

## حذف نویز موجک برای از بین بردن نویز کوآنتوم در توموسنتز دیجیتال قفسه سینه

### چکیده

**هدف.** نویز کوآنتوم به کیفیت تصویر در توموسنتز دیجیتال قفسه سینه (DT) آسیب وارد میکند. یک الگوریتم پردازش حذف نویز موجک برای از بین بردن نویز کوآنتوم به طور گزینشی، ایجاد شد و مورد آزمایش قرار گرفت. **روشها.** یک تکنیک حذف نویز موجک بر روی یک سیستم DT اجرا شد و به لحاظ آزمایشی با استفاده از سنجشهای فانتوم قفسه سینه من جمله رزولوشن فضایی ارزیابی شد. مقایسه با یک الگوریتم پردازش حذف نویز موجک پسا بازسازی موجود صورت گرفت که توسط بادیا و همکارانش گزارش شد. کاهش نویز کوآنتوم DT احتمالی با استفاده از در معرض قرار گرفتنهای مختلف با تکنیک ما (پردازش حذف نویز پیش بازسازی و پسا بازسازی از طریق روش نرم-پراکندگی تعادل) و الگوریتم پردازش حذف نویز موجک موجود مورد ارزیابی قرار گرفت. الگوریتم های پردازش حذف نویز موجک (RMSE) با پردازش حذف نویز کوچک و بدون آن مقایسه شد. توابع انتقالی مدولاسیون (MTF) برای صفحه ی شفاف مورد ارزیابی قرار گرفتند. یک آنالیز آماری (آنالیز چند راهه ی واریانس) را با استفاده از مقادیر CNR و RMSE انجام دادیم.

**نتایج.** الگوریتم پردازش حذف نویز موجک ما به طور معناداری نویز کوآنتوم را کاهش داد و رزولوشن تقابلی در تصاویر بازسازی شده (CNR و RMSE : پردازش حذف نویز موجک نرم-پراکندگی پیش تعادل در برابر پردازش حذف نویز موجک موجود،  $P<0.05$ ؛ پردازش حذف نویز موجک نرم-پراکندگی پس تعادل در برابر پردازش حذف نویز موجک موجود،  $P<0.05$ ; CNR) با پردازش حذف نویز موجک در برابر بدون پردازش حذف نویز موجک،  $P<0.05$  را بهبود بخشید. نتایج حاکی از این بود گرچه MTF تغییر نکرد (لذا رزولوشن فضایی حفظ کننده)، اما الگوریتم پردازش حذف نویز موجک سبب زوال MTF شد.

**نتیجه گیری.** نشان داده شد یک الگوریتم پردازش حذف نویز موجک نرم-پراکندگی تعادل برای از بین بردن نویز کوآنتوم در DT، برای دسته های خاصی از ساختارها با خصیصه های اجزای فرکانس بالا موثر باشد. این

رویکرد تشخیصی ممکن است برای انواع کاربردهای بالینی برای ترموسنتز دیجیتالی قفسه سینه مفید باشد زمانیکه نویز وجود داشته باشد.

**کلید واژه ها.** توموسنتز دیجیتال. موجک. حذف نویز. نویز کوآنتوم. تصویربرداری قفسه سینه.

## ۱. مقدمه

توموسنتز دیجیتالی (DT) یک روش بازسازی تصویر با زاویه ی محدود است که در آن یک مجموعه داده ی پرتو افکنی تصویر از یک ساختار در فواصل منظم در طول یک گذار کسب واحد کسب شد که برای بازسازی بخشهای مسطح قبلی به کار میرود. برشهای توموسنتتیک، رزولوشن بالایی را در صفحات موازی با صفحه آشکارگر نشان میدهند. به علاوه، DT مزایای دیگر تصویربرداری دیجیتالی را ارائه میدهد [۶-۱] هم چنین مزایای توموگرافیکی توموگرافی محاسبه شده (CT) در یک دوز و هزینه ی تابش کاهش یافته در یک رویکرد که براحتی در عطف با رادیوگرافی قفسه سینه اجرا میشود. این تکنیک با بهبود تکنیک توموگرافی هندسی قدیمی تر ایجاد شد که به طور وسیعی مورد توجه تصویربرداری قفسه سینه واقع نشد، به خاطر مشکلات موقع یابی، دوزهای تابش بالا و تیرگی باقیمانده از طریق ساختارهای خارج از صفحه. DT با فعالسازی بازسازی برشهای تصویر بیشمار از یک اکتساب داده های تصویر دوز پایین واحد، بر این مشکلات غلبه کرده است.

تصاویر DT همواره به علت ساختارهای خارج از صفحه تحت تاثیر تیرگی قرار دارند و روی تصویر صفحه ی نقطه دوران فوکوس شده قرار میگیرند. این امر میتواند منجر به قدرت آشکارسازی ساختار ضعیف در صفحه شفاف شود. بازسازی DT هم دچار "نویز کوآنتوم" یا تصاویر بازسازی شده ی متناقض است که دچار یک نسبت سیگنال به نویز (SNR) به خاطر برهم نهشت چندین تصویر افکنش پرتو دهی پایین است. چندین روش برای جلوگیری از اطلاعات صفحه ی نامرتبط و ارتقاء کیفیت تصویر DT ارائه شده است، از جمله نمونه برداری بهینه سازی هندسی، افکنشهای پیش فیلترینگ و پسا پردازش تصاویر بازسازی شده. پسا پردازش میتواند به علاوه به دو رویکرد اساسی دسته بندی شود: حذف نویز از طریق بازسازی نویز قابل پیش بینی که با کاهش از تصاویر توموگرافیکی دنبال میشود و تکنیک های فیلترینگ پسا بازسازی که به طور ویژه ای به خط خط کردن مصنوع میپردازند که نویز توموسنتتیک را به تصاویر DT معرفی میکند. به طور آشکاری، هیچ روش واحدی نمیتواند به طور کلی و موثر برای

کل موارد تصویربرداری DT بکار رود. بازسازی با استفاده از فیلترینگ معکوس، تصاویر با جزئیات معدود برهم منطبق را بدست می آورد، اما یک رزولوشن فضایی پایین در طول محور چرخشی را بدست می آورد. روشهای بازسازی نويز ميتواند براي از بين بردن نويز نسبت داده شده به کل دسته های ساختارها بکار رود. با این حال، ساختارهای خارج از صفحه ی تیره باید از چندین صفحه حذف شود و کاهش نويز به تقابل ضعیف در تصاویر حاصل به خاطر تجزیه همزمان جزئیات مربوط به صفحه مربوط است. به علاوه، تکنیک های فیلترینگ پسا بازسازی فقط برای انواع ویژه ی تصاویر کارآمد هستند.

رگه های کوانتوم، تصاویر رادیوگرافی را به خاطر نوسان فوتون تابشی فضایی دچار انحطاط میسازند. هر چه پرتو دهی پایین تر باشد، رگه های کوانتومی قابل توجه تری در تصویر وجود خواهد داشت. حتی اگر یک آشکارگر کامل بتواند ایجاد شود، کاهش در دوز بیمار با درجه ی رگه های کوانتومی محدود خواهد شد. لذا، فناوری جدید برای از بین بردن نويز که پردازش مناسب را به همراه دارد، برای کاهش بیشتر دوز بیمار هم چنین بهبود آشکارگر مطلوب است.

موجکها به طور وسیعی برای تحلیل مشخصات سیگنالها برای ساختارهای نامنظم بکار میرود همانند مواردی که اغلب در تصاویر زیست پزشکی موجود است. بنابراین، تحلیل چنین سیگنالهایی با استفاده از موجکها، کاملا منطقی است. دونوهو و همکارانش یک چارچوب نظری از موجک گسسته را ایجاد کرد که به تخمین سیگنالهای تنزل یافته از طریق نويز افزایشی در روش انقباض موجک شان تبدیل میشود. این روش به خاطر سادگی و اثر بخشی اش برای حذف نويز بکار رفته است. یک مطالعه ی قبلی، استفاده ی این روش را برای بازسازی توموگرافی دو بعدی و سایر ابعاد مورد بررسی قرار داده است. با این حال، تخمین آستانه ی مناسب اغلب دشوار است و یک دانش قبلی شدت نويز برای تعیین آستانه ی بهینه ضرورت دارد. به علاوه، اطلاعات لبه ی سیگنال ممکن است در طول این فرایند حذف نويز از بین برود. بادیا و همکارانش موجکی را ایجاد کردند که میتواند برای صفحه ی بازسازی شده برای DT بکار رود. این تکنیک برای متمایز کردن ایجاد شد و متعاقبا ساختارهای نامرتبط حاصل از صفحه ی بازسازی شده را از بین میبرد. در رویکرد موجک بادیا، آستانه سازی بر مبنای موقعیت بود؛ ماکسیمم موضعی که لبه های مات را توجیه میکند در داخل نقشه ی نويز ایجاد شده در هر مقیاس موجک نادیده گرفته میشود. با

این وجود، اثر این تکنیک بر روی ساختارهای بزرگ به تیرگی بیشتر با از بین بردن نويز باقیمانده ی ناقص محدود میشود.

برای رفع از بین بردن نويز باقیمانده ناقص، یک روش پردازش حذف نويز موجک نرم- پراکندگی تعادل را پیشنهاد میدهیم. روش نرم- پراکندگی تعادل، یک نرم محاسبه شده ی طیف را ایجاد میکند که آستانه سازی با آسیب در کیفیت تصویر را متعادل میسازد. بعد بدیع تکنیک ما این است که یک روش هیبریدی هم پیش بینی پذیری تولید نويز کوآنتوم و هم محل وقوع سیگنال دامنه ی موجک را بکار میگیرد. لذا، پیش بینی میکنیم هم رزولوشن فضایی حفظ شده و هم یک کاهش نويز کوآنتومی موثر با تکنیک نرم- پراکندگی تعادل کسب خواهد شد. در برابر این پیش زمینه، یک روش مبتنی بر موجک را با استفاده از یک الگوریتم نرم پراکندگی تعادل توسعه دادیم که تصاویر بازسازی شده ای را ایجاد میکند که رزولوشن فضایی را حفظ خواهند کرد و به طور موثری نويز کوآنتومی را کاهش خواهند داد. کشف آسیب برآمدگی کوچک به خاطر اثرات نويز کوآنتومی در تصویربرداری قفسه سینه دشوار است. مطابقاً، این الگوریتم فقط برای حوزه DT قفسه سینه مد نظر است.

تکنیک DT توسعه یافته برای اجرای مطالعات تشخیصی در بیمارستانها به کار رفته است، در آنجا تجسم ساختارهای بدن را با یک زمان اسکن کوتاهتر میسر میسازد. با وجود این شایستگی ها، کل سیستمهای DT ، مساله پرتوهای بیماران با تابش را مطرح میکنند. لذا، از بین بردن نويز به منظور بهبود کیفیت تصویر DT ، ضروری میشود.

این مطالعه، یک الگوریتم حذف نويز موجک نرم پراکندگی تعادل برای DT قفسه سینه برای از بین بردن ساختارهای نويز کوآنتومی به طور گزینشی و شاید افزایش بهبود کیفیت تصویر را مورد بحث قرار میدهد و این روش را با الگوریتم بادبای موجود مقایسه مینماید. این روش روی یک سیستم DT اجرا شد و به لحاظ آزمایشی با استفاده از سنجشهای فانتوم قفسه سینه و رزولوشن فضایی مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مقاله، این امکان را ارزیابی کردیم که این الگوریتم حذف نويز موجک نرم پراکندگی تعادل، کاربردهای بالینی DT قفسه سینه را در حوزه های تصویربرداری پزشکی ارتقا میدهد، جایکه چنین ساختارهایی (یعنی ساختارهایی که کشف برآمدگی را بهبود میدهند) مورد توجه قرار دارند.

**منابع و روشها**

سیستم DT (سونیال ویژن سافایر ۲؛ شرکت شیمادزو، کیوتو، ژاپن) از یک لوله اشعه ایکس با یک موضع کانونی ۰,۴ میلیمتری و یک آشکارگر پانل تخت دیجیتالی ۳۶۲,۸۸×۳۶۲,۸۸ میلیمتری متشکل از سلنیوم بی ریخت تشکیل میشود. اندازه ی هر جزء آشکارگر  $150 \times 150 \mu m$  بود. توموگرافی (پرتونگاری مقطعی) با استفاده از یک حرکت توموگرافیکی خطی، یک زمان اکتساب کل ۶,۴ ثانیه ای و یک زاویه اکتساب ۴۰ درجه صورت گرفت. تصاویر افکنش در طول یک گذر توموگرافیکی واحد (۷۴ افکنش)، با استفاده از یک اندازه ماتریس  $1,440 \times 1,440$  با ۱۲ به ازای هر تصویر نمونه برداری شد و برای بازسازی توموگرامهای یک ارتفاع مطلوب بکار رفت. تصاویر بازسازی شده ( $0.252 \text{ mm/pixel}$ ) در یک ضخامت برش ۵ میلیمتری و فواصل بازسازی ۵ میلیمتری بدست آمدند. یک شبکه ی ضد پراکنده بکار رفت (نوع متمرکز؛ نسبت شبکه ۱:۱۲). مسافت از مبدا به ایزوسنتر، ۹۸۰ میلیمتر و از ایزوسنتر به آشکارگر، ۱,۱۰۰ میلیمتر (فیلتراسیون معادل آلومینیوم ۳,۰ میلیمتری) بود. تصاویر DT با استفاده از فراکنش عقب فیلتر شده با هسته فیلتر شپ-لوگان مرسوم بازسازی شدند. پردازش بازسازی تصویر از داده های فراکنش سیستم DBT حقیقی با استفاده از MATLAB8.2.0.701 انجام شد (مت ورکز، ناتیگ، ام ای. ایالات متحده امریکا).

### تفکیک نویز

دو نوع نویز در تصاویر توموگرافی وجود دارد. یک نوع به خاطر خطاهای نویز الکتریکی یا کوانتیزاسیون (گرد کردن) و دیگری به خاطر نوسانات فوتون اشعه ایکس. چون مطالعه ی ما به منظور بهبود کیفیت تصویر بود، ما نویز الکتریکی پایین را نادیده گرفتیم و فقط رگه های کوانتوم را (نویز کوانتوم) مد نظر قرار دادیم، که با نوسان فوتون اشعه ایکس ایجاد میگردد.

شدت اشعه ایکس تابشی را به صورت  $I_0(x, y)$  بیان کردیم و شدت اشعه های ایکس عبوری از ساختار در موقعیت  $(x, y)$  را به صورت  $I(x, y)$  بیان کردیم. داده های تصویر  $f(x, y)$  به صورت زیر محاسبه شد:

$$f(x, y) = \ln \frac{I_0(x, y)}{I(x, y)} \quad (1)$$

تصادفی بودن  $I(x_0, y_0)$  در موقعیت  $(x_0, y_0)$  از نظر آماری از طریق تابع احتمال پویسن به صورت زیر توصیف شد:

$$p \{I(x_0, y_0)\} = \frac{[\bar{I}(x_0, y_0)]^{I(x_0, y_0)}}{I(x_0, y_0)!} e^{-\bar{I}(x_0, y_0)}, \quad (2)$$

در اینجا  $\{.\}$  بیانگر احتمال و  $\bar{I}(x_0, y_0)$  بیانگر مقدار مورد انتظار اندازه گیری است. به علاوه  $(x_0, y_0)$  در اینجا  $\{.\}$  بیانگر احتمال و  $\bar{I}(x_0, y_0)$  بیانگر مقدار مورد انتظار آماری است. با فرض تصادفی بودن  $a$ ، تصویر اندازه گیری شده  $f(x, y)$  با مقدار حقیقی فرق دارد. خطا، نویزی است که به خاطر نوسان فوتون اشعه ایکس میباشد.

### پردازش حذف نویز موجک

در سالهای اخیر، نظریه موجک به طور وسیعی به عنوان یک ابزار نوید بخش مورد مطالعه قرار گرفته است که با آن نویز کوآنتوم کاهش پیدا میکند. ما در این مطالعه یک الگوریتم موجک گسسته دو بعدی را بکار بردیم. تابع تقریبی برای سطح  $z$  یک تصویر  $f(x, y)$  با استفاده از معادله ۳ در طول جهت  $x$  و جمع خطی یک تابع تغییر مقیاس در طول جهت  $y$  به صورت زیر بیان میشود:

$$f_j(x, y) = \sum_k \sum_l c_{LL,kl}^{(j)} \phi(2^j x - k) \phi(2^j y - l) \quad (3)$$

در اینجا  $\phi$ ، یک تابع تغییر مقیاس است. یک ضریب انبساط تابع  $c_{LL,kl}^{(j)}$  در معادله ۳ برای تحلیل معادله ۴ در الگوریتم تجزیه بکار رفت. یک تصویر به تصاویر هموارسازی (LL)، افقی (HL)، عمودی (LH) و تصاویر مورب (HH) در طول پردازش با استفاده از الگوریتم تجزیه تقسیم میشود، به صورت ذیل:

$$c_{LL,kl}^{(j-1)} = \sum_n \sum_m \frac{1}{2} g_{2k-n} \frac{1}{2} g_{2l-m} c_{LL,nm}^{(j)} \quad (4)$$

$$c_{HL,kl}^{(j-1)} = \sum_n \sum_m \frac{1}{2} h_{2k-n} \frac{1}{2} g_{2l-m} c_{LL,nm}^{(j)} \quad (5)$$

$$c_{LH,kl}^{(j-1)} = \sum_n \sum_m \frac{1}{2} g_{2k-n} \frac{1}{2} h_{2l-m} c_{LL,nm}^{(j)} \quad (6)$$

$$c_{HH,kl}^{(j-1)} = \sum_n \sum_m \frac{1}{2} h_{2k-n} \frac{1}{2} h_{2l-m} c_{LL,nm}^{(j)} \quad (7)$$

در اینجا  $L$  بیانگر اجزای فرکانس پایین و  $H$  بیانگر اجزای فرکانس بالاست.

این الگوریتم یک موجک را به یک تصویر در هر سطح از طریق تکرار تقسیم برای هموار سازی تصویر تبدیل میکند. به علاوه، این الگوریتم یک تصویر را به یک تصویر مقیاس بندی شده به طور متفاوت (معادل فرکانس) از طریق

تبدیل موجک تجزیه میکند و ضرایب گسترش  $c_{LL,kl}^{(j)}$ ،  $c_{HL,kl}^{(j)}$ ،  $c_{LH,kl}^{(j)}$  و  $c_{HH,kl}^{(j)}$  را تبدیل میکند همانطور که در

معادلات ۸-۱۱ با پردازش تصویر فرایند موجک  $W$  نشان داده شده است.

$$\hat{c}_{LL,k,l}^{(j)} = W_{LL}^{(j)} \left( c_{LL,k,l}^{(j)} \right) \quad (8)$$

$$\hat{c}_{HL,k,l}^{(j)} = W_{HL}^{(j)} \left( c_{HL,k,l}^{(j)} \right) \quad (9)$$

$$\hat{c}_{LH,k,l}^{(j)} = W_{LH}^{(j)} \left( c_{LH,k,l}^{(j)} \right) \quad (10)$$

$$\hat{c}_{HH,k,l}^{(j)} = W_{HH}^{(j)} \left( c_{HH,k,l}^{(j)} \right) \quad (11)$$

سپس، یک تصویر پردازش اطلاعات موجک  $\hat{f}(x, y)$  از طریق معادله ۱۲ بازسازی میشود.

$$\begin{aligned} \hat{f}(x, y) = \sum_{j=1}^J \left[ \sum_k \sum_l \hat{c}_{HL,k,l}^{(-j)} \psi(2^j x - k) \phi(2^j y - l) \right. \\ + \sum_k \sum_l \hat{c}_{LH,k,l}^{(-j)} \phi(2^j x - k) \psi(2^j y - l) \\ + \sum_k \sum_l \hat{c}_{HH,k,l}^{(-j)} \psi(2^j x - k) \psi(2^j y - l) \\ \left. + \sum_k \sum_l \hat{c}_{LL,k,l}^{(-j)} \phi(2^{-j} x - k) \phi(2^{-j} y - l) \right] \quad (12) \end{aligned}$$

در این رابطه  $\Psi$  یک تابع موجک است. تابع موجک اصلی دائیوچی بکار رفت (ضریب: ۲، سطح: ۵).

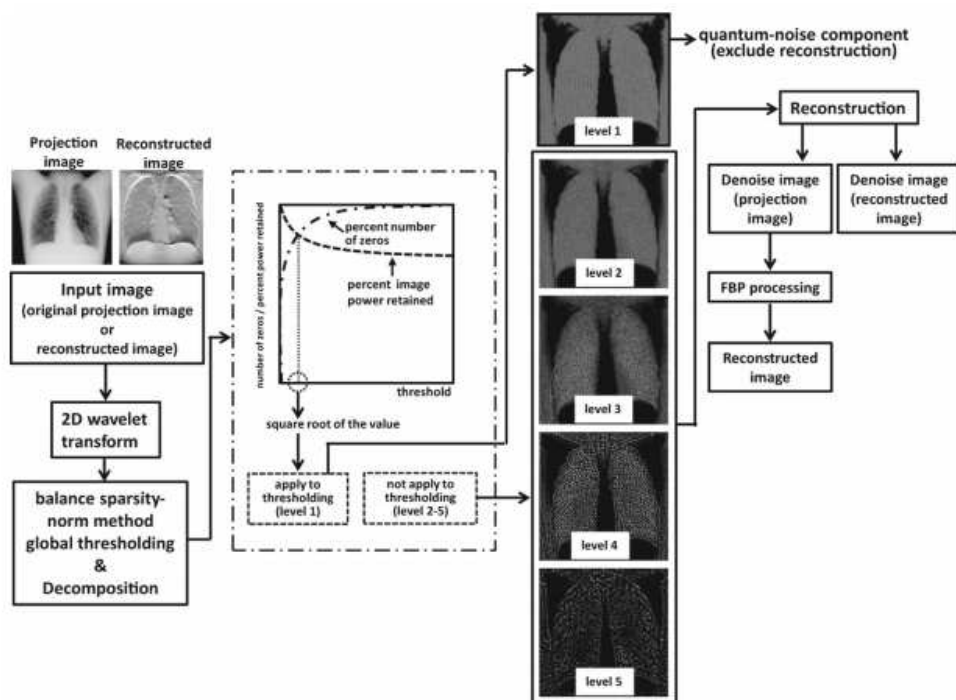
روش حذف نویز بکار رفته در این مطالعه بر مبنای آستانه سازی نرم پراکندگی تعادل برای تعیین آستانه مناسب برای ضرایب موجک تصویر برای حذف نویز در جعبه ابزار موجک MATLAB بود. مقدار آستانه برای این ضریب گسترش توسط معادله ۱۳ داده شده است.

$$\hat{c}_{p,k,l}^{(j)} = \begin{cases} 0 & |c_{p,k,l}^{(j)}| < Th \\ c_{p,k,l}^{(j)} & |c_{p,k,l}^{(j)}| \geq Th \end{cases} \quad (13)$$

در این رابطه  $Th$  و  $p = \{LL, HL, LH, HH\}$  یک مقدار آستانه است.

چون به سادگی میخواهیم محاسبه کنیم نیروی کل چقدر در تصویر تلف میشود، یک راهنمای ساده تر به خوبی عمل خواهد کرد و محاسبه ی آن بسیار ساده تر خواهد بود. به منظور یافتن تعادل مناسب باید نرم طیف فوریر تصویر را برای مقادیر آستانه ی توزیع شده به طور یکنواخت بین ۰ و ۱ محاسبه نماییم. در یک آستانه ی ۰، تعداد درصد صفرها باید نزدیک ۰٪ و نرم درصد باید ۱۰۰٪ باشد. در عین حال، در یک آستانه ی ۱، انتظار خواهیم داشت صفرهای درصد، ۱۰۰٪ و نرم درصد، ۰٪ باشد. لذا، منحنی های ۲ کمیت در نقطه همدیگر را قطع میکنند و میتوانیم آستانه ی کلی را در این اشتراک تنظیم نماییم. در نتیجه، نقطه اشتراک ۲ منحنی در شکل ۱ میتواند برای تنظیم آستانه ی کلی متفاوت انتخابی بکار رود.

به علاوه، تایید میکنیم تجزیه ضرایب در سطوح تجزیه پایین تر، اثر بسیار بیشتری را بر روی



شکل ۱

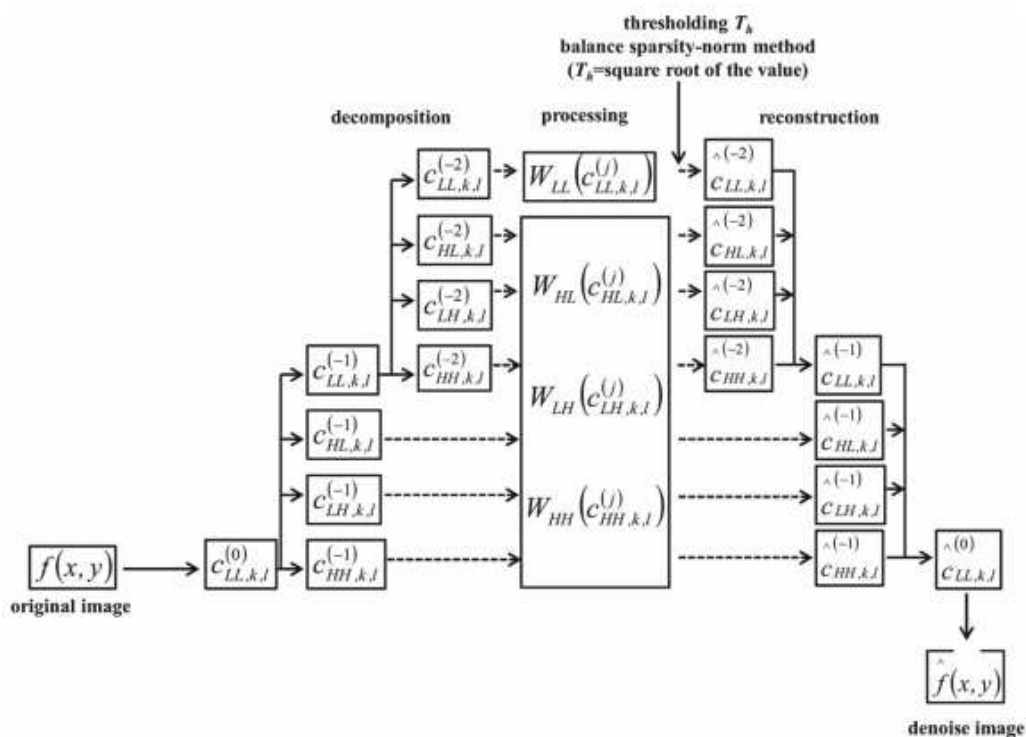
کیفیت تصویر نسبت به ضرایب در سطوح تجزیه بالاتر اعمال میکند. یک راه حل، فقط تجزیه ی تصویر به یک سطح خاص به جای تجزیه تصویر به سطح آخر میباشد. بازسازی موجک، جزء نویز کوآنتومی (سطح ۱۱) را مستثنی میکند و از پردازش تصویر در سطوح ۵-۲ استفاده میکند. تصاویر را با محاسبه ی مقدار آستانه طبق روش نرم پراکندگی تعادل پردازش میکنیم (شکل ۱،۲).

### نسبت تقابل به نویز (CNR) و خطای مربع میانگین ریشه (RMSE)

فاتوم قفسه سینه N1 (شرکت کیوتو کاگاکو، توکیو، ژاپن) از بافت نرم و شناورهای پلی یورتان، رزین اپوکسی و کلسیم کربنات تشکیل میشود. برآمدگی های ریوی از نوع کدر شیشه ی نور افشان مصنوعی در اندازه ی ۸ میلیمتر قطر بودند و از کف اورتان همگن تشکیل می شدند. آنها در هر منطقه ی ریه قرار می گرفتند و برآمدگی های مجاور لبه های ریه ها یا ترکیب شده با رگهای خونی انتخاب میشدند. مقادیر تقابل هدف ( $\Delta CT$ ) برآمدگی های ریوی مصنوعی [ $\Delta CT = 200$ ] واحد هونزفیلد (HU) بر مبنای زمینه ی بافت بنیادی ریه مصنوعی تعیین میشدند. هر تصویر افکنش با پارامترهای زیر کسب شد: پرتو دهی مرجع، 120 kVp, 160mA؛ زمان پرتو دهی، ۳,۲ ms؛

پرتو دهی های استاندارد، 25 mA و ۱,۶ ms و پرتو دهی پایین، ۱۰ mA و ۰,۱۴ ms این پرتو دهی





شکل ۲

شرایط اسکن قفسه سینه ی گزارش شده توسط یامادا و همکارانش را به صورت استاندارد ایجاد کرد (دوز موثر ۰,۲۱۵ mSv). دوز موثر برای هر شرایط پرتودهی را با استفاده از نرم افزار مبتنی بر مونت کارلو (PCXMC ورژن ۲,۰؛ مرجع ایمنی هسته و تابش، هلسینکی، فنلاند) حساب کردیم. PCXMC برای شبیه سازی دوز جذب شده در فانتوم و تعیین دوز موثر بکار رفت. دوزهای جذب شده برای خروجی لوله اشعه ایکس با استفاده از یک تشعشع سنج شیشه ای اندازه گیری شد (شرکت تکنو گلس ای جی سی، چیبا، ژاپن؛ مواد: GD-352M). شرایط پرتودهی مختلف، مورد مقایسه قرار گرفت، از جمله با پردازش حذف نویز موجک و بدون آن. کاهش احتمالی در نویز کوآنتوم با DT با استفاده از پرتودهی های تصویربرداری مختلف برای برآمدگی های ریوی فانتوم سینه ی مصنوعی اثبات شد. به علاوه، عملکرد پردازش حذف نویز موجک پیش-بازسازی و پسا-بازسازی را مقایسه کردیم (نرم-پراکندگی تعادل: پردازش حذف نویز موجک پیش-بازسازی و پسا-بازسازی؛ الگوریتم بادبای موجود: پردازش پس بازسازی). پردازش پیش بازسازی از حذف نویز موجک تعریف شده برای تصویر پیش افکنی شده استفاده میکند در حالیکه پردازش پسا بازسازی از حذف نویز موجک تعریف شده برای تصویر بازسازی شده استفاده میکند. الگوریتم پسا بازسازی نرم-پراکندی تعادل شبیه به پیش-بازسازی بود اما فقط برای پسا-بازسازی بکار میرفت. اثرات تکنیکهای

پردازش حذف نویز موجک برای صفحه ی شفاف بر حسب CNR، RMSE (مقایسه بین حالت با پردازش حذف نویز موجک و بدون حذف نویز موجک) و تابع انتقال مدولاسیون (MTF) مورد ارزیابی قرار گرفت.

CNR به صورت  $\frac{N_1 - N_0}{\sigma_0}$  تعریف شد، که در اینجا  $N_1$ ، مقدار پیکسل میانگین در این ساختار است،  $N_0$  مقدار پیکسل میانگین در ناحیه پس زمینه است و  $\sigma_0$  انحراف استاندارد مقادیر پیکسل در پس زمینه است.  $\sigma_0$  شامل آمار فوتون و نویز الکترونیک نه تنها در نتایج بلکه نویز ساختاری است که میتواند ساختار را تار کند.

RMSE به صورت زیر تعریف میشود:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - y_i)^2}{n}} \quad (14)$$

در این رابطه  $y_k$ ، تصویر مشاهده شده است،  $\hat{y}_k$  تصویر مورد ارجاع است و  $n$  تعداد ترکیبات در مجموعه ی تحلیل شده است.

### رزولوشن فضایی

تابع پراکندگی خطی (LSF) در صفحه اسکن، مکررا برای توصیف رزولوشن فضایی توموگرافیکی بکار میرود و MTF میتواند از LSF مشتق شود. ارزیابی رزولوشن فضایی، از تصویر سیم بازسازی شده (0.252 mm/pixel) استفاده کرد. شرایط آزمایشی را طراحی نمودیم که در آن یک سیم مسی (به قطر ۰.۸۹ میلیمتر) در مرکز یک مکعب پلی متیل متاکریلات (۲۰۰×۲۰۰×۲۰۰ میلیمتر) وارد شد. سیم به طور عمودی در موقعیت آشکارگر میانی در جهت روبش قرار گرفت. طول سیم از ابعاد آشکارگر، بزرگتر بود تا اثر حاصل از لبه ی ساختار را از بین ببرد. تصویر سیم بازسازی شده روی صفحه شفاف بکار رفت. خروجی معادل، از طریق ضریب هر منبع خطی در توزیع شدت ساختارها توسط پیچش LSF محاسبه شد. MTF از یک تبدیل فورییر یک بعدی پیچش LSF بدست آمد. شرایط پرتودهی مختلف، از جمله با پردازش حذف نویز موجک و بدون آن، مقایسه شد. تنزل MTF (یا نبود آن) در سطوح دوز تصویربرداری مختلف محاسبه شد. افزون بر آن، عملکردهای پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی و پسا بازسازی را مقایسه نمودیم. (نرم-پراکندگی تعادل: پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی و پس بازسازی؛ الگوریتم بادبای موجود: پردازش حذف نویز موجک پسا بازسازی)

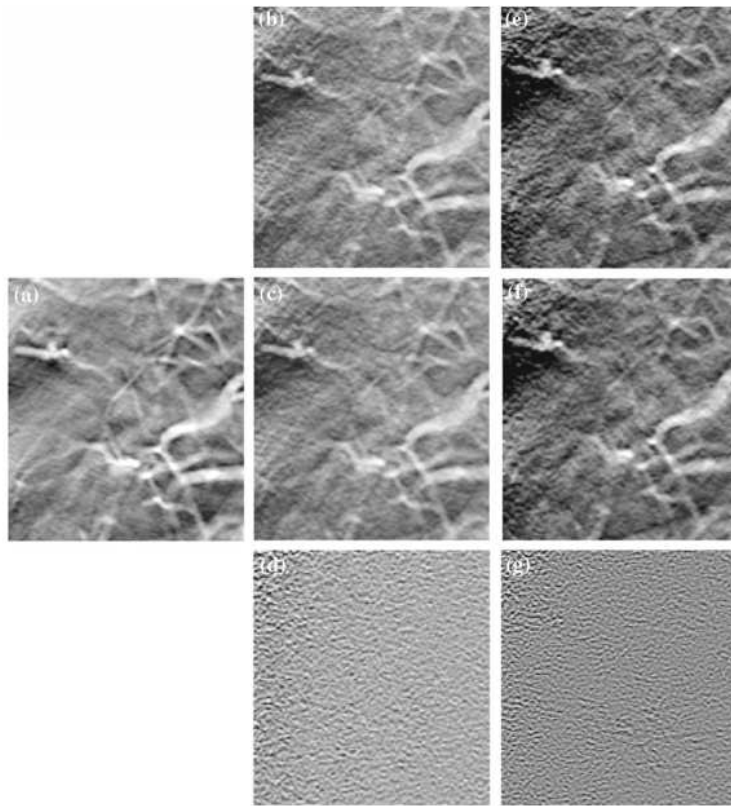
### آنالیز آماری

اثرات حذف نویز تصویر در یک آنالیز چند راهه ی واریانس مورد ارزیابی قرار گرفت. آزمونهای آماری برای ارزیابی تفاوت‌های بین مقادیر CNR و RMSE نرم پراکندگی تعادل و الگوریتم های بادبای موجود (تست توکی-کرامر) با پردازش حذف نویز موجک و بدون پردازش حذف نویز موجک (آزمون اف) بکار رفتند. آزمونها را کلا با ۵ نمونه تحلیل نمودیم. آنالیز آماری با استفاده از SPSS برای ویندوز ورژن ۲۱,۰ صورت گرفت (شرکت با مسئولیت محدود SPSS، شیکاگو، آی ال، ایالات متحده). کل مقادیر احتمال (P)  $0,05 <$  معنادار قلمداد شدند.

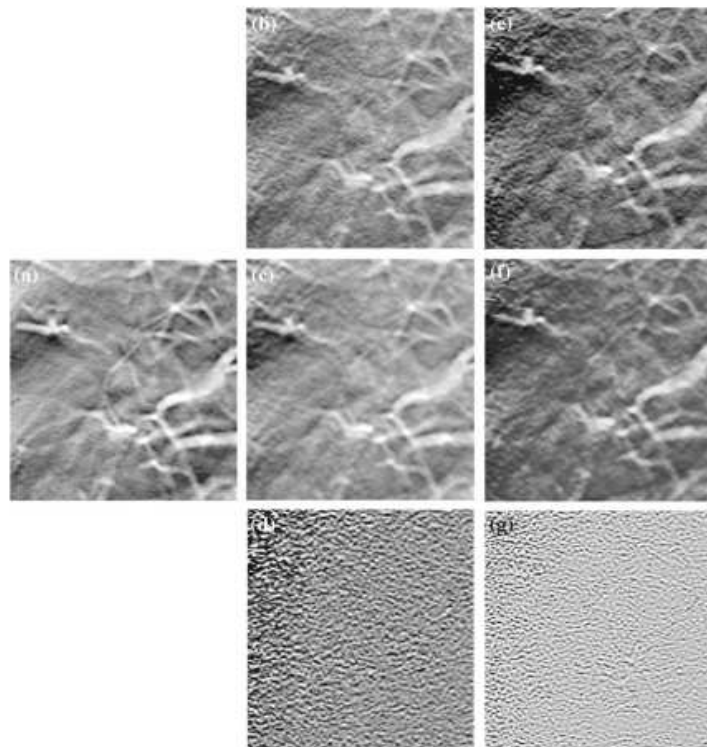
### نتایج

CNR و RMSE تصاویر بازسازی شده ی بدست آمده با استفاده از دو شرایط پرتودهی با پردازش حذف نویز موجک و بدون پردازش حذف نویز موجک را مقایسه نمودیم (شکل‌های ۳,۴,۵ و جدول ۱). به علاوه، نمایه های شدت در طول جهت روبش با پردازش حذف نویز موجک مورد بررسی قرار گرفتند (شکل‌های ۶ و ۷). پردازش حذف نویز موجک به طور موثری نویز کوآنتوم در تصاویر بازسازی شده ی بدست آمده با پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی و پسا بازسازی (نرم-پراکندگی تعادل) را کاهش داد. به علاوه، با پردازش حذف نویز موجک نرم-پراکندگی تعادل، قدرت آشکارسازی تقابل، نسبت به الگوریتم بادبای موجود، بالا بود. در تصاویر بازسازی شده ی بدست آمده از کل تکنیک های پردازش حذف نویز موجک، ساختار نویز کوآنتوم در تصاویر پرتودهی پایین و استاندارد کاهش پیدا کرد و ساختار نویز کمی هموار شد (تصاویر ۶ و ۷ و جدول ۱). در تصاویر بازسازی شده ی بدست آمده با الگوریتم بادبای موجود، ساختار نویز کاهش یافت و هموار شد و ساختار نرمال حفظ نشد (شکل‌های ۵,۶,۷ و جدول ۱).

تفاوت قابلیت آشکارسازی تقابل با پردازش حذف نویز موجک از نظر آماری معنادار بود [ $P < 0.05, F(1, 51)$  = 60.290، مربع میانگین = ۶,۵۰۱].



شکل ۳



شکل ۴

تفاوت قدرت آشکارسازی تقابل بین پیش-بازسازی با تکنیک نرم-پراکندگی تعادل و الگوریتم بادبای موود از نظر آماری معنادار بود [ $P < 0.05$ ,  $95\%$  CI:  $0.95$ ، فاصله اطمینان (CI):  $0.530-0.029$ ]. اختلاف قابلیت آشکار سازی بین پس-بازسازی با تکنیک نرم-پراکندگی تعادل و الگوریتم بادبای موجود ( $P < 0.05$ ,  $95\%$  CI:  $0.156-0.658$ ) از نظر آماری هم معنادار بود. اختلاف قابلیت آشکار سازی تقابل بین پیش-بازسازی و پس-بازسازی با تکنیک نرم پراکندگی تعادل، از نظر آماری معنادار نبود ( $P = 0.442$ ,  $95\%$  CI:  $-0.378$  به  $0.123$ ). اختلاف خطای تصویر بین پیش بازسازی و پس بازسازی با تکنیک نرم-پراکندگی تعادل از نظر آماری معنادار نبود ( $P = 0.494$ ),  $95\%$  CI:  $-0.001$  به  $0.002$ ). تفاوت خطای تصویر بین پیش-بازسازی با تکنیک نرم-پراکندگی تعادل و الگوریتم بادبای موجود، از نظر آماری معنادار بود ( $P < 0.05$ ,  $95\%$  CI:  $-0.016$  to  $-0.012$ ). اختلاف خطای تصویر بین پس بازسازی با تکنیک نرم-پراکندگی تعادل و الگوریتم بادبای موجود، از نظر آماری معنادار بود ( $P < 0.05$ ,  $95\%$  CI:  $-0.017$  به  $0.013$ ).

در زمینه ی نتایج MTF، رزولوشن فضایی در تصاویر دوز مرجع با باندهای فرکانس بالا، بالاتر و در تصاویر پردازش حذف نویز مویک پس بازسازی (الگوریتم بادبای موجود) نوارهای کل فرکانسها، پایین تر بود. رزولوشن فضایی بدتر شده با پردازش حذف نویز مویک = پس بازسازی (الگوریتم بادبای موجود، شکل ۸) پذیرفته شد. این نتایج حاکی از این است کیفیت تصویر میتواند با استفاده از روش نرم-پراکندگی تعادل حذف نویز مویک پس بازسازی بهبود یابد.

## بحث

نتایج آزمایشی ما، به طور واضح توانایی پردازش حذف نویز مویک پیش بازسازی و پس بازسازی نرم-پراکندگی تعادل را برای از بین بردن نویز کوانتومی از تصاویر DT قفسه سینه نشان میدهد. در این مطالعه، شدتهای صفحه ی شفاف ساختارهای نرمال، بدون تغییر ماند، در حالیکه نویز کوانتوم بر هم منطبق، از بین رفت و با میزان شدت پس زمینه میانگین جایگزین شد. MTF رزولوشن فضایی را با استفاده از پردازش حذف نویز مویک پیش بازسازی و پس بازسازی حفظ کرد.

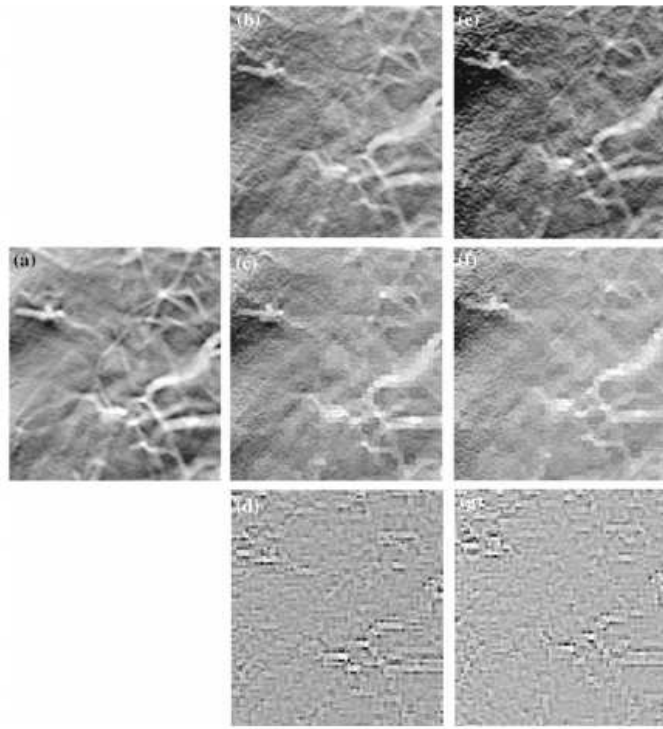
در عین حال، تاثیر الگوریتم بادبای بر الگوهای پرتوهدی دوز پایین به از بین بردن نویز کوانتوم باقیمانده ی ناقص محدود شد. رفتار گزینشی این تکنیک مورد انتظار بود زیرا آخرین تخمین تجزیه مویک واقعا به تنهایی حاوی

پس زمینه بود؛ لذا، ساختارهای برهم منطبق نامطلوب به طور کارآمدی از طریق از بین بردن ماکسیمم موضعی از بین رفت که برای نویز کوآنتوم توجیه شد. در عین حال، ساختارهای بزرگ، عناصر فرکانس پایین را تشکیل دادند و میتوانند فیلتر شوند زیرا در تقریبهای تبدیل موجک درشت وجود دارند.

پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی و پسا بازسازی میتواند به طور موفقیت آمیزی حذف نویز صفحه ی شفاف را از بین ببرد. با این حال، در یک پس زمینه ی ناهمگن، پیش بازسازی نرم-پراکندگی تعادل و پردازش حذف نویز موجک پس زمینه نمیتواند مقادیر CNR خوبی را برای برآمدگی های ریوی مصنوعی با CNR بالا بدست آورد. مقادیر CNR کمی بالاتر برای پردازش حذف نویز موجک پسا بازسازی با مقادیر CNR پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی مقایسه شد که میتواند با استفاده ی اجتناب ناپذیر قوس های پیمایش محدود و جز فرکانس بالای فیلتر هسته ی بازسازی توضیح داده شود. ما تکنیک پردازش حذف نویز موجک پسا بازسازی را زمان بررسی دسترسی به پردازش تصویر و کیفیت تصویر توصیه میکنیم (مثلا یک CNR کمی بالاتر).

از بین بردن نویز در طول پردازش تشخیص موجک پسا بازسازی با کاستن نقاب نویز از صفحه ی بازسازی DT بدست می آید؛ این نقاب نویز، جمع مجموعه ی ترمیم شده ی کل المثنی های تیره در صفحه ی DT است، که مطابقا وزندار میشوند.

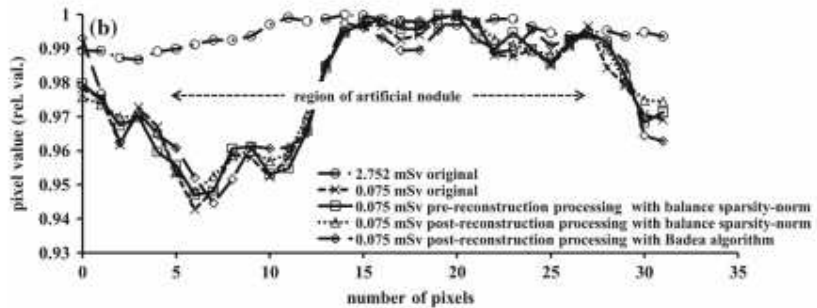
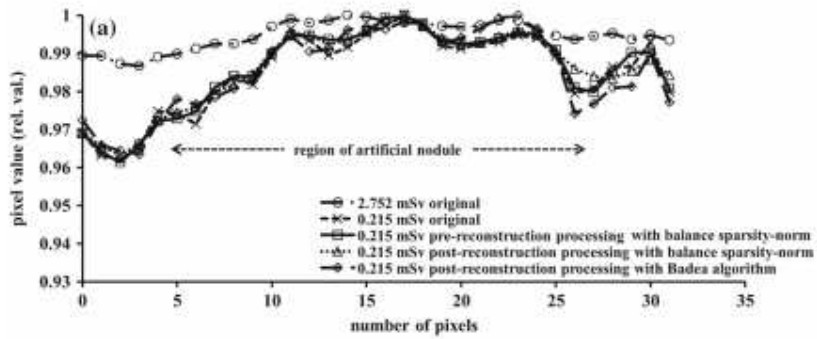
لذا، این جمع حاوی تصویری است که به صورت نویز کوآنتوم به صفحه مد نظر افزوده شده است. با این حال، هم چنین حاوی یک ورژن مات جهتدار توموگرام مد نظر است. اثر این ورژن کاستن ماسک پس از نویز مات، شبیه به اثر فیلترهای شفاف نشده است همانند لبه های ساختارهای بازسازی شده در صفحه ی مد نظر که در جهت تقاطع خطی توموگرام با صفحه ی خط سیر ارتقا می یابند.



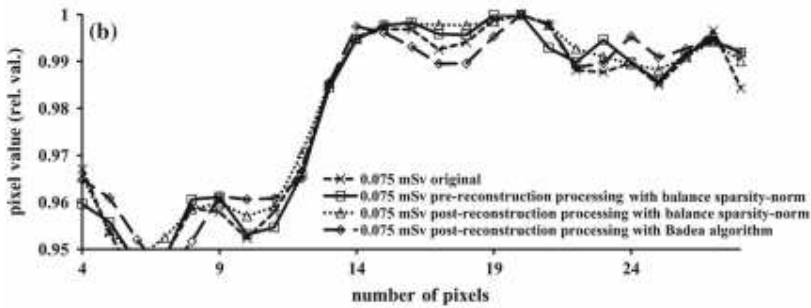
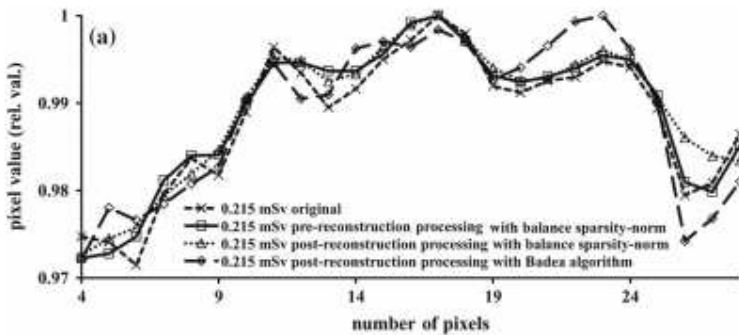
شکل ۵

	CNR	
	Without wavelet denoise	With wavelet denoise
Reference dose (2.752 mSv)	5.97	—
<i>Pre-reconstruction processing with balance sparsity-norm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	4.18	5.46
Low dose (0.075 mSv)	1.01	1.25
<i>Post-reconstruction processing with balance sparsity-norm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	4.18	5.69
Low dose (0.075 mSv)	1.01	1.53
<i>Post-reconstruction processing with Badaea algorithm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	4.18	4.30
Low dose (0.075 mSv)	1.01	1.29
<b>RMSE (without vs. with wavelet denoise)</b>		
<i>Pre-reconstruction processing with balance sparsity-norm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	0.0039	
Low dose (0.075 mSv)	0.0092	
<i>Post-reconstruction processing with balance sparsity-norm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	0.0058	
Low dose (0.075 mSv)	0.0055	
<i>Post-reconstruction processing with Badaea algorithm</i>		
Standard dose (0.215 mSv)	0.0181	
Low dose (0.075 mSv)	0.0247	

جدول ۱



شکل ۶

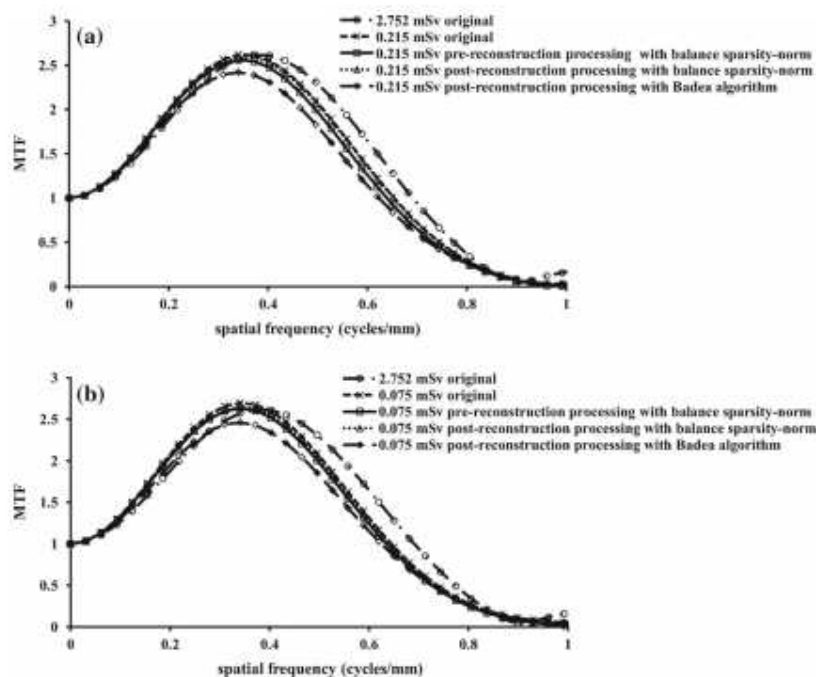


شکل ۷

نویز کوآنتوم، در تنزل رزولوشن تقابل رادیوگراف، نقش مهمی را ایفا مینماید. این نویز به میزان  $1/\sqrt{DT}$  (پرتودهی) با پرتودهی اشعه ایکس افزایش می یابد و از منبع نویز غالب در سطوح پرتودهی تابش پایین تشکیل میشود. به خاطر نویز کوآنتوم، فاکتورهای فنی بکار رفته برای کاهش دوزهای تابش در سیستم DT به سطوحی محدود



میشوند که معمولاً در توموگرافی عادی بکار میروند. با این حال، برای مواردی که در آن وجود نویز کوانتوم، مساله ای نیست، توموگرامها میتوانند با مشخصات فنی بکار رفته برای رادیوگرافی بدست آیند. DT، تصویربرداری ۳ بعدی در میزان دوز قابل مقایسه با بررسی اشعه ایکس قفسه سینه دو نمایی را ارائه میدهد و ممکن است به این ترتیب یک گزینه ی دوز پایین برای CT وابسته به قفسه ی سینه را برای اطلاعات عمق در طول تصویربرداری سینه ارائه دهد. به علاوه، DT میتواند بر مشکلات توموگرافی هندسی غلبه کند با میسر نمودن بازسازی برشهای تصویر بیشمار از یک اکتساب داده ی تصویر دوز پایین واحد.



شکل ۸

تکنیک پردازش حذف نویز موجک پس از بازسازی نرم- پراکندگی تعادل ما به این ترتیب به طور مناسبی برای تصاویر توموسنتز ساکن گرفته شده برای ارتقاء تجسم و در اصل بهبود کیفیت تصویر در یک فضای دو بعدی بکار رفته است. تکنیک پردازش حذف نویز موجک نرم- پراکندگی تعادل ما، مشخصات تصویر بهتری را (تقابل بالا، نویز کاهش یافته و رزولوشن فضایی حفظ شده) در مقایسه با یک الگوریتم بادپای موجود نشان داد، که بیانگر بهبود احتمالی در دقت تشخیص بالینی است. به علاوه، این تکنیک ممکن است دوز را بدون ایجاد زوال در کیفیت تصویر کاهش دهد. مطابقاً، این تکنیک به طور خاصی هم برای تکنیکهای تصویربرداری قفسه سینه و هم تکنیکهای

تصویربرداری رادیوترابی مهم باشد (مثلا رادیوترابی هدایت شده-تصویر)، که در آن میزان بالایی از صحت با توجه به موضع یابی تومر از اهمیت اصلی برخوردار است.

## نتیجه گیری

یک تکنیک پردازش حذف نویز موجک پیش بازسازی و پسا بازسازی نرم-پراکندگی تعادل به صورت یک تکنیک نوین برای کشف و متعاقبا از بین بردن نویز کوآنتوم در زمینه ی DT قفسه سینه ایجاد شد. این تکنیک، رزولوشن فضایی را حفظ کرد و به طور موثری نویز کوآنتوم را از بین برد. این رویکرد یک دانش مقدم را در زمینه تولید نویز کوآنتوم بکار گرفت. نویز کوآنتوم از طریق آستانه سازی ضریب موجک به دنبال بازسازی معکوس از بین رفت. این رویکرد شامل یک تکنیک موجک به طور ویژه ای برای تصایر DT قفسه سینه می شد و نشان داده شده است به طور موثری نویز رگه های کوآنتومی را از تصاویر DT قفسه سینه با خصوصیات اجزای فرکانس بالا از بین میبرد. افزون بر، این رویکرد حاکی از این امکان است که کیفیت تصویر میتواند بهبود یابد. لذا، ما اعتقاد داریم این تکنیک کاربردهای بالینی DT قفسه سینه را در حوزه های تصویربرداری پزشکی ارتقا خواهد داد که در آن چنین ساختارهایی مورد توجه قرار دارند.

تضاد منافع. مولفین عنوان میکنند هیچ تضاد منافی ندارند.

## References

1. Dobbins JT, Mcadams HP, Song JW et al (2008) Digital tomosynthesis of the chest for lung nodule detection: interim sensitivity results from an ongoing HIH-sponsored trial. *Med Phys* 35:2554-2557
2. Vkgren J, Zachrisson S, Svalkvist A et al (2008) Tomosynthesis: comparison of chest tomosynthesis and chest radiography for detection of pulmonary nodules: human observer study. *Radiology* 249:1034-1041
3. Quaiia E, Baratella E, Cioffi V et al (2010) The value of digital tomosynthesis in the diagnosis of suspected pulmonary lesions on chest radiography. *Acad Radiol* 17:1267-1274
4. Lee G, Jeong YJ, Kim KI et al (2013) Comparison of chest digital tomosynthesis and chest radiography for detection of asbestos-related pleuropulmonary disease. *Clin Radiol* 68:376-382
5. Sone S, Kasuga T, Sakai F et al (1991) Development of a high-resolution digital tomosynthesis system and its clinical application. *Radiographics* 11:807-822
6. Sone S, Kasuga T, Sakai F et al (1995) Image processing in the digital tomosynthesis for pulmonary imaging. *Eur Radiol* 5:96-101
7. Ghosh Roy DN, Kruger RA, Yih B et al (1985) Selective plane removal in limited angle tomographic imaging. *Med Phys* 12:65-70
8. Matsuo H, Iwata A, Horiba I et al (1993) Three-dimensional image reconstruction by digital tomosynthesis using inverse filtering. *IEEE Trans Med Imaging* 12:307-313
9. Knutsson HE, Edholm P, Granlund HG et al (1980) Ectomography—a new radiographic reconstruction method I theory and error estimates. *IEEE Trans Biomed Eng* 27:640-648
10. Petersson CU, Edholm P, Granlund HG et al (1980) Ectomography—a new radiographic reconstruction method II computer-simulated experiments. *IEEE Trans Biomed Eng* 27:649-655
11. Chakraborty DP, Yester MV, Barnes GT et al (1984) Self-masking subtraction tomosynthesis. *Radiology* 150:225-229
12. Ruttiman UE, Groenhuis RA, Webber RL (1984) Restoration of digital multi-plane tomosynthesis by a constrained iteration method. *IEEE Trans Med Imaging* 3:141-148
13. Kolitsi Z, Panayiotakis G, Pallikarakis N (1993) A method for selective removal of out-of-plane structures in digital tomosynthesis. *Med Phys* 20:47-50
14. Sone S, Kasuga T, Sakai F et al (1993) Chest imaging with dual-energy subtraction digital tomosynthesis. *Acta Radiol* 34:346-350
15. Michael U, Akram A (1996) A review of wavelets in biomedical application. *Proc IEEE* 84:626-638
16. Donoho DL, Johnstone JM (1994) Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *Biometrika* 81:425-455

17. Kolaczyk ED (1996) A wavelet shrinkage approach to tomographic image reconstruction. *J Am Stat Assoc* 91:1079–1090
18. Nitzken M, Bajaj N, Aslan S et al (2013) Local wavelet-based filtering of electromyographic signals to eliminate the electrocardiographic-induced artifacts in patients with spinal cord injury. *J Biomed Sci Eng* 6:1–13
19. Nitzken M, Beache G, Elnakib A et al (2012) Improving full-cardiac cycle strain estimation from tagged CMR by accurate modeling of 3D image appearance characteristics. In: *Proceedings of IEEE international symposium on biomedical imaging (ISBI'12)* Barcelona Spain May 2–5, pp 462–465
20. Badea C, Kolitsi Z, Pallikarakis N (1998) A wavelet method for removal of out-of-plane structures in digital tomosynthesis. *Comput Med Imaging Graph* 22:309–315
21. Antoniadis A, Gregoire G, Nason G (1999) Density and hazard rate estimation for right-censored data using wavelet methods. *J R Stat Soc B* 61:63–84
22. Hall P, Penev S, Kerkycharian G, Picard D et al (1997) Numerical performance of block thresholded wavelet estimators. *Stat Comput* 7:115–124
23. Donoho DL, Johnstone IM, Kerkycharian G et al (1996) Density estimation by wavelet thresholding. *Ann Stat* 24:508–539
24. Ullman G, Dance DR, Sandborg M et al (2010) A monte carlo-based model for simulation of digital chest tomosynthesis. *Radiat Prot Dosim* 139:159–163
  
25. Svalkvist A, Bath M (2010) Simulation of dose reduction in tomosynthesis. *Med Phys* 37:258–269
26. Bath M, Hakansson A, Tingberg A et al (2005) Method of simulating dose reduction for digital radiographic systems. *Radiat Prot Dosimetry* 114:253–259
27. Mathworks Inc (2011) MATLAB. <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
28. Kak AC, Slaney M (2001) *Principles of computerized tomographic imaging*. Classics in Applied Mathematics 33. (SIAM, Philadelphia)
29. Kume Y, Doi K, Ohara K et al (1986) Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 10. Structure mottle of II-TV digital imaging. *Med Phys* 13:843–849
30. Giger ML, Ohara K, Doi K (1986) Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 9. Effect of displayed grey levels on signal detection. *Med Phys* 13:312–318
31. Kasap S, Frey JB, Belev G et al (2011) Amorphous and polycrystalline photoconductors for direct conversion flat panel x-ray image sensors. *Sensors (Basel)* 11:5112–5157
  
32. Mallat S, Zhong S (1992) Characterization of signals from multi-scale edges. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 14:710–732
33. Daubechies I (1988) Orthonormal bases of compactly supported wavelets. *Commun Pure Appl Math* 41:909–996
34. Mathworks Inc (2011) Wavelet toolbox. <http://www.mathworks.com/products/wavelet/>
35. Yamada Y, Jinzaki M, Hasegawa I et al (2011) Fast scanning tomosynthesis for the detection of pulmonary nodules. *Invest Radiol* 46:471–477
36. Tapiovaara M, Siiskonen T (2008) *A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.)*. Report No. STUK-A231 STUK Helsinki, Finland
37. Rossmann K (1969) Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function. *Radiology* 93:257–272
38. Sabol JM (2009) A Monte Carlo estimation of effective dose in chest tomosynthesis. *Med Phys* 36:5480–5487