

بررسی تکرار پذیری خطاهای هندسی در تصاویر MRI

بررسی تکرارپذیری خطاهای هندسی^۱ در تصاویر MRI بر اساس مطالعات فانوم

مهرنوش اشکان مهر^۱، نادر ریاحی عالم^{۲*}، محمد علی عقابیان^۱، علی قاسم زاده^۳، مرتضی بختیاری^۲، حسین قناعتی^۴،
حسن هاشمی^۵، منیژه پاکروان^۶، ناصر شاکری^۳

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد، گروه مهندسی هسته ای، دانشگاه آزاد اسلامی تهران، ایران.

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

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

۴- دانشیار گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی و مرکز تصویربرداری پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

۵- استادیار گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی و مرکز تصویربرداری پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

۶- کارشناس مرکز تصویربرداری پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۶/۲۵

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۵/۴/۲۶

چکیده

مقدمه: خطاهای هندسی تصاویر تحت عنوان بهم ریختگی تصاویر یکی از مشکلات اصلی در انواع تصویربرداری تشدید مغناطیسی از جمله تصویربرداری سه بعدی^۱، اندازه گیری سرعت جریان خون، تصویربرداری عملکردی^۲ و طراحی درمان در پرتودرمانی^۳ است. بهم ریختگی هندسی تصویر در MRI باعث اثر غیر یکنواختی میدان مغناطیسی و غیر خطی بودن گرادینانها می باشد. در این پژوهش صحت تصاویر MR بوسیله اندازه گیری فانوم بررسی می شود. تکرارپذیری تصاویر با تکرار اندازه گیریها در فانوم ارزیابی می شود.

مواد و روشها: تصویربرداری MR در دو دستگاه ۱/۵ تسلا از فانوم برای اندازه گیری بهم ریختگی هندسی با الگوی شبکه ای انجام شد. برای اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر، پروتکل اسپین اکو با وزنه های T1، T2 و PD، ۳ بار تکرار شد. بهم ریختگی تصاویر با استفاده از یک برنامه نوشته شده در MATLAB به روش اندازه گیری فاصله بین لبه ها اندازه گیری شد.

نتایج: بهم ریختگی تصاویر در اطراف تصویر نسبت به مرکز تصویر بیشتر است. میانگین خطای بدست آمده در میدان دید (FOV)^۵ ۲۴ سانتیمتری برای دستگاه MRI(Picker) به اندازه ۳ پیکسل در جهت Y و ۱ پیکسل در جهت X و در دستگاه دیگر MRI(GE) به اندازه ۱ پیکسل در هر دو جهت X و Y می باشد (هر پیکسل معادل ۰/۹ میلیمتر می باشد).

بحث و نتیجه گیری: از آنجا که تغییر مکان در کوئل مغز ۱ تا ۳ پیکسل است، می توان دستگاههای مورد آزمایش را در MRI 3DMRI، Velocity، fMRI و RTTP بکار برد. برای کاهش بهم ریختگی هندسی باید از کوئل و پروتکل مناسب

استفاده کرد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۸، پاییز ۸۴: ۸-۱)

واژگان کلیدی: تصویربرداری تشدید مغناطیسی، بهم ریختگی تصاویر، فانوم، تکرارپذیری

- 1- Geometric Distortion
- 2-3DMRI
- 3- fMRI
- 4- RTTP
- 5- Field of view

* نویسنده مسؤول: نادر ریاحی عالم
آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران.
riahinad@sina.tums.ac.ir
تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۰۲۱) ۹۸+

بررسی تکرار پذیری خطاهای هندسی در تصاویر MRI

برش و مکان برش [۳]. در جهت تصحیح بهم ریختگی^۳ در مطالعات پیشنهاداتی مطرح شده، از آن جمله جهت کاهش آن از پروتکل‌های اکوپلنار استفاده شود، زیرا با استفاده از این پروتکل تاثیر فاکتور B_0 field inhomogeneity به حداقل ممکن می رسد [۴].

یکی از کاربردهای فانتوم بهم ریختگی تصاویر، بکارگیری آن در مراکز تصویربرداری تشدید مغناطیسی جهت کنترل کیفی سیستم ها می باشد، در مطالعه ای نشان داده شد که ۸۰٪ تصاویر حاصل از فانتوم در مقاطع (عرضی، جانبی، تاجی) مطابق با پارامترهای فانتوم بکار رفته مطابقت دارد [۵].

میزان بهم ریختگی تصاویر در تصاویر تشدید مغناطیسی بررسی گردید و مشاهده شد که در بازسازی تصاویر، بر پایه داده های اولیه، عدم بهم ریختگی در داده های اولیه نقش بسزایی در کاهش بهم ریختگی تصاویر ایفا می کنند. بطوریکه اگر داده های اولیه بدون بهم ریختگی حاصل شوند، تصاویر باز سازی شده به واقعیت نزدیکتر خواهد بود [۶].

در مورد تکرار پذیری بهم ریختگی تصویر بوسیله فانتوم میتوان بهم ریختگی تصاویر تشدید مغناطیسی را با استفاده از برنامه های نرم افزاری تقلیل داد [۲].

در این پژوهش با طراحی و ساخت یک فانتوم مناسب میزان بهم ریختگی هندسی تصاویر تشدید مغناطیسی مورد مطالعه قرار گرفته است.

۲- مواد و روشها

مطالعات و آزمایش‌های مربوطه بر روی دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی ابرسانای ۱/۵ تسلا ساخت کارخانه Picker Picker InI, Inc, Cleveland, Ohio مدل VISTA TM با نرم افزار نسخه 800 Q کارخانه سازنده) و دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی ابرسانای ۱/۵ تسلا ساخت کارخانه

۱- مقدمه

تصویربرداری تشدید مغناطیسی روشی است که به سرعت در حال تغییر و توسعه است. حساسیت و کنتراست بالا در بافت نرم و بی خطر بودن ذاتی آن برای بیماران به دلیل عدم استفاده از پرتوهای یونیزان از دلایل اصلی جذابیت این روش در مقابل روشهای دیگر تصویربرداری بوده است. شناخت دقیق از قابلیت‌ها، توانایی‌ها و مشکلات یک سیستم طی آزمونهای پذیرشی، هنگام کار با دستگاه طی آزمونهای کنترل کیفی (Q.C) و یا اطمینان از کیفیت (Q.A) از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در آزمونهای پذیرشی می‌توان از قابلیت‌های دقیق سیستم مطلع شده و سیستمی مطابق نیاز انتخاب کرد. در آزمونهای کنترل کیفی و اطمینان از کیفیت می‌توان از مشکلات احتمالی سیستم مطلع شده، در جهت رفع آنها تلاش کرده و در نهایت از کیفیت و ارزش تصاویر و نتایج مبتنی بر آنها مطمئن شد [۱].

تصاویر تشدید مغناطیسی در سطح وسیعی برای تشخیص بالینی و درمان مورد استفاده قرار می‌گیرند. یکی از مشکلات اساسی در بکارگیری این تصاویر برای تشخیص و درمان، بهم ریختگی تصاویر می‌باشد، بطوریکه در بکارگیری تصاویر تشدید مغناطیسی برای طراحی درمان^۱، جراحیهای مغز و اعصاب بصورت جراحی معمولی و یا گاما نایف^۲، تصویربرداری سه بعدی یا محاسبه سرعت خون و تصویربرداری عملکردی حصول اطمینان از تصاویر بدست آمده منوط به حصول اطمینان از کارکرد صحیح دستگاه تصویر برداری می باشد [۲].

شاخصه‌هایی که می‌بایست به طور متناوب در یک سیستم تصویربرداری تشدید مغناطیسی مورد سنجش قرار گیرند عبارتند از: بسامد تشدید، نسبت سیگنال به نویز، یکنواختی تصویر، خطی بودن فضایی، قدرت تفکیک فضایی، ضخامت

1 - Radiotherapy Treatment Planning (RTTP)

2 - Radio Surgery (Gamma Knife)

3 - Distortion

مهرنوش اشکان مهر و همکاران

General-Electric (Signa Echo-Speed, USA) انجام گرفته است.

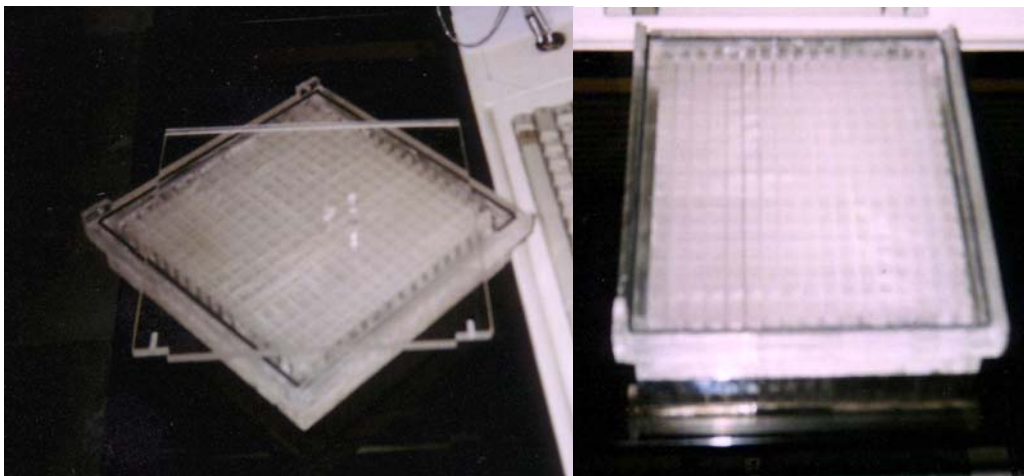
برای انتخاب محلول بهینه از دو سری محلول استفاده شد. یک سری از محلول‌ها شامل CuSO_4 (۱۰ و ۲۰ میلی مولار)، مگنیست (۱:۲۵۰) و آب مقطر و دسته دیگر شامل CuSO_4 (۱، ۱۵، ۲۰ و ۲۵ میلی مولار) و MnCl_2 (۰/۱، ۰/۳، ۰/۵ و ۰/۷ میلی مولار) بود. محلولها با کمک پروتکل‌های تصویربرداری مناسب مورد آزمایش قرار گرفتند. از طریق رسم منحنیهای تغییرات شدت سیگنال بر حسب پارامترهای TE و TR و اندازه گیری در نهایت نوع محلول و غلظت بهینه آن جهت پر کردن فانتوم مشخص شد. از بین محلولهای سیگنال دهنده تهیه شده، محلول مگنیست (۱:۲۵۰) بعنوان محلول بهینه انتخاب گردید. [۷]

ابتدا دستگاه مورد نظر بوسیله فانتومهای ساخته شده از قبل از جمله: فانتوم یکنواختی، فانتوم تعیین موقعیت آرتیفکت شبیح، فانتوم آرتیفکت شبیح و فانتوم نسبت سیگنال به نویز، بررسی گردید.

برای اندازه‌گیری بهم ریختگی تصاویر به یک الگوی ثابت نیاز داریم. با توجه به اهمیت درستی تصاویر، رعایت تناسب بین اجزای آن در تصاویر تشدید مغناطیسی و نهایتاً بررسی میزان بهم ریختگی تصاویر باید از جسم یا اجسامی که دارای شکل هندسی مشخص هستند، استفاده کرد. بدین منظور فانتومی طراحی و ساخته شده که با بقیه فانتومها متفاوت است.

طراحی این فانتوم بوسیله اتوکد ۲۰۰۰ صورت گرفته است. با استفاده از یک بلوک از جنس پلکسی گلاس با چگالی ۱/۱۹ گرم بر سانتی متر مکعب، ابعاد $5 \times 20 \times 20$ سانتی متر مکعب ساخته شده است. بوسیله دستگاه تراش CNC (با دقت ۰/۱ میلیمتر) روی سطح این بلوک یک طرح جدول بصورت شیارهایی به عمق ۴۰ میلیمتر و ضخامت ۲ میلیمتر به فاصله ۱۰ میلیمتر از یکدیگر ایجاد شده است.

داخل شیارها با محلول سیگنال دهنده پر شده و برای اینکه محلول، قابل تعویض باشد و همچنین داخل شیارهای فانتوم (برای جلوگیری از هر گونه آلودگی) قابل شستشو باشد، دری برای آن طراحی شده است که قابل باز و بسته شدن بوده و بوسیله اورینگ آب بندی شده تا از نشت محلول به داخل دستگاه و روی تخت جلوگیری شود. (شکل ۱)



شکل ۱- فانتوم بهم ریختگی تصاویر

بررسی تکرار پذیری خطاهای هندسی در تصاویر MRI

اندازه گیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه GE فقط در حالتی که فانتوم کاملاً در کویل مغز جای داده شده، انجام شد (شکل ۳).

تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه GE با ۳ بار تکرار تصویربرداری در یک روز بدون جایگذاری مجدد فانتوم (CV_1) و تکرار تصویربرداری در ۳ روز متفاوت با جایگذاری مجدد فانتوم (CV_2)، در دو راستای X و Y، در حالتی که فانتوم کاملاً در کویل مغز جای داده شده اندازه گیری شد. انتظار می رود مقدار CV_1 کمتر از CV_2 و کمتر از ۵ درصد باشد.

۳- نتایج

تصویر فانتوم یکنواختی با شرایط

TR/TE/FOV/ST/Marix/NEX= 500/20/30/5/256x256/1 در دستگاه GE نشان دهنده یکسان بودن شدت سیگنال در نقاط مختلف بود ولی در دستگاه Picker نشان دهنده متفاوت بودن شدت سیگنال در نقاط مختلف بود که می تواند ناشی از غیر یکنواختی میدان اصلی یا پالس RF باشد. تصاویر فانتوم شیخ و فانتوم تعیین موقعیت شیخ با شرایط TR/TE/FOV/ST/NEX/Matrix= 500/20/24/5/1/256x256 در دستگاه GE و Picker نشان دهنده وجود نداشتن آرتیفکت شیخ می باشد و این دو سیستم از این نظر مشکلی ندارند.

ابتدا یک تصویر عرضی به عنوان تصویر راهنما گرفته شده است و مقاطع تاجی روی آن تنظیم و تصویربرداری شد. اختلاف ابعاد مشاهده شده و ابعاد واقعی را جابجایی هندسی^۱ می گویند. درصد جابجایی هندسی یا بهم ریختگی تصویر از رابطه زیر محاسبه می شود:

$$CV = \frac{\text{ابعاد مشاهده شده} - \text{ابعاد واقعی}}{\text{ابعاد واقعی}} \times 100\%$$

در این مطالعه ابعاد واقعی فاصله بین لبه ها در فانتوم ساخته شده بر حسب میلیمتر می باشد. ابعاد مشاهده شده با اندازه گیری فاصله بین لبه ها بر حسب پیکسل با استفاده از برنامه نوشته شده در MATLAB بدست می آید، که با توجه به رزولوشن تصویر به میلیمتر تبدیل می شود.

اندازه گیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه Picker در دو موقعیت نسبت به کویل مغز صورت گرفته است :

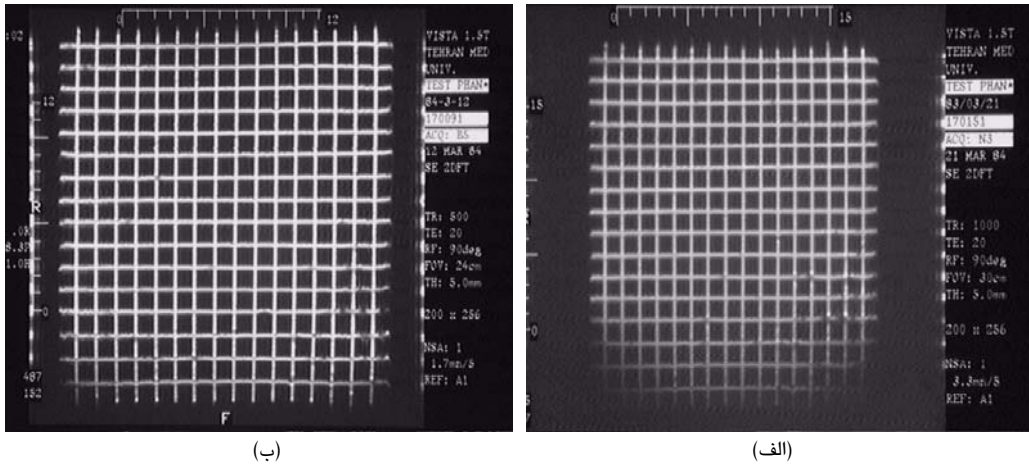
۱- فانتوم دقیقاً در موقعیت بیمار قرار گرفته است (شکل ۲-الف).

۲- فانتوم کاملاً در کویل مغز جای داده شده است (شکل ۲-ب).

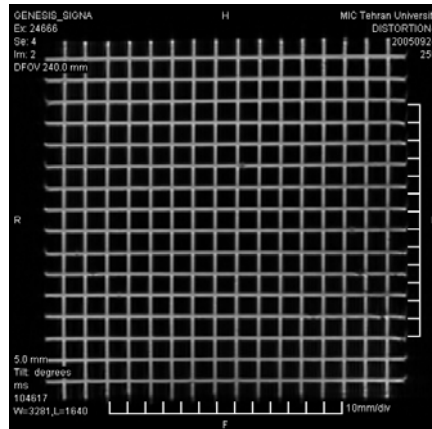
تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه Picker با تکرار تصویربرداری در ۳ روز متفاوت با جایگذاری مجدد فانتوم (CV_2)، در دو راستای X و Y، در حالتی که فانتوم کاملاً در کویل مغز جای داده شده اندازه گیری شد. انتظار می رود مقدار CV_2 کمتر از ۵ درصد باشد. اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی با اندازه گیری میانگین و انحراف معیار بهم ریختگی ها و بکار بردن رابطه زیر محاسبه می شود:

$$CV = \frac{\text{انحراف معیار}}{\text{میانگین}} \times 100\%$$

بررسی تکرار پذیری خطاهای هندسی در تصاویر MRI



شکل ۲- الف- تصویر کروئال از فانتوم در موقعیت بیمار که نمایانگر بهم ریختگی تصویر در راستای Y به اندازه ۳ پیکسل می باشد. (Picker sys.)
 ب- تصویر کروئال از فانتوم در حالتی که کاملاً در داخل کویل مغز جای گرفته است.
 $TR/TE/FOV/ST/MATRIX/NEX = 500/20/24/5/200 \times 256/1$ (Picker sys.)
 $TR/TE/FOV/ST/MATRIX/NEX = 500/20/24/5/200 \times 256/1$ (Picker sys.)



شکل ۳ - تصویر کروئال از فانتوم $TR/TE/FOV/ST/MATRIX/NEX=500/20/24/5/256 \times 256/1$ (GE sys.)

تکرار در ۳ روز متفاوت با جایگذاری مجدد فانتوم (CV_2) در حالتی که فانتوم کاملاً در کویل مغز جای داده شده، در جدول ۳ نشان داده شده است.

میانگین مقدار خطای بهم ریختگی تصاویر در دستگاه GE با اندازه گیری ۱۳۷۶ فاصله اندازه گیری شده در راستای Y به اندازه ۰/۹ میلیمتر (۱ پیکسل) و ۱۲۴۷ فاصله اندازه گیری شده در راستای X به اندازه ۰/۹ میلیمتر (۱ پیکسل) بدون

نتایج اندازه گیری بهم ریختگی تصاویر در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه Picker در دو راستای X و Y، حاصل از تکرار در ۳ روز متفاوت با جایگذاری مجدد فانتوم (CV_2) در دو حالت، در جدول ۲ نشان داده شده است. نتایج اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه GE در دو راستای X و Y، حاصل از ۳ بار تکرار در یک روز بدون جایگذاری مجدد فانتوم (CV_1) و

ریختگی تصاویر در حالتی که فانتوم کاملاً در داخل کویل مغز قرار دارد کمتر از زمانی است که فانتوم در موقعیت بیمار قرار می گیرد. در شکل ۴ نمودار اندازه بهم ریختگی تصاویر در فواصل ۰، ۴۰، ۸۰ و ۱۲۰ میلیمتری از مرکز میدان (فانتوم) در دو راستای y و x در وضعیت بیمار نشان داده شده است که بیانگر بهم ریختگی کم در راستای x (۱ پیکسل) و بهم ریختگی زیاد در راستای y (حداقل ۱ پیکسل که با دور شدن از مرکز میدان به ۳ پیکسل افزایش می یابد) می باشد.

جایگذاری فانتوم و با اندازه گیری ۱۲۹۱ فاصله اندازه گیری شده در راستای y به اندازه ۰/۹ میلیمتر (۱ پیکسل) و ۱۲۲۹ فاصله اندازه گیری شده در راستای x به اندازه ۰/۹ میلیمتر (۱ پیکسل) با جایگذاری مجدد فانتوم بدست آمده است. مقدار خطای بهم ریختگی تصاویر در دستگاه Picker در میدان دید ۲۴ سانتی متری با اندازه گیری ۱۱۲۴ فاصله اندازه گیری شده به اندازه ۲/۷ میلیمتر (۳ پیکسل) در راستای y و با اندازه گیری ۱۲۵۲ فاصله اندازه گیری شده به اندازه ۰/۹ میلیمتر (۱ پیکسل) در راستای x می باشد. مقدار خطای بهم

جدول ۱- مقادیر بهم ریختگی تصاویر در حالتی که فانتوم دقیقاً در داخل کویل مغز قرار دارد (۱) و حالتی که فانتوم دقیقاً در موقعیت بیمار قرار دارد (۲).

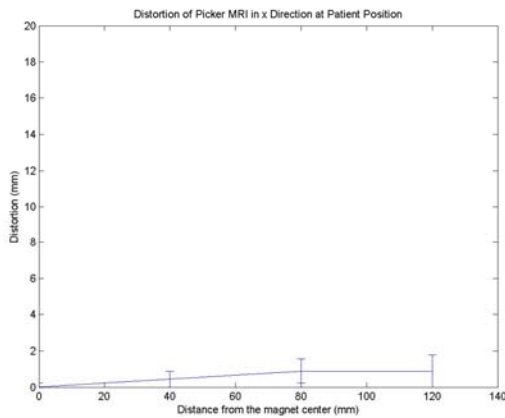
پروتکل	ST (میلیمتر)	زمان TR (میلی ثانیه)	زمان TE (میلی ثانیه)	FOV (سانتیمتر)	ماتریس	درصد بهم ریختگی در محور X میانگین \pm انحراف معیار (۱)	درصد بهم ریختگی در محور Y میانگین \pm انحراف معیار (۱)	درصد بهم ریختگی در محور X میانگین \pm انحراف معیار (۲)	درصد بهم ریختگی در محور Y میانگین \pm انحراف معیار (۲)
SE T1	۵	۵۰۰	۲۰	۲۴	۲۰۰×۲۵۶	۲/۹۲ \pm ۲/۰۵	۲/۰۱ \pm ۲/۸۸	۲/۹۲ \pm ۲/۱۰	۲/۰۱ \pm ۱/۸۸
SE PD	۵	۱۰۰۰	۲۰	۲۴	۲۰۰×۲۵۶	۳/۰۷ \pm ۲/۸۴	۱/۸۸ \pm ۲/۵۰	۳/۹۵ \pm ۲/۹۰	۲/۰۸ \pm ۲/۷۶
SE T2	۵	۱۰۰۰	۱۰۰	۲۴	۲۰۰×۲۵۶	۲/۲۳ \pm ۲/۴۴	۲/۲۳ \pm ۲/۵۴	۳/۸۸ \pm ۱/۸۸	۲/۲۸ \pm ۲/۳۷

جدول ۲- تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در راستای x و y در حالتی که فانتوم دقیقاً در داخل کویل مغز قرار دارد (۱) و حالتی که فانتوم دقیقاً در موقعیت بیمار قرار دارد (۲) در دستگاه MRI(Picker).

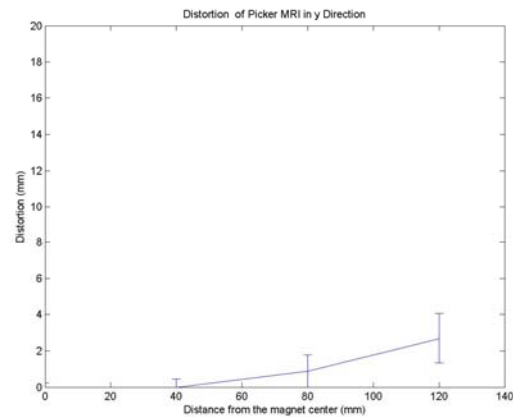
پروتکل	بهم ریختگی در محور X (۱) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور Y (۱) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور X (۲) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور Y (۲) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)
SE T ₁	۱/۵۰ (۰/۰۴ \pm ۲/۸۱)	۲/۴۰ (۳/۱۰ \pm ۰/۰۷)	۳/۰۶ (۳/۹۲ \pm ۰/۱۲)	۲/۸۶ (۵/۲۴ \pm ۰/۱۵)
SE PD	۲/۷۰ (۲/۹۷ \pm ۰/۰۸)	۳/۲۲ (۱/۸۶ \pm ۰/۰۶)	۳/۵۱ (۴/۵۶ \pm ۰/۱۶)	۳/۱۷ (۴/۴۱ \pm ۰/۱۴)
SE T ₂	۲/۶۰ (۳/۴۵ \pm ۰/۰۹)	۲/۷۰ (۲/۰۹ \pm ۰/۰۸)	۳/۱۸ (۳/۴۵ \pm ۰/۱۱)	۳/۷۵ (۴/۸۰ \pm ۰/۱۸)

جدول ۳- مقدار بهم ریختگی تصاویر در راستای x و y بدون جایگذاری مجدد فانتوم^۱ (۱) و با جایگذاری مجدد فانتوم^۲ (۲) در دستگاه MRI(GE).

پروتکل	بهم ریختگی در محور X (۱) CV_1 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور Y (۱) CV_1 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور X (۲) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)	بهم ریختگی در محور Y (۲) CV_2 (میانگین \pm انحراف معیار)
SE T ₁	۲/۸۸ (۲/۸۳ \pm ۰/۰۸)	۱/۰۱ (۲/۹۸ \pm ۰/۰۳)	۱/۷۵ (۲/۸۸ \pm ۰/۰۵)	۲/۸۷ (۲/۷۲ \pm ۰/۰۸)
FSE T ₁	۰/۶۳ (۲/۷۷ \pm ۰/۰۲)	۰/۱۹ (۲/۹۸ \pm ۰/۰۱)	۱/۶۸ (۲/۷۳ \pm ۰/۰۵)	۱/۳۰ (۲/۷۰ \pm ۰/۰۴)
FSE T ₂	۱/۲۷ (۲/۷۷ \pm ۰/۰۴)	۰/۷۰ (۲/۹۷ \pm ۰/۰۲)	۰/۶۴ (۲/۷۲ \pm ۰/۰۲)	۱/۳۳ (۲/۷۲ \pm ۰/۰۴)
FSE PD	۰/۵۵ (۲/۷۷ \pm ۰/۰۲)	۰/۹۰ (۲/۹۳ \pm ۰/۰۳)	۱/۴۰ (۲/۷۱ \pm ۰/۰۴)	۰/۹۳ (۲/۷۰ \pm ۰/۰۳)



(ب)



(الف)

شکل ۴- نمودارهای اندازه بهم ریختگی تصاویر در فواصل ۰، ۴۰، ۸۰ و ۱۲۰ میلیمتری از مرکز میدان (فانتوم) در راستای y در وضعیت بیمار که بیانگر بهم ریختگی زیاد (حداقل ۱ پیکسل که با دور شدن از مرکز میدان به ۳ پیکسل افزایش می یابد) می باشد. (ب) در راستای x در وضعیت بیمار که بیانگر بهم ریختگی کم (۱ پیکسل) می باشد.

۴- بحث

در این پژوهش تصویر گیری از فانتوم در دستگاه Picker در دو حالت فانتوم در وضعیت بیمار و دقیقاً داخل کوئل مغز صورت گرفت. مقدار خطا در هر دو حالت محاسبه گردید. در حالتی که فانتوم در موقعیت بیمار قرار دارد در قسمت گردن، بهم ریختگی تصاویر بیشتر می باشد. (چون از این کوئل فقط برای تصویربرداری از مغز استفاده می گردد و برای تصویربرداری از گردن از کوئل دیگری استفاده می شود، این خطا مشکل کلینیکی ایجاد نمی کند).

خطای بدست آمده در این پژوهش برای دستگاه MRI(Picker) به اندازه ۳ پیکسل در جهت y و ۱ پیکسل در جهت x و در دستگاه MRI(GE) به اندازه ۱ پیکسل در هر دو جهت x و y می باشد. (هر پیکسل معادل ۰/۹ میلیمتر می باشد).

نتایج اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه Picker در دو راستای x و y در دو حالت، نشان می دهد که طبق انتظار $CV_2 < 5\%$ می باشد.

نتایج اندازه گیری تکرارپذیری بهم ریختگی تصاویر در دستگاه GE در دو راستای x و y در حالتی که فانتوم کاملاً

در کوئل مغز جای داده شده، نشان می دهد که طبق انتظار $5\% < CV_2 < CV_1$ می باشد.

۵- نتیجه گیری

از آنجا که تغییر مکان در کوئل مغز ۱ تا ۳ پیکسل است، میتوان دستگاههای مورد آزمایش را در طراحی درمان، جراحیهای مغز و اعصاب، بصورت جراحی معمولی و یا گامانایف، MRI سه بعدی یا MRI محاسبه سرعت خون و MRI فانکشنال بکار برد. برای کاهش بهم ریختگی هندسی باید از کوئل و پروتکل مناسب استفاده کرد.

اهمیت اندازه گیری خطای بهم ریختگی تصاویر در موارد استفاده در پرتودرمانی، جراحیهای مغز و اعصاب، گامانایف، MRI سه بعدی یا MRI محاسبه سرعت خون و MRI فانکشنال (که خطا در حد میلیمتر حائز اهمیت می باشد)، باعث میگردد که اندازه گیری این خطا در تستهای کنترل کیفی نقش بسزایی داشته و برای تکنسینها و پزشکان الزامی می باشد که در مواقع استفاده از پروتکلهای کلینیکی به مقدار این خطا توجه نمایند.

۶- تشکر و قدردانی

مجموعه بیمارستانی امام خمینی - دانشگاه علوم پزشکی تهران که در تکمیل و انجام این پژوهش کمال همکاری را مبذول داشتند.

با تشکر از همکاری خانم دکتر سهیلا حفقو از آزمایشگاه کنترل غذا و دارو وزارت بهداشت و درمان و آموزش پزشکی و آقای مجتبی امیری صدر از مرکز تصویربرداری پزشکی -

منابع

1. Bushberg J.T. The Essential Physics of Medical Imaging. USA: Williams and Wilkins; 1994.
2. Mizowaki T, Nagata Y, Okajima K, et al. Reproducibility of Geometric Distortion in Magnetic Resonance Imaging Based on Phantom Studies. *Radiother Oncol.* 2000; 57: 237-242.
3. Price Roland R., et al. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance image. *Med Phys.* 1990; 17(2): 287-295.
4. Chen NK, Wyrwicz AM, et al. Optimized distortion correction technique for echo planar imaging. *Magn Reson Med.* 2001, 45(35): 525-8.
5. Prott F J, Haverkamp U, Willich N, et al. Comparison of imaging accuracy at different MRI units based on phantom measurements. *Radither Oncol.* 1995, 37: 221-224.
6. Ahlqvist J, Bryndahl F, Eckerdal O, et al. Sources of radiographic distortion in conventional and computed tomography of the temporal bone. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998, 27(6): 351-357.
7. Walton L, Hampshire A, Vaughan P, et al. Distortion in magnetic resonance images obtained for stereotactic localization. *J Neurosurgery.* 2000, 93(3): 191-192.
8. Hendrick RE, Haacke EM. Basic physics of MR contrast agents and maximization of image contrast. *Journal of Magnetic Resonance Imagaging;* 1993, 3:137.