روی مغز اندازه‌گیری شده بود، ضریب تغییرات  $T(r)$  در فانتوم آب  $23.2\%$  و در فانتوم روغن  $4.0\%$  است.

#### بحث

مطالعات تئوری اولیه پیش‌گویی می‌کردند که تصویربرداری از اعضای بدن در فرکانسهای بالای  $10\text{ MHz}$  ( $0.23T$ ) به دلیل همین مشکلات بر هم کنش امواج با بافت بدن غیرممکن است [۹]. البته این پیشگویی‌ها با وجود تصویربرداری‌های موفق امروزی که تا میدانهای  $1.5T$  و بالاتر انجام گرفته، غلط از آب درآمدند. عدم وجود آرتی فکت موجهای ایستا در تصاویر مغز در سیستمهای میدان قوی در ابتدا تعجب‌انگیز می‌نمود. مغز شامل غشاهای نارسانایی است که به همراه چندلایه بودن (heterogeneity) بافت مغز دلیل رفتار متفاوت آن از یک ظرف محتوی آب در میدان  $RF$  کوپل فرستنده می‌شود [۱۰].



شکل ۴- یکنواختی  $B_1(T(r))$  در فانتوم روغن، مغز انسان و فانتوم آب. این سه نمودار به ترتیب با رنگ قرمز، آبی و سبز نشان داده شده‌اند. اثر امواج ایستا در مغز و فانتوم آب مشخص است.



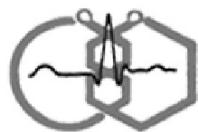
نکته دیگری که در این زمینه جالب توجه است اینکه، به نظر می‌رسد دو پدیده امواج ایستا و عمق نفوذ اثر یکدیگر را خنثی می‌کند، اولی باعث افزایش شدت سیگنال در مرکز تصویر می‌شود حال آنکه دومی شدت سیگنال در مراکز را کم و مربوط به اطراف را زیاد می‌کند. احتمالاً یکی از دلایل اینکه تصاویر MRI در میدانهای قوی بهتر از آنچه که پیشگویی می‌شد هستند، همین مسئله است [۱۱].

تحدب نیمرخ نایکنواختی RF در مطالعات ما روی فانتوم آب و مغز انسان نشان می‌دهد که اثر امواج ایستا در این دو مورد وجود دارد. امواج ایستا در مغز و فانتوم آب بدلیل ضریب دی‌الکتریک بزرگتر ( $\epsilon_r = 80$ )، در مقایسه با فانتوم روغن ( $\epsilon_r = 5$ ) از طول موج کوچکتری برخوردارند و بر یکنواختی میدان  $B_1$  اثر جدی‌تری دارند.

#### References

- [1]- Velthuisen Robert, et al. "Review and evaluation of MRI nonuniformity corrections for brain tumor response measurements". Med. Phys., 25(9), 1998: 1655-1666.
- [2]- Sled John G., Pike G. Bruce. "Standing- wave and RF Penetration artifacts Caused by elliptic geometry: An electrodynamic analysis of MRI". IEEE Trans. Med. Imag., 17(4), 1998: 653-662.
- [3]- 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., 40, 1998: 49-54.
- [4]- Stollberger Rudolf, Wach Paul. "Imaging of the active  $B_1$  field in Vivo". Mag. Reson. Med., 35, 1996: 246-251.
- [5]- Jin J., Chen J. "On the SAR and field inhomogeneity of birdcage coils loaded with the human head". Magn. Reson. Med., 38, 1997: 953 – 963.
- [6]- Simmons A., et al. "Sources of intensity nonuniformity in spin echo images at 1.5T". Magn. Reson. Med., 32, 1994: 121-128.
- [7]- Chen Ji, Feng Z., Jin J. "Numerical Simulation of SAR and  $B_1$  field inhomogeneity of shielded RF Coils loaded with the human head". IEEE Trans. Biomed. engineering, 45(5), 1998: 650-659.
- [8]- Oghabian M., Riahi N., Mehdi-pour Sh., "Measurement of RF transmit and receive homogeneity in MRI systems". 4th Iranian Medical Physics Congress, 2000, pp 174-182.





- [9]-Bottomley P.A., Andrew E.R. " RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in Biological tissue: implications for NMR imaging". Phys. Med. Biol., 23(4), 1978: 630-643.
- [10]- Stark D.D., Bradley W.G. : "Magnetic Resonance Imaging". Vol.1, U.S.A, Mosby - year book, 1992.
- [11]- Sled J.G., Pike G.B. "Standing-wave and RF Penetration artifacts caused by elliptic geometry: An electrodynamic analysis of MRI". IEEE Trans. Med. Imag., 17(4), 1998 : 653-662.