تاثیر میدان مغناطیسی زمین بر عملکرد دستگاههای تصویر برداری پزشکی هسته ای

سمیرا رسانه[1]، حسین رجبی[2]، احمد بیطرفان رجبی[1]، محمد رضا فارسی نژاد[3]
۱- دانشجوی دکترای تخصصی فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس
۲- استادیار فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس
۳- پزشگ عمومی

یافته / دوره هشتم / شماره ۱ / بهار ۸۵ / مسلسل ۲۷

چکیده

دریافت مقاله: ۸۴/۱/۲۹، پذیرش مقاله: ۸۴/۳/۸

* **مقدمه:** دستگاه های تصویربرداری پزشکی هسته ای نسبت به تغییرات میدان مغناطیسی در محیط حساس هستند. فونومولتی پلایرها وظیفه تقویت سیگنالهای کم انرژی نور و تبدیل آنها به جریان های الکتریکی را از طریق تکثیر الکترونی به عهده دارند. میدانهای مغناطیسی ضعیف می توانند سبب تغییراتی در یکنواختی و قدرت تفکیک سیستم تصویربرداری شوند. در این مطالعه سعی شده است تا اثر میدان مغناطیسی محیط بر عملکرد سیستم های تصویربرداری پزشکی هسته ای به هنگام چرخش دوربین در زوایای مختلف مورد بررسی قرار گیرد.

* **مواد و روش ها:** در این مطالعه تشخیصی سه دستگاه تصویربرداری مختلف Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) با جهت گیری نصب متفاوت مورد بررسی قرار گرفتند. با قرار دادن چشمه نقطه ای و خطی در مقابل دوربین، جابجایی قله طیف انرژی پرتو دارو، قدرت تفکیک و خطی بودن آن به هنگام چرخش دوربین در میدان مغناطیسی زمین در زوایای مختلف بررسی گردید. این محاسبات در دو حالت خاموش و روشن بودن دستگاه خنک کننده (کولر گازی) در فاصله ۲ متری دوربین گاما، تکرار شد. با انجام آزمون t-test بین گروهها نتایج مورد بررسی قرار گرفت.

* **یافته ها:** نتایج آزمون t-test نشان داد که در هر سه دستگاه SPECT مورد بررسی مقدار جابجایی فوتوپیک و اعوجاج در قدرت تفکیک و خطی بودن در زوایای مختلف بصورت معنی دار تغییر می کند ($p<۰/۰۱$).

* **نتیجه گیری:** میدانهای مغناطیسی در اطراف یک سیستم تصویربرداری پزشکی هسته ای می تواند در عملکرد صحیح آن اختلال ایجاد کند.

* **واژه های کلیدی:** میدان مغناطیسی، SPECT، قدرت تفکیک فضایی، قدرت تفکیک انرژی، فوتو پیک، خطی بودن

آدرس مکاتبه: تهران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی، گروه فیزیک پزشکی
پست الکترونیک: E-mail: samira rasaneh@hotmail.com

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]

مقدمه

تعریف ساده پزشکی هسته ای عبارت است از کاربرد مواد رادیو اکتیو برای تشخیص و درمان بیماری ها. در تصویربرداری با دوربین گاما، پرتو هائی که برای تشکیل تصویر بکار می روند از داخل بدن بیمار می آید (۱). با توجه به انرژی پرتوها، تعدادی از فوتونها در بدن و تعداد بسیار زیادی نیز در کلیماتور جذب می شود و فقط تعداد اندکی از فوتونها به کریستال می رسند، در نتیجه همواره با مشکل کمبود شمارش و بالا بودن نویز و خطای آماری مواجه هستیم (۲). برای کاهش خطای آماری و نویز باید میزان شمارش را بالا برد. برای این منظور باید اکتیویته تزریقی را بالا برد (۳) که این کار به دلیل بالا رفتن دز جذب بیمار از نظر حفاظتی صحیح نیست. بنابراین باید در هر شرایطی تا حد امکان کیفیت تصاویر بالا برده شود (۴).

دستگاه های تصویربرداری پزشکی هسته ای نسبت به تغییرات میدان مغناطیسی در محیط حساس هستند (۵). فونومولتی پلایرها وظیفه تقویت سیگنالهای کم انرژی نور را به جریان های الکتریکی از طریق تکثیر الکترونی به عهده دارند. میدانهای مغناطیسی می توانند باعث انحراف قابل توجه الکترونها در فوتومولتی پلایر (۶) و در نتیجه تغییر ضریب تقویت فوتومولتی پلایرها و اختلالاتی در عملکرد (یکنواختی و قدرت تفکیک و خطی بودن) سیستم تصویر برداری می شود (۷). این نوع تغییرات در سیستم های تصویر برداری *SPECT* از اهمیت بیشتری برخوردار است؛ زیرا در حین چرخش آشکارساز این اثرات ثابت نمی مانند و با زاویه چرخش تغییر می کنند (۸).

هرچند در ساخت سیستم های تصویر برداری این مشکل مورد توجه قرار می گیرد و تمهیداتی جهت کاهش این اثر بکار می رود؛ اما خنثی کردن کامل این اثر عملاً امکانپذیر نیست (۹). با توجه به جهت نصب و جهت حرکت دستگاه نسبت به میدان مغناطیسی زمین، این میدانها در محیط ثابت نیستند. همچنین میدان مغناطیسی حاصل از دستگاههای پیرامونی در حالتهایی می تواند بیشتر از میدان مغناطیسی زمین باشد.

در این مطالعه سعی شده است تا اثر میدان مغناطیسی محیط بر عملکرد دستگاه تصویربرداری و تأثیر احتمالی آن بر کیفیت تصاویر به هنگام چرخش دوربین در زوایای مختلف مورد بررسی قرار گیرد.

مواد و روش ها

در این مطالعه تشخیصی سه دستگاه تصویربرداری مختلف *SPECT*

۱- دو سر، ساخت شرکت *GE* آمریکا مدل *DST.XLi*، سال ساخت ۲۰۰۱، جهت گیری نصب زاویه ۹۰درجه با شمال[1]

۲- یک سر، ساخت شرکت *GE* آمریکا مدل *Vision DSX*، سال ساخت۱۹۹۸، جهت گیری نصب زاویه ۹۰درجه با شمال

۳- دو سر، ساخت *MEDISO* کشور مجارستان مدل *Nucline TM*، سال ساخت ۲۰۰۲، جهت گیری نصب زاویه صفر درجه با شمال مورد بررسی قرار گرفتند. هر سه دستگاه دارای کریستال مربعی به ضخامت $\frac{۳}{۸}$ اینچ هستند.

جهت بررسی تأثیر تغییرات میدان مغناطیسی در طیف انرژی دوربین مقدار $۵ / mCi$ پرتو داروی $Tc^{۹۹m}$ به صورت چشمه نقطه ای به سطح کلیماتور متصل گردید. اتصال به گونه ای انجام گرفت تا در اثر چرخش دوربین تغییری در وضعیت نسبی چشمه و دوربین روی ندهد. در این حالت طیف انرژی ثبت و محل، ارتفاع و *FWHM*[2] قله بیناب محاسبه گردید (۱۰). محاسبه در زوایای صفر، ۴۵، ۹۰ ، ۱۳۵،.....۳۶۰ تکرار گردید. برای افزایش دقت محاسبات برای هر زاویه ۱۰ بار اندازه گیری تکرار شد.

1. NEMA: National Electrical Manufacturers Association
2. Full Width at Half Maximum

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]

جهت بررسی این تغییرات بر کیفیت تصاویر دو چشمه خطی (دو لوله مویینه هر یک حاوی حدود ۱۵۰μci از پرتو داروی $Tc^{۹۹m}$) به طریق ذکر شده در مقابل دوربین قرار داده شد. دو لوله مویینه در دو راستای کاملاً عمود بر یکدیگر و موازی با محور های افقی و عمودی در مرکز کلیماتور قرار داده شدند(شکل ۱).



شکل شماره ۱ـ تصویر دو چشمه خطی (لوله مویینه) هر یک حاوی حدود ۱۵۰µci از پرتو داروی $Tc^{۹۹m}$ که در دو راستای کاملاً عمود بر یکدیگر و موازی با محور های افقی و عمودی در مرکز کلیماتور قرار داده شدند

دوربین مشابه آزمون قبلی در زوایای مختلف قرار داده شد و در هر حالت تصویری شامل ۵۰۰۰۰۰ شمارش تهیه گردید. جهت کاهش خطای محاسبات در هر زاویه تصویر برداری ۱۰ بار تکرار گردید.. با استفاده از روش توصیه شده[1] خطی بودن[2] و قدرت تفکیک[3] تصویر در زوایای مختلف بررسی شد (۱۱).

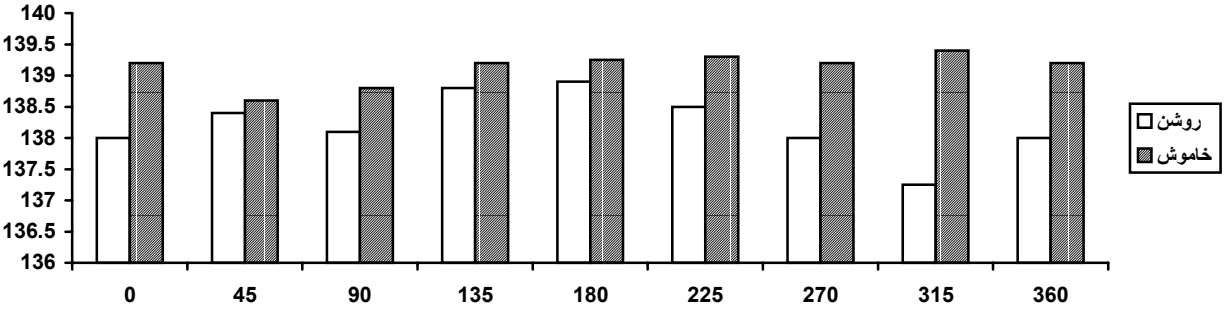
با توجه به آنکه در یک بخش پزشکی هسته ای قوی ترین میدان مغناطیسی محیطی ناشی از موتور الکتریکی کولر های گازی است که در کنار پنجره ها نصب می شوند (۱۲)، جهت بررسی امکان تاثیر این میدان در تحقیق فوق تمام مراحل فوق در دو حالت روشن و خاموش بودن سیستم خنک کننده برای هر سه سیستم تصویربرداری تکرار شد (۱۳). دستگاه خنک کننده در فاصله دو متری سیستم مورد بررسی و هم جهت با آن قرار داشت.

برای مقایسه، آزمون *t-test* بین نتایج در زاویه صفر (گروه کنترل) و نتایج در سایر زوایا (گروه آزمون) انجام شد.

یافته ها

نتایج آزمون *t-test* تغییر در محل فوتوپیک، کاهش قدرت تفکیک و خطی بودن را معنی دار نشان داد ($p<۰/۰۱$). با کمی توجه روی داده ها دریافت می شود که تغییرات در سیستم شماره ۳ بسیار بیشتر از دو دستگاه دیگر است.

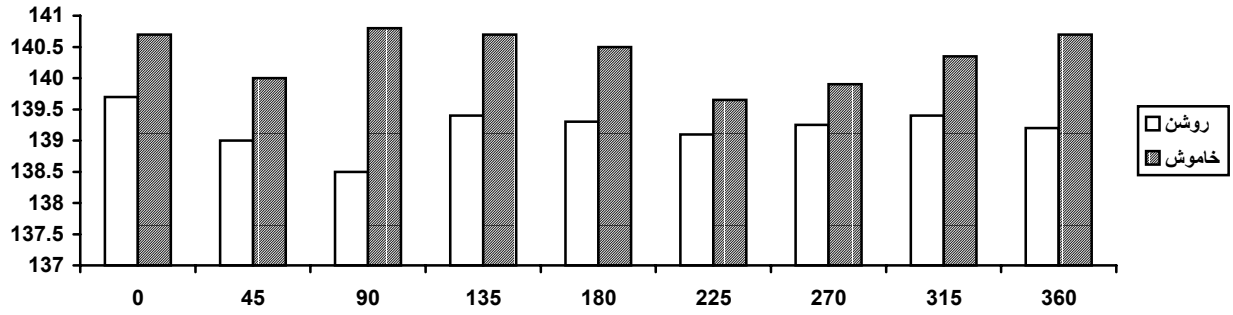
همچنین نتایج آزمون *t-test* تغییر هر سه این پارامترها را در هنگام چرخش دوربین در حضور میدان مغناطیسی ناشی از کولر (و میدان مغناطیسی زمین) معنی دار نشان داد (کولر در فاصله ۲ متری از دستگاه تصویربرداری قرار گرفته است). نتایج نشان داد که میدان مغناطیسی کولر یک کاهش معنی دار در ارتفاع قله طیف انرژی نسبت به حالت خاموش بودن کولر را ایجاد می کند. این کاهش ارتفاع در سیستم شماره ۳ بیش از دو سیستم دیگر بود. نمودار مربوط به مقایسه تغییرات ارتفاع فوتوپیک در این سه دستگاه به هنگام روشن و خاموش بودن دستگاه تهویه در نمودارهای ۱ تا ۳ نمایش داده شده است.



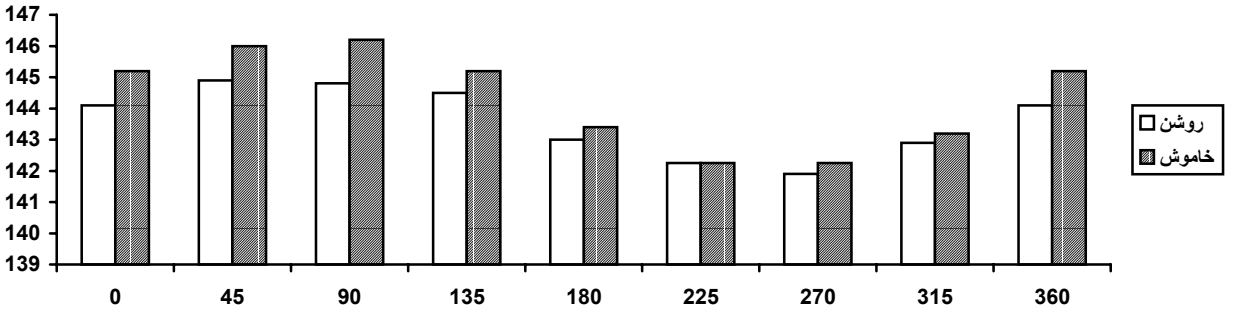
نمودار شماره ۱ـ تغییرات ارتفاع فوتوپیک در دستگاه سفا تک هد (Sopha double head)

1. NEMA
2. Linearity
3. Resolution

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]



نمودار شماره ۲ـ تغییرات ارتفاع فوتوپیک در دستگاه سفا دو هد (Sopha double head)



نمودار شماره ۳ـ تغییرات ارتفاع فوتوپیک در دستگاه مدیسو تک هد (Mediso dual head)

بحث

نتایج آزمون *t-test* نشان می دهد که در هر سه دستگاه *SPECT* مورد بررسی مقدار جابجایی فوتوپیک در زوایای مختلف بصورت معنی دار تغییر می کند. اندازه گیری ها نشان می دهد که ارتفاع قله طیف انرژی در حالت روشن بودن دستگاه خنک کننده نسبت به حالت خاموش کاهش می یابد. این مشاهدات نشان می دهد که میدان های مغناطیسی هر چند ضعیف می توانند بر کار سیستم های تصویر برداری تاثیر محسوس داشته باشند. بخصوص دستگاههای پیرامونی که تولید میدان مغناطیسی می کنند می توانند بر کیفیت تصاویر در دستگاههای پزشکی هسته ای تاثیرگذار باشند.

بررسی میزان اعوجاج در قدرت تفکیک سیستم و انحراف از خطی بودن بر حسب زاویه چرخش نشان می دهد که میدان های مغناطیسی می توانند بر این پارامترها تاثیر جدی داشته باشند. این نتیجه گیری ناشی از تغییر معنی دار در کمترین و بیشترین مقدار اعوجاج در هریک از تصاویر است.

بطور کلی مشاهدات در مورد سیستم های ۱و ۲ کاملاً هماهنگ و در مورد سیستم ۳ بطور محسوس متفاوت بوده است. علت این اختلاف شاید عمدتاً ناشی از جهت نصب دستگاه باشد تا مسائل مربوط به ساخت آن. جهت چرخش دستگاه اخیر عمود بر جهت چرخش دو دستگاه قبل بود.

نکته ای که در پایان باید بر آن تاکید کرد آنست که مشاهدات فوق نمی تواند ناشی از تغییر دما در محیط باشد. زیرا اولاً دامنه تغییرات دما در محیط در تمام یک روز کاری کمتر از ۵ درجه سانتیگراد ثبت شده است و ثانیاً طول مدت تصویر برداری کمتر از ۵ دقیقه بوده است. با توجه به بزرگ بودن فضای اطاق و متعادل بودن دمای جوی (فصل بهار)، زمان کوتاه خاموش بودن دستگاه خنک کننده، ضخامت زیاد جداره فوتومولتی پلایرها و عایق بودن نسبی آن تغییرات دما

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]

در داخل فوتومولتی پلایر ها باید بسیار کمتر از ۵ درجه باشد. باید به این نکته نیز توجه داشت که اگر خاموش و روشن شدن دستگاه خنک کننده برای چند دقیقه موجب تغییرات دمای قابل توجه در داخل سیستم شود پس از مدت بسیار کوتاهی کریستال دچار آسیب خواهد.

مشاهدات فوق را به تغییرات ولتاژ برق نیز نمی توان ارتباط داد زیرا سیستم ها از طریق UPS تغذیه می شدند.

نتیجه گیری

به طور کلی نتایج این تحقیق نشان می دهد که در جهت نصب دوربین ها باید دقت کافی مبذول گردد. پیشنهاد می گردد که در آزمون های کنترل کیفی مسایل مربوط به شیلدینگ[1] مغناطیسی سیستم ها نیز در نظر گرفته شود.

1. Shilding

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]

References

1. Priest AN, Barber RW. A collimator with a magnetic personality , *Nuclear medicine communications*, 2001; 22: 1267-1270
2. Brown PH, Royal HD. Re: Distortion of bar phantom image by collimator [letter]. J Nucl Med 1979; 20: 110-1101
3. Graham LS. Effects of asymmetric photopeak windows on flood field uniformity and spacial resolution scintillation camera. *JNM* 2002; 27:106 – 113
4. Cranage RW, Peake JCF: The effect of high energy impurities on measurements of gamma-camera resolution and uniformity using Co-57 flood sources. *Brit J Radiol* 1979; 52: 81-82
5. Wei-Jen S, Schoenstra T, Gross K, Wierzbinski B, Kiefer V, and Collins J. Electronic Off-Peak Status of One Head of a Dual-Head Gamma Camera Resulted in Bone Scintigraphy Artifacts and Faulty Findings on Gated Myocardial SPECT. *Nucl Med Technol* 2003; 31(3): 165-169
6. Malmin R, Stanley P, Guth WR. Collimator angulation error and its effect on SPECT. *J Nucl Med* 1990; 31: 655-65
7. Kalemis A, Bailey DL, Flower MA, Lord SK, Ott RJ. Statistical pixelwise inference models for planar data analysis: an application to gamma-camera uniformity monitoring. *Phys Med Biol* 2004 21 Jul; 49 (14): 3047-66
8. Cerquira MD, Matsuoka D, Ritchie JL. The influence of collimators on SPECT Center of Rotation measurements: artifact generation and acceptance testing. *J Nucl Med* 1988; 29: 1393-1397
9. Tenhunen M, Pyykkonen J, Tenhunen-Eskelinen M, Jaatinen K, Kuikka JT. Components of the flood-field uniformity index in a gamma camera. *Phys Med* Biol 2003; 41(7): 1209-1216
10. Hatton1 RL, Hutton1 BF, Kyme1 AZ, Cabrejas M. SPECT Uniformity Limits Determined by Planar Measurements. *Acta Radiol Oncol* 2003; 22(3): 215-24
11. Hine GJ. An ortho test pattern for quality assurance in nuclear medicine. Washington DC, *Nuclear Associates Pamphlet* No. 265K, 1986
12. Lai K, Randall L, Kruger L, and Michael K. Connor'O. A Comparison of the Uniformity Requirements for SPECT Image Reconstruction Using FBP and OSEM Techniques. *Nucl Med Technol* 2001; 29(2): 79-83
13. English RJ, Polak JF, Holman BL. An iterative method for verifying systematic non uniformities in refillable flood sources. *J Nucl Med Technol* 2001; 12: 7-9

[Downloaded from yafte.lums.ac.ir on 2026-11-26]