



## مطالعه‌ی مقایسه‌ای روش‌های تحلیلی برای کاهش آرتیفکت فلزی در تصاویر CT

محمد قربانزاده<sup>۱\*</sup>، سید ابوالفضل حسینی<sup>۱</sup>، بیژن وثوقی وحدت<sup>۲</sup>، آزاده اخوان الاف<sup>۳</sup>، حسین عربی<sup>۲</sup>  
۱. گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، صندوق پستی: ۱۶۳۹-۱۱۱۵۵، تهران - ایران  
۲. گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، صندوق پستی: ۱۶۳۹-۱۱۱۵۵، تهران - ایران  
۳. بخش پزشکی هسته‌ای و تصویربرداری مولکولی، گروه تصویربرداری پزشکی، بیمارستان دانشگاه ژنو، ژنو، سوئیس

\*Email: ghorbanzadeh@energy.sharif.ir

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۲/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۵/۴

### چکیده

طی چند دهه گذشته، مقطع‌نگاری کامپیوتری با اشعه ایکس (CT) به عنوان یکی از روش‌های اصلی تصویربرداری مقطعی در طیف وسیعی از کاربردهای بالینی در رادیولوژی تشخیصی، آنکولوژی و تصویربرداری مولکولی چندحالتی، معرفی شده است. علی‌رغم ارزش اذعان شده این روش تصویربرداری، در مواردی به دلیل وجود کاشت‌های فلزی، کیفیت تصاویر CT تحت تأثیر قرار می‌گیرد. وجود اجسام فلزی مانند پرکردگی دندان، پروتز مفصل ران یا زانو، ضربان‌سازهای قلب، ترکش‌های جنگی و قفس‌های نخاعی باعث بروز و تشدید آرتیفکت‌های تصویر می‌شوند. این نوع آرتیفکت‌ها، به شکل خطوط سیاه و سفید در تصویر نمایان می‌شوند که باعث پنهان شدن ساختارها و بافت‌های اطراف کاشت فلزی می‌شود و ارزش تشخیصی تصاویر CT را از بین می‌برند. همچنین این آرتیفکت‌ها بر دقت طراحی درمان پرتو درمانی که به تصاویر سی‌تی برای مشخص کردن تراکم الکترون و برآورد توان متوقف‌کننده نسبی ذرات متکی هستند، تأثیر می‌گذارد. بنابراین برای رفع این مشکل، طی ۴ دهه، الگوریتم‌هایی با عنوان کاهش‌دهنده آرتیفکت فلزی (MAR) ارایه شده‌اند. در این پژوهش، پنج الگوریتم MAR با استفاده از شبیه‌سازی و مطالعات بالینی ارزیابی شده است. الگوریتم‌ها شامل درون‌یابی خطی (LI\_MAR) داده‌های تخریب شده در سینوگرام، کاهش آرتیفکت‌های فلزی به روش نرمال‌سازی (NMAR)، روش حذف فلز (MDT)، کاهش‌دهنده آرتیفکت فلزی برای کاشت‌های ارتوپدی (OMAR) و یک روش بر پایه الگوریتم‌های مبتنی بر تکرار (MAP) است. تصاویر بالینی، در نواحی مختلف بدن، با ابعاد و جنس‌های مختلف کاشت فلزی، برای ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های MAR، مورد مطالعه قرار گرفته است. به منظور بررسی کمی کیفیت تصاویر اصلاح شده با الگوریتم‌های MAR، معیار خطای میانگین مربعات نرمال شده (NRMSE)، محاسبه و ارزیابی شده است. نتایج حاصل از ارزیابی الگوریتم‌ها، نشان از عملکرد مؤثر الگوریتم NMAR در کاهش آرتیفکت فلزی به نسبت الگوریتم‌های دیگر، در اغلب موارد بوده است. همچنین بررسی پارامتر زمان پردازش الگوریتم، ارزش کلینیکی الگوریتم NMAR را نمایان می‌کند.

کلیدواژه‌ها: تصویربرداری پزشکی، آرتیفکت فلزی، CT، Metal Artifact Reduction.

## Comparative study of analytical metal artifact reduction methods in CT imaging

M. Ghorbanzadeh<sup>\*1</sup>, S.A. Hosseini<sup>1</sup>, B. Vosoughi-Vahdat<sup>2</sup>, A. AkhavanAllaf<sup>3</sup>, H. Arabi<sup>3</sup>

1. Department of Nuclear Engineering, Energy Engineering Department, Sharif University of Technology, P.O.Box: 11155-1639, Tehran – Iran
2. Department of Medical Engineering, Electrical Engineering Department, Sharif University of Technology, P.O.Box: 11155-1639, Tehran – Iran
3. Division of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, Geneva University Hospital, CH-1211 Geneva 4, Switzerland

Research Article

Received 30.4.2021, Accepted 26.7.2021

### Abstract

Over the past few decades, computed tomography (CT) imaging has been one of the leading cross-sectional imaging techniques in a wide range of clinical applications in diagnostic radiology, oncology, and multimodal molecular imaging. Despite the recognized value of this imaging modality, the quality and accuracy of CT images can be compromised by a number of implants. The presence of metal objects such as dental fillings, hip or knee prostheses, heart pacemakers, war fragments, and spinal cages can cause severe image artifacts. These types of artifacts appear as black and white streaks in the CT images, obscuring the structures and tissues around the metal implant, decreasing the images' diagnostic values. Metal artifacts also affect the accuracy of radiation therapy treatment planning, which relies on X-ray images to determine electron density and estimate the relative stopping power of particles. Different algorithms for the Metal Artifact Reduction (MAR) have been proposed over the decades to address this issue. This study evaluated five commonly used MAR algorithms in clinical practice using simulated and clinical datasets. These algorithms include linear interpolation (LI\_MAR) of the degraded data in the sinogram space, reduction of metal artifacts by normalization method (NMAR), metal deletion technique (MDT), and Orthopedic metal artifact reduction (OMAR), and a method based on iteration algorithms (MAP). Clinical CT images in different anatomical regions of the body, with different dimensions and types of metal implants, have been studied to evaluate the performance of the MAR algorithms. In order to quantitatively evaluate the quality of CT images corrected by the different MAR algorithms, the Normalized Root Mean Square Error (NRMSE) metric was employed. The quantitative analysis demonstrated the overall superior performance of the NMAR algorithm in effective metal artifact reduction compared to the other algorithms. The NMAR method exhibited relatively less signal distortion and reasonable processing time, making it a dependable solution in clinical practice.

**Keywords:** Medical imaging, Metal artifact, CT, MAR

Journal of Nuclear Science and Technology

Vol. 101, No 4, 2022, P 1-9

مجله علوم و فنون هسته‌ای

جلد ۱۰۱، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۱، ص ۱-۹



## ۱. مقدمه

توموگرافی کامپیوتری با اشعه ایکس (CT) به ابزاری بسیار ارزشمند برای تشخیص یا ارزیابی در شرایط مختلف پزشکی تبدیل شده است. پیشرفت تکنولوژی که منجر به کاهش زمان اسکن و بهبود وضوح تصویر با استفاده از CT شده، به کارگیری این دستگاه تصویربرداری را طی سال‌های اخیر بسیار افزایش داده است [۱-۳].

اشیاء فلزی در میدان دید، اشعه ایکس را به شدت تضعیف می‌کنند و در نتیجه پروجکشن‌های تخریب شده، توسط آشکارسازها دریافت می‌شود [۳]. هنگامی که تصویر با استفاده از این داده‌های ناقص بازسازی می‌شود، تغییرات غیرطبیعی در تصویر ایجاد می‌شود که به عنوان آرتیفکت شناخته می‌شود و آرتیفکت‌ها اغلب به صورت رگه‌های تیره و روشن در تصویر مشاهده می‌شوند [۴].

آرتیفکت‌های فلزی توسط چندین مکانیزم ایجاد می‌شوند که مهم‌ترین آن‌ها، سخت‌شدگی پرتو، پرتوهای پراکنده و نویز نام دارند [۵].

در شرایط امروز جامعه در مواجهه با ویروس کرونا، اسکنرهای CT، به عنوان یک ابزار اصلی برای پایش وضعیت بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرد. تصویربرداری از قفسه سینه به کمک اسکنر CT، نقش بالقوه در تشخیص عوارض و پیش‌بینی ابتلا به ویروس کووید-۱۹ دارد [۲، ۶]. وجود کاشت‌های فلزی به خصوص ترکش‌های جنگی، در نزدیکی بافت ریه، باعث ایجاد آرتیفکت‌های ستاره‌ای شکل با خطوط تیره و روشن در تصویر می‌شود که تشخیص پزشک را با مشکل مواجه می‌کند. علاوه بر این، تشخیص نواحی تومورال نزدیک کاشت‌های فلزی غیرممکن است که باعث تخمین نادرست دز در برنامه‌های طراحی درمان رادیوتراپی می‌شود [۵]. بنابراین استفاده از الگوریتم‌های MAR برای کاهش آرتیفکت فلزی تصاویر حاصل از اسکنرهای CT ضروری است و باعث شده که برخی از سازندگان این اسکنرها، این الگوریتم‌ها را به عنوان یک نرم‌افزار افزودنی به سیستم، با دریافت هزینه جداگانه در اختیار کاربر قرار دهند [۷].

برخی اسکنرهای موجود در کشور (از جمله اسکنر بیمارستان ساسان GE LightSpeed VCT) فاقد الگوریتم‌های MAR هستند و با توجه به هزینه بالا و شرایط تحریمی حاکم بر کشور، امکان تهیه‌ی این الگوریتم‌ها از تولیدکننده دستگاه وجود ندارد. در این پژوهش با ارزیابی کمی و کیفی ۵ الگوریتم پرکاربرد MAR با استفاده از شبیه‌سازی و داده‌های بالینی در نواحی مختلف بدن با ابعاد و جنس‌های مختلف کاشت‌های

فلزی، تلاش شده است که الگوریتمی مناسب برای مقاصد بالینی معرفی شود.

## ۲. مواد و روش‌ها

برای رفع خطاهای ناشی از آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر CT، تلاش‌های بسیاری برای معرفی روش‌هایی جهت کاهش و از بین بردن اثرات آن طی ۴ دهه گذشته صورت گرفته است [۸، ۱۰]. در این راستا، روش‌های کاهش آرتیفکت فلزی را می‌توان به طور کلی به ۲ دسته تقسیم کرد: (۱) روش‌های مبتنی بر درون‌یابی<sup>۱</sup> و (۲) روش‌های مبتنی بر تکرار<sup>۲</sup>.

بیش‌تر این روش‌های MAR از نظر سادگی محاسباتی، دقت و کارایی در کاهش آرتیفکت‌های تولید شده توسط اشیا مختلف فلزی و معرفی آرتیفکت‌های جدید، دارای برخی مزایا و معایب هستند. بنابراین، ویژگی‌های مختلف و عملکرد بالقوه این الگوریتم‌ها، یک ارزیابی مقایسه‌ای جامع را برای درک مزایا و معایب هر الگوریتم می‌طلبد.

در این مطالعه، ۵ روش MAR که معمولاً مورد استفاده قرار می‌گیرند، یعنی دو روش اصلاح سینوگرام مبتنی بر درون‌یابی و سه روش مبتنی بر تکرار مورد بررسی قرار گرفته که در ادامه توضیح داده خواهند شد.

## ۱.۲ روش‌های مبتنی بر درون‌یابی

این دسته از روش‌ها به دلیل سادگی و اجرای آسان و سریع برنامه‌های کامپیوتری توسعه داده شده بر اساس آن‌ها، بسیار پرکاربرد هستند. به طور کلی این روش‌ها از دو مرحله تشکیل شده است: (۱) شناسایی ناحیه فلزی و پروجکشن‌های مربوط به این ناحیه در ماتریس سینوگرام و (۲) از بین بردن پروجکشن‌های تخریب شده و جایگزینی آن با درون‌یابی از داده‌های سالم در همسایگی آن [۱۱].

در بیش‌تر این روش‌ها، با استفاده از روش آستانه‌گذاری<sup>۳</sup> یا روش‌های دیگر تقسیم‌بندی<sup>۴</sup>، بر روی تصویر اصلی، ناحیه فلزی را شناسایی می‌کنند و سپس تصویر ناحیه فلزی شناسایی شده را به فضای سینوگرام انتقال داده و پروجکشن‌های منتسب به ناحیه فلزی را جداسازی می‌کنند [۱۱، ۱۲]. در روش‌های دیگر، پروجکشن‌های مربوط به ناحیه فلزی، با استفاده از روش‌های تقسیم‌بندی، مستقیماً از روی سینوگرام حاصله از تصویر اصلی، جداسازی می‌شوند. این داده‌های جداسازی شده به عنوان داده‌های مفقود شده تلقی می‌شوند [۱۱].

1. Interpolation Based Methods
2. Iterative Based Methods
3. Thresholding
4. Segmentation



## ۳.۲ شبیه‌سازی

برای مطالعه و ارزیابی عملکرد روش‌های فوق‌الذکر (MDT, OMAR, MAP, NMAR, LI\_MAR) از تصاویر شبیه‌سازی شده و بالینی استفاده شده است. در تصاویر بالینی، هیچ‌گاه نمی‌توان تصویری از یک برش را در اختیار داشت که هم توسط آرتیفکت‌های فلزی تخریب شده باشد و در عین حال تصویری از همان برش موجود باشد که هیچ آرتیفکت فلزی نداشته باشد. برای دستیابی به چنین شرایطی، از یک الگوریتم شبیه‌سازی استفاده شده است [۱۸]. در این شبیه‌سازی، تصویر CT از بیماری بدون کاشت فلزی تهیه شده است و سپس اعداد CT مربوط به هر پیکسل، به ضرایب تضعیف مربوط به آن پیکسل تبدیل شده است. برای شبیه‌سازی پروجکشن‌های تهیه شده با پرتو ایکس چند انرژی، باید اجزای ماده را در هر پیکسل بدانیم. از این‌رو، یک روش وزن‌دهی مبتنی بر آستانه‌گذاری برای تقسیم‌بندی تصویر به استخوان و بافت نرم (معادل آب) اعمال شده است. برای اشعه ایکس در جهت  $L_j$ ، انتگرال خطی تصاویر آب و استخوان به ترتیب  $d_j^w$  و  $d_j^b$  هستند که با رابطه (۱) محاسبه می‌شوند [۱۸].

$$d_j^k = \int_{L_j} X^k dl \quad (1)$$

که اندیس "k" نشان‌دهنده یکی از موارد "w" یا "b" است و  $X$ ، تصویر توموگرافی است که به ضرایب تضعیف تبدیل شده است. برای شبیه‌سازی پروجکشن‌های تهیه شده با پرتو ایکس چند انرژی، باید نقشه‌های تضعیف خطی آب و استخوان را در انرژی‌های مختلف به دست آوریم. برای هر ماده، ضریب تضعیف خطی در هر پیکسل، از حاصل ضرب ضریب تضعیف جرمی در چگالی آن ماده به دست می‌آید. بنابراین:

$$X_i^k(E) = m^k(E) \rho_i^k \quad (2)$$

که  $\rho_i^k$ ، چگالی ماده  $k$  در  $i$  امین پیکسل است و  $m^w(E)$  و  $m^b(E)$  به ترتیب، ضریب تضعیف جرمی آب و استخوان هستند. برای یک سیستم تصویربرداری با طیف پرتو ایکس (۱۴۰-۰ KeV)، فرض بر این است که  $E_0$  انرژی معادل طیف پرتو ایکس است. بنابراین  $X_i^w$  و  $X_i^b$  با رابطه زیر محاسبه می‌شوند.

$$X_i^k = m^k(E_0) \rho_i^k \quad (3)$$

به عنوان پیشینه پژوهش، Kalender و همکاران ایشان در سال ۱۹۸۷، الگوریتم MAR مبتنی بر درون‌یابی خطی ساده را ارائه دادند [۱۲]. روش درون‌یابی خطی باعث تشکیل آرتیفکت‌های جدید در تصویر بازسازی شده، می‌شود که می‌توان در مواردی شدیدتر از آرتیفکت‌های تصویر اصلی باشد. دلیل ایجاد این آرتیفکت‌ها، عدم بازیابی صحیح داده‌های تخریب شده در ماتریس سینوگرام به دلیل ناپیوستگی داده‌های درون‌یابی شده در امتداد بعد دوم ماتریس سینوگرام است [۱۳]. تلاش‌ها برای بهبود عملکرد روش ساده درون‌یابی خطی توسط Meyer و همکاران، منجر به ایجاد رویکردی جدید شد. در این رویکرد که به عنوان کاهش آرتیفکت فلزی نرمال شده (NMAR) شناخته می‌شود، از داده‌هایی با عنوان تصاویر زمینه برای بهبود عملکرد بازسازی تصاویر تخریب شده، استفاده می‌شود. تصاویر زمینه با طبقه‌بندی تصاویر به کلاس‌های، هوا، بافت نرم و استخوان تشکیل می‌شوند [۱۴].

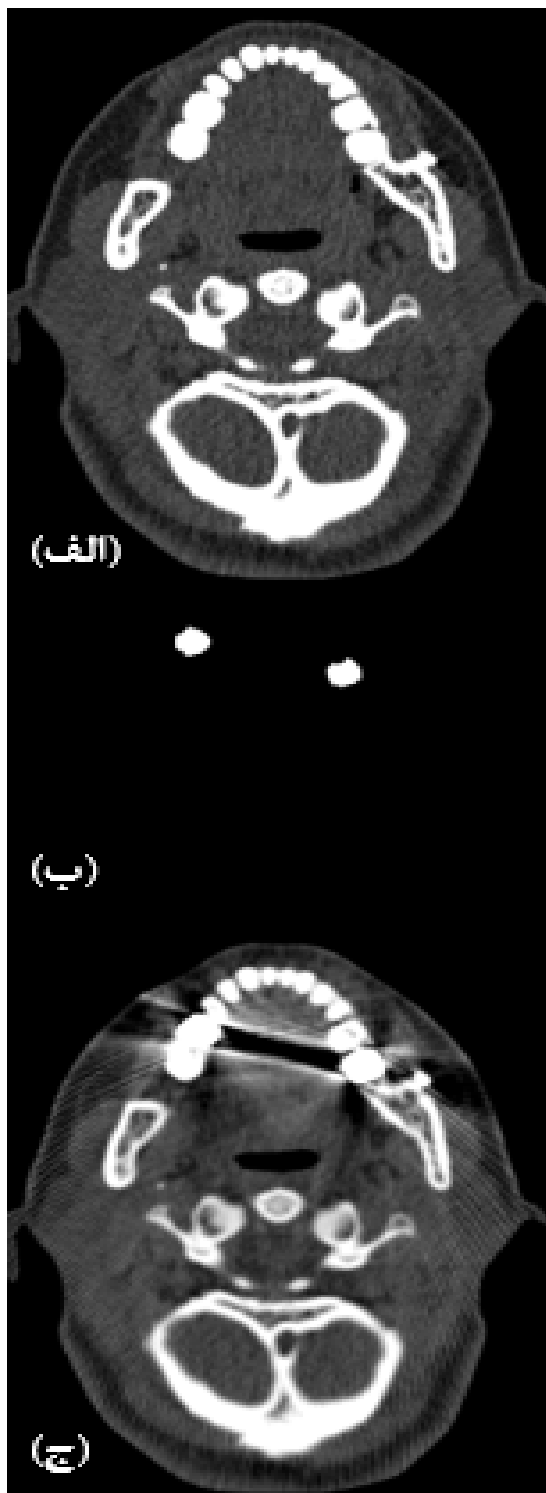
## ۳.۲ روش‌های مبتنی بر تکرار

در کنار رویکردهای MAR ارائه شده، که از روش‌های درون‌یابی برای اصلاح آرتیفکت‌ها استفاده می‌کنند، تعدادی از الگوریتم‌ها با هدف اصلاح پروجکشن‌های تخریب شده با استفاده از روش‌های مبتنی بر تکرار مورد بررسی قرار گرفتند. در این زمینه، مهرانیان و همکاران ایشان، یک روش MAR را بر اساس الگوریتم‌های مبتنی بر تکرار با عنوان MAP برای جایگزینی و اصلاح داده‌های تخریب شده در ماتریس سینوگرام، ارائه دادند [۱۵]. الگوریتم دیگری که در روش‌های مبتنی بر تکرار طبقه‌بندی می‌شود و در پژوهش‌های متعددی مورد ارزیابی قرار گرفته است، به الگوریتم حذف فلز (MDT) معروف است. در این الگوریتم، برای رفع نقایص روش درون‌یابی، از ترفند فیلتر کردن تصویر و جایگزینی پروجکشن‌های تخریب شده با پروجکشن‌های اصلاح شده و تکرار این روند، استفاده شده است [۱۶].

الگوریتم دیگر مبتنی بر روش‌های تکرار که یک الگوریتم تجاری موجود در کلینیک است و بر روی سیستم‌های فیلیپس<sup>۱</sup> پیاده‌سازی شده، تحت عنوان کاهش‌دهنده آرتیفکت فلزی برای کاشت‌های ارتوپدی (OMAR) شناخته می‌شود. در پژوهش فعلی، این الگوریتم به عنوان یک نمونه تجاری موجود، برای حل مشکل آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر CT که توسط چندین پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است، انتخاب و ارزیابی شده است [۱۷].



کاشت فلزی و تصویر بدون آرتیفکت را نشان می‌دهد. پس از ترکیب داده‌های سینوگرام تصویر کلینیکی و پروجکشن‌های مربوط به کاشت فلزی، تصویر شبیه‌سازی شده همراه با آرتیفکت فلزی (شکل ۱ ج) با استفاده الگوریتم FBP بازسازی شده است.



شکل ۱. (الف) تصویر کلینیکی از ناحیه دندان، (ب) تصویر مربوط به کاشت فلزی، (ج) تصویر شبیه‌سازی شده.

از این‌رو، ضریب تضعیف خطی وابسته به انرژی برای هر ماده به کمک معادله (۴) به دست می‌آید.

$$X_i^k(E) = \frac{X_i^k m^k(E)}{m^k(E_0)} \quad (4)$$

برای اشعه ایکس در جهت  $L_j$ ، پروجکشن ایده‌آل اندازه‌گیری شده  $\bar{y}_j$  که در المان آشکارساز زام ثبت شده با رابطه (۵) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} \bar{y}_j &= \int I(E) \exp\left(-\int_{L_j} (X_j^w(E) + X_j^b(E)) dl\right) dE \\ &= \int I(E) \exp\left(-\int_{L_j} \left(\frac{X_i^w m^w(E)}{m^w(E_0)} + \frac{X_i^b m^b(E)}{m^b(E_0)}\right) dl\right) dE \\ &= \int I(E) \exp\left(-\frac{m^w(E) d_j^w}{m^w(E_0)} - \frac{m^b(E) d_j^b}{m^b(E_0)}\right) dE \end{aligned} \quad (5)$$

از آن‌جا که پروجکشن‌های خطی  $d_j^w$  و  $d_j^b$  از قبل به خوبی محاسبه شده، با استفاده از رابطه‌ی (۵)، پروجکشن‌های چند انرژی نیز به خوبی محاسبه می‌شوند. برای شبیه‌سازی آرتیفکت فلزی، یک یا چند تصویر تخریب شده با آرتیفکت فلزی در موقعیت‌های مشابه آناتومیکی با تصویر بدون آرتیفکت، در نظر گرفته شده است و تصاویر مربوط به کاشت‌های فلزی در آن‌ها، محاسبه شده است  $(X_m)$ . اعداد CT در پیکسل‌های مربوط به کاشت فلزی به ضرایب تضعیف خطی در انرژی  $E_0$  تبدیل شده و مابقی پیکسل‌ها برابر صفر تعریف شده است. از آن‌جا که هدف وارد کردن تصویر مربوط به کاشت فلزی در تصویر بدون آرتیفکت است، اگر پیکسل‌های مربوط به  $X_m$  غیر صفر باشند، مقادیر پیکسل در  $X_w$  و  $X_b$  صفر است.

سپس  $d_j^w$  و  $d_j^b$  به روزرسانی می‌شوند و پروجکشن‌های مربوط به ناحیه‌ی فلزی با استفاده از رابطه‌ی (۱) محاسبه می‌شود. مشابه رابطه (۵) داریم:

$$\bar{y}_j^* = \int I(E) \exp\left(-\frac{m^w(E) d_j^w}{m^w(E_0)} - \frac{m^b(E) d_j^b}{m^b(E_0)} - \frac{m^m(E) d_j^m}{m^m(E_0)}\right) dE \quad (6)$$

در رابطه ۶،  $m^m(E)$  ضریب تضعیف جرمی کاشت فلزی در انرژی  $E$  است. در نهایت با بازسازی پروجکشن‌های شبیه‌سازی شده، تصویر با آرتیفکت فلزی ساخته می‌شود [۱۸].

سپس با این روش در عین حال هم تصویر بدون آرتیفکت و هم تصویر با آرتیفکت فلزی از همان برش در دسترس خواهد بود. شکل ۱، نمونه‌ای از تصویر شبیه‌سازی شده به همراه تصویر



## ۴.۲ ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های MAR

تجزیه و تحلیل عملکرد کمی الگوریتم‌های MAR معرفی شده با محاسبه خطای میانگین مربعات نرمال شده (NRMSE) انجام می‌شود. پارامتر NRMSE (رابطه ۷) اختلاف میان تصویر اصلاح شده و تصویر بدون آرتیفکت را محاسبه می‌کند.

$$\text{NRMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{J=1}^N (I_J^{\text{corr}} - I_J^{\text{ref}})^2}{\sum_{J=1}^N (I_J^{\text{ref}} - \mu)^2}} \quad (7)$$

$I_J^{\text{ref}}$  و  $I_J^{\text{corr}}$  اعداد CT در هر پیکسل از تصاویر اصلاح شده و مرجع<sup>۱</sup> (تصویر بدون آرتیفکت) است.  $\mu$  میانگین اعداد CT پیکسل‌ها در تصویر مرجع و  $N$  تعداد کل پیکسل‌ها است. هر چه اختلاف میان تصاویر اصلاح شده و مرجع ( $I_J^{\text{ref}}$  و  $I_J^{\text{corr}}$ ) افزایش یابد، پارامتر NRMSE افزایش خواهد یافت [۱۹]. پارامتر مهم دیگر برای ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های MAR که اهمیت زیادی در کلینیکی شدن الگوریتم دارد، زمان پردازش تصویر است. برای این منظور زمان پردازش الگوریتم‌های MAR، در عین محاسبه پارامتر NRMSE نیز محاسبه شده است. سرانجام، تجزیه و تحلیل کیفی (مقایسه شهودی) عملکرد الگوریتم‌های MAR برای داده‌های بالینی انجام شده است.

## ۳. نتایج و بحث

تمام الگوریتم‌های مورد مطالعه توسط نرم‌افزار MATLAB (MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) و بر پایه الگوریتم‌های ارزیابی شده در مراجع [۱۲، ۱۵-۱۷]، توسعه داده شده است.

برای ارزیابی کیفی (شهودی) عملکرد الگوریتم‌های MAR معرفی شده، پنج تصویر بالینی در نواحی مختلف بدن با ابعاد و جنس متفاوت از کاشت‌های فلزی، تهیه شده است. تصاویر بالینی تخریب شده با آرتیفکت‌های فلزی با استفاده از ۵ الگوریتم معرفی شده، اصلاح شده‌اند. نتایج حاصل از این ارزیابی در شکل ۲ نشان داده شده است.

به طور کلی تمام این الگوریتم‌ها، آرتیفکت‌های جدید به شکل خطوط تیره و روشن در تصویر اصلاح شده، ایجاد می‌کنند که اندازه‌ی این آرتیفکت‌ها بسته به نوع الگوریتم و اندازه و تراکم کاشت‌های فلزی، متفاوت است.

شدت آرتیفکت‌های ثانویه در تصاویر اصلاح شده با الگوریتم NMAR نسبت به الگوریتم‌های دیگر، کم‌تر است. ستون دوم مربوط به سیم پیچ‌های ناحیه سر است که شدت آرتیفکت‌ها در آن به نسبت کم‌تر است. به همین دلیل، تقریباً تمامی الگوریتم‌ها پاسخ مناسبی به این تصویر داشته‌اند. در این تصویر نیز الگوریتم‌های NMAR و MDT عملکرد بهتری نسبت به بقیه الگوریتم‌ها داشته‌اند. در ستون سوم، دندان‌های پر شده باعث ایجاد آرتیفکت‌های شدید در تصویر شده است که این شدت آرتیفکت‌ها به دلیل تعداد زیاد دندان‌های پر شده و چگالی بالا مواد پر شده است. تقریباً هیچ یک از الگوریتم‌ها نتوانسته‌اند که داده‌های تخریب شده را بازیابی کنند.

مقایسه انجام شده نشان می‌دهد که الگوریتم NMAR عملکرد بهتری نسبت به بقیه الگوریتم‌ها داشته است. ستون چهارم مربوط به پیچ و مهره‌های ناحیه نخاعی است که تصویر را با آرتیفکت‌های شدید فلزی تخریب کرده است. در این مورد نیز به دلیل شدت آرتیفکت‌ها، الگوریتم‌های MAR قادر به کاهش مؤثر آرتیفکت‌های فلزی نیستند.

ستون پنجم، آرتیفکت‌ها فلزی با شدت کم به دلیل حضور قطعات فلزی در مجاورت بافت، تشکیل شده است و به دلیل شدت کم آرتیفکت‌ها، تقریباً تمامی الگوریتم‌ها به خوبی عمل کرده‌اند و NMAR و MDT آرتیفکت‌های جدید به تصویر اضافه نکرده‌اند.

هر چه ابعاد و چگالی کاشت فلزی افزایش یابد، آرتیفکت‌های تشکیل شده در تصویر شدیدتر می‌شود و در نتیجه از بین بردن آرتیفکت‌های حاصله دشوارتر می‌شود.

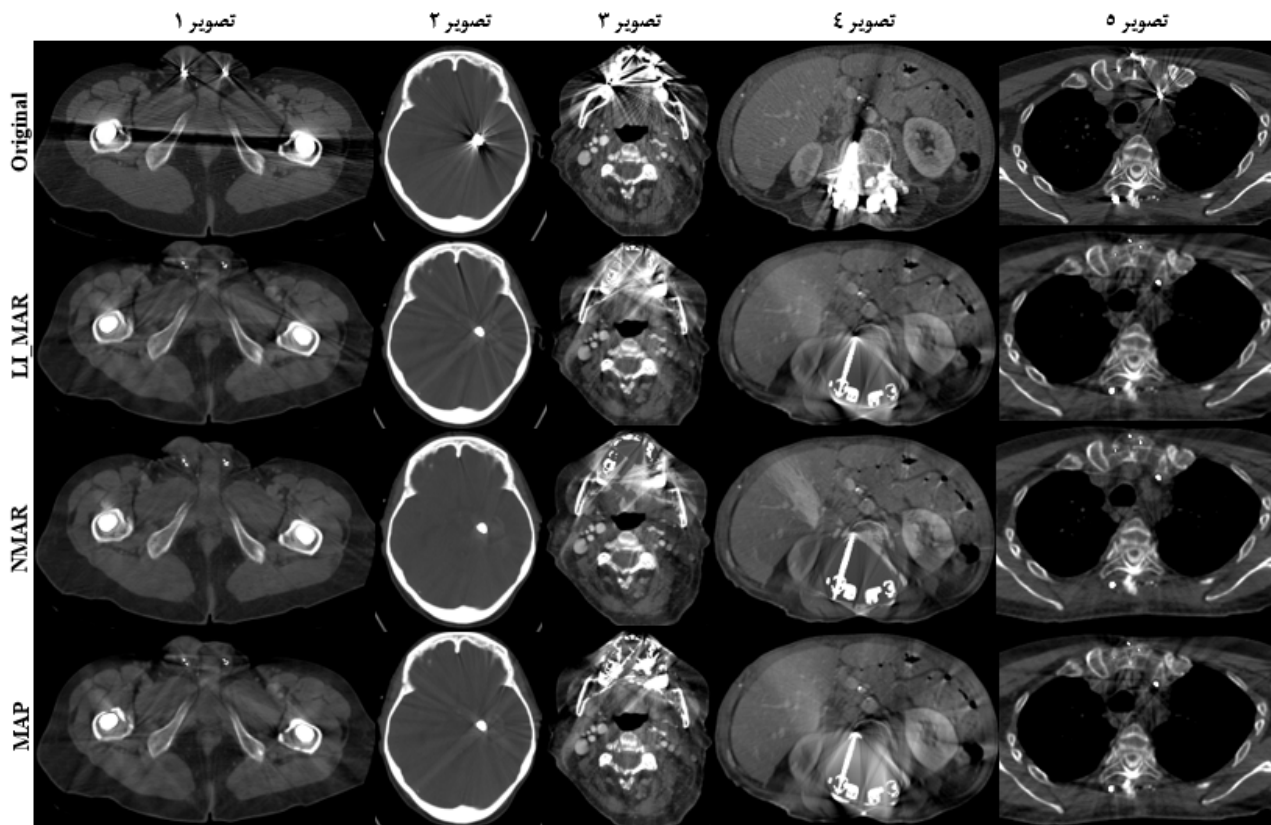
شکل (۳ الف)، سینوگرام حاصل از تصویر شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد که نوارهای روشن، شامل پروجکشن‌های مربوط به ناحیه فلز است و شکل (۳ ب) سینوگرام تصویر شبیه‌سازی شده بعد از اعمال اصلاحات را نشان می‌دهد که نوارهای روشن به کلی از بین رفته و پیوستگی در سینوگرام ایجاد شده است.

در شکل ۴، پروفایل خطی تهیه شده از تصویر دوم در شکل ۲ را در تمام الگوریتم‌ها مورد بررسی قرار داده‌ایم. با توجه به کنتراست پایین مغز در تصویربرداری CT با اشعه ایکس، انتظار داریم که تصویر بدون آرتیفکت، پروفایل خطی مسطحی داشته باشد. با مقایسه پروفایل خطی حاصل از تصاویر بازسازی شده با الگوریتم‌های مختلف، متوجه می‌شویم که الگوریتم NMAR خروجی مسطحی را به نسبت الگوریتم‌های دیگر دارد. بنابراین الگوریتم NMAR در بازیابی بافت‌های تخریب شده مغز در تصویربرداری CT، قدرت بیشتری دارد.

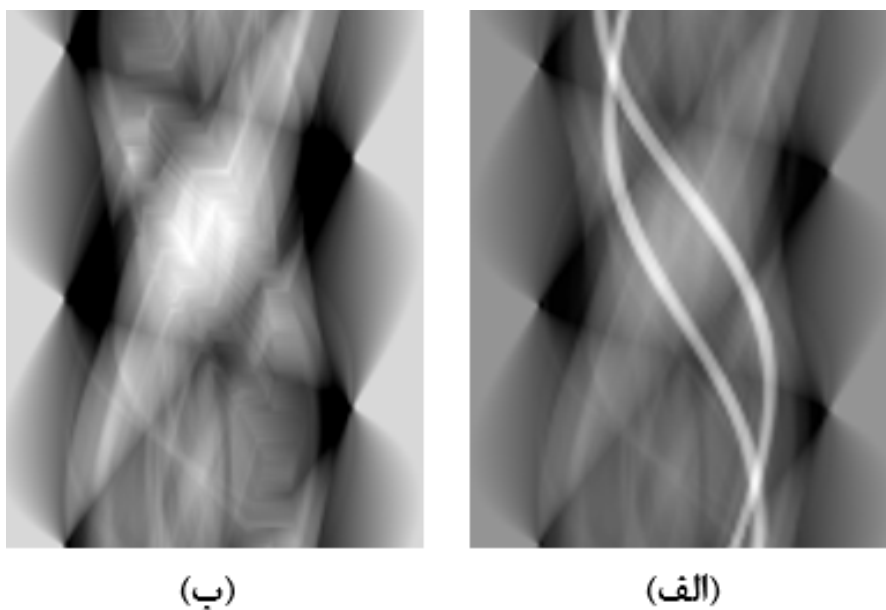
## 1. Reference Image





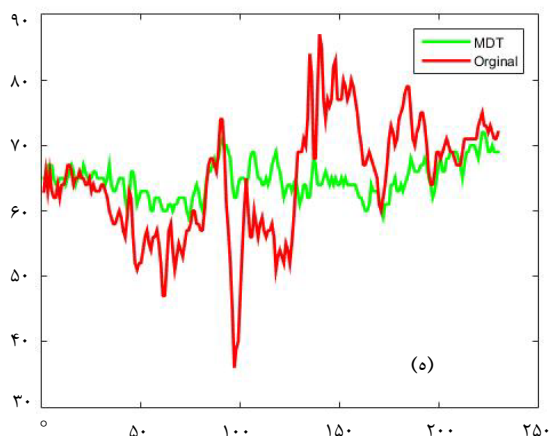


شکل ۲. تصاویر بالینی تخریب شده با کاشتهای فلزی در ابعاد و جنس‌های مختلف و در نواحی مختلف بدن (تصویر ۱: ران و لگن، تصویر ۲: سر، تصویر ۳: دهان و دندان، تصویر ۴: ستون فقرات - شکمی، تصویر ۵: سینه) که با الگوریتم‌های LI\_MAR, NMAR, MAP, OMAR و MDT اصلاح شده‌اند.



شکل ۳. (الف) سینوگرام تصویر شبیه‌سازی شده، (ب) سینوگرام تصویر اصلاح شده.



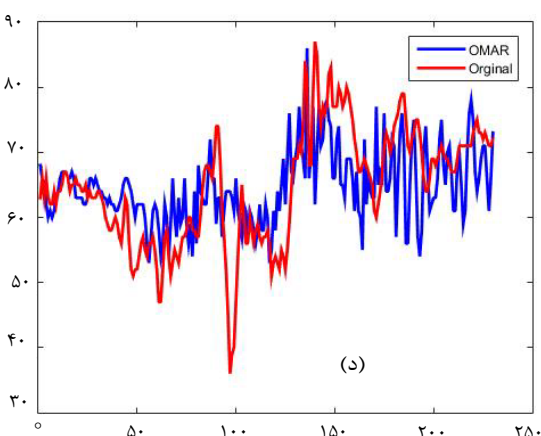
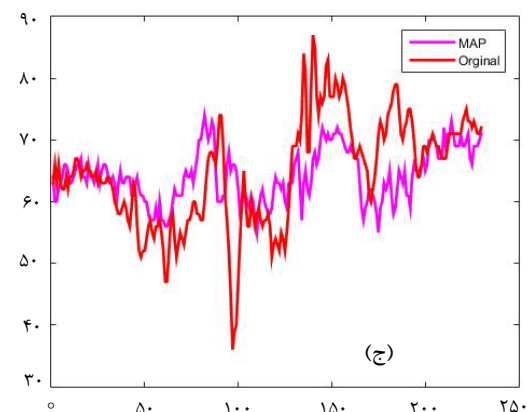
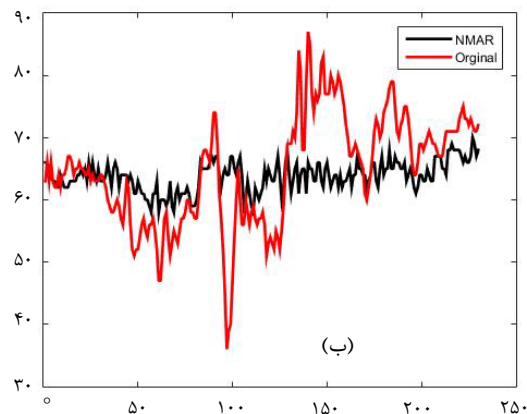
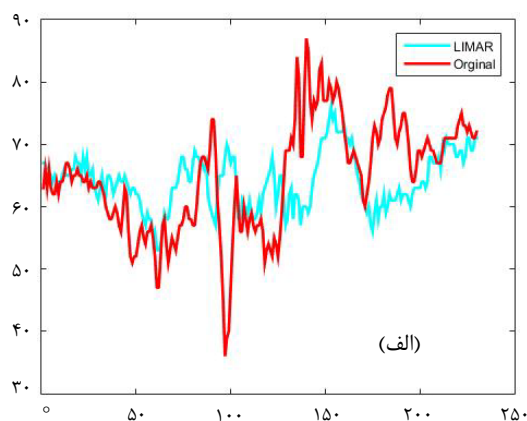


شکل ۴. مقایسه پروفایل خطی حاصل از تصویر ۲ در شکل ۲.

جدول ۱، نتایج ارزیابی کمی عملکرد الگوریتم‌های MAR معرفی شده با محاسبه پارامتر NRMSE بر روی تصویر شبیه‌سازی شده (شکل ۱) و زمان پردازش الگوریتم‌ها را نشان می‌دهد. با توجه به مقادیر NRMSE، الگوریتم NMAR با NRMSE برابر ۰/۱۷۵ کوچک‌ترین مقدار در بین الگوریتم‌های معرفی شده را دارد. بنابراین بهترین عملکرد در بین الگوریتم‌های MAR، مختص به NMAR است. اما پارامتر مهم دیگر، زمان پردازش الگوریتم‌های MAR است. با توجه به جدول ۱، روش LL\_MAR سریع‌ترین الگوریتم است، اما بررسی شهودی و پارامتری تصاویر خروجی این الگوریتم، کیفیت پایین تصاویر اصلاح شده با این روش را نشان می‌دهد. در این میان الگوریتم NMAR با NRMSE برابر ۰/۱۷۵ و زمان پردازش ۱۲/۴۹ ثانیه، بهترین عملکرد را در بین الگوریتم‌های MAR دارد.

#### ۴. نتیجه‌گیری

در این پژوهش، یک خطای مهم و رایج در تصاویر CT که باعث کاهش شدید کیفیت تصویر و توان تشخیص می‌شود و در مواردی، تشخیص از روی این تصاویر غیرممکن می‌شود را مورد مطالعه قرار دادیم. همان‌طور که ذکر شد، الگوریتم‌های MAR از چهار دهه اخیر معرفی و توسعه یافته‌اند و شرکت‌های سازنده سیستم‌های CT، الگوریتم‌های MAR را به صورت نرم‌افزاری جداگانه در اختیار خریداران قرار می‌دهند. متأسفانه در کشور ما، سیستم‌های CT وجود دارد که فاقد الگوریتم‌های MAR برای رفع این خطا هستند و خرید این الگوریتم‌ها از شرکت‌های سازنده، میسر نیست و یا به سختی و با هزینه بالایی امکان‌پذیر است. در این پژوهش عملکرد پنج الگوریتم مهم و پرکاربرد MAR توسعه یافته و مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند.



## مراجع

1. W.A. Kalender, *X-ray computed tomography*, *Phys Med Biol*, **51(13)**, R29-43, (Jul 7 2006).
2. B. Ghane, et al, *Quantitative analysis of image quality in low-dose CT imaging for Covid-19 patients*, *arXiv preprint arXiv:2102.08128*, (2021).
3. H. Arabi, H. Zaidi, *Truncation compensation and metallic dental implant artefact reduction in PET/MRI attenuation correction using deep learning-based object completion*, *Phys Med Biol*, **65(19)**, 195002, (Sep 25 2020).
4. A. Mehranian, et al, *X-ray CT metal artifact reduction using wavelet domain  $L_1$  sparse regularization*, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **32(9)**, 1707-1722 (2013).
5. Giantsoudi, et al, *Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction*, *Physics in Medicine & Biology*, **62(8)**, R49 (2017).
6. T.C. Kwee, R.M. Kwee, *Chest CT in COVID-19: What the Radiologist Needs to Know*, *Radiographics*, **40(7)**, 1848-1865, (Nov-Dec 2020).
7. H. Arabi, A.R.K. Asl, *Feasibility study of a new approach for reducing of partial volume averaging artifact in CT scanner*, *In 2010 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME)*, 1-4 (2010).
8. L. Gjesteb, et al., *Metal artifact reduction in CT: where are we after four decades?*, *Ieee Access*, **4**, 5826-5849 (2016).
9. F.E. Boas, D. Fleischmann, *CT artifacts: causes and reduction techniques*, *Imaging Med*, **4(2)**, 229-240 (2012).
10. H. Arabi, H. Zaidi, *Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging*, *Eur Radiol*, (Feb 10 2021).
11. C. Xu, et al, *An algorithm for efficient metal artifact reductions in permanent seed*, *Med Phys*, **38(1)**, 47-56 (Jan 2011).
12. W.A. Kalender, R. Hebel, J. Ebersberger, *Reduction of CT artifacts caused by metallic implants*, *Radiology*, **164(2)**, 576-7, (Aug 1987).
13. M. Abdoli, et al, *Reduction of dental filling metallic artifacts in CT-based attenuation correction of PET data using weighted virtual sinograms optimized by a genetic algorithm*, *Med Phys*, **37(12)**, 6166-77, (Dec 2010).
14. E. Meyer, et al, *Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography*, *Med Phys*, **37(10)**, 5482-93, (Oct 2010).
15. A. Mehranian, et al, *3D prior image constrained projection completion for X-ray CT metal artifact reduction*, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, **60(5)**, 3318-3332 (2013).

جدول ۱. پارامتر NRMSE و زمان پردازش الگوریتم‌های MAR

Method	NRMSE	Time (Seconds)
Original	۰٫۴۳۴	۳٫۹
LI_MAR	۰٫۲۱	۸٫۳۴
NMAR	۰٫۱۷۵	۱۲٫۴۹
MAP	۰٫۱۸۷	۳٫۹
OMAR	۰٫۱۹۲	۲۴٫۸۶
MDT	۰٫۱۷۹	۳۶٫۸

بررسی‌های انجام شده بر روی الگوریتم‌های MAR، توان بالای الگوریتم NMAR در کاهش آرتیفکت فلزی به نسبت چهار الگوریتم دیگر را نشان می‌دهد. NMAR در عین کاهش آرتیفکت‌های فلزی، کم‌ترین خطا را در تخمین و بازیابی پروجکشن‌های تخریب شده، ایجاد می‌کند که باعث کاهش اثر آرتیفکت‌های ثانویه در تصویر اصلاح شده، می‌شود. رویکرد تشکیل تصویر زمینه و نرمال‌سازی پروجکشن‌ها با استفاده از پروجکشن‌های حاصل از تصویر زمینه، عامل اصلی عملکرد خوب این الگوریتم است. هم‌چنین سرعت بالای الگوریتم NMAR در بازسازی و بازیابی تصویر، بر اهمیت کلینیکی شدن آن افزوده است.

استفاده از الگوریتم‌های تقسیم‌بندی پیشرفته (روش‌های خوشه‌بندی [۱۹] و الگوریتم‌های مبتنی بر شبکه‌های عمیق [۱۰]) به جای روش‌های ساده آستانه‌گذاری، بهبود عملکرد الگوریتم درون‌یابی با استفاده از درون‌یابی‌های با مرتبه بالا و پیشرفته (درون‌یابی چندجمله‌ای، اسپلاین، درون‌یابی در حوزه لاپلاس [۲۰]) و استفاده از واحدهای پردازش گرافیکی (GPU) برای افزایش سرعت پردازش تصاویر، می‌تواند در بهبود عملکرد الگوریتم‌های MAR معرفی شده، کمک کند.

## ۵. اختصارات

CT	Computed Tomography
MAR	Metal Artifact Reduction
LI	Linear Interpolation
NMAR	Normalized Metal Artifact Reduction
MAP	Maximum a Posterior
OMAR	Orthopedic Metal Artifact Reduction
MDT	Metal Deletion Technique
NRMSE	Normalized Root Mean Squared Error
GPU	Graphics Processing Unit

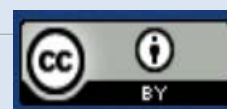




16. F.E. Boas, D. Fleischmann, *Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifacts in computed tomography*, *Radiology*, **259(3)**, 894-902 (Jun 2011).
17. P. Healthcare, *Metal artifact reduction for orthopedic implants (O-MAR)*, *White Paper, Philips CT Clinical Science*, Andover, Massachusetts, (2012).
18. M. Sakamoto, et al., *Automated segmentation of hip and thigh muscles in metal artifact contaminated CT using CNN*, *In International Forum on Medical Imaging in Asia 2019*, **11050**, 110500S: International Society for Optics and Photonics (2019).
19. M. Bal, L. Spies, *Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering*, *Med Phys*, **33(8)**, 2852-9 (Aug 2006).
20. N.D. Osman, et al, *Evaluation of Two Sinogram Interpolation Methods for Metal Artefacts Reduction in Computed Tomography*, *In 2018 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, 137-139: IEEE (2018).

**COPYRIGHTS**

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

محمد قربانزاده، سید ابوالفضل حسینی، بیژن وثوقی وحدت، آزاده اخوان الاف، حسین عربی (۱۴۰۱)، مطالعه‌ی مقایسه‌ای روش‌های تحلیلی برای کاهش آرتیفکت فلزی در تصاویر CT، ۱۰۱، ۹-۱

DOI: [10.24200/nst.2022.1426](https://doi.org/10.24200/nst.2022.1426)Url: [https://jonsat.nstri.ir/article\\_1426.html](https://jonsat.nstri.ir/article_1426.html)