

تشخیص ساختمان داخلی فرش دستباف با استفاده از تصاویر سی تی اسکن میکروفوکوس حاصل از تبدیل رادون معکوس

محمد جواد کارآمد

دانشکده هنر، دانشگاه شهید باهنر کرمان

مسعود لطیفی

دانشکده مهندسی نساجی، قطب علمی و پژوهشکده نساجی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

محمد امانی تهران

دانشکده مهندسی نساجی، قطب علمی و پژوهشکده نساجی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

دانیل واوریک

موسسه تحقیقاتی فیزیک کاربردی دانشگاه صنعتی چک - پراگ

چکیده

نرم دارای ضریب ترقیق پایین تولید کند. از آنجا که در فرش دستباف انواع مختلفی از ساختارهای غیر اصیل ممکن است به کار رود که موجب افت کیفیت فرش میگردد و تشخیص اصالت این ساختارها نیز به صورت بصری امکان پذیر نیست، در تحقیق حاضر به تشخیص ساختمان داخلی فرش دستباف به کمک تصاویر سی تی اسکن حاصل از میکروفوکوس پرداخته شده است. این تصاویر که با تبدیل رادون معکوس به دست آمده اند، به خوبی قادر هستند ساختار داخلی

استفاده از تصاویر سی تی اسکن اشعه X علاوه بر کاربردهای تشخیصی پزشکی، روز به روز کاربردهای جدیدتر و گستردهتری می یابد و در این میان استفاده از اشعه X میکروفوکوس که دارای کانون بسیار کوچکی در حد میکرومتر است، به عنوان منبع تولید اشعه X جایگاه ویژه ای دارد و این به علت ویژگی های خاص آن است که می تواند تصاویری با وضوح (رزولوشن) و تضاد (کنتراست) بالا از اجسام



ریزباف‌ترین فرش دستباف را در حد کوچک‌ترین اجزاء آن نشان دهند و می‌توانند ابزار قدرتمندی جهت تشخیص اصالت، بررسی ساختار داخلی فرش، تأثیر عامل‌های مختلف بر آن و بسیاری کاربردهایی دیگری باشند که نیازمند بررسی دقیق ساختار داخلی فرش دستباف هستند.

واژه‌های کلیدی: فرش دستباف، تشخیص ساختمان داخلی، سی‌تی‌اسکن، تبدیل رادون، میکروفوکوس.

۱- مقدمه

با ملاحظه مقالات و پژوهش‌های اخیر در مورد کاربردهای اشعه X، به نظر می‌رسد که در تمامی حوزه‌های علوم (نه تنها در پزشکی، بلکه در حوزه‌هایی چون مکانیک، متالوژی، زیست‌شناسی، باستان‌شناسی، جرم‌شناسی، شیمی، الکترونیک و...) استفاده از پرتونگاری اشعه X کاربردهای خاص و جالبی پیدا کرده است. به‌عنوان مثال میتوان به بررسی ساختمان درونی کامپوزیت‌های تقویت شده با الیاف (Martin-Herrero & Germain, in press; Meske & Schnack, 2003; Schilling, Karedla, Tatiparthi & Verges, 2005)، آشکارسازی عیوب در قطعات فلزی (Lashkia, 2001; Thornton, 2004; Sun, 2005)، تشخیص مواد خارجی (Bai, Sun & Zhou, 2005) در صنایع غذایی (McFarlane, Speller, Bull & Tillet, 2003; McFarlane, Bull, Tillet, Speller & Royle, 2001)، بازرسی مدارهای میکروالکترونیک

(Neuhausler & Schneider, 2006)، مطالعه عملکردهای زیستی جانداران کوچک و حشرات (Jakubek et al., in press; Jakubek, Holy, 2006; Vavrik & Vykydal, 2006; Koyama, Takano, Tsusaka & Kagoshima, in press, Potter et al.), استفاده در صنعت چینی‌سازی (Badel & Perre, 2001)، استفاده در سیلوهای دانه‌های غذایی (Neethirajan, Karunakaran, Jayas & White, 2006) و بسیاری کاربردهای دیگر اشاره کرد.

استفاده از ساختارهای غیراصیل (نظیر گرهای تقلبی، چندپوده بودن و ...) که باعث کاهش ارزش و استحکام فرش دستباف می‌گردند، در بافت فرش رواج دارد. از آنجا که تشخیص این نوع ساختارها با ارزیابی‌های بصری امکان‌پذیر نیست، در این مقاله روشی جهت تشخیص ساختارهای غیراصیل با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن حاصل از مولد اشعه X میکروفوکوس شرح داده شده است. این روش می‌تواند با تهیه تصاویر سه‌بعدی اشعه X از فرش دستباف با موفقیت انواع ساختارها را تشخیص دهد.

۲- ساختمان فرش دستباف

فرش دستباف از سه واحد اصلی ساختمانی تشکیل شده است: تار، پود و پرز (خاب). پرزها مجموعه نخ‌هایی هستند که به‌صورت عمود بر صفحه تشکیل دهنده تارها و پودها قرار می‌گیرند. وظیفه

سپس با محاسبات کامپیوتری می توان تصاویر ساختار داخلی جسم را از مقاطع دلخواه تولید کرد.

۴- معرفی مولد اشعه X میکروفوکوس

دستگاه مولد اشعه X میکروفوکوس یک مولد کوچک اشعه X آزمایشگاهی است که قادر است یک جریان مداوم اشعه X کم قدرت را به مدت طولانی تولید کرده و آن را به وسیله کولیماتورهای مخصوص از یک کانون تقریباً نقطه‌ای (در حد میکرومتر) به سوی هدف تابش کند.

دو خصیصه مهم دستگاه میکروفوکوس (و نسل بعدی آن نانوفوکوس) عبارتند از:

- اشعه تولیدی این دستگاه می تواند مداوم باشد. یعنی ساعت‌ها و حتی روزها به صورت مداوم اشعه تابش کند، در حالی که دستگاه‌های دیگر تولید اشعه X توانایی چنین کاری را ندارند؛

- این دستگاه می تواند اشعه‌ای با کانون تقریباً نقطه‌ای تولید کند. این اشعه نقطه‌ای در تهیه تصاویری با اختلال (نویز) پایین و بدون اثرات تداخل تصاویر بسیار مفید است. در حالی که دستگاه‌های معمولی تولید اشعه X توانایی چنین کاری را ندارند.

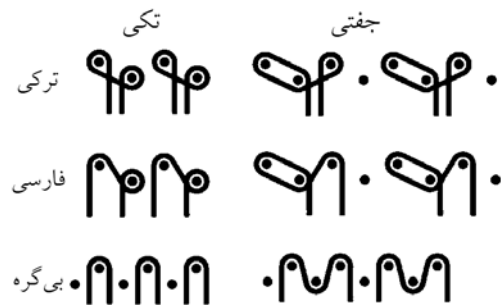
آشکارساز در دستگاه میکروفوکوس یک آشکارساز دیجیتالی است. وضوح (رزولوشن) و ابعاد تصویر حاصله بستگی به وضوح و ابعاد آشکارساز خواهد داشت و تصویر تولید شده به صورت On-line قابل مشاهده است.

پرزه‌ها تشکیل سطحی نرم از الیاف در روی فرش است. پرزه‌ها به صورت تک تک در محل خود قرار داده می شوند و با شکل مخصوصی که اصطلاحاً به آن گره می گویند به روی تارها محکم می شوند. گره‌های مقبول در فرش عبارت هستند از گره متقارن (ترکی) و گره نامتقارن (فارسی).

برخی بافندگان جهت تسریع در بافت و صرفه جویی در مصرف خامه از گره‌های تقلبی (جفتی یا بی گره) استفاده می کنند. استفاده از این نوع گره باعث کاهش دوام و ارزش قالی میشود و تشخیص گره‌های تقلبی نیز با ارزیابی های بصری امکان پذیر نیست. انواع گره‌های متداول تقلبی عبارتند از: گره‌های کمان شیب (بی گره)، جفتی ترکی، جفتی فارسی، و جفتی کمان شیب. شکل ۱ ساختار هندسی انواع گره‌ها را نشان می دهد.

۳- معرفی سی تی اسکن

اصول کار سی تی اسکن (یا توموگرافی کامپیوتری Computer Tomography) بر مبنای تهیه تصاویر اشعه X متعدد از راستاهای مختلف جسم است، که



شکل ۱: ساختار هندسی گره‌ها



۵- تصویربرداری با دستگاه میکروفوکوس

۱-۵- مشخصات دستگاه

جهت اخذ تصاویر از یک دستگاه مولد اشعه X میکروفوکوس HAMAMATSU مدل L8601-01 استفاده شد. دستگاه دارای لامپ تولید اشعه X با اندازه کانون ۵ میکرومتر بود. جهت آشکارسازی اشعه X نیز از یک آشکارساز دیجیتال Flat panel HAMAMATSU مدل C7493CA-02 به ابعاد $124/8 \times 124/8$ میلی‌متر که دارای 1216×1120 نقطه (پیکسل) بود استفاده گردید. شکل‌های ۲ و ۳ نمایی از دستگاه‌های مورد استفاده و هندسه تصویربرداری را نشان می‌دهد.

۲-۵- تنظیم عامل‌های تصویربرداری

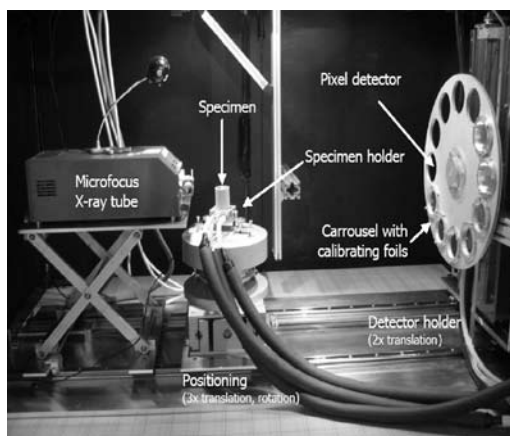
جهت اخذ تصاویر مناسب، خصوصاً اگر قرار باشد این تصاویر جهت سی‌تی‌اسکن مورد استفاده قرار گیرند، باید عامل‌های دستگاه (پارامترها) به نحو مناسبی تنظیم شوند تا بتوان بهترین تصویر ممکن را از نمونه به دست آورد.

۱-۲-۵- شدت اشعه

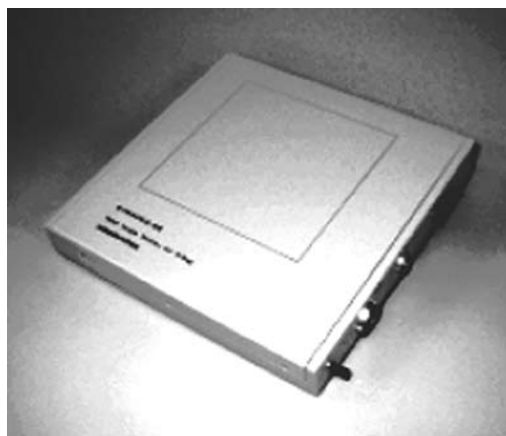
یکی از اولین عامل‌هایی که باید در دستگاه میکروفوکوس تنظیم شود، شدت اشعه تولیدی است. به‌طور کلی برای اجسامی که ضریب ترقیق پایین‌تری دارند بهتر است که اشعه، انرژی کم‌تری داشته باشد. شدت جریان اشعه بر وضوح نیز تأثیر می‌گذارد. شدت بالاتر موجب کاهش وضوح تصویر می‌شود. البته این تأثیر در مقیاس‌های میکرومتری است. گاهی از اوقات بهتر است اندکی شدت اشعه بالاتر از حد مورد نیاز باشد و در عوض برای حذف کردن فوتون‌های کم‌انرژی از یک فیلتر نازک استفاده شود. به‌طور کلی قانون مشخصی برای تعیین شدت اشعه از پیش وجود ندارد و معمولاً بهترین نتایج را با آزمایش و خطا و تهیه چندین تصویر از نمونه و مقایسه آن‌ها به دست می‌آورند.

۲-۲-۵- زمان تصویربرداری

یکی از مهم‌ترین عامل‌های تأثیرگذار بر تصویر



شکل ۳: هندسه تصویربرداری



شکل ۲: آشکارساز Flat panel مورد استفاده

اشعه X زمان تصویربرداری است. از آنجا که آشکارسازی اشعه با استفاده از آشکارساز دیجیتالی صورت می‌گیرد، خروجی هر نقطه (یا پیکسل) (یعنی شدت اشعه حس شده توسط هر نقطه از آشکارساز) در طول یک تصویربرداری با جریان یکنواخت هم ثابت نیست. یعنی اگر آشکارساز تحت تابش اشعه یکنواختی قرار گیرد، دیده خواهد شد که خروجی یک نقطه مشخص در طول زمان ثابت نبوده و به صورت آماری تغییر می‌کند. به این دلیل باید تصویربرداری در زمان طولانی صورت بگیرد و سپس میانگین (و یا میان) خروجی هر نقطه در طول زمان به عنوان تصویر جسم در آن نقطه در نظر گرفته شود.

برای به دست آوردن حدود اولیه زمان تصویربرداری از آنجا که $10/000$ شمارش در هر نقطه تقریباً مناسب است، ابتدا یک تصویر اولیه از جسم با زمان پرتودهی دلخواه به دست می‌آید. سپس میانگین شمارش‌های انجام شده در تمام تصویر محاسبه می‌گردد. با تقسیم عدد $10/000$ بر این میانگین، زمان تقریبی کل مورد نیاز جهت تصویربرداری از یک جسم به خصوص به دست می‌آید.

باید توجه داشت که معمولاً نمی‌توان تمام تصویربرداری از جسم را در یک پرتودهی انجام داد، زیرا جسم دارای مناطق مختلف با ضرایب ترقیق متفاوت است و اگر تمام زمان پرتودهی را در یک مرحله انجام دهیم نقطه‌های آشکارساز در نقاطی از جسم که دارای ضریب ترقیق پایین هستند، **Overflow**

خواهند شد و تصویربرداری با اشکال مواجه می‌گردد. برای رفع این مشکل، جهت تهیه هر تصویر از چندین بار پرتودهی استفاده می‌گردد (با زمان‌های کوتاه‌تر)، به نحوی که مجموع زمان‌های این پرتودهی‌ها مساوی زمان مورد نیاز جهت پرتودهی کل شود.

اگر چه در انتخاب تعداد پرتودهی‌ها از لحاظ نظری محدودیتی وجود ندارد، اما از آنجا که این تصاویر باید تک‌تک ذخیره شوند تا بتوان تصویر کلی را از میانگین‌گیری آن‌ها به دست آورد، و ذخیره کردن این تصاویر زمان‌بر است، باید سعی کرد حداقل ممکن تعداد تصاویر انتخاب شود. این امر به خصوص در مورد سی‌تی‌اسکن که لازم است تعداد زیادی تصویر از زوایای مختلف جسم تهیه شود اهمیت بسیار دارد و در صرفه‌جویی در زمان (و همچنین حافظه مورد نیاز جهت ذخیره تصاویر) اهمیت بسزایی دارد.

۵-۲-۳- فواصل

منظور از فواصل، فاصله منبع اشعه X تا نمونه و فاصله نمونه تا آشکارساز است. این فواصل از دو جهت مهم هستند: از جهت بزرگ‌نمایی و از جهت اثر بادبزنی اشعه.

بزرگ‌نمایی عبارت است از نسبت بزرگی تصویر به بزرگی جسم. هر چه جسم به منبع اشعه X نزدیک‌تر و از آشکارساز دورتر باشد، بزرگ‌نمایی افزایش پیدا می‌کند و بالعکس با دور شدن جسم از منبع اشعه X و نزدیک شدن آن به آشکارساز، بزرگ‌نمایی کاهش



پیدا خواهد کرد. بزرگ‌نمایی مطلوب بستگی به اندازه جسم و جزئیاتی از آن دارد که مایلیم در تصویر دیده شود. بنابراین اندازه آن بستگی به مسئله مورد بررسی دارد. با افزایش بزرگ‌نمایی به علت بزرگ شدن تصویر جسم و تشکیل آن روی تعداد زیادتری از نقطه‌های آشکارساز، ابعاد واحد اندازه‌گیری ساختارهای داخلی جسم کوچک شده و طبیعتاً ساختارهای کوچکتری از جسم قابل آشکارسازی خواهند بود. اما از طرف دیگر بزرگ‌نمایی بالاتر به معنی نزدیک‌تر شدن منبع تولید اشعه به جسم و یا دورتر شدن جسم از آشکارساز خواهد بود که خود باعث به وجود آمدن اعوجاجات تصویری ناشی از اثر بادبزی خواهد شد.

اثر بادبزی عبارت است از تأثیر منبع تولید اشعه نقطه‌ای بر تصویر. در تصاویر تهیه شده با استفاده از پرتو X فرض بر این است که پرتوهای اشعه با یکدیگر موازی هستند و تصویری که حاصل می‌شود نتیجه تأثیر پرتوهای موازی بر آشکارساز است، در حالی که در عمل اینچنین نیست و تصویر حاصله عملاً از تأثیر پرتوهای غیرموازی با یکدیگر به دست می‌آید.

به‌طور کلی هر چه ضخامت جسم بیشتر باشد و یا جسم عریض‌تر باشد (یعنی آخرین نقطه جسم نسبت به پرتو مرکزی در فاصله دورتری قرار گرفته باشد) اثر بادبزی شدیدتر خواهد شد. همچنین با افزایش فاصله آشکارساز از جسم و کاهش فاصله منبع تا جسم، اثر بادبزی افزایش پیدا خواهد کرد.

به‌عنوان یک نتیجه کلی می‌توان چنین گفت که جهت احتراز از تأثیرات شدید اثر بادبزی بر تصویر اشعه X باید سعی کرد آشکارساز هر چه بیشتر به جسم نزدیک و منبع اشعه X هر چه بیشتر از جسم دور شود، که چنین هندسه‌ای باعث به وجود آمدن بزرگ‌نمایی نزدیک به ۱ خواهد شد. بنابراین در بزرگ‌نمایی‌های نزدیک به ۱ تصویر اشعه X به واقعیت نزدیک‌تر خواهد بود.

در مواردی که نیاز به بزرگ‌نمایی نیست نیز ترجیحاً باید فاصله منبع اشعه تا نمونه در حداکثر (در حد مقدورات دستگاه) تنظیم شود. این افزایش فاصله اگر چه باعث می‌شود که شدت اشعه دریافتی توسط نمونه کاهش یابد و نیاز به بالا بردن زمان تابش و یا افزایش قدرت مولد باشد، اما در عوض اعوجاجات ناشی از اثر بادبزی را کاهش می‌دهد.

۵-۲-۴- تنظیم زوایا و تعداد تصاویر

هر چه تعداد تصاویری که از جسم در امتدادهای مختلف تهیه می‌شود افزایش یابد، تخمینی که از ساختار داخلی جسم زده می‌شود دقیق‌تر و به واقعیت نزدیک‌تر است، اما نمی‌توان این عدد را به دلخواه افزایش داد، زیرا اولاً عمل تصویربرداری یک عمل زمان‌بر (و همچنین هزینه‌بر) است و نمی‌توان تعداد تصاویر را بی‌جهت بالا برد. از طرف دیگر افزایش تعداد تصاویر موجب افزایش زمان پردازش تصاویر خواهد شد. بنابراین باید سعی کرد که حداقل تعداد

تصاویر مورد نیاز جهت عمل سی تی اسکن انتخاب شود. اصولاً اگر ساختار داخلی جسمی پیچیده باشد و یا اگر جسم از عناصری با ضرایب تفریق نزدیک به یکدیگر تشکیل شده باشد تعداد تصاویر مورد نیاز افزایش می یابد.

یک راهبرد برای کاهش تعداد تصاویر سی تی اسکن هایی که نیاز به دوران کامل جسم دارند این است که زاویه step طوری انتخاب شود که 180° بر آن قابل تقسیم باشد. به عنوان مثال اگر ما بخواهیم از یک جسم با دوران کامل تصاویری تهیه کنیم و زاویه step را 1° بگیریم، پس از 180° تصویربرداری جسم ما دقیقاً 180° چرخیده است و تصویر 181 همان تصویر آینه ای شماره 1 است. بنابراین می توان به جای تصاویر 181 تا 360 از تصاویر آینه ای 1 تا 180 استفاده کرد. به این ترتیب تعداد تصاویر مورد نیاز به نصف تقلیل می یابد در حالی که دقت عمل تغییری نکرده است.

۵-۲-۵- وضوح (رزولوشن) تصویر

وضوح تصویر ارتباط مستقیم با وضوح آشکارساز دارد و در حقیقت مساوی وضوح آشکارساز است. اما اگر نیازی به تصاویر دارای وضوح بالا نداشته باشیم می توانیم به صورت نرم افزاری وضوح آشکارساز را کاهش دهیم و به جای یک نقطه تصویر به ازای یک نقطه آشکارساز، از یک نقطه تصویر به ازای چهار نقطه آشکارساز (2×2 binning) و یا یک نقطه تصویر

به ازای 16 نقطه آشکارساز (4×4 binning) استفاده کنیم. در حالتی که از رژیم binning استفاده می کنیم میانگین (یا میانگین) 4 یا 16 نقطه به جای یک نقطه تصویر قرار می گیرد.

به دلایل مختلفی ترجیح داده می شود از رژیم binning استفاده شود. اولاً بخش قابل توجهی از پروسه تصویربرداری صرف ذخیره تصاویر حاصله در حافظه کامپیوتر می شود. بنابراین اگر از رژیم binning استفاده شود به میزان قابل توجهی در زمان تهیه تصاویر صرفه جویی می شود. ثانیاً تصاویر تحت رژیم binning حجم کمتری دارند و حافظه کمتری از کامپیوتر را اشغال می کنند و نقل و انتقال آنها نیز راحت تر است. ثالثاً در تصاویر binning مشکل نقطه های مرده خودبه خود مرتفع می شود و یا به ندرت دیده می شود و رابعاً پردازش تصاویر binning بسیار سریع تر صورت می گیرد.

با وجود این، استفاده از رژیم binning باعث می شود که تعداد مقاطع قابل دسترسی جسم کاهش یابد و این به معنی بزرگ شدن واحدهایی است که ساختار جسم را نشان می دهند. بنابراین باید سعی شود رژیم binning مورد استفاده طوری انتخاب شود که کوچک تر از کوچک ترین جزء ساختاری جسمی باشد که قصد دیدن آنها داریم. در غیر این صورت اجزاء ساختار داخلی جسم به وضوح و درستی دیده نخواهند شد.



۵-۲-۶- هم‌راستا بودن کانون اشعه، مرکز دوران جسم و مرکز تصویر

در توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی‌اسکن)، محاسبات ریاضی جهت تهیه تصاویر مقاطع جسم با این فرض صورت می‌گیرد که مرکز دوران جسم در مرکز آشکارساز قرار دارد و علاوه بر آن کانون تولید اشعه X در راستای خط عمود بر مرکز آشکارساز قرار گرفته است. بنابراین یکی دیگر از مواردی که باید قبل از تصویربرداری به آن توجه شود اطمینان از هم‌راستایی کانون اشعه، مرکز جسم و مرکز تصویر است. در صورت هم‌راستا نبودن این سه نقطه، با الگوریتم‌های خاصی آن‌ها را در یک راستا قرار می‌دهند.

حداکثر محدوده قابل قبول (ترانس) جهت عدم هم‌راستایی کانون اشعه، مرکز جسم و مرکز تصویر ۲-۳ نقطه است. بی‌توجهی به هم‌راستایی باعث به‌وجود آمدن مشکلاتی در تصاویر به‌خصوص هنگام بازسازی تصاویر مقاطع جسم می‌شود.

همچنین اگر کانون اشعه X و مرکز آشکارساز هم‌راستا نباشند (از آنجا که معمولاً جسم طوری قرار می‌گیرد که مرکز تصویر آن در مرکز آشکارساز دیده شود) شاهد تأثیرات بادبزی متفاوتی در سمت چپ و راست جسم خواهیم بود که موجب اعوجاج تصویر خواهد شد.

۵-۲-۷- تراز بودن میز گردان و آشکارساز

یکی دیگر از مواردی که باید در هنگام

تصویربرداری به آن توجه کرد تراز بودن میز گردان و آشکارساز است. عمل بازسازی تصاویر مقاطع جسم با این فرض صورت می‌گیرد که مرکز دوران جسم منطبق بر مرکز تصویر است و تصویر نیز به‌صورت کاملاً عمودی قرار گرفته است. جهت حصول این شرط لازم است میز گردان و آشکارساز کاملاً تراز باشند.

۵-۲-۸- تأثیر قاب نگهدارنده

اجسامی که جهت سی‌تی‌اسکن مورد تصویربرداری قرار می‌گیرند معمولاً به قدر کافی قوام دارند تا بتوانند بدون نیاز به تکیه‌گاه بر روی میز گردان مستقر شوند و در اثر چرخش میز تغییر مکان ندهند. (معمولاً بوسیله چسب این اجسام را بر روی میز محکم می‌کنند) اما در صورتی که جسمی قوام کافی نداشته باشد لازم است برای آن قاب مخصوصی طراحی شود تا جسم یا استفاده از آن بر روی میز محکم شده و مورد تابش اشعه قرار گیرد. جهت تصویربرداری از نمونه‌های فرش نیز نیاز به طراحی و ساخت چنین چهارچوبی بود. نکته مهم در طراحی چهارچوب این است که چهارچوب باید طوری طراحی شود که علاوه بر داشتن استحکام کافی و قابلیت ثابت نگه‌داشتن نمونه، در تصاویر اشعه X دیده نشود و در صورت دیده شدن حداقل اثر را بر تصاویر بر جای بگذارد، زیرا در هنگام بازسازی تصاویر مقاطع جسم، هر چه در تصاویر اشعه X مشاهده می‌شود به عنوان بخشی از

جسم شناسایی شده و بر تصاویر بازسازی شده تأثیر می‌گذارد، خصوصاً اگر ضریب ترفیق چهارچوب خیلی متفاوت با ضریب ترفیق نمونه باشد این تأثیرات نامطلوب به شدت افزایش خواهد یافت.

۵-۳- تصحیحات تصویر

تصاویری که پس از تنظیمات دستگاه به دست می‌آیند هنوز خام هستند و قابل استفاده به صورت تصاویر اشعه X نیستند، زیرا به علت خواص ذاتی آشکارساز و یا اعوجاجات هندسی ناشی از معذورات تصویربرداری، این تصاویر دارای اختلال (نویز) و اعوجاجاتی هستند که لازم است به صورت نرم افزاری تصحیح شوند تا تصاویر واقعی اجسام حاصل شوند. اهم این تصحیحات به شرح زیر است:

۵-۳-۱- جریان تاریک Dark Flow

جریان تاریک عبارت است از شدت اشعه‌ای که هر نقطه از آشکارساز بدون حضور اشعه حس می‌کند. این جریان از خصوصیات ذاتی آشکارساز است و برای هر نقطه مقداری منحصر به فرد است. این اثر به این دلیل جریان تاریک نامگذاری شده است که ظاهراً شبیه اثری است که از وجود اشعه X ناشی می‌شود در حالی که در حقیقت اشعه X وجود ندارد. جهت حذف اثر جریان تاریک باید بدون حضور اشعه X تصویری با عامل‌های زمانی تصویر اصلی تهیه کرد. یعنی زمان تصویربرداری باید دقیقاً مساوی

زمانی باشند که قصد داریم از جسم با حضور اشعه X تصویربرداری کنیم. تصویری که به این صورت به دست می‌آید نشان دهنده میزان جریان تاریک برای تک تک نقطه‌های آشکارساز در طول تصویربرداری اصلی خواهد بود. این تصویر در حقیقت یک ماسک تصحیح خواهد بود که باید آن را از تصاویر تهیه شده با حضور جسم تفریق کنیم تا اثر جریان تاریک خنثی شود.

۵-۳-۲- جریان یکنواخت Flat Filed

اگر بدون حضور جسم، جریان یکنواختی از اشعه X به آشکارساز تابیده شود، انتظار داریم که تک تک نقطه‌های آشکارساز نشان دهنده میزان یکسانی از شدت اشعه دریافتی باشند، اما حتی پس از تصحیحات مربوط به جریان تاریک مشاهده می‌شود که این میزان یکسان نیست و از یک نقطه به نقطه دیگر تفاوت می‌کند. این تفاوت از آنجا ناشی می‌شود که نقطه‌های آشکارساز راندمان یکسانی نسبت به آشکارسازی اشعه ندارند و در حقیقت هر یک دارای راندمان منحصر به فردی هستند. به این ترتیب حتی در مورد یک جریان یکنواخت از اشعه ما شاهد تصویری نایکنواخت و به اصطلاح برفکی خواهیم بود.

جهت تصحیح اثر جریان یکنواخت باید بدون حضور جسم و با عامل‌های تصویر اصلی اقدام به تهیه یک تصویر جریان یکنواخت کرد. در تهیه این تصویر باید شدت اشعه، زمان تصویربرداری و فاصله



منبع اشعه تا آشکارساز دقیقاً مساوی زمانی باشد که قصد داریم از جسم تصویربرداری کنیم. تصویری که به این صورت به دست می آید نشان دهنده راندمان تک تک نقطه‌ها در طی تصویربرداری خواهد بود. حال می‌توان از این تصویر به صورت زیر جهت تصحیح تصاویر اخذ شده استفاده کرد:

اگر A تصویر جریان تاریک و B تصویر جریان یکنواخت باشد نقاب تصحیح جریان یکنواخت را به این ترتیب می‌توان به دست آورد:

$$C=B-A \quad (۱)$$

$$FFmask=median(C)/C \quad (۲)$$

در این رابطه به این جهت از median(C) در صورت استفاده می‌گردد که به ازاء یک جریان یکنواخت از اشعه X تمامی نقطه‌ها جریانی مساوی نشان دهند که این جریان برابر متوسط (یا میانه) جریان حس شده توسط نقطه‌ها باشد.

پس از به دست آوردن FFmask، تصاویر حاصله از جسم را می‌توان به این صورت تصحیح کرد:

اگر Im تصویر اصلاح نشده، ImDcc تصویر اصلاح شده با جریان تاریک و Imffc تصویر اصلاح شده با جریان یکنواخت (تصویر نهایی) باشند داریم:

$$ImDcc = Im - A \quad (۳)$$

$$Imffc = ImDcc . FFmask \quad (۴)$$

(علامت «.» به این معنی است که آرایه‌های دو تصویر نظیر به نظیر در یکدیگر ضرب می‌شوند)

۵-۳-۳- سخت‌شدگی اشعه (Beam Hardening) میزان ترقیق اشعه X در یک ماده (کاهش شدت اشعه پس از عبور از ماده) علاوه بر خواص ماده به انرژی پرتو نیز بستگی دارد. بنابراین در حالتی که از اشعه X چند فام استفاده می‌شود (که در اغلب اوقات چنین است) هر طیف از اشعه به میزان متفاوتی قابلیت ترقیق دارد. به طور کلی می‌توان گفت که بخش‌های پراثری طیف کمتر از بخش‌های کم‌انرژی ترقیق می‌شوند. بنابراین پس از ترقیق، اشعه دارای بخش‌های پراثری زیادتری نسبت به حالت قبل از ترقیق خواهد بود که به این فرآیند سخت‌شدگی اشعه می‌گویند.

اگر میزان ترقیق در نقاط مختلف یک جسم یکنواخت نباشد (یعنی ضخامت جسم یکنواخت نباشد) طیف اشعه خارج شده از جسم از یک نقطه تا نقطه دیگر متفاوت خواهد بود. به طور ساده می‌توان گفت که در پشت قسمت‌های ضخیم‌تر نمونه، طیف سخت‌تر از قسمت‌های نازک‌تر نمونه است و اگر از آشکارساز نقطه‌ای جهت ضبط تصاویر شدت استفاده شود تک تک نقطه‌ها تحت تابش‌های متفاوتی (از نظر طیف) قرار خواهند گرفت.

راندمان آشکارسازی نقطه‌ها وابسته به انرژی است و گذشته از آن برای هر کدام از آن‌ها منحصر به فرد است. به این ترتیب راندمان آشکارسازی نقطه‌ها به خواص ترقیقی محلی نمونه وابسته خواهد شد و روش تصحیح جریان یکنواخت

(Flat Filed Correction) دیگر کارساز نخواهد بود.

یک روش جهت تصحیح تفاوت بین نقطه‌ها استفاده از کالیبراسیون ضخامت معادل است. اصول کلی این روش به این صورت است که با عامل‌هایی دقیقاً مساوی عامل‌های تصویربرداری اصلی (شدت اشعه، زمان تصویربرداری و هندسه تصویربرداری) فیلترهایی با ضخامت‌های معین و همگن تصویربرداری می‌کنند. ارتباط بین میزان اشعه دریافت شده توسط نقطه و ضخامت جسم (فیلتر) به این ترتیب معین می‌شود. سپس برای (i, j) امین نقطه، تابع کالیبراسیون $h_{i,j}$ محاسبه می‌شود. این تابع میزان اشعه دریافتی را به ضخامت معادل تبدیل می‌کند.

تصویر R مربوط به یک نمونه ناشناخته می‌تواند به وسیله تبدیل ضخامت معادل برای هر نقطه به تصویر اصلاح شده B تغییر یابد. (i, j) امین نقطه در تصویر B با معادله $b_{i,j} = h_{i,j}(r_{i,j})$ اصلاح می‌شود. این روش اصلاح حتی در مورد تصاویری که اندکی کالیبراسیون و مواد متفاوتی داشته باشند نیز به خوبی کار می‌کند. یک مزیت مهم این روش کالیبراسیون این است که هیستوگرام تصاویر اشعه X را از حالت پهن و عریض به حالت باریک و جدا از یکدیگر تبدیل می‌کند. این عمل به خصوص جهت پردازش داده‌ها در توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی‌اسکن) بسیار مهم است.

در عمل جهت تعیین فیلترهای مناسب برای هر نمونه ابتدا تصویری از نمونه به دست می‌آید و در این تصویر حداقل و حداکثر اشعه دریافتی توسط نقطه‌ها

مشخص می‌شود. سپس تصاویری از فیلترهای مختلف با ضخامت‌های متفاوت (بدون حضور جسم و با همان عامل‌های تصویربرداری قبلی) به دست می‌آید و از این تصاویر فیلتری که بتواند ترقیقی کم‌تر از حداقل ترقیق ایجاد شده توسط جسم ایجاد کند و همچنین فیلتری که بتواند ترقیقی بیش‌تر از حداکثر ترقیق ایجاد شده توسط جسم ایجاد کند، شناسایی می‌شوند. این فیلترها و مجموعه فیلترهای با ضخامت بین آن‌ها تشکیل یک دسته فیلترهای کالیبراسیون را می‌دهند که از آن‌ها می‌توان جهت تصحیح سخت‌شدگی اشعه استفاده کرد.

۵-۳-۴- تصحیح نقطه‌های مرده

نقطه‌های مرده عبارت هستند از نقطه‌هایی (در آشکارساز) که به هر علت حساسیت خود را نسبت به اشعه از دست داده‌اند و در طی تصویربرداری هیچ جریانی را نشان نمی‌دهند. این نقطه‌ها باید شناسایی شده و به کمک نقطه‌های مجاور، میزان اشعه دریافتی آن‌ها تخمین زده شده و جایگزین شوند. این تخمین می‌تواند به صورت همسایگی چهارگانه یا هشت‌گانه و به صورت میانگین یا میانهمسایگی‌ها انجام شود. معمولاً نقطه‌های مرده به صورت جدا از هم و پراکنده قرار دارند. اما اگر به هر علت شاهد مجموعه نقطه‌های مرده متمرکز در یک محل بودیم باید بسته به نوع قرارگیری نقطه‌ها و تعداد آن‌ها، الگوریتم ویژه‌ای جهت تخمین مقادیر این نقطه‌ها ابداع و اجرا کرد.



۵-۳-۵- تصحیح اثر بادبزی

همانگونه که ذکر شد اثر بادبزی عبارت است از تأثیر منبع اشعه نقطه‌ای بر تصویر. این اثر باعث می‌شود که تصویر اشعه X دارای اعوجاجاتی شود و این اعوجاجات هر چه از مرکز تصویر به سمت کناره‌ها حرکت کنیم شدیدتر خواهند شد. در تصاویر معمولی اشعه X می‌توان از اثر بادبزی صرف‌نظر کرد زیرا این تصاویر به‌طور معمول جهت تشخیص بصری به کار می‌روند و در تشخیص بصری در اغلب اوقات می‌توان این اثر را نادیده گرفت. اما در تصاویر اشعه X که جهت سی‌تی‌اسکن به کار می‌روند باید تصحیحاتی جهت حذف اثر بادبزی صورت بگیرد، زیرا در سی‌تی‌اسکن از تابع Radon جهت تهیه تصاویر مقاطع مختلف جسم استفاده می‌کنند و فرض اولیه این تابع این است که تصویر ورودی حاصل پرتوهای موازی است. بنابراین لازم است قبل از استفاده از تصاویری که جهت سی‌تی‌اسکن به کار می‌روند تصحیحات اثر بادبزی صورت بگیرد تا تصاویر سی‌تی حاصله مقاطع را به درستی نشان دهند.

۶- اصول سی‌تی‌اسکن

۶-۱- تهیه تصاویر سینوگرام

همانگونه که در بخش ۲ توضیح داده شد توموگرافی کامپیوتری یا سی‌تی‌اسکن جهت نگاشت مقاطع دلخواه از جسم به کار می‌رود. در این روش ابتدا در امتدادهای متعددی از جسم تصاویر اشعه X

به‌دست می‌آید و سپس با محاسبات ریاضی ساختار داخلی جسم در مقاطع مورد نظر به‌صورت یک تصویر اشعه X (که در آن نقاط دارای ضرایب ترقیق مختلف با شدت‌های متفاوت نشان داده می‌شوند) تولید می‌گردد.

جهت تهیه تصاویر سی‌تی‌اسکن ابتدا تصاویری که از زوایای مختلف جسم به‌دست آمده‌اند به‌صورت یک ماتریس سه بعدی در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند. در این ماتریس اندیس‌های i, j مربوط به نقطه‌های تصاویر اشعه X و اندیس k مربوط به شماره تصویر است. مثلاً اگر $180 \times 512 \times 256$ نقطه باشد ماتریس سه بعدی به‌صورت $180 \times 512 \times 256$ درخواهد آمد.

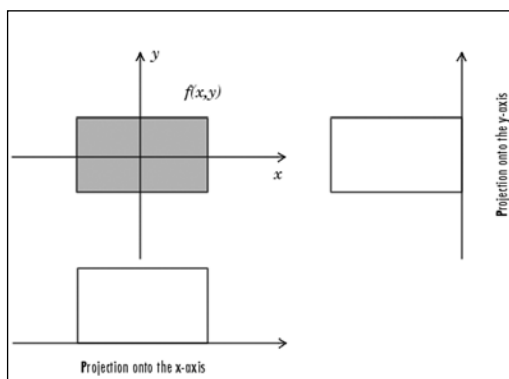
حال اگر i را ثابت نگه داشته، z و k را به ترتیب از ۱ تا ۵۱۲ و از ۱ تا ۱۸۰ تغییر دهیم ماتریسی به‌دست می‌آید که اصطلاحاً به آن سینوگرام اشعه X می‌گویند. اگر سینوگرام را به‌صورت یک تصویر نمایش دهیم، در حقیقت نشان دهنده تغییرات تصاویر ساختار داخلی جسم در طی دوران به دور خود است. از این جهت به آن سینوگرام اطلاق کرده‌اند که معمولاً این تغییرات به‌صورت منحنی‌های سینوسی در تصویر قابل مشاهده است.

۶-۲- معرفی تبدیل رادون و رادون معکوس

تبدیل رادون، یک تبدیل در حوزه پردازش تصویر است که افکنش‌های (Projections) یک تصویر را

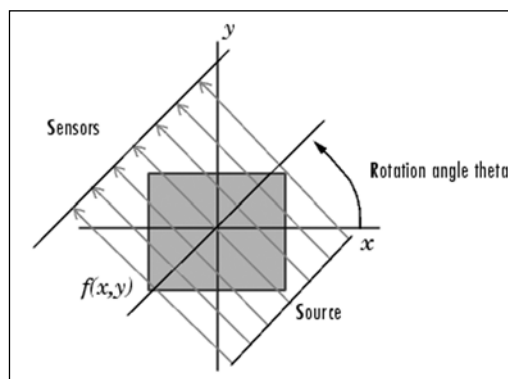
و در هر مرحله (Step) از این چرخش، انتگرال‌های خطی را محاسبه می‌کند. شکل ۴ یک افکنش را در یک زاویه معین نشان می‌دهد.

به‌عنوان مثال، انتگرال خطی $f(x,y)$ در جهت عمودی، عبارت است از افکنش $f(x,y)$ بر روی محور x و انتگرال خطی $f(x,y)$ در جهت افقی، عبارت است از افکنش $f(x,y)$ بر روی محور y . شکل ۵ افکنش‌های عمودی و افقی یک شکل ساده $f(x,y)$ را نشان می‌دهد.

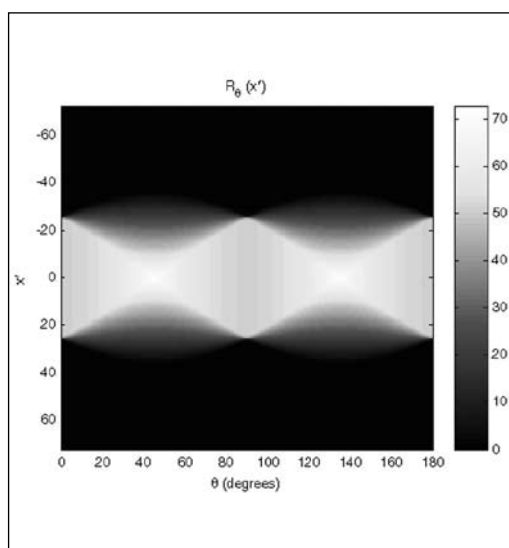


شکل ۵: افکنش‌های عمودی و افقی یک شکل ساده $f(x,y)$

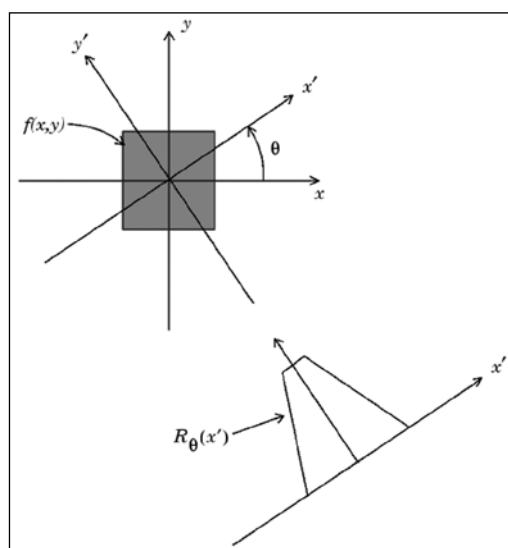
در امتدادهای معین محاسبه می‌کند. افکنش یک تصویر در حقیقت مجموعه‌ای از انتگرال‌های خطی در یک امتداد معین است. تبدیل رادون انتگرال‌های خطی را در امتداد خطوط موازی با یکدیگر که از منابع متعدد تابش شده‌اند (نه از یک منبع واحد که خطوط غیرموازی تولید می‌کند)، محاسبه می‌کند. جهت محاسبه تبدیل رادون، این تابع یک منبع تولید خطوط موازی را در طول مرکز جسم گردش می‌دهد



شکل ۴: افکنش با خطوط موازی در زاویه چرخش θ



شکل ۷: تبدیل رادون برای یک شکل مربع از زاویه صفر درجه تا ۱۸۰ درجه با step یک درجه



شکل ۶: هندسه یک تبدیل رادون در جهت θ

افکنش می‌تواند در هر زاویه θ محاسبه شود. بنابراین به‌طور کلی می‌توان گفت تبدیل رادون $f(x, y)$ عبارت است از انتگرال خطی f موازی با محور y' به طوری که:

$$R_{\theta}(x') = \int f(x' \cos(\theta) - y' \sin(\theta), x' \sin(\theta) + y' \cos(\theta)) dy'$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) \\ -\sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

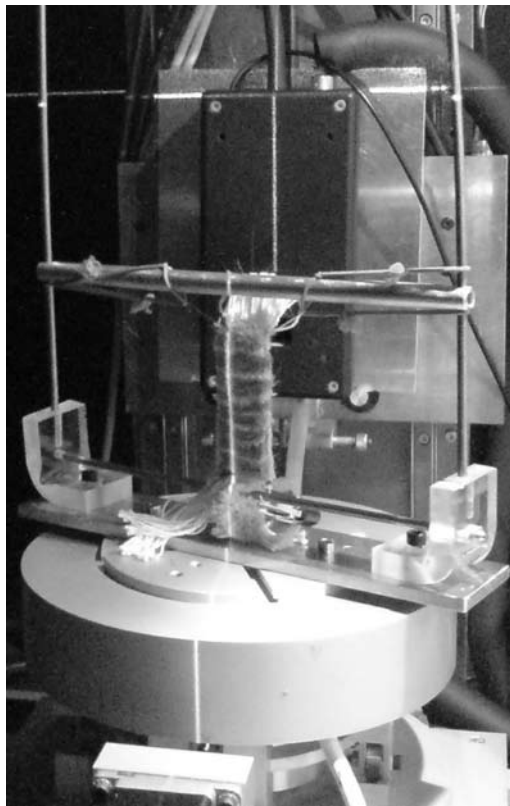
شکل ۶ هندسه یک تبدیل رادون را در جهت θ نشان می‌دهد.

تبدیل رادون برای تعداد زیادی از زوایا می‌تواند به‌صورت یک تصویر نشان داده شود. به‌عنوان مثال، تبدیل رادون برای یک شکل مربع که از زاویه صفر درجه تا 180° درجه با Step یک درجه محاسبه شده است، در شکل ۷ نشان داده شده است.

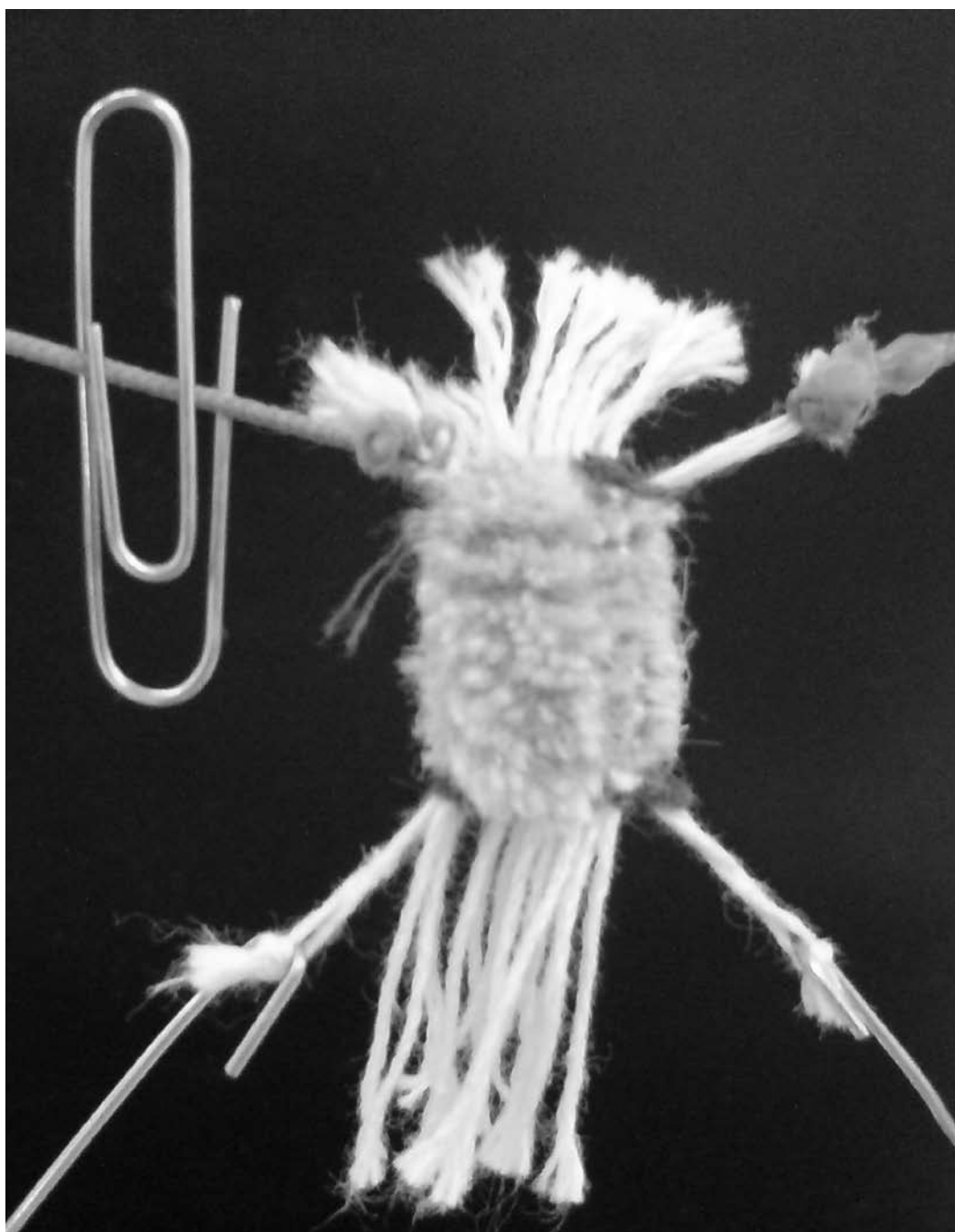
تبدیل رادون معکوس، می‌تواند با در دست داشتن تبدیل رادون یک تصویر، شکل آن را تخمین بزند. به این عمل بازسازی (Reconstruct) تصویر می‌گویند. تبدیل رادون معکوس از یک الگوریتم پس‌انتشار فیلتر شده استفاده می‌کند. این الگوریتم یک تخمین از تصویر اصلی بر اساس افکنش‌های آن می‌سازد. نتایج دقیق‌تر زمانی حاصل می‌شوند که از تعداد بیشتری افکنش در بازسازی تصویر استفاده شود. به عبارت دیگر هر چه تعداد زوایای مورد استفاده جهت افکنش افزایش یابد، تصویر بازسازی‌شده تخمین دقیق‌تری از تصویر اصلی خواهد بود (Kak, A. C., and M. Slaney, 1998).

۶-۳- بازسازی تصاویر مقاطع جسم از تصاویر سینوگرام

با دقت در مطالب بخش‌های ۶-۱ و ۶-۲ ملاحظه می‌شود که تصاویر سینوگرام در حقیقت همان تبدیل‌های رادون آن جسم در مقاطع مختلف هستند. بنابراین از هر تصویر سینوگرام می‌توان ساختاری را که منجر به تولید آن شده است با استفاده از تبدیل رادون معکوس تخمین زد. تعداد سینوگرام‌ها مساوی تعداد سطرهای تصاویر اشعه X است (در مثال ذکر شده ۲۵۶ سینوگرام داریم). به این ترتیب می‌توان به تعداد سطرهای تصاویر اشعه X از یک جسم، تصاویر مقطعی تولید کرد. این مقاطع به موازات تابش پرتوهای

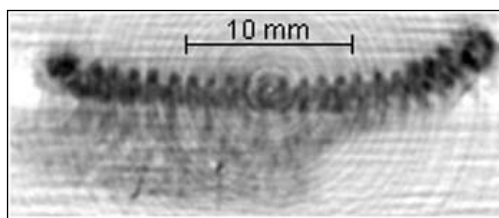


شکل ۸: هندسه تصویربرداری از یک نمونه فرش



شکل ۹: یک نمونه فرش روی قاب نگهدارنده

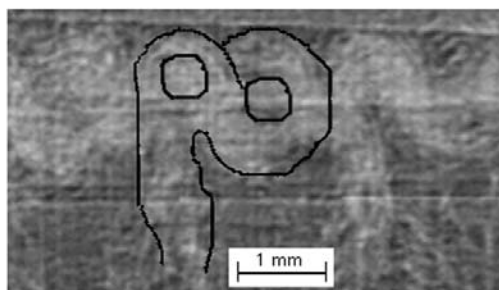
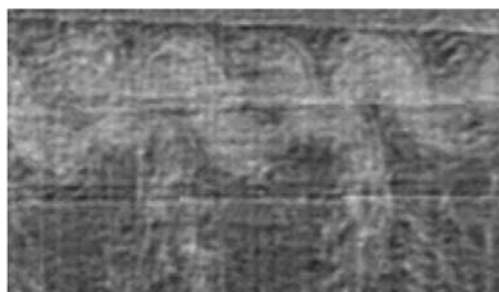
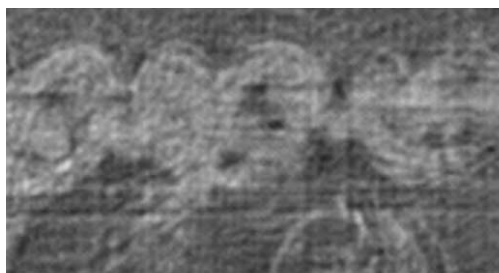
عمود بر جهت پرتوهای اشعه و یا مقاطع مایل باشیم می‌توانیم با پردازش سه بعدی مقاطع و به‌دست آوردن یک تصویر سه بعدی از ساختار داخلی جسم، هر مقطع موربی از جسم را به‌دست آوریم.



اشعه X هستند. در صورتی که مایل به تولید مقطعی

۷- ارائه برخی تصاویر

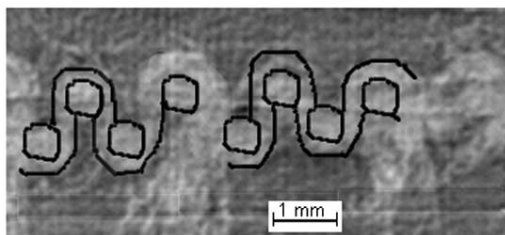
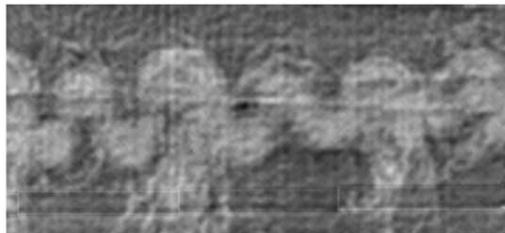
در این بخش برخی تصاویر حاصل از سی‌تی‌اسکن به کمک مولد اشعه X میکروفوکوس جهت نشان دادن قابلیت‌های این روش آورده می‌شود. در هنگام مشاهده تصاویر باید توجه داشت که محدوده دینامیکی آشکارساز Flat Panel استفاده شده ۴۳۰۰ است. یعنی این آشکارساز قادر است ۴۳۰۰ نوع شدت جریان مختلف اشعه X را که هر کدام نشانگر یک ضخامت خاص از ماده یا یک نوع خاص از ماده هستند، از یکدیگر تفکیک کند. این در حالی است که محدوده دینامیکی تصاویر سطح خاکستری دیجیتال ۲۵۶ و محدوده دینامیکی حساسیت چشم انسان در محدوده تصاویر سطح خاکستری ۲۴ است. این به آن معنی است که اگر چه تصاویر حاصله از مقاطع فرش‌ها دارای ۴۳۰۰ سطح خاکستری مختلف است، اما این تعداد در هنگام تبدیل به تصاویر سطح خاکستری دیجیتال به ۲۵۶ سطح کاهش می‌یابد و تصاویر دیجیتال نیز هنگام دیده شدن توسط چشم انسان در حدود ۲۴ سطح خاکستری قابل تفکیک دارند. بنابراین بسیاری از جزئیات تصویر در این فرآیند از بین می‌روند.



شکل ۱۲: مقطع یک گره فارسی از یک فرش ۷۰ رج

به خوبی در بالا و پایین تصویر از یکدیگر متمایزند. با کمی دقت می‌توان مسیر نخ‌های خاب را نیز در بین نخ‌های تار زیر و رو تشخیص داد. دواپر متحدالمرکزی که در شکل ۱۰ دیده می‌شوند مربوط به تخمین شکل توسط تابع رادون معکوس هستند و از هم‌مرکز نبودن مرکز تصویر و مرکز دوران جسم ناشی شده‌اند که موجب اندکی ناواضحی در شکل نیز شده‌اند.

شکل ۱۱ مقطع یک گره ترکی را از یک فرش ۷۰ رج نشان می‌دهد. تصویر بالا، تصویر اصلی مقطع است. در تصویر پایین مسیر حرکت نخ خاب و نیز تارهای رو و زیر نشان داده شده‌اند. ملاحظه می‌شود که شکل گره بسیار به شکل گرافیکی گره ترکی شبیه



شکل ۱۳: مقطع چند تار از یک فرش ۷۰ رج



شکل ۱۴: مقطع چند گره از یک فرش ۲۰ رج

به همین دلیل جهت مشاهده این گونه تصاویر نرم‌افزار خاصی به نام Pixelman طراحی شده است که قادر است تصاویر را در محدوده دینامیکی انتخاب شده توسط کاربر نمایش دهد و به این ترتیب با انتخاب محدوده‌های مختلف، جزئیات متفاوتی از تصویر نمایش داده می‌شوند. بنابراین اگر در تصاویری که در پی می‌آیند به نظر می‌رسد که جزئیات قابل توجهی از فرش در تصویر دیده نمی‌شود، این ضعف مربوط به سامانه نمایش تصویر و همچنین سامانه بینایی انسان است و به معنی عدم وجود جزئیات در تصاویر اصلی نیست.

شکل ۸ هندسه تصویربرداری از یک نمونه فرش را نشان می‌دهد. در این شکل به ترتیب از جلو به عقب، میز متحرک نگهدارنده نمونه، قاب نگهدارنده نمونه، نمونه، اشعه تراز لیزری جهت تنظیم میز و آشکارساز اشعه X دیده می‌شوند.

شکل ۹ یک نمونه فرش را که روی قاب نگهدارنده قرار گرفته است نشان می‌دهد.

شکل ۱۰ یک مقطع کلی از یک فرش ۷۰ رج را نشان می‌دهد. در این شکل مقطع عرضی نخ‌های تار به صورت دواپر کوچک و نخ‌های خاب به صورت پرزهایی عمودی دیده می‌شوند. همچنین ملاحظه می‌شود که سمت راست فرش دارای طول پرز کوتاهتری از سمت چپ فرش است.

همان‌طور که در تصویر مشخص است این مقطع فرش دارای ۲۰ گره است و نخ‌های تار زیر و رو نیز

است و با توجه به مقیاس داده شده در شکل، کوچکی جزئیات مورد مشاهده قابل توجه است.

شکل ۱۲ مقطع یک گره فارسی از یک فرش ۷۰ رج را نشان می‌دهد. در این شکل ما شاهد فقط یکی از ساق‌های گره هستیم و ساق دیگر گره که اندکی اختلاف ارتفاع با ساق موجود در تصویر دارد در این مقطع قابل مشاهده نیست. تارهای رو و زیر و نیز برخی از الیاف پرز قابل مشاهده است.

شکل ۱۳ مقطع چند تار از یک فرش ۷۰ رج را نشان می‌دهد. با دقت در این تصویر می‌توان حرکت نخ پود نازک را از یک تار به تار دیگر (در بخش‌هایی که وجود نخ خاب مانع دیدن آن نمی‌شود) مشاهده کرد.

شکل ۱۴ مقطع چند گره از یک فرش ۲۰ رج را نشان می‌دهد. همان‌گونه که در شکل ملاحظه می‌شود گره‌ها به صورت فارسی‌باف هستند و هر گره روی ۴ تار صورت گرفته است که در حقیقت نشان‌دهنده نوعی تقلب در بافت فرش است. خطوط موربی که در سمت چپ تصویر دیده می‌شوند ناشی از اثر قاب نگهدارنده فرش در فرآیند بازسازی تصویر هستند. (ر. ک. بخش ۵-۲-۸)

۸- نتیجه

همان‌گونه که ملاحظه شد تصاویر سی‌تی‌اسکن حاصل از اشعه X میکروفوکوس قادر هستند با دقت کوچک‌ترین ساختارهای ریزبافت‌ترین فرش‌های

دستباف را از یکدیگر تفکیک کنند و بنا به نیاز (با تنظیمات متناسب) حتی می‌توان به مطالعه در سطح الیاف این ساختارها پرداخت. این تصاویر از مقاطع منتخب فرش می‌تواند راهگشای تحقیقات بسیاری در مورد ساختارها، جزئیات، بررسی اصالت و کاربردهای فراوان دیگری باشد.

۹- قدردانی

این تحقیق تحت نظر آقای دکتر دانیل واوریک و با مساعدت آقای پروفسور استانیسلاو پاسپیشیل رئیس مؤسسه تحقیقاتی فیزیک کاربردی دانشگاه صنعتی چک-پراگ در این مؤسسه صورت گرفته است که بدین‌وسیله از همکاری این آقایان قدردانی می‌گردد.

- posites From X-ray Microtomography, Carbon.
8. McFarlane, N. J. B., Bull, C. R., Tillett, R. D., Speller, R. D. and Royle, G. J. (2001): "Time Constraints on Glass Detection in Food Materials Using Compton Scattered X-rays", J. agric. Engng. Res., No. 79 (4), 407-418.
 9. McFarlane, N. J. B., Speller, R. D., Bull, C. R. and Tillett, R. D. (2003): "Detection of Bone Fragments in Chicken Meat Using X-ray Backscatter", Biosystems Engineering, No. 85(2), 185-199.
 10. Meske, R. and Schnack, E. (2003) "Particular Adaptation of X-ray Diffraction to Fiber Reinforced Composites", Mechanics of Materials, No. 35, 19-34.
 11. Neuhausler, U. and Schneider, G. (2006): "Non-destructive High-resolution X-ray Imaging of ULSI Micro-electronics Using keV X-ray Microscopy in Zernike Phase Contrast", Microelectronic Engineering, No. 83, 1043-1046.
 12. Potter, A. R., Austin, J. C., Ormerod, R. M., Haycock, P. W., Heywood, B. R. and George, S. D. (2003): "X-ray Images of Defect Formation in Porcelain Ceramics During Drying", NDT&E International, No. 36, 77-83.
 13. Schilling, P. J., Karedla, B. R., Tatiparthi, A. K. and Verges, M. A. (2005): "X-ray Computed Microtomography of Internal Damage in Fiber Reinforced Polymer Matrix Composites", Composites Science and Technology, No. 65, 2071-2078.
 14. Sun, Y., Bai, P., Sun, H. and Zhou, P. (2005): "Real-time Automatic Detection of Weld Defects in Steel Pipe", NDT&E International, No. 38, 522-528.
 15. Thornton, J. (2004) "Enhanced Radiography for Aircraft Materials and Components", Engineering Failure Analysis, No. 11, 207-220.
 1. Badel, E., and Perre, P. (2001): "Using a Digital X-ray Imaging Device to Measure the Swelling Coefficients of a Group of Wood Cells", NDT&E International, No. 34, 345-353. Neethirajan, S., Karunakaran, C., Jayas, D. S. and White, N. D. G., (2006): "X-ray Computed Tomography Image Analysis to Explain the Airflow Resistance Differences in Grain Bulks", Biosystems Engineering, No. 94(4), 545-555.
 2. Jakubek, J., Granjaa, C., Dammer, J., Hanus, R., Holy, T., Pospisil, S., Tykva, R., Uher, J. and Vykydal, Z. (in press): Phase Contrast Enhanced High Resolution X-ray Imaging and Tomography of Soft Tissue, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research.
 3. Jakubek, J., Holy, T., Jakubek, M., Vavrik, D. and Vykydal, Z. (2006): "Experimental System for High Resolution X-ray Transmission Radiography", Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, No. 563, 278-281.
 4. Kak, A. C., and M. Slaney (1988): Principles of Computerized Tomographic Imaging, New York, NY, IEEE Press.
 5. Koyama, T., Takano, H., Tsusaka, Y. and Kagoshima, Y. (in press): Tomographic Quantitative Phase Measurement by Hard X-ray Micro-interferometer With 250 nm Spatial Resolution, Spectrochimica Acta Part B.
 6. Lashkia, V. (2001): "Defect Detection in X-ray Images Using Fuzzy Reasoning", Image and Vision Computing, No. 19, 261-269.
 7. Martin-Herrero, J. and Germain, Ch. (in press): Microstructure Reconstruction of Fibrous C/C Com-



