

بررسی قدرت تفکیک فضایی و میدان دید با تغییر ضریب بزرگنمایی در سی تی VRX

حسین عربی^۱، علیرضا کمالی اصل^{۲*}، سید محمود رضا آقامیری^۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۸/۱۰/۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۵/۱۲

چکیده

مقدمه: دستگاه سی تی با قابلیت قدرت تفکیک فضایی متغیر (Variable Resolution (X-ray Computed Tomography) به عنوان نسل جدیدی از سی تی، این امکان را فراهم می آورد که از اجسام، با قدرت تفکیک فضایی دلخواه تصویربرداری کرد. در سی تی VRX قدرت تفکیک فضایی را می توان در قبال کاهش میدان دید افزایش داد. در این نوع سی تی به خاطر متغیر بودن قدرت تفکیک فضایی، ضریب بزرگنمایی بهینه نیز متغیر است. همچنین دستیابی به قدرت تفکیک فضایی بالا محدود به اثر اندازه نقطه کانونی مولد پرتو ایکس است.

مواد و روشها: برای بررسی چگونگی تغییر قدرت تفکیک فضایی و میدان دید در سی تی VRX از مشخصات یک نمونه عملی استفاده شده است. با استفاده از روابط تئوریک برای محاسبه قدرت تفکیک فضایی و میدان دید، اثر کاهش اندازه نقطه کانونی و بهینه کردن ضریب بزرگنمایی در بهبود قدرت تفکیک فضایی و همچنین تغییرات در میدان دید پس از اصلاح ضرایب بزرگنمایی در دستگاه مورد نظر بصورت نظری مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: قدرت تفکیک فضایی سی تی VRX در زوایای کوچک به شدت تحت تاثیر اندازه نقطه کانونی قرار گرفت. کاهش اندازه نقطه کانونی تا حدودی توانست سبب بهبود قدرت تفکیک فضایی در زوایای کوچک شود ولی از آنجایی که در سی تی مورد نظر، بزرگنمایی در تمامی زوایا یکسان است، با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی در هر زاویه قدرت تفکیک فضایی دستگاه افزایش قابل ملاحظه ای پیدا کرد و تا مقدار زیادی به شرایط مطلوب نزدیک شد ولی میدان دید دستگاه به شدت کاهش یافت.

بحث و نتیجه گیری: با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی در هر زاویه، قدرت تفکیک فضایی در سی تی VRX در زوایای کوچک از ۷.۵ به بیش از ۳۵ سیکل بر میلیمترافزایش پیدا کرد. همچنین در زوایای کوچکتر از ۱۳ درجه اثر محدود کننده نقطه کانونی بر قدرت تفکیک فضایی از بین رفت. ولی افزایش قدرت تفکیک فضایی با تغییر ضریب بزرگنمایی، باعث کاهش میدان دید دستگاه در هر زاویه شد. با توجه به اثر معکوس ضریب بزرگنمایی بروی قدرت تفکیک فضایی و میدان دید، می توان در هر زاویه بسته به اهمیت بیشتر قدرت تفکیک فضایی یا میدان دید، ضریب بزرگنمایی را برای رسیدن به مقدار مطلوب انتخاب کرد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۳، پیاپی ۲۸)، پاییز ۸۹: ۳۵-۴۵

واژگان کلیدی: سی تی VRX، قدرت تفکیک فضایی سی تی، میدان دید سی تی، ضریب بزرگنمایی سی تی

* نویسنده مسؤل: دکتر علیرضا کمالی اصل

آدرس: گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید

a_r_kamali@yahoo.com

بهشتی، تهران

تلفن: ۰۲۱۰۵۶۶۴۰ (۲۱) - ۹۸

۱- مقدمه

تکنیک سی تی به عنوان یکی از روشهای تصویربرداری تشخیصی جایگاه ویژه ای در تصویربرداری پزشکی پیدا کرده است. تصویربرداری در مدت کوتاه و داشتن وضوح بالا از آناتومی داخلی بدن سی تی را به وسیله ای کارآمد در پزشکی تبدیل کرده است. به طور کلی سی تی را می توان به دو دسته تقسیم کرد: سی تی مرسوم و میکرو سی تی [۲،۱].

در سی تی های مرسوم قدرت تفکیک فضایی در حدود ۴-۲ سیکل بر میلیمتر می باشد ولی میدان دید در این نوع سی تی ۴۰ تا ۵۰ سانتیمتر است [۱]. این مشخصات برای تصویربرداری از کل بدن مناسب می باشد. برای تصویربرداری از حیوانات یا اجسام کوچک میکرو سی تی با قدرت تفکیک فضایی تا حدود ۱۰۰ سیکل بر میلیمتر می تواند از حداکثر جزئیات تصویربرداری کند [۲]. در مقابل میدان دید در این نوع سی تی در حدود چند سانتیمتر است که مناسب با ابعاد حیوانات کوچک می باشد.

نسل جدیدی از سی تی در سالهای اخیر معرفی شده که توانسته مزایای هر دو نوع سی تی مرسوم و میکرو سی تی را در بر داشته باشد [۳].

در این سی تی جدید با نام سی تی با امکان تغییر قدرت تفکیک فضایی (VRX CT) بسته به ابعاد جسم می توان میدان دید و قدرت تفکیک فضایی دستگاه را تغییر داد. در این نوع سی تی آشکارساز در زاویه تند نسبت به راستای پرتوهای ایکس قرار می گیرد که با تغییر زاویه آشکارساز امکان تغییر قدرت تفکیک فضایی بوجود می آید. سی تی VRX در اوایل دوران ظهور خود بسر می برد به همین خاطر همچنان تحقیق و مطالعه برای یافتن هندسه و آرایش مناسب برای آن و همچنین بهینه کردن آشکارساز برای این نوع سی تی ادامه دارد [۵،۴].

تا به حال بررسی های انجام شده بر روی این نوع سی تی بیشتر معطوف به نوآوری، اصلاح پارامترهای کلی و رفع مشکلات اساسی بوده و کمتر به جزئیات و نکات

ظریف آن پرداخته شده است. ایده زاویه دار کردن آشکارساز در این نوع سی تی سبب افزایش قدرت تفکیک فضایی آشکارساز می شود ولی اثر محدود کننده نقطه کانونی مولد پرتو ایکس بر روی قدرت تفکیک فضایی دستگاه همچنان پابرجاست. یکی از عواملی که سبب می شود سی تی VRX نتواند به قدرت تفکیک فضایی بالا دست پیدا کند اثر مخرب اندازه نقطه کانونی بروی کیفیت تصاویر است [۶،۷]. همچنین متغیر بودن قدرت تفکیک فضایی آشکارساز در هر زاویه در این نوع سی تی سبب می شود که ضریب بزرگنمایی بهینه برای آن زاویه متفاوت باشد. لذا در هر زاویه، ضریب بزرگنمایی باید در اندازه بهینه خود قرار گیرد تا قدرت تفکیک فضایی به حداکثر مقدار خود در آن زاویه برسد. دستیابی قدرت تفکیک بالا یکی از اهداف سی تی VRX است که با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی می توان تا حدودی به آن دست یافت. تغییر اندازه ضریب بزرگنمایی سیستم هم سبب تغییر قدرت تفکیک فضایی و هم سبب تغییر اندازه میدان دید دستگاه می شود پس مطالعه این دو پارامتر باید در کنار هم انجام شوند.

در این مقاله علاوه بر معرفی سیستم VRX به بررسی چگونگی تغییر قدرت تفکیک فضایی این نوع سی تی و تاثیر بهینه کردن ضریب بزرگنمایی در میدان دید و قدرت تفکیک فضایی آن می پردازیم.

با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی در هر زاویه هم اثر محدود کننده اندازه نقطه کانونی تا حدودی از بین می رود و هم قدرت تفکیک فضایی در مقایسه با نمونه عملی مورد مطالعه افزایش می یابد. ولی میدان دید دستگاه پس از بهینه کردن ضریب بزرگنمایی به شدت کاهش می یابد. با توجه به اثر ضریب بزرگنمایی بر روی قدرت تفکیک فضایی و میدان دید، می توان از تغییر ضریب بزرگنمایی به منظور تنظیم قدرت تفکیک فضایی و میدان دید در این نوع سی تی استفاده کرد.

۲- مواد و روشها

۲-۱ معرفی دستگاه سی تی با قابلیت تغییر قدرت

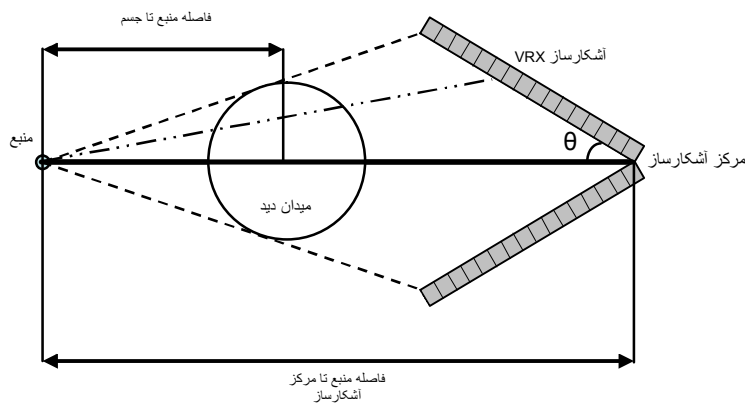
تفکیک فضایی (VRX CT)

سیستم سی تی VRX این امکان را فراهم می آورد که از جسم مورد نظر، با قدرت تفکیک فضایی دلخواه تصویر برداری کرد. قدرت تفکیک فضایی در این نوع سی تی می تواند از ۱-۲ سیکل بر میلیمتر تا حدود ۵۰ سیکل بر میلیمتر متغیر باشد ولی افزایش قدرت تفکیک فضایی با کاهش میدان دید همراه است [۷].

در شکل ۱ طرحی از یک سی تی VRX نشان داده شده است. در این نوع سی تی برای تغییر قدرت تفکیک فضایی، دو بازوی آشکارساز حول نقطه مرکزی قابلیت چرخش دارند بدین ترتیب با کاهش زاویه بین راستای پرتو ایکس و آشکارساز (θ) اندازه ظاهری سلولهای آشکارساز نسبت به اندازه فیزیکی آنها با ضریب $\sin\theta$ کاهش می یابد [۸]. کاهش اندازه ظاهری عرض سلولهای

آشکارساز سبب می شود قدرت تفکیک فضایی آشکارساز بالا رود. با توجه به شکل ۱ دو بازوی آشکارساز می توانند حول نقطه مرکزی از زاویه ۹۰ درجه (عمود به راستای پرتوهای ایکس) تا نزدیک به ۱ درجه چرخش کنند. با کاهش زاویه بین آشکارساز و راستای پرتوهای ایکس قدرت تفکیک فضایی دستگاه در قبال کاهش میدان دید افزایش میابد. در این نوع سی تی حداکثر میدان دید و حداقل قدرت تفکیک فضایی، در زاویه ۹۰ درجه و حداکثر قدرت تفکیک فضایی و حداقل میدان دید، در زاویه نزدیک به ۱ درجه بدست می آید. با تغییر زاویه در این نوع سی تی می توان از اجسام با قدرت تفکیک فضایی مختلف تصویربرداری کرد.

با تغییر زاویه آشکارساز از ۹۰ درجه تا حدود ۱ درجه قدرت تفکیک فضایی سی تی VRX از حدود ۲ سیکل بر میلیمتر تا ۵۰ سیکل بر میلیمتر و میدان دید از ۴۰ سانتیمتر تا ۲ سانتیمتر تغییر می کند [۷، ۶].



شکل ۱- طرحی از یک دستگاه سی تی

اندازه عرض ظاهری سلولهای آشکارساز بسیار کوچک می شود که انتظار می رود قدرت تفکیک فضایی به شدت افزایش یابد. ولی اندازه نقطه کانونی مولد پرتو ایکس فاکتور تعیین کننده ای است که سبب محدود شدن قدرت تفکیک فضایی در زوایای کوچک می شود. نکته مهمی که در سی تی VRX وجود دارد اینست که با تغییر زاویه آشکارساز و به دنبال آن تغییر اندازه عرض

۲-۲ محاسبه شاخصهای اصلی تصویربرداری در

سی تی VRX

در سی تی با قدرت تفکیک فضایی متغیر هدف اینست که تا با کاهش زاویه بین آشکارساز و راستای پرتوهای ایکس، قدرت تفکیک فضایی دستگاه با توجه به کاهش میدان دید افزایش یابد. برای رسیدن به قدرت تفکیک فضایی بالا، دستگاه باید در زوایای کوچک کار کند. در زوایای کوچک

مرکز آشکارساز به فاصله منبع تا جسم است که اصلاح ضریب بزرگنمایی با تغییر مکان جسم انجام پذیر است. در سی تی VRX مقدار US به خاطر ثابت بودن اندازه نقطه کانونی در تمام زوایا یکسان است. ولی با چرخش بازوی آشکارساز UD به خاطر تغییر اندازه عرض ظاهری سلولهای آشکارساز (B) تغییر می کند. بنابراین ضریب بزرگنمایی بهینه برای هر زاویه در سی تی VRX برای رسیدن به حداکثر قدرت تفکیک فضایی متغیر می باشد. تغییر بزرگنمایی دستگاه سبب تغییر در اندازه میدان دید خواهد شد. رابطه (۴) اندازه میدان دید را بر حسب ضریب بزرگنمایی نشان می دهد.

$$Fov = \frac{L}{M} \quad (4)$$

FOV اندازه میدان دید و L اندازه طول بازوی آشکارساز می باشد.

میدان دید در شکل ۱ با دایره مشخص شده است. تغییر ضریب بزرگنمایی به منظور بهینه کردن آن با تغییر مکان جسم امکان پذیر است که با توجه به شکل ۱ تغییر مکان جسم مستقیماً اندازه میدان دید دستگاه را تغییر می دهد. بنابراین برای بهینه کردن ضریب بزرگنمایی باید تغییرات میدان دید دستگاه را نیز در نظر گرفت. برای ارزیابی قدرت تفکیک فضایی و میدان دید در سی تی VRX از ابعاد و اندازه‌های یک نمونه عملی سی تی VRX ساخته شده توسط آقای دیپانکا و گروهش استفاده شده است [۶]. در جدول ۱ پارامترهای اصلی دستگاه آورده شده است.

۲۵۶	تعداد سلولها در هر بازو
۰/۹ میلیمتر	عرض هر سلول
۰/۱ میلیمتر	عرض دیواره بین سلولها
۱۵۰ سانتیمتر	فاصله منبع تا مرکز آشکارساز
۱۰۶ سانتیمتر	فاصله منبع تا صفحه جسم
۲۵/۶۲ سانتیمتر	طول بازوی آشکارساز
۰/۶ میلیمتر	اندازه نقطه کانونی
۱/۴	ضریب بزرگنمایی برای مرکز آشکارساز

ظاهری سلولهای آشکارساز، بزرگنمایی بهینه نیز در هر زاویه به خاطر تغییر اندازه ظاهری سلولهای آشکارساز تغییر می کند. در سیستمهای تصویر برداری با پرتو ایکس، اندازه عرض سلولهای آشکارساز و اندازه نقطه کانونی مولد پرتو ایکس دو عامل اصلی تعیین کننده قدرت تفکیک فضایی سیستم می باشند. روابط ۱ و ۲ اثر هر یک از دو عامل فوق را در تعیین قدرت تفکیک فضایی سیستم به طور جداگانه نشان می دهد.

$$U_D = \frac{M}{B} \quad [9] (1)$$

$$U_s = \frac{M}{A(M-1)} \quad [9] (2)$$

در رابطه ۱ B اندازه عرض سلول آشکارساز و M ضریب بزرگنمایی سیستم می باشد. UD قدرت تفکیک فضایی سیستم، فقط با توجه به عامل عرض سلول آشکارساز می باشد. در رابطه ۲، A اندازه نقطه کانونی مولد پرتو ایکس و M نیز ضریب بزرگنمایی می باشد. US قدرت تفکیک فضایی سیستم، فقط با در نظر گرفتن اندازه نقطه کانونی مولد پرتو ایکس می باشد. مقدار کوچکتر UD و US، تعیین کننده اصلی قدرت تفکیک فضایی سیستم می باشد. بررسی روابط ۱ و ۲ نشان می دهد که ضریب بزرگنمایی (M) بروی UD و US اثر معکوس دارد. افزایش ضریب بزرگنمایی سبب افزایش قدرت تفکیک فضایی مربوط به آشکارساز (UD) می شود در عوض قدرت تفکیک اندازه نقطه کانونی (US) کاهش میابد. حداکثر قدرت تفکیک فضایی هنگامی بدست می آید که ضریب بزرگنمایی سیستم در حالت بهینه قرار گیرد یعنی مقدار M که روابط ۱ و ۲ برابر شوند.

$$Mo = \frac{B}{A} + 1 \quad (3)$$

Mo ضریب بزرگنمایی بهینه با توجه به اندازه عرض سلول آشکارساز و اندازه نقطه کانونی می باشد. مقدار ضریب بزرگنمایی با توجه به شکل ۱ نسبت فاصله منبع تا

به ر رابطه (۳) ضرایب بزرگنمایی بهینه برای تمامی زوایا محاسبه شد و قدرت تفکیک فضایی دستگاه پس از اصلاح آن محاسبه و مقایسه شد. یکی از عوامل مهم تصویر برداری در این نوع سی تی اندازه میدان دید است که به طور مستقیم در زمان تصویر بردازی تاثیر می گذارد. همانطور که گفته شد تغییر ضریب بزرگنمایی سیستم سبب تغییر میدان دید نیز می شود. بنابراین میدان دید دستگاه قبل و بعد از بهینه سازی بزرگنمایی نیز مورد مطالعه قرار گرفت. در جدول ۲ قسمتی از نتایج محاسبات به همراه نتایج عملی دستگاه سی تی VRX مورد نظر برای اعتبار مقاله آورده شده است.

جدول ۲- نتایج عملی دستگاه سی تی VRX [۶] و نتایج محاسبات انجام شده در این مقاله

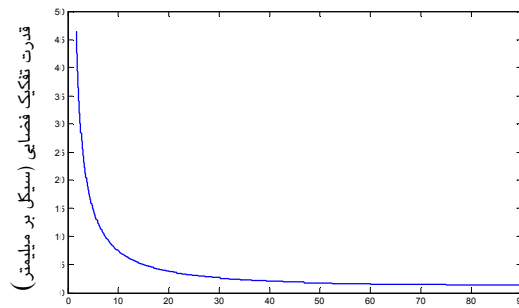
زاویه (درجه)	۶۲/۰۹°	۳۶/۲۲°	۲۱/۹۱°	۱۲/۷۶°	۶/۳۴°
نتایج عملی قدرت تفکیک فضایی (سیکل بر میلیمتر)	۱/۴۰	۲/۷	۳/۴	۵/۳	۱۱
نتایج محاسبات انجام شده قدرت تفکیک فضایی (سیکل بر میلیمتر)	۱/۴۵	۲/۸	۳/۶	۵/۴	۱۱/۰۲
خطا	٪۳/۶	٪۳/۷	٪۵/۹	٪۱/۹	٪۰/۲

۳- نتایج

در سی تی VRX مورد مطالعه، یکی از خواسته های طراحان این بود که با چرخش بازوهای آشکارساز قدرت تفکیک فضایی دستگاه بصورت تابعی از زاویه بین آشکارساز و راستای پرتوهای ایکس تغییر کند و در نهایت در زوایای کوچک قدرت تفکیک دستگاه به حداکثر خود برسد. در شکل ۲ قدرت تفکیک فضایی دستگاه فقط بر اساس رابطه (۱) محاسبه شده است یعنی اینکه اثر نقطه کانونی در نظر گرفته نشده است. شکل ۲ نشان می دهد که هم قدرت تفکیک فضایی بصورت تابعی از (θ) است و هم در زوایای کوچک قدرت تفکیک فضایی تا بیش از ۴۰ سیکل بر میلیمتر افزایش می یابد. ولی در عمل به خاطر وجود اثر نقطه کانونی دستیابی به نمودار شکل ۲ با مشکل مواجه است. تمامی نمودارهای

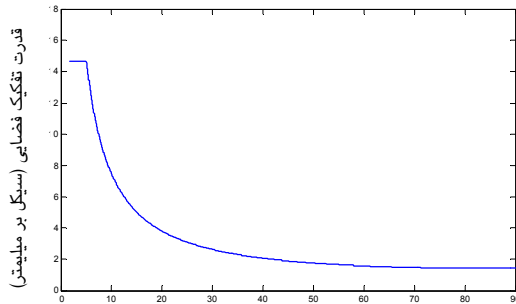
مربوط به قدرت تفکیک فضایی برای سلول فعال میانی (سلول ۱۲۸) محاسبه شده اند. با کاهش زاویه بین آشکارساز و راستای پرتوهای ایکس اندازه ظاهری عرض سلولهای آشکارساز کاهش پیدا می کند و در نتیجه قدرت تفکیک فضایی دستگاه انتظار می رود طبق شکل ۲ زیاد شود. ولی در عمل با وجود اثر اندازه نقطه کانونی در زوایای کوچک قدرت تفکیک فضایی محدود به اندازه نقطه کانونی می شود. برای زوایای کوچکتر از ۱۳ درجه در شکل ۳ اثر اندازه نقطه کانونی، قدرت تفکیک فضایی را محدود کرده و مستقل از زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس، قدرت تفکیک فضایی ثابت مانده است. در محاسبه نمودار شکل ۳ از دو رابطه ۱ و ۲ استفاده شده که حدوداً روند تغییر قدرت تفکیک فضایی دستگاه سی تی VRX را در عمل نشان می دهد.

افزایش قدرت تفکیک فضایی یا به عبارت دیگر رسیدن از نمودار شکل ۳ به شکل ۲ کم کردن اندازه نقطه کانونی از ۰/۶ به ۰/۳ میلیمتر است. در شکل ۴ قدرت تفکیک فضایی دستگاه با اندازه نقطه کانونی ۰/۳ میلیمتر محاسبه شده است. قدرت تفکیک فضایی افزایش یافت ولی همچنان اثر نقطه کانونی مانع رسیدن به مقادیر بالا می شود.



شکل ۲- زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس (درجه)

شکل ۲- روند تغییر قدرت تفکیک فضایی بر حسب زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس بدون احتساب اثر نقطه کانونی

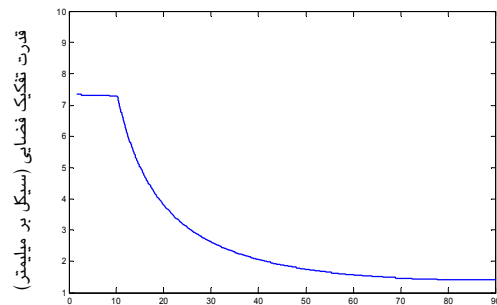


شکل ۴- زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس (درجه)

شکل ۴- روند تغییر قدرت تفکیک فضایی بر حسب زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس با احتساب اثر اندازه نقطه کانونی ۰/۳ میلیمتر

کاهش اندازه نقطه کانونی عملاً تا حدودی امکان پذیر است بنابراین می توان برای کاهش اثر نقطه کانونی و افزایش قدرت تفکیک فضایی از بهینه کردن ضریب بزرگنمایی استفاده کرد.

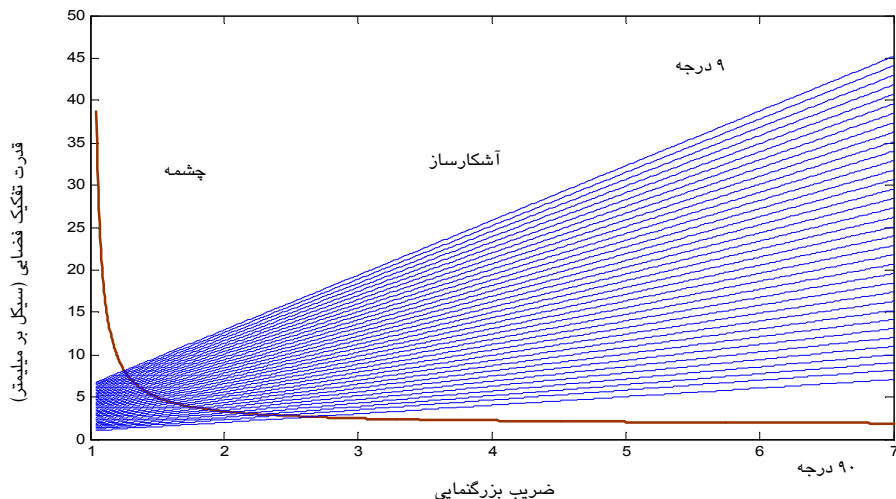
در شکل ۵ منحنیهای روابط (۱) و (۲) بر حسب متغیر (M) ضریب بزرگنمایی، رسم شده اند. خطوط نامگذاری شده با نام آشکارساز مربوط به رابطه (۱) و برای زوایای بین ۹۰ تا ۹ درجه رسم شده اند. منحنی نامگذاری شده با چشمه مربوط به رابطه (۲) است. در هر زاویه، نقطه برخورد دو منحنی، بزرگنمایی بهینه را در آن زاویه مشخص می کند. بزرگنمایی بهینه بدست آمده از نمودار شکل ۵ دقیقاً با رابطه (۳) همخوانی دارد. در رابطه (۳) برای محاسبه بزرگنمایی بهینه در هر زاویه باید اندازه عرض سلول آشکارساز (B) در $\sin(\theta)$ ضرب شود تا اندازه ظاهری آن بدست آید.



شکل ۳- زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس (درجه)

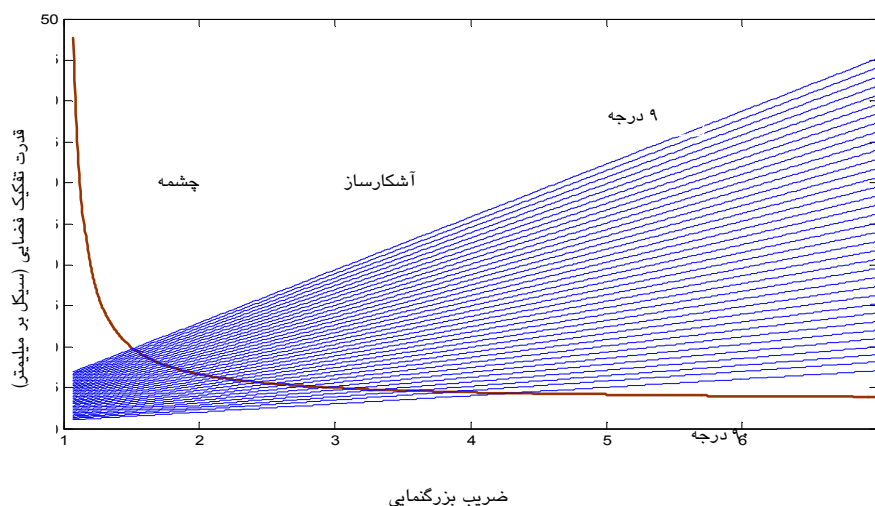
شکل ۳- روند تغییر قدرت تفکیک فضایی بر حسب زاویه بین آشکارساز و پرتوهای ایکس با احتساب اثر اندازه نقطه کانونی ۰/۶ میلیمتر

در سی تی مورد مطالعه طبق جدول ۱ اندازه نقطه کانونی ۰/۶ میلیمتر است. یکی از راه های کاهش اثر نقطه کانونی برای



شکل ۵- در هر زاویه نقاط برخورد دو منحنی، بزرگنمایی بهینه را برای اندازه نقطه کانونی ۰/۶ میلیمتر مشخص می کند.

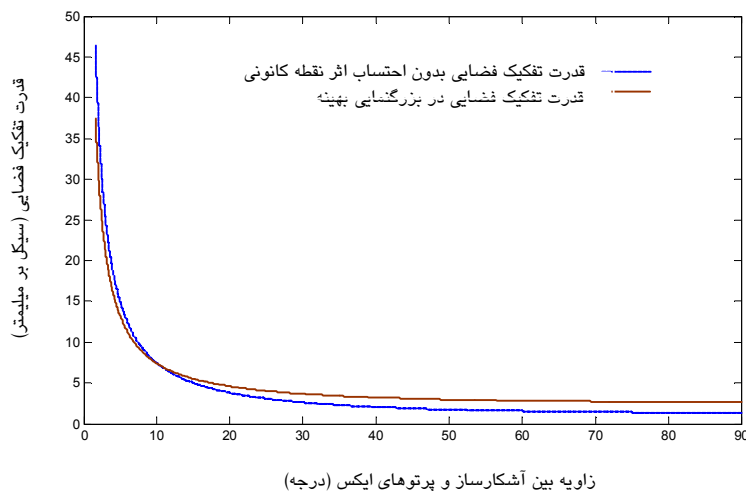
در نمودار شکل ۶ ضرایب بزرگنمایی برای اندازه نقطه کانونی ۰/۳ نیز محاسبه شده است.



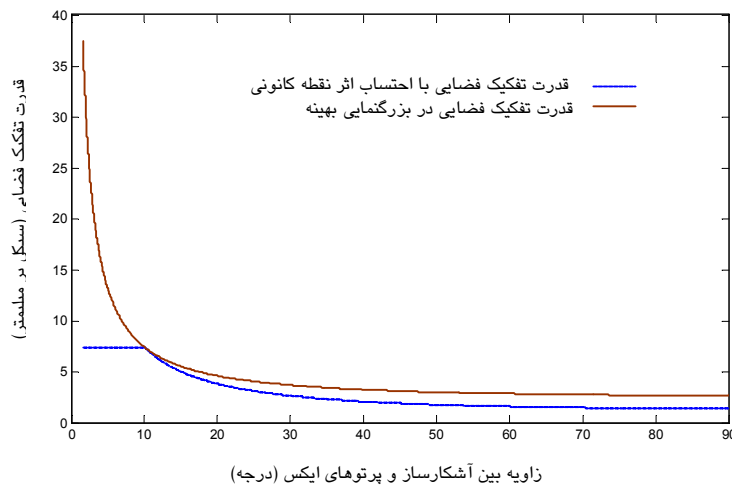
شکل ۶- در هر زاویه نقاط برخورد دو منحنی، بزرگنمایی بهینه را برای اندازه نقطه کانونی ۰/۳ میلیمتر مشخص می کند.

سیستم به صورت شکل های ۸ و ۷ در خواهد آمد. در این دو شکل نمودار قدرت تفکیک فضایی پس از اصلاح ضریب بزرگنمایی برای آسانی مقایسه در کنار شکل های ۲ و ۳ آورده شده اند. بهینه سازی ضریب بزرگنمایی باعث حذف اثر محدود کننده اندازه نقطه کانونی شده و در زوایای کوچک قدرت تفکیک فضایی سیستم می تواند تا بیش از ۳۵ سیکل بر میلیمتر افزایش یابد.

همانطور که از جدول ۱ مشخص است فاصله جسم تا منبع در این دستگاه ثابت و برابر ۱/۶ سانتیمتر است که سبب می شود ضریب بزرگنمایی برابر ۱/۴ برای تمامی زوایای یکسان باشد. نمودارهای شکل های ۵ و ۳ و ۲ در تمامی زوایا با ضریب بزرگنمایی ۱/۴ محاسبه شده اند (مطابق شرایط عملی دستگاه). حال اگر در سیستم مورد نظر ضرایب بزرگنمایی (طبق شکل ۵) در هر زاویه بهینه شود، قدرت تفکیک فضایی



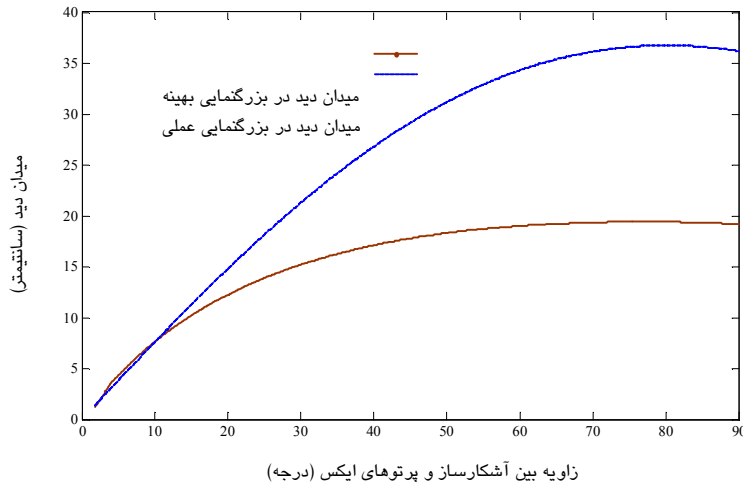
شکل ۷- مقایسه قدرت تفکیک فضایی سی تی بدون احتساب اثر نقطه کانونی و با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی



شکل ۸- مقایسه قدرت تفکیک فضایی سی تی با احتساب اثر نقطه کانونی ۰/۶ میلیمتر و با بهینه کردن ضریب بزرگنمایی

بزرگنمایی به منظور بهینه کردن آن، با تغییر فاصله جسم تا منبع امکان پذیر است، طبق شکل ۱ اندازه قطر دایره میدان دید با تغییر مکان جسم تغییر می کند. در هر زاویه قطر دایره میدان دید برای حالت اولیه (شرایط عملی) و بعد از بهینه سازی ضریب بزرگنمایی محاسبه شد و در شکل ۹ مشخص است.

همانطور که قبلاً توضیح داده شد، تغییر ضریب بزرگنمایی طبق رابطه (۴) مستقیماً اندازه میدان دید دستگاه را تحت تاثیر قرار می دهد. اندازه میدان دید یکی از پارامترهای بسیار مهم در این نوع سی تی است که مستقیماً بر روی سرعت تصویر برداری تاثیر می گذارد. لذا در کنار بررسی قدرت تفکیک فضایی باید حتماً تغییرات میدان دید نیز مورد بررسی قرار گیرد. از آنجایی که تغییر ضریب



شکل ۹- مقایسه میدان دید دستگاه در بزرگنمایی بهینه و بزرگنمایی ثابت عملی

کننده نقطه کانونی در زوایای کوچکتر از ۷ درجه ظاهر شد و دیگر اینکه قدرت تفکیک فضایی در مقداری حدود ۱۵ سیکل بر میلیمتر ثابت ماند (شکل ۴). مسلماً کاهش بیشتر اندازه نقطه کانونی منجر به حذف اثر نقطه کانونی می شود و نمودار قدرت تفکیک فضایی دستگاه همان شکل ۲ می شود ولی این کار با محدودیت های عملی روبرو است. برای کاهش اثر نقطه کانونی و افزایش قدرت تفکیک فضایی دستگاه بهینه سازی ضرایب بزرگنمایی در هر زاویه بررسی شد. بدون کاهش اندازه نقطه کانونی (همان ۰/۶ میلیمتر) بعد از بهینه سازی بزرگنمایی اثر اندازه نقطه کانونی بطور عمده ای از بین رفت و نمودار قدرت تفکیک فضایی دستگاه تا حدود زیادی شبیه به شکل ۲ شد (شکل ۷). گرچه اصلاح ضرایب بزرگنمایی نتوانست قدرت تفکیک فضایی سیستم را تا ۴۰ سیکل بر میلیمتر افزایش دهد و در زوایای کوچکتر از ۱۳ درجه قدرت تفکیک فضایی بعد از اصلاح ضرایب بزرگنمایی اندکی کوچکتر از نمودار شکل ۲ است ولی اصلاح ضرایب بزرگنمایی سه مزیت عمده برجا گذاشت:

۱- نمودار قدرت تفکیک فضایی در تمامی زوایا به صورت تابعی از زاویه آشکارساز تغییر می کند.

بهینه سازی ضرایب بزرگنمایی توانست بطور قابل ملاحظه ای سبب بهبود قدرت تفکیک فضایی سیستم شود ولی در مقابل طبق شکل ۹ بعد از بهینه سازی ضرایب بزرگنمایی، میدان دید دستگاه به شدت کاهش یافت. علت افت شدید میدان دید بعد از بهینه سازی ضرایب بزرگنمایی مخصوصاً در زوایای بزرگتر اینست که در این زوایا ضرایب بزرگنمایی بهینه بسیار بزرگتر از ۱/۴ (مقدار اولیه و عملی دستگاه) بودند و طبق رابطه (۴) افزایش ضرایب بزرگنمایی سبب کاهش میدان دید می شود.

۴- بحث

مطلوب از دستگاه VRX CT اینست که با کاهش زاویه آشکارساز قدرت تفکیک فضایی دستگاه افزایش یابد و در زوایای کوچک به حداکثر خود برسد. شکل ۲ که در حقیقت نمودار قدرت تفکیک آشکارساز است (بدون اثر نقطه کانونی) نشان می دهد با زاویه دار کردن آشکارساز می توان به این مهم دست یافت. ولی عملاً اثر اندازه نقطه کانونی برای این دستگاه بخصوص، در زوایای کوچکتر از ۱۳ درجه قدرت تفکیک فضایی را در حدود ۷/۵ سیکل بر میلیمتر ثابت نگه خواهد داشت (شکل ۳). کاهش اندازه نقطه کانونی از ۰/۶ به ۰/۳ میلیمتر دو اثر مثبت بر روی قدرت تفکیک فضایی دستگاه داشت. یکی اثر محدود

عمل اثر نقطه کانونی سبب می شود که در زوایای کوچکتر از ۱۳ درجه قدرت تفکیک فضایی در مقدار ۷.۵ سیکل بر میلیمتر ثابت می ماند. کاهش اندازه نقطه کانونی از ۰/۶ به ۰/۳ میلیمتر سبب شد که در زوایای کوچکتر از ۷ درجه قدرت تفکیک فضایی در مقدار ۱۵ سیکل بر میلیمتر ثابت بماند. کاهش اندازه نقطه کانونی تا حدودی باعث بهتر شدن وضعیت می شود. با محاسبه ضرایب بزرگنمایی بهینه و اعمال آن به سیستم، قدرت تفکیک فضایی در تمامی زوایا به صورت تابعی از θ تغییر می کند و همچنین قدرت تفکیک فضایی تا بیش از ۳۵ سیکل بر میلیمتر افزایش یافت. بعد از بهینه کردن ضریب بزرگنمایی عامل مهم اندازه میدان دید در دستگاه سی تی VRX به شدت نسبت به مقادیر عملی آن کاهش یافت. تغییر ضریب بزرگنمایی اثر معکوس بروی دو فاکتور مهم تصویر برداری یعنی قدرت تفکیک فضایی و میدان دید در این سیستم دارد بنابراین می توان در هر زاویه بسته به اهمیت بیشتر هر یک از عوامل فوق ضریب بزرگنمایی برای رسیدن به شرایط مطلوب انتخاب شود.

۶- تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از نتایج پایان نامه دوره کارشناسی ارشد می باشد. مؤلفین لازم می دانند از حمایت مالی مرکز تحقیقات دانشگاه شهید بهشتی تشکر و قدردانی به عمل بیاورند.

۲- اثر اندازه نقطه کانونی در زوایای کوچک سبب ثابت ماندن و محدود شدن قدرت تفکیک فضایی سیستم نمی شود (شکل ۸).

۳- در زوایای بین ۹۰ درجه تا ۱۳ درجه قدرت تفکیک فضایی سیستم بیشتر از حالت ایده آل آن (بدون احتساب اثر نقطه کانونی) بدست آمد.

تا اینجا اثر بهینه سازی ضریب بزرگنمایی باعث بهبود قدرت تفکیک فضایی سیستم شد ولی فاکتور مهم دیگر دستگاه یعنی اندازه میدان دید پس از بهینه سازی ضریب بزرگنمایی به شدت کاهش یافت (شکل ۹).

تغییر ضریب بزرگنمایی سبب بهبود قدرت تفکیک فضایی و کاهش میدان دید دستگاه می شود و بالعکس که به نظر می رسد تغییر ضریب بزرگنمایی اثر معکوس برای قدرت تفکیک فضایی و میدان دید دارد. از اینرو می توان بوسیله ضریب بزرگنمایی تعادلی بین قدرت تفکیک فضایی و میدان دید ایجاد کرد. بدین معنی که در هر زاویه بسته به اهمیت بیشتر قدرت تفکیک فضایی یا میدان دید می توان ضریب بزرگنمایی را طوری تنظیم کرد که به مطلوب ما نزدیکتر باشد.

۵- نتیجه گیری

در سی تی VRX مورد نظر هدف اینست که قدرت تفکیک فضایی به صورت تابعی از زاویه بین آشکارساز و راستای پرتوهای ایکس (θ) تغییر کند و همچنین در زوایای کوچک به مقادیر بالای قدرت تفکیک فضایی دست یابد. ولی نتیجه محاسبات تئوریک نشان داد که در

منابع

1. Beutel j, Kundel HL, Van Metter RL. Handbook of Medical Imaging. Volume 1. Physics and Psychophysics. SPIE Press, Bellingham, 2000.
2. Sasov A., Van Dyck D. Desktop x-ray microscopy and microtomography, J Microsc. 1998 Aug;191:151-8.
3. DiBianca FA, Gupta V, Zeman HD. A variable resolution x-ray detector for computed tomography: I. Theoretical basis and experimental verification. Med Phys. 2000 Aug;27(8):1865-74.
4. Melnyk R, DiBianca F. A. Monte Carlo study of x-ray cross-talk in a variable resolution x-ray detector. Proc. SPIE 2003; 5030, 694-701.

5. DiBianca FA, Melnyk R, Duckworth C, Russ S, L Jordan M, and Laughte JS. Comparison of VRX CT scanner geometries. Proc. SPIE 2001; 4320, 627-635.
6. Melnyk R, DiBianca FA. Modeling and measurement of the detector presampling MTF of a variable resolution x-ray CT scanner. Med Phys. 2007 Mar;34(3):1062-75.
7. DiBianca FA, Zou P, Jordan LM, Laughte JS, Zeman HD, Sebes J. A variable resolution x-ray detector for computed tomography: II. Imaging theory and performance. Med Phys. 2000 Aug;27(8):1875-80.
8. Jordan LM, Dibianca FA, Melnyk R, Choudhary A, Shukla H, Laughte J, et al. Determination of calibration parameters of a VRX CT system using an Amoeba algorithm. J Xray Sci Technol. 2004;12(4):281-293.
9. Lancaster J. Advanced Diagnostic Imaging. Available from:
<http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaste/DI-II.Chapters>. Accessed 05 March 2008.