

Environmental Evaluation of the Levels of Static Magnetic Field, Electromagnetic Field and Noise in the Magnetic Resonance Imaging Center of Sabzevar Vasei Hospital in 2023

Sahar Avazverdi¹   , Ahmad Alahabadi²   , Mohammad Hassan Rakhshani³   , Ruhollah Ghahramani-Asl⁴   , Majid Fallahi^{5*}   

1. Master's student in environmental health, Faculty of Health, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
2. Professor, Environmental Health Department, Faculty of Health, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
3. Assistant Professor, Department of Statistics and Epidemiology, Faculty of Health, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
4. Associate Professor, Department of Medical Physics and Radiation Sciences, Faculty of Para medicine, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran
5. Associate Professor, Department of Occupational Health, Faculty of Health, Sabzevar University of Medical Sciences, Sabzevar, Iran

Received: 2025/09/23

Accepted: 2025/12/06

Abstract

Background: Electromagnetic exposure and acoustic noise constitute significant occupational hazards in MRI facilities, with sound pressure levels typically ranging from 80 to 110 dB (A) with potentially discomfort or pain, demanding due attention to maintain the health of personnel. Therefore, this study was conducted with the aim of evaluating the environmental levels of static magnetic fields, electromagnetic fields, and noise in a magnetic resonance imaging center.

Materials and Methods: The parameters of the static magnetic field were measured with a 3-axis Gauss meter, the electromagnetic field with a TES-92 device, and the equivalent sound level with a CEL 63-X device in the control room, waiting room, and imaging room. SPSS software and nonparametric Kruskal-Wallis tests and paired comparisons of three sections were used to analyze the data at a significance level of 0.05.

Results: The highest static magnetic field value was 5.51 mT on the left side of the scanner, the electric field was 63.91 v/m in front of the scanner, 168.41 mA/m in the front of the scanner, and the Leq was 86.77 dB on the left side of the scanner. There was a significant difference between the values of the static magnetic field, electric field, and magnetic field in the control room and their values in the imaging room. Also, there was a significant difference between the average static magnetic field at a distance of one meter and two meters during different scans.

Conclusion: The average levels of the static magnetic field and electromagnetic field were lower than the national standard limits of Iran. This indicates that in the MRI unit, exposure to the assessed factors is generally below the permissible level, which is considered a positive sign in terms of occupational safety.

***Corresponding Author:** Sahar Avazverdi

Address: Iran, Khorasan Razavi, Sabzevar, Shohadaei Blvd., Sabzevar University of Medical Sciences Campus, Block B, Faculty of Health, Room 369

Tel: +9805144018327

E-mail: mjfllh@yahoo.com

Keywords Magnetic Resonance Imaging (MRI), Static Magnetic Field, Electromagnetic Field, Noise.

How to cite this article: Avazverdi S, Alahabadi A, Rakhshani MH, Ghahramani-Asl R, Fallahi M., Environmental Evaluation of the Levels of Static Magnetic Field, Electromagnetic Field and Noise in the Magnetic Resonance Imaging Center of Sabzevar Vasei Hospital in 2023, Journal of Sabzevar University of Medical Sciences, 2026; 33(1):852-865. DOI: 10.30468/jsums.2025.8193.3346.

Introduction

In medical magnetic resonance imaging (MRI) systems, the required magnetic field consists of a constant static field generated by strong superconducting magnets and time-varying fields produced by gradient and radiofrequency coils. Healthcare personnel are routinely exposed to static magnetic fields, which remain continuously active during scanner operation. Such exposure typically occurs while assisting patients before and after imaging procedures or operating equipment within or near the magnet room. Therefore, continuous monitoring and compliance with safety regulations are essential to minimize potential occupational health risks.

Low-frequency electromagnetic fields (EMFs) are capable of stimulating sensory organs and excitable tissues, whereas high-frequency EMFs may induce thermal effects that can lead to tissue overheating and cellular damage. Occupational exposure to strong static and time-varying magnetic fields generated by MRI systems (typically 1.5 T, 3 T, or higher) has been associated with various self-reported neurobehavioral symptoms among healthcare personnel. Although several studies have assessed the potential health risks of such exposure, the evidence regarding chronic or long-term effects remains limited and inconclusive. The International Agency for Research on Cancer (IARC) has classified both low-frequency and radiofrequency EMFs as possibly carcinogenic to humans (Group 2B). Furthermore, combined exposure to multiple electromagnetic fields within MRI environments has received relatively little scientific attention. In addition to electromagnetic exposure, acoustic noise constitutes a significant occupational hazard in MRI facilities, with sound pressure levels typically ranging from 80 to 110 dB(A), and potentially causing discomfort or pain when exceeding 120–140 dB. In order to maintain the health of personnel, it is of great importance to evaluate harmful factors in an MRI unit to determine their levels and compare them with

standards. This study was conducted with the aim of evaluating the environmental levels of the static magnetic field, electromagnetic field, and equivalent sound level in a magnetic resonance imaging center.

METHODOLOGY

This descriptive-analytical cross-sectional study was conducted at the MRI center of a hospital. Data collection was carried out in collaboration with the senior radiographer of the center. The MRI unit operated daily in two shifts: morning (07:30–13:30) and evening (13:30–07:30). The available MRI scanner was a 1.5 T Philips model. Measurement stations were selected based on site surveys conducted in three main areas: the control room, the waiting room, and the scanning (imaging) room. Measurements were taken at distances of one and two meters on the right, center, and left sides of the MRI scanner.

In order to measure the Static Magnetic Field, measurements were performed in the control room, waiting room, and imaging room using a three-axis Gaussmeter (Model 401, Lake Shore Cryotronics, USA). Measurements were recorded during imaging of various anatomical regions, including the spine and brain. A total of 80 measurements were obtained to assess the static magnetic field intensity.

For Electromagnetic Field (EMF) measurements, the electric and magnetic field parameters were measured using a TES-92 EMF meter. A total of 80 readings were collected to evaluate environmental exposure levels of the electric and magnetic fields within the MRI unit.

As for the noise measurement, the acoustic noise levels were measured using a CEL-63X sound level meter (SLM). In accordance with ISO 9612 standards, the SLM microphone was positioned at a height of 1.5 meters during scanning to record the equivalent continuous

sound level (Leq). A total of 20 noise measurements were obtained.

Finally, the collected data were analyzed using SPSS software (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Descriptive statistics, including frequency distributions and descriptive indices, were used to summarize the data. The Kolmogorov–Smirnov and Shapiro–Wilk tests were applied to assess data normality. Non-parametric Kruskal–Wallis tests and pairwise area comparisons were performed where appropriate. A confidence level of 95% and a significance level of 0.05 were adopted for all statistical analyses.

RESULTS

The results indicated that the highest average value of the static magnetic field was observed on the left side of the scanner (5.51 mT). The maximum average electric and magnetic field strengths were recorded in front of the scanner, measuring 63.91 V/m and 168.41 mA/m, respectively. The highest equivalent continuous sound level (Leq) was also detected on the left side of the scanner, with a mean value of 86.77 dB.

The Kruskal–Wallis analysis revealed statistically significant differences between the static magnetic field values measured in the control room and those in the right ($P=0.02$), opposite ($P=0.01$), and left ($P=0.002$) sides of the imaging room. Similarly, significant differences were observed for the electric field values between the waiting room and the right ($P=0.01$), opposite ($P=0.003$), and left ($P=0.05$) sides of the imaging room. For the magnetic field, significant differences were found between the waiting room and the right ($P=0.01$), opposite ($P=0.003$), and left ($P=0.04$) sides of the imaging room.

Furthermore, there was a significant difference in the mean static magnetic field between distances of one meter and two meters during brain, spine, and other organ scans ($P<0.05$). However, no significant difference was observed between the mean static magnetic field values recorded during brain scans

compared with spine and other organ scans, nor between spine and other organ scans, at either one-meter or two-meter distances ($P>0.05$).

DISCUSSION

In this study, the average values of the measured static magnetic field in all sections were below the national exposure limits. The static magnetic field intensities in the control and waiting rooms were significantly lower than those recorded in the imaging room. Among all locations, the waiting room exhibited the lowest electric field, magnetic field, and equivalent continuous sound level (Leq). The average electric field strength measured in front of the scanner (63.91 V/m) slightly exceeded the national reference value of 61 V/m, and the magnetic field strength (168.41 mA/m) also surpassed the standard limit of 160 mA/m in the same location. However, both parameters remained within permissible safety margins in the control and waiting rooms.

Measurements of the static magnetic field at distances of one and two meters from the scanner demonstrated that field intensity decreased with increasing distance, with statistically significant differences observed between the two measurement points. These findings are consistent with those reported by Ratebe et al., who found the maximum static magnetic field at a distance of approximately one meter from the scanner, the region most frequently occupied by MRI personnel. Similarly, study reported that magnetic field strength declines significantly with distance from the scanner bore, corroborating the results of the present study.

Regarding acoustic exposure, the Leq values recorded in front of, and on the right and left sides of the scanner were 84.6, 84.62, and 86.77 dB, respectively, which may be attributed to the design and operational characteristics of the specific MRI model used. The Leq in the control room was significantly lower than that in the imaging room, indicating adequate sound insulation and spatial

attenuation. Comparable findings were reported by recent study which measured ambient sound levels of approximately 73 dB near the magnet entrance and exit, with peak levels reaching up to 88 dB during intensive imaging sequences.

Overall, the results revealed that exposure levels in the MRI environment could vary substantially across spatial locations, with the imaging room representing the highest exposure zone for both electromagnetic fields and acoustic noise. These findings emphasize the importance of continuous monitoring, adherence to safety guidelines, and implementation of engineering and administrative controls to minimize occupational exposure among MRI personnel.

CONCLUSIONS

The findings indicated that the levels of static magnetic fields and EMFs during both work shifts (i.e., morning and evening shifts) were below the national standard limits of Iran. The results also demonstrated that occupational exposure is influenced by the distance from the MRI scanner, highlighting the importance of

maintaining appropriate safety distances and limiting the duration of time spent in the imaging room. The Leq in the imaging room during both shifts ranged between the action level of 82 dB and the national standard limit of 85 dB. Therefore, it is recommended that the MRI personnel use appropriate hearing protection when present in the imaging room. Although the Leq in the control room remained below the standard limit, non-auditory effects of noise, such as decreased concentration, fatigue, increased human error, and reduced work efficiency, may still occur, which emphasize the need for preventive measures and workplace management strategies to mitigate occupational risk.

ACKNOWLEDGMENT

We express gratitude to all the officials and staff of the MRI center of Vasei Hospital in Sabzevar, Iran who supported us in conducting this research.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare no conflicts of interest.

ارزشیابی محیطی سطوح میدان مغناطیسی پایا، میدان الکترومغناطیسی و صدا در مرکز تصویربرداری تشدید مغناطیسی بیمارستان واسعی سبزوار در سال ۱۴۰۲

سحر عوض وردی^۱، احمد اله آبادی^۲، محمد حسن رخشانی^۳، روح الله قهرمانی اصل^۴، مجید فلاحی^{۵*}

۱. دانشجو، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
۲. استاد، گروه بهداشت محیط، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
۳. استادیار، گروه آمار و اپیدمیولوژی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
۴. دانشیار، گروه فیزیک پزشکی و علوم پرتوی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران
۵. دانشیار، گروه بهداشت حرفه‌ای و ایمنی کار، دانشکده بهداشت، مرکز تحقیقات بیماری‌های غیرواگیر، دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، سبزوار، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۹/۱۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۷/۰۱

چکیده

زمینه و هدف: کار با دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی در بیمارستان‌ها می‌تواند کاربران این دستگاه را در معرض مواجهه با عوامل زیان‌آور قرار دهد. این مطالعه باهدف ارزشیابی محیطی سطوح میدان مغناطیسی پایا، میدان الکترومغناطیسی و صدا در مرکز تصویربرداری تشدید مغناطیسی سبزوار در سال ۱۴۰۲ انجام شد.

مواد و روش‌ها: پارامترهای میدان مغناطیسی پایا با دستگاه گوس‌متر ۳ محوره، میدان الکترومغناطیسی با دستگاه TES-92 و تراز معادل صدا با دستگاه CEL 63-X در اتاق کنترل، اتاق انتظار و اتاق تصویربرداری اندازه‌گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS و آزمون‌های ناپارامتریک کروسکال-والیس و مقایسه زوجی سه بخش با یکدیگر استفاده شد. سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: بیشترین مقدار میدان مغناطیسی پایا ۵/۵۱ میلی‌تسلا در سمت چپ اسکنر، میدان الکتریکی ۶۳/۹۱ ولت بر متر در روبروی اسکنر، میدان مغناطیسی ۱۶۸/۴۱ در روبروی اسکنر و تراز معادل صدا ۸۶/۷۷ دسی‌بل در سمت چپ اسکنر اندازه‌گیری شد. بین مقادیر میدان مغناطیس پایا، میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی در اتاق کنترل با مقادیر آن در اتاق تصویربرداری تفاوت معنی‌داری مشاهده شد. بین میانگین میدان مغناطیسی پایا در فاصله ۱ و ۲ متری در زمان اسکن‌های مختلف تفاوت معنی‌داری وجود داشت.

نتیجه‌گیری: میانگین سطوح میدان مغناطیسی پایا و میدان الکترومغناطیسی کمتر از حدود استاندارد ملی ایران بوده است. این موضوع نشان می‌دهد که در فضای کاری مرکز تصویربرداری، مواجهه با عوامل ارزیابی‌شده، عموماً در سطحی پایین‌تر از حد مجاز قرار دارد، که از نظر ایمنی کاری نشانه‌ای مثبت تلقی می‌شود.

* نویسنده مسئول: مجید فلاحی

نشانی: ایران، خراسان رضوی،

سبزوار، بلوار شهدای هسته‌ای،

پردیس دانشگاه علوم پزشکی

سبزوار، بلوک B، دانشکده

بهداشت، اتاق ۳۶۹

تلفن: ۰۹۸۰۵۱۴۴۰۱۸۳۲۷+

رایانامه:

mjflh@yahoo.com

شناسه ORCID:

0000-0002-3294-2647

شناسه ORCID نویسنده اول:

0000-0001-5246-4163

DOI:

10.30468/jsums.2025.81

93.3346

کلیدواژه‌ها:

تصویربرداری تشدید

مغناطیسی (MRI)، میدان

مغناطیسی پایا، میدان

الکترومغناطیسی، صدا.

۱. مقدمه

گسترش و کاربرد وسیع دستگاه‌های مولد امواج الکترومغناطیسی در زندگی روزمره به‌ویژه تجهیزات مدرن امروزی به انواع دستگاه‌های مولد این امواج وابسته است.^[۱] درک تأثیر میدان‌های الکترومغناطیسی بر سلامتی، در حیطه وظایف سازمان بهداشت جهانی است.^[۲،۳] دستگاه تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) با بهره‌گیری از میدان مغناطیسی قوی ثابت، گرادیان‌ها و امواج فرکانس رادیویی، اطلاعات ساختاری و عملکردی از بدن انسان را به‌صورت تصویر فراهم می‌کند. کاربردهای آن شامل تشخیص ضایعات بافت نرم، بررسی مغز، نخاع، مفاصل و تصویربرداری از جریان خون است.^[۴] کارکنان مراقبت‌های بهداشتی با میدان مغناطیسی ساکن ناشی از اسکن‌های MRI مواجهه دارند. بیشترین انتشار میدان مغناطیسی در مجاورت مستقیم محفظه آهنربا رخ می‌دهد. کارکنان هنگام حضور بیماران، قبل و بعد از معاینه و همچنین هنگام کار با کنسول اسکنر واقع در محفظه آهنربا با میدان‌های مغناطیسی ساکن مواجهه دارند.^[۵]

میدان‌های الکترومغناطیسی (EMF) تولیدشده در محیط بیمارستان به دو دسته، EMF فرکانس پایین که به اندازه کافی قوی هستند و می‌توانند اندام‌های حسی و بافت عصبی یا ماهیچه‌ای بدن را تحریک کنند و EMF فرکانس بالا که می‌توانند منجر به گرمایش بیش از حد و آسیب به بافت شوند.^[۶] در ارتباط با مواجهه شغلی با میدان‌های MRI، بسیاری از علائم خود گزارش شده از کارکنان در واحد MRI با میدان مغناطیسی قوی ۱/۵ تسلا، ۳ تسلا و یا بیشتر گزارش شده است.^[۷،۸] یافته‌های مطالعات مختلف، اثرات و علائم حاد عصبی رفتاری متفاوت در کارکنان را نشان داده است. اثرات مزمن و طولانی‌مدت ناشی از تماس با میدان‌های مغناطیسی توسط چند مطالعه گزارش شده است؛ اما تأیید این یافته‌ها هنوز قطعی نیست.^[۹،۱۰] اگر مواجهه با EMF کمتر از حد استاندارد ملی باشد، با توجه به دانش موجود در حال حاضر، هیچ خطری در مواجهه بلندمدت یا کوتاه‌مدت وجود ندارد.^[۱۱] برخی تحقیقات نشان داده است که حتی کمتر از مقادیر استاندارد، میدان‌ها می‌توانند بر روی سیستم‌های بیولوژیکی تأثیر بگذارند؛ اما مکانیسم اثر شناخته‌شده نیست و مشخص نیست که آیا این اثرات برای انسان خطرناک است یا خیر.^[۱۲] آژانس متخصص سازمان بهداشت جهانی در حوزه تحقیقات سرطان، میدان‌های مغناطیسی با فرکانس پایین و میدان‌های فرکانس رادیویی را به‌عنوان عامل احتمالاً سرطان‌زا برای

انسان طبقه‌بندی کرده است.^[۱۱] یافته‌های مطالعات نشان می‌دهد که میزان میدان مغناطیسی در فاصله‌های کمتر از یک متر از دستگاه افزایش یافته و در محدوده ۰/۵ تا ۲ تسلا قابل اندازه‌گیری است.^[۱۳،۱۴] همچنین نتایج یک مطالعه، میزان تراز صدای ناشی از دستگاه MRI را در محدوده ۱۰۰ تا ۱۱۰ دسی‌بل در شبکه A گزارش کرده است.^[۱۵]

انجام معاینات MRI با صدای بلند، شناخته شده است. علت اصلی تولید صدا در دستگاه MRI، ارتعاش سیم‌پیچ‌های گرادیان تحت تأثیر نیروی لورنتس است. منبع این صدا عمدتاً سیم‌پیچ‌های گرادیانی هستند که سریع سوئیچ می‌شوند و در میدان ثابت قرار دارند.^[۱۶] ناراحتی یا درد زمانی رخ می‌دهد که تراز فشار صدا از ۱۲۰ تا ۱۴۰ دسی‌بل بیشتر شود.^[۱۷،۱۸] سطوح صدای معمولی در سیستم‌های MRI بالینی ۱/۵ تسلا بسته به نوع توالی و فناوری کاهش و کنترل صدای اجرا شده در طراحی اسکنر، از حدود ۸۰ دسی‌بل (A) تا ۱۱۰ دسی‌بل (A) متغیر است.^[۱۸]

به‌منظور حفظ سلامت پرسنل، ارزشیابی عوامل زیان‌آور در واحد MRI جهت تعیین مقدار و مقایسه با استانداردها از اهمیت بالایی برخوردار است. از آنجاکه در این واحد روزانه بیش از ۶۰ تصویر از بیماران شامل مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها انجام می‌شود؛ این مطالعه باهدف ارزشیابی محیطی سطوح میدان مغناطیسی پایه، میدان الکترومغناطیسی و تراز معادل صدا در مرکز تصویربرداری تشدید مغناطیسی سبزوار در سال ۱۴۰۲ انجام شد.

۲. مواد و روش‌ها

این مطالعه توصیفی-تحلیلی به‌صورت مقطعی در مرکز تصویربرداری تشدید مغناطیسی یک بیمارستان در سبزوار در سال ۱۴۰۲ انجام گرفت. پس از تصویب طرح با کد اخلاق IR.MEDSAB.REC.1402.061 در معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سبزوار، محقق با مراجعه به مرکز MRI، با کمک رادیوگراف ارشد مرکز، نسبت به جمع‌آوری اطلاعات اولیه اقدام کرد. فعالیت در این واحد، روزانه و در دو نوبت صبح (۷:۳۰ تا ۱۳:۳۰) و عصر (۱۳:۳۰ تا ۱۹:۳۰) انجام می‌شد. در هر روز حدود ۶۰ بار تصویربرداری که شامل تصویربرداری از مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها بود، انجام می‌گرفت. هر تصویربرداری ۱۰ تا ۳۰ دقیقه زمان می‌برد. دستگاه MRI موجود در بیمارستان، ۱/۵ تسلا مدل Philips بود. تمام اندازه‌گیری‌ها در چهار روز و در دو هفته به-

صورت تصادفی (در دوشیفت: ۱۳:۳۰-۷:۳۰ و ۱۹:۳۰-۱۳:۳۰) انجام و تکرار شد. اتاق کنترل، اتاق انتظار و اتاق تصویربرداری، هر کدام نقش متفاوتی از لحاظ حضور افراد، تجهیزات حساس و فاصله از آهنربا دارند. انتخاب این سه منطقه اتاق کنترل (معمولاً نزدیک دستگاه ولی پشت پنجره محافظ)، اتاق انتظار (فاصله زیادتر از دستگاه) و داخل اتاق اسکن (بیشترین نزدیکی به آهنربا) به منظور اطمینان از پوشش کامل محیط‌های کاری و عمومی موردبررسی قرار گرفت. باتوجه به اینکه میدان بیرونی ممکن است در فاصله‌های مختلف از آهنربا شدت متفاوت داشته باشد، اندازه‌گیری در فاصله‌های متفاوت (۱ و ۲ متر) کمک می‌کند تا توزیع میدان را در اطراف دستگاه دقیق‌تر مشخص کنند. همچنین، نقاط سمت راست، مرکز، چپ انتخاب شدند؛ چون ساختمان اتاق، حضور دیوارها، تجهیزات فلزی مجاور، یا مسیر تهویه ممکن است میدان را در جهات مختلف تغییر دهند، در نتیجه با پوشش سه جهت می‌توان ارزیابی بهتری انجام داد [۱۹]. از این‌رو، ایستگاه‌های اندازه‌گیری باتوجه به بررسی‌های انجام‌شده در سه منطقه اتاق کنترل، اتاق انتظار و در اتاق اسکن یا تصویربرداری در فاصله‌های یک و دو متری در سمت راست، مرکز و چپ دستگاه اسکنر تعیین گردید.

سنجش میدان مغناطیسی پایه: در سیستم‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی، سه نوع میدان مغناطیسی اصلی وجود دارد که هر یک نقش خاصی در ایجاد تصویر دارند. نخست، میدان مغناطیسی استاتیک، این میدان ثابت، هسته اصلی عملکرد دستگاه MRI را تشکیل می‌دهد و معمولاً در محدوده ۱ تا ۳ تسلا قرار دارد (در این مطالعه، میدان حدود ۱ تسلا بود). وظیفه اصلی این میدان، هم‌ترازی اسپین‌های پروتون‌های بافت بدن در راستای میدان است. دوم، میدان‌های گرادیانی، این میدان‌ها جهت ایجاد تغییرات مکانی در شدت میدان مغناطیسی و تعیین موقعیت سیگنال‌ها به کار می‌روند. شدت این میدان‌ها معمولاً حدود ۲۰ میلی‌تسلا بر متر است و در بازه‌های زمانی بسیار کوتاه (حدود ۱ میلی‌ثانیه) به صورت متناوب فعال و غیرفعال می‌شوند. سوم، میدان‌های فرکانس رادیویی، این میدان‌ها با دامنه حدود ۱۰ میکروتسلا برای تحریک پروتون‌ها و ایجاد سیگنال‌های تصویری مورد استفاده قرار می‌گیرند.

جهت ارزیابی میدان مغناطیسی پایه در محیط‌های پیرامونی دستگاه MRI، اندازه‌گیری‌ها در سه منطقه مختلف (منطقه ۱: اتاق کنترل دستگاه MRI، منطقه ۲: اتاق انتظار

بیماران و منطقه ۳: اتاق تصویربرداری) انجام شد. ابزار مورد استفاده در این اندازه‌گیری‌ها گوس‌متر سه‌محوره مدل ۴۰۱ از کمپانی LAKE SHORE بود که قادر به سنجش میدان‌های مغناطیسی در سه محور X، Y و Z با دقت زیاد است. پیش از شروع هر نوبت اندازه‌گیری، دستگاه طبق دستورالعمل کارخانه کالیبره می‌شد تا از صحت داده‌ها اطمینان حاصل گردد. اندازه‌گیری‌ها مطابق مراحل زیر انجام شد:

در اتاق کنترل (منطقه ۱) و اتاق انتظار (منطقه ۲)، باتوجه به مدت زمان تصویربرداری (حداقل ۱۰ و حداکثر ۳۰ دقیقه) یک اندازه‌گیری در هر منطقه صورت گرفت. دستگاه در ارتفاع حدود یک متر از سطح زمین و در نقطه‌ای ثابت مستقر می‌شد. در اتاق تصویربرداری (منطقه ۳)، اندازه‌گیری‌ها در سه موقعیت فضایی روبه‌روی اسکنر، سمت چپ و سمت راست اسکنر انجام گرفت. در هر یک از این موقعیت‌ها، میدان مغناطیسی در زمان انجام سه نوع تصویربرداری مختلف شامل: اسکن ستون فقرات، اسکن مغز و اسکن سایر اندام‌ها اندازه‌گیری شد. بنابراین در این منطقه، در مجموع ۱۸ اندازه‌گیری (۶ اندازه‌گیری در هر نوع اسکن) انجام شد [۱۹-۲۱]. به‌طور کلی، در هر شیفت کاری، ۲۰ اندازه‌گیری ثبت گردید که شامل ۲ اندازه‌گیری در مناطق ۱ و ۲ و ۱۸ اندازه‌گیری در منطقه ۳ بود. در مجموع طی دوره ارزیابی، ۸۰ اندازه‌گیری برای تعیین شدت میدان مغناطیسی پایه انجام و داده‌ها پس از هر اندازه‌گیری به‌صورت دستی در فرم‌های از پیش آماده‌شده ثبت گردید.

سنجش میدان الکترومغناطیسی: در این مطالعه برای سنجش سطوح میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی از دستگاه TES مدل TES-92 استفاده شد. این دستگاه قادر به اندازه‌گیری میدان‌های الکترومغناطیسی در بازه فرکانسی گسترده ۵۰ MHz تا ۳/۵ GHz است. پیش از شروع اندازه‌گیری‌ها، دستگاه TES-92 کالیبره شد تا دقت نتایج تضمین گردد. موقعیت‌های اندازه‌گیری دقیقاً مشابه آنچه در بخش "اندازه‌گیری میدان مغناطیسی پایه" ذکر شده بود، تعریف شدند تا امکان مقایسه فراهم گردد. مناطق موردبررسی شامل اتاق کنترل، اتاق انتظار و اتاق تصویربرداری بودند. در هر منطقه، اندازه‌گیری‌ها در ارتفاع مناسب انجام گردید. براساس استانداردهای مرتبط با پرتوهای غیر یونساز که توسط

مورد مطالعه ۲۰ اندازه‌گیری به ثبت رسید [۲۲].

روش تجزیه و تحلیل داده‌ها: جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها، ابتدا ثبت داده‌ها در نرم افزار SPSS (نسخه ۲۲) انجام گرفت، سپس داده‌ها با استفاده از روش‌های توصیفی شامل جداول توزیع فراوانی، نمودار و شاخص‌های توصیفی تفسیر شد. پس از انجام تست‌های نرمال بودن کولموگروف-اسمیرنوف و شاپیرو-ویلک این نتیجه به دست آمد که این حد پایینی از مفهوم واقعی است؛ در نتیجه آزمون‌های ناپارامتریک کروسکال-والیس و مقایسه زوجی مناطق (اتاق کنترل، اتاق انتظار و اتاق اسکنر) با هم انجام گردید. همچنین برای مقایسه نتایج اندازه‌گیری در دو شیفت کاری از آزمون تی مستقل استفاده شد. سطح اطمینان در کلیه آزمون‌ها، ۹۵٪ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

۳. نتایج

نتایج اندازه‌گیری سطوح میدان مغناطیسی پایه، میدان الکترومغناطیسی و صدا

نتایج نشان داد بیشترین مقدار میانگین میدان مغناطیسی پایه در سمت چپ اسکنر ۵/۵۱ میلی‌تسلا، بیشترین میانگین میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی در روبروی اسکنر به ترتیب معادل ۶۳/۹۱ ولت بر متر و ۱۶۸/۴۱ میلی‌آمپر بر متر بود. کمترین میزان میدان مغناطیسی پایه در اتاق کنترل و به میزان ۰/۰۸۷ میلی‌تسلا بود. بیشترین تراز معادل مواجهه صوت نیز در قسمت چپ اسکنر معادل ۸۶/۷۷ دسی‌بل اندازه‌گیری شد. کمترین میزان تراز معادل صدا در اتاق انتظار و معادل ۴۵/۵۷ دسی‌بل بود. نتایج میانگین و انحراف معیار سنجش میدان مغناطیسی پایه، میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و تراز معادل صدا در جدول ۱ ارائه شده است.

سازمان استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران تدوین شده است، مدت زمان نمونه‌گیری ۶ دقیقه تعیین شده است [۱۹]. بنابراین در این مطالعه، هر نقطه اندازه‌گیری کمتر یا برابر ۶ دقیقه ثبت شد تا متوسط میدان در آن بازه زمانی نماینده شرایط محیطی قلمداد شود. برای ارزیابی محیطی میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی، در مجموع ۸۰ اندازه‌گیری انجام شد. توزیع این تعداد براساس شیفت کاری، موقعیت‌های مختلف و فرایندهای تصویربرداری طراحی شد. بدین ترتیب، با تطابق شرایط و موقعیت‌ها با بخش قبل، داده‌های کافی برای تحلیل آماری و مقایسه با استانداردها فراهم گردید.

سنجش صدا: در این مطالعه به منظور ارزیابی سطح صدای محیط پیرامون دستگاه MRI، از دستگاه صداسنج CEL-63X استفاده شد. پیش از انجام هر بار اندازه‌گیری، صداسنج با استفاده از کالیبراتور استاندارد تنظیم و تأیید شد تا صحت مقادیر تضمین گردد. مطابق با رویکردهای مندرج در استاندارد ISO 9612 که برای تعیین مواجهه شغلی با صدا توسعه یافته، در این مطالعه نیز از روش مناسب برای محیط کاری دستگاه MRI بهره گرفته شد. دستگاه صداسنج در ارتفاع ۱/۵ متر از سطح کف قرار داده شد؛ به نحوی که میکروفون در موقعیتی معادل ارتفاع گوش انسان نسبت به سطح زمین قرار گیرد و تأثیر انعکاسات غیرمعمول کاهش یابد. زمان هر اندازه‌گیری، متناسب با فرایند تصویربرداری حداقل ۱۰ و حداکثر ۳۰ دقیقه انتخاب شد. در دو فضای کنترل‌شده (اتاق کنترل و اتاق انتظار) هر کدام یک اندازه‌گیری ۳۰ دقیقه‌ای انجام شد. در اتاق تصویربرداری، هنگام انجام سه نوع فرایند تصویربرداری (ستون فقرات، اسکن مغز، سایر اندام‌ها) هر بار حداقل یک اندازه‌گیری با مدت زمان بین ۱۰ تا ۳۰ دقیقه ثبت گردید. در مجموع، برای ارزیابی صدا در هر شیفت کاری، ۵ اندازه‌گیری انجام شد، که مجموعاً در دوره

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار میدان مغناطیسی پایه، میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و تراز معادل مواجهه صدا در نقاط تعیین‌شده

استاندارد	اتاق اسکن (چپ)	اتاق اسکن (روبرو)	اتاق اسکن (راست)	اتاق انتظار	اتاق کنترل	
۲۰۰	۴/۸ ±	۳/۷ ±	۳/۹ ± ۳/۹	۰/۱ ±	۰/۰ ±	میدان مغناطیسی پایه (میلی‌تسلا)
۶۱	۵/۵	۳/۹		۰/۱۱	۰/۰۹	
	۱۹/۲ ±	۲۵/۹ ±	۲۰/۱ ±	۰/۴ ±	۰/۱ ±	میدان الکتریکی (ولت بر متر)
	۵۲/۹	۶۳/۹	۵۸/۰	۰/۴۸	۰/۵۴	

میدان مغناطیسی (میلی آمپر بر متر)	± ۰/۵	± ۰/۴	± ۵۳	± ۶۹	± ۵۰/۶	۱۶
تراز معادل صدا (دسی بل)	± ۴/۶	± ۶/۰	± ۱/۷	۸۴/۶ ± ۱/۸	± ۴/۲	۸۵
	۱/۴۲	۱/۲۶	۱۵۰/۰	۱۶۸/۴	۱۴۰/۱	۰
	۶۰/۵۷	۴۵/۵۷	۸۴/۶		۸۶/۷	

پس از انجام آزمون‌های نرمال بودن کولموگروف-اسمیرنوف و شاپیرو-ویلک این نتیجه به دست آمد که شاخص‌های مدنظر دارای توزیع نرمال نیستند؛ در نتیجه آزمون‌های ناپارامتریک کروسکال-والیس و مقایسه زوجی بخش‌های اتاق کنترل، اتاق انتظار و اتاق تصویربرداری با هم انجام گردید. مقایسه زوجی میدان مغناطیسی پایه، میدان الکترومغناطیسی و تراز معادل مواجهه صدا در سه بخش اتاق کنترل، انتظار و اتاق تصویربرداری با یکدیگر مورد بررسی قرار گرفت. هر ردیف، این فرضیه صفر را آزمایش می‌کند که توزیع‌های نمونه ۱ و نمونه ۲ یکسان هستند. سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد، لذا هر جا P-value کمتر یا مساوی ۰/۰۵ بود اختلاف معنی‌دار در نظر گرفته شد.

نتایج کروسکال والیس و مقایسه زوجی نشان داد، بین مقادیر میدان مغناطیس پایه در اتاق کنترل با اتاق تصویربرداری سمت راست (P=۰/۰۲)، با اتاق تصویربرداری

روبرو (P=۰/۰۱) و با تصویربرداری سمت چپ (P=۰/۰۰۲) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. همچنین، نتایج نشان داد بین مقادیر امواج الکتریکی در اتاق انتظار با اتاق تصویربرداری سمت راست (P=۰/۰۱)، با اتاق تصویربرداری روبرو (P=۰/۰۰۳) و با تصویربرداری سمت چپ (P=۰/۰۰۵) تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

نتایج کروسکال والیس و مقایسه زوجی در سه بخش نشان داد، بین مقادیر امواج مغناطیسی در اتاق انتظار با اتاق تصویربرداری سمت راست (P=۰/۰۱)، با اتاق تصویربرداری روبرو (P=۰/۰۰۳) و با تصویربرداری سمت چپ (P=۰/۰۰۴) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. همچنین، بین مقادیر تراز معادل مواجهه صوت در اتاق انتظار با تصویربرداری سمت چپ (P=۰/۰۰۸) تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. سایر نتایج در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲: نتایج مقایسه زوجی مقادیر میدان مغناطیسی پایه، میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و تراز معادل صدا در اتاق کنترل، انتظار و تصویربرداری

عامل	میدان مغناطیسی پایه		میدان الکتریکی		میدان مغناطیسی		تراز معادل صدا	
نمونه ۱-نمونه ۲	آماره آزمون	p مقدار	آماره آزمون	p مقدار	آماره آزمون	p مقدار	آماره آزمون	p مقدار
اتاق کنترل-اتاق انتظار	۴/۰۰-	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰	۴/۰۰	۱/۰۰
اتاق کنترل-اسکن راست	۳۸/۰۰-	۰/۰۲	۳۵/۲۵-	۰/۰۵	۳۶/۰۴-	۰/۰۴	۱۰/۷۵-	۰/۱۰
اتاق کنترل-اسکن روبرو	۴۰/۸۹-	۰/۰۱	۴۱/۱۲-	۰/۰۱	۴۰/۳۳-	۰/۰۱	۱۱/۲۵-	۰/۰۷
اتاق کنترل-اسکن چپ	۴۷/۱۰-	۰/۰۰۲	۴۱/۱۲-	۰/۰۰۳	۴۵/۱۲-	۰/۰۰۳	۱۴/۰۰-	۰/۰۰۸
اتاق انتظار-اسکن راست	۳۴/۰۰-	۰/۰۶	۳۴/۲۵-	۰/۰۶	۳۵/۰۴-	۰/۰۵۲	۶/۷۵-	۱/۰۰
اتاق انتظار-اسکن روبرو	۳۶/۸۹-	۰/۰۳	۴۰/۱۲-	۰/۰۱	۳۹/۳۳-	۰/۰۱	۷/۲۵-	۰/۸۲
اتاق انتظار-اسکن چپ	۴۳/۱۰-	۰/۰۰۶	۴۴/۱۲-	۰/۰۰۴	۴۴/۱۲-	۰/۰۰۴	۱۰/۰۰-	۰/۱۶
اسکن راست-اسکن روبرو	۲/۸۹-	۱/۰۰	۵/۸۷	۱/۰۰	۴/۲۹	۱/۰۰	۰/۵۰-	۱/۰۰
اسکن راست-اسکن چپ	۹/۱۰-	۱/۰۰	۹/۸۷	۱/۰۰	۹/۰۸	۱/۰۰	۳/۲۵-	۱/۰۰
اسکن روبرو-اسکن چپ	۶/۲۰-	۱/۰۰	۴/۰۰-	۱/۰۰	۴/۷۹-	۱/۰۰	۲/۷۵-	۱/۰۰

* آزمون ویلکاکسون، مقایسات زوجی P-value<0.05

نتایج اندازه‌گیری سطوح میدان مغناطیسی پایا، میدان الکترومغناطیسی براساس نوع تصویربرداری در فاصله ۱ و ۲ متری اسکنر

نتایج اندازه‌گیری میانگین و خطای استاندارد میدان مغناطیسی پایا، میدان الکترومغناطیسی در اتاق تصویربرداری براساس نوع تصویربرداری (مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها) در فاصله ۱ و ۲ متری در جدول ۳ به تفکیک ارائه شده است. بین میانگین میدان مغناطیسی پایا در فاصله ۱ و ۲ متری در زمان اسکن‌های مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ($P < 0.05$). همچنین در نتایج آزمون‌ها هیچ تفاوت معنی‌داری بین میانگین میدان مغناطیسی پایا در اسکن مغز با میانگین میدان مغناطیسی پایا در اسکن ستون فقرات و اسکن سایر اندام‌ها، و میانگین میدان مغناطیسی پایا در اسکن ستون فقرات با میانگین میدان مغناطیسی پایا در اسکن سایر اندام‌ها در دو فاصله ۱ و ۲ متری یافت نشد ($P > 0.05$).

نتایج آزمون‌های ناپارامتریک نشان داد، تفاوت معنی‌داری بین میانگین میدان الکتریکی در فاصله ۱ و ۲ متری در زمان انجام تصویربرداری مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها مشاهده نشد. همچنین تفاوت معنی‌داری بین میانگین میدان الکتریکی در اسکن مغز با میانگین میدان الکتریکی در اسکن ستون فقرات و اسکن سایر اندام‌ها، و میانگین میدان الکتریکی در اسکن ستون فقرات با میانگین میدان الکتریکی در اسکن سایر اندام‌ها در فاصله ۱ و ۲ متری یافت نشد ($P > 0.05$).

بین میانگین میدان مغناطیسی در فاصله ۱ و ۲ متری در زمان انجام تصویربرداری مغز، ستون فقرات و سایر اندام‌ها تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. همچنین بین میانگین میدان مغناطیسی در اسکن مغز با میانگین میدان مغناطیسی در اسکن ستون فقرات و اسکن سایر اندام‌ها، و میانگین میدان مغناطیسی در اسکن ستون فقرات با میانگین میدان مغناطیسی در اسکن سایر اندام‌ها در فاصله ۱ و ۲ متری تفاوت معنی‌داری یافت نشد ($P > 0.05$).

جدول ۳: میانگین و خطای استاندارد میدان مغناطیسی پایا، میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی براساس نوع اسکن و فاصله ۱ و ۲ متری از اسکنر

نوع میدان	نوع اسکن و فاصله اندازه‌گیری		خطای استاندارد $\pm$ میانگین	استاندارد
میدان مغناطیسی پایا (میلی تسلا)	مغز	۱ متری	$6/68 \pm 1/05$	۲۰۰
		۲ متری	$0/90 \pm 0/11$	
	ستون فقرات	۱ متری	$6/29 \pm 1/16$	
		۲ متری	$1/68 \pm 0/40$	
	سایر اندام‌ها	۱ متری	$8/84 \pm 1/40$	
		۲ متری	$2/20 \pm 0/43$	
میدان الکتریکی (ولت بر متر)	مغز	۱ متری	$64/29 \pm 4/94$	۶۱
		۲ متری	$51/70 \pm 6/24$	
	ستون فقرات	۱ متری	$70/75 \pm 8/78$	
		۲ متری	$57/08 \pm 5/65$	
	سایر اندام‌ها	۱ متری	$57/00 \pm 5/79$	
		۲ متری	$48/95 \pm 5/29$	
		۱ متری	$167/70 \pm 13/05$	۱۶۰

میدان مغناطیسی (میلی آمپر بر متر)	مغز	۲ متری	$132/37 \pm 16/19$
	ستون فقرات	۱ متری	$187/21 \pm 23/37$
		۲ متری	$149/62 \pm 14/80$
	سایر اندامها	۱ متری	$150/36 \pm 15/20$
		۲ متری	$129/91 \pm 14/02$

نتایج میانگین و انحراف معیار سطوح میدان مغناطیسی پایه، میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و تراز معادل مواجهه صدا در دو شیفت صبح و عصر در جدول ۴ ارائه شده است. نتایج

آزمون تی مستقل نشان داد که تفاوت معنی داری بین میانگین مقادیر اندازه گیری شده در دو شیفت وجود نداشت ($P > 0/05$).

جدول ۴: مقایسه میانگین و انحراف معیار مقادیر میدان مغناطیسی پایه، میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و صدا در دو شیفت کار در اتاق اسکنر

پارامتر	انحراف معیار $\pm$ میانگین		استاندارد
	شیفت صبح	شیفت عصر	
میدان مغناطیسی پایه (میلی تسلا)	$4/3 \pm 4/47$	$4/2 \pm 3/88$	۲۰۰
میدان الکتریکی (ولت بر متر)	$58/61 \pm 9/49$	$57/7 \pm 24/23$	۶۱
میدان مغناطیسی (میلی آمپر بر متر)	$152/13 \pm 51/55$	$153/12 \pm 63/96$	۱۶۰
تراز معادل مواجهه صوت (دسی بل)	$84/9 \pm 17/35$	$83/8 \pm 16/36$	۸۵

۴. بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه، میانگین مقادیر اندازه گیری شده از میدان مغناطیسی پایه در تمامی بخش ها، از مقادیر تعیین شده در استاندارد ملی کمتر بود. این موضوع نشان می دهد که در فضای کاری مرکز تصویربرداری، مواجهه با میدان مغناطیسی پایه عموماً در سطحی پایین تر از حد مجاز قرار دارد که از نظر ایمنی کاری نیز نشانه ای مثبت تلقی می شود. همچنین، نتایج نشان داد که میزان میدان مغناطیسی پایه در اتاق کنترل و اتاق انتظار به طور معناداری کمتر از اتاق تصویربرداری بود. این نتیجه منطقی به نظر می رسد؛ زیرا دستگاه اسکنر MRI در اتاق تصویربرداری قرار دارد، همچنین کارکنان و بیماران در آن بخش نزدیک تر به آهنربا هستند که شدت میدان می تواند در آنجا بیشتر باشد.

درخصوص میدان الکتریکی و تراز معادل صدا نیز، یافته ها نشان داد که کمترین میزان میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی و تراز معادل صدا در اتاق انتظار اندازه گیری شد. چون اتاق انتظار اغلب فاصله بیشتری از دستگاه دارد؛ بنابراین

فعالیت سیم پیچ گردادیان یا سوئیچینگ شدید کمتر رخ می دهد. میانگین مقدار میدان الکتریکی تنها در نقطه روبروی اتاق تصویربرداری برابر با $63/91$ ولت بر متر بود که از مقدار استاندارد ملی بیشتر بود. همچنین، میانگین مقدار میدان مغناطیسی نیز فقط در روبروی اتاق تصویربرداری برابر با $168/41$ میلی آمپر بر متر بود که از مقدار استاندارد ملی بیشتر بود. این یافته نشان می دهد که در محل روبروی اسکنر، یعنی نزدیک ترین بخش به دستگاه، مواجهه اندکی از حد مجاز بیشتر شده است. این افزایش می تواند به دلایل زیر باشد: (۱) نزدیکی بیشتر به آهنربا و سیم پیچ های گردادیان که در سوئیچینگ سریع قرار دارند و میدان متغیر مغناطیسی ایجاد می کنند. (۲) احتمال تأثیر میدان های فرکانس رادیویی یا گردادیان که در زمان اسکن فعال هستند. (۳) ساختار اتاق، حضور فلزات، یا انباشت میدان در نقاط خاص ممکن است سبب تمرکز یا بزرگنمایی میدان شود.

نتایج همچنین نشان داد که میزان میدان مغناطیسی و میدان الکتریکی در اتاق کنترل و اتاق انتظار به طور معناداری

کمتر از اتاق تصویربرداری بود؛ یعنی با افزایش فاصله از دستگاه، کاهش میدان مشاهده شده است. اندازه‌گیری میدان مغناطیسی پایا در فواصل ۱ و ۲ متری از اسکنر نشان داد که در تمامی مواقع، میانگین میدان در فاصله ۲ متری کمتر از فاصله ۱ متری بود و تفاوت معنی‌داری بین این دو فاصله مشاهده شد. این کاهش با افزایش فاصله از منبع میدان، مطابق با اصول فیزیکی توزیع میدان‌های مغناطیسی است؛ که در مجاورت منابع بزرگ، شدت میدان با افزایش فاصله کاهش می‌یابد. نتایج مطالعات اخیر نشان داده است که مواجهه کارکنان با میدان ثابت MRI در فواصل بیشتر از آهنربا به‌طور معنی‌دار کاهش می‌یابد.^[۲۳،۲۴]

نتایج اندازه‌گیری میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی در فواصل ۱ و ۲ متری نشان داد که میانگین هر دو میدان در فاصله ۲ متری کمتر از فاصله ۱ متری بود، اما بین مقادیر اندازه‌گیری‌شده در فاصله ۱ و ۲ متری تفاوت معناداری وجود نداشت. دلایل این عدم تفاوت می‌تواند این موارد باشد: (۱) میدان‌های گرادیان ممکن است تا حدی تحت‌تأثیر ساختار اتاق، بازتاب‌ها یا توزیع کابل‌ها باشند که با افزایش فاصله از منبع مستقیماً کاهش خطی نداشته باشند. (۲) ممکن است تغییرات فردی یا فضایی (مثلاً حضور تجهیزات فلزی، تهویه، جریان هوا) باعث شود که تفاوت بین ۱ و ۲ متر به اندازه کافی بزرگ نباشد تا از لحاظ آماری معنی‌دار شود. (۳) همچنین ممکن است زمان سنجش، حالت کاری دستگاه یا نوع تصویربرداری متفاوت بوده که به کاهش تفاوت کمک کند.

نتایج مطالعه راتبه و همکاران^[۱۹] نشان داد که حداکثر میدان مغناطیسی پایا در فاصله ۱ متری از اسکنر وجود دارد که بیشترین احتمال حضور کارکنان در این فاصله است؛ نتایج مطالعه حاضر نیز مؤید این موضوع است. نتایج مطالعات فرانکل و همکاران^[۲۵] و هانسون و همکاران^[۲۶] نشان می‌دهد که میدان‌های مغناطیسی پایا برحسب قدرت اسکنر متفاوت است و این تغییرات تحت‌تأثیر میدان رادیو فرکانس و تنظیمات توالی زاویه چرخش قرار می‌گیرد. نتایج مطالعه علی‌آبادی و همکاران^[۲۷] نشان داد که با افزایش فاصله از دهانه اسکنر، شدت میدان مغناطیسی به‌طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. این کاهش در مطالعه راتبه و همکاران^[۲۸] و همچنین کارپویوز و همکاران^[۲۹] که میدان‌های مغناطیسی

پایا را در فواصل مختلف از حفره اسکنر اندازه‌گیری کرده‌اند، نیز مشاهده شده است. در مطالعه حاضر نیز نتایج اندازه‌گیری میدان مغناطیسی پایا در فواصل ۱ و ۲ متری نشان داد که با افزایش فاصله، شدت میدان کاهش می‌یابد.

نتایج ارزیابی تراز صدا نشان داد که در اتاق تصویربرداری، تراز معادل مواجهه صوتی در روبروی اسکنر، سمت راست و چپ به ترتیب برابر با $84/6$ dB، $84/62$ dB و $86/77$ dB بود. این تفاوت ممکن است به نوع و مدل اسکنر، موقعیت دستگاه نسبت به دیوارها یا بازتاب صوتی متفاوت در جهات مختلف مربوط باشد. میانگین تراز معادل صوتی در سمت چپ اتاق اسکنر بیش از حد مجاز استاندارد ملی 85 dB بود. این امر احتمالاً به‌دلیل قرارگیری دستگاه نزدیک دیوار سمت چپ و بازتاب صوتی بیشتر در آن سمت اتاق بود.

نتایج همچنین نشان داد که تراز معادل مواجهه صوتی در اتاق کنترل به‌طور معناداری کمتر از اتاق تصویربرداری بود که مطابق انتظار است؛ چون اتاق کنترل عموماً از تونل اسکنر فاصله دارد و از صدای مستقیم دستگاه دورتر است. باتوجه‌به اینکه میزان تراز معادل مواجهه صوت در اتاق تصویربرداری بین تراز اقدام 82 dB و حد مجاز استاندارد کشوری 85 dB قرار داشت، پیشنهاد می‌شود که اپراتور دستگاه در زمان حضور در اتاق تصویربرداری از وسایل حفاظت شنوایی استفاده نماید. در مطالعه حاضر تراز معادل صدا با دستگاه اسکنر $1/5$ تسلا کمتر از نتایج یک مطالعه با اسکنرهای 3 تسلا و 7 تسلا (میانگین تراز صدا بیش از 90 dB) بوده؛ لذا استفاده از حفاظت شنوایی ضروری است^[۱۵]. در بررسی صدای ناشی از دستگاه تصویربرداری که توسط هورویتر و همکاران^[۳۰] انجام شد، بیشترین تراز صدای محیط معادل 63 دسی‌بل و در مطالعه شلاک و همکاران^[۳۱] تراز صدای محیطی که در ورودی و خروجی حفره آهنربا اندازه‌گیری شد، 73 دسی‌بل و در طول تصویربرداری با توالی پالس در بدترین حالت، صدای اندازه‌گیری شده تا 88 دسی‌بل متغیر بود. اگرچه تراز مواجهه صوتی در اتاق کنترل کمتر از حد مجاز بود؛ اما همچنان می‌تواند اثرات غیرشنیداری (مانند کاهش تمرکز، ایجاد خستگی، خطای انسانی و کاهش کارایی کارکنان) داشته باشد که در ایمنی شغلی نیز موردتأکید است.

به‌طور کلی، در این مطالعه میانگین نتایج به‌دست‌آمده از

بدین وسیله از کلیه مسئولین و کارکنان مرکز MRI بیمارستان واسعی سبزوار که در اجرای پژوهش با ما همراهی کردند، صمیمانه تشکر می‌کنیم.

ملاحظات اخلاقی:

این مقاله از پایان نامه کارشناسی ارشد سحر عوض‌وردی با کد اخلاق IR.MEDSAB.REC.1402.061 استخراج شده است.

سهم نویسندگان:

تمامی نویسندگان در نگارش مقاله مشارکت داشته‌اند.

حمایت مالی:

این پژوهش از طرف معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سبزوار مورد حمایت مالی قرار گرفته است (کد طرح: ۴۰۱۱۴۱)

تضاد منافع:

نویسندگان این مقاله بیان کردند که تضاد منافی وجود ندارد.

سطوح میدان مغناطیسی پایه و میدان الکترومغناطیسی در دو شیفت کاری، کمتر از حدود استاندارد ملی ایران بود که نشان‌دهنده عملکرد نسبتاً ایمن تجهیز و شرایط کاری است. نتایج نشان داد که فاصله از دستگاه یکی از عوامل مؤثر بر میزان مواجهه شغلی است؛ بنابراین توصیه می‌شود کارکنان به رعایت فاصله ایمنی، محدود کردن مدت زمان حضور در اتاق تصویربرداری و اجرای مراقبت‌های بهداشتی بپردازند. همچنین، با وجود اینکه تراز معادل مواجهه صوتی در اتاق تصویربرداری در محدوده بین تراز اقدام و حد مجاز بود، استفاده از وسایل حفاظت شنوایی در زمان حضور در اتاق تصویربرداری توصیه می‌گردد. همچنین، باتوجه به اینکه تراز معادل صدا در اتاق کنترل کمتر از حد مجاز بود، همچنان اثرات غیرشنیداری صدا وجود دارد؛ لذا پیشنهاد می‌شود تدابیر مدیریتی برای کاهش صدای محیطی و افزایش آگاهی کارکنان در این خصوص اتخاذ شود.

تشکر و قدردانی

References

- [1]. Van Deventer TE, Saunders R, Repacholi MH. WHO health risk assessment process for static fields. *Prog Biophys Mol Biol*. 2005 Feb-Apr;87(2-3):355-63. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2004.08.017. PMID: 15556671.
- [2]. Chakeres DW, de Vocht F. Static magnetic field effects on human subjects related to magnetic resonance imaging systems. *Prog Biophys Mol Biol*. 2005 Feb-Apr;87(2-3):255-65. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2004.08.012. PMID: 15556664.
- [3]. Modenese A, Gobba F. Occupational Exposure to Electromagnetic Fields and Health Surveillance According to the European Directive 2013/35/EU. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Feb 10;18(4):1730. doi: 10.3390/ijerph18041730. PMID: 33579004; PMCID: PMC7916781.
- [4]. Sayed MG. TECHNICAL MAGNETIC RESONANCE IMAGING. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. 1997 Sep 1;25(3):217.
- [5]. Karpowicz J, Gryz K. Health risk assessment of occupational exposure to a magnetic field from magnetic resonance imaging devices. *Int J Occup Saf Ergon*. 2006;12(2):155-67. doi: 10.1080/10803548.2006.11076679. PMID: 16790173.
- [6]. Hansson Mild K, Hand J, Hietanen M, Gowland P, Karpowicz J, Keevil S, Lagroye I, van Rongen E, Scarfi MR, Wilén J. Exposure classification of MRI workers in epidemiological studies. *Bioelectromagnetics*. 2013 Jan;34(1):81-4. doi: 10.1002/bem.21728. Epub 2012 Apr 24. PMID: 22532229.
- [7]. Van Nierop LE, Slottje P, Kingma H, Kromhout H. MRI-related static magnetic stray fields and postural body sway: a double-blind randomized crossover study. *Magn Reson Med*. 2013 Jul;70(1):232-40. doi: 10.1002/mrm.24454. Epub 2012 Aug 10. PMID: 22886724.
- [8]. Walker M, Fultz A, Davies C, Brockopp D. Symptoms Experienced by MR Technologists Exposed to Static Magnetic Fields. *Radiol Technol*. 2020 Mar;91(4):316-323. PMID: 32102859.
- [9]. Bongers S, Slottje P, Portengen L, Kromhout H. Exposure to static magnetic fields and risk of accidents among a cohort of workers from a medical imaging device manufacturing facility. *Magn Reson Med*. 2016 May;75(5):2165-74. doi: 10.1002/mrm.25768. Epub 2015 Jun 16. PMID: 26079378.
- [10]. Huss A, Özdemir E, Schaap K, Kromhout H. Occupational exposure to MRI-related magnetic stray fields and sleep quality among MRI - Technicians - A cross-sectional study in the Netherlands. *Int J Hyg Environ Health*. 2021 Jan;231:113636. doi: 10.1016/j.ijheh.2020.113636. Epub 2020 Oct 17. PMID: 33080525.
- [11]. Frankel J, Wilén J, Hansson Mild K. Assessing Exposures to Magnetic Resonance Imaging's Complex Mixture of Magnetic Fields for In Vivo, In Vitro, and Epidemiologic Studies of Health Effects for Staff and Patients. *Front Public Health*. 2018 Mar 12;6:66. doi: 10.3389/fpubh.2018.00066. PMID: 29594090; PMCID: PMC5858533.
- [12]. Hardell L, Nyberg R. Appeals that matter or not on a moratorium on the deployment of the fifth generation, 5G, for microwave radiation. *Mol Clin Oncol*. 2020 Mar;12(3):247-257. doi: 10.3892/mco.2020.1984. Epub 2020 Jan 22. PMID: 32064102; PMCID: PMC7016513.
- [13]. Schaap K, Christopher-De Vries Y, Crozier S, De Vocht F, Kromhout H. Exposure to static and time-varying magnetic fields from working in the static magnetic stray fields of MRI scanners: a comprehensive survey in the Netherlands. *Ann Occup Hyg*. 2014 Nov;58(9):1094-110.

- doi: 10.1093/annhyg/meu057. Epub 2014 Aug 18. Erratum in: *Ann Occup Hyg*. 2015 Jul;59(6):817-20. doi: 10.1093/annhyg/tev043. PMID: 25139484.
- [14]. Batistatou E, Mölter A, Kromhout H, van Tongeren M, Crozier S, Schaap K, Gowland P, Keevil SF, de Vocht F. Personal exposure to static and time-varying magnetic fields during MRI procedures in clinical practice in the UK. *Occup Environ Med*. 2016 Nov;73(11):779-786. doi: 10.1136/oemed-2015-103194. Epub 2015 Dec 16. PMID: 26675205; PMCID: PMC5116531.
- [15]. Akbar AF, Sayyid ZN, Roberts DC, Hua J, Paez A, Cao D, Lauer AM, Ward BK. Acoustic Noise Levels in High-field Magnetic Resonance Imaging Scanners. *OTO Open*. 2023 Sep 18;7(3):e79. doi: 10.1002/oto2.79. PMID: 37727400; PMCID: PMC10506133.
- [16]. Motovilova E, Winkler SA. Overview of Methods for Noise and Heat Reduction in MRI Gradient Coils. *Front Phys*. 2022 Jul;10:907619. doi: 10.3389/fphy.2022.907619. Epub 2022 Jul 8. PMID: 36506821; PMCID: PMC9733908.
- [17]. Fink D. What is the safe noise exposure level to prevent noise-induced hearing loss? *J Expo Sci Environ Epidemiol*. 2025 Jan;35(1):124-128. doi: 10.1038/s41370-024-00660-3. Epub 2024 Apr 18. PMID: 38637639; PMCID: PMC11876062.
- [18]. Steckner M. A Review of MRI Acoustic Noise Outputs and Hearing Protection Device Performance. *J Magn Reson Imaging*. 2025 May;61(5):2083-2093. doi: 10.1002/jmri.29665. Epub 2024 Dec 17. PMID: 39690111.
- [19]. Rathebe, P., Weyers, C. & Raphela, F. Exposure levels of radiofrequency magnetic fields and static magnetic fields in 1.5 and 3.0 T MRI units. *SN Appl. Sci*. 3, 157 (2021). <https://doi.org/10.1007/s42452-021-04178-3>
- [20]. Stam R, Yamaguchi-Sekino S. Occupational exposure to electromagnetic fields from medical sources. *Ind Health*. 2018 Apr 7;56(2):96-105. doi: 10.2486/indhealth.2017-0112. Epub 2017 Nov 3. PMID: 29109357; PMCID: PMC5889928.
- [21]. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP). Gaps in Knowledge Relevant to the "Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric and Magnetic Fields (1 Hz-100 kHz)". *Health Phys*. 2020 May;118(5):533-542. doi: 10.1097/HP.0000000000001261. PMID: 32251081.
- [22]. Golmohammadi R, Damyar N, Mohammadfam I, Faradmal J. Evaluation of the relation between noise exposure and occupational stress with unsafe acts and accidents in city bus drivers. *ioh* 2014; 11 (1) :70-78 URL: <http://ioh.iuums.ac.ir/article-1-640-en.html>.
- [23]. Hartwig V, Cianfaglione M, Campanella F, D'Avanzo MA, Sansotta C, Aciri G. Assessment of exposure to spatially varying magnetic fields in MRI environments: modeling analysis for simulation tools. *IEEE Access*. 2024 Jan 17;12:11492-9.
- [24]. Hartwig V, Virgili G, Mattei FE, Biagini C, Romeo S, Zeni O, Scarfi MR, Massa R, Campanella F, Landini L, Gobba F, Modenese A, Giovannetti G. Occupational exposure to electromagnetic fields in magnetic resonance environment: an update on regulation, exposure assessment techniques, health risk evaluation, and surveillance. *Med Biol Eng Comput*. 2022 Feb;60(2):297-320. doi: 10.1007/s11517-021-02435-6. Epub 2021 Sep 29. Erratum in: *Med Biol Eng Comput*. 2022 Feb;60(2):321-322. doi: 10.1007/s11517-021-02457-0. PMID: 34586563.
- [25]. Frankel J, Hansson Mild K, Olsrud J, Wilén J. EMF exposure variation among MRI sequences from pediatric examination protocols. *Bioelectromagnetics*. 2019 Jan;40(1):3-15. doi: 10.1002/bem.22159. Epub 2018 Nov 30. PMID: 30500987; PMCID: PMC6587721.
- [26]. Hansson Mild K, Lundström R, Wilén J. Non-Ionizing Radiation in Swedish Health Care-Exposure and Safety Aspects. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Apr 2;16(7):1186. doi: 10.3390/ijerph16071186. PMID: 30987016; PMCID: PMC6479478.
- [27]. Aliabadi M, oliaee M, nowroozi M, farhadian M, kamalinia M. Study of Occupational Exposure to Static Magnetic Field and its related health effects in Magnetic Resonance Imaging MRI's Units. *ioh* 2013; 10 (2) :45-53 URL: <http://ioh.iuums.ac.ir/article-1-686-en.html>
- [28]. Rathebe P, Weyers C, Raphela F. Some health effects of exposure to static magnetic fields and radiofrequency energy among MRI staff working with 1.5 and 3.0 Tesla scanners in South Africa. *African Journal of Biomedical Research*. 2020;23(1):57-63.
- [29]. Karpowicz, J., Hietanen, M. & Gryz, K. Occupational risk from static magnetic fields of MRI scanners. *Environmentalist* 27, 533–538 (2007). <https://doi.org/10.1007/s10669-007-9064-1>
- [30]. Hurwitz R, Lane SR, Bell RA, Brant-Zawadzki MN. Acoustic analysis of gradient-coil noise in MR imaging. *Radiology*. 1989 Nov;173(2):545-8. doi: 10.1148/radiology.173.2.2798888. PMID: 2798888.
- [31]. Shellock FG, Morisoli SM, Ziarati M. Measurement of acoustic noise during MR imaging: evaluation of six "worst-case" pulse sequences. *Radiology*. 1994 Apr;191(1):91-3. doi: 10.1148/radiology.191.1.8134603. PMID: 8134603.