

مقایسه عملکرد روش‌های تجاری کاهش آرتیفکت فلزی در بهبود کیفیت تصاویر حاصل از مقطع‌نگاری کامپیوتری با اشعه ایکس

محمد قربانزاده^{۱*}، سید ابوالفضل حسینی^۱، بیژن وثوقی وحدت^۲

۱. گروه مهندسی پرتوی پزشکی، دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۱۱۵۵-۱۱۳۶۵، تهران - ایران

۲. گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، ۱۱۱۵۵-۱۱۳۶۵، تهران - ایران

چکیده:

وجود کاشت‌های فلزی در میدان دید پرتوهای ساطع شده در اسکنرهای CT^۱، باعث تضعیف شدید پرتو می‌شود. اطلاعات ناقص ثبت شده در آشکارسازها، در بازسازی تصویر، منجر به تشکیل رگه‌های تیره و روشن در تصاویر حاصله می‌شود، که به شدت کیفیت تصویر را تحت تاثیر قرار می‌دهد و باعث تشخیص نادرست ساختارهای نزدیک کاشت‌های فلزی و بروز خطا در تخمین دُز در برنامه‌های طراحی درمان می‌شود. شرکت‌های سازنده اسکنرهای CT برای افزایش کارایی اسکنرهای خود، اقدام به توسعه و افزودن الگوریتم‌هایی به منظور کاهش آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر حاصله کرده‌اند. در این میان، الگوریتم‌های OMAR و NMAR به عنوان یکی از موفق‌ترین الگوریتم‌ها در کاهش آرتیفکت فلزی (MAR)، در اسکنرهای فیلیپس و زیمنس بکارگیری شده‌اند. در این پژوهش قصد داریم عملکرد این دو الگوریتم MAR موجود در اسکنرهای تجاری را به صورت کمی، با بررسی پارامترهای کیفیت تصویر و به صورت کیفی و شهودی با بررسی تصاویر کلینیکی، مورد ارزیابی قرار دهیم.

کلیدواژه‌ها: مقطع‌نگاری کامپیوتری، CT، آرتیفکت، MAR، پرتو درمانی

Comparison of commercial methods of metal artifact reduction in improving the quality of X-ray Computed Tomography images

M.Ghorbanzadeh^{1*}, S.A. Hosseini¹, H. Khodajou-Chokami¹, B. Vosoughi-Vahdat²

1. Department of Energy Engineering, Sharif University of Technology, P.O.BOX: 11365-11155, Tehran, Iran

2. Electrical Engineering Department, Sharif University of Technology, P.O.BOX: 11365-11155, Tehran, Iran

Abstract :

The presence of metal implants in the field of view of the beams emitted by CT scanners severely attenuates the beam. Incomplete information recorded in the detectors, by reconstructing the image, leads to the formation of dark and light streaks in the images, which severely affects the image quality and causes misdiagnosis of structures close to metal implants and errors in dose estimation in treatment planning programs. To increase the performance of their scanners, CT scanners vendors have introduced and added algorithms to eliminate metal artifacts. The OMAR and NMAR algorithms, which are the most widely used and well-known metal artifact reduction (MAR) algorithms, have been implemented on Philips and Siemens scanners, respectively. In this study, we intend to evaluate the effectiveness of these two MAR algorithms in commercial scanners quantitatively and qualitatively.

Keywords : Computed Tomography, CT, Artifact, MAR, Radiation therapy

Email: ghorbanzadehmg@gmail.com

¹ Computed Tomography

۱. مقدمه

کیفیت بالای تصاویر CT باعث شده است که اسکنرهای CT به عنوان پرکاربردترین سیستم تصویربرداری پزشکی در بین سیستم‌های دیگر شناخته شود [۱]. کاشتهای فلزی مانند: پروتزهای مفصل ران، پیچ و صفحه‌های فلزی، به طور معمول در جراحی استخوان استفاده می‌شود. همچنین، آمالگام^۱ (آلیاژ جیوه) کاربرد فراوانی در پرکردن دندان دارد. وجود چنین اجسام فلزی با عدد اتمی بالا باعث می‌شود که به واسطه آرتیفکت‌های ستاره‌ای شکل که به صورت خطوط تیره و روشن نمایان می‌شود، تصاویر بازسازی شده کیفیت خود را از دست بدهند [۲]. کاشتهای فلزی به سه دلیل عمده: سخت شدگی پرتو، پرتوهای پراکنده و نویز باعث تشکیل آرتیفکت در تصاویر CT می‌شوند [۳].

در اسکنرهای CT با طیف پرتوهای ایکس مواجه هستیم و فوتون‌های با انرژی کمتر به راحتی توسط اجسام فلزی با عدد اتمی بالا جذب می‌شوند. در نتیجه، متوسط انرژی پرتو افزایش می‌یابد و پرتو سخت می‌شود و فیزیک انتقال آن تغییر می‌کند. در شرایط بحرانی، در حضور اجسام فلزی با اندازه بزرگ، چگالی زیاد یا عدد اتمی زیاد، افزایش جذب فوتون ممکن است منجر به کمبود فوتون شود، به این معنی که تعداد فوتون‌ها ناکافی است و قابل مقایسه با سطح نویز یا کمتر از آن می‌شود. به دلیل افزایش انرژی پرتوی تابشی، سیگنال‌های ثبت شده در آشکارسازها، تحت تاثیر پرتوهای پراکنده بر اثر اندرکنش پراکندگی کامپتون قرار می‌گیرند. پراکندگی در سراسر بیمار اتفاق می‌افتد، مسیر اشعه ایکس مربوطه تغییر می‌کند و پرتو پراکنده شده به اشتباه در آشکارساز دیگری ثبت می‌شود. ترکیب سخت شدگی پرتو و پرتوهای پراکنده، منجر به ایجاد رگه‌های تیره در تصویر در امتداد محور بیشترین تضعیف می‌شود، در حالی که جسم فلزی به رنگ سفید نمایان می‌شود. اثر مهم دیگر، نویز است که به تشکیل آرتیفکت در تصاویر CT کمک می‌کند، به ویژه هنگامی که فوتونی که به آشکارسازها می‌رسد به دلیل تضعیف شدید، به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. تشخیص فوتون در آشکارسازها از یک توزیع پواسون پیروی می‌کند، بنابراین تعداد کم فوتون باعث خطاهای آماری بالاتری می‌شود که به صورت رگه‌های نازک تیره و روشن در تصویر نمایان می‌شود [۴]. کیفیت بالای تصاویر CT در شناسایی و تشخیص بیماری و پیگیری روند درمان بیمار، بسیار مهم است [۵]. بنابراین طی ۴ دهه اخیر، تلاش‌های بسیاری برای معرفی روش‌هایی برای رفع خطای ناشی از آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر CT، صورت گرفته است که به عنوان روش‌های کاهش آرتیفکت فلزی یا به اختصار MAR^2 نامیده می‌شوند. شرکت‌های سازنده اسکنرهای CT سعی کرده‌اند که بهترین الگوریتم‌ها را برای رفع و یا کاهش بیشتر آرتیفکت‌های فلزی معرفی کنند و به منظور افزایش بهره‌وری اسکنرهای خود این الگوریتم‌ها را به صورت پلاگین‌هایی به سیستم خود اضافه کنند. فیلیپس و زیمنس، دو تولیدکننده بزرگ سیستم‌های تصویربرداری پزشکی هستند که دو الگوریتم $OMAR^3$ و $NMAR^4$ را به اسکنرهای خود اضافه کرده‌اند [۴].

الگوریتم‌های MAR در حالت کلی به دو دسته: الگوریتم‌های مبتنی بر درونیایی و الگوریتم‌های بر پایه تکرار، تقسیم‌بندی می‌شوند. الگوریتم $OMAR$ ، ترکیبی از این دو دسته است که در گام اول، با استفاده از الگوریتم‌های بخش‌بندی، تصویر مربوط به ناحیه‌ی فلزی و تصویر طبقه بندی شده مربوط به بافت‌های بدن، ایجاد می‌شود. سپس داده‌های سینوگرام هر سه تصویر، ورودی، طبقه بندی شده و تصویر ناحیه‌ی فلزی، توسط تبدیل رادون، تولید می‌شود. سپس یک سینوگرام خطا با کم کردن سینوگرام طبقه بندی شده از سینوگرام ورودی، محاسبه می‌شود. داده‌های سینوگرام فلزی به عنوان ماسک استفاده می‌شود تا داده‌های غیرفلزی را از سینوگرام خطا حذف کند. سرانجام داده‌های سینوگرام خطا با اعمال عکس تبدیل رادون، به فضای تصویر انتقال یافته و برای بدست آوردن تصویر اصلاح شده، از تصویر ورودی کم می‌شود و این فرآیند به صورت تکراری انجام می‌شود تا در نهایت به پاسخ مطلوب همگرا شود [۶]. در الگوریتم $NMAR$ نیز همانند $OMAR$ ، تصاویر و سینوگرام‌های مربوط به ناحیه‌ی فلزی و تصویر طبقه بندی شده از بافت‌های بدن، تشکیل می‌شوند. سینوگرام مربوط به تصویر ورودی را با تقسیم بر سینوگرام طبقه بندی شده، نرمال سازی می‌کنند. داده‌های

¹ Amalgam

² Metal Artifact Reduction

³ Orthopedic Metal Artifact Reduction

⁴ Normalized Metal Artifact Reduction

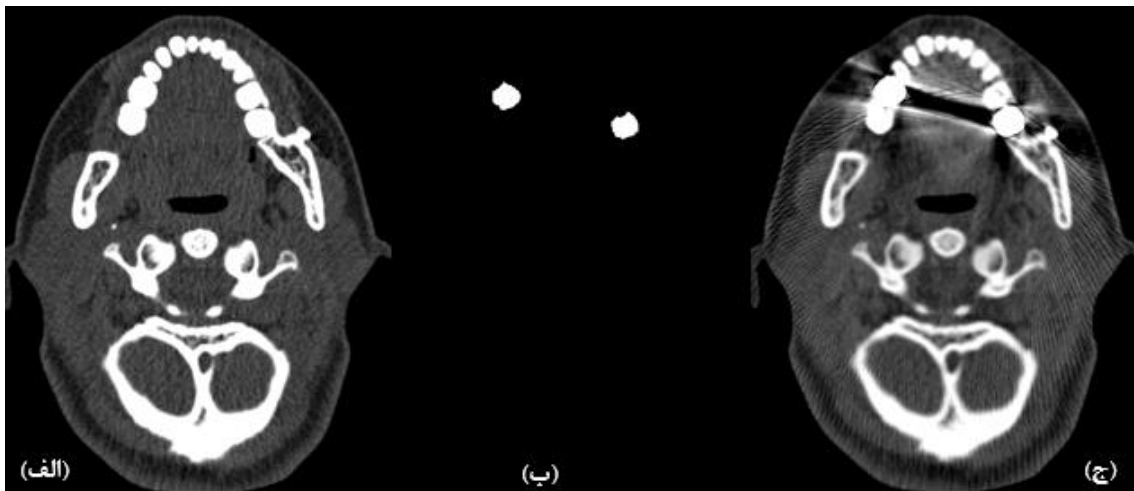
مربوط به ناحیه فلزی، با درونیابی از داده‌های در همسایگی آن در سینوگرام نرمال شده، جایگزین می‌کنند. در نهایت با اعمال عکس تبدیل رادون بر سینوگرام اصلاح شده، تصویر خروجی ایجاد می‌شود [۷].

در این پژوهش، مقایسه‌ای بین دو الگوریتم تجاری OMAR و NMAR صورت گرفته است، به طوری که برای ارزیابی کمی، پارامترهای $NRMSE^1$ ، MRE^2 و MAD^3 (از پارامترهای مهم کیفیت تصویر) برای هر دو الگوریتم محاسبه شده و به منظور ارزیابی کیفی یا شهودی، عملکرد این دو الگوریتم بر روی تصاویر کلینیکی، مورد مطالعه قرار داده شده است.

۲. روش کار

۲.۱. شبیه سازی

روش‌های OMAR و NMAR با استفاده از مطالعات شبیه سازی شده و بالینی ارزیابی می‌شوند. 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 برنامه شبیه سازی استفاده کرده‌ایم [۸]. در این شبیه سازی، 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. سپس ناحیه فلزی متناسب با این تصویر را تشکیل داده و پروجکشن‌های مربوط به این ناحیه فلزی با اعمال تبدیل رادون بدست آمده است. در نهایت با ادغام سینوگرام مربوط به تصویر بدون آرتیفکت و سینوگرام مربوط به ناحیه فلزی، سینوگرام تخریب شده با پروجکشن‌های کاشت فلزی بدست می‌آید. سینوگرام مربوطه با اعمال عکس تبدیل رادون به ناحیه تصویر انتقال داده و تصویر تخریب شده با آرتیفکت فلزی تشکیل شده است (شکل ۱).



شکل ۱. تصویر بدون آرتیفکت (الف) که با افزودن مجازی کاشت‌های فلزی (ب) به آن، تصویر تخریب شده با آرتیفکت فلزی (ج)، شبیه سازی شده است.

۲.۲. ارزیابی کمی عملکرد الگوریتم‌های MAR

تجزیه و تحلیل عملکرد کمی الگوریتم‌های MAR معرفی شده، با محاسبه خطای میانگین مربعات نرمال شده (NRMSE) (مطابق معادله (۱))، خطای نسبی متوسط (MRE) (مطابق با معادله (۲)) و میانگین انحراف مطلق (MAD) (مطابق معادله (۳)) تفاوت بین تصویر بدون آرتیفکت، بدون درج ناحیه فلزی در تصویر (شکل ۱-الف) و تصاویر اصلاح شده MAR انجام می‌شود:

¹ Normalized root mean squared error

² Mean Relative Error

³ Mean Absolute Deviation

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^N (I_j^{corr} - I_j^{ref})^2}{\sum_{j=1}^N (I_j^{ref} - \mu)^2}} \quad (1)$$

$$MRE = \left| \frac{I^{corr} - I^{ref}}{I^{ref}} \right| \quad (2)$$

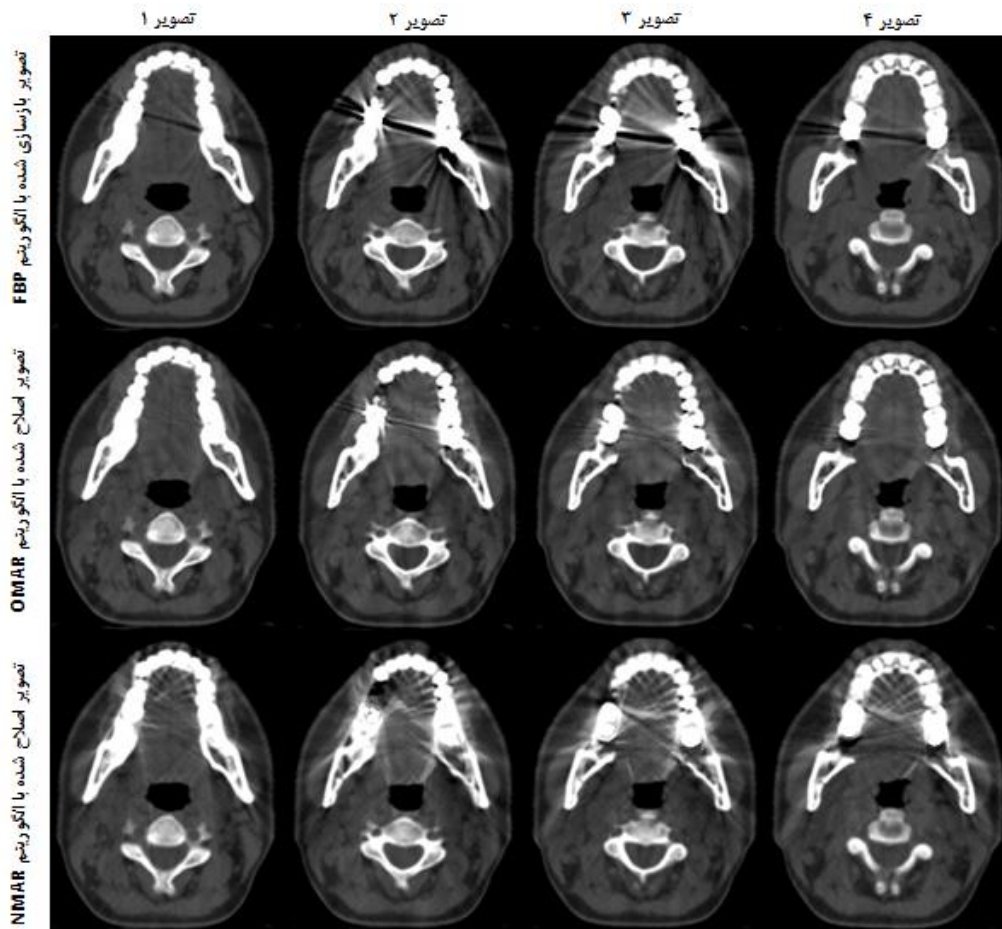
$$MAD = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |I_j^{corr} - I_j^{ref}| \quad (3)$$

I_j^{ref} و I_j^{corr} اعداد CT در هر پیکسل از تصاویر اصلاح شده و مرجع^۱ (تصویر بدون آرتیفکت) است. μ و I^{ref} میانگین اعداد CT پیکسل‌ها در تصویر مرجع، I^{corr} میانگین اعداد CT پیکسل‌ها در تصویر اصلاح شده و N ، تعداد کل پیکسل‌ها است. هر چه اختلاف میان تصاویر اصلاح شده و مرجع (I_j^{ref} و I_j^{corr}) افزایش یابد، پارامترهای $NRMSE$ ، MRE و MAD ، زیاد خواهند شد [۹].

۲. نتایج و بحث

در این پژوهش، الگوریتم‌های OMAR و NMAR بر روی تصاویر ناحیه دهان اعمال شده است که آرتیفکت‌های فلزی به واسطه وجود دندان‌های پر شده با ماده با چگالی بالا از جنس آمالگام، تصویر را دچار تخریب کرده‌اند. تصاویر اصلاح شده با الگوریتم‌های OMAR و NMAR به همراه تصویر اصلی که با آرتیفکت‌های فلزی تخریب شده‌اند، در شکل ۲ نشان داده شده است.

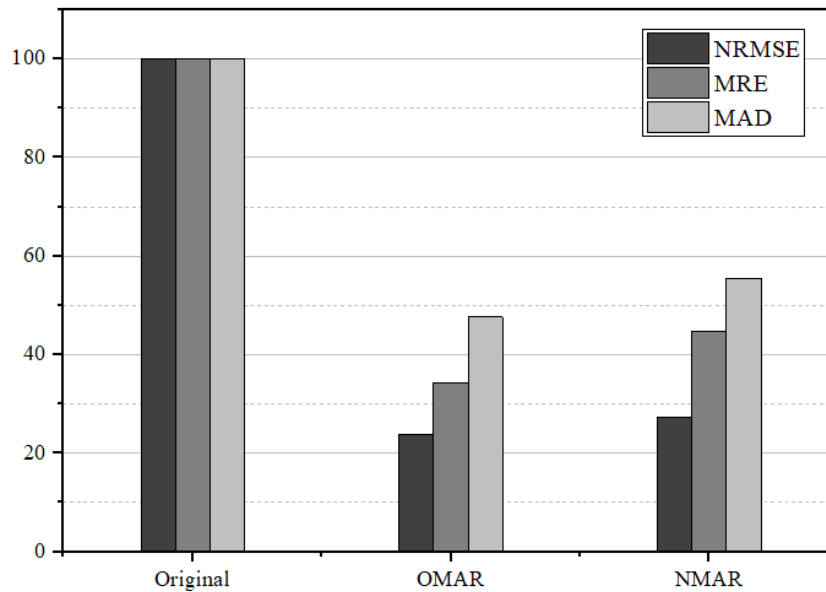
¹ Reference image



شکل ۲. بازسازی تصاویر CT با کاست‌های فلزی به همراه تصاویر اصلاح شده با دو الگوریتم OMAR و NMAR.

تصویر CT از ناحیه سر با ولتاژ تیوب ۱۲۰ kVp و جریان ۲۸۲ mA و با ابعاد تصویر ۵۱۲×۵۱۲، دریافت شده است. در تصاویر اصلاح نشده، آرتیفکت‌های رگه‌ای شدید بین دندان‌های پر شده مشاهده می‌شوند. هنگام اعمال الگوریتم NMAR، تا حدی از شدت آرتیفکت‌ها کاسته می‌شود، اما همچنان آرتیفکت‌های رگه‌ای در تصویر اصلاح شده باقی مانده است. الگوریتم NMAR، بر پایه روش‌های بخش‌بندی^۱ تصویر کار می‌کند [۷]. به این دلیل، پس از استفاده از الگوریتم‌های ساده بخش‌بندی، آرتیفکت‌های ثانویه‌ای به تصویر اصلاح شده اضافه شده که مانع از بازیابی مناسب بافت‌های تخریب شده، می‌شوند. تصاویر اصلاح شده با الگوریتم OMAR نسبت به الگوریتم NMAR، بدون اضافه کردن آرتیفکت‌های ثانویه به تصویر اصلاح شده، بافت‌های تخریب شده را بهتر بازیابی کرده است. در تصاویر ۲ و ۳، رگه‌های تیره که به واسطه اثر سخت شدگی پرتو ایجاد شده‌اند، به خوبی توسط الگوریتم OMAR اصلاح نشده‌اند. اما در مجموع تصاویر اصلاح شده با الگوریتم OMAR پاسخ مناسب‌تری به نسبت تصاویر اصلاح شده با الگوریتم NMAR داشته‌اند. همانطور که در نمودار میله‌ای شکل ۳ مشاهده می‌شود، برای ارزیابی پارامتری دو الگوریتم OMAR و NMAR، معیارهای سنجش کیفیت تصویر NRMSE، MRE و MAD به صورت درصدی از این مقدار در تصویر اصلی محاسبه شده و تصاویر اصلاح شده با هم مقایسه شده‌اند.

¹ Segmentation



شکل ۳. نمودار گرافیکی از مقایسه NRMSE، MRE و MAD در تصاویر اصلاح شده و تصویر اصلی.

جدول ۱، معیارهای NRMSE، MRE و MAD در تصاویر اصلاح شده و تصویر اصلی را گزارش می‌کند. تصویر اصلاح شده با الگوریتم OMAR، با NRMSE برابر ۰/۲۱ و MRE برابر ۱/۹۱ و MAD برابر ۴۷/۵۸ عملکرد بهتری در کاهش آرتیفکت‌های تصویر و بازیابی بافت‌های تخریب شده به نسبت الگوریتم NMAR داشته است.

جدول ۱. نتایج تجزیه و تحلیل کمی بر روی تصویر شبیه سازی شده

روش	NRMSE	MRE	MAD
FBP	۰/۸۸	۵/۵۶	۸۲/۲۲
OMAR	۰/۲۱	۱/۹۱	۴۷/۵۸
NMAR	۰/۲۴	۲/۴۹	۵۵/۴۴

۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه، عملکرد دو الگوریتم تجاری OMAR و NMAR در تصحیح تصاویر CT با بررسی پارامترهای کیفیت تصویر و بررسی شهودی مورد ارزیابی قرار گرفتند. نتایج کمی و کیفی تحقیق حاضر نشان داده است که الگوریتم OMAR عملکرد بهتری در بازیابی ساختارهای از بین رفته به واسطه آرتیفکت‌های فلزی به نسبت الگوریتم NMAR داشته است.

۵. مراجع

- [1] Kalender, Willi A. "X-ray computed tomography." *Physics in Medicine & Biology* 51.13 (2006): R29.
- [2] Mouton, Andre, et al. "An experimental survey of metal artefact reduction in computed tomography." *Journal of X-ray Science and Technology* 21.2 (2013): 193-226.
- [3] Boas, F. Edward, and Dominik Fleischmann. "CT artifacts: causes and reduction techniques." *Imaging in medicine* 4.2 (2012): 229-240.
- [4] Gjestebj, Lars, et al. "Metal artifact reduction in CT: where are we after four decades?." *Ieee Access* 4 (2016): 5826-5849.
- [5] Paudel, M. R., et al. "Evaluation of normalized metal artifact reduction (NMAR) in kVCT using MVCT prior images for radiotherapy treatment planning." *Medical physics* 40.8 (2013): 081701.
- [6] Li, Hua, et al. "Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy." *Medical physics* 39.12 (2012): 7507-7517.



- [7] Meyer, Esther, et al. "Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography." *Medical physics* 37.10 (2010): 5482-5493.
- [8] Sakamoto, Mitsuki, et al. "Automated segmentation of hip and thigh muscles in metal artifact contaminated CT using CNN." *International Forum on Medical Imaging in Asia 2019*. Vol. 11050. International Society for Optics and Photonics, 2019.
- [9] Mouton, Andre, et al. "An experimental survey of metal artefact reduction in computed tomography." *Journal of X-ray Science and Technology* 21.2 (2013): 193-226.