شرکت دانش بنیان صبا شیلد تولید کننده انواع شیلد های بدون نویز سی تی اسکن جهت حفاظت از اندامهای حساس به اشعه در حین تصویر برداری سی تی (کاهش 50٪ دوز چشم، تیروئید، پستان و تخمدان بدون ایجاد نویز در تصویر) و همچنین اولین تولید کننده انواع روپوش های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای در ایران

شامل انواع اپرون سربی یکطرفه، جلیقه دامن، روپوش دو طرفه، تیروئید بند و گناد بند

وبسایت: sabashield.com

تماس: 66577181-021

09108083206

فصل 6

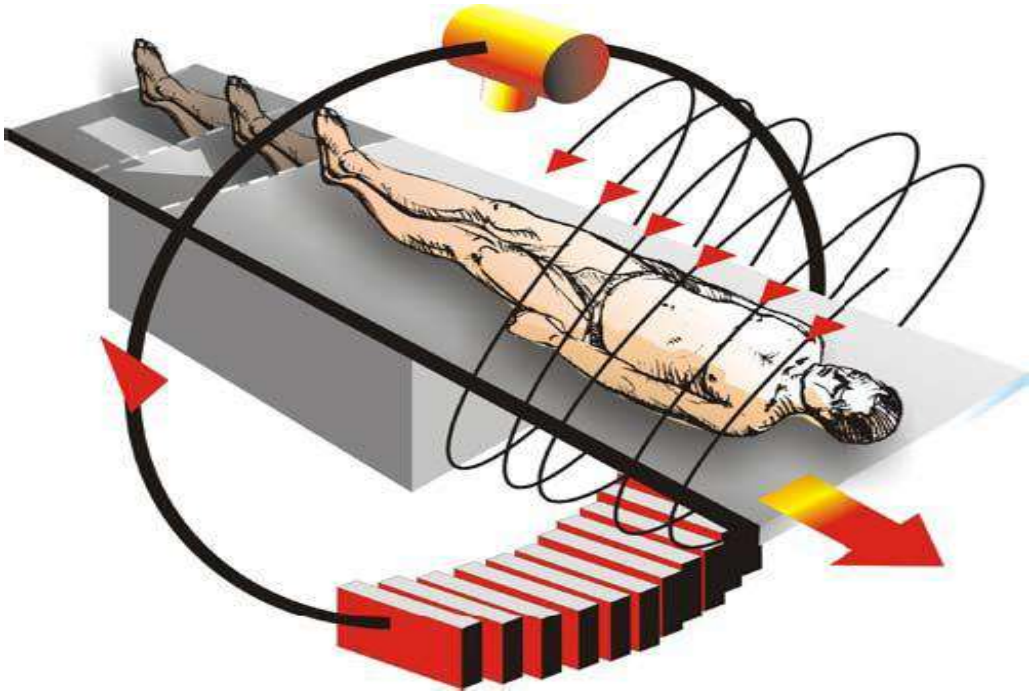
سی تی اسکن مارپیچی و مولتی اسلایس

6-1- مقدمه

اولین گام در جهت حرکت به سمت تصویر برداری حجمی با معرفی تصویر برداری مارپیچی برداشته شد. این روش تصویر برداری توسط ویلی کلندر در کنفرانس سالیانه RSNA[1] در سال 1989 مطرح شد. تصویر برداری مارپیچی در دهه اخیر به عنوان یک تکنولوژی استاندارد در بسیار از تصویر برداری ها مورد استفاده قرار گرفته است. با توجه به اینکه در تصویر برداری معمولی، توقف کوتاهی در روند تصویر برداری در فاصله بین دو اسلایس وجود دارد و این موضوع باعث افزایش زمان تصویر برداری می شود، برای حل این مشکل تصویر برداری مارپیچی معرفی شده است که با استفاده از آن تصویر برداری بطور پیوسته و متوالی از همه اسلایس های مورد نظر صورت می گیرد.

[1]RSNA: Radiological Society of North America

sabashield.com
شرکت دانش بنیان صبا شیلد



شکل 6-1. تصویر برداری مارپیچی (مارپیچی)

6-2- اسکنرهای مارپیچی[1]

اسکنر مارپیچی به لامپ اشعه ایکس که قابلیت چرخش پیوسته را داشته باشد، نیاز دارد. همچنین تحمل گرمایی لامپ بایستی بالا بوده و توانایی تابش برای مدت طولانی را داشته باشد. امروزه، با استفاده از تکنولوژیهای موجود، امکان تابش اشعه بطور پیوسته به مدتی بیش از 100 ثانیه امکان پذیر است. بر خلاف اسکنر های معمولی که تصویر برداری بصورت اسلایس به اسلایس انجام می شد، در این اسکنر بیمار بصورت یکنواخت و پیوسته از مقابل اشعه عبور کرده و تمام اسلایس ها تصویر برداری می گردد. اسم اسپیرال یا مارپیچی برای این نوع تصویر برداری مورد استفاده قرار می گیرد که این نامگذاری بدلیل نحوه و مسیر تابش اشعه به بدن بیمار صورت گرفته است (شکل 6-1). مسیر حرکت لامپ از دید بیمار اسپیرال شکل بوده و از دید

[1] Helical Scanners

یک مختصات مشخص، مسیر تابش مارپیچی می باشد. در کتاب بوشبرگ، استفاده از واژه اسپیرال[1] را ناصحیح معرفی کرده و اسم صحیح این نوع تصویر برداری را مارپیچی اعلام کرده است.

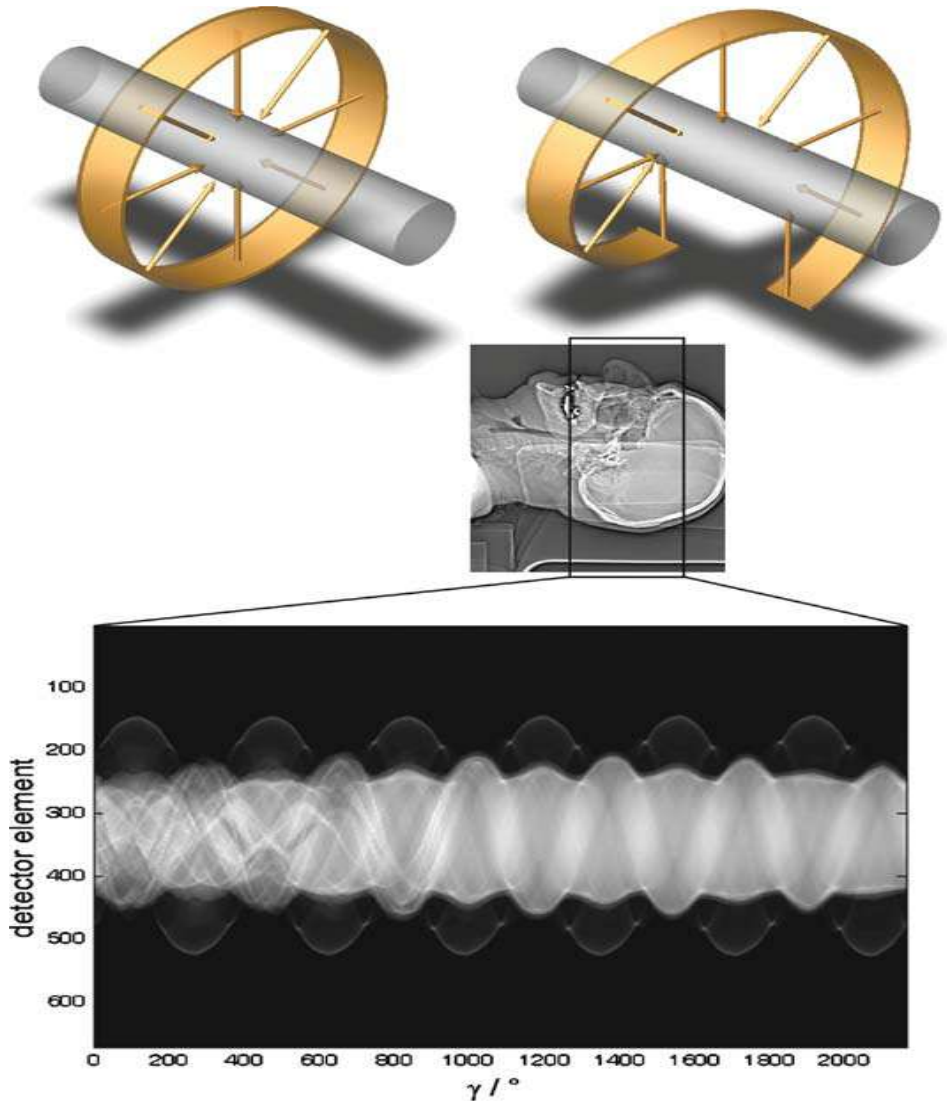
در اسکنرهای معمولی، لامپ توسط کابل ها به ژنراتور متصل بود و لذا بعد از یک دوران بدلیل محدودیت طول کابل، لامپ می بایست به نقطه شروع دوران برگشته تا دوران بعدی را انجام دهد. این مشکل، یک مساله و چالش جدی برای تصویر برداری پیوسته بود. برای حل این موضوع و جهت تامین انرژی لامپ برای تصویر برداری پیوسته، تکنولوژی شیار حلقه معرفی شد. همانطوری که در شکل 6-2 نشان داده شده است، در این تکنولوژی یک شیاری بر روی گانتری ایجاد شده است و جاروبکهایی به بخش متحرک متصل است. در حین چرخش، جاروبک[2] در شیار حلقه قرار گرفته و اتصال بین بخش های متحرک و ثابت را ایجاد می کند. با ظهور این تکنولوژی امکان تصویر برداری پیوسته از بدن میسر شده و تصویر برداری مارپیچی شکل گرفت.

شکل 6-2. تکنولوژی شیار حلقه

6-2- 1- مزایا و معایب اسکنرهای مارپیچی

[1] Spiral
[2] Brush

عمده ترین تفاوت تصویر برداری مارپیچی نسبت به تصویر برداری معمولی، نحوه جمع آوری داده ها می باشد. همانطوری که در شکل 6-3 نشان داده شده است، در اسکنر معمولی مسیر تابش بر بافت یک مسیر حلقوی بسته ای را طی می کند، در حالی که در اسکنرهای مارپیچی مسیر حرکت تابش بر روی بدن یک مسیر مارپیچی بوده و حلقه تابش بر بافت کامل نمی باشد. نمونه ای از سینوگرام بدست آمده از ناحیه سر در تصویر برداری مارپیچی در شکل 6-3 دیده می شود.

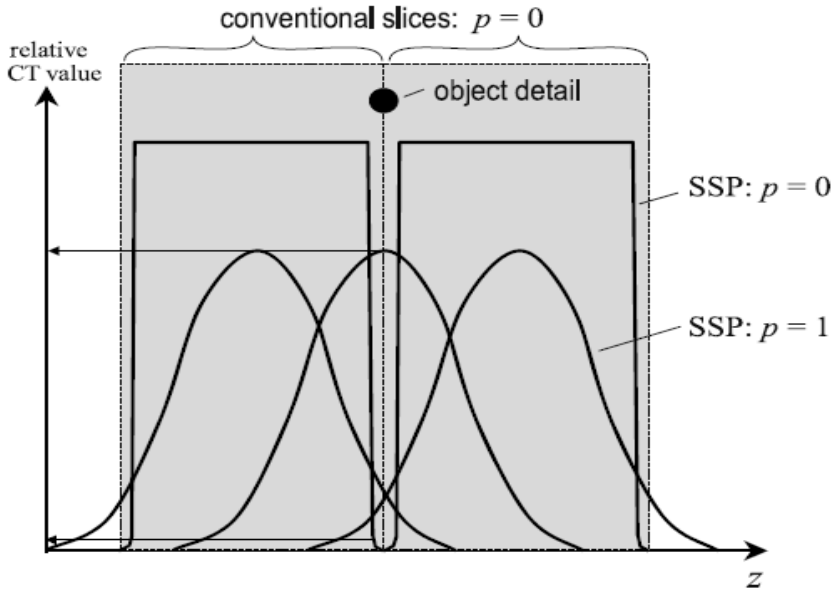


شکل 6-3. تصویر بالا سمت چپ مسیر تابش در اسکنر معمولی و تصویر بالا سمت راست مسیر تابش در اسکنر مارپیچی را نشان می دهد. تصویر پایین سینوگرام ناحیه سر بدست آمده از اسکنر مارپیچی می باشد.

حال سوالی که مطرح است اینکه کدام روش جمع آوری داده از نظر ثبت تصایر با کیفیت بالا و دقت تصویر برداری، برتری دارد؟ در اسکنر معمولی هر چند داده های بدست آمده از یک دوران کامل هستند اما فاصله بین برش ها تصویر برداری نشده و اطلاعات آنها گم می شوند. این موضوع باعث کاهش دقت تصویر برداری شده و حتی ممکن است اطلاعات حیاتی مهم از دست بروند. اهمیت تصویر برداری مارپیچی در تصویر برداری از اجزا کوچک بیشتر مشخص می شود (شکل 6-4).

اگر در تصویر برداری کانونشنال، جز کوچکی در بین دو برش قرار گیرد، اطلاعات مربوط به آن گم شده و یا بین دو برش تقسیم می شود. در بهترین حالت، اگر فرض شود که پروفایل حساسی اسکنر بصورت مستطیلی در نظر گرفته شود باز مشکل مذکور حل نخواهد شد. لذا این جز کوچک ممکن است در تصویر نهایی دیده نشود. اما در اسکنر مارپیچی با توجه به حرکت تخت بیمار، پروفایل حساسیت پهن تر و صاف تر از پروفایل حساسیت کانونشنال می باشد. هر چند دامنه پروفایل های حساسیت مارپیچی کمتر از کانونشنال است، اما گستردگی و صافتر بودن آنها امکان گم شدن اطلاعات مربوط به اجزا کوچک را از بین می برد. با افزایش پیچ تصویر برداری گستردگی و صافی پروفایل حساسیت تصویر برداری مارپیچی بیشتر می شود. از طرفی، در تصویر برداری مارپیچی می توان جزئیات بافت ها را دقیقا در وسط پروفایل حساسیت قرار داد. این موضوع با محاسبه تصویر اسلایس در هر نقطه ای در طول محور z قابل دسترسی می باشد.

DO NOT COPY



شکل 6-4. اهمیت تصویر برداری مارپیچی با توجه به تصویر برداری اجزا ریز بافت ها. جز کوچکی که بین دو برش در تصویر برداری کانونشنال قرار دارد ممکن است مورد تصویر برداری قرار نگرفته و گم شود. اما با توجه به گستردگی و صاف تر بودن پروفایل حساسیت اسکنر مارپیچی این مشکل مرتفع می گردد.

یکی دیگر از عیب های مهم این روش تصویر برداری، وجود و ظهور آرتی فکت های با الگوی شبه-پله ای می باشند. دلیل این موضوع وجود بافت هایی با مرزهای تند در داخل یک اسلایس بوده و هنگامی که دو بافت مجاور در داخل یک اسلایس قرار بگیرند میزان تضعیف ناشی از هر دو بافت در اندازه گیری اعمال شده و مقدار تضعیف اندازه گیری شده معدل و میانگین ضریب تضعیف دو بافت مجاور خواهد بود، که این خطا باعث بروز آرتی فکت های مذکور می گردد. نمونه ای از این آرتی فکت درشکل 6-5 نشان داده شده است، کاملا مشهود است که این مشکل در تصاویر مارپیچی کاملا مرتفع شده است.

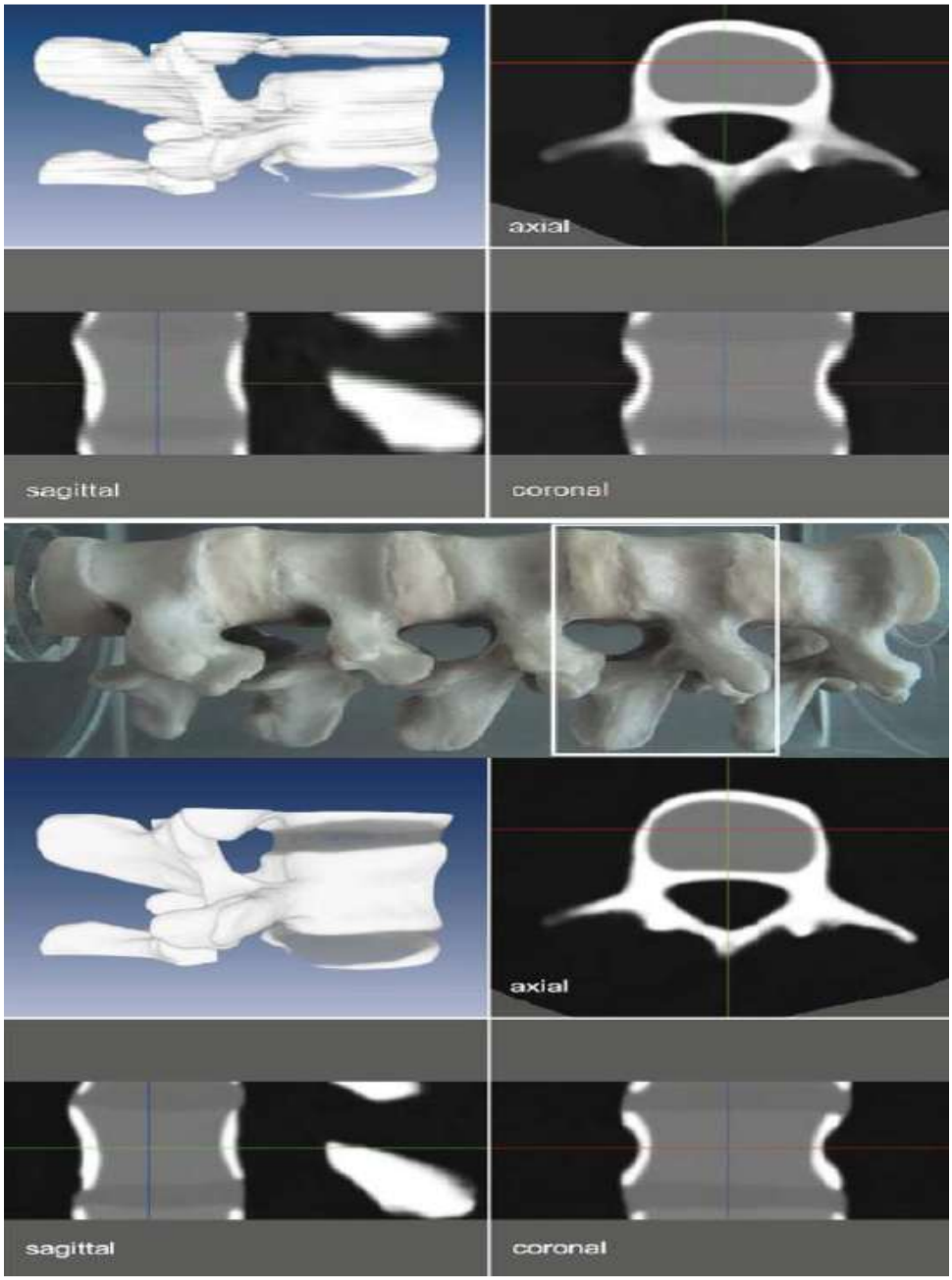
از مزایای دیگر تصویر برداری مارپیچی، همانطوری که قبلا اشاره شد، افزایش سرعت تصویر برداری، افزایش حجم تصویر برداری، حذف توقف های بین برشی و همچنین کاهش آرتی فکت های حرکتی بدلیل کاهش زمان تصویر برداری را می توان نام برد. همچنین در این نسل، امکان بازسازی تصویر برشی از هر نقطه ای در طول محور z مقدور می باشد.

بدلیل سرعت بالای تصویر برداری، مواد کنتراست زای تزریق شونده به داخل رگها نیز بصورت بهتری در این نسل قابل استفاده بوده و موجب ایجاد کنتراست بهتر و یا کاهش حجم ماده مورد نیاز می گردد. با استفاده از این نسل امکان سی تی آنژیوگرافی، CTA[1] وجود دارد در حالی که چنین توانمندی در اسکنرهای کانونشنال میسر نیست

ایرادات اسکنر مارپیچی بیشتر مربوط به نسل های ابتدایی این نوع تصویر برداری بوده و در حال حاضر اکثر این مشکلات حل شده است. به عنوان مثال بدلیل عدم تحمل گرمایی مناسب در لامپ های اسکنرهای ابتدایی، دز تصویر برداری کاهش داده شده و لذا نویز افزایش می یافت. در حال حاضر با طراحی و ساخت لامپ های توان بالا این مشکلات حل شده است. همچنین با توجه به تصویر برداری حجمی و نیاز به بازسازی تعداد بیشتری تصویر ممکن است زمان بازسازی تصاویر طولانی شده و به عنوان یک مشکل مطرح شود. این مشکل در اوایل وجود داشت اما با پیشرفت روشهای بازسازی امکان بازسازی تصاویر در کسری از ثانیه مقدور بوده و لیکن مشکل مذکور نیز مرتفع شده است.

در تصویر برداری مارپیچی در صورتی که مواد کنتراست به کار برده می شود کاهش زمان تصویر برداری ممکن است باعث ایجاد آرتی فکت های جدید شود. تکنیک اشتباه در حین بکارگیری مواد کنتراست زا ممکن است منجر به عدم تشخیص و یا تشخیص اشتباه گردد.

[1] CT Angiography



شکل 6-5. تصویر گرفته شده از فانتوم ورتبرال (ردیف پنجم) با اسکنر کانونشنال (دو ردیف بالا) و مارپیچی (دو ردیف پایین) با ضخامت برش 1.5 mm. تصاویر بازسازی شده سه بعدی و تصاویر آکزیال، ساژیتال و کرونال از این فانتوم برای هر دو اسکنر نشان داده شده است. وجود آرتی فکت های شبه-پله ای در تصاویر کانونشنال کاملا مشهود است، که این مشکل در تصاویر مارپیچی مرتفع شده است.

6-2-2- میانیابی و بازسازی تصویر در اسکنرهای مارپیچی

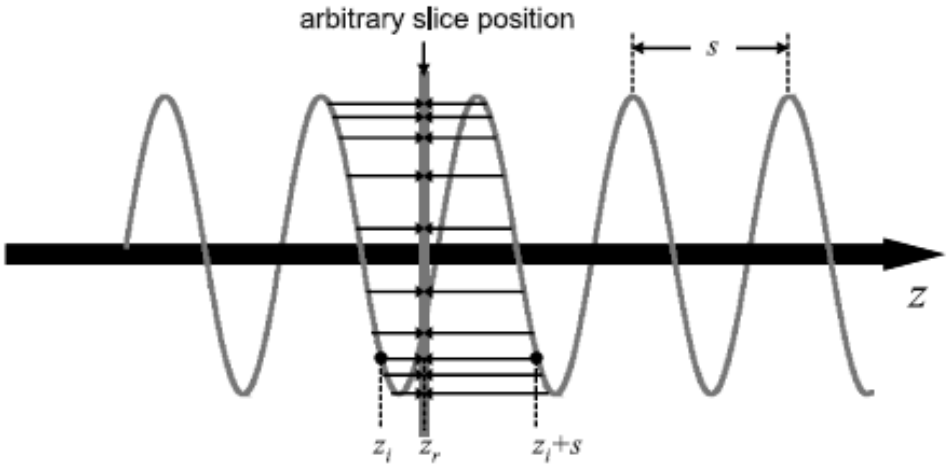
در مقایسه تصویر برداری مارپیچی و کانونشنال، هر چند کاهش زمان تصویر برداری به عنوان دلیل اصلی طراحی و ارائه اسکنر مارپیچی به نظر می رسد، اما افزایش کیفیت و دقت تصویر برداری در اسکنرهای مارپیچی دارای اهمیت بیشتری می باشد.

با مقایسه الگوی تصویر برداری کانونشنال و مارپیچی (شکل 6-6) مشخص است که در اسکنر معمولی هیچ داده ای از بافت بین دو برش اندازه گیری نمی شود، اما در اسکنر مارپیچی هر نقطه از بافت در امتداد محور z حداقل یکبار تحت تابش قرار می گیرد. علاوه بر این نکته، با اعمال یک سری فرایندهای میانیابی تا حدود زیادی از گم شدن اطلاعات در تصویر برداری مارپیچی ممانعت شده و تصاویری با دقت و کیفیت بالا قابل حاصل می باشد.

شکل 6-6. الگوی تصویر برداری کانونشنال (سمت چپ) و مارپیچی (سمت راست)

در تصویر برداری مارپیچی همانطوری که مشاهده شد مسیر تابش، حلقه کاملی نبوده و اطلاعات مربوط به یک اسلایس کامل نیست. برای تولید تصویر یک اسلایس، اطلاعات مورد نیاز از تابش های قبل و بعد میانیابی می شود. یک نمونه از عمل میانیابی خطی در شکل 6-7 نشان داده شده است. مطابق شکل ، فرض کنید تصویر یک اسلایس اختیاری از بافت هدف در موقعیت z_r را می خواهیم بازسازی کنیم. اسلایس مورد نظر جهت بازسازی بر روی صفحه ای عمود بر محور z در نظر گرفته می شود. پروجکشن های انجام شده از زوایای مختلف در مسیر مارپیچی قرار داشته و فقط در یک زاویه،θ_r بر صفحه برش منطبق بوده و در بقیه زوایا پروجکشن ها

خارج از صفحه برش قرار می گیرند. در یک چرخش کامل لامپ، پروجکشن ابتدا و انتها بـر خـلاف اسـکنرهای معمولی بر روی هم منطبق نبوده و بدلیل حرکت بیمار در حین تابش پرتو، پروجکشن های متفاوتی هستند. لذا در صورتی که پروجکشن های بدست آمده در یک دوران 360 درجه لامپ، بـه طـور مسـتقیم بـرای بازسـازی تصویر استفاده شوند، آرتی فکت های حرکتی در تصویر بازسازی شده ظاهر خواهد شـد. از ایـن رو، پروجکشـن هایی که خارج از صفحه برش اندازه گیری می شوند، $P_\theta(\vartheta)$ نمی توانند بطور مستقیم در بازسازی تصویر مـورد استفاده قرار گیرند. به طور خلاصه، جهت بازسازی تصویردر تصویر برداری مارپیچی در حقیقت یک پروجکشـن صحیح در دست بوده و بقیه پروجکشن های بطور مستقیم قابل استفاده نبوده و بایستی از نزدیکترین پروجکشن واقعی انجام شده تخمین زده شوند.



شکل 6-7. عمل میانیابی خطی 360LI

میانیابی خطی[1]، ساده ترین روش میانیابی می باشد. اگر فرض کنیم فاصله طی شده در یک دوران لامپ، s باشد آنگاه داریم:

$$\theta_i = \frac{z_i}{s} 360$$

در حقیقت میانیابی، حاصل جمع پروجکشن های همسایه چپ $P_{\theta_i}(\vartheta)$ و همسایه راست $P_{\theta_i+360}(\vartheta)$ می باشد که هر کدام دارای یک ضریب معلومی متناسب با فاصله شان از صفحه برش می باشند:

[1] Linear Interpolation (LI)

$$P_{\theta_r}(\vartheta) = (1-\alpha)P_{\theta_i}(\vartheta) + \alpha P_{\theta_i + 360}(\vartheta)$$

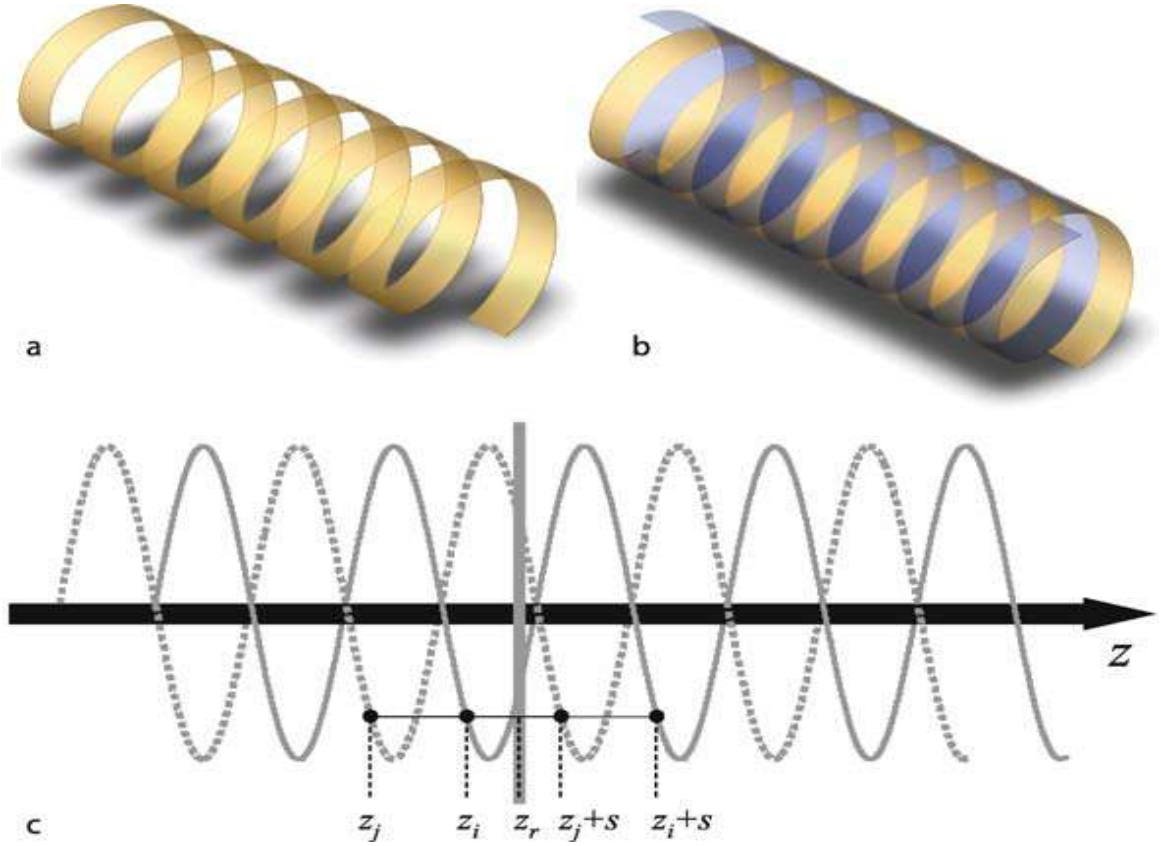
که

$$\alpha = \frac{z_r - z_i}{s}$$

این روش میانیابی با نام 360LI معروف است که در آن LI به معنای میانیابی خطی می باشد. برای میانیابی یک اسلایس با روش 360LI حداقل به 720 چرخش لامپ و جمع آوری داده خام نیاز می باشد.

از طرفی دیگر، افزایش دقت و کیفیت تصویر برداری بدون افزایش دز، در فرایند تصویر برداری مطلوب می باشد. برای رسیدن به این هدف در تصویر برداری مارپیچی، می توان از این مفهوم بهره برد که با عکس شدن جهت تابش تغییری در میزان تضعیف ایجاد نشده و اطلاعات بدست آمده از پرتو تغییری نمی کند. به همین دلیل است که در تصویر برداری با تابش بیم موازی، 180 درجه چرخش لامپ اطراف بیمار جهت بازسازی تصویری کامل، کافی می باشد. لذا می توان گفت وقتی پروجکشن $P_{\theta_i}(\vartheta)$ موجود است، پس پروجکشن $P_{\theta_i + 180}(\vartheta)$ را نیز داریم. با این ایده، یک مسیر مارپیچی کمکی بدست می آید که نسبت به مارپیچ اصلی 180 درجه شیفت یافته است. این موضوع در شکل 6-8 نشان داده شده است.

DO NOT COPY



شکل 6-8. a) مارپیچ اصلی با پیچ 2، b) مارپیچ کمکی بدست آمده از ایده تغییر ناپذیری اطلاعات بدست آمده از پرتو با عکس شدن جهت آن c) میانیابی 180LI با کمک مارپیچ اصلی و کمکی

مارپیچ کمکی در تابش های بیم موازی به سادگی بدست می آید، هرچند این نوع تابش در عمل استفاده نشده و از تابش بیم پنکه ای استفاده می شود. بدست آوردن مارپیچ کمکی در تابش بیم پنکه ای به سادگی تابش بیم موازی نبوده و نیاز به یک سری محاسبات و تخمین دارد. چگونگی تولید مارپیچ کمکی در تابش بیم پنکه ای در این کتاب مورد بحث قرار نگرفته و علاقمندان می توانند جهت مطالعات بیشتر به منابع دیگر مراجعه کنند.

مزیت استفاده از مارپیچ کمکی کاملا واضح است، زیر عمل میانیابی بدون افزایش دز بیمار با کمک نقاط بسیار نزدیک به هم قابل انجام می باشد. این موضوع باعث می شود که دقت میانیابی بیشتر شده و خطای محاسبات کاهش پیدا کند که به نوبه خود باعث افزایش کیفیت تصویر نهایی خواهد شد. شکل 6-8،c نشان می دهد که برای تخمین پروجکشن در نقطه z_r ، نزدیکترین نقاط داده موجود z_i و z_{j+s} هستند. با مقایسه این نقاط با نقاط

موجود در شکل 6-7 اهمیت استفاده از مارپیچ کمکی آشکار خواهد بود. این روش میانیابی تحت عنوان 180LI یا به میانیابی خطی 180 درجه معروف است. برای میانیابی یک اسلایس با روش 180LI و با کمک بیم پنکه ای حداقل به $2(180 + \varphi)$چرخش لامپ و جمع آوری داده خام نیاز می باشد که در آن φ زاویه بیم پنکه ای می باشد. البته در این روش از میانیابی می توان با کمک نقاط z_j و z_{i+s} میانیابی با درجات بالا را انجام داد که البته پرداختن به این مبحث از حوصله این کتاب خارج بوده و بدان پرداخته نمی شود.

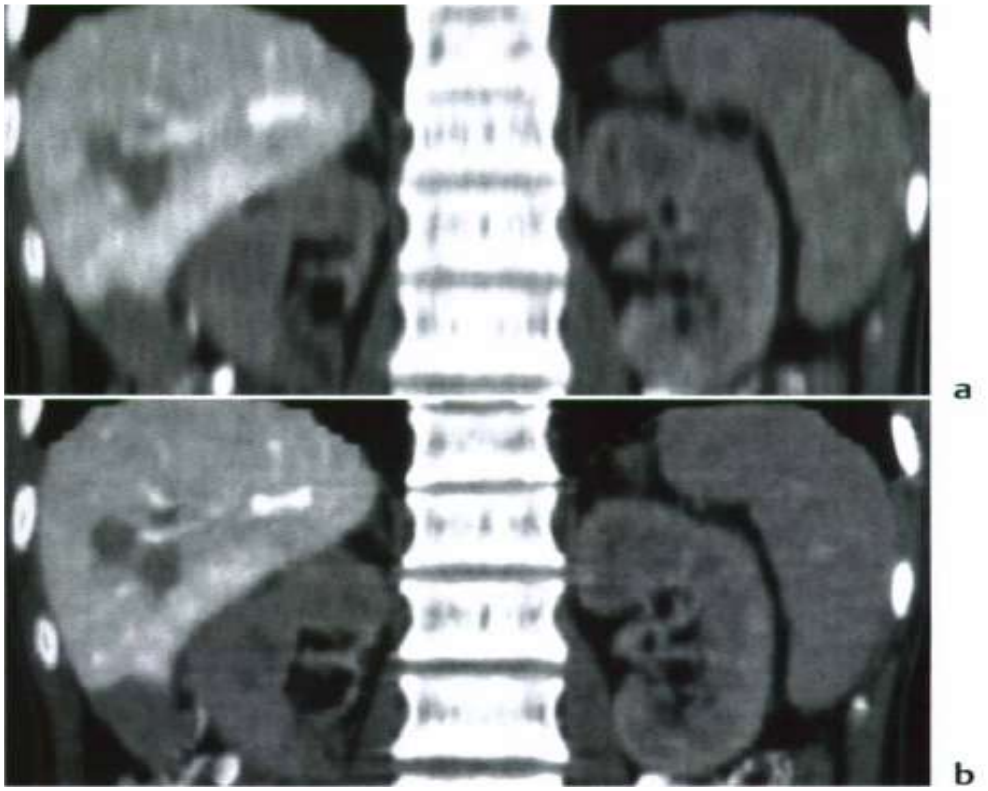
میانیابی 180LI نسبت به روش 369LI تصاویری با رزولوشن بالا ایجاد خواهد کرد، در مقابل نویز این تصاویر بیشتر می باشد. این موضوع در شکل 6-9 نشان داده شده است.

6-2-3- پروفایل حساسیت سطح (SSP)[1]:

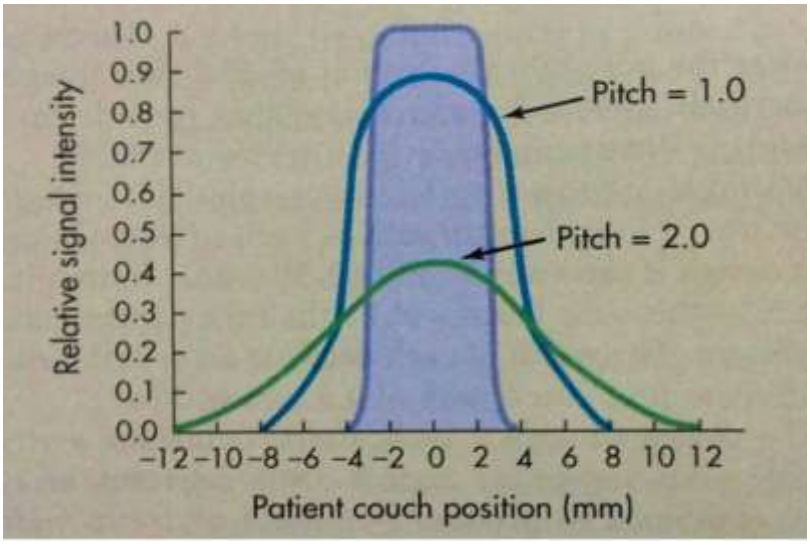
پروفایل حساسیت سطح یا پروفایل برش اسکنرهای مارپیچی با اسکنرهای کانونشنال کمی متفاوت می باشد. البته این تفاوت تاثیر مهمی در کیفیت تصویر ایجاد می کند. در اسکنرهای مارپیچی، پروفایل حساسیت تحت عنوان ضخامت موثر برش یا ضخامت برش گفته می شود. در این اسکنرها، ضخامت برش علاوه بر کولیماتور و آشکارساز به پیچ تصویر برداری و نوع میانیابی نیز وابسته است. با افزایش پیچ تصویر برداری منحنی پروفایل گسترده تر و صاف تر شده و شدت نسبی آن کاهش پیدا می کند (شکل 6-10).

[1] Slice Sensitivity Profile

DO NOT COPY



شکل 6-9. تاثیر میانیابی بر کیفیت تصویر. a) میانیابی 360LI، b) میانیابی 180LI. تصاویر با ضخامت برش 3 میلی متر و حرکت میز 6 میلی متر و گامهای بازسازی 2 میلی متر ایجاد شده اند.



شکل6-10. با افزایش پیچ، پروفایل حساسیت سطح پهن تر می شود.

در پیچ 1 پروفایل حساسیت اسکنر مارپیچی 10٪ پهن تر از پروفایل کانونشنال می باشد. این در صد با انتخاب پیچ 2 به 40٪ افزایش می یابد. با افزایش پیچ به علت پهن شدن پروفایل حساسیت سطح، رزولوشن محور Z کاسته می شود. از طرف دیگر، این افزایش پیچ دارای کاربرد مفید هم بوده و بدلیل گستردگی و صاف تر شدن پروفایل حساسیت، آرتی فکت های شبه-پله ای تا حد زیادی کاهش پیدا می کنند. با توجه به اینکه آرتی فکت های مذکور، همانطور که در ابتدای این فصل نیز بحث شد، یک چالش جدی در اسکنرهای کانونشنال بوده و از طرفی دیگر رزولوشن نیز پارامتر مهمی در کیفیت تصویر می باشد، لذا بایستی یک حالت بهینه بین این دو مساله در نظر گرفته شود. این بهینه سازی مهارتی است که بایستی تکنسین تصویر برداری داشته باشد و با تعریف پیچ مناسب، تصویری با کیفیت بالا تهیه کند. در مواردی که رزولوشن اهمیت بالایی دارد بایستی پیچ کمتری انتخاب شده و در مواردی که آرتی فکت های شبه-پله ای مزاحمت ایجاد می کنند می توان پیچ بالاتری را انتخاب کرد. بدیهی است که انتخاب پیچ بر میزان دز بیمار و زمان تصویر برداری نیز تاثیر مستقیم خواهد داشت. البته انتخاب پیچ محدودیت داشته و معمولا عددی بین 1 تا 2 انتخاب می شود.

نوع میانیابی نیز در ضخامت برش اسکنرهای مارپیچی تاثیر دارد. در صورتی که روش میانیابی 180LI استفاده شود ضخامت برش بدست آمده از FWHM، با ضخامت برش انتخاب شده با کولیماتور برابر خواهد بود. در صورتی که روش میانیابی 360LI استفاده شود ضخامت برش بدست آمده از FWHM، 28٪ از ضخامت برش انتخاب شده با کولیماتور پهن تر خواهد بود.

در نتیجه، منحنی پروفایل در روش 360LI، 28٪ پهن تر از روش 180LI بوده و از این رو رزولوشن تصاویر در روش 360LI نسبت به روش دوم کمتر خواهد بود. در مقابل نویز تصاویر در روش 360LI، 29٪ کمتر از نویز تصاویر بدست آمده از روش 180LI می باشد.

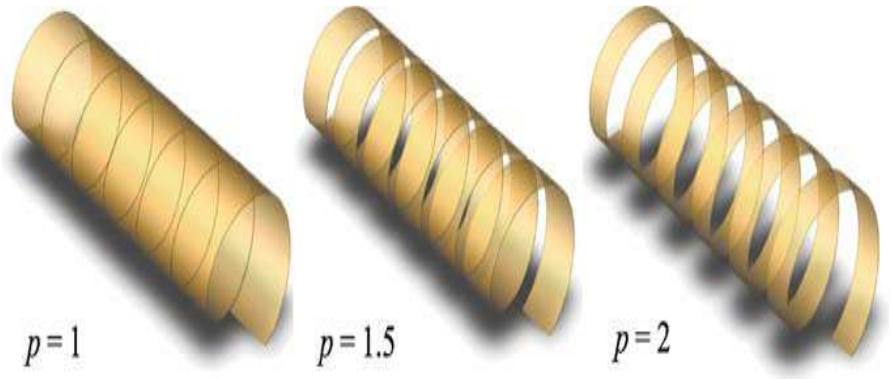
6-2-4- پروتکل های تصویر برداری

پارامترهای پروتکل تصویر برداری مارپیچی در برخی موارد نسبت به تصویر برداری کانونشنال متفاوت می باشد. برخلاف تصویر برداری کانونشنال، حرکت تخت بیمار در حین چرخش لامپ از موارد مهمی است که بایستی مد

نظر قرار گیرد. نسبت مسافت طی شده توسط تخت بیمار به پهنای کولیماتور تحت عنوان پیچ[1] (پیچ کولیماتور) تصویر برداری شناخته می شود.

$$\text{Pitch} = \frac{s}{d}, \qquad s = v_t \times T_{rot}$$

که در آن s مسافت طی شده در طول یک چرخش کامل لامپ، از حاصلضرب سرعت حرکت تخت بیمار، v_t در مدت زمان چرخش، T_{rot} بدست می آید. d پهنای شکاف کولیماتور می باشد که توسط کولیماتور مشخص می شود. تصویر برداری با پیچ های مختلف توسط اسکنر تک اسلایسه در شکل 6-11 نشان داده شده است.
تصویر برداری با پیچ 1 مشابه تصویر برداری کانونشنال می باشد، افزایش پیچ تصویر برداری از 1، باعث کاهش دز بیمار شده و سرعت تصویر برداری را افزایش می دهد. در برخی موارد تصویر برداری با پیچ کمتر از 1 نیز انجام می شود. این نوع تصویر برداری باعث افزایش دز بیمار و زمان تصویر برداری شده و در مقابل تصاویری با دقت بالا تولید خواهد شد. این نوع قابلیت های تصویر برداری که در اسکنرهای مارپیچی موجود می باشد به تکنسین آزادی عمل بیشتری می دهد تا بر حسب ناحیه هدف و دقت و کیفیتی که مورد نیاز می باشد پیچ های مختلفی برای تصویر برداری انتخاب کند.



شکل 6-11. تصویر برداری با پیچ های مختلف

1- Pitch

با تغییر مقدار پیچ، حجم بافت تصویر برداری شده تغییر می کند، این تغییرات طبق رابطه زیر قابل محاسبه می باشد:

$$\text{حجم بافت به تصویر کشیده شده} = \frac{\text{پهنای کولیماتور}(\text{پهنای دسته پرتو}) \times \text{pitch} \times \text{زمان تصویربرداری}}{\text{زمان چرخش گانتری}}$$

به عنوان مثال، اگر شکاف کولیماتور یا پهنای دسته پرتو 5 mm، pitch برابر با 1.6:1 ،زمان تصویربرداری 20 ثانیه و زمان چرخش گانتری 2 ثانیه باشد؛ حجم بافت به تصویر کشیده شده برابر خواد بود با:

$$\text{Tissue imaged} = \frac{5\text{mm} \times 1.6 \times 20\text{s}}{2\text{s}} = 80\text{mm} = 8\text{cm}$$

برای روشن شدن اثر پیچ بر زمان و حجم تصویر برداری، میزان حجم تصویر برداری شده در پیچ های مختلف در جدول 6-1 نشان داده شده است. مشاهده می شود که با افزایش پیچ از 1 به 2 میزان حجم تصویر برداری شده را از 60 به 120 سانتی متر افزایش می دهد.

جدول 6-1. میزان حجم بافت به تصویر کشیده شده در پیچ های مختلف و زمان اسکن 0.5 ثانیه

Beam width(mm)	10	10	10
Scan time(s)	30	30	30
Gantry rotation time(s)	0.5	0.5	0.5
Pitch	1.0:1	1.5:1	2.0:1
Tissue imaged(cm)	60	90	120

6-2-5- پارامترهای قابل انتخاب توسط تکنسین تصویر برداری

در اکثر اسکنرها مارپیچی پارامترهای قابل انتخاب توسط اپراتور عبارتند از: ضخامت تابش SC[1]، جابجایی تخت در طول یک دوران لامپ TF[1] و گامهای بازسازی RI[2] می باشند. در برخی از اسکنرها به جای TF از پارامتر پیچ بهره گرفته می شود.

[1]Section Collimation(SC)

هر چند پارامترهای دیگری نیز در تصویر برداری مورد نیاز می باشد اما ضخامت تابش و جابجایی تخت در طول یک دوران مهمترین پارامترهای جمع آوری داده و گامهای بازسازی مهمترین پارامتر بازسازی می باشند. ضخامت تابش رزولوشن مکانی در طول محور z را مشخص می کند. ضخامت تابش در فواصل مساوی از 1 تا 10 قابل انتخاب می باشد. مقدار پیچ مستقل از ضخامت تابش قابل انتخاب است. در انتخاب پیچ بایستی در نظر داشت که انتخاب پیچ کمتر از 1 باعث همپوشانی برش های متوالی تصویر برداری شده و دز بیمار را افزایش می دهد. این همپوشانی شاید در بازسازی تصاویر 3 بعدی بتواند کارایی داشته باشد اما در اکثر موارد افزایش کیفیت جزیی تصویر نمی تواند افزایش دز بیمار را توجیه کرده و به عبارتی دیگر پیچ های کمتر از 1 کاربرد بسیار محدودی دارند. تنها مورد استثنا، اسکنرهای دارای آرایه آشکارساز دوتایی می باشد که در این اسکنرها بدلیل استفاده از الگوریتم فیلترینگ در محور z امکان بهره گیری از دز اضافی برای افزایش کیفیت تصویر مقدور است.

اگر پیچ بیشتر از 2 استفاده شود تعداد نمونه برداریها از بافت کمتر از حد مجاز بوده و تصویر دچار آرتی فکت خواهد شد. تنها مورد مجاز برای استفاده از پیچ بالای 2، در مواردی است که سرعت و حجم تصویر برداری به کیفیت تصویر ارجحیت داشته باشد. اما به طور معمول در اکثر موارد پیچ کمتر از 2 مورد استفاده قرار می گیرد. تنها مورد استثا در مواردی است که ضخامت تابش برابر 1 یا کمتر از آن انتخاب شود. در چنین حالتی بدلیل گستردگی پروفایل حساسیت تابش، انتخاب پیچ 3 آرتی فکت قابل توجهی را ایجاد نمی کند. در اکثر شرایط کلینیکی مقدار بهینه پیچ عددی بین 1.5 تا 2 می باشد.

بایستی در نظر داشت که در اسکنر مارپیچی، ضخامت تابش یا همان پهنای کولیماسیون با ضخامت برش متفاوت می باشد. ضخامت برش مقدار پهنای پروفایل حساسیت در نیم ارتفاع یا همان FWHM می باشد. ضخامت تابش را در برخی منابع تحت عنوان ضخامت نامی برش و مقدار FWHM پروفایل حساسیت را تحت عنوان ضخامت موثر برش معرفی می کنند.

با تغییر پیچ تصویر برداری ضخامت برش تغییر می کند، در حالی که ضخامت تابش مستقل از پیچ تصویر برداری است. با افزایش پیچ تصویر برداری ضخامت برش افزایش و با کاهش آن کاهش می یابد. علاوه بر پیچ

[1] Table Feed (TF)
[2] Reconstruction Interval (RI)

تصویر برداری، نوع میانیابی نیز در تغییر ضخامت برش تاثیر دارد. در پیچ 1، میانیابی با روش 180LI ضخامت برش را تغییر نداده در حالی که میانیابی 360LI ضخامت برش را تا حدودی افزایش می دهد. افزایش پیچ تصویر برداری در میانیابی 180LI باعث افزایش ضخامت برش خواهد شد. جدول 6-2 میزان و نحوه تاثیر پیچ تصویر برداری و نوع میانیابی در ضخامت برش را نشان می دهد.

انتخاب RI یا گامهای بازسازی پارامتر مهم دیگری می باشد که مستقل از پیچ و ضخامت تابش بوده و تاثیر مهمی در کیفیت و دقت تصاویر بازسازی شده دارد. برای تشخیص توده های کوچک بسیار حیاتی است که برش های انتخاب شده جهت بازسازی 30٪ هم پوشانی داشته باشند. برای بازسازی تصاویر 3 بعدی با کیفیت مناسب، برش های متوالی حداقل بایستی 50٪ هم پوشانی داشته باشند، به بیان دیگر گامهای بازسازی بایستی نصف ضخامت برش انتخاب شوند. همانطوری که می دانید یکی از مزیت های اصلی تصویر برداری مارپیچی این

جدول 6-2. اثر پیچ تصویر برداری و نوع میانیابی بر ضخامت برش FWHM

پارامترهای تصویر برداری			**ضخامت برش (FWHM)**	
SC(mm)	TF(mm)	Pitch	180^0 LI(mm)	360^0 LI(mm)
3	6	2	3.9	6.9
4	6	1.5	4.6	7.2
5	6	1.2	5.3	7.5
6	6	1	6	7.8

است که امکان بازسازی تصویر در هر نقطه ای از محور z امکانپذیر است. بازسازی بدون هم پوشانی باعث عدم استفاده از این مزیت مهم تصویر برداری مارپیچی شده و ممکن است توده های مهمی در بین برش ها گم شوند. تصویر برداری مارپیچی با گامهای بازسازی کوچک تعداد زیادی تصویر تولید می کند. به عنوان مثال تصویر برداری با زمان چرخش 1ثانیه، گامهای حرکت تخت 8 mm ، زمان کل اسکن 30 s و گامهای بازسازی 2 mm تعداد 120 تصویر ایجاد خواهد کرد. این همه تصویر با روشهای قدیمی به راحتی قابل ارزیابی و تفسیر نخواهد بود. این همه تصویر قابل چاپ بر روی فیلم نمی باشد. یک راه حل این است که هر 2 الی 4 تصویر بر روی یک فیلم چاپ شود. همچنین می توان چند ضخامت برش را با هم ترکیب کرده و تصاویری با ضخامت های برش بالاتر را تولید کرد. این عمل مشابه روشی است که در اسکنرهای چند-اسلایسه صورت می گیرد. این روش

باعث کاهش نویز شده و در تصاویری که با دز پایین و یا ضخامت تابش های نازک گرفته شده، می تواند مفید باشد.

اگر همه تصاویر بازسازی شده چاپ نشوند، همه تصاویر بایستی بر روی مانیتور در یک نمایش سریالی مشاهده و ارزیابی شوند[1]. در این روش همه تصاویر پشت سر هم و با سرعت مشخصی مشابه فیلم از روی مانیتور عبور می کنند. جهت و سرعت حرکت تصاویر توسط ماوس قابل کنترل می باشد.

6-3- سی تی اسکن مولتی اسلایس

پیشرفته ترین نسل سی تی اسکن در حال حاضر، اسکنرهای مولتی اسلایس می باشند که با عناوین دیگری مثل سی تی اسکن حجمی یا سی تی اسکن مولتی آشکارساز نیز شناخته می شود. این نسل از اسکنر سی تی دارای عملکرد بالاتری نسبت به نسل های قبلی بوده و می تواند برای کاهش زمان تصویر برداری و افزایش حجم ناحیه تصویر برداری استفاده شود.

اسکنرهای دو اسلایسه در سال 1990 معرفی شدند و در سال 1998 اسکنرهای 4 اسلایسه عرضه شدند. درحال حاضر اسکنرهایی با 256 و حتی 512 اسلایس موجود هستند. عملکرد بالای این اسکنرها نه تنها به دلیل افزایش تعداد ردیف آشکارسازها بوده بلکه زمان چرخش کامل لامپ نیز در این اسکنرها به کمتر از 0/5ثانیه کاهش داده شده است. از این رو عملکرد یک اسکنر 4 اسلایسه با زمان اسکن 0/5 ثانیه، 8 برابر بیشتر از عملکرد اسکنر تک اسلایسه معمولی با زمان اسکن 1 ثانیه می باشد.

اسکنرهای مولتی اسلایس معمولا از الگوی مارپیچی در تصویر برداری استفاده می کنند، اما در موارد محدودی مثل HRCT در تصویر برداری از قفسه سینه از الگویی مشابه اسکنرهای معمولی (کانونشنال) نیز بهره گرفته می شود.

6-3-1- مزایا و معایب اسکنرهای مولتی اسلایس

1- Cine mode display

عملکرد سی تی اسکن های مولتی اسلایس 4 تا 20 برابر بیشتر از عملکرد اسکنرهای مارپیچی معمولی می باشد. این عملکرد بالا می تواند منجر به کاهش زمان تصویر برداری، افزایش ناحیه تصویر برداری و کاهش ضخامت برش ها گردد. کاهش چشمگیر زمان تصویر برداری می تواند از بروز اختلالات حرکتی به ویژه در کودکان و بیماران دارای شرایط بحرانی در حین تصویر برداری جلوگیری کند. همچنین این کاهش زمان، حجم تزریق مواد کنتراست زا را بطور قابل توجهی کاهش می دهد. افزایش ناحیه تصویر برداری دارای اهمیت ویژه ای در سی تی آنژیوگرافی می باشد. با این توانمندی، امکان آنژیوگرافی از رگهای بلند مثل رگهای پا و آئورت با رزولوشن بالا میسر می باشد.

تصویر برداری با برش های نازک و حتی تصویر برداری ایزوتروپیک در سی تی های مولتی اسلایس میسر می باشد. رزولوشن تصاویر ایزوتوپیک در تمام جهات برابر می باشند. همچنین تصاویر اسکنرهای مولتی اسلایس در تمام صفحات تقریبا ایزوتروپیک بوده و رزولوشنی مساوی و حتی در مواردی بیشتر از ام.آر.آی را دارا می باشند.

گرفتن تصاویر ایزوتروپیک و با ضخامت برش های نازک حجم تصاویر بازسازی شده را بصورت فزاینده ای افزایش می دهد. به عنوان مثال، یک تصویر از قفسه سینه و شکم بطول 60 سانتی متر با کولیماسیون 1×4 می تواند در 50 ثانیه انجام شود که با توجه به میزان همپوشانی تصاویر بازسازی شده تعداد 500 الی 800 تصویر تولید خواهد کرد. آنژیوگرافی از آئورت و رگهای مربوطه می تواند تا 1000 تصویر را ایجاد کند. این مساله می تواند به عنوان یک عیب برای اسکنرهای مولتی اسلایس مطرح شود.

تنها راه اجتناب از این مشکل، تصویر برداری با کولیماسیون بالا می باشد. هر چند این مساله ممکن است باعث عدم استفاده از مزایای مهم تصویر برداری مولتی اسلایس شود. پروتکل های تصویر برداری مولتی اسلایس حالت ارتقا یافته پروتکل تصویر برداری مارپیچی با کمی کولیماسیون ضخیم تر می باشد. با بهینه سازی و ارتقا پروتکل های تصویر برداری مولتی اسلایس می توان از مزایای این تکنولوژی بهره بیشتری برد.

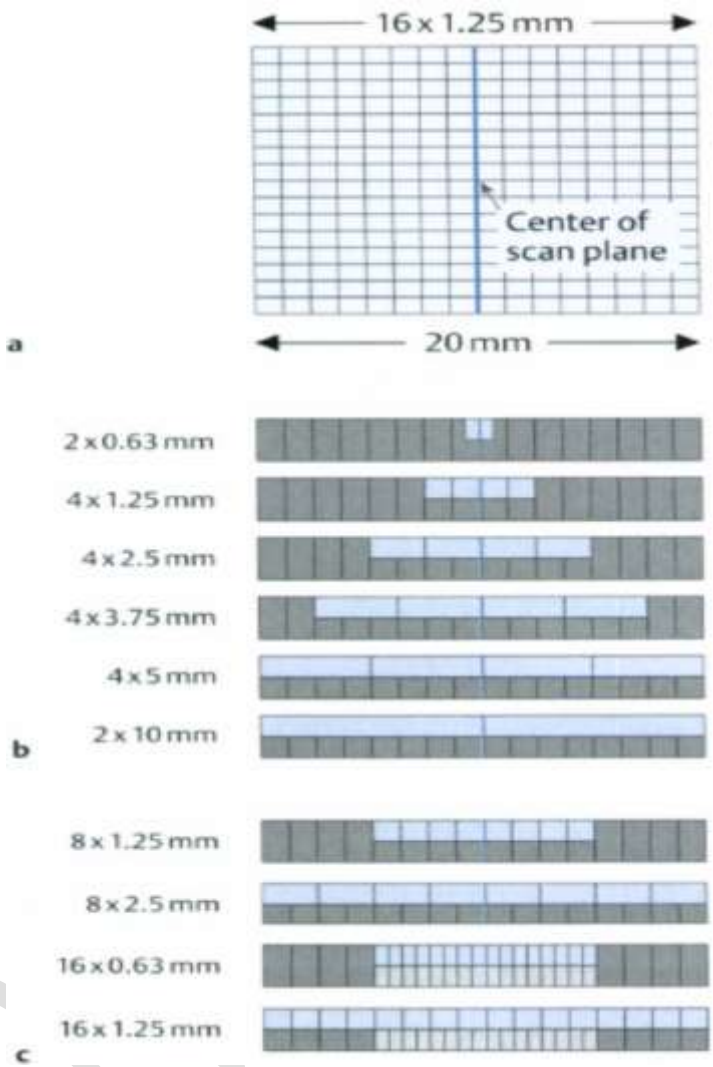
کاهش پهنای کولیماسیون (ضخامت تابش) باعث افزایش نویز تصاویر خواهد شد. لذا در صورت نیاز به کولیماسیون باریک تر، برای جلوگیری از افزایش نویز، بایستی دز تصویر برداری افزایش داده شود. جز در این مورد خاص، در بقیه موارد دز تصویر برداری مولتی اسلایس کمتر از دز اسکنر کانونشنال می باشد.

6-3-2- انواع آشکارسازهای سی تی اسکن مولتی اسلایس

اسکنرهای مولتی اسلایس توانایی تصویر برداری هم زمان از حداقل 4 برش متوالی را دارا می باشند. ردیف های مستقلی از آشکارسازها در کنار هم قرار دارند. در حین تصویر برداری، ردیف های جداگانه آشکارسازها و یا ترکیبی از آنها برای جمع آوری داده ها استفاده می شود، که این نحوه انتخاب تعداد ردیف آشکارسازها و ترکیب آنها توسط میزان کولیماسیون اشعه مشخص می شود.

6-3-2-1- آشکارسازهای ماتریسی

آشکارسازهای ماتریسی دارای چندین ردیف از آشکارسازها با ابعاد مساوی هستند. به عنوان مثال، شرکت جنرال الکتریک از آشکارسازهای ماتریسی که دارای 16 ردیف آشکارساز با پهنای 1/25 میلی متر می باشند، در اسکنرهای مولتی اسلایس بهره گرفته است.



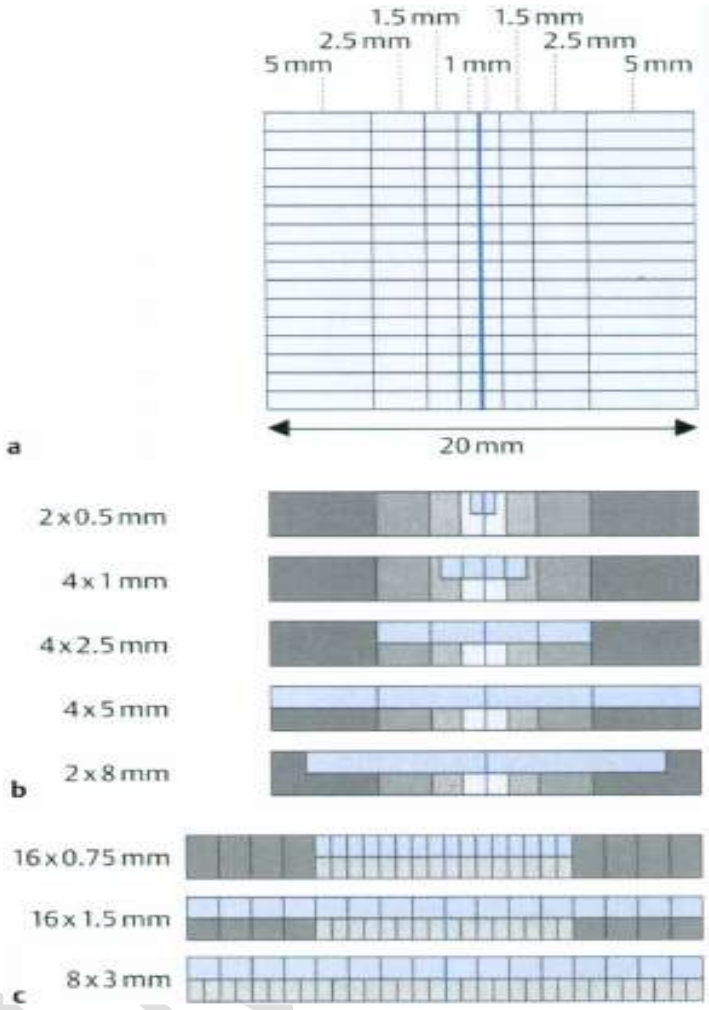
شکل 6-12. آرایه آشکارساز ماتریسی 16- اسلایسه با پهنای آشکارسازی 1/25 میلی متر. چگونگی تصویر برداری با ضخامت برش های متنوع با استفاده از این آرایه آشکارساز ماتریسی

همانطوری که در شکل 6-12 نشان داده شده است، هر چند حداقل پهنای آشکارسازها 1/25 میلی متر می باشد، اما با انتخاب کولیماسیون باریک تر می توان برش هایی با ضخامت 0/63 میلی متر نیز تصویر برداری کرد. برای این منظور کل پهنای آشکارسازها مورد استفاده قرار نگرفته بلکه بخشی از آن تحت تابش اشعه قرار می گیرد. برای تصویر برداری همزمان از 4 برش با ضخامت 1/25 میلی متر کافیست پهنای کولیماتور را به

اندازه 5 میلی متر باز کرده و داده های بدست آمده از هر ردیف آشکارسازی را بصورت مستقل ثبت و ذخیره کرد. برای انجام تصویر برداری با ضخامت برش های 2/5 میلی متری، لازم است ردیف های دوتایی از آشکارسازها با هم ترکیب شده و اندازه کولیماسیون نیز 10 میلی متر در نظر گرفته شود. می توان با انتخاب کولیماسیون 1/25×8، از 8 تا برش با ضخامت 1/25 میلی متری تصویر تهیه کرد. به طور مشابه می توان برش های متنوعی با ضخامت های مختلف را با ترکیب آشکارسازها و انتخاب کولیماسیون مناسب تصویر برداری کرد.

6-3-2-2- آشکارسازهای آرایه تطبیقی

دراین نوع از آشکارسازها، اندازه همه آشکارسازها یکسان نبوده بلکه با دور شدن از مرکز آرایه و برش، پهنای آشکارسازها زیاد می شود. دلیل استفاده از این طراحی به این صورت می باشد که در زمان تصویر برداری، فوتونهای رسیده به آشکارسازهای محیطی کمی مایل بوده و بصورت عمودی بر سطح آشکارساز نمی رسند. بدلیل این مایل بودن مسیر حرکت فوتونها، احتمال برخورد آنها به سپتاهای بین آشکارسازها و متوقف شدن آنها بیشتر از فوتونهای رسیده به آشکارسازهای مرکزی می باشد. این مساله باعث کاهش کارایی هندسی آشکارسازهای محیطی نسبت به آشکارسازهای مرکزی درون آرایه خواهد شد. حذف سپتاها و یا کاهش تعداد آنها به عنوان یک راه حل برای این مساله می تواند استفاده شود. با کاهش تعداد سپتاها با دور شدن از مرکز آرایه، پهنای آشکارسازهای محیطی افزایش می یابد. شرکت های فیلیپس و زیمنس از این تکنولوژی در ساخت اسکنرهای خود بهره گرفته اند. یک نمونه از این نوع آشکارسازها و چگونگی انتخاب انواع کولیماسیون ها با کمک آن در شکل 6-13 نشان داده شده است. این آرایه دارای آشکارسازهایی با پهنای 1، 1/5، 2/5، و 5 می باشد که با کمک این ساختار می توان برشهایی با کولیماسیون های متنوع و مختلف مثل 0/5×2، 1×4، یا 2/5×4 انتخاب کرد. بیشترین کولیماسیون قابل انتخاب محدود به کل پهنای آشکارسازها، 20 میلی متر می باشد. تعداد کولیماسیون های قابل انتخاب در این نوع آشکارسازها محدود بوده و هر ضخامت برشی قابل تصویر برداری نمی باشد. برای تغییر تعداد برش ها و ضخامت آنها ممکن است نیاز به تغییر ساختار آشکارسازها داشته باشد. به عنوان مثال برای ایجاد کولیماسیونهایی با 16 برش، بایستی ساختار آشکارسازهای مثال قبلی مطابق شکل 6-13 c تغییر داده شود. در چنین حالتی امکان انتخاب کولیماسیون های مثل 1/5×16 مقدور خواهد بود.

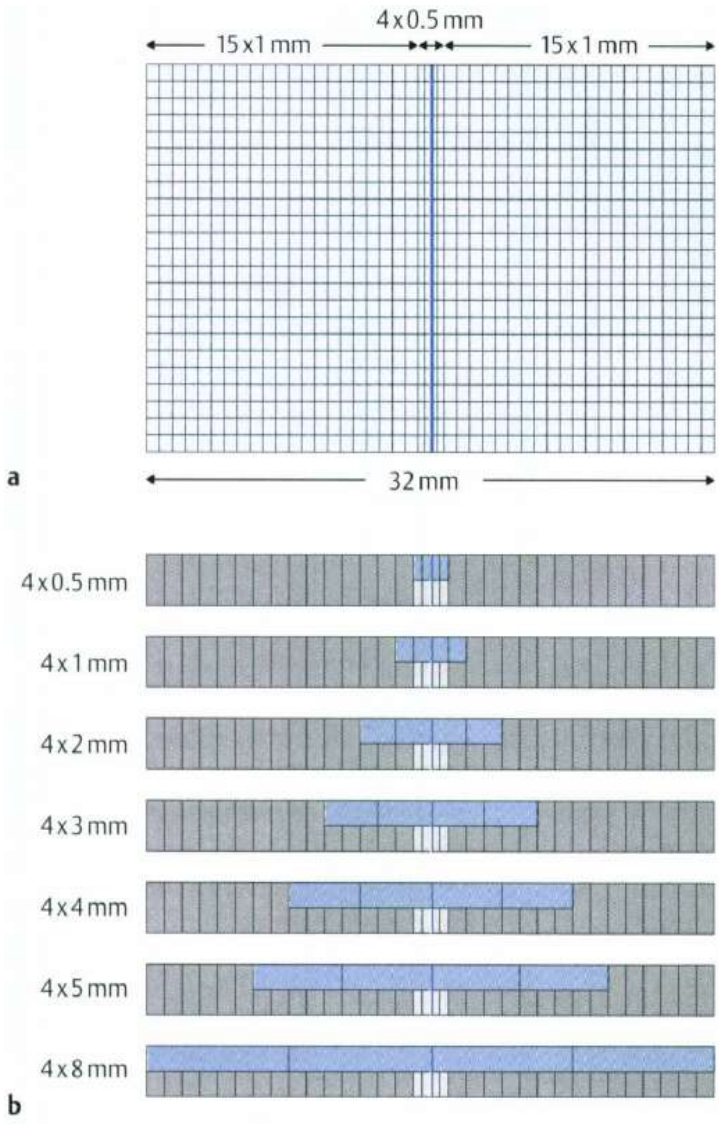


شکل 6-13. آرایه آشکارساز تطبیقی. در این آرایه پهنای آشکارساز در مرکز کم بوده و با دور شدن از مرکز افزایش می یابد. با کمک این ساختار، می توان برش هایی با ضخامت های 0/5، 1، 2/5، 5، و 8 انتخاب کرد.

6-3-2-3- آشکارسازهای هیبریدی

آشکارسازهای هیبریدی مشابه آشکارسازهای ماتریسی هستند با این تفاوت که ردیف های داخلی آشکارسازها، دارای پهنای باریکتری نسبت به آشکارسازهای بیرونی هستند. یک نمونه از این نوع آشکارسازهای هیبریدی در شکل 6-14 نشان داده شده است. این ایده در اسکنرهای توشیبا مورد استفاده قرار گرفت. پهنای کل این آشکارسازها 32 میلی متر بوده و امکان تصویر برداری با کولیماسیون های 4×0/5 تا 4×8 وجود دارد. امکان

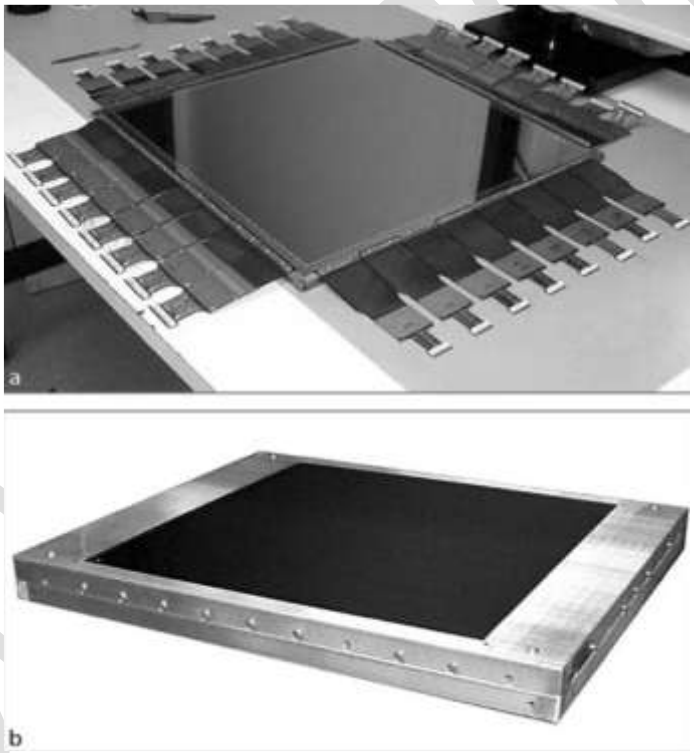
تصویر برداری با کولیماسیون های 16×0/5 تا 16×2 نیز در این نوع آشکارساز مقدور می باشد البته بـرای ایـن منظور تعداد ردیف ها با پهنای 0/5 میلی متر می بایست به 8 ردیف افزایش داده شود.



شکل 6-14. یک نمونه آشکارساز هیبریدی با پهنای کل 32 میلی متر.امکان تصویر برداری با کولیماسیون های مختلف با استفاده از آشکارسازهای هیبریدی در شکل b نشان داده شده است.

6-3-3- اسکنرهای تابش مخروطی

نسل آینده اسکنرهای مولتی اسلایس از تعداد بسیار زیادی از ردیف آشکارسازها مثل 256، 512 و 1024 اسلایس بهره خواهند گرفت. در حال حاضر تعداد محدودی از این اسکنرها طراحی و ساخته شده است. اما بدلیل مشکلات متعدد هنوز بصورت گسترده کاربرد کلینیکی پیدا نکرده اند. این اسکنرها از آشکارسازهای صفحه-صاف (شکل 6-15) برای جمع آوری داده بهره می گیرند و چند ثانیه جهت چرخش کامل تیوب و جمع آوری داده های مورد نیاز ضروری است. این اسکنرها اغلب برای تصویر برداری هایی که کنتراست بالایی وجود دارد، مثل آنژیوگرافی با تزریق مواد کنتراست زا، استفاده می شوند.



شکل 6-15. آشکارسازهای صفحه-صاف با ابعاد 41×41 سانتی متر و رزولوشن 2048×2048 پیکسل. ردیف بالا: صفحه آشکارساز با کابل های اتصالی جهت انتقال داده ها، ردیف پایین: صفحه آماده شده جهت استفاده در اسکنرها

مشکلات اصلی این نوع اسکنرها عبارتند از:

1- حجم بالایی از تشعشعات پراکنده در این اسکنرها وجود دارد که مانعی هم جهت جلوگیری آنها از برخورد با آشکارسازها وجود ندارد. این تشعشعات پراکنده رزولوشن کنتراست پایین را به شدت تخریب کرده و تا زمانی که روش مناسبی جهت کاهش اثر این تشعشعات پراکنده ابداع نشود، امکان استفاده کلینیکی گسترده از این اسکنرها مقدور نخواهد بود. در اسکنر های مولتی اسلایس پهنای کولیماتور بصورت محدودی باز شده و از طرفی دیگر وجود سپتا ها در بین آشکارسازها تا حد زیادی از برخورد تشعشعات پراکنده با آشکارسازها جلوگیری می کند. اما امکان استفاده از سپتاها در اسکنرهای تابش مخروطی وجود نداشته و از طرفی پهنای کولیماتور بطور قابل توجهی باز شده طوری که تابش به شکل مخروطی به آشکارسازها می تابد.

2- حجم بالایی از داده در آشکارسازها تولید می شود. جهت انتقال این حجم داده ها به کامپیوتر به خط انتقال با پهنای باند گسترده و سرعت بالا نیاز می باشد که در حال حاضر چنین خط انتقالی موجود نمی باشد.

با افزایش تعداد اسلایس ها امکان تصویر برداری با رزولوشن بسیار بالایی وجود دارد. از طرفی دیگر با افزایش رزولوشن ابعاد پیکسل ها کوچکتر خواهد شد. این کاهش اندازه پیکسل ها باعث افزایش شدید نویز خواهد شد. میزان نویز با توان چهارم نسبت کاهش اندازه پیکسل افزایش می یابد. به عنوان مثال اگر اندازه پیکسل ها نصف شود میزان نویز 16 بر ابر شده و اگر اندازه پیکسل 10 بار کوچکتر شود میزان نویز 10000 بار بزرگتر خواهد شد. واضح است با افزایش رزولوشن در اسکنرهای مخروطی، می بایست روش های بسیار قوی جهت کاهش نویز طراحی کرد.

به دلیل مشکلات مذکور، ممکن است سالها طول بکشد تا اسکنرهای تابش مخروطی بطور گسترده در کاربردهای کلینیکی مورد استفاده قرار گیرند.

6-3-4- میانیابی و بازسازی تصویر در اسکنرهای مولتی اسلایس

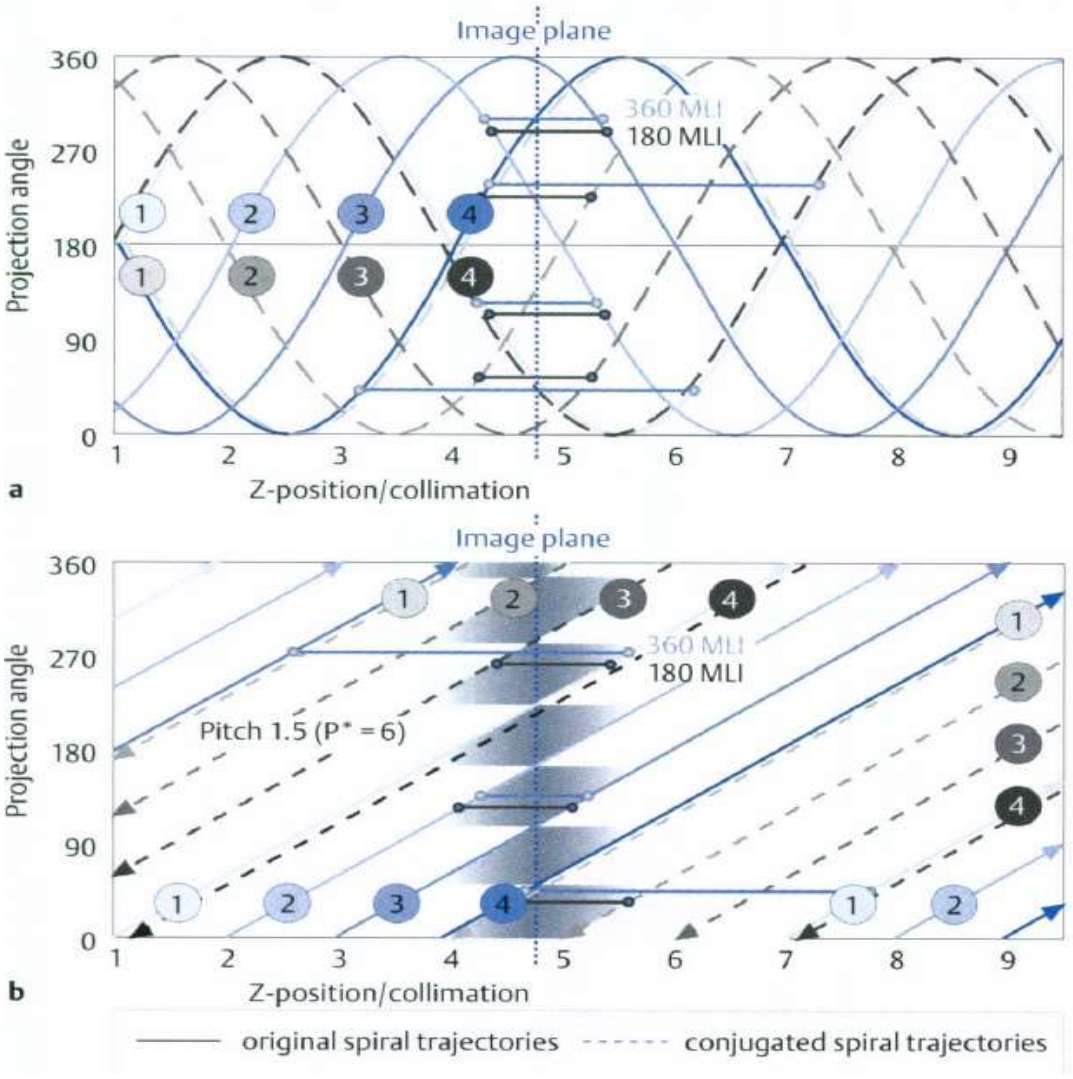
6-3-4-1- میانیابی خطی

روش میانیابی در اسکنرهای مولتی اسلایس مشابه مباحث مربوط به میانیابی در اسکنرهای مارپیچی می باشد. به بیان دیگر در اسکنرهای مولتی اسلایس نیز از روشهای میانیابی 180LI و 360LI بهره گرفته خواهد شد، با این تفاوت که در اسکنرهای مارپیچی در یک چرخش کامل لامپ، داده های مربوط به حداقل 4 برش متوالی

جمع آوری می شود. روشهای میانیابی مذکور در مورد اسکنرهای مولتی اسلایس با عناوین 180MLI[1] و 360MLI معروف هستند. هر دو روش برای بازسازی تصویر، میانگین نزدیکترین پروجکشن های قبلی و بعدی را در نظر می گیرند (در روش 360MLI فقط پروجکشن های واقعی مورد استفاده قرار گرفته اما در روش 180MLI پروجکشن های واقعی و مجازی هر دو استفاده می شوند). بحث مربوط به تداخل و همپوشانی داده های جمع آوری شده از ردیف آشکارسازهای متوالی، فرایند میانیابی را در اسکنرهای مولتی اسلایس پیچیده می کند. به عنوان مثال، در اسکنر 4-اسلایسه داده های بدست آمده از آشکارسازهای ردیف 1، با توجه به مقدار پیچ ممکن است با داده های ردیف های بعدی همپوشانی داشته باشد. داده های آشکارسازهای ردیف 1در پیچ های 1، 2، و 3 با داده های بدست آمده از آشکارسازهای به ترتیب ردیف 2، 3 و 4 همپوشانی خواهند داشت. با افزایش پیچ تصویر برداری هر چند پروجکشن های واقعی در این اسکنر همپوشانی نخواهند داشت در مقابل پروجکشن های واقعی و مجازی ممکن است با یکدیگر تداخل پیدا کنند. در پیچ 4 داده های مجازی آشکارساز های ردیف 1 با داده های واقعی ردیف 2 همپوشانی داشته و همینطور در پیچ های 5 و 6 داده های مجازی ردیف 1 با داده های واقعی ردیف های 3 و 4 به ترتیب تداخل پیدا خواهند کرد. نمونه ای از بازسازی 360MLI و 180MLI در داده های بدست آمده از اسکنر 4-اسلایسه با پیچ 6 در تصویر 6-16 نشان داده شده است. این همپوشانی، عملا کارایی میانیابی های مذکور را کاهش داده و برای جلوگیری از این مساله بایستی پروجکشن هایی برای میانیابی انتخاب شوند که حداقل به اندازه یک پهنای کولیماسیون از هم فاصله داشته باشند. در صورت اعمال این نکته در میانیابی، ضخامت برش ها افزایش یافته و از طرفی این افزایش تابع پیچ و میزان همپوشانی داده های اندازه گیری شده خواهد بود. وابستگی ضخامت برش به میزان پیچ چندان خوشایند شرکت های سازنده این تجهیزات نبوده و لذا شرکت های فیلیپس و زیمنس روش های جدیدی جهت میانیابی ابداع کرده اند که مستقل از پیچ تصویر برداری می باشند. شرکت های توشیبا و جنرال الکتریک پیچ های تصویر برداری بهینه ای را محاسبه کرده اند تا از مشکل همپوشانی بالای پروجکشن ها جلوگیری کرده و بازده روش های میانیابی خطی موجود را بالا نگه دارند.

[1] MLI(Multi slice Linear Algorithm)

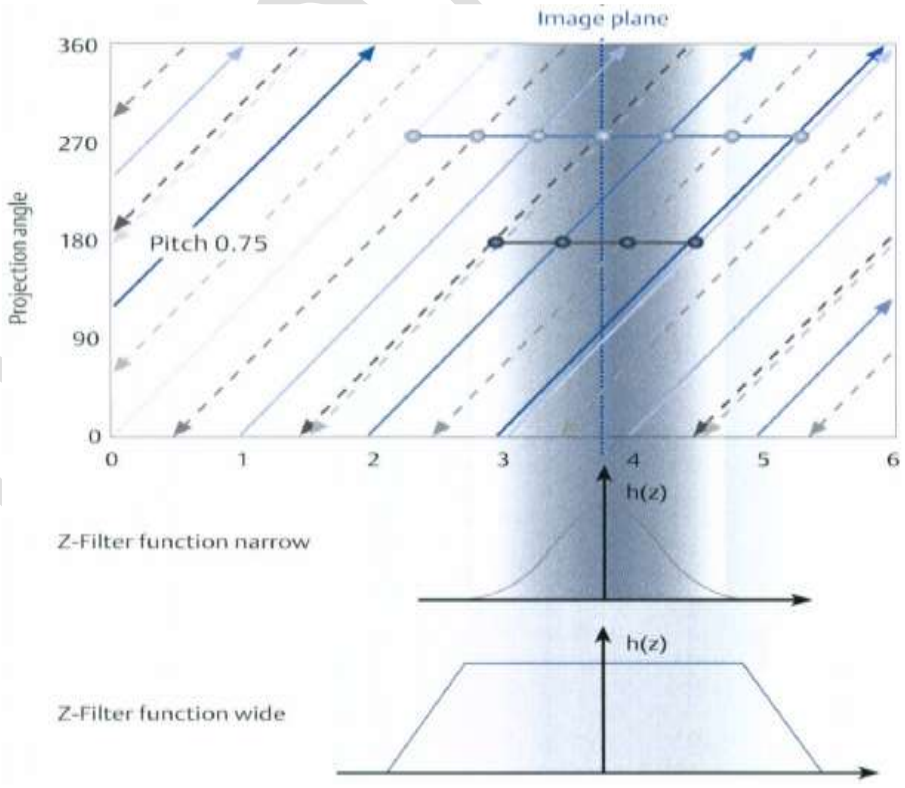
همپوشانی در اسکنرهایی که از تابش پنکه ای استفاده می کنند منجر به تولید داده های زاید شده و از این رو کارایی روشهای میانیابی را کاهش می دهد. اما در صورتی که تابش مخروطی استفاده شود، همپوشانی ها داده های جمع آوری شده، به جز در مرکز اسکنر، بطور کامل زاید نبوده و می تواند اطلاعات جدید و مفیدی را تولید کند. این نکته در بازسازی تصاویر در صورتی که تابش مخروطی در تصویر برداری استفاده شود، می تواند جهت میانیابی با بازده بالا مورد استفاده قرار گیرد.



شکل 6-16. میانیابی 360MLI و 180MLI برای داده های بدست آمده از اسکنر 4-اسلایسه با پیچ آشکارساز 6. داده های مجازی آشکارساز 1 با داده های واقعی آشکارساز 4 همپوشانی دارد.

6-3-4-2- میانیابی با استفاده از فیلتر z

در این روش برای محاسبه پروجکشن های مورد نیاز در روی صفحه برش مورد نظر، مقادیر هر پروجکشن با میانیابی از چندین پروجکشن مجاور محاسبه می شود. به عبارت دیگر، جهت میانیابی نه تنها از داده های دو پروجکشن مجاور استفاده شده، بلکه از داده های پروجکشن های دورتر نیز برای میانیابی بهره گرفته می شود. برای انجام محاسبات داد های پروجکشن های مورد نظر با توجه به فاصله شان از محل میانیابی ضرایب وزنی مختلفی گرفته طوری که پروجکشن های نزدیکتر داری وزن های بیشتری نسبت به پروجکشن های دورتر خواهند بود. فیلتر z با کنترل پهنای پروفایل حساسیت، ضخامت برش را کنترل می کند. با انتخاب فیلتر پهن تر می توان ضخامت برش را افزایش داد، هر چند کاهش ضخامت برش باعث افزایش نویز تصویر خواهد شد (شکل 6-17).



شکل 6-17. فیلتر z باریک و پهن و چگونگی تاثیر آن در انتخاب ضخامت برش

6-3-4-3- میانیابی تابش مخروطی

در میانیابی با فیلتر z هنوز فرض بر موازی بودن تابش بوده و از خطای ناشی از تابش پنکه ای چشم پوشی می شود. اما در صورتی که تعداد اسلایس های اسکنر از 4 تا به 8، 16 و یا بالاتر افزایش یابد، دیگر فرض تابش موازی در میانیابی درست نبوده و خطای قابل توجهی ایجاد کرده و قابل صرفنظر کردن نخواهد بود. در چنین مواردی بصورت اجباری بایستی اثر تابش مخروطی در نظر گرفته شده و میانیابی بصورت دقیق تری برای این نوع تابش انجام بگیرد.

6-4- اسکنرهای مولتی اسلایس با آشکارساز پهن محدوده[1]

توسعه در زمینهٔ اسکنر مارپیچی در اوایل سال ۱۹۸۰، یک روش کاربردی برای بدست آوردن داده های سه بعدی حجمی از بدن انسان را معرفی کرد. آزمون اولیه برای استفاده از این روش در تصویربرداری قلبی در اوایل سال ۱۹۹۰ ارائه شد. با زمان چرخش ۱ s و ضخامت برش ۲ mm ، برای تصویربرداری از کل قلب در زمان s ۳۰ به کار برده شد. به دلیل ضعف در رزولوشن مکانی، آنژیوگرافی کرونری سه بعدی غیرتهاجمی پدیدار شد.

کمتر از یک دهه می باشد که تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس از ۴ به ۶۴ آشکارساز ارتقا پیدا کرده است و پوشش در محور طولی، محور Z، بهبود پیدا کرده است. پیشرفت هایی در رزولوشن مکانی و تمپورال این امکان را فراهم کرده که سی تی مولتی اسلایس برای تصویربرداری قلبی غیرتهاجمی مورد استفاده قرار گیرد و امکان یک بررسی دقیق و قابل تکرار را از شریان های کرونری در گروه های مختلف بیماران ایجاد کند. علاوه براین، این پیشرفت های فنی تصویربرداری را به راندمان دزی بهتر سوق می دهد و سبب می شود تهیه آنژیوگرام های غیرتهاجمی در کیفیت بالا با میزان اشعه قابل قبول باشد.

به طور معمول، تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایس به شکل گسترده ای برای ارزیابی آرترو اسکلروزیس (تصلب شرایین) کرونری مورد استفاده قرار گرفته که صحت این موضوع اخیرا در آزمایش های بالینی چندین مرکز تأیید شده است. با پیشرفت های مداوم در مقولهٔ تصویربرداری به منظور پایین آوردن دز

[1] Wide-range detector scanner

تشعشعی، نتایج خوبی برای ارزیابی بیماری شریان کرونری با حساسیت بالا بدست آمده و هم چنین می توان پیشگویی هایی در رابطه با بیماری ها نیز انجام داد. با اینکه این نتایج امیدبخش هستند، اسکنرهای ۶۴ اسلایس محدودیت های فنی نیز دارند که مانع کارایی مطلوب بالینی این دستگاه ها می شود. در این مورد رزولوشن تمپورال، رزولوشن مکانی و پوشش قلبی اهمیت زیادی دارند. محدودیت رزولوشن تمپورال، مانع بررسی وضعیت عروق کرونری کوچک می شود و جبران حرکت قلب و کافی نبودن پوشش قلبی منجر به افزایش زمان اسکن، دز تشعشع، دز کنتراست و آرتی فکت های تصویر می شود. بنابراین، تلاش ها برای طراحی اسکنر سی تی مولتی اسلایس جدید باید به بهبود و بهینه سازی این پارامترها منجر شود.

در این بخش پیشرفت در حوزه آشکارسازها و ظهور آشکارسازهای مولتی اسلایس صفحه پهن (256-320 آرایه ای) و کاربردها و مزایای ناشی از این تکنولوژی توضیح داده می شود.

6-4-1- پیشرفت های پوشش دادن هدف با سی تی مولتی اسلایس با آشکارساز پهن محدوده

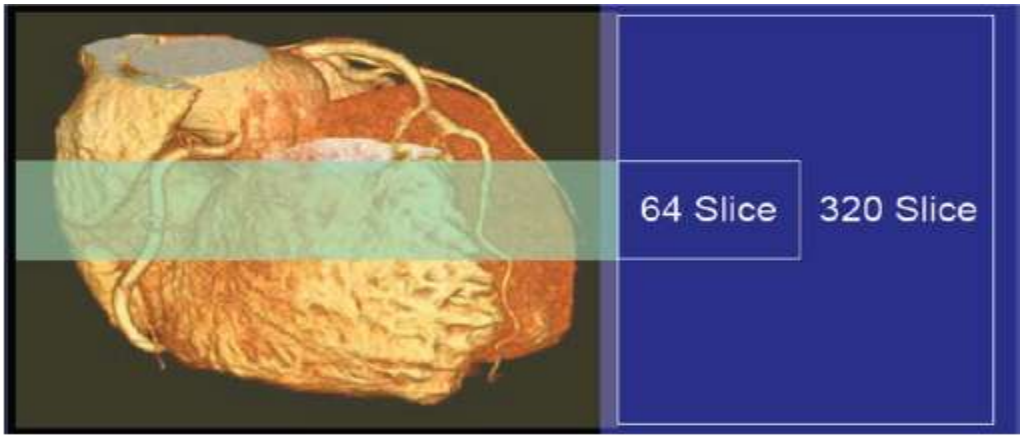
پس از انجام آزمایش های اولیه بر روی نمونهٔ اولیه دستگاه سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ اسلایس، شرکت توشیبا اولین اسکنر نمونه در دسترس از نظر تجاری آشکارساز پهن محدوده را در نوامبر ۲۰۰۷ ارایه کرده است. سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایس شرکت توشیبا[1] آشکارسازی با طرح ۰/۵ mm × ۳۲۰ و با زمان چرخش گانتری ۰/۳۵ s می باشد. پوشش طولی ۱۶۰ mm این امکان را فراهم می کند که کل حجم قلب در یک چرخش پوشش داده شود (تصویر 6-18). شرکت فیلیپس نیز یک آشکارساز پهن محدوده در اوایل سال ۲۰۰۸ تولید کرد. این سیستم اسکنر سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ اسلایس[2] شامل ۱۲۸ آشکارساز با قابلیت دوبرابر جمع آوری داده در محور Z (۰/۶۲۵ mm × ۱۲۸) و ارایه رزولوشن تمپورال بهتر (۰/۲۷ s زمان چرخش گانتری) می باشد. سیستم سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ اسلایس فیلیپس پوشش ۸۰ mm از محور Z را در هر چرخش فراهم می کند. در واقع این پوشش کافی نیست، زیرا برای تصویربرداری از کل قلب بدون حرکت دادن میز باید پوشش ۱۲۰ mm داشته باشیم. زیمنس هم پیشرفت هایی در زمینهٔ اسکنرهای آشکارسازی پهن

[1]Acquilion One, Toshiba Medical Systems
[2]Brilliance iCT, Philips Medical Systems

sabashield.com
شرکت دانش بنیان صبا شیلد

محدوده داشته است. نمونهٔ اولیه متداول، یک اسکنر سی تی مولتی اسلایس ۲ × ۱۲۸ اسلایس[1] می باشد و تلاش هایی برای معرفی مزیت های تصویربرداری دو کانونه[2] به منظور بهبود رزولوشن تمپورال و کسب انرژی مضاعف، انجام شده است. در این اسکنر با زمان چرخش ۰/۲۸s می توان به رزولوشن تمپورال۷۵ ms دست یافت.

اگرچه این سیستم های سی تی مولتی اسلایس با آشکارساز پهن محدوده اخیرا برای بسیاری از موارد استفاده در تصویربرداری قلبی پیشنهاد شده، نمونه های مشابه در اندازه های کوچکتر هم در دسترس هستند. پیشرفت های فنی اخیر سی تی مولتی اسلایس به طور خلاصه در جدول 6-3 بیان شده است.



شکل 6-18. پوشش کل قلب در یک دور چرخش گانتری با استفاده از سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایس.

جدول 6-3. پارامترهای فنی در CT قلبی در دسترس از لحاظ تجاری.

	64 slice	Dual source 128×2 slice (Siemens)	256 slice (Philips)	320 slice (Toshiba)
رزولوشن تمپورال (ms)	165-200	75	135	175
رزولوشن فضایی در محور طولی (mm)	0.5-0.625	0.6	0.625	0.5

[1]SOMATOM Definition Flash, Siemens Medical Systems
[2]Dual source

پوشش محور z (mm)	32-40	38.4	80	160

6-4-2- پیشرفت های سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ و ۳۲۰ اسلایس

6-4-2- 1- زمان اکتساب

اسکن مارپیچی روش مناسبی برای تصویربرداری از کل قلب می باشد. اما زمان مورد نیاز برای پوشش دادن یک بافت، به پوشش ایجاد شده در محور طولی بوسیله آرایه آشکارساز، سرعت چرخش و پیچ تصویربرداری بستگی دارد. در تصویربرداری با سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایسه، بیمار در طول تصویر برداری از میان گانتری حرکت داده می شود زیرا محدوده پوشش داده شده توسط آشکارسازها در این اسکنر، در محور Z حدود ۴cm بوده و برای پوشش کل ناحیه هدف یک چرخش لامپ کافی نخواهد بود. بنابراین، یک تصویر برداری کامل نیازمند جمع آوری داده در چندین چرخش گانتری و حبس تنفس بیمار به مدت زمانی ۸-۱۰ s خواهد بود. در سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایسه، طول سطح پوشش داده شده بیشتر می شود (۱۶ cm) در نتیجه زمان نگه داشتن نفس به ۱ یا ۲ s کاهش پیدا می کند.

6-4-2- آرتی فکت های تصویربرداری وکدورت[1] کنتراست

در تصویربرداری مارپیچی از قلب با سی تی 64 اسلایسه چندین مشکل متصور است که برخی از آنها در ادامه تشریح می شوند. در حین تصویر برداری، بدلیل اینکه کنتراست تزریق شده در بافت در هر لحظه تغییر می کند، از این رو بافت در هر چرخش لامپ ممکن است کنتراست متفاوتی را از خود نشان دهد. به عبارتی دیگر دو تصویر متوالی که در دو چرخش متوالی از بافت بدست می آید به لحاظ میزان غلظت ماده کنتراست زا با هم متفاوت بوده و لذا کنتراست تصاویر گرفته شده نیز فرق خواهد کرد. این مساله بر آرتی فکت های شبه پله ای[2] تاثیر داشته و قسمت هایی از عروق کرونری و عضله میوکارد با تضعیف های مختلف و متفاوت در تصاویر دیده خواهند شد.

[1] opacification
[2] Stair-step

sabashield.com
شرکت دانش بنیان صبا شیلد

در حین تصویربرداری از کل قلب با سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایسه ، قلب حدود ۵ الی ۸ ضربان انجام می دهد با توجه به اینکه، هیچ یک از دو چرخه قلبی نمی توانند کاملا شبیه به هم باشند لذا آرتی فکت ثبت نادرست[1] که آرتیفکت نواری نیز نامیده می شود، ایجاد شده و قابل چشم پوشی کردن نیست.

برای غلبه بر این مشکل ها باید بتوانیم کل قلب را در یک زمان واحد به تصویر بکشیم. تفاوت عمده و قابل توجه بین سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایسه با ۶۴ اسلایسه در این است که نوع ۳۲۰ اسلایسه این سیستم نیازی به حرکت تخت بیمار ندارد، زیرا این آشکارساز می تواند سطح مورد تصویربرداری را به میزان ۴ یا ۵ برابر آشکارسازهای ۶۴ اسلایس پوشش دهد. در سی تی اسکن مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایسه کل داده ها در فاصله بین یکبار چرخش گانتری بدست می آید، در نتیجه این امکان فراهم می شود که بیماران با آریتمی های قلبی بدون ایجاد آرتی فکت های شبه پله ای اسکن شوند. سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ اسلایسه نیز به طور چشمگیری آرتی فکت های پله ای را کاهش می دهد، زیرا فقط اطلاعات دو تصویر باید با هم ترکیب شوند.

محاسبات انجام شده با تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس بدون در نظر گرفتن ضربان قلب نمی تواند به درستی مسیر ابتدا تا انتهای شریان کرونری را به درستی نمایش دهد، زیرا کنتراست تزریق شده در زمان های مختلف در نقاط متفاوتی از درخت شریان کرونری قرار می گیرد. اطلاعات لحظه ای بدست آمده در چرخش واحد گانتری یا در کمتر از زمان یک ضربان قلب باعث می شود ماده کنتراست در نقاط مشخصی طی یک زمان واحد به تصویر کشیده شده و کنتراست کاملا یکنواختی به ما بدهد. هم چنین این ویژگی برای ارزیابی ترکیبات پلاکت ها و ذرات موجود در شاخه های جریان خون کرونری کاربرد دارد. گزارش ها نشان می دهد که کنتراست یکنواخت حاصل از سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰-اسلایسه برای ارزیابی تصاویر کرونری بسیار مناسب می باشد.

از لحاظ نظری تصویربرداری با آشکارساز پهن محدوده مزیت زیادی نسبت به تصویربرداری مارپیچی دارا می باشد که این مزیت ما را به سوی بررسی بهتر بافت ها سوق می دهد. به علاوه مقایسه بین مناطق پروگزیمال و دیستال، ارزیابی بهتری را از نواحی که علایم بیماری در آنجا قرار می گیرند به ما می دهد. این در صورتی است که تا به امروز مدرک منتشر شده ای مبنا بر اینکه آشکارسازهای پهن محدوده شریان کرونری را بهتر به تصویر می کشند، ارائه نشده است.

[1]Mis-registration

6-4-2-3- دز ماده کنتراست

نفروپاتی[1] ناشی از تزریق کنتراست یکی از مهم ترین مشکلات بالینی گزارش شده، بدلیل باقی ماندن مادهٔ کنتراست ید در انشعابات داخل رگی می باشد.حجم ماده کنتراست زای ید در سی تی اسکن ۲۵۶ یا ۳۲۰ اسلایسه در مقایسه با سی تی اسکن ۶۴-اسلایسه کمتر مورد نیاز می باشد، زیرا پیک کنتراست در شریان های کرونری که به تصویر کشیده می شوند در مدت زمان بسیار کوتاهی حاصل می شود. آزمایش های اولیه بالینی نشان می دهد که مقدار ماده کنتراست مورد استفاده در سی تی 320 اسلایسه حدود ml ۵۰-۶۰ می باشد در حالی که در اسکنر 64 اسلایسه این مقدار حدود ml ۷۰-۸۰ بوده است. بنابراین، سیستم های آشکارساز پهن محدوده پتانسیل لازم برای کاهش خطر ناشی از نفروپاتی در اثر تزریق مواد کنتراست زا را دارند.

6-4-2-4- دز تشعشع

تکنیک های ECG دریچه ای[2] روش های مفیدی برای کاهش دادن دز تشعشع در تصویر برداری قلب می باشند. در بین مواردی که که برای به تصویر کشیدن کل قلب در یک سیکل قلبی به کار می روند، تکنیک ECG دریچه ای معتبر و قابل اعتمادتر هستند. در سی تی ۳۲۰ اسلایسه لامپ اشعه برای مدت زمان کوتاهی روشن می ماند که این مورد در اسکن سی تی مولتی اسلایس مارپیچی صورت نمی گیرد. این روش میزان پرتوگیری را 2 تا 4 برابر کاهش می دهد (میزان دز تا mSv ۵> کاهش می یابد). گزارش شده که روش ECG دریچه ای در تصویربرداری سی تی ۳۲۰ اسلایسه با پنجره فازی به پهنای ۱۰٪ در ضربان واحد قلب، توانست در 90٪ بیماران تشعشع را کاهش داده و تصاویر تشخیصی مناسبی را تولید کند. داده های اولیه بدست آمده کارآمد بودن تکنیک ECG دریچه ای در سی تی ۳۲۰ اسلایسه را تایید کرده اند. ایراد تکنیک ECG دریچه ای در این است که نمی توان از این طریق ارزیابی عملکرد قلب را انجام داد.

برای هم پوشانی داده ها در تصویر برداری با سی تی 64 اسلایسه نیاز به پیچ های کمتری می باشد. این در حالی است که با تصویربرداری دو کانونه با اسکنر سی تی مولتی اسلایس ۲ × ۱۲۸ اسلایسه (زیمنس) می توان

[1]Contrast-induced detector
[2]ECG-gated

sabashield.com
شرکت دانش بنیان صبا شیلد

داده هایی پیوسته از بافت هدف بدون فاصله بین داده ها در پیچ های بالایی مثل پیچ 3/2 بدست آورد. این توانمندی امکان تصویر برداری از قلب با دزی کمتر از 1 میلی سیورت را مقدور می کند

6-4-3- چالش ها و محدودیت های تکنولوژی سی تی ۲۵۶ و ۳۲۰ اسلایسه:

بررسی اولیه نشان می دهد که بیشترین دلایل متداول برای کاهش کیفیت تصویر در سی تی ۳۲۰-اسلایسه، اثر آرتیفکت حرکتی بر محدوده رزولوشن تمپورال می باشد. دومین دلیل مهم، اثر نویز تصویر در تصویربرداری از افراد چاق یا افرادی با توراکس بزرگ می باشد.

6-4-3- 1- رزولوشن تمپورال

اگرچه در طی دهه اخیر سرعت چرخش گانتری به طور زیادی افزایش پیدا کرده، برای بدست آوردن تصاویر کرونری با کیفیت بالا، در افرادی با تعداد ضربان های قلبی بالا باید حرکت قلب را حذف کنیم. در این بیماران اسکنرهای سی تی ۳۲۰-اسلایسه نیاز به استفاده از بازسازی چند بخشی از ۲ تا ۳ تپش قلب به منظور افزایش رزولوشن تمپورال و بدست آوردن تصاویری با کیفیت مورد نیاز دارند. اگرچه، این تکنیک به شکل قابل توجهی دز تشعشعی را به دلیل طولانی شدن اکسپوژر افزایش می دهد. افزایش ضربان قلب می تواند کیفیت تصاویر سی تی آنژیوی کرونری و سی تی تزریقی را کاهش دهد. در حال حاضر، استفاده از اسکنرهای مولتی اسلایس دو منبعی روش پیشرفته ای جهت افزایش رزولوشن تمپورال به شمار می رود. این اسکنرها با کاهش زمان تصویر برداری، اثر حرکات قلب را کاهش داده و رزولوشن تمپورال را افزایش می دهند.

سی تی دو کانونه با اسکنر 2 × ۱۲۸ اسلایسه کمترین رزولوشن تمپورال در ms ۷۵ و زمان چرخش ms ۲۸۰ ارایه می دهد. بنابراین، این سیستم می تواند کیفیت تصاویر تشخیصی خیلی بالایی را مستقل از ضربان قلب فراهم کند.

یکی دیگر از ویژگی های سی تی دو کانونه فراهم آوردن اطلاعات تصویری برای کل آناتومی داخل حجم مورد آزمون قرار گرفته، به طور هم زمان با دو انرژی متفاوت می باشد. روش انرژی دوگانه[1] احتمالا روشی برای ظهور عصر جدیدی برای موارد استفاده بالینی می باشد. برای مثال، انرژی دوگانه این قابلیت را دارد که ماده کنتراست

[1]Dual-energy

را از کلسیفیه شدن عروقی تمیز دهد. بررسی های بیشتر نیازمند ارزیابی پتانسیل سی تی انرژی دوگانه برای موارد مربوط به استفاده بالینی می باشد.

6-4-3- 2- رزولوشن مکانی(فضایی)[1]

رزولوشن مکانی در سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ یا ۲۵۶ اسلایسه بهبود قابل توجهی در مقایسه با سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایسه و سی تی دو کانونه ندارد. در سیستم سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ اسلایسه فیلیپس، برای افزایش رزولوشن مکانی، تراکم نمونه برداری با استفاده از تکنولوژی نقطه کانونی افزایش داده شده است. اگر چه، توانایی این سیستم جدید در فراهم آوردن رزولوشن مکانی مطلوب برای بررسی شرایین کلسیفیه شده، هنوز به شکل واضح معلوم نیست.

یک تولید کننده، نمونه اولیه پیشرفته سی تی مولتی اسلایس با رزولوشن بالا (VCT Discovery 750 HD, General Electric Health-care) که در آن از آشکارساز سنگ جواهر[2] استفاده شده را تولید نموده که درآن آشکارسازی اشعه ایکس با کاهش زمان پس تابی[3]، بهبود پیدا کرده است. با وجود این که تعداد آشکارسازهای به کار رفته در این سیستم مشابه سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایسه می باشد، انتظار بهبود ۴۷٪ در رزولوشن مکانی می رود.

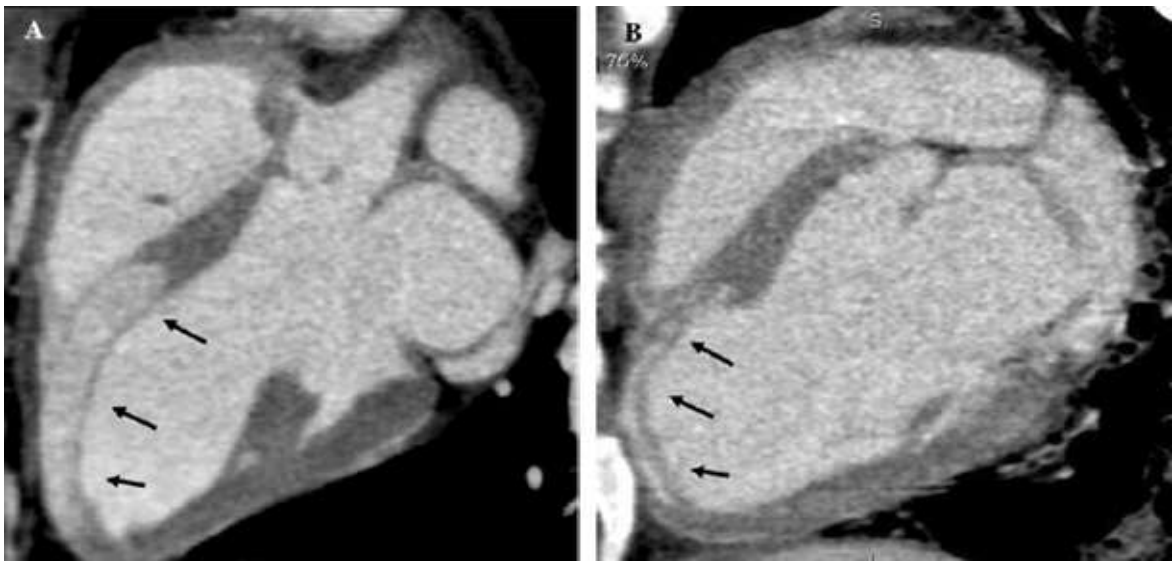
6-4-4- توسعه کاربرد سی تی مولتی اسلایس ۲۵۶ و ۳۲۰ اسلایسه در تصویربرداری قلبی

امروزه کاربردهای سی تی مولتی اسلایس در مواردی فراتر از استفاده در آنژیوگرافی عروق، در حال توسعه می باشد. سی تی مولتی اسلایس می تواند برای ارزیابی قابلیت زیستن[4] میوکارد مشابه تصویر برداری با ام آر آی با

[1] Spatial resolution
[2]Gemstone detector
[3] Afterglow period
[4]viability

sabashield.com
شرکت دانش بنیان صبا شیلد

روش تاخیری-ارتقا یافته[1] استفاده شود. اگرچه ایده استفاده از سی تی کنتراست افزایش یافته [2] تاخیری، برای تشخیص قابلیت زیستن در اواخر سال ۱۹۷۰ گزارش شده، پیشرفت های اخیر تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس در زمینه رزولوشن مکانی و تمپورال کاربردهای بالینی برای این مورد استفاده را پررنگ تر کرده است. چندین مطالعه علمی گزارش کرده اند که سی تی مولتی اسلایس می تواند موقعیت و اندازه زخم های میوکارد را با صحت و دقت بالایی اندازه گیری کند. (شکل 6-19).

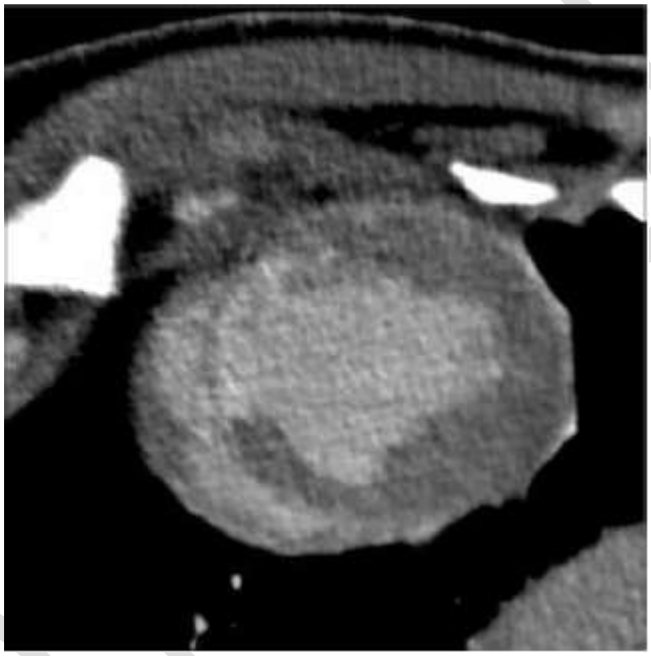


شکل 6-19. مثالی از اسکن کنتراست افزایش یافته تاخیری، در مدل خوکی[3] 5 دقیقه بعد از زمان تزریق ماده کنتراست زا. A) ناحیهٔ آنفارکتوس 2 ساعتی، B) انفارکتوس 8 هفته ای. کنتراست ناحیه مورد نظر با ایجاد تاخیر در تصویر برداری افزایش یافته و این نواحی در دو تصویر با فلش نشان داده شده است

هم چنین برای تصاویر قابلیت زیستن تأخیری بوسیله سی تی مولتی اسلایس به اسکن های زیست پذیری نیز که بعد از آنژیوگرافی کرونری با کنتراست اولیه گرفته می شود، نیاز است. اخیرا پروتکل هایی با دز پایین برای تصویربرداری قابلیت زیستن با تکنولوژی ۶۴ اسلایس که کیفیت مورد نیاز را برای هدف های تشخیصی گزارش

[1]Delayed-enhancement magnetic resonance
[2]Contrast-enhancement CT
[3]Porcine model

شده فراهم می کند، بوجود آمده است. با وجود این رزولوشن ایزوتروپیک[1] بالا، سی تی مولتی اسلایس پتانسیل لازم برای کاهش چشم گیر اثرات حجم موضعی[2] و صحت تشخیص ترکیبات بافت و پروسه های پویا[3] را دارا می باشد. که این روش می تواند وجود آنفارکتوس غیر یکنواخت را در نقاط خارج آنفارکتوس نیز نشان دهد. آزمایش های اولیه حیوانات با استفاده از یک اسکنر سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایسه با یک پروتکل دز پایین در نمونه های جانوری نتایج امیدبخشی را به دنبال داشت (شکل 6-20).



شکل 6-20. تصاویر قابلیت زیستن تأخیری با استفاده از سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایسه. تصاویر در طول یک ضربان قلبی در سیستم سی تی مولتی اسلایس ۳۲۰ اسلایس در یک مدل خوکی در آنفارکتوس میوکارد بدست آمده است.

تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس پهن محدوده، در ترکیب با پروتکل هایی با دز پایین اسکن های زیستی، تصویربرداری کرونری در زمینه بالینی را تسهیل خواهد کرد. از جالب ترین مورد استفاده برای تکنولوژی

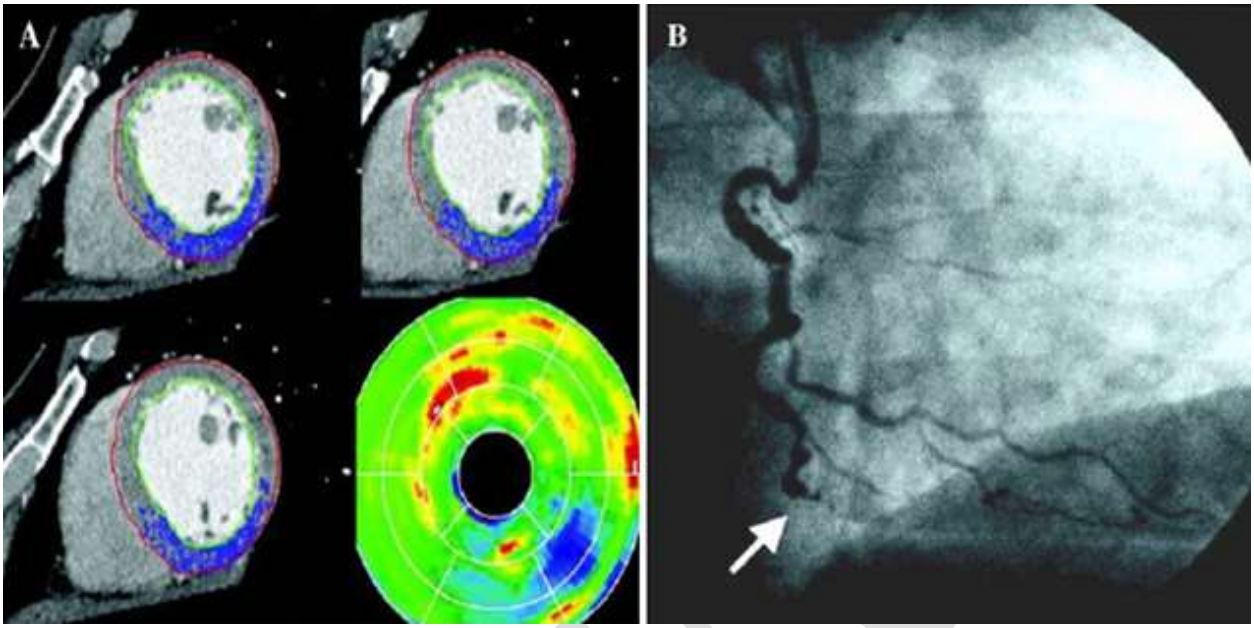
[1]isotropic
[2]Partial volume effects
[3]Dynamic processes

آشکارساز پهن محدوده کاربرد در تزریق ماهیچهٔ قلبی (میوکاردی) می باشد. آزمون های پاراکلینیکی که اخیرا انجام شده، نشان می دهد که سی تی مولتی اسلایس پویا می تواند برای تعیین ایسکمی میوکارد تحت شرایط استرس های دارویی و تعیین جریان خون میوکاردی مورد استفاده قرار گیرد. این آزمون ها با یک تکنولوژی سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایس محدود شده هدایت شده است. این سیستم به دلیل این که فقط نواحی انتخابی از قلب باید تحت آزمون قرار می گرفت محدود شده می باشد. امروزه، آشکارسازهای پهن محدوده می تواند اطلاعات موجود در جریان خون ماهیچه قلبی در تمام قسمت های عضو را با تصویربرداری کرونری غیرتهاجمی در یک آزمون واحد با هم ترکیب کند. در چنین شرایطی، ما به تشخیص آناتومی عروق کرونری و ارزیابی تنگی های کرونری به طور همزمان نزدیک می شویم (شکل 6-21). این رزولوشن مکانی بالا در سی تی مولتی اسلایس هم چنین این امکان را فراهم می کند که تشخیص تنگی کرونری به صورت انعکاس سخت شدگی میانه در توزیع پرده درونی[1] در اثر تزریق مشهود باشد.

6-4-5- نتیجه گیری

پوشش قلبی سی تی مولتی اسلایس با ۲۵۶ یا ۳۲۰ آشکارساز نسبت به سی تی مولتی اسلایس ۶۴ اسلایسه مزیت های بیشتری در رابطه با اهمیت کیفیت تصاویر، کاهش دز تشعشع و دز کنتراست و تصویربرداری هایی در زمینه های آریتمی یا نامنظمی ضربان قلب را دارا می باشد. در آینده، ترکیب سی تی دو منبعه با آشکارسازهای پهن محدوده ممکن است به بهینه سازی رزولوشن تمپورال و پوشش قلبی کمک کند و تشخیص کامل در عروق کرونری و آناتومی قلب، عملکرد قلب، تزریق و بررسی زیست پذیری در طول یک تصویربرداری واحد را امکان پذیر سازد.

[1] Subendocardial distribution

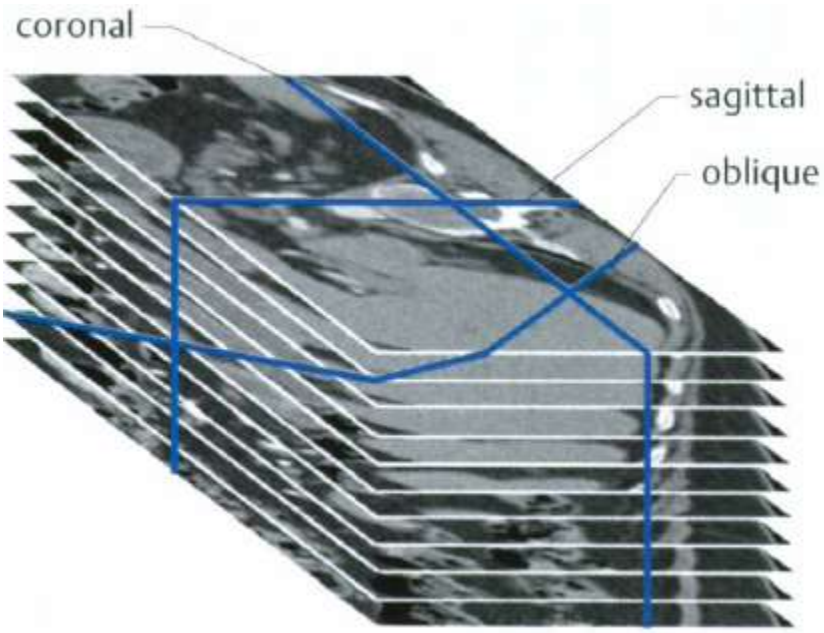


شکل 6-21. تصویربرداری پرفیوژن استرسی[1] با استفاده از سی تی ۳۲۰ اسلایسه در بیماری با تنگی شریان کرونری. A) نواحی دارای تنگی، در طی استرس آدنوزین[2] در پایین و دیوارهٔ پایینی بین بطنی بطن چپ مادهٔ تزریقی کمتری دریافت کرده (رنگ آبی) است. B) آنژیوگرافی سنتی انسداد کلی مزمن شریان کرونری راست را نشان می دهد (جهت فلش).

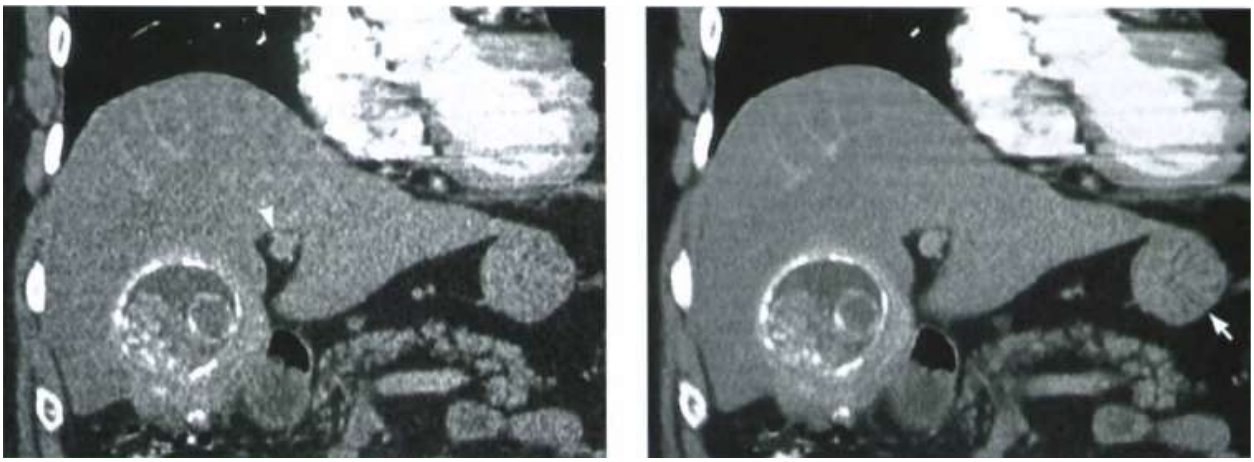
6-5- بازآرایی چند صفحه ای[3]

بازآرایی چند صفحه ای، تصاویری بازسازی شده در صفحاتی دیگر با استفاده از داده های بدست آمده از تصاویر محوری می باشند. با استفاده از سینوگرام حجمی داده های جمع آوری شده محوری، وکسل هایی که در راستای صفحات کرونال و ساژیتال هستند انتخاب شده و بازآرایی می شوند. سپس با استفاده از داده های بازآرایی شده تصاویر کرونال و ساژیتال بازسازی می شوند (شکل 6-22). بازآرایی وکسل ها بر روی صفحات مایل و یا انحنادار نیز ممکن است که در این حالت بایستی برخی وکسل های مفروض با کمک وکسل های موجود در همسایگی میانیابی شوند.

[1] Stress perfusion imaging
[2] نوکلئوزیدی به فرمول $3N_5O_4HOC$
[3] Multi Planar Reformation(MPR)



شکل 6- 22. اصول بازآرایی چند صفحه ای. تصاویر در صفحات دیگر مثل کرونال و ساژیتال با استفاده از داده های صفحات محوری بازسازی می شوند.



شکل 6-23. تاثیر ضخامت برش انتخاب شده بر کیفیت و نویز تصاویر بازآرایی شده در صفحه کرونال. تصویر بازسازی شده از بازآرایی داده های محوری گرفته شده با اسکنر مولتی اسلایس 4×1 mm بر روی صفحه کرونال با ضخامت برش سمت چپ) 0.6 mm ، سمت راست) 3 mm. مشاهده می شود که با افزایش ضخامت برش، نویز کاهش و رزولوشن کنتراست پایین افزایش یافته است. در مقابل آرتی فکت حجم موضعی افزایش یافته و ممکن است برخی جزئیات دیده نشوند(نوک فلش).

ضخامت برش صفحات بازآرایی شده، مساوی ضخامت یک وکسل خواهد بود. هر چند می توان با ترکیب وکسل های کناری در امتداد محور عمود بر صفحه تصویر، ضخامت برش های بزرگتری را انتخاب کرده و تصاویری با کیفیت بالاتر و نویز کمتر ایجاد کرد. تاثیر ضخامت برش انتخاب شده بر کیفیت و نویز تصویر در شکل 6-23 نشان داده شده است.

هر چند افزایش ضخامت برش در صفحات بازآرایی شده، روش بسیار موثری برای کاهش نویز تصاویر بوده اما میزان کاهش نویز به جهت انتخاب صفحه وابسته است. نویز تصاویر محوری با افزایش ضخامت برش بازآرایی شده در راستای محور z تغییر نخواهد کرد. در مقابل نویز تصاویر در صفحات بازآرایی شده عمود بر تصاویر محوری، به طور چشمگیری با میانگین گیری از وکسل های مجاور و افزایش ضخامت برش تا حدود چند میلی متر، کاهش خواهد یافت. از این رو، افزایش ضخامت برش در بازآرایی صفحات محوری شده توصیه نمی شود، مگر در مواردی که ضخامت برش واقعی کم و نازک باشد. اما افزایش ضخامت برش در صفحات بازآرایی شده کرونال و ساژیتال برای افزایش کیفیت تصاویر روش مفیدی خواهد بود.

DO NOT COPY