ISIRI
11681-2
1st. edition

جمهوری اسلامی ایران
Islamic Republic of Iran
مؤسسه استاندارد وتحقیقات صنعتی ایران
Institute of Standards and Industrial Research of Iran

استاندارد ملی ایران
۱۱۶۸۱-۲
چاپ اول

وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید- مشخصات و شرایط آزمون- قسمت دوم: مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی (اسپکت)

Radionuclide imaging devices- Characteristics and test conditions- Part 2: Single photon emission computed tomographs

ICS:11.040.50

به‌نام خدا

آشنایی با مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران

مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران به موجب بند یک مادهٔ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱ تنها مرجع رسمی کشور است که وظیفه تعیین، تدوین و نشر استانداردهای ملی (رسمی) ایران را به عهده دارد.

تدوین استاندارد در حوزه های مختلف در کمیسیون های فنی مرکب از کارشناسان مؤسسه* صاحب نظران مراکز و مؤسسات علمی، پژوهشی، تولیدی و اقتصادی آگاه و مرتبط انجام می شود وکوششی همگام با مصالح ملی و با توجه به شرایط تولیدی، فناوری و تجاری است که از مشارکت آگاهانه و منصفانهٔ صاحبان حق و نفع، شامل تولیدکنندگان، مصرف‌کنندگان، صادرکنندگان و وارد کنندگان، مراکز علمی و تخصصی، نهادها، سازمان های دولتی و غیر دولتی حاصل می شود .پیش نویس استانداردهای ملی ایران برای نظرخواهی به مراجع ذی نفع و اعضای کمیسیون های فنی مربوط ارسال می‌شود و پس از دریافت نظرها و پیشنهادها در کمیتهٔ ملی مرتبط با آن رشته طرح و در صورت تصویب به عنوان استاندارد ملی(رسمی) ایران چاپ و منتشر می شود.

پیش نویس استانداردهایی که مؤسسات و سازمان های علاقه مند و ذیصلاح نیز با رعایت ضوابط تعیین شده تهیه می کنند درکمیتهٔ ملی طرح و بررسی و درصورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی ایران چاپ و منتشر می شود .بدین ترتیب، استانداردهایی ملی تلقی می شود که بر اساس مفاد نوشته شده در استاندارد ملی ایران شمارهٔ ۵ تدوین و در کمیتهٔ ملی استاندارد مربوط که مؤسسه استاندارد تشکیل می‌دهد به تصویب رسیده باشد.

مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران از اعضای اصلی سازمان بین المللی استاندارد (ISO)[1] کمیسیون بین المللی الکتروتکنیک (IEC)[2] و سازمان بین المللی اندازه شناسی قانونی (OIML)[3] است و به عنوان تنها رابط[4] کمیسیون کدکس غذایی (CAC)[5] در کشور فعالیت می کند. در تدوین استانداردهای ملی ایران ضمن توجه به شرایط کلی و نیازمندی های خاص کشور، از آخرین پیشرفتهای علمی، فنی و صنعتی جهان و استانداردهای بینالمللی بهره‌گیری می‌شود.

مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران می تواند با رعایت موازین پیش بینی شده در قانون، برای حمایت از مصرف کنندگان، حفظ سلامت و ایمنی فردی و عمومی، حصول اطمینان از کیفیت محصولات و ملاحظات زیست محیطی و اقتصادی، اجرای بعضی از استانداردهای ملی ایران را برای محصولات تولیدی داخل کشو ر و / یا اقلام وارداتی، با تصویب شورای عالی استاندارد، اجباری نماید. مؤسسه می تواند به منظور حفظ بازارهای بین المللی برای محصولات کشور، اجرای استاندارد کالاهای صادراتی و درجه‌بندی آن را اجباری نماید. همچنین برای اطمینان بخشیدن به استفاده کنندگان از خدمات سا زمانها و مؤسسات فعال در زمینهٔ مشاوره، آموزش، بازرسی، ممیزی و صدورگواهی سیستم های مدیریت کیفیت و مدیریت زیست‌محیطی، آزمایشگاه ها و مراکز کالیبراسیون (واسنجی) وسایل سنجش ، مؤسسهٔ استاندارد این گونه سازمان ها و مؤسسات را بر اساس ضوابط نظام تأیید صلاحیت ایران ارزیابی می کند و در صورت احراز شرایط لازم، گواهینامهٔ تأیید صلاحیت به آن ها اعطا و بر عملکرد آنها نظارت می کند .ترویج دستگاه بین المللی یکاها، کالیبراسیون (واسنجی) وسایل سنجش، تعیین عیار فلزات گرانبها و انجام تحقیقات کاربردی برای ارتقای سطح استانداردهای ملی ایران از دیگر وظایف این مؤسسه است.

---

* موسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران

1- International organization for Standardization
2 - International Electro technical Commission
3- International Organization for Legal Metrology (Organization International de Metrology Legal)
4 - Contact point
5 - Codex Alimentarius Commission

کمیسیون فنی تدوین استاندارد« وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید- مشخصات و شرایط آزمون- قسمت دوم: مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی (اسپکت) »

رئیس:	سمت و/ یا نمایندگی
کمالی اصل ، علیرضا	عضو هیات علمی دانشگاه شهید بهشتی
(دکتری پرتوپزشکی)	
دبیران:	
بصیرنیا ، حلیه	موسسه استاندارد وتحقیقات صنعتی ایران
(مهندسی پزشکی)	
علیخانی ، محمد مهدی	شرکت ساخت و راه اندازی نیروگاه های اتمی(سورنا)
(فوق لیسانس مهندسی هسته ای-گرایش راکتور)	
اعضاء: (اسامی به ترتیب حروف الفبا)	
بادامچی ، مهرام	موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران
(فوق لیسانس مهندسی پزشکی)	
تمهیدی ، شهبا	دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(فوق لیسانس مهندسی پزشکی)	
حیدرپور ، مازیار	شرکت تجهیزات پزشکی پیشرفته
(فوق لیسانس پرتوپزشکی)	
صیادی ، سعید	مدیر عامل شرکت بهسازطب
(فوق لیسانس مهندسی برق)	
ضیائی ، لیا	موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران
(فوق لیسانس مهندسی پزشکی)	
معینیان ، سید شهاب	موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران
(فوق لیسانس شیمی)	

صفحه

فهرست

آشنایی با مؤسسهٔ استاندارد ج
کمیسیون فنی تدوین استاندارد د
پیش گفتار و
۱ کلیات ۱
۱-۱ هدف و دامنه کاربرد ۱
۱-۲ مراجع الزامی ۱
۲ اصطلاحات و تعاریف ۲
۳ روش های آزمون ۱۰
۳-۱ اندازه گیری های کالیبراسیون ۱۰
۳-۲ انداره گیری ناراستایی سوراخهای کلیماتور ۱۲
۳-۳ اندازه گیری حساسیت سیستم اسپکت ۱۲
۳-۴ پراکندگی ۱۴
۳-۵ اندازه گیری غیر یکنواختی پاسخ اسپکت ۱۶
۳-۶ قدرت تفکیک مکانی سیستم اسپکت ۱۶
۳-۷ روش های آزمون سیستم اسپکت که در مد آشکارسازی همفرودی کار می کند ۱۷
۴ مدارک همراه ۳۳
شکل ۱- هندسه پروجکشن ها ۳۶
شکل ۲- فانتوم استوانه ای سر ۳۷
شکل ۳- فانتوم جایگذاری با نگهدارنده ها برای چشمه پراکندگی ۳۸
شکل ۴- ارزیابی کسر پراکندگی ۳۹
شکل ۵- گزارش کردن قدرت تفکیک عرضی ۴۰
شکل ۶- ارزیابی FWHM ۴۱
شکل ۷- ارزیابی عرض معادل (EW) ۴۲
شکل ۸- فانتوم جاگذاری به همراه کره های توخالی ۴۳
شکل ۹- برش مقطعی فانتوم بدن ۴۴
شکل ۱۰- فانتوم بازو ۴۴
شکل ۱۱- پیکربندی فانتوم برای اندازه‌گیری های نرخ شمارش مطابق با ۲-۱-۳-۵-۷-۳ ۴۵
شکل ۱۲- نمودار ارزیابی تصحیح شمارش از دست رفته ۴۵
شکل ۱۳- فانتوم جایگذاری برای ارزیابی تصحیح تضعیف ۴۶

پیش گفتار

استاندارد"وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید- مشخصات و شرایط آزمون- قسمت دوم: مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی (اسپکت) " که پیش نویس آن درکمیسیون های مربوط توسط (مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران) تهیه و تدوین شده و در یکصدو نودو پنجمین اجلاس کمیتهٔ ملی استاندارد مهندسی پزشکی مورخ ۸۷/۸/۲۸ مورد تصویب قرار گرفته است ، اینک به استناد بند یک مادهٔ ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱ ، به عنوان استاندارد ملی ایران منتشر می‌شود .

برای حفظ همگامی و هماهنگی با تحولات و پیشرفت های ملی و جهانی در زمینهٔ صنایع، علوم و خدمات، استانداردهای ملی ایران در مواقع لزوم تجدید نظر خواهد شد و هر پیشنهادی که برای اصلاح و تکمیل این استانداردها ارائه شود، هنگام تجدید نظر در کمیسیون فنی مربوط مورد توجه قرار خواهد گرفت . بنابراین، باید همواره از آخرین تجدیدنظر استانداردهای ملی استفاده کرد.

منبع و ماخذی که برای تهیهٔ این استاندارد مورد استفاده قرار گرفته به شرح زیر است:

IEC 61675-2,2005: Radionuclide imaging devices-
Characteristics and test conditions- Part 2: Single photon emission computed tomographs.

وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید- مشخصات و شرایط آزمون-
قسمت دوم: مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی (اسپکت)

۱ کلیات

۱-۱ هدف و دامنه کاربرد

هدف از تدوین این استاندارد، واژگان و تعیین روش های آزمون برای تشریح مشخصه های دستگاه اسپکت گاما کمرا مجهز به کلیماتورهایی با سوراخهای موازی مدل انگر، می باشد. از آنجا که این سیستم ها بر پایه گاماکمراهای مدل انگر می باشند، این استاندارد باید همراه با استاندارد IEC 60789 مورد استفاده قرار گیرد. این سیستم ها از یک سیستم گانتری[1]، یک یا چند هد آشکار ساز و یک سیستم کامپیوتر با وسایل جمع آوری، ضبط و نمایش تشکیل شده اند.

همچنین این استاندارد شرایط آزمون برای بیان مشخصه های اسپکت هایی که در مد همفرودی به خوبی مد تک فوتون کار می کنند را مشخص می نماید. روش های آزمون مشخص شده برای مد همفرودی بر مبنای روشهای آزمون توموگراف های پت اختصاصی که در استاندارد IEC 61675-1 شرح داده شده برای انعکاس بهترین استفاده کلینیکی آشکارسازی همفرودی می باشد. آزمون ها بگونه ای تنظیم شده اند تا حساسیت و مشخصه های نرخ شمارش اسپکت هایی را که در مد آشکارساز همفرودی کار می کنند در مواقع لزوم منعکس نمایند.

روشهای آزمون مشخص شده در این استاندارد برای انعکاس بیشترین استفاده کلینیکی اسپکت های گاما کمرای چرخشی مدل انگر انتخاب شده اند. هدف این است که روش های آزمون بوسیله سازندگان انجام شود تا آنها قادر باشند مشخصات سیستم های اسپکت را بر یک اساس مشترک شرح دهند.

لازم به ذکر است هیچ آزمونی برای مشخص کردن یکنواختی تصاویر بازسازی شده مشخص نشده است زیرا تمام روشهایی که تا بحال شناخته شده، به صورت عمده نویز تصویر را منعکس می کنند.

۱-۲ مراجع الزامی

مدارک الزامی معرفی شده، حاوی مقرراتی است که در متن این استاندارد به آنها ارجاع داده شده است. به این ترتیب این مقررات، جزیی از این استاندارد محسوب می شوند. در مورد مراجع دارای تاریخ چاپ و/ یا تجدید نظر، اصلاحیه ها و تجدید نظرهای بعدی این مدارک مورد نظر نیست. با این وجود ، بهتر است کاربران ذینفع این استاندارد، امکان کاربرد آخرین اصلاحیه ها و تجدید نظر های مدارک الزامی زیر را مورد بررسی قرار دهند. در مورد مراجع بدون تاریخ چاپ و/ یا تجدید نظر، آخرین چاپ و/ یا تجدید نظر آن مدارک الزامی که ارجاع داده شده، مورد نظر می باشد.

استفاده از مراجع ذیل برای استفاده از این استاندارد الزامی است:

1-2-1 IEC 60788:1984, Medical radiology- Terminology

1-2-2 IEC 60789:1992, Characteristics and test conditions of radionuclide imaging devices- Anger type gamma camera

[1] - Gantry

1-2-3 IEC 61675-1, Radionuclide imaging devices- Characteristic and test conditions- Part 1: Positron emission tomographs

۲ اصطلاحات و تعاریف

برای اهداف این استاندارد تعاریف مندرج در استانداردهای IEC 60788، IEC 60789 و IEC 61675-1 به همراه تعاریف زیر بکار می رود.

۱-۲

محور سیستم

عبارت است از محور تقارن سیستم که توسط ویژگی‌های هندسی و فیزیکی سیستم مشخص می‌شود.

یادآوری- محور سیستم گاماکمرا با آشکارسازهای چرخان، محور چرخش است.

۱-۱-۲

سیستم‌های مختصات

۲-۱-۲

سیستم مختصات ثابت

مختصات کارتزین با محورهای z,y,x که z محور سیستم است. مبداء سیستم مختصات ثابت توسط مرکز جرم حجم توموگرافی تعیین می‌گردد. (شکل ۱ را ملاحظه کنید). محور سیستم نسبت به تمام برش‌های ترانسورز (کج) به صورت اورتوگونال است.

۳-۱-۲

سیستم مختصات پروجکشن

مختصات کارتزین ماتریس تصویر هر تصویر دو بعدی با محورهای x_ρ وy_ρ (که توسط ماتریس تصویر تعریف شده اند) . محور y_ρ و تصویر محور سیستم روی سطح جلویی آشکارساز باید با هم موازی باشند. مبداء سیستم مختصات پروجکشن، مرکز ماتریس تصویر است (شکل ۱ را ملاحظه کنید).

۴-۱-۲

مرکز چرخش (COR)

مبداء سیستم مختصات که پروجکشن برش‌های عرضی را با توجه به چگونگی جهت‌گیری آنها در فضا توضیح می‌دهد.

یادآوری- مرکز چرخش برش های عرضی، توسط محل تقاطع محور سیستم با صفحهٔ میانی برش متناظر داده می‌شود.

۵-۱-۲

افست (تعویض موقعیت)

عبارت است از انحراف موقعیت مرکز چرخش پروجکشن (x'_p) از $x_p = ۰$ (شکل ۱ را ملاحظه کنید)

۲-۲.

توموگرافی (پیوست الف را ملاحظه کنید)

۱-۲-۲

توموگرافی عرضی(TRANSVERSE TOMOGRAPHY)

در توموگرافی عرضی، شی سه بعدی توسط روش‌های فیزیکی مثل موازی کردن، برش زده می‌شود تا به صورت دو بعدی مورد بررسی قرار گرفته و از یکدیگر مستقل باشند. صفحات تصویر عرضی بر محور سیستم عمود می باشند.

۲-۲-۲

مقطع‌نگاری کامپیوتری گسیلی (EMISSION COMPUTED TOMOGRAPHY(ECT))

روش تصویر برداری برای نمایش توزیع فضایی رادیونوکلئید ها در قطعه‌های (برش های) دو بعدی انتخاب شده در بیمار.

۱-۲-۲-۲

پروجکشن

تبدیل یک جسم سه بعدی به تصویر دو بعدی اش یا تبدیل یک جسم دو بعدی به تصویر یک بعدی اش، بوسیلهٔ تجمیع کردن ویژگی فیزیکی که تصویر را در امتداد جهت باریکه پرتو پروجکشن تعیین می کند.

یادآوری- این فرآیند بر اساس ریاضیات بوسیلهٔ انتگرال های خطی در جهت پروجکشن توضیح داده می شود که تبدیل Radon نامیده می شود.

۲-۲-۲-۲

باریکه پروجکشن

تعیین کوچک ترین حجم ممکن است که در آن حجم، خواص فیزیکی تصویر تجمیع یافته را در طول فرآیند اندازه گیری معین می کند. شکل باریکه بوسیله تفکیک مکانی در هر سه بعد، محدود می شود.

یادآوری- در اسپکت، باریکه پروجکشن معمولاً شکل یک مخروط واگرای باریک دراز را دارد.

۳-۲-۲-۲

زاویه پروجکشن

زاویه ای که تحت آن، پروجکشن اندازه گیری شده یا بدست می آید.

یادآوری- برای تجسم، شکل ۱ را ببینید.

۴-۲-۲-۲

سینوگرام (SINOGRAM)

عبارت است از نمایش دو بعدی کلیه پروجکشن های یک بعدی از برش یک جسم، به عنوان تابعی از زاویه پروجکشن.

زاویه پروجکشن روی محور قائم نمایش داده می شود. مختصه پروجکشن خطی روی محور طولی نمایش داده می شود.

۵-۲-۲-۲

برش جسم

برشی در جسم که خواص فیزیکی این برش، اطلاعات اندازه گیری شده که در تصویر توموگرافی نمایش داده شود را تعیین می کند.

۶-۲-۲-۲

صفحه تصویر (IMAGE PLANE)

صفحه ای که به صفحه ای در برش جسم نسبت داده می شود.

یادآوری- معمولاً صفحه تصویر، صفحه میانی برش جسم مربوط است

۷-۲-۲-۲.

حجم توموگرافی (TOMOGRAPHIC VOLUME)

مجموع تمام سلولهای (المان های) حجم که در اندازه گیری انجام شده برای کلیه زوایای پروجکشن مشارکت دارند.

یادآوری- برای یک گاما کمرای چرخشی با FOV مدور[1] حجم توموگرافی به صورت یک کره است طوری که شعاع چرخش بزرگتر از شعاع FOV است. برای FOV مستطیلی، حجم توموگرافی، یک استوانه است.

۱-۷-۲-۲-۲

میدان دید عرضی ((TRANSVERSE FIELD OF VIEW(FOV))

ابعاد یک برش در حجم توموگرافی، عمود بر محور سیستم، برای یک میدان دید عرضی دایره ای، بوسیلهٔ قطرش توضیح داده می شود.

یادآوری- برای حجم های توموگرافی غیر استوانه ای، یمدان دید عرضی ممکن است به موقعیت محوری برش بستگی داشته باشد.

۲-۷-۲-۲-۲

میدان دید محوری

ابعاد برش در داخل حجم توموگرافی که موازی با محور سیستم و شامل محور سیستم است. در عمل این کمیت فقط توسط بعد محوری آن که به صورت فاصله بین مراکز دورترین صفحات تصویر تعریف شده به علاوهٔ میانگین پهنای ضخامت اندازه‌گیری شده که به صورت پهنای معادل (EW) اندازه‌گیری شده است، مشخص می‌گردد.

۳-۷-۲-۲-۲

میدان دید کلی

عبارت است از ابعاد (سه بعدی) حجم توموگرافیک.

۳-۲

ماتریس تصویر

عبارت است از آرایش درایه‌های ماتریس در سیستم مختصات کارتزین.

۱-۳-۲

[1] - Circular field of viow

درایه مارتیس (عضو ماتریس)

کوچکترین واحد یک ماتریس تصویر که در محل و ابعاد آن نسبت به حجم معینی از جسم(وکسل)، مشخص می‌گردد.

۲-۳-۱-۱

پیکسل

عبارت است از درایه (المان) ماتریس در ماتریس تصویر دو بعدی

۲-۳-۱-۲

تریکسل

عبارت است از المان ماتریس در ماتریس تصویر سه بعدی

۲-۳-۲

وکسل

حجم المان (در شیء) که به داریهٔ ماتریس در ماتریس تصویر (دو بعدی یا سه بعدی) نسبت داده می‌شود. ابعاد وکسل توسط ابعاد درایهٔ ماتریس متناظر از طریق فاکتورهای مقیاس متناسب و توسط تفکیک فضایی سیستم در سه بعد تعیین می‌شود.

۲-۴

تابع پهن شدگی نقطه ایی(PSF)

عبارت است از تصویر جرقه نگاری از چشمه نقطه‌ای

۲-۴-۱

تابع پهن شدگی نقطه ایی PSF فیزیکی

برای توموگراف‌ها، تابع پهن شدگی نقطه ایی دو بعدی در صفحات عمود بر پرتو تابش در فاصلهٔ مشخص از آشکارساز.

یادآوری- تابع پهن شدگی نقطه ایی فیزیکی صرفاً کارایی تصویر برداری فیزیکی و دستگاه توموگرافیک به طور مستقل از نمونه گیری، بازسازی تصویر، پردازش تصویر اما وابسته به کلیماتور مشخص می‌کند. پرتو تابش توسط تمام تابع پهن شدگی نقطه ایی فیزیکی به صورت تابعی از فاصله در امتداد محور آن مشخص می‌شود.

۲-۴-۲

تابع پهن شدگی نقطه ایی محوری

منحنی گذرا از پیک تابع پهن شدگی نقطه ایی فیزیکی در صفحهٔ موازی با محور سیستم.

۲-۴-۳

تابع پهن شدگی نقطه ایی عرضی (TRANSVERSE PSF)

تابع پهن شدگی نقطه ایی دو بعدی بازسازی شده در یک صفحه تصویر توموگرافی

یادآوری- در توموگرافی، تابع پخشیدگی نقطه عرضی همچنین می تواند از یک چشمهٔ خطی موازی محور سیستم به دست آید.

۵-۲

تفکیک مکانی (SPATIAL RESOLUTION)

توانایی متمرکزکردن توزیع چگالی شمارش در تصویر یک چشمهٔ نقطه ای به یک نقطه

۱-۵-۲

تفکیک عرضی(TRANSVERSE RESOLUTION)

تفکیک مکانی در یک صفحه بازسازی شده عمود بر محور سیستم.

۱-۱-۵-۲

تفکیک شعاعی (RADIAL RESOLUTION)

تفکیک عرضی در امتداد خطی که از مکان چشمه و محور سیستم عبور می کند.

۲-۱-۵-۲

تفکیک مماسی (TANGENTIAL RESOLUTION)

تفکیک عرضی در جهت عمود بر جهت تفکیک شعاعی

۲-۵-۲

تفکیک محوری (AXIAL RESOLUTION)

برای توموگراف های با نمونه برداری محوری ظریف و دقیق که قضیه نمونه برداری را برآورده می کند، تفکیک در امتداد خطی موازی با محور سیستم است.

۳-۵-۲

عرض معادل ((EQUIVALENT WIDTH (EW)

عرض مستطیلی که دارای مساحت و ارتفاع یکسان با تابع پاسخ مثل تابع پهن شدگی نقطه ایی است.

۶-۲

حساسیت توموگرافی (TOMOGRAPHIC SENSITIVITY)

۱-۶-۲

حساسیت برش (SLICE SENSITIVITY)

نسبت نرخ شمارش آن گونه که روی سینوگرام اندازه گیری شده به غلظت اکتیویته در فانتوم

یادآوری- در اسپکت، شمارش های اندازه گیری شده بوسیل] کم کردن کسر پراکندگی برای پراکندگی به صورت عددی اصلاح نمی شوند.

۲-۶-۲

حساسیت حجمی (VOLUME SENSITIVITY)

مجموع تک تک حساسیت های برش

۳-۶-۲

حساسیت حجمی نرمالیزه (NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY)

حساسیت حجمی تقسیم بر FOV محوری توموگراف یا طول فانتوم، هر کدام که کوچکتر باشد.

۷-۲

کسر پراکندگی ((SCATTER FRACTION(SF)

نسبت بین تعداد فوتونهای پراکنده شده و مجموع فوتونهای پراکنده و غیر پراکنده برای یک ساختار مورد آزمایش خاص.

۸-۲

مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی (اسپکت)

مقطع نگاری کامپیوتری به روش نشر تک گسیلی از رادیوایزوتوپهای گسیلنده پرتو گاما

۱-۸-۲

مدت زمان قرارگیری آشکارساز

کسری از کل زمان سپری شده روی جمع آوری اطلاعات، که در جمع آوری اطلاعات استفاده نمی‌شود.

۲-۸-۲

کج شدن (یکبر کردن)سر آشکارساز

انحراف محور کلیماتور از حالت اورتوگونال با محور سیستم.

۳-۸-۲

شعاع چرخش

فاصله محور سیستم و سطح جلویی کلیماتور

۹-۲

چشمهٔ رادیواکتیو

rm-20-020 f IEC 60788 را ملاحظه کنید.

۱-۹-۲

چشمهٔ نقطه‌ای

چشمهٔ رادیو اکتیو با فعالیت تقریبی γ در تمامی سه بعد.

۲-۹-۲

چشمهٔ خطی

چشمهٔ رادیو اکتیو خطی با فعالیت در دو بعد بصورت تابع دلتا و ثابت (یکنواخت) در بعد سوم.

۱۰-۲

توموگرافی به کمک نشر پوزیترون(PET)

توموگرافی کامپیوتری نشری توسط آشکارسازی همفرودی(همزمانی) با بهره گیری از تابش نابودی فرایند فنای مواد پرتوزای گسیل دهنده پوزیترون.

[IEC 61675-1, 2.1.3]

۱-۱۰-۲

دستگاه پت ((POSITRON EMISSION TOMOGRAPH(PET))

دستگاه توموگرافی که تابش نابودی فرایند فنای ناشی از پوزیترون گسیل شده از مواد پرتوزا را آشکار سازی می‌کند.

۲-۱۰-۲

تابش نابودی فرایند فنا

تابش یوننده ای که پس از برهمکنش ذره و پاد ذره تولید می‌شود.

۲-۱۰-۳

خط پاسخ ((LINE OF RESPONSE(LOR))

محور باریکه پروجکشن

یادآوری- در PET، منظور از LOR ، خطی است که مراکز دو المان آشکارساز مقابل هم را که در مد همفرودی کار می کنند به هم وصل می کند. [تعریف برگرفته از زیربند ۵-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۲-۱۰-۴

همفرودی کل(TOTAL COINCIDENCES)

مجموع تمام همفرودی آشکارسازی شده [تعریف برگرفته از زیربند ۶-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۲-۱۰-۴-۱

همفرودی صحیح (TRUE COINCIDENCE)

نتیجه آشکارسازی همفرودی دو رویداد گاما که از یک نابودی پوزیترون ایجاد شده‌اند.

[تعریف برگرفته از زیربند ۱- ۶-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۲-۱۰-۴-۲

همفرودی صحیح پراکنده (SCATTERED TRUE COINCIDENCE)

همفرودی صحیحی که در آن حداقل یک فوتون شرکت کننده قبل از آشکارسازی همـــفرودی پراکنده شده است.

[تعریف برگرفته از زیربند ۲- ۶-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۲-۱۰-۴-۳

همفرودی صحیح غیر پراکنده (UNSCATTERED TRUE COINCIDENCE)

اختلاف بین همفرودی های صحیح و همفرودی های صحیح پراکنده

[تعریف برگرفته از زیربند 3- ۶-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۲-۱۰-۴-۴

همفرودی تصادفی (RANDOM COINCIDENCE)

نتیجه آشکارسازی همفرودی که در آن هر دو فوتون شرکت کننده از نابودی پوزیترونهای متفاوت پدیدار شده اند.

[تعریف برگرفته از زیربند ۴- ۶-۳-۱-۲ استاندارد IEC 61675-1]

۵-۱۰-۲

نرخ تکی ها

نرخ شمارش اندازه گیری شده بدون آشکارسازی همفرودی، البته به همراه جداسازی انرژی

۶-۱۰-۲

بازسازی دو بعدی

در بازسازی دو بعدی، داده ها قبل از بازسازی، در سینوگرام باز ترکیب می شوند چرا که داده های پروجکشن به صورت برش های عرضی هستند و فرض می شود که از هم مستقل بوده و عمود بر محور سیستم می باشند. بنابراین، هر رویداد در جهت محوری به برش عرضی عبوری از نقطه میانی خط پاسخ مربوطه منتصب می شود. هر انحراف از حالت عمود بر محور سیستم چشم پوشی می شود. داده ها سپس بوسیلهٔ روش های دو بعدی بازسازی می گردند. یعنی هر برش از سینوگرام مربوطه اش مستقل از بقیه مجموعه داده ها بازسازی می شود.

یادآوری- این روش استاندارد بازسازی برای دستگاه پت با استفاده از زوایای پذیرش محوری کوچک یعنی با بهره گیری از septa می باشد. برای دستگاههای پت با زوایای پذیرش محوری بزرگ یعنی بدون بهره گیری از septa، این روش همچنین "باز ترکیب برش منفرد"[1] نیز نامیده می شود.

[تعریف برگرفته از زیربند ۱-۴-۱-۲ , IEC 61675-1]

۷-۱۰-۲

بازسازی سه بعدی

در بازسازی سه بعدی خطوط باسخ LOR به این محدود نمی‌شوند که عمود بر محور سیستم باشند. بنابراین یک خط پاسخ ممکن است از چندین برش عرضی (کج) عبور کند. بنابراین (متعاقباً) ، برش های عرضی نمی توانند به صورت مستقل از یکدیگر بازسازی شوند. هر برش باید با استفاده از یک مجموعه اطلاعات کامل سه بعدی بازسازی شود.

۱۱-۲

ضریب بازیافت

غلظت فعالیت اندازه گیری شده یک حجم فعال تقسیم بر غلظت فعالیت درست آن حجم با نادیده گرفتن ضرایب کالیبراسیون فعالیت.

یادآوری- برای اندازه گیری، غلظت فعالیت صحیح بوسیلهٔ غلظت فعالیت اندازه‌گیری شده در یک حجم بزرگ جایگزین می‌شود.

۱۲-۲

حساست برش نرمالیزه شده

حساسیت برش تقسیم بر پهنای برش محوری (EW) برای آن برش.

۱-۱۲-۲

[1] - Single slice rebinning

مشخصهٔ نرخ شمارش

تابعی که رابطهٔ بین نرخ شمارش جذب شده و نرخ شمارش واقعی را می‌دهد.

۲-۱۲-۲

شمارش از دست رفته

اختلاف بین شمارش اندازه گیری شده و شمارش واقعی به دلیل زمان بازیافت وسیله

۳-۱۲-۲

مکان یابی پایل آپ (ADDRESS PILE UP)

محاسبهٔ غلط مکانی یک اتفاق مصنوعی که از پنجره انرژی عبور می‌کند، اما توسط دو یا تعداد بیشتری اتفاق بوسیلهٔ اثر پایل آپ ، شکل گرفته است.

۴-۱۲-۲

چشمهٔ رادیواکتیو

مقدار مادهٔ رادیو اکتیو که هم فعالیت و هم فعالیت ویژهٔ بالاتر از مقدار مشخصی را دارد.

۳ روش های آزمون

تمام اندازه گیری ها باید توسط پنجره تحلیل‌گر دامنهٔ پالس به صورت مشخص شده در جدول شماره یک استاندارد IEC6078 انجام شوند. اندازه گیری های اضافی با تنظیمات دیگری که توسط کارخانه مشخص شده است نیز می تواند انجام شود. قبل از اینکه اندازه گیری انجام شد، سیستم های توموگرافی باید توسط فرآیندی که به طور طبیعی توسط سازندگان برای یک واحد نصب شده استفاده می شود، تنظیم شود. این سیستم نباید صرفاً برای اندازه گیری یک سری پارامتر خاص تنظیم شوند. اگر هر آزمونی نتواند به صورت مشخص شده در استاندارد انجام شود، در این صورت به دلیل انحراف و شرایطی که این آزمایش تحت آن شرایط انجام شده است، باید به طور واضح بیان شود.

بدون در نظر گرفتن موارد گفته شده، هر هد آشکارساز در سیستم باید بوسیلهٔ یک مجموعه داده کامل که محدوده زاویه ۳۶۰ درجه را پوشش می دهد مشخص گردد. برای سیستم های چند هد، برای مشخص سازی تصویر و جمع آوری داده ها سیستم باید به گونه ای باشد که کمترین چرخش مورد نیاز برای به دست آوردن یک مجموعه داده کامل پوشش داده شود (مثلاً ۱۲۰ درجه برای یک سیستم ۳ هد) . اگر توموگراف مختص به کار ، در مد گردش غیر دایره ای که روی پارامترهای عملکرد تأثیر دارد تنظیم شده باشد، نتایج آزمون نیز باید گزارش شود. در غیر اینصورت، اندازه گیری ها باید در نرخ شمارشی زیر ۲۰/۰۰۰ شمارش در ثانیه انجام شود.

اندازه گیری پارامترهای عملکرد در مد مسطح[1] ، یک پیش نیاز است. مجموعه کاملی از پارامترهای عملکرد باید به نحوی که در استاندارد IEC 60789 مشخص شده، اندازه گیری گردند.

۳-۱ اندازه گیری های کالیبراسیون

۳-۱-۱ اندازه گیری مرکز چرخش (COR)

[1] - Planar

برای بازسازی عاری از هرگونه خطا، نیاز به دانستن موقعیت پروجکشن COR در سیستم مختصات X_p، Y_p برای هر پروجکشن (یعنی برای هر زاویه پروجکشن) می باشد. برای یک چرخش دایره ای آشکارساز در سیستم ایده آل، پروجکشن یک چشمه نقطه ای در COR که در موقعیت x'_p در ماتریس برای تمام زوایای پروجکشن یکسان خواهد بود (شکل ۱ را ببنید).

برای تعیین مرکز چرخش، مقدار انحراف x'_p باید اندازه گیری شود و از چشمه (های) نقطه ای استفاده گردد. حداقل از ۳۲ پروجکشن که به صورت برابر روی ۳۶۰° قرار گرفته اند به دست می آیند و به صورت یک سینوگرام نمایش داده می شوند. شعاع چرخش باید روی ۲۰ سانتی متر تنظیم شود. چشمه (ها) باید به صورت شعاعی حداقل در ۵ سانتی متر محور سیستم قرار گیرند تا بتوان سینوگرام با ظاهر قابل تمیز به یک تابع سینوسی به دست آورد. مقدار آفست باید حداقل برای سه برش با موقعیت های محوری (جهت z) تعیین گردد، یکی در مرکز FOV و دو تای دیگر در $\pm\frac{1}{3}$ میدان دید محوری از مرکز.

حداقل ۱۰/۰۰۰ شمارش در هر نما باید به دست آید. طول کنار پیکسل باید کمتر از ۴ میلی متر باشد. برای محاسبه مرکز ثقل $x_p(\theta)$ چشمه در جهت x_p ، باریکه های عریض ۵۰ میلیمتر در جهت Y که در اطراف موقعیت Y_p هر چشمه متمرکز شده اند باید مورد استفاده قرار گیرد. این کار باید برای هر زاویه θ انجام گیرد. سپس، انحراف بوسیلهٔ برازش یک تابع سینوسی به مقادیر $x_p(\theta)$ هر چشمه معین می شود، که در آن،

$$x_p(\theta)=A\sin(\theta+\varphi)+x'$$

که در معادلهٔ بالا

زاویهٔ θ

دامنه A

شیفت فاز تابع سینوس φ

x' انحراف میانگین که برای سه موقعیت محوری مختلف گزارش می شود، می باشند.

یادآوری- اگر شیب وکجی هد آشکارساز داشته باشیم، موقعیت تصویر چشمه نقطه ای هم در جهت X_p و هم در جهت Y_p حرکت خواهد کرد. برای تعیین حرکت X_p که بوسیلهٔ حرکت Y_p تحت تأثیر قرار نگرفته (برای یک شیب منطقی هد)، مرکز دوران با استفاده از باریکه عریض ۵۰mm محاسبه می شود. زیر نویس P به فضای پروجکشن اشاره دارد. (شکل ۱ را ببنید)

یادآوری- اگر سیستمی از اصلاح انحراف خودکار بهره می برد که قابل خاموش کردن نیست، X' باید صفر باشد.

علاوه بر این ، اختلاف بین برازش و داده باید به صورت تابعی از θ (که خطا را نشان می دهد) رسم شود. اختلاف بیشینه برای هر موقعیت محوری باید گزارش گردد. مقادیر فقط برای همان کولیماتور درست بوده و باید بر حسب میلیمتر بیان شوند.

یادآوری- انحرافات سیستمی (TRANDS) دال بر انحرافهای متغیر در حین چرخش آشکارساز است.

۳-۱-۲ کج شدن سر آشکارساز

بازسازی بدون غلط به این احتیاج دارد که جهت سوراخ های کلیماتور، برای هر زاویهٔ تصویر به صورت ارتوگونال نسبت به محور سیستم قرار گرفته باشد. انحراف از این خواسته ، کج شدن سر آشکارساز نامیده می شود.

با استفاده از اندازه گیری های بخش ۳-۱-۱، کج شدن سر آشکارساز می‌تواند توسط محاسبهٔ مرکز ثقل $Y\rho(G)$ تصویر یک چشمهٔ نقطه ای در جهت Yρ تعیین شود. با استفاده از نوارهایی روی کل میدان دید در جهت Xρ.. از تابع سینوسی زیر برای فیت کردن بر روی مقادیر بدست آمده استفاده می شود:

$$Y\rho(B) = B\sin(G+\varphi) + D$$

که در اینجا θ زاویهٔ تصویر است، B دامنه است و φ جابه جایی فاز تابع سینوسی است. مقدار زاویهٔ کج شدن سر آشکارساز به صورت $a = Arc\sin\frac{B}{A}$ گزارش می شود که A دامنهٔ بدست آمده از اندازه گیری COR است.

یادآوری- اگر هیچ کج شده گی وجود نداشته باشد، B باید صفر باشد و D باید موقعیت چشمهٔ Y_p باشد.

علاوه بر این، تفاوت بین تابع فیت شده و مقادیر داده ها بصورت منحنی ، تابعی از θ برای نشان دادن اشتباه (error) رسم شود.

۳-۲ اندازه گیری ناراستایی سوراخهای کلیماتور

اگر تمامی سوراخهای کولیماتور با یکدیگر موازی باشند، برای تمامی موقعیتهای چشمه در حجم اندازه‌گیری میزان انحراف با فرض خطی بودن الکترونیک قرار گیری ،مقدار ثابتی می باشد. برای آشکارکردن امکان وجود بی نظمی حفره های کلیماتور، انحراف آفست باید با استفاده از یک چشمهٔ نقطه ای قرار گرفته در همهٔ تقاطع‌های یک گرید ارتوگونال استفاده شود. خطوط گرید باید به اندازهٔ ۱۰ سانتیمتر از هم جدا باشند. شعاع چرخش باید حداقل برابر ۲۰ سانتیمتر باشد. مقدار متوسط تمام افست های اندازه گیری شده باید محاسبه شود و بیشینهٔ انحراف از آن بیان شود.

۳-۳ اندازه گیری حساسیت سیستم اسپکت

۳-۳-۱ زمان مکان یابی آشکار ساز

در کنار زمانی که برای جمع آوری اطلاعات انتخاب شده است، زمان قرار گیری آشکارساز، کسری از کل زمان گذرانده شده را که برای جمع آوری اطلاعات مفید نیست تعیین می‌کند. بنابراین، این عامل می‌تواند حساسیت وسیلهٔ توموگرافی را تحت تأثیر قرار دهد. این مسئله به خصوص برای آشکارسازهای چرخانی که به صورت توقف و پرتاب[1] کار می کند، درست است. چشمهٔ نقطه ای ^{99m}TC باید در مرکز چرخش در هوا قرار گیرد. نرخ شمارش باید بیشتر از ۱۰۰ شمارش بر ثانیه باشد. دو عمل جمع آوری ۳۶۰ درجه با تعداد تصاویر بیان شده (Pj) (اولی حداقل ۶۰ و دومی حداقل ۱۲۰ تصویر) باید با استفاده از زمان جمع آوری بر تصویر ΔT_{acg} برابر ۱۰ ثانیه، انجام شوند. اندیس j ام هم می‌تواند کوچک و هم می‌تواند بزرگ باشد با توجه به رنج ۶۰ یا ۱۲۰ تصویر زمان Tj از آغاز بدست آوردن اولین تصویر تا آخرین تصویر باید اندازه گیری شود. جمع آوری استاتیکی متناظر با مدت زمان Tj باید مستقیماً پس از جمع آوری توموگرافی انجام شود. این اطلاعات باید برای زمان های آغاز مختلف تصحیح شوند.

زمان کل موقعیت یابی آشکارساز T_{pos} باید بر اساس رابطهٔ زیر محاسبه گردد:

$$T_{pos,j} = \frac{(N_{static,j} - N_{total,j})T_j}{N_{static,j}}$$

[1] - Step and shoot

که در آن:

N_{total} مجموع شمارش ها در تمام پروجکشن ها

N_{static} تعداد شمارش ها در جمع آوری استاتیک است

زمان موقعیت یابی متوسط در هر ΔT_{pos} بوسیله تقسیم T_{pos} بر تعداد تبدیلات بین گامهای که واقعاً استفاده شده اند محاسبه می گردد.

$$\Delta T_{pos,j} = \frac{T_{pos,j}}{(p_j - 1)}$$

فاکتور اصلاح cj برای محاسبهٔ حساسیت حجمی بوسیلهٔ رابطه زیر به دست می آید:

$$C_j = \frac{\Delta T_{acg,j}}{\Delta T_{acg,j} + \Delta T_{pos,j}}$$

فاکتور اصلاح C_j باید محاسبه شده و برای هر زیر نویس j با زمانهای جمع آوری در هر $\Delta T_{acg,j}$ به ترتیب ۳۰ ثانیه (کوتاه) و ۱۵ ثانیه (بلند) گزارش گردد. این اندازه گیری با حالت کلینیک نوعی با زمان جمع آوری کل ۳۰ دقیقه متناظر است.

۳-۳-۲ حساسیت حجمی نرمالیزه

اندازه گیـــــــری باید با استفاده از یک فانتوم استوانه ای با قطر خارجی ۲۰۰ mm ± ۳mm ، با ضخامت دیوارهٔ ۳ mm ± ۱mm ، و طول داخلی ۱۹۰mm ± ۳mm (شکل ۲ را ببنید) که به صورت یکنواخت با یک محلول آبی ^{99m}Tc پر شده، انجام شود غلظت اکتیویته a_{ave} (kBq/cm^3) (کیلو بکرل بر سانتی متر مکعب) باید به دقت بوسیلهٔ شمارش کردن حداقل دو نمونه از آن محلول در یک شمارشگر چاهی(Well) کالیبره شده و اصلاح نتیجه برای واپاشی رادیواکتیو به زمان اندازه گیری (نقطهٔ میانی فاصلهٔ زمانی جمع آوری) تعیین گردد.

یادآوری- این آزمون بصورت خیلی حساس وابسته به سنجش های دقیق رادیو اکتیوتیه که در یک کالیبراتور دز یا شمارشگر چاهی اندازه گیری شده باشد، وابسته است. حفظ کردن یک کالیبراسیون مطلق با این چنین وسایلی برای دقت های بهتر از ۱۰٪ سخت است. استانداردهای مرجع مطلق که از γ-emitter های مناسب استفاده می کنند باید مورد استفاده قرار گیرند البته اگر مقادیر بالا تر دقت مورد نیاز است.

فانتوم باید طوری قرار گیرد که محور طولی اش همراستا با محور سیستم باشد(موازی با آن و تا حد ممکن نزدیک به محور سیستم). شعاع چرخش R باید ۲۰ cm باشد. برای هر کلیماتوری که به صورت روزانه برای تصویر برداری اسپکت استفاده می شود باید حداقل یک میلیون شمارش در صد تصویر برداری استاتیک جمع آوری شود و زمان جمع آوری T_a[sec] باید ثبت گردد. برای یک ناحیه مستطیلی مورد بررسی[1] (ROI) باید برای پوشاندن قطر استوانه حداکثر ۲۴۰ mm و طول L باید در جهت محوری حداقل ۱۵۰ میلیمتر باشند و در مرکز فانتوم قرار گیرند. حساسیت حجمی نرمالیزه S_{norm} با تقسیم تعداد شمارش ها N_{ROI} که از ROI ثبت شده، بر غلظت اکتیویته a_{ave}، زمان جمع آوری T_a، طول محوری L مربوط به ROI و ضرب در فاکتور اصلاح C_j (۳-۳-۱ را ببنید) بر طبق معادله زیر به دست می آید:

[1] - Region of Inerest

$$Snorm = \frac{N_{ROI}}{a_{aveTa} l} .Cj\left[CPS/(KBg/cm^2\right]$$

۳-۴ پراکندگی

وجود پرتوهای پراکنده گاما باعث شکل گیری رخدادهایی میشود که ماحصل آن اطلاعاتی غلط برای مکانیابی است. گوناگونی در طراحیها و نحوه انجام کار باعث شده تا سیستمهای توموگرافی نشزی نسبت به پرتوهای پراکنده، حساسیت های متفاوتی داشته باشند. هدف از این بخش از دستورالعمل ، اندازه گیری حساسیت نسبی سیستم نسبت به پرتوهای پراکنده است که به صورت کسر پراکندگی (SF) بیان می شود و همچنین اندازه گیری مقادیر کسر پراکندگی در هر برش.

۳-۴-۱ اندازه گیری پراکندگی

اندازه گیری ها باید توسط تصویر برداری از یک چشمهٔ خطی در سه موقعیت شعاعی مختلف در داخل فانتوم آزمون پر شده از آب با استفاده از کلیماتور مورد استفاده برای تصویر برداری، اسپکت انجام شود. در اینجا چرخش دایره ای بوده و شعاع چرخش ۲۰ سانتیمتر است. فرض می‌شود که پرتوهای پراکنده شده در یک پهنای باند برابر $2\times FWHM$ که روی تصویر چشمهٔ خطی در هر سینوگرام متمرکز شده است، قرار گیرند. این ناحیهٔ پهن به این دلیل انتخاب شده است که مقدار پراکندگی نسبت به پهنای دقیق ناحیه غیر حساس است و یک تعداد قابل اغماض از مقادیر پراکنده نشده، در بیشتر از یک FWHM از تصویر خطی قرار می‌گیرند. پهنای تابع پاسخ پراکندگی اجازهٔ یک روش سادهٔ آنالیز را می‌دهد. یک درون یابی خطی در امتداد باریکه از نقاط تقاطع انتها های پراکندگی و لبه های پهنای $2\times FWHM$ برای تخمین درصد پراکندگی در باریکه استفاده می‌شود. ناحیهٔ زیر خط درونی یابی شده به علاوهٔ مشارکت های خارج باریکه، پراکندگی تخمین زده شده را تشکیل می‌دهند. تخمین های کسر پراکندگی برای توزیع یکنواخت چشمهٔ تحت این فرض که وابستگی شعاعی کم است، بوجود آمده‌اند. در این فرضیات، اندازه‌گیری کسر پراکندگی برای یک چشمهٔ خطی on-axis به یک ناحیهٔ متقاطع [1] تا شعاع ۲۲/۵mm اعمال می‌شود. کسر پراکندگی برای یک چشمهٔ خطی off-axis 45mm ، به فضای بین دوایر متحد المرکز با شعاع های ۲۲/۵ و ۶۷/۵ میلی متر اعمال می‌شود. همین طور، کسر پراکندگی برای چشمهٔ خطی off-cxis ۹۰ میلی متر، به فضای بین دوایر متحدالمرکز با شعاع های ۶۷/۵ میلی متر و ۱۰۰ میلی متر اعمال می‌شود (شکل ۳ را ملاحظه کنید).سه مقدار بدست آمده برای کسر پراکندگی توسط نواحی که آنها به آن اعمال شده‌اند وزن دار می‌شوند و یک مقدار وزن دار شده متوسط را نتیجه می‌دهند. نواحی حلقوی به نسبت های ۷۵ و۱۰: ۱:۸ هستند.

۳-۴-۱-۱ رادیونوکلوئید

رادیو نوکلوئید برای اندازه گیری باید ^{99m}TC با فعالیت کمتر از مقداری باشد که شمارش‌های از دست رفته ناشی از زمان مرگ از ٪۵ تجاوز کند.

۳-۴-۱-۲ توزیع چشمه

[1] - Cross-sectional

فانتوم آزمون باید توسط آب غیر پرتوزا پر شود تا به عنوان یک محیط پراکندگی باشد. چشمهٔ خطی فانتوم آزمون باید به صورت موازی با محور استوانه و به طور مرتب در شعاع های ۵ ، ۴۵ و ۹۰ میلیمتر اعمال شود. فانتوم باید به صورت محوری تمرکز یابد. برای توموگراف های با میدان دید محوری بزرگتر از ۱۶۵ میلیمتر فانتوم باید در داخل میدان دید محوری تمرکز یابد.

۳-۴-۱-۳ گردآوری داده ها

داده ها باید با چشمه ای که در شعاع های مشخص شده از محور طول توموگراف قرار می گیرد، بدست آید. دادهای سینوگرام باید برای هر مکان شعاعی چشمه خطی به دست آورده شود. حداقل ۲۰۰/۰۰۰ شمارش در هر برش باید برای هر برش به دست آید در:

الف) FOV محوری

ب) ۱۶۵ میلیمتر مرکزی

جایی که فانتوم قرار گرفته باشد، هر کدام از موارد بالا که کوچکتر است باید استفده شود.

۳-۴-۱-۴ پردازش داده ها

داده ها نباید برای پراکندگی یا تضعیف اصلاح شوند.

۳-۴-۲ آنالیز

سینوگرام مربوط به برش ها باید حداقل ۱ سانتیمتر از هر انتهای فانتوم پردازش شود. بنابراین برای توموگراف های با FOV محوری کمتر از ۱۶۵ میلیمتر، تمام برش ها باید پردازش شود.

تمام پیکسل ها در هر سینوگرامی که مربوط به نقاطی است که در فاصله ای دورتر از ۱۲ سانتیمتر از مرکز قرار گرفته اند باید صفر قرار داده شوند. برای هر زاویه پروجکشن در سینوگرام، موقعیت مرکز چشمه خطی باید بوسیلهٔ یافتن پیکسل با بزرگترین مقدار تعیین گردد. هر پروجکشن باید طوری انتقال داده شود که پیکسل حاوی ماکزیمم مقدار با ردیف پیکسل مرکزی سینوگرام همراستا گردد. پس از دوباره همراستا کردن، یک پروجکشن مجموع باید تولید گردد. شمارش ها در پیکسل های لبه های چپ و راست باند عریض $\pm 1 \times$FWHM از پیکسل مرکزی پروجکشن استفاده شود. میانگین دو سطح شمارش $C_{l,i,k}$ و $C_{R,i,k}$ باید در تعداد کسری پیکسل های بین لبه های باند عریض $2 \times$FWHM ضرب شده و سپس حاصلضرب با شمارش های درون پیکسل های خارج از باند جمع شود تا تعداد شمارش های پراکنده $C_{s,i,k}$ برای برش i و موقعیت چشمه k به دست آید. شمارش های کل (پراکنده بعلاوه غیر پراکنده) $C_{tot,i,k}$ برابر است.

با مجموع شمارش ها در تمام پیکسل های پروجکشن مجموع.

اکتیویته میانگین $A_{ave,k}$ در حین جمع آوری داده ها بر روی بازه زمانی $T_{acg,k}$ برای چشمه خطی در موقعیت k، باید بوسیلهٔ اصلاح برای واپاشی محاسبه شود (هر نقطهٔ میانی بازه های زمانی $T_{acg,k}$ مربوط به یک زمان آغاز مشترک است).

کسر پراکندگی SFi برای هر برش ، i، به دلیل توزیع چشمه یکنواخت باید به صورت زیر محاسبه گردد:

$$SF_i = \frac{\left[\frac{C_{s,i,1}}{A_{ave,1}}\right] + 8\left[\frac{C_{s,i,2}}{A_{ave,2}}\right] + 10.75\left[\frac{C_{s,i,3}}{A_{ave,3}}\right]}{\left[\frac{C_{tot,i,1}}{A_{ave,1}}\right] + 8\left[\frac{C_{tot,i,2}}{A_{ave,2}}\right] + 10.75\left[\frac{C_{tot,i,3}}{A_{ave,3}}\right]}$$

که در آن زیر نویس های ۱و۲و۳ به ترتیب به چشمه های خطی در شعاع های صفر ، ۴۵، ۱۹۰ میلیمتر اشاره دارد.

۳-۴-۳ گزارش

برای هر برش i ی پردازش شده، مقدار SF_i باید جدول بندی گردد. مقدار میانگین SF برای مجموعه ایی از مقادیر SF_i هم باید به عنوان کسر پراکندگی سیستم برای چشمه های یکنواخت گزارش شود.

۳-۵ اندازه گیری غیر یکنواختی پاسخ اسپکت

در حال حاضر هیچ روش مناسبی برای اندازه گیری پاسخ غیر یکنواختی بازسازی وجود ندارد.

۳-۶ قدرت تفکیک مکانی سیستم اسپکت

۳-۶-۱ فانتوم

فانتوم IEC باید پذیرفته شود (شکل۲و۳ را ملاحظه کنید).

۳-۶-۲ چشمه

سه چشمهٔ نقطه ای که از رادیو نوکلوئیدهای انتخاب شده از جدول شماره یک استاندارد IEC 60789 ، آماده شده اند و ابعاد آنها در هر جهت از ۲ میلیمتر تجاوز نمی‌کند، باید در داخل یک استوانهٔ پر از آب قرار گیرند. محور استوانه باید بر محور سیستم منطبق باشد. اولین چشمه نقطه‌ای باید روی محور استوانه (شکل ۳ را ملاحظه کنید) و در صفحهٔ مرکزی در جهت محور z (شکل ۱ را ملاحظه کنید) قرار گیرد. چشمهٔ دوم باید در موقعیت شعاعی ۹۰ و ۵۰ میلیمتر از صفحهٔ مرکزی در جهت محور z قرار گیرد.

۳-۶-۳ اندازه‌گیری ها

برای اندازه گیری قدرت تفکیک مکانی سیستم اسپکت محور فانتوم باید بر محور سیستم قرار گیرد (چیده شود) و به گونه ای جهت گیری نماید که دو چشمهٔ نقطه ای off-center هم محور X و هم محور Y ، برش بازسازی شدهٔ اوریب را قطع کنند. اندازه گیری‌ها باید با شعاع چرخش ۲۸ میلیمتر انجام شوند، مگر اینکه چیز دیگری مشخص شده باشد. برای آن سیستم هایی که نمی‌توانند به شعاع ۲۰۰ میلیمتر برسند بیشترین شعاع ممکن چرخش باید تنظیم و بیان شود. اطلاعات باید با سایز پیکسلی که کوچکتر یا مساوی ۳۰% مقدار FWHM سیستم درفاصله ۲۰۰ میلیمتر از سطح کولیماتور با استفاده از حداقل زاویه پرتو افکنی ۱۲۰ درجه با فاصلهٔ مساوی از جمع آوری اطلاعات در ۳۶۰ درجه ، جمع آوری شود. سایز پیکسل و تعداد پرتو افکنی ها باید بیان شوند. سه برش اوریب با ضخامت 10±3 mm با استفاده از یک فیلتر شیبدار با قطع(cut-off) در فرکانس نایکویست که توسط ابعاد پیکسل تعیین شده است، باید بازسازی شوند. حداقل ۲۵۰۰۰۰ بار برای هر برش باید بازسازی انجام گردد.

سه برشی که مورد آنالیز قرار می‌گیرند، باید به گونه ای قرار گرفته شوند که مرکز فانتوم و نقاط با فاصلهٔ $\pm 50\,mm$ در امتداد محور فانتوم را شامل شوند. منحنی های تابع پهن شدگی نقطه ایی هر برش بازسازی شده اوریب هم باید در جهت محورx و هم باید در جهت محور y (شکل ۵ را ملاحظه کنید) قرار گیرند تا سایز پیکسل، شعاع و کیفیت های مماسی را نتیجه دهند. از برش های ساگیتال[1] و کرونال[2] و شامل هر سه چشمه نقطه ای، منحنی های تابع پهن شدگی نقطه ایی باید در جهت محور z بدست آیند تا ابعاد پیکسل وکیفیت محوری را نتیجه دهند.

۳-۶-۴ ارزیابی و گزارش دادن

از تابع پهن شدگی نقطه ایی اندازه‌گیری شده (۳-۶-۳ را ملاحظه کنید)، اطلاعات زیر باید بدست آمده و گزارش شوند:

الف) قدرت تفکیک شعاعی (FWHM, EW) در جهت شعاعی از اندازه گیری ها برای هر موقعیت شرح داده شده در زیربند ۳-۶-۳ (شکل ۳ ، ۵ ، ۶ ، ۷ را ملاحظه کنید).

ب) قدرت کیفیت مماسی (FWHM, EW) در جهت مماسی از اندازه گیری ها برای هر موقعیت شرح داده شده در زیربند ۳-۶-۳ (شکل ۳ ، ۵ ، ۶ ، ۷ را ملاحظه کنید).

پ) قدرت کیفیت محوری (FWHM, EW) در جهت محوری از اندازه گیری ها برای هر موقعیت شرح داده شده در زیربند ۳-۶-۳ (شکل ۳ ، ۵ ، ۶ ، ۷ را ملاحظه کنید).

۳-۷ روش های آزمون سیستم اسپکت که در مد آشکارسازی همفرودی کار می کند

برای تمام اندازه گیری ها، توموگراف باید بر اساس مد نرمال کاری اش تنظیم شود یعنی نباید به صورت خاص برای اندازه گیری پارامترهای ویژه تنظیم گردد. اگر توموگراف برای کار درمدهای مختلفی که روی پارامترهای عملکرد تأثیر گذارند اختصاص یافته باشد، برای مثال با پنجره های انرژی مختلف، زوایای پذیرش محوری متفاوت، با و بدون septa، با بازسازی دو بعدی و بازسازی سه بعدی، نتایج آزمون باید به صورت اضافه گزارش شود. پیکره بندی توموگرافی (مانند آستانه های انرژی، زاویه پذیرش محوری، الگوریتم بازسازی، شعاع چرخش، پیکره بندی هدها) باید بر اساس توصیه های سازنده انتخاب شده و به وضوح اظهار و اعلام شود.

اگر هر آزمونی نمی تواند دقیقاً بر اساس آنچه در این استاندارد مشخص شده انجام شود، دلیل انحراف و شرایط دقیقی که تحت آن، آزمون انجام گرفته باید به وضوح بیان شود.

فانتوم های آزمون باید در مرکز FOV محوری قرار گیرند، مگر آنکه روش دیگری ذکر شده باشد.

اسپکت هایی که در مد همزمانی کار می کنند باید با تمام آزمونهای اسپکت و مسطح[3] مطابقت داشته باشند. (مثل زیربندهای ۱-۳ تا ۶-۳)

یادآوری- برای توموگراف های با FOV محوری بزرگتر از ۱۶/۵ سانتی متر ، این مرکز گرایی فقط تخمین های عملکرد برای بخش مرکزی ایجاد می کند. ولی اگر فانتوم هایی که به صورت محوری برای پوشش کل FOV محوری جایگزین شده

---

[1] - Sagittal
[2] - Coronal
[3] - Planar

باشند و زاویه پذیرش محوری آشکارسازها به صورت کامل با اکتیوتیه پوشیده نشود، نتایج نادرستی برای صفحات مرکزی به دست می آید.

۳-۷-۱ قدرت تفکیک مکانی

۳-۷-۱-۱ کلیات

اندازه گیری تفکیک مکانی برای تخمین توانایی یک توموگراف در بازه تولید توزیع مکانی یک ردیاب[1] در یک جسم در یک تصویر بازسازی شده به کار می روند. اندازه گیری بوسیلهٔ تصویر برداری چشمه های نقطه ای (یا خطی) در هوا و بازسازی تصاویر با استفاده از یک فیلتر بازسازی نیز انجام می گیرد. گر چه این روش، حالت تصویر برداری از یک بیمار را که در آن پراکنده گی ناشی از بافت را نشان نمی دهد و آمار محدود، استفاده از یک فیلتر بازسازی نرم را ضروری می کند، ولی تفکیک مکانی اندازه گیری شده مقایسه بهترین حالت را بین توموگراف ها امکان پذیر می کند و نشان دهندهٔ بالاترین عملکرد قابل دستیابی است.

۳-۷-۱-۲ هدف

هدف این اندازه گیری، مشخص کردن توانایی توموگراف در بازیابی اجسام کوچک بوسیلهٔ مشخص کردن عرض توابع پخشیدگی نقطه ای عرضی[2] است که بازسازی شده از چشمه های نقطه ای رادیواکتیو یا چشمه های خطی گسترده ای که عمود بر جهت اندازه گیری قرار داده شده ، می باشد. عرض تابع پخشیدگی بوسیلهٔ FWHM و عرض معادل (EW) سنجیده می شود.

برای تعریف اینکه اجسام در جهت محوری چقدر خوب می توانند باز تولید شوند، عرض برش محوری[3] معمولاً از آن با عنوان ضخامت برش یاد می شود) استفاده می گردد. این کمیت بوسیلهٔ یک چشمهٔ نقطه ای که با گامهای کوچک به صورت محوری در FOV عرض توموگراف جابجا می شود اندازه گیری شده و بوسیلهٔ EW و EWHM تابع پخشیدگی نقطه ای محوری برای هر برش جداگانه مشخص می گردد.

تفکیک محوری برای توموگرافهای با نمونه برداری محوری با دقت کافی (آشکارسازهای حجمی) تعریف می شود و می تواند با یک چشمه نقطه ای ثابت اندازه گیری شود. برای این سیستم ها، تفکیک محوری (EW, EWHM) معادل با عرض برش محوری می باشد. این سیستم ها ، هنگامی نمونه برداری را در جهت محوری به صورت کامل برآورده می کنند که اگر موقعیت چشمه در جهت محوری به اندازه نصف فاصله نمونه برداری محور تغییر داده شود ، تابع پهن شدگی نقطه ایی محوری چشمه نقطه ای تغییر نخواهد کرد.

۳-۷-۱-۳ روش

۳-۷-۱-۳-۱ کلیات

برای تمام سیستم ها، تفکیک مکانی باید در صفحه تصویر عرضی در دو جهت (یعنی شعاعی و مماسی) اندازه گیری شود. بعلاوه، برای سیستم هایی که دارای نمونه برداری محوری به اندازه کافی ظریف و دقیق هستند، تفکیک محوری نیز باید اندازه گیری شود.

---

[1] - tracer
[2] - Transverse PSF
[3] - Axial Slica Width

FOV عرضی و اندازه ماتریس تصویر، سایز پیکسل را در صفحه تصویر عرضی معین می‌کند. برای اندازه گیری دقیق عرض تابع پراکندگی FWHM آن باید حداقل در ده پیکسل اندازه داشته باشد. ولی یک مطالعه تصویر برداری نوعی مغز، یک FOV عرضی ۲۶۰ میلیمتر، همراه با ماتریس تصویر ۱۲۸×۱۲۸و تفکیک مکانی ۶ میلیمتر، منجر به FWHM فقط سه پیکسلی می گردد. پهنای پاسخ ممکن است با شرایط کمتر از ده پیکسل برای FWHM نادرست باشد. بنابراین در صورت امکان ، اندازه پیکسل باید نزدیک به یک دهم FWHM مورد انتظار در حین بازسازی لحاظ شود و باید به عنوان داده اضافی کمکی برای اندازه گیری تفکیک عرضی بیان شود. برای سیستم های تصویر برداری حجمی، سایز تریکسل در هر دو بعد عرضی و محوری باید نزدیک به یک دهم FWHM مورد انتظار باشد و باید به عنوان داده اضافی کمکی برای اندازه گیری تفکیک مکانی بیان شود. برای تمامی سیستم ها، عرض برش محوری بوسیلهٔ حرکت دادن چشمه در گامهای ظریف و دقیق جهت نمونه برداری کافی از تابع پاسخ، اندازه گیری می‌گردد. برای اندازه گیری عرض برش محوری، اندازهٔ گام باید نزدیک به یک دهم EW مورد انتظار باشد. فرض می شود که یک تخت تحت کنترل کامپیوتر برای مکانیابی دقیق چشمه رادیو اکتیو مورد استفاده قرار می‌گیرد.

۳-۷-۱-۳-۲ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید اندازه گیری تابش باید ^{18}F، با اکتیویته ای که درصد افتهای شمارشی کمتر از ۵ درصد و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۵ درصد نرخ همزمانی کل باشد.

۳-۷-۱-۳-۳ توزیع چشمه رادیو اکتیو

۳-۷-۱-۳-۳-۱ کلیات

چشمه های نقطه ای یا چشمه های خطی به ترتیب باید بر اساس توضیحات مندرج در زیربندهای ۳-۷-۱-۳-۳-۲ تا ۳-۷-۱-۳-۳-۴ استفاده شوند.

۳-۷-۱-۳-۳-۲ قدرت تفکیک عرضی

برای اندازه گیری قدرت تفکیک عرضی توموگراف ها، باید از چشمه های خطی که در هوا آویزان شده استفاده گردد تا پراکندگی کمینه شود، چشمه ها باید موازی محور بلند توموگراف نگه داشته شوند و باید به صورت شعاعی در گامهای ۱۰۰ mm همگام با محورهای کارتزین در یک صفحه عمود بر محور توموگراف قرار داده شوند یعنی (r=10 mm , 100 mm , 200 mm ,...) تا لبه FOV عرضی. آخرین موقعیت نباید بیشتر از ۲۰ میلیمتر از لبه فاصله داشته باشد و باید گزارش شود. در هر یک از این موقعیت ها ، اندازه گیریهای تفکیک عرضی در جهت شعاعی یا مماسی باید مشخص شود.

یادآوری- قدرت تفکیک مکانی در r=0 mm به دلیل نمونه برداری ممکن است منجر به مقادیر مصنوعی گردد، لذا این اندازه گیری در موقعیت r=10mm انجام می‌شود.

۳-۷-۱-۳-۳-۳ عرض برش محوری

تابع پهن شدگی نقطه ایی محوری برای چشمه های نقطه‌ای که در هوا آویزان شدند باید برای تمام سیستم ها اندازه گیری شود. چشمه های نقطه ای باید در گام های دقیق در طول جهت محوری روی طول توموگراف، در موقعیتهای شعاعی r=0mm ، 100 mmو ... در گامهای 100 mm تا لبه FOV عرضی حرکت

داده شوند. آخرین موقعیت نباید بیشتر از ۲۰ میلیمتر از لبه باشد و باید ذکر شود. چشمه در جهت محوری بوسیلهٔ یک دهمEW مورد انتظار تابع پاسخ محوری پیش برده شود. برای هر موقعیت شعاعی، مقادیر اندازه گیری شده باید برای واپاشی اصلاح شوند. این اندازه گیری در بازسازی سه بعدی اعمال نمی‌گردد.

۳-۷-۱-۳-۳-۴ قدرت تفکیک محوی (Axial Resolution)

برای سیستم هایی با نمونه برداری محوری حداقل سه برابر کوچکتر از FWHM مربوط به تابع پهن شدگی نقطه ایی محوری، اندازه گیری تفکیک محوری می تواند با چشمه های نقطه ای ثابت انجام شود. چشمه های نقطه ای آویزان شده در هوا در گامهای شعاعی ۱۰۰ میلیمتر با شروع از مرکز و ادامه تا فاصله ای که بستگی به FOV عرضی دارد قرار می گیرند، همان گونه که در اندازه گیری عرض برش محوری توضیح داده شد (۳-۳-۳-۱-۷-۳). هر چشمه نقطه ای باید در گامهای محوری۸۰± با شروع از مرکز توموگراف و ادامه تا ۲۰ میلی متر لبه FOV محوری تصویر گیری شود.

۳-۷-۱-۳-۴ گرد آوری داده ها

داده ها باید برای تمام چشمه ها در تمام موقعیتهای گفته شده بالا جمع آوری شوند، یا به صورت تک تک و یا برای کاهش زمان جمع آوری داده ها به صورت گروههایی از چند چشمه این کار صوررت گیرد. حداقل باید ۵۰/۰۰۰ نمونه در هر تابع پاسخ به طریقی که در زیر گفته می شود جمع آوری گردد.

۳-۷-۱-۳-۵ پردازش داده ها

بازسازی باید با استفاده از یک فیلتر رمپ با نقطه قطع(cut-off) در فرکانس نایکوئیست داده های پروجکشن برای تمام داده های تفکیک مکانی انجام گیرد.

۳-۷-۱-۴ آنالیز

تفکیک شعاعی و تفکیک مماسی باید بوسیلهٔ شکل دهی توابع پاسخ تک بعدی که از گرفتن نماهای تابع پهن شدگی نقطه ایی عرضی در جهات شعاعی و مماسی که از پیک توزیع عبور کرده و نتیجه می شود، تعیین گردد.

اندازه گیری های تفکیک محوری چشمه نقطه ای بوسیلهٔ شکل دهی توابع پاسخ یک بعدی (توابع پهن شدگی نقطه ایی محوری) تعیین می گردد که آنها به نوبهٔ خود از ایجاد برشهایی در سرتاسر حجم تصویر در جهت محوری و گذرنده از پیک توزیع در نزدیکترین برش به چشمه، نتیجه می شود.

عرض برش محوری با شکل دهی توابع پاسخ تک بعدی(توابع پهن شدگی نقطه ایی محوری) تعیین می گردد که آنها به نوبهٔ خود از که آنها به نوبهٔ خود از جمع شمارشهای هر برش که برای هر برش در هر موقعیت محوری و هر موقعیت شعاعی چشمه گردآوری شده، نتیجه می شوند.

هر FWHM باید بوسیلهٔ درونیابی خطی بین پیکسل های مجاور در نصف مقدار پیکسل بیشینه که پیک تابع پاسخ است (به شکل ۶ مراجعه کنید) تعیین گردد. مقادیر باید بوسیلهٔ ضرب در سایز پیکسیل مناسب به واحدهای میلی متر تبدیل شوند.

هر عرض معادل (EW) باید از تابع پاسخ مربوط اندانه گیری شود.

EW از فرمول زیر محاسبه می شود:

$$EW = \sum_i \frac{C_i \times PW}{C_m}$$

که در آن

$\sum C_i$ مجموع شمارش ها در نمای بین محدوده ای که بوسیله $\frac{1}{20} cm$ در هر طرف پیک تعریف می شود.

C_m مقدار پیکسل بیشینه

Pw عرض پیکسل (با افزایش محوری در مورد عرض برش محوری) بر حسب میلی متر (شکل ۷ را ببنید) می باشند.

۳-۷-۱-۵ گزارش

تفکیک های مماسی و شعاعی (FWHM, EW) برای هر شعاع و تمامی برش های میانگین گیری شده، باید محاسبه و به عنوان مقادیر تفکیک عرضی گزارش شود. عرض های برش محوری (FWHM, EW) برای هر شعاع که روی تمام برش ها برای هر نوع (مثل فرد و زوج) میانگین گیری شده، باید گزارش گردد. ابعاد پیکسل عرضی و اندازه گام محوری نیز باید گزارش شود.

برای سیستم هایی که در آنها تفکیک محوری اندازه گیری می شود، تفکیک محوری (EWHM,EW) روی تمام برش ها میانگین گیری شده باید گزارش شود. برای این سیستم ها، ابعاد پیکسل محوری باید بر حسب میلی متر گزارش شود.

برای سیستم هایی که از بازسازی سه بعدی استفاده می‌کنند، داده های قدرت تفکیک به صورتی که در بالا فهرست شد نباید میانگین گیری شود. گراف های تفکیک عرضی و تفکیک محوری باید گزارش شوند که نشان دهندهٔ مقادیر تفکیک (تفکیک شعاعی، تفکیک مماسی و تفکیک محوری) برای هر شعاع به عنوان تابعی از شماره برش باشند.

۳-۷-۲ ضریب بازیابی

۳-۷-۲-۱ کلیات

قدرت تفکیک متناهی[1] یک توموگراف منجر به پراکندگی شمارش های تصویر ورای مرزهای هندسی جسم می‌شود. این تأثیر با کاهش اندازه جسم، مهم تر می‌گردد. ضریب بازیابی، قضاوتی از توانایی توموگراف در کمی کردن غلظت اکتیویته به عنوان تابعی از اندازه جسم فراهم می‌کند.

۳-۷-۲-۲ هدف

هدف از فرآیندهای زیر، کمی کردن کاهش ظاهری در غلظت ردیاب در یک ناحیه مورد نظر (ROI) از تصویر چشمه های کروی با قطرهای متفاوت می‌باشد.

۳-۷-۲-۳ روش

تعدادی کره توخالی، با غلظت اکتیویته‌ای از ^{18}F که بصورت محلول پر شده، در فانتومی که پر از آب بوده (شکل های ۲و۸ را ملاحظه کنید) قرار داده می‌شوند که خود فانتوم نیز در مرکز FOV عرضی قرار گرفته

[1] - Finite

است. فانتوم باید طوری در موقعیت قرار گیرد که هیچ ماده تضعیف کننده اضافه دیگری دیده نشود. حداقل دو نمونه از این حلال در یک شمارنده چاهی، شمارش می شود. کره ها طوری چیده می‌شوند که هم صفحه باشند.

برای سیستم هایی که از بازسازی سه بعدی بهره می‌برند، اندازه گیری‌ها باید در مرکز محوری توموگرافی و نیمه راه بین مرکز محوری و لبه FOV محوری انجام گیرد.

پس از جمع آوری داده‌ها، کره‌ها برداشته می‌شوند و استوانه با یک – محلول یکنواخت ^{18}F پر می‌شود که حداقل دو نمونه از آن برای شمارش چاهی برداشته می‌شود.

۳-۷-۲-۴ گردآوری داده‌ها

گردآوری داده‌ها باید در نرخ های شمارش پایین انجام گیرد طوری که افت شمارش کمتر از ۵٪ باشد و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۵٪ نرخ همزمانی کل باشد.

باید مراقب بود شمارش های کافی به دست آید تا تغییرات آماری روی نتایج تأثیر مهمی نداتشه باشند. لذا برای برش حاوی کره ها، حداقل ۵۰۰/۰۰۰ شمارش باید به دست آید. نرخ های شمارش و زمانهای اسکن باید ذکر گردد.

۳-۷-۲-۵ پردازش و آنالیز داده ها

بازسازی باید با استفاده از یک فیلتر رمپ با نقطه قطع(cut-off) در فرکانس نایکوئیست و تمام اصلاحات انجام گرفته، انجام شود. روش تصحیح ضعیف بایستی با توجه به محاسبات تحلیلی باشد. ضریب تضعیف استفاده شده باید گزارش شود. روش اصلاح پراکندگی استفاده شده باید به وضوح شرح داده شود.

ROI های دایره ای با قطر هر چه نزدیک تر به FWHM همانگونه که در ۳-۳-۳-۱-۷-۳ اندازه گیری شده، به صورت مرکزی روی تصویر هر کره تعریف شود. قطر ROI باید دقیق ذکر گردد.

یک ROI بزرگ (قطر : ۱۵۰ mm) در مرکز تصویر استوانه یکنواخت قرار گرفته است. محاسبه ضریب بازیابی (Recovery Coefficient)RC_{si} برای هر کره از معادله زیر بدست می آید:

$$RC_{si} = \left(\frac{\frac{C_{si}}{SM_s}}{\frac{Cu}{SM_u}} \right)$$

که در آن:

C_{si} ROI counts /pixel/s برای کره i

SM_s counts/s/cm^3 نمونه (کره های محلول پایه)

C_u OI counts /pixel/s (فانتوم سر)

SM_u counts/s/cm^3 (فانتوم سر)

و Cu/SM_u فاکتور کالیبراسیون برای یک جسم مرجع بزرگ را نشان می دهد.

باید مراقب بود که اصلاحات برای هر زمان مرگ آشکارساز و اثرات حجمی نمونه در شمارشگر چاهی لحاظ گردد. پس RC_{si} بر حسب قطره کره رسم شده و منحنی های بازیابی به دست می آید.

۳-۷-۲-۶ گزارش

گراف های ضرایب بازیابی برای هر موقعیت محوری که در زیربند ۳-۲-۷-۳ شرح داده شد، باید گزارش گردد. روش اصلاح پراکندگی هم مانند ضریب تضعیف استفاده شده باید به روشنی توضیح داده شود.

۳-۷-۳ حساسیت توموگرافی

۳-۷-۳-۱ کلیات

حساسیت توموگرافی پارامتری است که نرخی را توصیف می کند که تحت آن، رویدادهای همزمانی در حضور یک چشمه رادیواکتیو در حد اکتیویته پایین که افت های شمارش و همزمانی های تصادفی آن قابل اغماض است ، آشکارسازی می شود. نرخ اندازه گیری شده رویدادهای همزمانی صحیح برای توزیع داده شده ای از چشمه رادیو اکتیو به عوامل زیادی بستگی دارد که از آن جمله می توان به جنس، اندازه و شکافت در بسته بندی آشکارساز، هندسه دیواره ها و پنجره پذیرش محوری، تضعیف، پراکندگی، زمان مرده، آستانه های انرژی، شعاع چرخش و هندسه هد آشکارساز اشاره نمود.

۳-۷-۳-۲ هدف

هدف این اندازه گیری، تعیین نرخ آشکارسازی شده رویدادهای همزمانی صحیح در واحد غلظت اکتیویته برای یک چشمه حجمی استاندارد یعنی یک فانتوم استوانه ای با ابعاد داده شده می باشد.

۳-۷-۳-۳ روش

در آزمایش حساسیت توموگرافیک، یک حجم ویژه از محلول رادیواکتیو با غلظت معین در FOV کل یک اسپکت که در مد آشکارسازی همزمانی کار می‌کند قرار داده می‌شود و نرخ شمارش حاصله رویت می‌گردد. حساسیت سیستم ها از این مقادیر محاسبه می‌شود.

آزمایش، قویاً وابسته به میزان رادیواکتیویتی است که در یک دز کالیبراتور یا شمارش‌گر چاهی اندازه‌گیری شده است. حفظ کالیبراسیون مطلق با چنین وسایلی در دقت های زیر ۱۰٪ مشکل است. استانداردهای مرجع مطلق که از گسیلنده های پوزیترون بهره می برند در مواقعی که مقادیر بیشتر دقت مورد نیاز است باید استفاده شوند.

۳-۷-۳-۳-۱ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید مورد استفاده برای این اندازه‌گیری‌ها باید ^{18}F یا ^{68}Ge باشد. میزان اکتیویته استفاده شده باید به گونه ای باشد که درصد افت شمارش کمتر از ۵٪ باشد و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۵٪ نرخ همزمانی کل باشد.

۳-۷-۳-۳-۲ توزیع چشمه رادیو اکتیو

فانتوم سر (مطابق شکل ۲) باید با یک محلول همگن از غلظت اکتیویته مشخص پر شود. فانتوم باید بدون داشتن ماده تضعیف کننده اضافی در موقعیت نگه داشته شود. فانتوم باید به صورت محوری و عمود بر محوری در مرکز FOV کل قرار گیرد.

۳-۷-۳-۳-۳ گردآوری داده‌ها

هر رخداد همزمانی بین آشکارسازها ، جداگانه باید فقط یک بار مورد توجه قرار گیرد. داده‌ها باید به صورت سینوگرام مجتمع شوند. تمام رخدادها به برش عرض عبوری از نقطه میانی خط پاسخ مربوطه نسبت داده می‌شوند. حداقل ۲۰/۰۰۰ شمارش باید برای هر برش از میان FOV محوری یا ۱۶/۵ cm مرکزی جایی که فانتوم قرار داده شده هر کدام که کوچکتر است، جمع آوری شود.

۳-۷-۳-۴-۳ پردازش داده‌ها

غلظت اکتیویته در فانتوم باید با توجه به واپاشی اصلاح گردد تا غلظت اکتیویته متوسط ، a_{are} ، در حین زمان جمع آوری داده‌ها ، T_{acg}، بوسیلهٔ معادلهٔ زیر تعیین گردد.

$$a_{are} = \frac{A_{cal}}{V}\frac{1}{L_n 2}\frac{T_{\frac{1}{2}}}{T_{acg}}\exp\left[\frac{T_{cal}-T_0}{T_{\frac{1}{2}}}\ln_2\right]\left[1-\exp(-\frac{Tacg}{T_{\frac{1}{2}}}\ln_2)\right]$$

که در آن:

V حجم فانتوم است

A_{cal} نسبت انشعابی زمان اکتیویته ("اکتیویته پوزیترون")[1] است که در زمان T_{cal} اندازه‌گیری شده است.

$T_{o.i}$ زمان شروع جمع آوری فریم زمان i

$T_{\frac{1}{2}}$ نیمه عمر ^{18}F یا ^{11}C می‌باشد.

بازسازی این داده ها ضروری نیست. هیچ اصلاحی برای نرمالیزاسیون آشکارساز، افت شمارش، پراکندگی، و تضعیف نباید اعمال شود.داده‌ها باید برای همزمانی های تصادفی اصلاح شود.

۳-۷-۳-۴-۴ آنالیز

شمارش های کل ، $C_{i,tot,120\ mm}$ ، برای هر برش I باید با جمع زدن تمام پیکسل های داخل سینوگرام مربوطه در یک شعاع ۱۲۰ mm به دست آید.

حساسیت برش S_i برای رویدادهای غیر پراکنده باید با توجه این موضوع پیدا شود که زمان جمع آوری T_{acg} باید زمان مورد نیاز برای حرکت آشکارسازها به منظور گردآوری مجموعه کاملی از پروجکشن ها را شامل شود:

$$S_i = \frac{C_{i,tot,120mm}}{T_{acg}}\frac{1-SF_i}{a_{ave}}$$

که در آن SF_i کسر پراکندگی مربوطه است (زیربند ۳-۷-۶ را ملاحظه نمایید).

حساسیت برش نرمالیزه برای هر برش S_i باید به صورت زیر محاسبه گردد:

$$nS_i = \frac{S_i}{EW_{a,i}}$$

که در آن $EW_{a,i}$ عرض برش محوری است که به عنوان EW برای برش I بیان شده است (زیربند ۳-۷-۱-۴ را ببنید).

[1] - ("positron activity") Activity time branching

یادآوری ۱–حساسیت برش نرمالیزه اجازه مقایسه توموگرافهای با عرض برش محوری را می دهد. حساسیت حجمی S_{tot} باید جمع Si روی تمام برش های توموگراف در ۱۶/۵ سانتیمتر مرکزی یا FOV محوری، هر کدام که کوچکتر است، باشد.
یادآوری۲- اگر FOV محوری بزرگتر از ۱۶/۵ سانتیمتر باشد، فقط حساسیت حجمی برای بخش مرکزی توموگراف حاصل خواهد شد.

۳-۷-۳-۵ گزارش

برای هر برش I ، مقادیر S_i و nS_i را جدول بندی نمایید. حساسیت حجمی S_{tot} نیز باید گزارش شود.

۳-۷-۴ یکنواختی[1]

هیچ آزمونی برای مشخص کردن یکنواختی تصاویر بازسازی شده معین نشده است زیرا تمام روش هایی که تا بحال شناخته شده اند، مقدار زیادی از نویز را در تصویر انعکاس می دهند.

۳-۷-۵ مشخصات نرخ شمارش

۳-۷-۵-۱ کلیات

عملکرد نرخ شمارش همزمانی به صورت پیچیده ای به توزیع مواد پراکنده و اکتیوتیه بستگی دارد (زیربند ۳-۷-۵-۳-۱ را ملاحظه کنید) ، که از آنها به عنوان شرایط پراکندگی متفاوت یاد خواهد شد. مشخصه نرخ شمارش در نرخ شمارش همزمانی صحیح به مقدار خیلی زیاد به نسبت صحیح ها به تکی ها[2] و به مشخصه نرخ شمارش نرخ تکی ها[3] و بنابراین به نحوه چیدمان شرایط اندازه گیری بستگی دارد، لذا بایستی برد و محدوده وضعیتهای تصویر برداری کلینیکی را شبیه سازی نماید. علاوه بر این، عملکرد نرخ شمارش قویاً تحت تأثیر میزان همزمانی های تصادفی و دقت تفریق این رویدادها می باشد.

یادآوری- از آنجا که نرخ شمارش همزمانی صحیح شامل رویدادهای پراکنده هم می شود، هنگامی که توموگرافهای با طراحی متفاوت با هم مقایسه میشوند، کسر پراکندگی نسبی باید مد نظر قرار گیرد.

۳-۷-۵-۲ هدف

فرآیند توضیح داده شده در اینجا برای ارزیابی انحرافات از رابطه خطی بین نرخ شمارش همزمانی صحیح و اکتیویته طراحی شده است چرا که بوسیلهٔ افتهای شمارش ایجاد می‌شود و همچنین به منظور ارزیابی امواج تصویر در نرخ‌های شمارش بالا خصوصاً آنهایی که توسط جمع آوری مکان یابی پایل آپ رویهم افتادگیها منجر به رخدادهای مکانی نادرست شده اند مورد استفاده قرار می گیرد. از آنجا که وسایل آشکارسازی همزمانی پیشرفته بر اساس طرح اصلاح افت شمارش کار می‌کنند، دقت این الگوریتم‌های اصلاحی باید آزمایش شود.

عملکرد نرخ شمارش همزمانی یعنی:

الف) رابطه بین همزمانی های صحیح اندازه گیری شده (همزمانی های صحیح پراکنده بعلاوه غیر پراکنده) و اکتیویته، یعنی مشخصه نرخ شمارش همزمانی صحیح

ب) یک آزمایش برای تعیین خطاهای مکان یابی پایل آپ ناشی از جمع آوری مکان یابی پایل آپ

---

[1] - Uniformity
[2] - Trues-to-Singles
[3] - Singles Rate

ج) ارزیابی دقت طرح اصلاح افت شمارش

۳-۵-۷-۳ روش

برای توموگراف‌های اختصاصی مغز، شرایط پراکندگی توضیح داده شده در زیربند ۱-۱-۳-۵-۷-۳ به کار می رود در حالیکه برای بقیه توموگراف‌ها، شرایط پراکندگی توضیح داده شده در زیربندهای ۱-۱-۳-۵-۷-۳ تا ۳-۱-۳-۵-۷-۳ به کار می‌رود. برای کلیه آزمون‌ها تنها اصلاحی که باید انجام گیرد(برای محاسبه شمارش های همزمانی صحیح)، کسر نمودن همزمانیهای چندگانه و همزمانی‌های تصادفی می‌باشد. هیچ اصلاحی برای افتهای شمارش، تضعیف و پراکندگی انجام نمی‌شود مگر اینکه ذکر شود. اکتیویته باید به صورت کلی مشخص شود همانگونه که میزان کل اکتیویته در فانتوم در۱-۳-۵-۷-۳ مشخص شده است. از آنجا که تغییرات اکتیویته به صورت نرمال توسط واپاشی رادیو اکتیو به دست می‌آید، باید با توجه به خلوص رادیو شیمیایی اکتیویته مورد استفاده، مراقب بود.

۳-۷-۵-۳-۱ توزیع چشمه رادیو اکتیو

برای تشریح شرایط پراکندگی مختلف، سه چیدمان آزمایشی متفاوت مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۳-۷-۵-۳-۱-۱ تصویر برداری سر

فانتوم سر(مطابق شکل ۲) باید به صورت همگن با اکتیویته پر شود.

۳-۷-۵-۳-۱-۲ تصویر برداری قلبی

مرکز فانتوم بدن باید به گونه‌ای در مرکز محور سیستم قرار گیرد که فانتوم سر نصب شده باشد، سقف خارجی و بازوهای فانتوم (مطابق شکل ۱۰) با آب پر شده باشد، قسمت داخلی (فانتوم سر، شکل ۲) با هوا پر شده باشد و یک چشمه میله‌ای (طول داخلی ۱۳۰ mm × قطر داخلی ۲۱ mm) حاوی اکتیویته به صورت غیر معمول طبق شکل ۱۱ قرار داده شده باشد(شکلهای ۹ و ۱۱ را ملاحظه کنید).

۳-۷-۵-۳-۱-۳ تصویر برداری شکم

روند توضیح داده شده در زیربند ۲-۱-۳-۵-۷-۳ انجام می شود ولی فانتوم سر نیز با آب پر می‌شود. این پیکره بندی برای شبیه سازی حالت پراکندگی بدترین حالتی که در تصویر برداری گسیل پوزیترون (پت) رخ می‌دهد استفاده می‌شود.

۳-۷-۵-۴ جمع آوری داده‌ها و آنالیز

هر رخداد همزمانی بین آشکار سازهای جداگانه تنها یک بار باید مورد توجه قرار گیرد.

۳-۷-۵-۴-۱ آزمون مشخصه نرخ شمارش همزمانی صحیح

برای تمام شرایط پراکندگی، یک مشخصه نرخ شمارش باید اندازه گیری شود(نرخ شمارش همزمانی صحیح اندازه گیری شده بر حسب نرخ شمارش همزمانی صحیح اتفاق افتاده یااکتیویته در کل میدان دید توموگراف). تغییرات اکتیوتیه باید به وسیلهٔ واپاشی رادیو اکتیو به دست آید: ^{18}F یا ^{n}C با اندازه گیری های پیوسته روی تقریباً ۱۰ نیمه عمر می توانند استفاده شوند. زمان هر فریم باید کمتر از یک دوم نیمه عمر باشد، به استثنای آخرین سه فریم که می توانند طولانی تر باشند.

مقدار اولیه اکتیویته باید طوری انتخاب شود که از اشباع نرخ شمارش بیشتر شود، و فریم آخر باید با افت شمارشی کمتر از ۱٪ به دست آید.

داده ها باید روی سینوگرام ها گرد آوری شود. تمام رویدادها به برش عرضی عبوری از نقطه میانی خط پاسخ مربوطه نسبت داده خواهد شد. داده هایی که قرار است آزمایش شوند برای میدان دید عرض محدود به قطر ۵۲۰ میلیمتر و بدون اصلاح افت شمارش می باشند. برای کمک به مقایسه با داده هایی که جای دیگری منتشر می شوند، یک مقیاس دوم (kBq/cm^3) باید برای شرایط پراکندگی مندرج در زیربند ۱-۱-۳-۵-۷-۳ به طول اضافه شود.

مقدار میانگین اکتیویته واپاشی کننده ، $A_{ave,i}$ در زمان جمع آوری اطلاعات فریم i ، $T_{acg,i}$ باید بوسیلهٔ معادلهٔ زیر تعیین شود، با توجه به اینکه $T_{acg,i}$ باید زمان لازم برای چرخش آشکارسازها برای یک مجموعه کامل پروجکشنها را شامل شود:

$$A_{ave,i} = A_{cal}\frac{1}{\ln 2}\frac{T_{1/2}}{T_{acg,i}}\exp\left[\frac{T_{col}-T_{o,i}}{T_{1/2}}\ln_2\right]\left[1-\exp(-\frac{T_{ocl,i}}{T_{1/2}}\ln_2)\right]$$

که در عبارت فوق :

A_{cal} فعالیت اندازه گیری شده در زمان T_{cal} ، که برای نسبتهای انشعابی (زیربند۴-۳-۳-۷-۳ را ملاحظه کنید) اصلاح شده

$T_{o,i}$ زمان شروع جمع آوری فریم زمان i

$T_{1/2}$ نیمه عرم F^{18} یا C^{11} می باشد.

از اندازه گیری های بالا، مشخصه نرخ شمارش (مثلاً نرخ شمارش همزمانی صحیح اندازه گیری شده بر حسب اکتیویته) و مشخصه نرخ همزمانی تصادفی (تمام داده ها بدون اصلاح تضعیف و نرمالیزاسیون) برای کل سیستم (داده ها برای کل میدان دید را) رسم نمایید.

برای فانتوم سر، نرخ تصادفی باید فقط برای یک ناحیه دایره ای با قطر ۲۴ سانتی متر که در مرکز فانتوم قرار گرفته، ارزیابی شود. فاکتور تبدیل بین اکتیوتیه و نرخ شمارش همزمانی صحیح بدون آفست نرخ باید ازهر سه فریم با پایین ترین اکتیویته تعیین گردیده و میانگین گیری شود.

باید مراقب بود که در این فریم ها، شمارش های کافی به دست آید تا دقت آماری کافی تضمین گردد.

از روی مجموعه داده ها، برای هر برش و برای سیستم کل، اکتیویته ای که در آن، نرخ شمارش همزمانی صحیح اندازه گیری شده به ۲۰درصد افت شمارش می رسد را تعیین کنید و سطوح اکتیویته را بر حسب شماره برش رسم نمایید. این روند را برای ۵۰ درصد افت شمارش تکرار کنید. برای سیستم کل، نرخ شمارش همزمانی صحیح اندازه گیری شده را برای ۲۰ درصد افت شمارش و برای ۵۰ درصد افت شمارش مشخص نمایید.

از روی مجموعه داده های اندازه گیری شده (از سینوگرام ها به صورتی که در بالا شرح داده شد هنگام استفاده از بازسازی دو بعدی، از مجموعه داده های کامل هنگام استفاده از بازسازی سه بعدی) مجموعه کاملی از برش ها برای تمام فریم های زمان، بازسازی نمایید. برای ناحیه ای که شامل اکتیویته است (۲۱

میلی متر در قطر برای چشمه قرصی، ۱۹۴ میلی متر در قطر برای استوانه)، شمارش های ROI تقسیم بر همزمانی های صحیح اندازه گیری شده برای تمام برش را بر حسب فعالیت رسم کنید که به عنوان راهنمایی برای اعوجاج تصویر در نرخ های شمارش بالاست (در حالت ایده آل، این نمودار باید یک مقدار ثابت را نتیجه دهد).

۳-۷-۵-۴-۲ آزمون مکان‌یابی پایل آپ (رویهم افتادگی)

مکان‌یابی پایل آپ در جهت محوری باید از مجموعه تصاویر بازسازی شده طبق زیربند ۱-۴-۵-۷-۳ بررسی شود. برای ناحیه ای که فقط حاوی چشمه است، نسبت شمارش‌های ROI در هر برش در هر نرخ شمارش را که به مقدار مربوطه در کمترین نرخ نرمالیزه شده، محاسبه نمایید.

$$Ri, j = \frac{C_{i,j}}{C_{i,low}}$$

که در عبارت فوق:

$R_{i,j}$ نسبت شمارش های ROI برای برش I و فریم زمانی j است

Ci,j شمارش‌های ROI برای برش I در فریم زمانی j است.

$C_{i,low}$ شمارش‌های ROI متوسط برای برش I در سه فریم زمانی با پایین‌ترین اکتیویته است ، ۱-۴-۵-۷-۳ را ببنید.

با تقسیم بالا، تمام فاکتورهای نرمالیزه کننده با توجه به بازده های متفاوت به ازای هر برش، حذف می‌شوند. این نسبت را بر حسب شماره برش رسم نمایید. در این گراف، تمام انحرافات از یک خط موازی با محور طولی که در مقدار میانی قرار گرفته، سنجشی از مکان یابی پایل آپ (رویهم افتادگیها) در جهت محوری می باشد. اکتیوتیه را در فانتوم در کل میدان دید مربوطه مطابق با انحراف ۵ درصد برای هر برش تعیین کنید.

یادآوری- تغییرات محوری در نرخهای شمارش بالا اغلب بوسلهٔ رویهم افتادگی مکان یابی پایل آپ ایجاد می شوند، ولی ممکن است از فاکتورهای دیگری که وابسته به طراحی توموگراف هستند نیز حاصل شوند.

برای سیستم هایی که از بازسازی سه بعدی استفاده می کنند، این آزمایش به کار نمی رود زیرا وجود رابطه پیچیده بین یک برش بازسازی شده و مکان کریستال محوری، نتایج معنادار از این مجموعه را نامفهوم می‌کند.

۳-۷-۵-۴-۳ آزمایش طرح اصلاح افت شمارش

از مجموعه تصاویر بازسازی شده طبق زیربند ۱-۴-۵-۷-۳ (و برای هر برش) گرافی برای موارد زیر رسم کنید(شکل ۱۲ را ملاحظه کنید):

الف) شمارش‌های همفرودی صحیح اندازه‌گیری شده.

ب) شمارش‌های همزمانی صحیح اصلاح شده برای افت شمارش.

ج) شمارش‌های همزمانی صحیح اصلاح شده برای افت شمارش و واپاشی.

اصلاح واپاشی باید با نیمه عمر یکسان با جداول ۱ برای تمام برش ها و برای تمام شرایط پراکندگی انجام شود. این نمیه عمر باید در محدوده افت شمارش پایین (افتهای شمارش پایین ولی فاکتور اصلاح واپاشی

بالا) یک خط موازی با محور افقی را نتیجه دهد. تمام انحرافات از این خط موازی مشخص کننده خطاها در اصلاح افت شمارش است.

۳-۷-۵-۵ گزارش

۳-۷-۵-۵-۱ مشخصه نرخ شمارش همزمانی صحیح (۱-۴-۵-۷-۳ را ملاحظه کنید)

از اندازه گیری های انجام شده مطابق با زیربند ۱-۴-۵-۷-۳، گرافهای مشخصه نرخ شمارش (شامل مشخصه نرخ همزمانی تصادفی) برای سیستم کل و سطوح فعالیت در ۲۰ درصد افت شمارش و ۵۰ درصد افت شمار ش(بدون اصلاح و نرمالیزاسیون) را برای هر برش رسم نمایید. برای سیستم کل، نرخ شمارش همزمانی صحیح اندازه‌گیری شده در افت شمارش ۲۰ درصد و ۵۰ درصد را گزارش کنید.

نموداری از شمارش‌های ROI (قطر ۲۱ میلیمتر برای چشمه میله ای، قطر ۱۹۴ میلیمتربرای استوانه) تقسیم بر همزمانی‌های صحیح اندازه گیری شده برای کل اکتیویته مقابل برش برای هر برش را گزارش کنید.

۳-۷-۵-۵-۲ مکان یابی پایل آپ(رویهم افتادگی) (زیربند۳-۷-۵-۴-۲را ملاحظه کنید)

نموداری از شمارش های ROI نرمالیزه را طبق زیربند ۳-۷-۵-۴-۲ گزارش نمایید. اکتیویته مشاهده شده در فانتوم در میدان دید کل که ایجاد انحراف ۵٪ در پروفایل محوری می کند را طبق زیربند ۳-۷-۵-۴-۲ گزارش کنید.

۳-۷-۵-۵-۳ دقت اصلاح افت شمارش (زیربند۳-۷-۵-۴-۳را ملاحظه کنید)

نمودارها را طبق زیربند ۳-۷-۵-۴-۳ گزارش نمایید. ماکزیمم انحراف از خطی بودن تا نقطه اشباع و اکتیویته مربوطه برای هر برش برای سه حالت پراکندگی شرح داده شده در زیربندهای ۳-۷-۵-۳-۱-۱تا ۳-۷-۵-۳-۱-۳ را گزارش کنید.

۳-۷-۶ اندازه گیری پراکندگی

۳-۷-۶-۱ کلیات

پراکندگی پرتوهای گامای اولیه که در فرایند نابودی پوزیترون ها ایجاد شده اند، منجر به رویدادهای همزمانی با اطلاعات مکان یابی پایل آپ برای مکان یابی چشمه رادیواکتیو می گردد. تغییرات در طراحی و پیاده سازی سیستم های توموگرافی گسیلی تک فوتونی باعث می شود که در مد آشکارسازی همزمانی، حساسیت های متفاوتی به تابش پراکندگی داشته باشند.

۳-۷-۶-۲ هدف

هدف این روند، اندازه گیری حساسیت نسبی سیستم به تابش پراکندگی است، که بوسیلهٔ کسر پراکندگی (SF) بیان می شود، مانند مقادیری که برای هر برش به عنوان کسر پراکندگی بیان می گردد.

۳-۷-۶-۳ روش

اندازه گیری باید بوسیلهٔ تصویر برداری یک چشمه خطی در سه موقعیت شعاعی متفاوت، داخل فانتوم سر که با آب پر شده است، انجام گیرد (شکل های ۲ و۳ را ملاحظه کنید).

رویدادهای غیر پراکنده این گونه فرض می شود که در یک باند FWHM ×۴ که در مرکز تصویر چشمه خطی در هر سینوگرام است، قرار گیرند. این ناحیه پهن به این دلیل انتخاب شده است که در توموگرافهای گسیلی تک فوتونی که در مدهای آشکار سازی همزمانی کار می کنند، مقدار پراکندگی نسبت به عرض دقیق ناحیه، غیر حساس است و رویدادهای غیر پراکنده قابل چشم پوشی در بیشتر از FWHM ×۲ از تصویر خط قرار می گیرند (شکل ۴ را ملاحظه کنید).

عرض تابع پاسخ پراکندگی اجازهٔ استفاده از یک روش آنالیز ساده شده را می دهد. یک درون یابی خطی بین باریکه ناشی از نقاط فصل مشترک قسمت های عقبی و لبه های باند FWHM ×۴ پراکندگی، برای تخمین مقدار پراکندگی موجود در باریکه، استفاده می شود. مساحت زیر خط درونیابی بعلاوه سهم های خارج باریکه، پراکندگی تخمینی را تشکیل می دهد.

تخمین های کسر پراکندگی برای توزیع های چشمه یکنواخت با این فرض که بستگی شعاعی کم میباشد، ساخته می شوند. فرض می شود که کسر پراکندگی برای یک چشمه خطی روی محور(on-Axis) روی ناحیه برش مقطعی خارج شعاع ۲۲/۵ میلیمتر ثابت است، و کسر پراکندگی برای یک چشمه خطی که off-Axis ، ۴۵mm است در حلقه بین ۲۲/۵ میلیمتر و ۶۷/۵ میلیمتر ثابت است، و کسر پراکندگی برای یک چشمه خطی که off-axis ۹۰ میلیمتر است در حلقه بین ۶۷/۵ میلیمتر و ۱۰۰ میلیمتر ثابت است (شکل ۳).

سه مقدار برای کسر پراکندگی بوسیلهٔ نواحی دارای کاربرد ، وزن دهی می شوند که منجر به یک میانگین وزنی می شود. نواحی حلقوی به ترتیب در نسبتهای 1:8:10,75هستند.

۳-۷-۶-۳-۱ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید مورد استفاده برای اندازه گیری باید 18F باشد با اکتیویته ای که درصد از دست دادن شمارش زیر ۱۰درصد و نرخ همزمانی تصادفی زیر ۱۰ درصد نرخ همزمانی کل شود.

۳-۷-۶-۳-۲ توزیع چشمه رادیو اکتیو

فانتوم سر (شکل ۲) باید با آب غیر رادیو اکتیو به عنوان محیط پراکنده ساز پر شود.

چشمه خطی فانتوم آزمایش باید موازی محور استوانه به ترتیب در شعاع های ۵، ۴۵، ۹۰ میلیمتر قرار داده شود، شکل۳ را ببنید. فانتوم باید به صورت محوری و عمود بر محور در مرکز میدان دید قرار بگیرد.

۳-۷-۶-۳-۳ گردآوری داده‌ها

هر رخداد همزمانی بین آشکارسازها جداگانه باید تنها یک بار مورد توجه قرار گیرند. داده ها باید به صورت سینوگرام مرتب شوند. تمام رخدادها به برش در نقطه میانی خط پاسخ مربوطه نسبت داده خواهند شد. با چشمه ای در موقعیتهای مشخص شده ، حداقل ۱۰/۰۰۰ شمارش برای هر برش در ۱۶/۵ سانتیمتر مرکزی یا میدان دید محوری، هر کدام که کوچکتر است باید جمع آوری گردد.

۳-۷-۶-۳-۴ پردازش داده‌ها

داده‌ها باید برای همزمانی های تصادفی و افت شمارش‌ها اصلاح شوند نه برای پراکندگی یا تضعیف .

۳-۷-۶-۴ آنالیز

در تمامی سینوگرام‌های مربوط به برش‌ها، حداقل ۱ سانتیمتر از هر دو انتهای فانتوم باید پردازش انجام شود. بنابراین برای توموگراف های با FOV محوری کمتر از ۱۶/۵ سانتیمتر، تمام برش‌ها باید پردازش شوند. تمام پیکسل‌ها در سینوگرام i که دورتر از ۱۲سانتیمتر از مرکز قرار دارند باید صفر قرار داده شوند. برای هر زاویه پروجکشن در سینوگرام، موقعیت مرکز چشمه خطی باید توسط یافتن پیکسل با بیشترین مقدار تعیین گردد. هر پروجکشن باید آنقدر جابجا شود که پیکسل حاوی بیشترین مقدار، همگام با ستون پیکسل مرکزی سینوگرام قرار گیرد. پس از تنظیم راستا، پروجکشن مجموع باید تولید گردد.

FWHM استفاده شده برای آنالیز، میانگین تفکیک شعاعی و تفکیک مماسی در موقعیت شعاعی ۱۰ سانتیمتر خارج از مرکز (۵-۱-۷-۳ را ببنید) است. شمارش‌ها در پیکسل های لبه‌های راست و چپ باند $4\times FWHM$ $C_{R,i,k}$, $C_{L,i,k}$ ، باید به ترتیب از پروجکشن مجموع (شکل ۴) بدست آیند. درونیابی خطی برای یافتن شدتهای پیکسل در $\pm 2 \times FWHM$ از پیکسل مرکزی پروجکشن باید استفاده شود. میانگین دو سطح شمارش $C_{R,i,k}$, $C_{L,i,k}$ باید در تعداد کسری پیکسل های بین لبه‌های باند $4\times FWHM$ ضرب شود و حاصلضرب با شمارش های پیکسل‌های خارج باند جمع گردد تا تعداد شمارش‌های همزمانی صحیح پراکنده $C_{s.i.k}$ برای برش i و موقعیت چشمه k به دست آید. شمارش های همزمانی صحیح (پراکنده بعلاوه غیر پراکنده) $C_{tot,i,k}$، مجموع تمام پیکسل‌ها در پروجکشن مجموع است.

اکتیویته میانگین $A_{ave,k}$ ، در حین جمع آوری داده‌ها روی بازه زمانی $T_{acg.k}$ (شامل زمان مورد نیاز برای چرخش آشکارسازها برای یک مجموعه کامل از پروجکشنها می‌باشد) برای چشمه خطی در مکان k، باید محاسبه گردد۳-۷-۳-۳-۴ را ببنید).

کسر پراکندگی SF_i برای هر برش (میانگین مؤثر روی ۱۰ برش)، ناشی از یک توزیع چشمه یکنواخت به صورت زیر محاسبه می گردد.

$$SF_i = \frac{\frac{C_{s,i,1}}{A_{ave,1}} + 8\frac{C_{s,i,2}}{A_{ave,2}} + 10.75\frac{C_{s,i,3}}{A_{ave,3}}}{\frac{C_{tot,i,1}}{A_{ave,1}} + 8\frac{C_{tot,i,2}}{A_{ave,2}} + 10.75\frac{C_{tot,i,3}}{A_{ave,3}}}$$

که در آن زیر نویس های ۱و۲و۳ به ترتیب اشاره به چشمه های خطی در شعاع ۵ ، ۴۵، ۹۰ میلیمتر دارند.

۳-۷-۶-۵ گزارش

برای هر برشی که پردازش شده مقدار SF_i را جدول بندی کنید. SF میانگین SF_i ها نیز باید به عنوان کسر پراکندگی سیستم گزارش شود.

۳-۷-۷ اصلاح تضعیف

۳-۷-۷-۱ کلیات

دستگاه پت یک پایه تئوری معتبر برای اصلاح تضعیف برای محیط تضعیف کننده دلخواه در حجم توموگرافی یک توموگراف را دارد. اساس تصحیح ، اندازه گیری مقدار تابش عبوری ناشی از فرایند نابودی از

جسم در کل میدان دید است. با انجام اندازه گیری فوق ، قابلیت مهمی برای اندازه گیری کمی در اختیار است.

۳-۷-۷-۲ هدف

هدف از این روند، اندازه گیری صحت اصلاح تضعیف به روش انتقالی است.

یادآوری- برونداد این آزمون بوسیلهٔ پراکندگی نیز تحت تأثیر قرار می گیرد.

۳-۷-۷-۳ روش

انتقال تابش خارجی از میان یک محیط تضعیف کننده غیر یکنواخت برای به دست آوردن ماتریس های اصلاح تضعیف استفاده و پردازش می شود که این ماتریسها به داده های پروجکشن تابشی به عنوان بخشی از پردازش بازسازی اعمال می گردند. مطابقت مقادیر تابشی بازسازی شده با مقادیر صحیح، راهنمایی برای صحت تصحیح تضعیف می باشد.

۳-۷-۷-۳-۱ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید مورد استفاده برای اندازه گیری تابشی باید ^{18}F باشد، با اکتیویته ای که درصد افتهای شمارشی کمتر از ۵٪ و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۵ درصد نرخ همزمانی کل باشد.

۳-۷-۷-۳-۲ توزیع چشمه رادیواکتیو

فانتوم سر (شکل ۲) باید در مرکز میدان دید محوری ولی (به صورت عمودی) ۲۵ میلیمترخارج از محور قرار گیرد. این فانتوم باید به سه زایده استوانه با قطر ۵۰ میلیمتر که در فاصله ۶۰ میلیمتر محور فانتوم در گامهای زاویه ای ۱۲۰ درجه به صورت شکل ۱۳ قرار گرفته ، استفاده شود. برای اندازه گیری انتقال، فانتوم باید با آب غیر رادیواکتیو پر شود. یکی از زایده های تو خالی باید با هوای غیر رادیواکتیو و بقیه با آب غیر رادیواکتیو پر شوند. زایده سوم، حالت جامد است و از پلی تترافلورواتیلن ساخته شده است. برای اندازه گیری تابشی، مقداری اکتیویته اندازه گیری شده باید به تابش زمینه فانتوم آزمون که در داخل آب قرار دارد اضافه شود.

۳-۷-۷-۳-۳ گردآوری داده‌ها

اندازه‌گیری پرتوهای عبوری از فانتوم سر باید توسط روش توصیه شده بوسیلهٔ سازنده توموگراف انجام گیرد و باید گزارش شود. برای اندازه گیری گسیل، باید اکتیویته به فانتوم سر افزوده شود و یک تصویر استاندارد به دست آید.

اندازه‌گیری‌های پرتوهای عبوری و گسیلی می‌توانند به هر روشی که بتواند روند مشخص شده را تأمین کند اجرا گردند. اگر در خلال اندازه‌گیری‌ها، فانتوم سر لازم است برداشته شود، باید دوباره مثل قبل دقیقاً قرار داده شود. اگر اسکن گسیلی ابتدا انجام می شود، پس از آن حداقل ۱۰ نیمه عمر باید قبل از اینکه داده‌های پرتوهای عبوری جمع آوری شود باید سپری گردد. چون تصاویر در آنالیز روی برش‌ها جمع می‌شوند، مهم است که محور فانتوم موازی جهت محوری (محور سیستم) توموگراف باشد.

۳-۷-۷-۳-۴ پردازش داده‌ها

برای توموگرافهای با میدان دید محوری ۱۶/۵ cm یا کمتر، تمام برش ها باید بازسازی شوند. برای توموگرافهای با میدان دید محوری بزرگتر از ۱۶/۵ cm، تنها برش‌هایی که در بخش میدان دید محوری که فانتوم در آن واقع است باید بازسازی شوند.

تصاویر باید با استفاده از ماتریس تصویر و سایز تریکسل استاندارد و فیلتر شیب ramp با فرکانس قطع در فرکانس نایکونیست داده‌های پروجکشن بازسازی گردند. داده های گسیل باید با در نظرگرفتن تمامی اصلاحات از جمله تصحیح تضعیف که از اندازه‌گیری تابش گسیلی بدست آمده، بازسازی شوند. پردازش پرتوهای عبوری باید طبق روش توصیه شده سازنده انجام شده و باید گزارش شود.

۳-۷-۷-۴ آنالیز

برای هر زایده باید یک منحنی عریض ۱۰ میلیمتر در تصویر کشیده شود بطوریکه از مرکز سر فانتوم و مرکز زایده می‌گذرد.

۳-۷-۷-۵ گزارش

منحنیهای پروفایلها برای سه زایده نیز باید گزارش شود.

۴ مدارک همراه

یک سند باید برای هر توموگراف کامپیوتری به روش نشر تک فوتونی همراه باشد و باید شامل اطلاعات زیر باشد.

۴-۱ تمام موارد مشخص شده در:

- بند ۴ در IEC60789
- اندازه گیری کالیبراسیون مرکز دوران با توجه به توضیحات ۱-۱-۳.
- اندازه‌گیری کج شدگی سر همان گونه که در ۲-۱-۳ مشخص شده است.
- اندازه‌گیری ناراستی قرارگیری سر کلیماتور همان گونه که در ۲-۳ مشخص شده است.

۴-۲ قدرت تفکیک مکانی سیستم اسپکت

- تفکیک عرضی (شعاعی و مماسی) به صورت مشخص شده در ۴-۶-۳
- تفکیک محوری به صورت مشخص شده در ۶-۶-۳
-اندازه پیکسل محوری مطابق با ۳-۶-۳
- اندازه پیکسل عمود بر محور مطابق با ۳-۶-۳

۴-۳ حساسیت

- زمان مکانیابی آشکارساز آنگونه که در ۱-۳-۳ مشخص شده است.
- حساسیت حجمی نرمالیزه شده آنگونه که در ۲-۳-۳ مشخص شده است.

۴-۴ کسر پراکندگی

- کسرهای پراکندگی SF_i و SF آنگونه که در ۳-۴-۳ مشخص شده است.

۴-۵ پارامترهایی تشریح کننده یک سیستم توموگرافی کامپیوتری به روش تک فوتونی که در مد آشکارسازی همزمانی کار می کند

۴-۵-۱ پارامترهای طراحی

- ابعاد المانی آشکارساز و تعداد المان ها
- جهت آشکارساز
- جنس ماده آشکارساز
- تعداد و پیکره بندی المان های آشکارساز در هر بلوک، اگر قابل اجرا است.
- تعداد بلوک های آشکارساز در هر حلقه، اگر قابل اجرا است.
-پنجره همزمانی[1]

قطر حلقه آشکارساز یا جداسازی آشکار ساز (شعاع چرخش)

قطر دهانه قرارگیری بیمار

میدان دید عرضی

میدان دید محوری

نمونه برداری سینوگرام (خطی و زاویه ای)

نمونه برداری محوری

طول دیواره (septa)

ضخامت دیواره

طراحی دیواره

جاذب حفاظهای جانبی

نوع چشمه انتقال و اکتیویته چشمه (نامی و محدوده توصیه شده)

حرکت آشکارساز (مثل سرعت چرخشی، محدوده زاویه ای) هر کدام اگر وجود دارد.

۴-۵-۲ پیکربندی توموگراف

- پنجره های انرژی استفاده شده
- زاویه پذیرش محوری (مد 2D ، مد 3D)
- الگوریتم بازسازی
- روش تخمین همفرودی تصادفی
- هر اطلاعات اضافی که بوسیلهٔ سازنده برای توصیف عملکرد نرمال مهم شمرده شده است.

۴-۵-۳ قدرت تفکیک مکانی

تفکیک عرضی (شعاعی و مماسی) بر طبق ۵-۱-۷-۳

پهنای برش محوری بر طبق ۵-۱-۷-۳

تفکیک محوری بر طبق ۵-۱-۷-۳

ابعاد پیکسل محوری بر طبق ۵-۱-۷-۳

ابعادپیکسل عرضی بر طبق ۵-۱-۷-۳

---

[1] - Coincidence Window

اندازه گام محوری بر طبق ۵-۱-۷-۳

۴-۵-۴ ضریب بازیافت:

نمودارهای ضریب بازیافت بر طبق ۳-۷-۲-۶

۴-۵-۵ حساسیت

- حساسیت برش بر طبق ۵-۳-۷-۳
- حساسیت برش نرمالیزه شده (بهنجار شده) بر طبق ۵-۳-۷-۳
- حساسیت حجم بر طبق ۵-۳-۷-۳

۴-۵-۶ عملکرد نرخ شمارش

- مشخصهٔ نرخ شمارش بر طبق ۵-۵-۷-۳
- سطح فعالیت در افت شمارش ۲۰ درصد افت شمارش ۵۰ درصد افت شمارش بر طبق ۵-۵-۷-۳
- نرخ شمارش همزمانی‌های صحیح اندازه‌گیری شده در افت شمارش ۲۰ درصد بر طبق ۵-۵-۷-۳
- منحنی‌های شمارش‌های ROI نرمالیزه شده بر حسب فعالیت بر طبق ۵-۵-۷-۳
- رویهم افتادگی مکان یابی پایل آپ بر طبق ۵-۵-۷-۳
- صحت تصحیح افت شمارش و منحنی‌های مربوطه بر طبق ۳-۷-۵-۵

۴-۵-۷ کسر پراکندگی

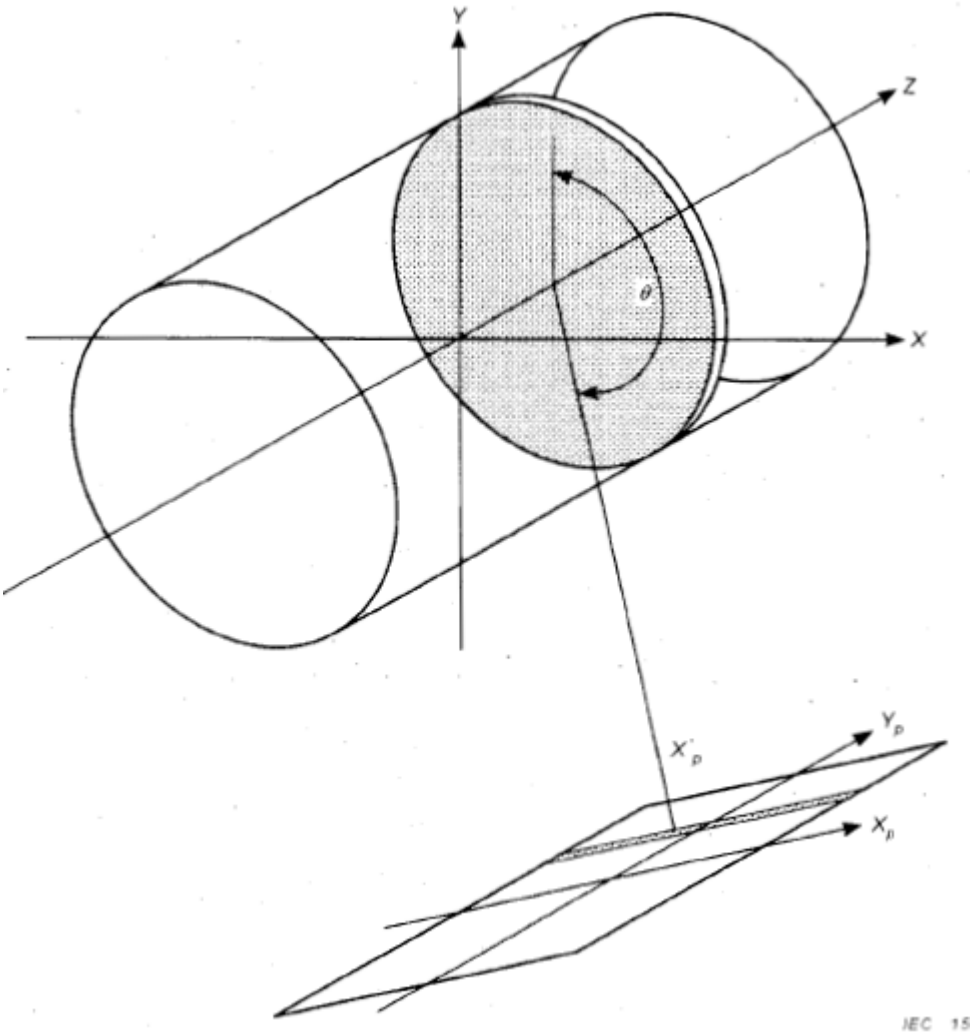
- کسرهای پراکندگی SFi و SF بر طبق ۳-۷-۶-۵

۴-۵-۸ صحت تصحیح تضعیف

پروفایلهای متقاطع زایده ها مطابق با ۳-۷-۷-۵

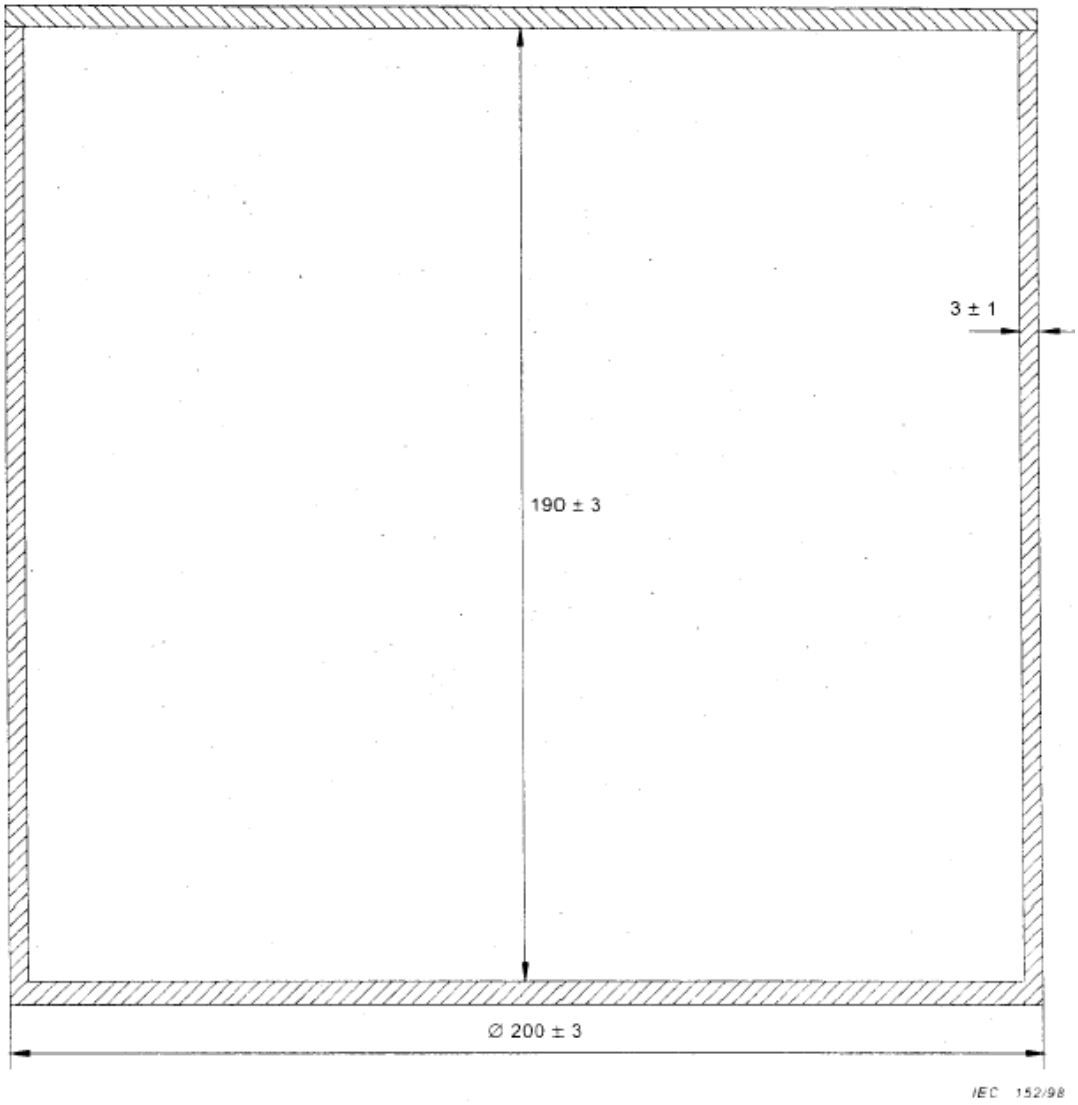
جدول ۱- رادیونوکلیدهای مورد مصرف دراندازه گیری های عملکردی

رادیونوکلوئید	نیمه عمر	نرخ انشعاب
^{18}F	109.70±0.11 min	0.971±0.002
^{11}C	20.375 min	0.998
^{68}Ge/^{68}Ge	270.82 d	0.89



یادآوری- سیستم مختصات ثابت Z,Y,X که مبدأ آن در مرکز حجم توموگرافی قرار دارد (به صورت یک استوانه نشان داده شده است) و محور Z، محور سیستم است. سیستم مختصات پروجکشن Xp Yp برای یک زاویه پروجکشن θ نشان داده شده است. برای هر θ پروجکشن یک بعدی برش جسم نشاندار شده، محدوده نشانی دارد که نشان داده شده است (هاشور زده شده). در این محدوده، مرکز چرخش روی مختصات Xp تصویر شده است.

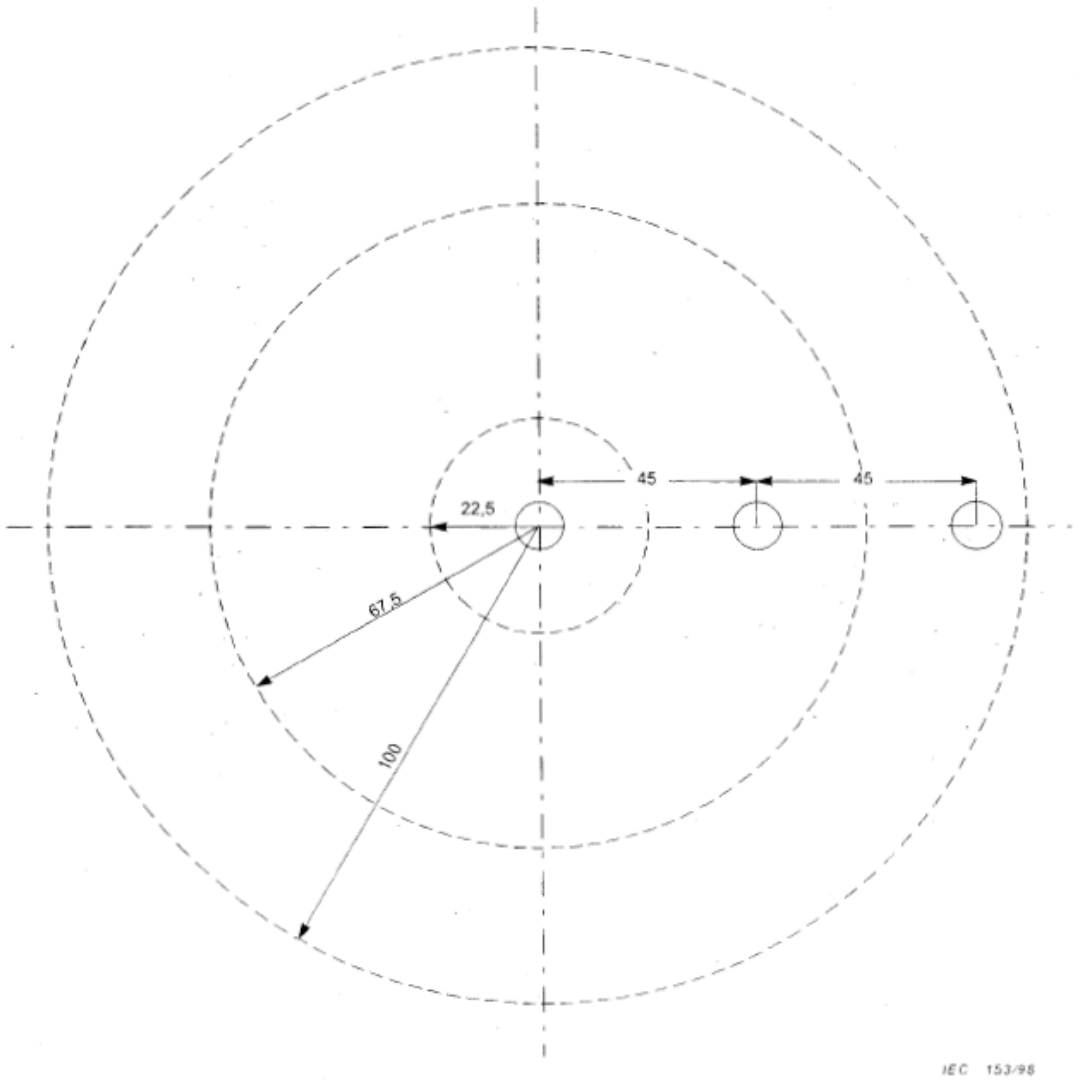
شکل ۱- هندسه پروجکشن ها



ماده: پلی متیل متاکریلات

ابعاد به میلی متر

شکل ۲- فانتوم استوانه ای سر

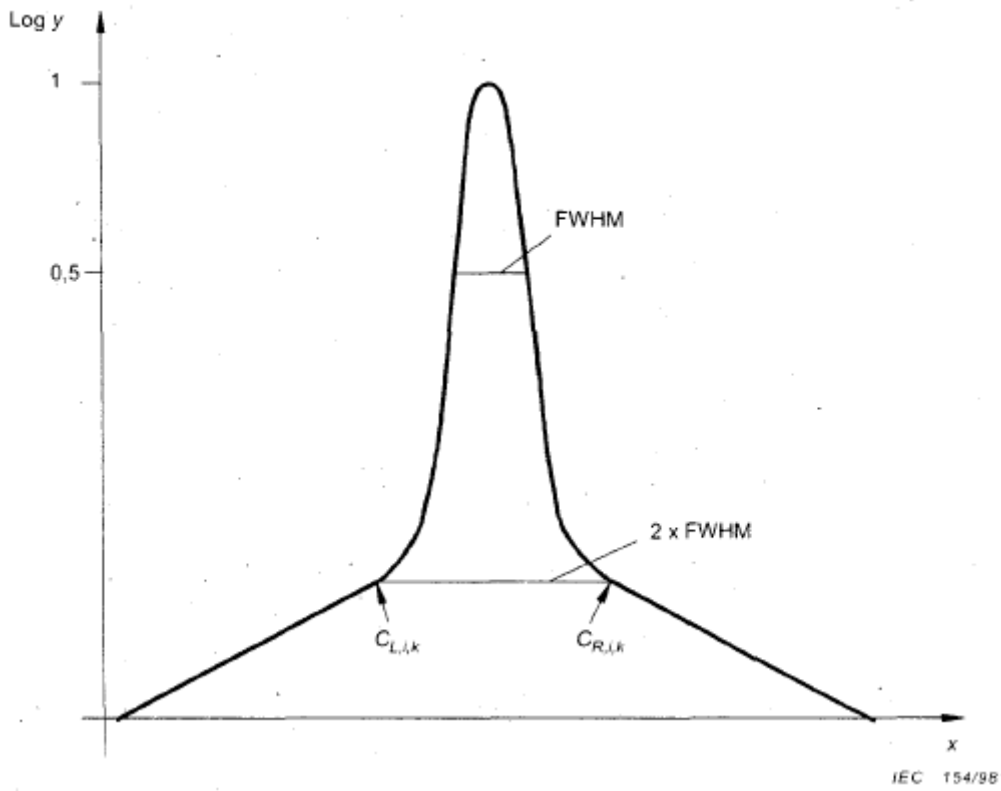


ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

یادآوری- صفحه نصب شده ، جایگزین پوشش فانتوم سر را جایگزین می گردد.

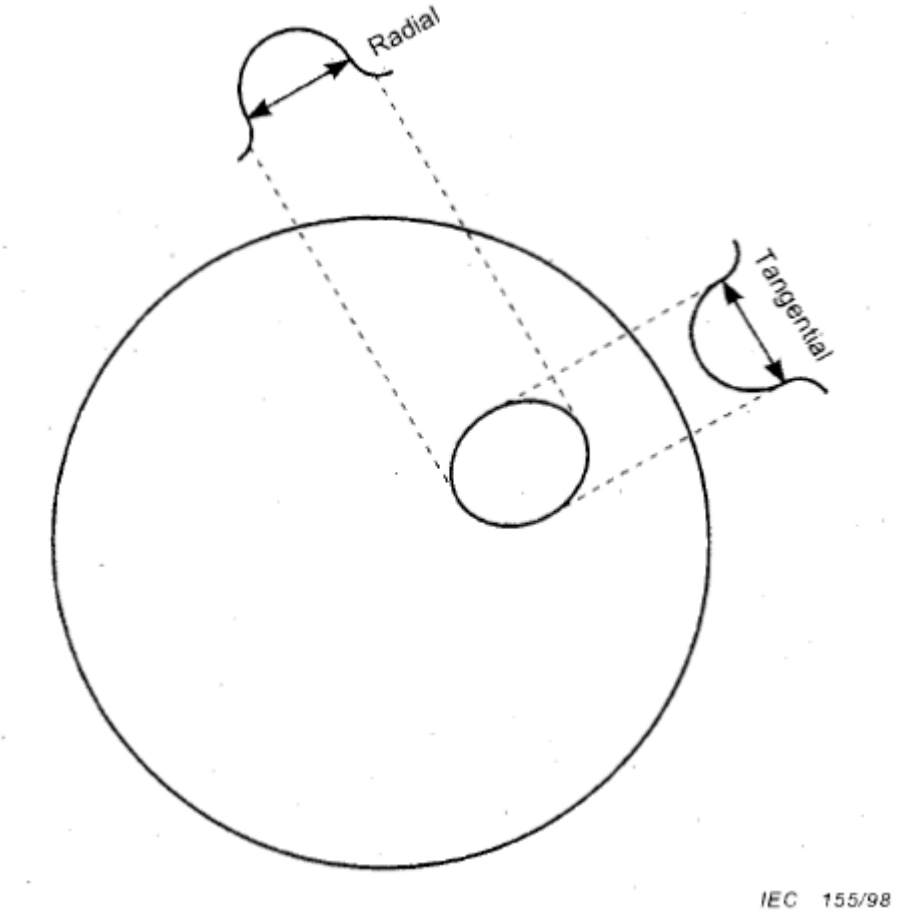
نگهدارنده های چشمه از لوله هایی با طول کافی برای پر کردن طول داخلی فانتوم سر تشکیل شده اند. بعلاوه، طرح، نواحی توزین شده (که با خط فاصله محدود شدند) برای اندازه گیری پراکندگی را نشان می دهند.

شکل ۳- فانتوم جایگذاری با نگهدارنده ها برای چشمه پراکندگی

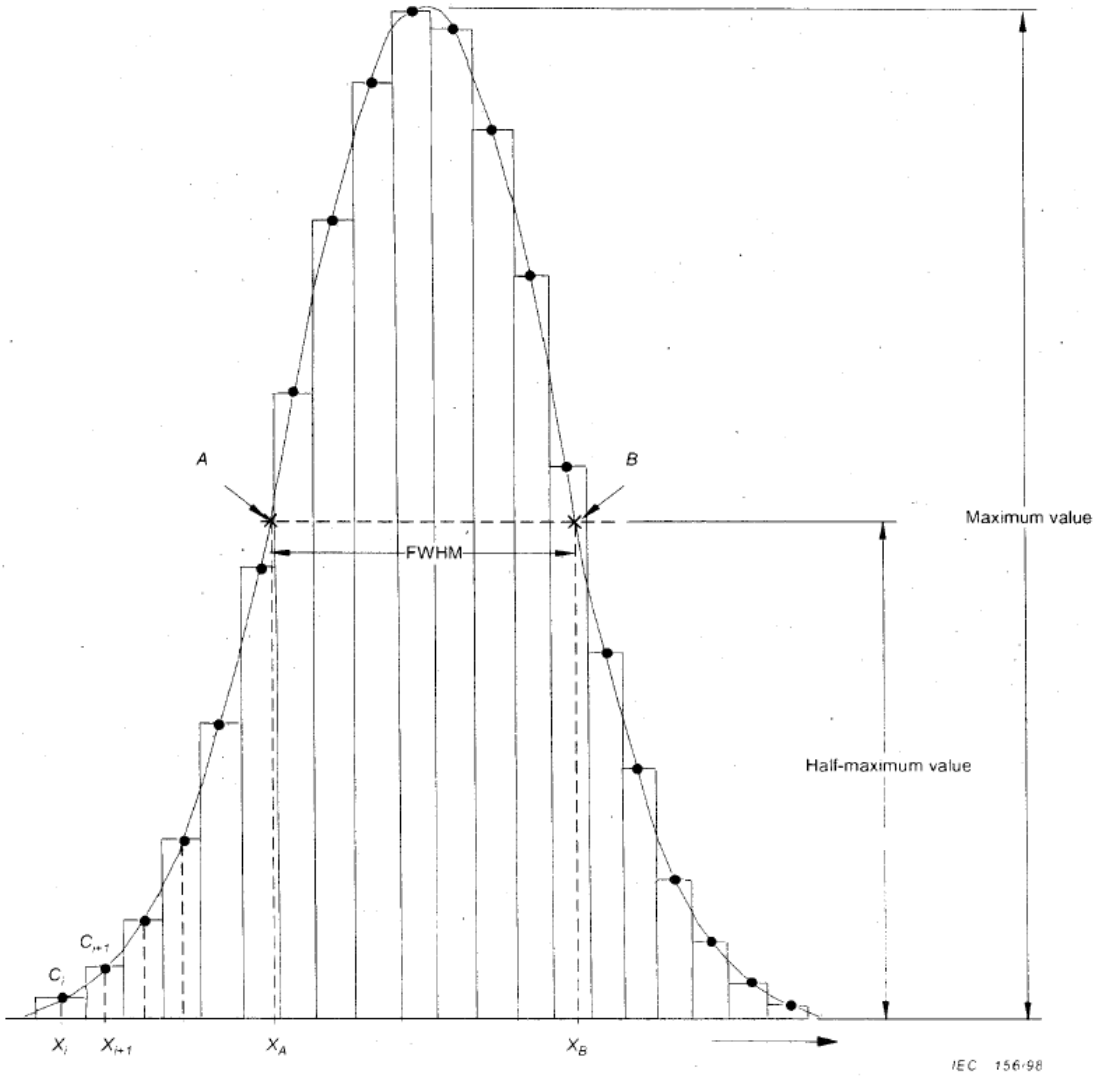


یادآوری- در پروجکشنهای جمع آوری شده ، پراکندگی بوسیلهٔ شمارش‌های خارج از عرض باند 2×FWHM به علاوه مساحت LSF زیر خط $C_{i,i,k} - C_{R,i,k}$، تخمین زده می‌شود.

شکل ۴- ارزیابی کسر پراکندگی

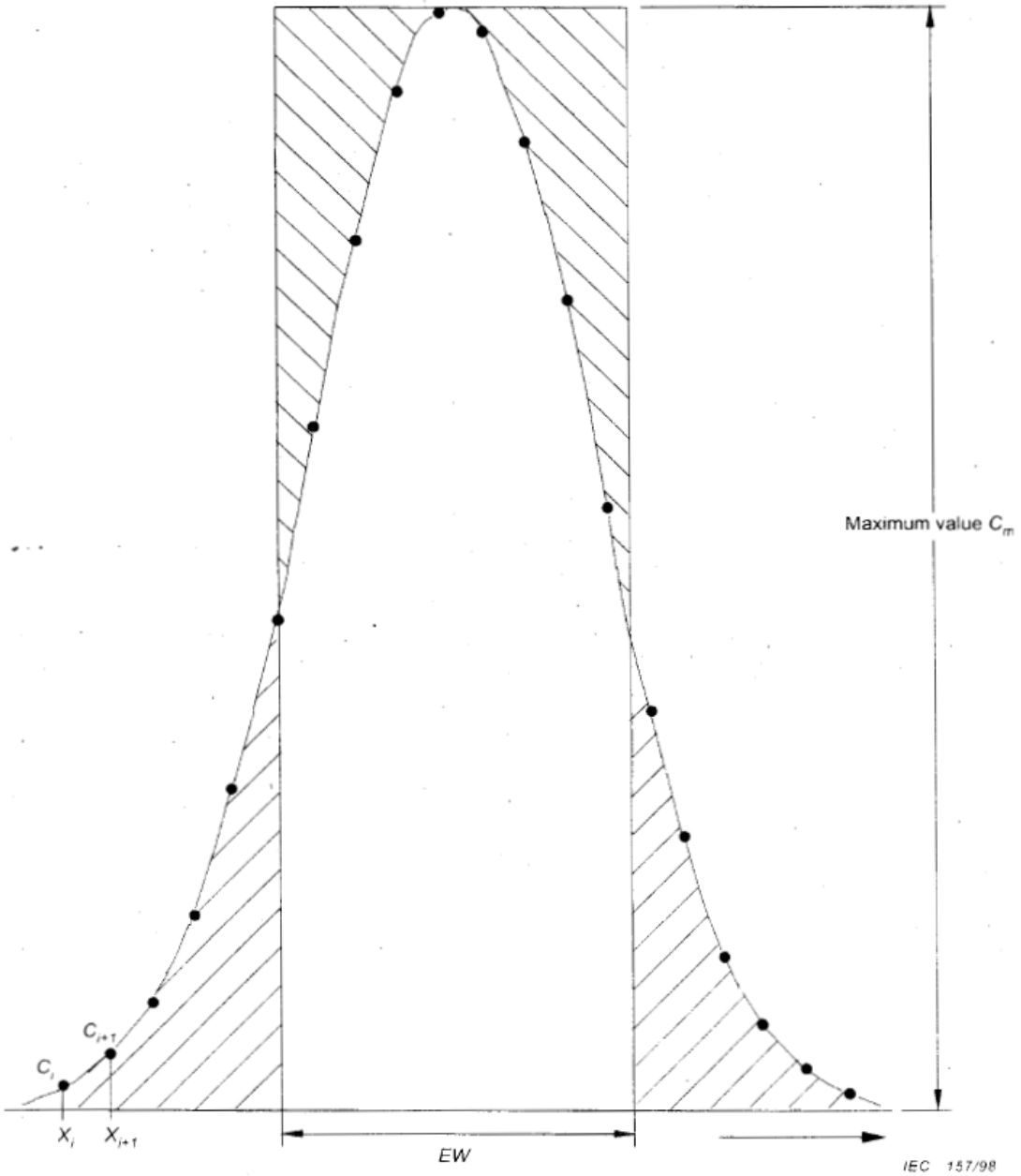


شکل ۵- گزارش کردن قدرت تفکیک عرضی



یادآوری- نقاط Aو B جاهایی هستند که منحنی شمارش درون یابی شده، خط متناظر با نصف مقدار بیشینه را قطع می‌کند. بنابراین با $FWHM= {}_sX_B-X_A$

شکل ۶-ارزیابی FWHM

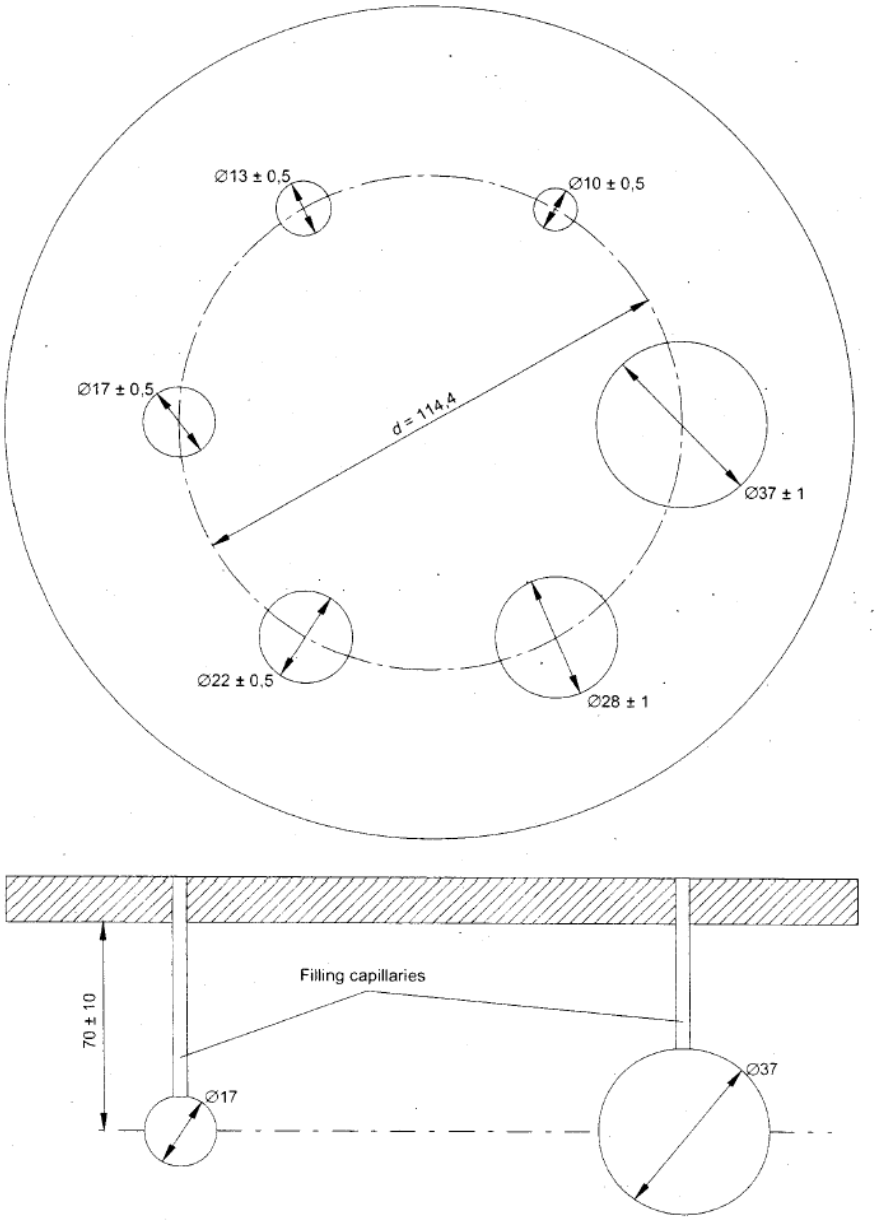


یادآوری- EW بوسیله عرض مستطیلی که دارای مساحت LSF و مقدار ماکزیمم C_m است ، داده می شود.

$$EW = \sum (C_i \times PW) / C_m$$

پهنای پیکسل PW برابر است با x_{i+1}-x_i مساحت هایی که به صورت متفاوت سایه زده شده اند برابرند.

شکل ۷- ارزیابی عرض معادل (EW)



ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

یادآوری- تمام قطرها در اینجا قطرهای داخلی هستند

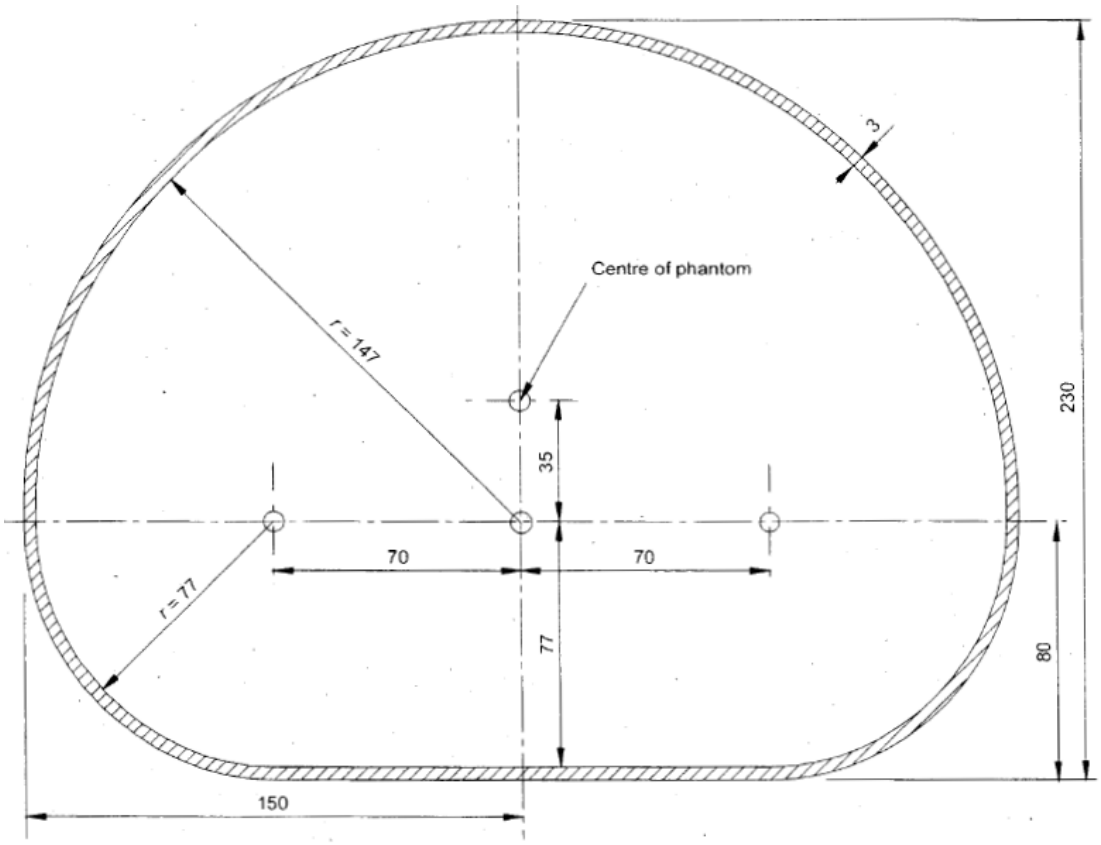
ضمانت دیوارهٔ کره ها باید کمتر از ۱mm باشد

مراکز کره‌ها باید در فاصله یکسان از سطح صفحهٔ مخصوص نصب باشند.

صفحهٔ مخصوص نصب جایگزین پوشش سر فانتوم شود.

کره‌ها همچنین می‌توانند توسط شیشه ساخته شوند.

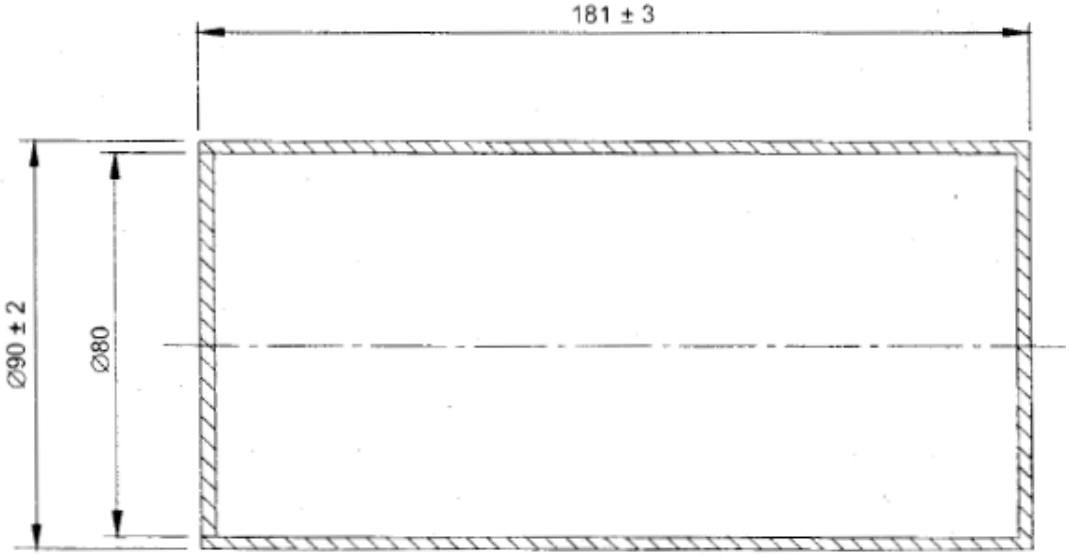
شکل ۸- فانتوم جاگذاری به همراه کره های توخالی



ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

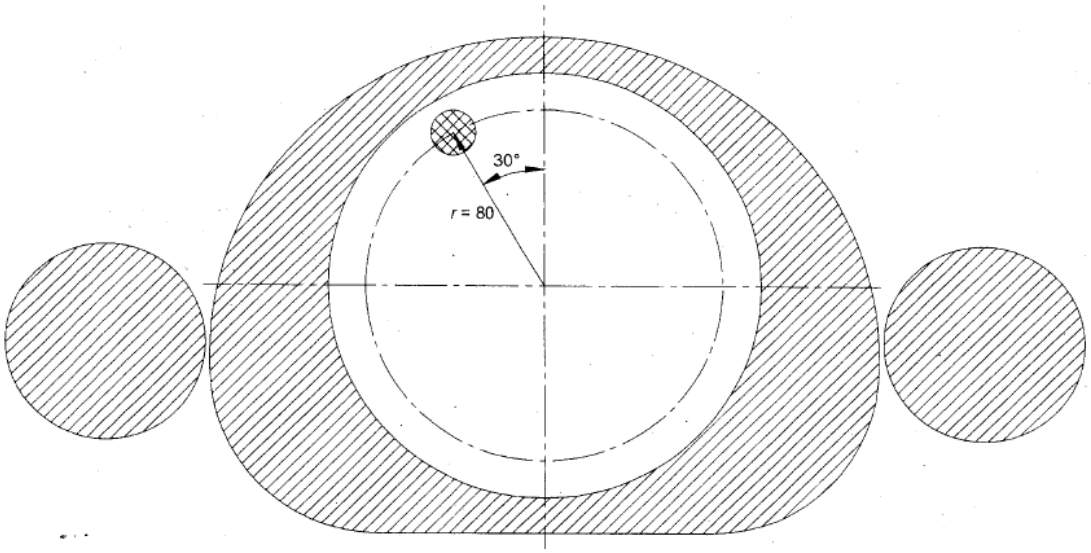
یادآوری- طول فانتوم باید طوری انتخاب شود که اجازه fit شدن فانتوم سر را بدهد و باید حداقل ۵mm ± ۱۸۰ mm باشد.

شکل ۹- برش مقطعی فانتوم بدن



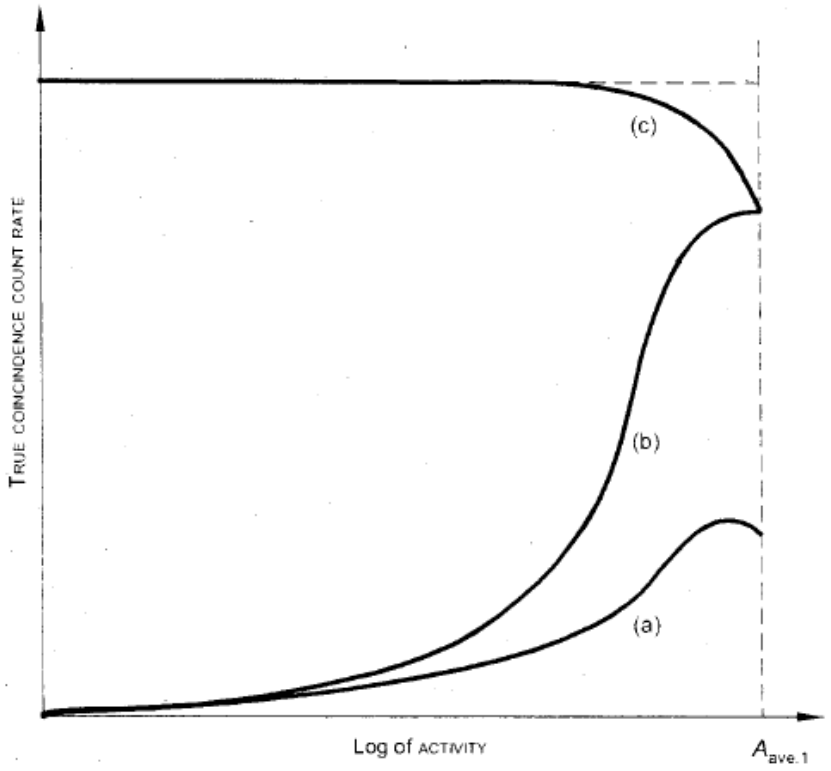
ماده: پلی متیل متاکریلاک ابعاد به میلی متر

شکل ۱۰- فانتوم بازو



یادآوری- فانتوم بدن شامل بازو توسط آب پر شده است فانتوم با هوا پر شده است. چشمهٔ رادیواکتیو یک میله در موقعیت نشان داده شده است (با ۲۱ mm قطر داخلی × ۱۳۰ mm طول داخلی پیکربندی)

شکل ۱۱- پیکربندی فانتوم برای اندازه‌گیری های نرخ شمارش مطابق با ۲-۱-۳-۵-۷-۳



یادآوری- این شکل موارد زیر را نشان می دهد:

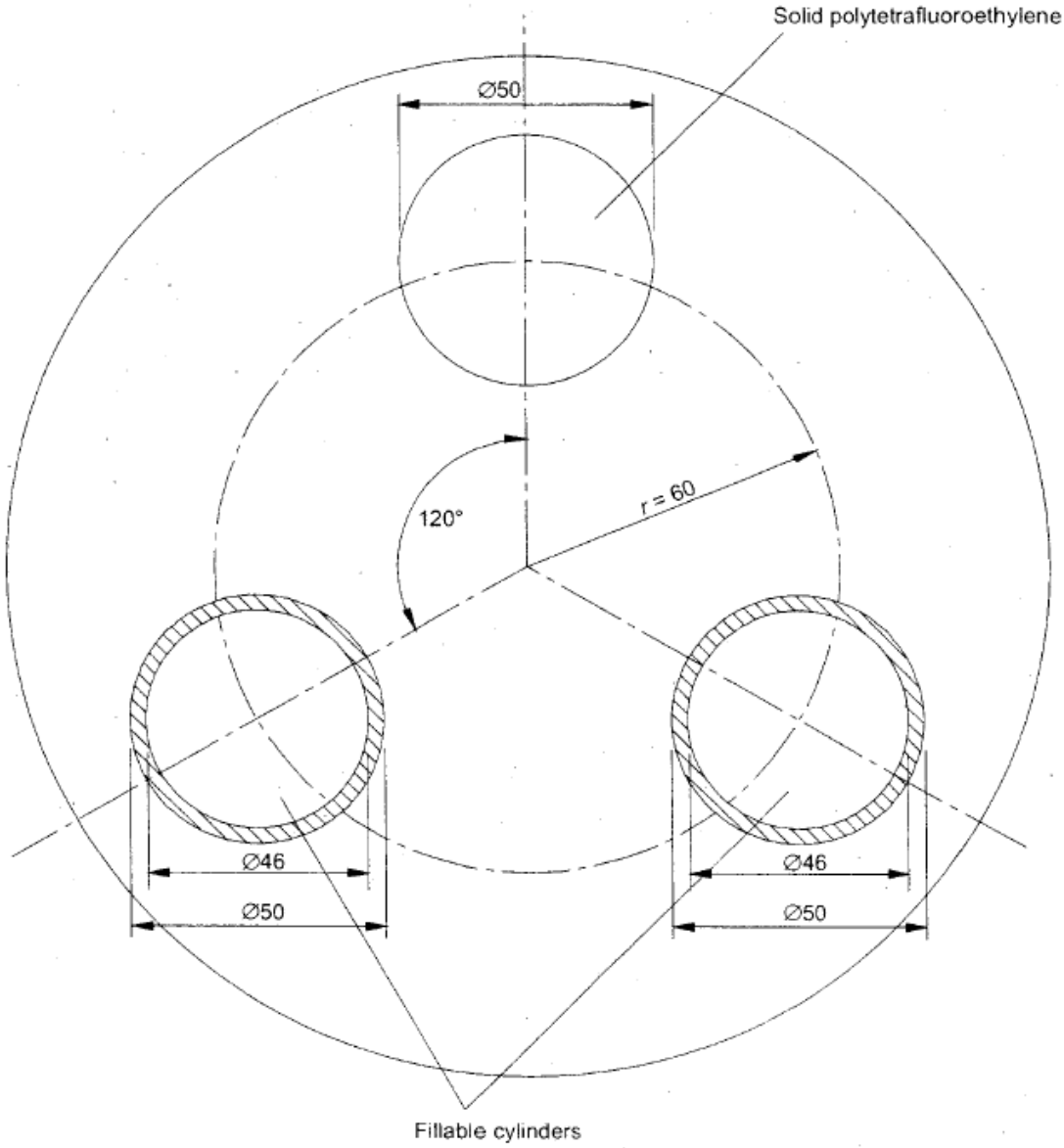
شمارش‌های همزمانی صحیح اندازه گیری شده

شمارش‌های همزمانی صحیح اندازه گیری شده که برای افست زمان برگ اصلاح شده‌اند.

شمارش‌های همزمانی صحیح اندازه گیری شده که برای افست زمان مرگ رواپاشی اصلاح شده‌اند.

شکل ۱۲- نمودار ارزیابی تصحیح شمارش از دست رفته

ابعاد بر حسب میلیمتر



یادآوری- صفحه نصب، پوشش فانتوم سر را جایگزین می کند.

استوانه های قابل پر شدن از palymethylmethacrylate با ابعاد خارجی ۵۰ mm قطر × ۱۸۵mm طول و ابعاد داخلی ۴۶mm قطر × ۱۸۲mm طول ساخته شده است.

استوانه جامد از pOlymethylmethacrylate با قطر ۵۰ mm و طول ۱۸۵ mm ساخته شده است.

شکل ۱۳- فانتوم جایگذاری برای ارزیابی تصحیح تضعیف