ISIRI
11681-1
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
۱۱۶۸۱-۱
چاپ اول

وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید- مشخصات و شرایط آزمون- قسمت اول: مقطع نگاری به روش نشر پوزیترون

Radionuclide imaging devices- Characteristics and test conditions- Part 1: Positron emission 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 اول: مقطع نگاری به روش نشر پوزیترون »

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

صفحه

فهرست

آشنایی با مؤسسهٔ استاندارد ج
کمیسیون فنی تدوین استاندارد د
پیش گفتار و
مقدمه ه
۱ کلیات ۱
۱-۱ هدف و دامنه کاربرد ۱
۱-۲ مراجع الزامی ۱
۲ اصطلاحات و تعاریف ۱
۳ روش های آزمون ۹
۳-۱ قدرت تفکیک فضائی ۹
۳-۲ ضریب بازیابی ۱۳
۳-۳ حساسیت توموگرافی ۱۵
۳-۴ یکنواختی ۱۷
۳-۵ مشخصات نرخ شمارش ۱۷
۳-۶ اندازه گیری پراکندگی ۲۳
۳-۷ اصلاح تضعیف ۲۳
۴ مدارک همراه ۲۶
شکل ۱- فانتوم استوانه ای سر ۲۸
شکل ۲- برش مقطعی فانتوم بدن ۲۹
شکل ۳- فانتوم بازو ۲۹
شکل ۴- فانتوم جاگذاری به همراه کره های توخالی ۳۰
شکل ۵- فانتوم جایگذاری با نگهدارنده ها برای چشمه پراکندگی ۳۱
شکل ۶- فانتوم جایگذاری برای ارزیابی تصحیح تضعیف ۳۲
شکل ۷- پیکربندی فانتوم برای اندازه‌گیری های نرخ شمارش مطابق با ۲-۱-۳-۵-۷-۳ ۳۳
شکل ۸- نمودار ارزیابی تصحیح شمارش از دست رفته ۳۳
شکل ۹- ارزیابی تصحیح میرائی ۳۴
شکل ۱۰- ارزیابی کسر پراکندگی ۳۴
شکل ۱۱-ارزیابی FWHM ۳۵
شکل ۱۲- ارزیابی عرض معادل (EW) ۳۶
شکل ۱۳- وضعیت فانتوم و موقعیت پیچ هابرای تصویربرداری شکم ۳۷

پیش گفتار

استاندارد" وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید-مشخصات و شرایط آزمون-قسمت اول: مقطع نگاری به روش نشر پوزیترون " که پیش نویس آن درکمیسیون های مربوط توسط (مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران) تهیه و تدوین شده و در صدو 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.

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

IEC 61675-1, 1998, AMD1:2008 : Radionuclide imaging devices- Characteristics and test conditions- Part 1: Positron emission tomographs

وسایل تصویر برداری رادیو نوکلئید-مشخصات و شرایط آزمون-قسمت اول: مقطع نگاری به روش نشر پوزیترون

۱ کلیات

۱-۱ هدف و دامنه کاربرد

هدف از تدوین این استاندارد، واژگان و تعیین روش های آزمون برای ارائه مشخصه های دستگاه پت(مقطع نگاری به روش نشر پوزیترون) می باشد. دستگاه پت، تابش فنای مواد پرتوزای گسیل دهنده پوزیترون را توسط آشکارسازی هفرودی آشکار می کند.

روشهای ازمون مشخص شده در این استاندارد برای انعکاس بیشترین استفاده کلینیکی دستگاههای پت انتخاب شده اند. هدف این است که روشهای آزمون بوسیله سازندگان انجام شود تا آنها قادر باشند مشخصات دستگاههای پت را بر یک اساس مشترک اظهار و ارائه نمایند. این استاندارد آزمون هایی که باید توسط سازنده بر روی یک مقطع نگار مجزا انجام شود را دربر نمی گیرد.

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:

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

۲ اصطلاحات و تعاریف

برای اهداف این استاندارد تعاریف مندرج در استانداردهای IEC 60788(پیوست الف را ملاحظه کنید)، به همراه تعاریف زیر بکار می رود.

۱-۲

توموگرافی (پیوست الف را ملاحظه کنید)

۱-۱-۲

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.

۲-۱-۲

مقطع‌نگاری کامپیوتری گسیلی ((EMISSION COMPUTERED TOMOGRAPHY(ECT)

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

۱-۲-۱-۲

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.

۲-۲-۱-۲

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 فضائی در هر سه بعد، محدود می شود.

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

۳-۲-۱-۲

زاویه پروجکشن

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

یادآوری- برای تجسم، شکل ۱ را ببینید.

۴-۲-۱-۲

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.

۵-۲-۱-۲

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.

۶-۲-۱-۲

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.

۷-۲-۱-۲

محور سیستم

محور تقارن، که توسط ویژگیهای فیزیکی و هندسی مربوط به پیکره بندی سیستم توصیف می شود.

یادآوری-برای یک دستگاه پت، محور سیستم همان محوری است که از میان مرکز طوق آشکارساز عبور می کند. بنابراین برای توموگراف های مجهز به آشکارساز چرخان این محور نیز می چرخد.

۸-۲-۱-۲

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(circular field of view): حجم توموگرافی به صورت یک کره است طوری که شعاع چرخش بزرگتر از شعاع FOV است. برای FOV مستطیلی، حجم توموگرافی، یک استوانه است.

۱-۸-۲-۱-۲

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.

۲-۸-۲-۱-۲

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.

۲-۱-۲-۸-۳

میدان دید کلی

عبارت است از ابعاد (سه بعدی) حجم توموگرافیک.

۲-۱-۳

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.

۲-۱-۳-۱

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.

۲-۱-۳-۲

تابش نابودی فرایند فنا

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

۲-۱-۳-۳

آشکارسازی همفرودی

روشی است جهت بررسی اینکه آیا دو آشکارساز مقابل هم، یک فوتون را بطور همزمان آشکار می کنند.

یادآوری- آشکارسازی همفرودی بین المانهای دو آشکارساز به این منظور بکار گرفته می شود تا به عنوان یک موازی کننده الکترونیکی(کولیمیت کننده) محور باریکه پروجکشن متناظر یا خط پاسخ (LOR) را به ترتیب مشخص کند.

۲-۱-۳-۴

پنجره همفرودی

فاصله زمانی است که در طول آن دو فوتون آشکارشده به طور همزمان فرض می شود.

۲-۱-۳-۵

خط پاسخ ((LINE OF RESPONSE(LOR)

محور باریکه پروجکشن

یادآوری- در دستگاه پت، 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.

۲-۱-۳-۶

همفرودی کل(TOTAL COINCIDENCES)

مجموع تمام همفرودی آشکارسازی شده

۲-۱-۳-۶-۱

همفرودی صحیح (TRUE COINCIDENCE)

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

۲-۱-۳-۶-۲

همفرودی صحیح پراکنده (SCATTERED TRUE COINCIDENCE)

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

۲-۱-۳-۶-۳

همفرودی صحیح غیر پراکنده (UNSCATTERED TRUE COINCIDENCE)

اختلاف بین همفرودی های صحیح و همفرودی های صحیح پراکنده

۲-۱-۳-۶-۴

همفرودی تصادفی (RANDOM COINCIDENCE)

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

۲-۱-۳-۷

نرخ تکی ها

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

۲-۱-۴

بازسازی

۲-۱-۴-۱

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.

۲-۱-۴-۲

بازسازی سه بعدی

[1] - single slice rebinning

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، 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.

۲-۲

ماتریس تصویر

عبارت است از آرایش درایه‌های ماتریس در سیستم مختصات کارتزین.

۱-۲-۲

درایه مارتیس (عضو ماتریس)

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

۱-۱-۲-۲

پیکسل

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

۲-۱-۲-۲

تریکسل

عبارت است از المان ماتریس در ماتریس تصویر سه بعدی

۲-۲-۲

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.

۳-۲

تابع پهن شدگی نقطه ایی(PSF)

عبارت است از تصویر جرقه نگاری از چشمه نقطه‌ای

۱-۳-۲

تابع پهن شدگی نقطه ایی 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.

۲-۳-۲

تابع پهن شدگی نقطه ایی محوری

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

۳-۳-۲

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.

۴-۲

تفکیک فضائی (SPATIAL RESOLUTION)

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

۱-۴-۲

تفکیک عرضی (TRANSVERSE RESOLUTION)

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

۱-۱-۴-۲

تفکیک شعاعی (RADIAL RESOLUTION)

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

۲-۱-۴-۲

تفکیک مماسی (TANGENTIAL RESOLUTION)

تفکیک عرضی در جهت عمود بر جهت تفکیک شعاعی

۲-۴-۲

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.

۳-۴-۲

عرض برش محوری

برای توموگراف ها، عرض تابع پهن شدگی نقطه ای محوری، عرض برش محوری گفته می شود.

۴-۴-۲

عرض معادل ((EQUIVALENT WIDTH (EW)

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

۵ -۴-۲

عرض کامل در حداکثر

به پیوست الف مراجعه شود.

۵-۲

ضریب بازیافت

غلظت فعالیت اندازه گیری شده (تصویر)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.

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 بوسیله کم کردن کسر پراکندگی برای پراکندگی به صورت عددی اصلاح نمی شوند.

۱-۱-۶-۲

حساسیت حجمی نرمالیزه (NORMALIZED VOLUME SENSITIVITY)

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

۲-۶-۲

حساسیت حجمی (VOLUME SENSITIVITY)

مجموع تک تک حساسیت های برش

۷-۲

مشخصهٔ نرخ شمارش

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

۱-۷-۲

شمارش از دست رفته

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

۲-۷-۲

نرخ شمارش

تعداد شمارش ها در هر واحد زمان

۳-۷-۲

نرخ شمارش صحیح

به پیوست الف مراجعه شود.

۴-۷-۲

مکان یابی پایل آپ (ADDRESS PILE UP)

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

۸-۲

کسر پراکندگی ((SCATTER FRACTION(SF)

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

۹-۲

چشمهٔ خطی

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

۱۰-۲

چشمه خطی

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

۳ روش های آزمون

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 طول دیواره[1] ، 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.

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

۳-۱ قدرت تفکیک فضائی

۳-۱-۱ کلیات

[1] - Septa

اندازه گیری تفکیک فضائی برای تخمین توانایی یک توموگراف در بازه تولید توزیع فضائی 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 فضائی اندازه گیری شده مقایسه بهترین حالت را بین توموگراف ها امکان پذیر می کند و نشان دهندهٔ بالاترین عملکرد قابل دستیابی است.

۳-۱-۲ هدف

هدف این اندازه گیری، مشخص کردن توانایی توموگراف در بازیابی اجسام کوچک بوسیلهٔ مشخص کردن عرض توابع پخشیدگی نقطه ای عرضی 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 بازتولید شوند، عرض برش محوری (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 (Axial Slice width) 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.

۳-۱-۳ روش

برای تمام سیستم ها، تفکیک فضائی 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.

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 mm ، همراه با ماتریس تصویر ۱۲۸×۱۲۸و تفکیک فضائی ۶ mm ، 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

[1] - Tracer

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 فضائی 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.

۳-۱-۳-۱ 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.

۳-۱-۳-۲ توزیع چشمه رادیو اکتیو

۳-۷-۱-۳-۳-۱ کلیات

از چشمه های نقطه ای یا چشمه های خطی که در بند ۲-۹ تعریف شده است باید استفاده گردد.

۳-۱-۳-۲-۱ 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 میلیمتر 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 ۲۰میلیمتر 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 فضائی 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.

۳-۱-۳-۲-۲ 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، 50mm 100 mmو ... در گامهای 50 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.

۳-۱-۳-۲-۳ قدرت تفکیک محوی

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. همان گونه

که در اندازه گیری عرض برش محوری توضیح داده شد (۳-۱-۳-۲-۲)چشمه های نقطه ای آویزان شده در هوا در گامهای شعاعی ۵۰ میلیمتر با شروع از مرکز و ادامه تا فاصله ای که بستگی به FOV عرضی دارد قرار می گیرند. هر چشمه نقطه ای باید در گامهای محوری۲۰میلیمتر، با شروع از مرکز توموگراف و ادامه تا ۱۰ میلیمتر از لبه FOV محوری تصویر گیری شود.

۳-۱-۳-۳ 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 پنج هزار نمونه در هر تابع پاسخ به طریقی که در زیر گفته می شود جمع آوری گردد.

۳-۱-۳-۴ پردازش داده ها

بازسازی باید با استفاده از یک فیلتر رمپ با نقطه قطع[1] در فرکانس نایکوئیست داده های پروجکشن برای تمام داده های تفکیک فضائی انجام گیرد.

۳-۱-۴ 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 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 پیکسل مناسب به واحدهای میلیمتر 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 $\frac{1}{20}$ سانتیمتر در هر طرف پیک تعریف می شود.

[1] - Cut-off

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.

۳-۱-۵ 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.

۳-۲ ضریب بازیابی

۳-۲-۱ کلیات

قدرت تفکیک متناهی یک توموگراف منجر به پراکندگی شمارش های تصویر ورای مرزهای هندسی جسم می‌شود. این تأثیر به جهت 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.

۳-۲-۲ 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.

۳-۲-۳ روش

تعدادی کره توخالی، با غلظت اکتیویته‌ای از F^{18} که بصورت محلول پر شده، در فانتومی که پر از آب بوده (شکل های ۱و۴ را ملاحظه کنید) قرار داده می‌شوند که خود فانتوم نیز در مرکز FOV عرضی قرار گرفته 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 های با حلقه مجزا که از بازسازی سه بعدی بهره می‌برند، اندازه گیری های مجزا باید با کره هایی که در روی مرکز هر نوع از برشها از ترکیبات حلقه متفاوت قرار می گیرند(به عنوان مثال مستقیم و

متقاطع یا زوج و فرد)باید ساخته شود. اندازه گیری‌ها باید در مرکز محوری توموگرافی و نیمه راه بین مرکز محوری و لبه FOV محوری انجام گیرد.

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.

۳-۲-۴ گردآوری داده‌ها

گردآوری داده‌ها باید در نرخ های شمارش پایین انجام گیرد طوری که افت شمارش کمتر از ۱۰درصد باشد و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۱۰درصد 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 ۲۰۰۰۰۰۰ شمارش باید به دست آید. نرخ های شمارش و زمانهای اسکن باید ذکر گردد.

۳-۲-۵ پردازش و آنالیز داده ها

بازسازی باید با استفاده از یک فیلتر رمپ با نقطه قطع 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 ۳-۱-۳-۲-۱ 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 بازیابیRC_{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.

۳-۲-۶ 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.

۳-۳ حساسیت توموگرافی

۳-۳-۱ 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 و اندازه آشکارساز و شکافت در بسته بندی آن، قطر حلقه توموگراف، هندسه دیواره ها و پنجره پذیرش محوری، تضعیف، پراکندگی، زمان مرده و آستانه های انرژی اشاره نمود.

۳-۳-۲ 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.

۳-۳-۳ روش

در آزمایش حساسیت توموگرافیک، یک حجم ویژه از محلول رادیواکتیو با غلظت معین در FOV کل یک دستگاه پت و نرخ شمارش حاصله رویت می‌گردد. حساسیت سیستم ها از این مقادیر محاسبه می‌شود.

آزمون، 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 درصد 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.

۳-۳-۳-۱ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید مورد استفاده برای این اندازه‌گیری‌ها باید ^{18}F باشد. میزان اکتیویته استفاده شده باید به گونه ای باشد که درصد افت شمارش کمتر از ۲درصد باشد و نرخ همزمانی تصادفی کمتر از ۲درصد نرخ همزمانی کل باشد.

۳-۳-۳-۲ توزیع چشمه رادیو اکتیو

فانتوم سر (مطابق شکل یک) 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.

۳-۳-۳-۳ 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 ۲۰۰/۰۰۰ شمارش باید برای هر برش از میان FOV محوری یا ۱۶/۵ سانتیمتر مرکزی جایی که فانتوم قرار داده شده هر کدام که کوچکتر است، جمع آوری شود.

۳-۳-۴-۳ پردازش داده‌ها

غلظت اکتیویته در فانتوم باید با توجه به واپاشی اصلاح گردد تا غلظت اکتیویته متوسط ، a_{ave} ، در حین زمان جمع آوری داده‌ها ، T_{acq}، 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") است که در زمان T_{cal} اندازه‌گیری شده است.

T_0 زمان شروع جمع آوری فریم زمان i

$T_{1/2}$ نیمه عمر F^{18} یا C^{11} 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.

۳-۳-۴ 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 میلیمتر 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 ۳-۶ 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 (به زیربند ۳-۱-۴ مراجعه شود).

یادآوری ۱–حساسیت برش نرمالیزه اجازه مقایسه توموگرافهای با عرض برش محوری را می دهد. حساسیت حجمی S_{tot} باید جمع S_i روی تمام برش های توموگراف در ۱۶/۵ cm مرکزی یا FOV محوری، هر کدام که کوچکتر است، باشد.

حساسیت حجمی، S_{tot} ، باید مجموع S_i تمام برشهای توموگراف در فاصله ۱۶/۵ سانتیمتری از مرکز یا FOV ، هرکدام که کمتر است باشد.

یادآوری۲- اگر FOV محوری بزرگتر از cm ۱۶/۵ باشد، فقط حساسیت حجمی برای بخش مرکزی توموگراف حاصل خواهد شد.

۳-۳-۵ گزارش

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

۳-۴ یکنواختی

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.

۳-۵ مشخصات نرخ شمارش

۳-۵-۱ کلیات

عملکرد نرخ شمارش دستگاه پت به صورت پیچیده ای به توزیع مواد پراکنده و اکتیوتیه بستگی دارد (زیربند ۳-۵-۳-۱را 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[1] و به مشخصه نرخ شمارش نرخ تکی ها[2] 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.

۳-۵-۲ 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 آزمون برای تعیین خطاهای مکان یابی پایل آپ ناشی از جمع آوری مکان یابی پایل آپ؛

ج) ارزیابی صحت طرح اصلاح افت شمارش

۳-۵-۳ روش

[1] - Trues-to-Singles

[2]- Singles Rate

برای توموگراف‌های اختصاصی مغز، تنها شرایط پراکندگی توضیح داده شده در زیربند ۳-۵-۳-۱-۱ به کار می رود در حالیکه برای بقیه توموگراف‌ها، شرایط پراکندگی توضیح داده شده در زیربندهای ۳-۵-۳-۱-۳ تا 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.

برای حالت پراکندگی همانگونه که در زیربند ۳-۵-۳-۱-۳ شبیه سازی شده است، مقدار کل فعالیت، همان فعالیت در فانتوم بدن است.

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 در۳-۵-۳-۱مشخص 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.

۳-۵-۳-۱ توزیع چشمه رادیو اکتیو

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

۳-۵-۳-۱-۱ تصویر برداری سر

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

۳-۷-۵-۳-۱-۲ تصویر برداری قلبی

فانتوم بدن، مطابق شکل ۲، باید به گونه‌ای در مرکز محور سیستم قرار گیرد که فانتوم سر نصب شده باشد، سقف خارجی و بازوهای فانتوم (مطابق شکل ۳)که با آب پر شده و قسمت داخلی (فانتوم سر، شکل ۱)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 ۷ قرار داده شده باشد. مرکز فانتوم باید منطبق بر محور سیستم باشد (شکلهای ۲ و ۷ را ملاحظه کنید).

۳-۵-۳-۱-۳ تصویر برداری شکم

فانتوم بدن بدون هر ورودی به طور همگن با فعالیت A_{ref} پر شده و در مرکز قرار داده می شود. فانتوم سر با همان مقدار فعالیت A_{ref} پر شده و در تماس با فانتوم بدن قرار داده می شود. دو عدد از فانتوم های بازو با نصف مقدار فعالیت A_{ref} پر می شود و در تماس با فانتوم بدن روی کناره ها قرا داده می شود.کلیه فانتوم ها روی تخت بیمار تکیه داده می شوند. برای اطلاع از جزئیات بیشتر از وضعیت فانتوم ها و موقعیت پیچ های پرکننده آن، شکل ۱۳ را ملاحظه کنید. فانتوم های بازو شباهت زیادی به شکم و پاهای بیمار دارد.

۳-۵-۴ جمع آوری داده‌ها و آنالیز

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

۳-۵-۴-۱ 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^{11}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 یک درصد 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 mm 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 زیربند۳-۵-۳-۱-۱به طول اضافه شود.
مقدار میانگین اکتیویته واپاشی کننده ، $A_{ave,i}$ در زمان جمع آوری اطلاعات فریم i ، $T_{acq,i}$ 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 ۲۰ درصد 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 میلیمتر در قطر برای چشمه قرصی، ۱۹۴ میلیمتر 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).

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

مکان‌یابی پایل آپ در جهت محوری باید از مجموعه تصاویر بازسازی شده طبق زیربند ۳-۵-۴-۱ 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

$C_{i,j}$ 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 ، ۳-۴-۵-۱ 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.

۳-۵-۴-۳ آزمون طرح اصلاح افت شمارش

از مجموعه تصاویر بازسازی شده طبق زیربند ۳-۵-۴-۱ (و برای هر برش) گرافی برای موارد زیر رسم کنید(شکل ۸ 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 جدول 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.

۳-۵-۵ گزارش

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

از اندازه گیری های انجام شده مطابق با زیربند ۳-۵-۴-۱، 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 میلیمتر برای استوانه) تقسیم بر همزمانی‌های صحیح اندازه گیری شده برای کل اکتیویته مقابل برش برای هر برش را گزارش کنید.

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

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

۳-۵-۵-۳ صحت اصلاح افت شمارش (زیربن۳-۵-۴-۳ را ملاحظه کنید)

نمودارها را طبق زیربند ۳-۵-۴-۳ 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 ۳-۵-۳-۱-۱تا ۳-۵-۳-۱-۳ را گزارش کنید.

۳-۶ اندازه گیری پراکندگی

۳-۶-۱ 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.

۳-۶-۲ 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.

۳-۶-۳ 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 ۱ و۵ 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 ۱۰ 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 می باشد، 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 ۴۵ میلیمتر است در حلقه بین ۲۲/۵ میلیمتر و ۶۷/۵ میلیمتر ثابت است، و کسر پراکندگی برای یک چشمه خطی که محور قطع [1] ,۹۰ میلیمتر است در حلقه بین ۶۷/۵ میلیمتر و ۱۰۰ میلیمتر ثابت است (به شکل ۵ مراجعه کنید).
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.

۳-۶-۳-۱ رادیو نوکلئید

رادیو نوکلئید مورد استفاده برای اندازه گیری باید F^{18} باشد با اکتیویته ای که درصد از دست دادن شمارش زیر ۵درصد و نرخ همزمانی تصادفی زیر ۵درصد رخ همزمانی کل شود.

۳-۶-۳-۲ توزیع چشمه رادیو اکتیو

فانتوم سر (شکل ۱) 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 و ۹۰ میلیمتر قرار داده شود، شکل ۵ را ببنید. فانتوم باید به صورت محوری و عمود بر محور در مرکز میدان دید قرار بگیرد.

۳-۶-۳-۳ 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 ۲۰۰/۰۰۰ شمارش برای هر برش در فاصله ۱۶/۵ سانتیمتر مرکزی یا میدان دید محوری، هر کدام که کوچکتر است باید جمع آوری گردد.

---

[1] - Off-axis

۳-۶-۳-۴ پردازش داده‌ها

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

۳-۶-۴ آنالیز

در تمامی سینوگرام‌های مربوط به برش‌ها، حداقل یک 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 ۱۲ سانتیمتر 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 (۳-۱-۵ را ببنید) است. شمارش‌ها در پیکسل های لبه‌های راست و چپ باند FWHM × ۴ ، $C_{L,i,k}$, $C_{R,i,k}$ ، باید به ترتیب از پروجکشن مجموع (شکل ۱۰ را ببینید) بدست آیند. درونیابی خطی برای یافتن شدتهای پیکسل در FWHM × ۲± از پیکسل مرکزی پروجکشن باید استفاده شود. میانگین دو سطح شمارش $C_{L,i,k}$, $C_{R,i,k}$ باید در تعداد کسری پیکسل های بین لبه‌های باند FWHM × ۴ 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 $T_{acq.k}$ (شامل زمان مورد نیاز برای چرخش آشکارسازها برای یک مجموعه کامل از پروجکشنها می‌باشد) برای چشمه خطی در مکان k، باید محاسبه گردد۳-۳-۳-۴ را ببنید).

کسر پراکندگی SF_i برای هر 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 صفر میلیمتر، ۴۵mm، mm ۹۰ دارند.

۳-۶-۵ 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 اصلاح تضعیف

۳-۷-۱ 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.

۳-۷-۲ 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.

۳-۷-۳ 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.

۳-۷-۳-۱ رادیو نوکلئید

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

۳-۷-۳-۲ توزیع چشمه رادیواکتیو

فانتوم سر (شکل ۱) 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 میلیمترکه در فاصله ۶۰ میلیمتر محور فانتوم در گامهای زاویه ای ۱۲۰ درجه به صورت شکل ۶ 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.

۳-۷-۳-۳ 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.

۳-۷-۴-۳ پردازش داده‌ها

برای توموگراف‌های با میدان دید محوری ۱۶/۵ سانتیمتر یا کمتر، تمام برش ها باید بازسازی شوند. برای توموگراف‌های با میدان دید محوری بزرگتر از ۱۶/۵ سانتیمتر، 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 رمپ با فرکانس قطع در فرکانس نایکوئیست 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.

۳-۷-۴-۴ آنالیز

تصاویر تابش باید به طور محوری جمعبندی شوند. در تصویر تابش جمعبندی شده، تعداد سه ROI چرخشی دارای قطر ۳۰ میلیمتر که بر روی هوا، جسم صلب و تصاویر ورودی با آب متمرکز شده است، و تعداد نه ROI چرخشی دارای قطر ۳۰ میلیمتر در ناحیه فعالیت غیر یکنواخت ، مطابق با شکل ۹ تعریف کنید. فاصله شعاعی نسبت به تعداد شش ROI به قطر ۳۰ میلیمتر از محور فانتوم باید برابر ۶۰ میلیمتر باشد.

$$C_{air}, C_{solid}, C_{water}, C_1, ...C_9$$

به ترتیب بالا، شاخص عددی متناظر با تعداد نه ROI در ناحیه فعالیت غیر یکنواخت می باشد.

نمونه های نرمالیزه شده C_N را در ناحیه غیر یکنواخت مطابق زیر محاسبه کنید:

$$C_N = \frac{1}{9}\sum_{i=1}^{9} C_i$$

خطاهای نسبی(ΔC_{insert})به عبارت دیگر انحراف بین غلظت فعال اندازه گیری شده C_{insert} و غلظت صحیح صفر در شیء برحسب درصد برای هر یک از ورودی ها در تصویر جمهبندی شده باید مطابق زیر محاسبه شود:

$$NU_A = \left\{ \begin{array}{l} +100\dfrac{MaxC_i - C_N}{C_N}\% \\ \\ -100\dfrac{C_N - MinC_i}{C_N}\% \end{array} \right\}$$

$$i = 1,2,...9$$

علاوه بر آنالیز ROI ، برای هر پروفایل با پهنای ۱۰ میلیمتر ورودی، عبور از مرکز فانتوم سر و از مرکز ورودی ها باید ترسیم شود.

باید در تصویر ترسیم شود،

۳-۷-۵ گزارش

برای تصویر جمعبندی شده مقادیر $\Delta C_{air}, \Delta C_{solid}, \Delta C_{water}$ را جدول بندی کنید. همچنین مقادیر NU_A را جدول بندی کنید. گرافهای پروفایلها را از میان سه ورودی نیز باید گزارش کنید.

منحنیهای پروفایل ها برای سه زایده نیز باید گزارش شود.

۴ مدارک همراه

یک مدرک باید برای هر دستگاه پت همراه باشد و باید شامل اطلاعات زیر باشد:

۴-۱ 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

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[1]

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.

۴-۲ 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.

۴-۳ قدرت تفکیک فضائی

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

پهنای برش محوری بر طبق ۳-۱-۵

تفکیک محوری بر طبق ۳-۱-۵

---

[1] - Septa

ابعاد پیکسل محوری بر طبق ۳-۱-۵

ابعادپیکسل عرضی بر طبق ۳-۱-۵

اندازه گام محوری بر طبق ۳-۱-۵

۴-۴ ضریب بازیافت

نمودارهای ضریب بازیافت بر طبق۳-۲-۶

۴-۵ حساسیت

- حساسیت برش بر طبق ۳-۳-۵
- حساسیت برش نرمالیزه شده بر طبق۳-۳-۵
- حساسیت حجم بر طبق ۳-۳-۵

۴-۶ عملکرد نرخ شمارش

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

۴-۷ کسر پراکندگی

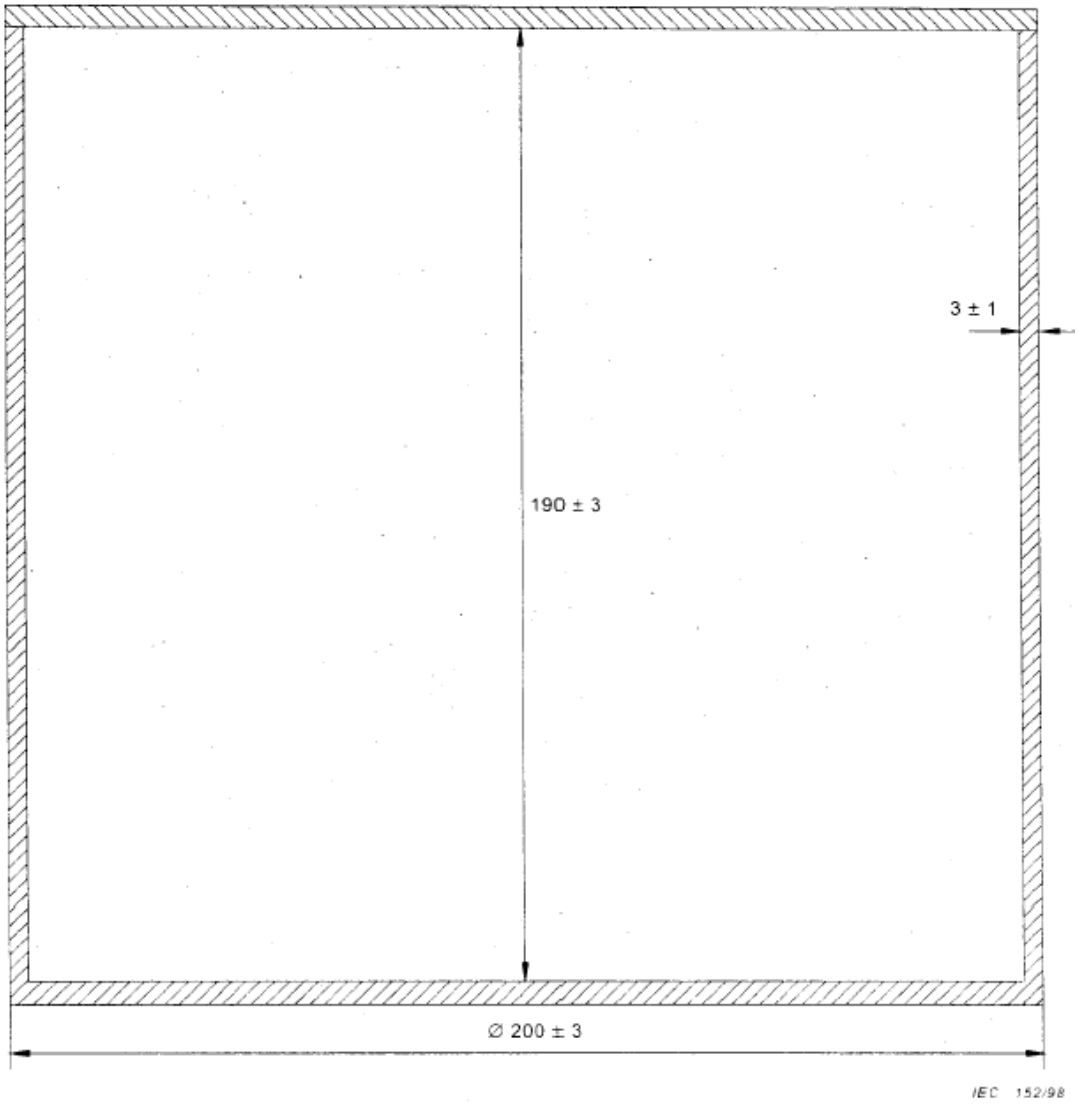
- کسرهای پراکندگی SF_i و SF بر طبق ۳-۶-۶

۴-۸ صحت تصحیح تضعیف

- $\Delta C_{air}, \Delta C_{solid}, \Delta C_{water}$ و NU_A مطابق با ۳-۷-۵
- پروفایلهای متقاطع زایده ها مطابق با ۳-۷-۵

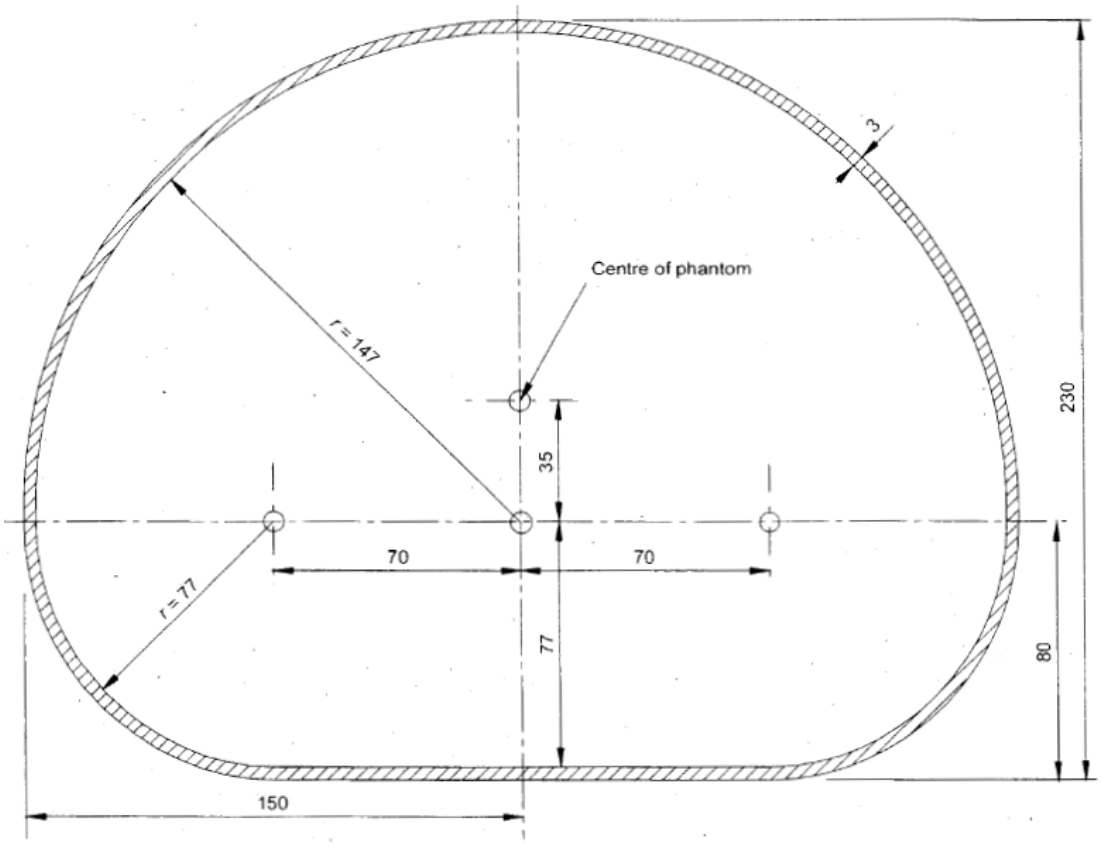
جدول ۱- رادیونوکلیدهای مورد مصرف دراندازه گیری های عملکردی

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



ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

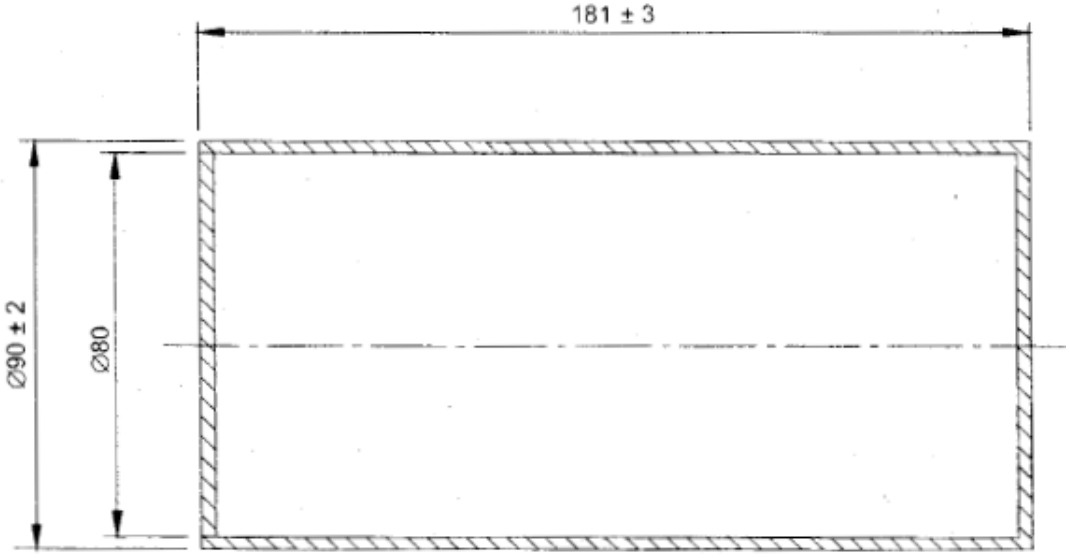
شکل ۱- فانتوم استوانه ای سر



ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

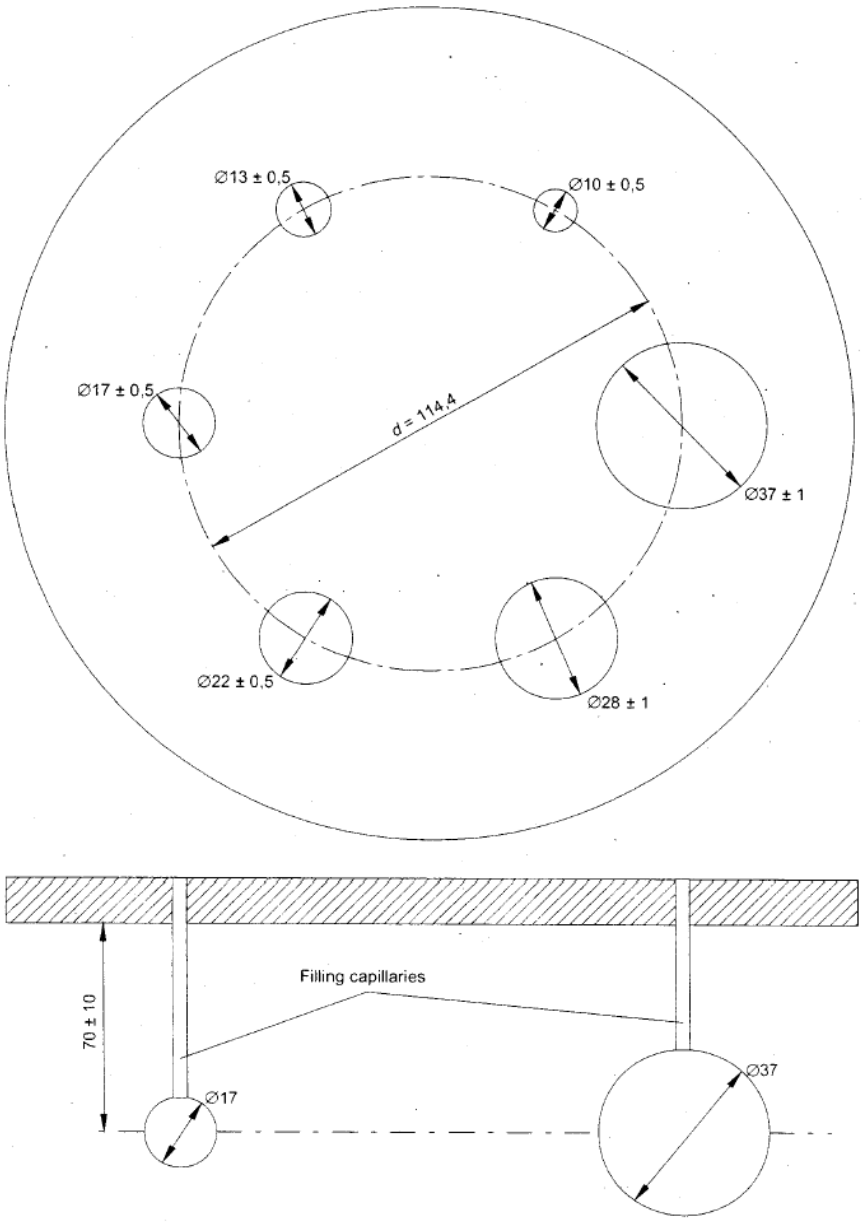
یادآوری- طول فانتوم باید طوری انتخاب شود که اجازه fit شدن فانتوم سر را بدهد و باید حداقل ۵mm ± ۱۸۰ mm باشد.

شکل ۲- برش مقطعی فانتوم بدن



ماده: پلی متیل متاکریلاک ابعاد به میلی متر

شکل ۳- فانتوم بازو



ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

یادآوری- تمام قطرها در اینجا قطرهای داخلی هستند

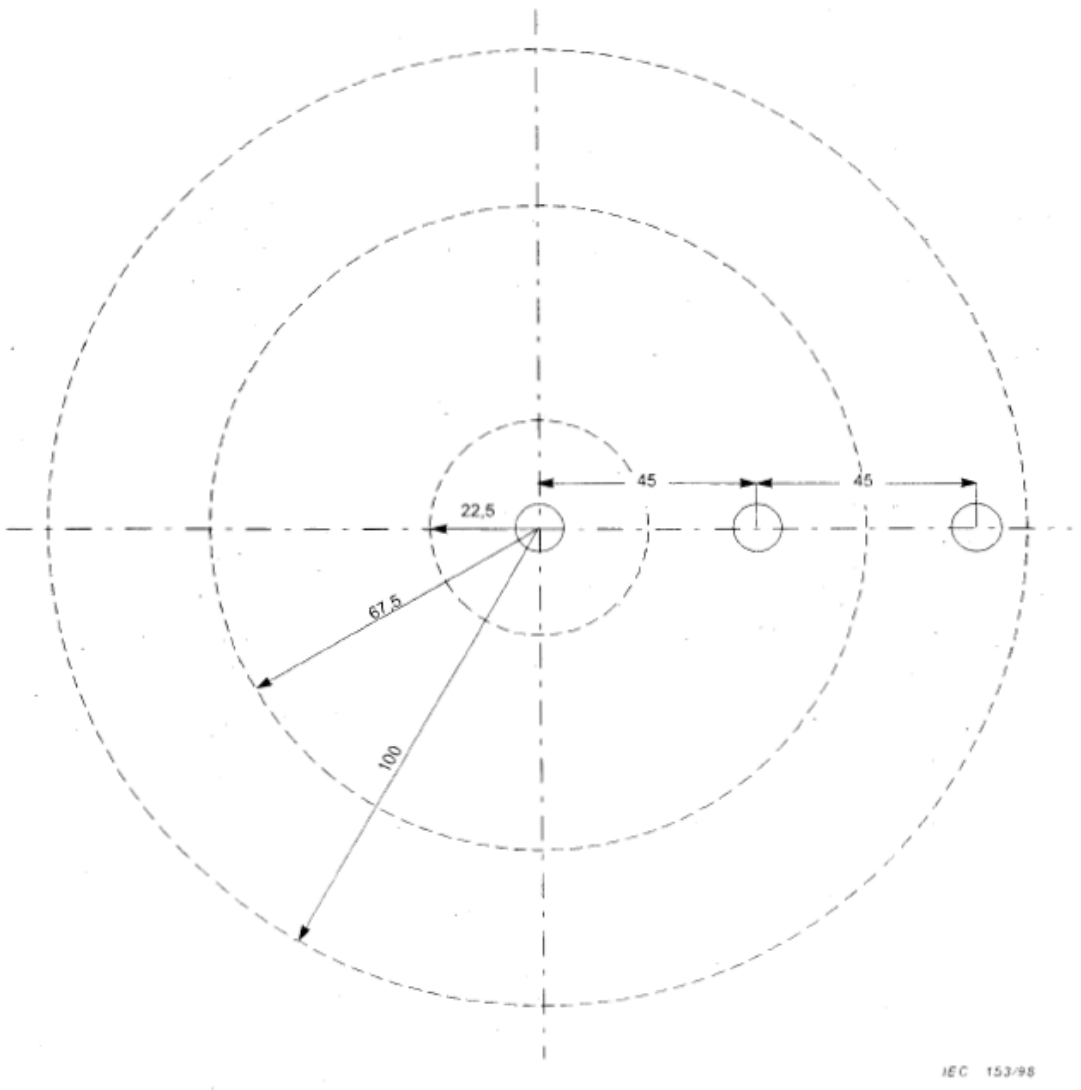
ضمانت دیوارهٔ کره ها باید کمتر از ۱mm باشد

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 ۴- فانتوم جاگذاری به همراه کره های توخالی



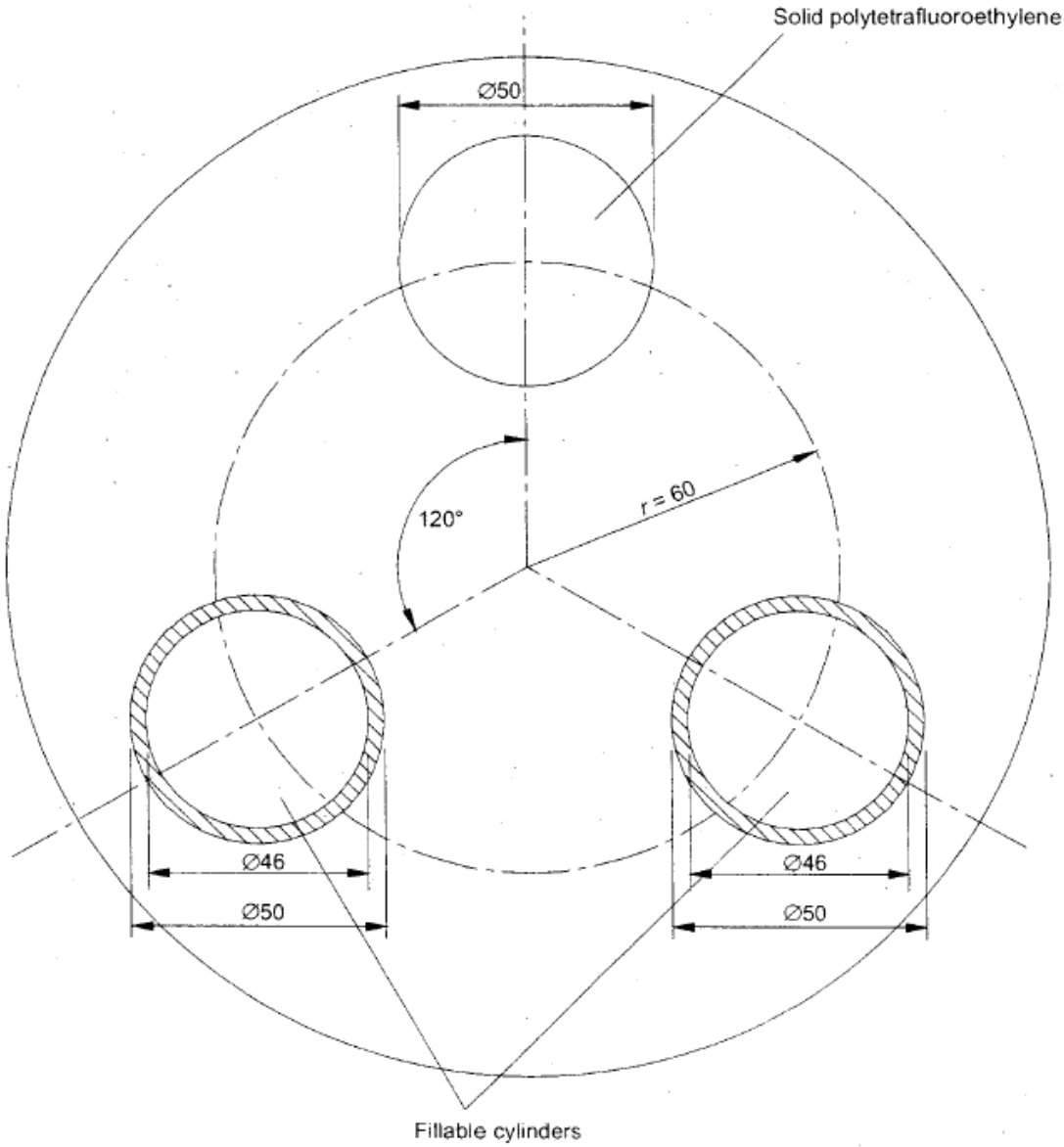
ماده: پلی متیل متاکریلات ابعاد به میلی متر

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 ۵- فانتوم جایگذاری با نگهدارنده ها برای چشمه پراکندگی

ابعاد بر حسب میلیمتر

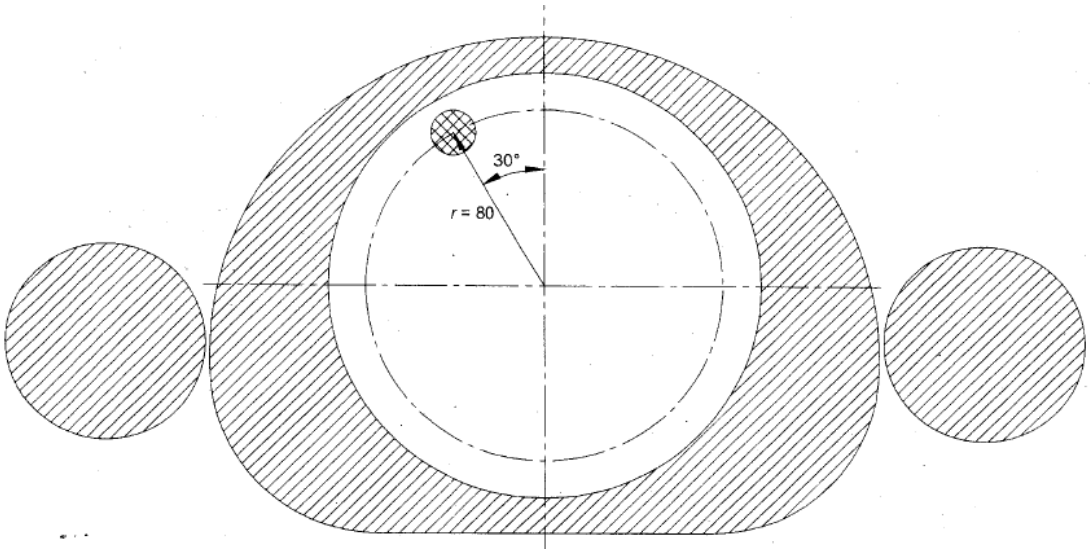


یادآوری- صفحه نصب، پوشش فانتوم سر را جایگزین می کند.

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

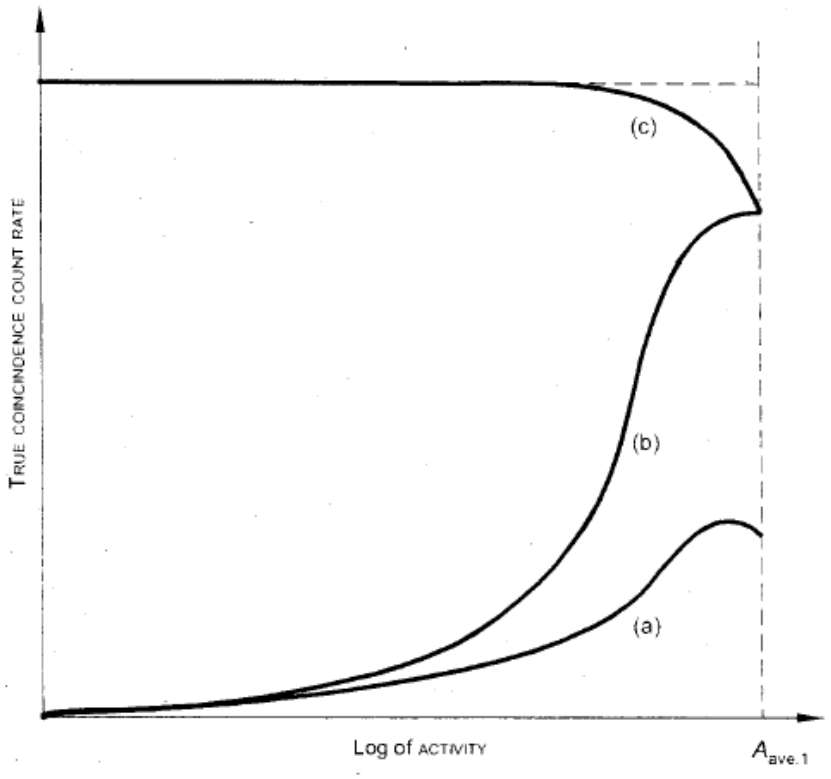
استوانه جامد از جنس پلی متیل متاکریلات با قطر ۵۰ mm و طول ۱۸۵ mm ساخته شده است.

شکل ۶- فانتوم جایگذاری برای ارزیابی تصحیح تضعیف



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



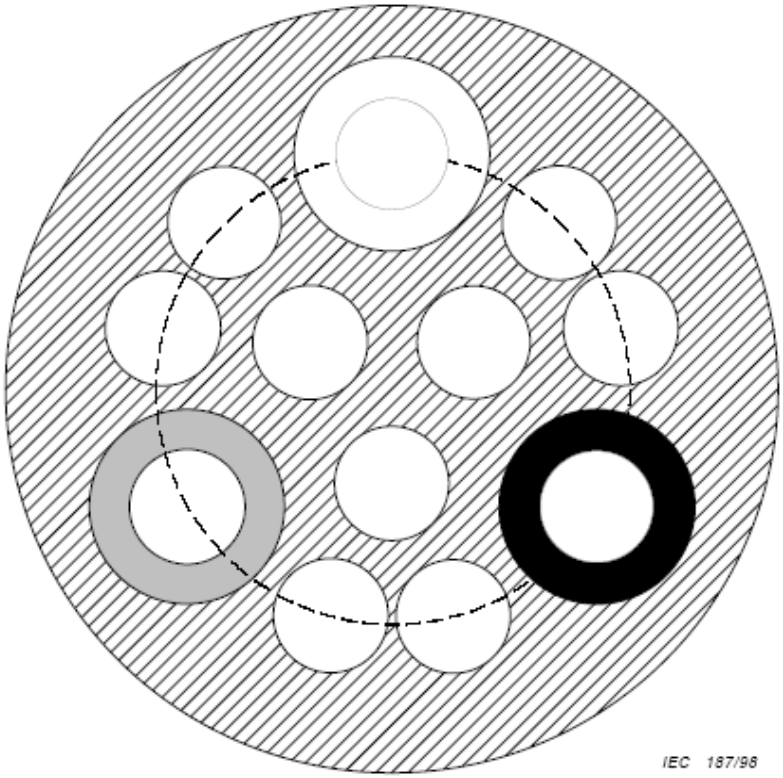
یادآوری- این شکل موارد زیر را نشان می دهد:

شمارش‌های همزمانی صحیح اندازه گیری شده

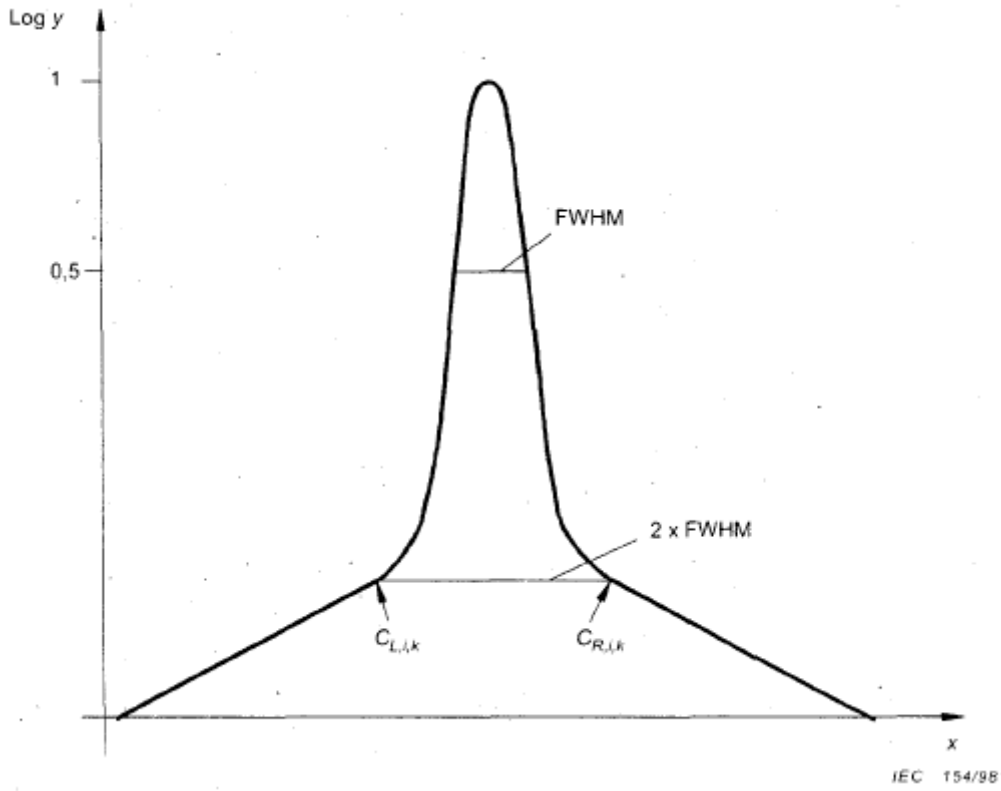
شمارش‌های همزمانی صحیح اندازه گیری شده که برای افست زمان برگ اصلاح شده‌اند.

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

شکل ۸- نمودار ارزیابی تصحیح شمارش از دست رفته

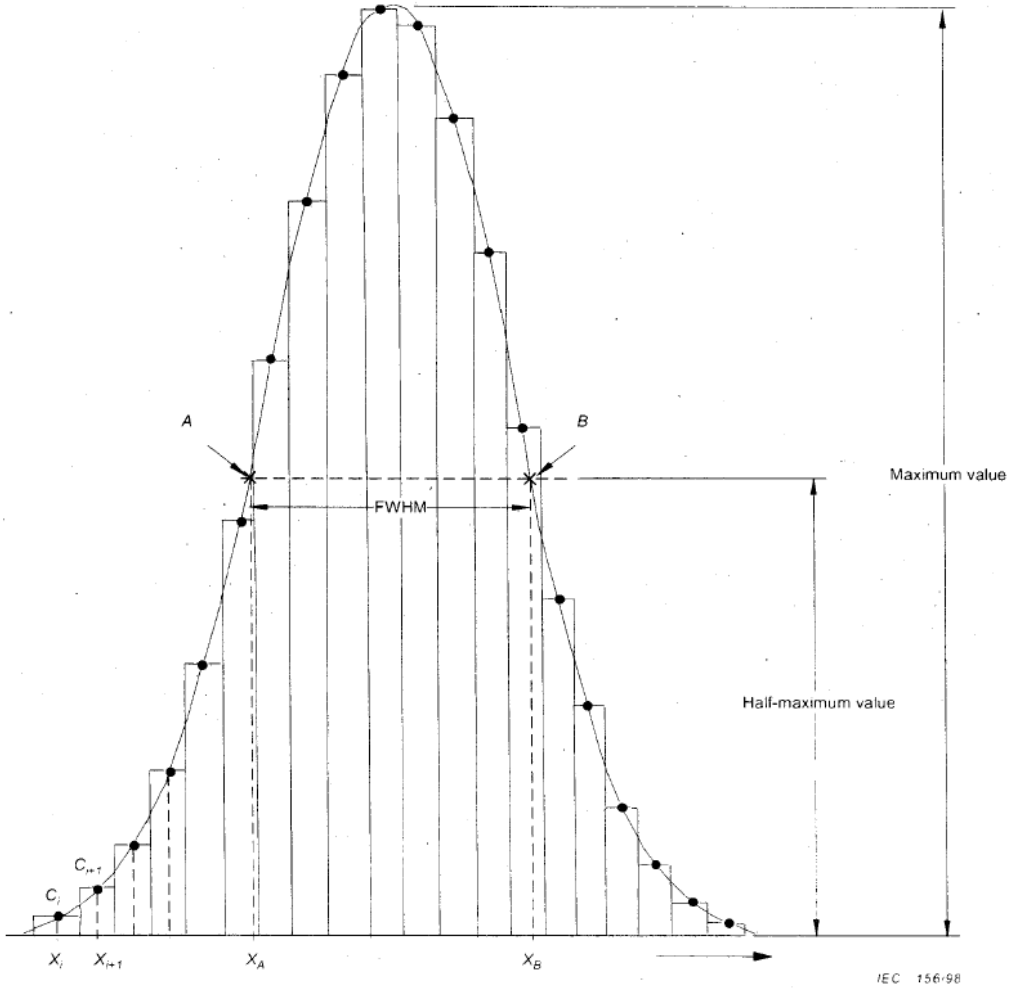


شکل ۹- ارزیابی تصحیح میرائی



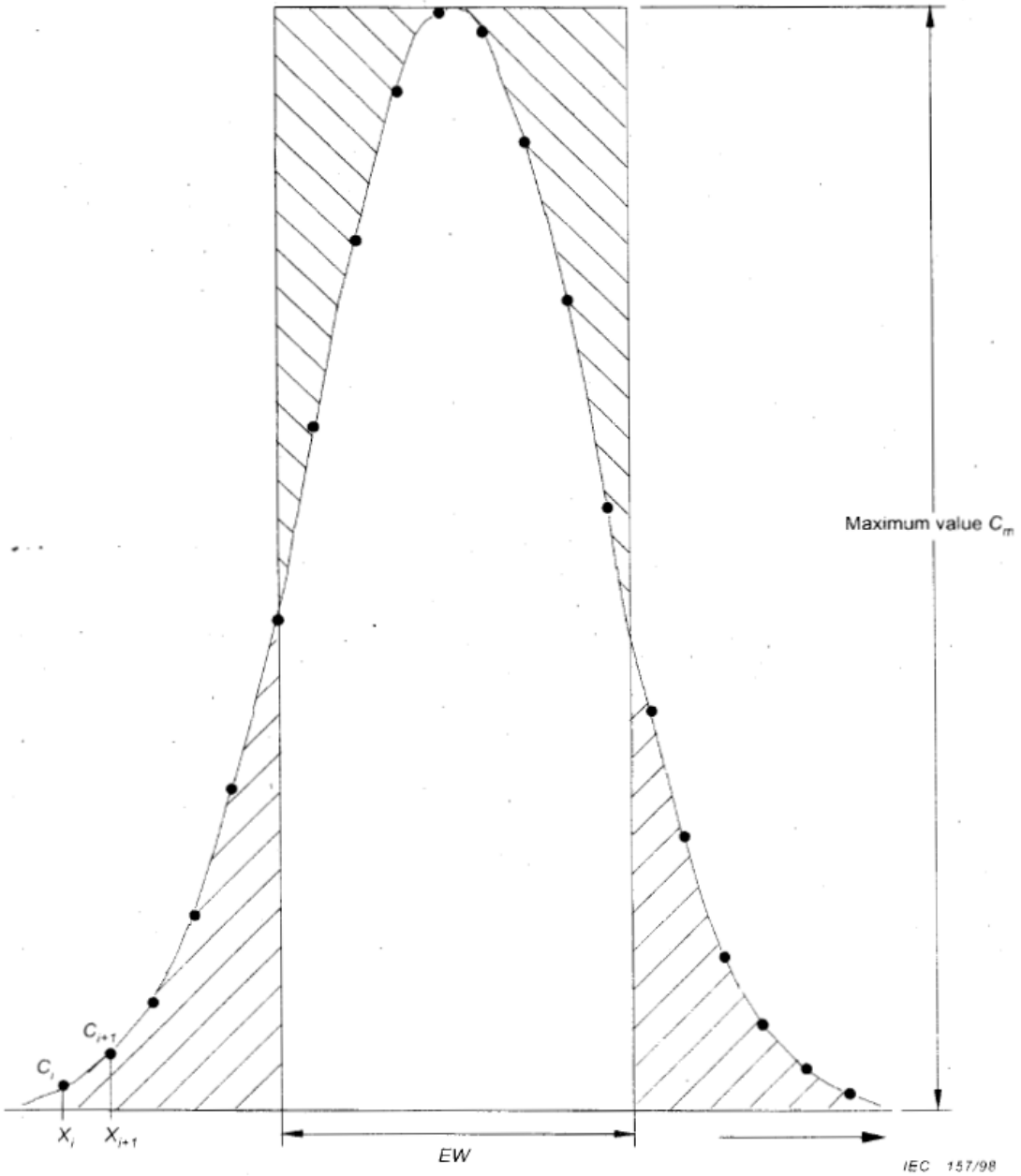
یادآوری- در پروجکشنهای جمع آوری شده ، پراکندگی بوسیلهٔ شمارش‌های خارج از عرض باند 2×FWHM به علاوه مساحت LSF زیر خط $C_{i,i,k} - C_{R,i,k}$، تخمین زده می‌شود.

شکل ۱۰- ارزیابی کسر پراکندگی



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 ۱۱-ارزیابی FWHM

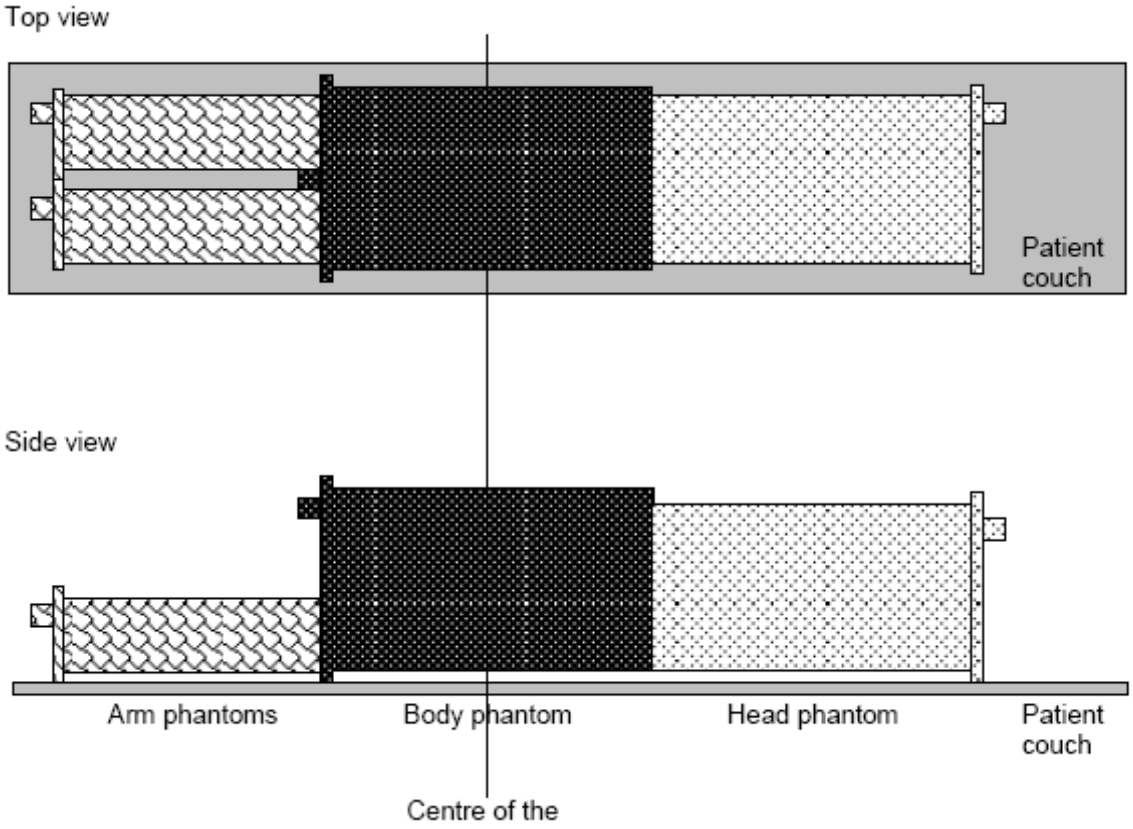


یادآوری- EW بوسیله عرض مستطیلی که دارای مساحت LSF و مقدار ماکزیمم C_m است ، داده می شود.

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

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

شکل ۱۲- ارزیابی عرض معادل (EW)



شکل ۱۳- وضعیت فانتوم و موقعیت پیچ هابرای تصویربرداری شکم(به زیربند ۳-۵-۳-۱ مراجعه کنید)