INSO
16862
1st.Edition
Nov.2013

جمهوری اسلامی ایران
Islamic Republic of Iran
سازمان ملی استاندارد ایران
Iranian National Standardization Organization

استاندارد ملی ایران
۱۶۸۶۲
چاپ اول
آبان ۱۳۹۲

تجهیزات پرتودرمانی
محورهای مختصات، حرکت‌ها و مقیاس‌ها

Radiotherapy equipment – Coordinates, movements and scales

ICS:11.040.50;13.280

به نام خدا

آشنایی با سازمان ملی استاندارد ایران

مؤسسهٔ استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران به موجب بند یک مادهٔ ۳ 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.

نام موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران به موجب یکصد و پنجاه و دومین جلسه شورای عالی اداری مورخ ۹۰/۶/۲۹ به سازمان ملی استاندارد ایران تغییر و طی نامه شماره ۲۰۶/۳۵۸۳۸ مورخ ۹۰/۷/۲۴ جهت اجرا ابلاغ شده است.

تدوین استاندارد در حوزه‌های مختلف در کمیسیون‌های فنی مرکب از کارشناسان سازمان، صاحب نظران مراکز و مؤسسات علمی، پژوهشی، تولیدی و اقتصادی آگاه و مرتبط انجام می‌شود 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 واردکنندگان، مراکز علمی و تخصصی، نهادها، سازمان‌های دولتی و غیر دولتی حاصل می شود. پیش‌نویس استانداردهای ملی ایران برای نظرخواهی به مراجع ذینفع و اعضای کمیسیون‌های 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 می‌شود.

پیش‌نویس استانداردهایی که مؤسسات و سازمان‌های علاقه‌مند و ذیصلاح نیز با رعایت ضوابط تعیین شده تهیه می‌کنند درکمیتهٔ ملی طرح و بررسی و درصورت تصویب، به عنوان استاندارد ملی ایران چاپ و منتشر می‌شود. بدین ترتیب، استانداردهایی ملی تلقی می‌شوند که بر اساس مفاد نوشته شده در استاندارد ملی ایران شمارهٔ ۵ تدوین و در کمیتهٔ ملی استاندارد مربوط که سازمان ملی استاندارد ایران تشکیل می‌دهد به تصویب رسیده باشند.

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

سازمان ملی استاندارد ایران می‌تواند با رعایت موازین پیش‌بینی 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 کشور و/ یا اقلام وارداتی، با تصویب شورای عالی استاندارد، اجباری نماید. سازمان می‌تواند به منظور حفظ بازارهای بین‌المللی برای محصولات کشور، اجرای استاندارد کالاهای صادراتی و درجه‌بندی آن را اجباری نماید. همچنین برای اطمینان بخشیدن به استفاده کنندگان از خدمات سازمان‌ها و مؤسسات فعال در زمینهٔ مشاوره، آموزش، بازرسی، ممیزی و صدور گواهی سیستم‌های مدیریت کیفیت و مدیریت زیست‌محیطی، آزمایشگاه‌ها و مراکز کالیبراسیون (واسنجی) وسایل سنجش، سازمان ملی استاندارد ایران اینگونه سازمان‌ها و مؤسسات را بر اساس ضوابط نظام تأیید صلاحیت ایران ارزیابی می‌کند و در صورت احراز شرایط لازم، گواهینامهٔ تأیید صلاحیت به آن‌ها اعطا و بر عملکرد آن‌ها نظارت می‌کند. ترویج دستگاه بین‌المللی یکاها، کالیبراسیون (واسنجی) وسایل سنجش، تعیین عیار فلزات گرانبها و انجام تحقیقات کاربردی برای ارتقای سطح استانداردهای ملی ایران از دیگر وظایف این سازمان است.

1- International Organization for Standardization
2 - International Electrotechnical Commission
3- International Organization of Legal Metrology (Organisation Internationale de Metrologie Legale)
4 - Contact point
5 - Codex Alimentarius Commission

کمیسیون فنی تدوین استاندارد

« تجهیزات پرتودرمانی ـ مختصات، حرکت‌ها و مقیاس‌ها»

رئیس:	**سمت و/ یا نمایندگی**
مهدوی، سید ربیع (دکترای فیزیک پزشکی)	استادیار دانشگاه تهران رئیس انجمن فیزیک پزشکی
دبیر:	
خالصی، الهام (لیسانس مهندسی برق)	کارشناس اداره کل استاندارد تهران
اعضاء: (اسامی به ترتیب حروف الفبا)	
خادم شریعت، هاجر (فوق لیسانس فیزیک پزشکی)	مرکز نظام ایمنی هسته ای کشور
خسروی، حمیدرضا (دکترای فیزیک پزشکی)	عضو هیئت علمی سازمان انرژی اتمی
دلاوری، فرامرز (لیسانس مهندسی برق)	کارشناس شرکت تابان تصویر میهن
صالحی، شیرین (لیسانس مهندسی پزشکی)	مدیر فروش شرکت دلشید
فرح زاد، علی (لیسانس مهندسی پزشکی)	کارشناس مسئول تجهیزات پزشکی معاونت توسعه دانشگاه علوم پزشکی تهران
کرملو، احمد (فوق لیسانس فیزیک پزشکی)	رئیس گروه پرتو پزشکی سازمان انرژی اتمی ایران

موافقی، امیر (دکترای مهندسی پرتوپزشکی)	دبیر TC 85 عضو هیئت علمی سازمان انرژی اتمی ایران
منتصری، آتوسا (فوق لیسانس فیزیک پزشکی)	کارشناس فیزیست رادیوتراپیست
نصرتی، ناصر (لیسانس مهندسی برق)	مدیر پروژه شرکت الکتروپزشک ابزار

فهرست مندرجات

عنوان **صفحه**

آشنایی با سازمان ملی استاندارد ب
کمیسیون فنی تدوین استاندارد ج
پیش‌گفتار و
۱ هدف و دامنه کاربرد ۱
۲ مراجع الزامی ۱
۳ دستگاه محورهای مختصات ۲
۴ شناسایی مقیاس‌ها و نمایشگرهای دیجیتالی ۱۲
۵ انواع حرکت در تجهیزات پزشکی ۱۳
۶ وضعیت‌های صفر در تجهیزات الکتریکی پزشکی ۱۴
۷ فهرست مقیاس‌ها، درجه‌ها، جهت‌ها و نمایشگرها ۱۴
شکل‌ها ۲۲
پیوست الف (اطلاعاتی) ۵۰
پیوست ب (اطلاعاتی) ۵۷
کتابنامه ۵۸
فهرست اصطلاحات ۵۹

پیش‌گفتار

استاندارد "تجهیزات پرتودرمانی ـ مختصات، حرکت‌ها و مقیاس‌ها" که پیش‌نویس آن در کمیسیون‌های مربوط توسط سازمان ملی استاندارد ایران تهیه و تدوین شده و در سیصد و نود و هفتمین اجلاس کمیته ملی استاندارد مهندسی پزشکی مورخ ۱۳۹۲/۵/۲۷ مورد تصویب قرار گرفته است، اینک به استناد بند یک ماده ۳ قانون اصلاح قوانین و مقررات موسسه استاندارد و تحقیقات صنعتی ایران، مصوب بهمن ماه ۱۳۷۱، به عنوان استاندارد ملی ایران منتشر می‌شود.

برای حفظ همگامی و هماهنگی با تحولات و پیشرفت‌های ملی و جهانی در زمینه 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 تجدید نظر استانداردهای ملی استفاده کرد .

منبع و مأخذی که برای تهیه این استاندارد مورد استفاده قرار گرفته به شرح زیر است :

IEC 61217: 2011; Radiotherapy equipment-Coordinates, movements and scales

تجهیزات پرتودرمانی ـ محورهای مختصات، حرکت‌ها و مقیاس‌ها

۱ هدف و دامنه کاربرد

هدف از تدوین این استاندارد ملی، تعریف مجموعه‌ای پایدار و سازگار از محورهای مختصات برای استفاده در کل فرایند پرتودرمانی از دور[1]، به منظور تعریف نشانه‌گذاری مقیاس‌ها (هرجا که فراهم شده باشد)، تعریف حرکت‌های تجهیزات الکتریکی پزشکی مورد استفاده در این فرآیند و تسهیل کنترل کامپیوتری، در صورت استفاده از آن، در فرایند پرتودرمانی است.

این استاندارد ملی، برای تجهیزات و داده‌های مربوط به پرتودرمانی از دور کاربرد دارد و داده‌های تصویری بیمار در ارتباط با سیستم‌های طراحی درمان، تجهیزات شبیه‌ساز پرتودرمانی، تجهیزات ایزوسنتر[2] پرتودرمانی مرتبط با پرتو گاما و شتابدهنده‌های الکتریکی پزشکی ایزوسنتریک و نیز تجهیزات غیر ایزوسنتریک پزشکی مرتبط را شامل می‌شود.

۲ مراجع الزامی

مدارک الزامی زیر حاوی مقرراتی است که در متن این استاندارد ملی ایران به آن‌ها ارجاع داده شده است. بدین ترتیب آن مقررات جزئی از این استاندارد ملی ایران محسوب می‌شود.

در صورتی که به مدرکی با ذکر تاریخ انتشار ارجاع داده شده باشد، اصلاحیه‌ها و تجدید نظرهای بعدی آن مورد نظر این استاندارد ملی ایران نیست. در مورد مدارکی که بدون ذکر تاریخ انتشار به آن‌ها ارجاع داده شده است، همواره آخرین تجدید نظر و اصلاحیه‌های بعدی آن‌ها مورد نظر است.

استفاده از مراجع زیر برای این استاندارد الزامی است:

۲-۱ استاندارد ملی ۳۳۶۸، تجهیزات الکتریکی پزشکی، ق ۱- مقررات کلی ایمنی

۲-۲ استاندارد ملی ۳۳۶۸-۱-۳، تجهیزات الکتریکی پزشکی ـ قسمت۱-۳- الزامات عمومی برای ایمنی پایه و عملکرد ضروری ـ استاندارد تکمیلی ـ حفاظت در برابر تابش در تجهیزات اشعه ایکس تشخیصی

۲-۳ استاندارد ملی ۳۳۶۸-۲-۱، وسایل الکتریکی پزشکی ـ قسمت ۲-۱- الزامات ویژه ایمنی دستگاه شتابدهنده الکترون در گسترده یک تا ۵۰ مگا الکترون ولت

۲-۴ استاندارد ملی ۷۸۴۸، پرتوشناسی پزشکی ـ واژه نامه

۲-۵ استاندارد ملی ۱۳۳۰۳، تجهیزات الکتریکی پزشکی ـ الزامات ایمنی سیستم‌های طراحی درمان در پرتودرمانی

۲-۶ IEC 60601-2-11:1997, Medical electrical equipment – Part 2-29: Particular requirements for the basic safety and essential performance of radiotherapy simulators

۲-۷ IEC 60601-2-11:1997 , Medical electrical equipment – Part 11: Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment

---

1- Teleradiogrphy
2- Isocenter

۳ دستگاه محورهای مختصات

۳-۱ کلیات

همانطور که در شکل ۱- الف نشان داده شده و در جدول ۱ نیز به طور خلاصه درج گردیده است، برای هر یک از قسمت‌های اصلی تجهیزات پزشکی که نسبت به قسمت‌های دیگر آن قابلیت حرکت دارد، دستگاه محور مختصات ویژه‌ای اختصاص داده می‌شود. علاوه بر آن، یک دستگاه محور مختصات ثابت مرجع نیز برای کل تجهیزات تعریف می‌شود. هر قسمت اصلی (مثلاً گانتری یا منبع تابش[1])، نسبت به دستگاه محور مختصات خود، همیشه ثابت است.

نمای ترسیمی یک شتابدهنده الکترونی ایزوسنتر پزشکی و تجهیزات شبیه‌ساز پرتودرمانی در شکل‌های ۱- الف، ۱۴- الف و ۱۴- ب نشان داده شده است. در این شکل‌ها، پیکان بیضی شکل در اطراف یکی از محورهای مختصات، وقتی که از نقطه مبدأ مشاهده شود، نشان‌دهنده جهت چرخش ساعتگرد آن دستگاه مختصات، حول آن محور در جهت مثبت است.

یادآوری- در توضیحات مربوط به یک دستگاه محور مختصات منفرد، گاهی چرخش از نقطه مبدأ آن محور مشاهده نشده است. به همین دلیل، جهت چرخش، پاد ساعتگرد در نظر گرفته شده است.

این تعریف از دستگاه محور مختصات، همان طور که در بندهای زیر بیان شده است، انتقال ریاضی یک دستگاه محور مختصات (انتقال و/ یا چرخش)، به هر دستگاه محور مختصات دیگر را امکان‌پذیر می‌کند. برای مشاهده نمونه‌هایی از انتقال دستگاه محور مختصات، به پیوست الف مراجعه شود.

۳-۲ مقررات کلی

در این استاندارد ملی، الزامات زیر کاربرد دارند:

الف- دستگاه‌های محور مختصات دکارتی و ساعتگرد هستند. جهت مثبت حرکت‌های خطی و زاویه‌ای دستگاه‌های مختصات در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. زمانی که همه زوایا صفر باشند، جهت محور Z در تمام دستگاه‌های مختصات، عمود بر سطح زمین و رو به بالا در نظر گرفته می‌شود.

ب- هر یک از محورهای مختصات، با یک حرف بزرگ و به دنبال آن یک حرف کوچک، به عنوان شناسه آن محور، مشخص می‌شوند.

پ- دستگاه‌های محور مختصات، ساختاری رده‌بندی شده دارند (یعنی رابطه مادر ـ فرزندی)؛ به این معنی که هر دستگاه مختصات از دستگاه مختصات رده بالاتر مشتق می‌شود. دستگاه مختصات ثابت که قبلاً بیان شد، همان دستگاه مختصات مرجع و اولین مادر است. شکل ۳ و جدول ۲، ساختاری رده‌بندی شده را نشان می‌دهند که به دو گروه فرعی تقسیم می‌شود؛ یکی متعلق به گانتری و دومی متعلق به تخت بیمار (که بیمار بر روی آن قرار می‌گیرد).

1- Radiation head

ت- موقعیت و جهت‌گیری دستگاه مختصات فرزند (d) نسبت به دستگاه مختصات مادر (m)، توسط انتقال مبدأ دستگاه مختصات در راستای یک، دو و یا سه محور از دستگاه مختصات مادر و سپس چرخش دستگاه مختصات فرزند، حول یکی از محورهای دستگاه مختصات انتقال یافته (فرزند)، حاصل می‌شود.

یادآوری- حرکات مکانیکی قسمت‌های مختلف می‌تواند یک توالی دیگر را دنبال کند، اما به صورتی باید انجام شود که موقعیت نهایی تجهیزات پزشکی مورد نظر با راستا و موقعیت آن در حالتی که طبق این استاندارد حرکت کند، منطبق باشد.

شکل‌های ۱- ب و ۱- پ، نمونه‌هایی از انتقال مبدأ مختصات در راستای محورهای Xm، Ym، Zm از دستگاه مختصات مادر را نشان می‌دهند.

شکل ۱- ب انتقال مبدأ مختصات در راستای محورهای Xm، Ym، Zm و چرخش حول محور Zd را که موازی Zm است، نشان می‌دهد.

شکل ۱- پ انتقال مبدأ مختصات در راستای محورهای Xm، Ym، Zm و چرخش حول محور Yd را که موازی Ym است، نشان می‌دهد.

مثال – دستگاه محورهای مختصات کلیماتور[1]، از دستگاه محورهای مختصات گانتری و دستگاه محورهای مختصات گانتری از دستگاه محورهای مختصات ثابت مرجع مشتق می‌شوند. بنابراین هرگونه چرخش گانتری نسبت به دستگاه مختصات مرجع ثابت، به یک چرخش فضایی مشابه در دستگاه محورهای مختصات کلیماتور (موقعیت منبع تابش)، منجر خواهد شد.

ث- با انتقال ریاضی محورهای مختصات، می‌توان موقعیت یک نقطه در یک دستگاه مختصات را در دستگاه مختصات بالاتر (مادر) یا پایین‌تر (فرزند) تعریف کرد (به شکل ۳ و پیوست الف مراجعه شود). بنابراین انتقال نقطه‌ای در دستگاه مختصات کلیماتور به دستگاه محورهای مختصاتِ رویه تخت درمان، با بکارگیری انتقال متوالیِ محورهای مختصات (شامل چرخش محورها و انتقال مبدأ، همانطور که در بند ۳-۲- ب بیان شد)، امکان‌پذیر است. این روش انتقال دستگاه مختصات، راه حل مناسبی برای حل مشکلات پیچیده هندسی است و به منظور تسهیل انتقال اطلاعات در فرایند طراحی درمان و نیز به منظور کاهش خطای وضعیت‌دهی بیمار، در میدان تابش تجهیزات پرتوپزشکی، بسیار مؤثر می‌باشد.

ج- نمادها

۱- از حروف بزرگ برای شاخص محور مختصات و از حروف کوچک برای شاخص دستگاه مختصات استفاده می‌شود.

مثال- Yg یعنی محور y مربوط به سیستم گانتری.

۲- چرخش یک دستگاه مختصات نسبت به دستگاه مختصات مادر، حول یکی از محورهای خود آن با دو پارامتر مشخص می‌شود، یکی زاویه چرخش حول محوری که چرخش صورت گرفته است (ψ حول محور X، φ حول محور Y و θ حول محور Z)، و دیگری یک حرف کوچک که قسمت مورد نظر از آن تجهیزات را مشخص می‌کند.

۱- کلیماتور همان وسیله محدود کننده میدان تابش یا "BLD: Beam Limiting Device" است.

مثال- $\theta b = 30^\circ$ یعنی چرخش تخت "b" نسبت به گانتری "g" با زاویه 30° (راستگرد از دید ایزوسنتر) حول محور Zb تخت "b" صورت گرفته است (به شکل‌های ۱۲- الف و ۱۲- ب و همچنین شکل ۵ که در آن $\theta b = 15^\circ$ است، مراجعه شود).

۳- موقعیت خطی مبدأ یک دستگاه مختصات درون دستگاه مختصات مادر، توسط یک حرف بزرگ و یک حرف کوچک تعیین می‌شود. حرف بزرگ، دستگاه مختصات فرزند و حرف کوچک، محوری از دستگاه مختصات مادر را مشخص می‌کند که جابه‌جایی در راستای آن انجام شده است.

مثال- (یک مقدار عددی) = Ry، یعنی مبدأ دستگاه مختصات گیرنده تصویر پرتو X، در راستای محور مختصات گانتری به همان میزان عددی حرکت کرده است.

۴- بعضی از قسمت‌های متحرک تجهیزات نیازی به دستگاه مختصات ویژه ندارند. در این صورت موقعیت آن قسمت درون سیستمی که حرکت می‌کند به این صورت تعیین می‌شود: یک حرف بزرگ که علامت قسمت متحرک است و یک حرف کوچک نشان‌دهنده محور مختصاتی که قسمت متحرک در امتداد آن حرکت می‌کند.

مثال: (یک مقدار عددی) = X1[Xb]، یعنی موقعیت لبه میدان تابش X1 در راستای محور Xb در دستگاه مختصات کلیماتور قرار دارد.

یادآوری ۲ – هنگامی که یک قسمت، فقط بتواند در راستای یک محور مختصات جابجا شود، می‌توان شاخص این محور مختصات را حذف کرد. بنابراین، برای مثال بالا، "(یک مقدار عددی) = X1" کافی است.

۵- موقعیت یک نقطه در دستگاه مختصات توسط ارزش‌های عددی مختصاتش در آن دستگاه مختصات تعیین می‌شود.

مثال- مقادیر عددی مختصات یک نقطه در دستگاه محور مختصات قسمت گیرنده تصویر پرتو X عبارت است از:

xr = +20cm yr = -10 cm zr = 0 cm

چ- برای انتقال چرخش‌هایی که از ترکیب بیش از یک چرخش به وجود آمده‌اند، ترتیب چرخش‌ها باید رعایت شود. در غیر این صورت، ماتریس انتقال حاصل و جهت محورها، متفاوت خواهند بود.
در بند ۳ این استاندارد، ترتیب اعمال چرخش‌ها شرح داده شده است.

یادآوری۳- $M_{ab}{}^{-1} = M_{ba}$ (به بند الف-۱ مراجعه شود).

۳-۳ دستگاه مختصات مرجع ثابت (" f ") (شکل ۱- الف)

دستگاه مختصات ثابت "f" در فضا ایستا و بی‌تغییر است. این دستگاه مختصات، توسط محور مختصات افقی Yf تعریف می‌شود که از نقطه ایزوسنتر گذشته و جهت آن از تخت بیمار به سمت گانتری است. محور مختصات Zf به صورت عمودی قرار گرفته و محور مختصات Xf از دید ناظری که رو به گانتری ایستاده است، عمود بر دو محور Yf و Zf بوده و جهت آن به سمت راست گانتری می‌باشد. برای تجهیزات ایزوسنتر، مبدأ If، در ایزوسنتر Io قرار داشته و بنابراین محور Yf همان محور چرخش گانتری است.

۳-۴ دستگاه محورهای مختصات گانتری ("g") (شکل ۴)

دستگاه محورهای مختصات "g" نسبت به گانتری ثابت است و دستگاه مختصات "f" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ دستگاه مختصات گانتری Ig، در نقطه ایزوسنتر قرار دارد. محور مختصات Zg از منبع تابش عبور می‌کند و در جهت تابش است. محورهای مختصات Yg و Yf نیز بر هم منطبق هستند.

دستگاه مختصات گانتری "g" در زاویه صفر بر دستگاه مختصات "f" منطبق است.

چرخش گانتری "g" با چرخش محورهای مختصات Xg، Zg تحت زاویه φg حول محور Yg تعریف می‌شود (بنابراین حول محور Yf از سیستم "f" است).

افزایش زاویه φg به معنای چرخش ساعتگرد گانتری حول محور افقی Yf می‌باشد.

۳-۵ دستگاه محورهای مختصات کلیماتور یا شبیه‌ساز میدان تابش[1] ("b") (شکل ۵)

دستگاه محورهای مختصات "b" نسبت به خود آن بدون تغییر است و دستگاه مختصات "g" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ این دستگاه مختصات Ib، در محل منبع پرتو قرار دارد. محور مختصات Zb بر محور Zg منطبق و با آن هم جهت است. محورهای مختصات Xb و Yb بر لبه‌های متناظر X1، X2، Y1 و Y2 از میدان تابش عمود هستند (به بند ۷-۵ مراجعه شود).

یادآوری- موقعیت لبه‌های میدان تابش[2] توسط دستگاه مختصات تعیین می‌شود. دستگاه مختصات نسبت به لبه‌های میدان تابش تعیین نمی‌شوند.

در آن دسته از تجهیزات الکتریکی پزشکی که فاصله نقطه ایزوسنتر از منبع پرتو متغیر است (مثلاً در برخی از شبیه‌سازهای پرتودرمانی) حرکت SAD (فاصله ایزوسنتر تا منبع پرتو) موجب جابه‌جایی خطی دستگاه مختصات "b" در طول محور Zg می‌شود.

اگر محورهای مختصات Xb و Yb موازی و در جهات مشابه با محورهای Xg و Yg قرار داشته باشند، دستگاه مختصات "b" در زاویه صفر قرار دارد.

چرخش دستگاه مختصات "b" با چرخش محورهای مختصات Xb و Yb حول محور Zb (حول محور Zg از دستگاه مختصات "g") و با زاویه θb مشخص می‌شود.

افزایش زاویه θb در صورتی که از نقطه ایزوسنتر به سمت منبع تابش نگاه شود، متناظر با چرخش ساعتگرد میدان تابش است (به شکل‌های ۱۵- الف و ۱۵- ب مراجعه شود).

۳-۶ دستگاه محورهای مختصات فیلتر وِج[3] ("w") (شکل ۷)

دستگاه محورهای مختصات "w" نسبت به بخش فیلتر وِج ثابت بوده و برای آن، دستگاه مختصات "b" یک دستگاه مختصات مادر است. مبدأ مختصات آن، Iw، نقطه تلاقی محورهای مختصات Yw و Zw می‌باشد و

1- Delineator
2- Radiation field edges
3- Wedge filter

در موقعیت صفر، محور Yw در راستای لبه باریک فیلتر وِج قرار داشته و محور Zw از منبع تابش عبور کرده و منطبق بر محور Zb و هم جهت با آن قرار دارد.

یادآوری ۱- ممکن است تولیدکننده یا کاربر، مختصات Iw را متناسب با طراحی فیلتر وِج تغییر دهد. برای مثال، نقطه Iw در محل تقاطع محور Zw با یکی از سطوح فیلتر وِج قرار گیرد.

در زاویه صفر دستگاه مختصات "w"، ($\theta w = 0$) و دستگاه مختصات "b"، ($\theta b = 0$)، لبه باریک فیلتر وِج به سمت گانتری است و محورهای مختصات Xw و Yw موازی محورهای Xb وYb قرار می‌گیرند.
چرخش دستگاه مختصات "w" توسط چرخش محورهای مختصات Xw, Yw حول محور Zw (موازی با محور Zb) و زاویه θw مشخص می‌شود.
از دید ناظر واقع در منبع پرتو، چرخش پاد ساعتگرد (چپ‌گرد) فیلتر وِج حول Zw (موازی با محور Zb) متناظر با افزایش زاویه θw است.
در حالی که همه دستگاه‌های مختصات "w"، "b" و "g" در موقعیت صفر قرار دارند، جابجایی طولی مثبت مبدأ Iw به معنی حرکت به طرف لبه باریک وِج و به سمت گانتری در راستای محور Yb است و از دید ناظری که رو به گانتری ایستاده باشد، جابه‌جایی عرضی یا لترال مثبت[1]، به معنی حرکت در راستای Xb به سمت راست گانتری است.

یادآوری ۲- در بعضی شرایط به منظور دستیابی آسان‌تر، فیلتر وِج در راستای افقی قرار می‌گیرد. برای مثال زمانی که دستگاه‌های مختصات در زاویه صفر قرار داشته باشند، فیلتر وِج می‌تواند به نحوی جای گیرد که لبه نازک آن از دید ناظری که رو به گانتری ایستاده، به طرف چپ گانتری قرار گرفته و در این حالت، زاویه آن برابر با °90 است. اگر لبه نازک به سمت راست قرار داشته باشد، زاویه آن برابر با °270 خواهد بود.

۷-۳ دستگاه مختصات گیرنده تصویر[2] ("r") (شکل های ۶ و ۸)

دستگاه محورهای مختصات "r" نسبت به گیرنده تصویر (مثلاً تشدیدکننده تصویر، فیلم رادیوگرافی در نگهدارنده کاست، صفحه حساس به اشعه و آشکارساز سیستم‌های تصویربرداری دیجیتالی[3]) ثابت است و مبدأ آن Ir در مرکز ناحیه دریافت تصویر است. دستگاه مختصات "g" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود.
در زاویه صفر دستگاه مختصات "r"، محورهای مختصات Yr، Xr ، Zr با محورهای Xg, Yg و Zg از دستگاه مختصات "g" موازی هستند.
چرخش دستگاه مختصات "r" توسط چرخش محورهای مختصات Yr، Xr حول محور Zr (موازی با محور Zg) و با زاویه θr مشخص می‌شود.

1- Positive lateral displacement
2- Image receptor
3- Electronic Portal Imaging Device (EPID)

از دید ناظر مستقر در منبع پرتو، چرخش پاد ساعتگرد گیرنده تصویر پرتو X، متناظر با افزایش زاویه θr است.
در موقعیت صفر دستگاه مختصات "r"، مبدأ Ir در ایزوسنتر واقع است. هرچند از نظر مکانیکی این امکان وجود ندارد که مبدأ مختصات آن در ایزوسنتر قرار گیرد، اما این نکته صرفاً گویای موقعیت مبدأ دستگاه مختصات "r" در راستای محور Zg می‌باشد.

یادآوری ۱- به منظور تعیین بزرگنمایی، فاصله منبع پرتو تا سطح گیرنده تصویر (SID) نیز می تواند نمایش داده شود.

مقادیر Rx، Ry و Rz نشان‌دهنده انتقال‌های افقی، طولی و عمودی مبدأ مختصات گیرنده تصویر Ir در راستای Xg، Yg و Zg هستند.

یادآوری ۲- چنانچه سیستم، امکان استفاده از چند گیرنده تصویر (مانند فیلم رادیوگرافی یا سیستم تشدیدکننده تصویر) را دارا باشد، هرکدام دارای دستگاه مختصات، Ir، جداگانه خواهد بود.

۸-۳ دستگاه مختصات تخت بیمار ("s") (شکل ۹)

دستگاه مختصات تخت بیمار "s" نسبت به ستون تخت که حول محور عمودی Zs می‌چرخد، بی‌حرکت است. این چرخش توسط سیستمی که عموماً گرداننده تخت نامیده می‌شود، امکان‌پذیر می‌باشد. دستگاه مختصات "f"، دستگاه مختصات مادر و دستگاه مختصات چرخش خارج از مرکز[1] "e"، دستگاه مختصات فرزند محسوب می‌شود.

یادآوری ۱- دستگاه "s" برای هر دو نوع تخت ایزوسنتر و غیر ایزوسنتر قابل استفاده است، که محور عمودی در اولی بدون حرکت خطی و در دومی با قابلیت حرکت خطی در راستاهای موازی با محورهای مختصات Xf و Yf مشخص می‌شوند.

مبدأ Is در دستگاه مختصات "s" بر روی محور عمودی چرخش Zs قرار دارد و ارتفاع آن از کف اتاق با ارتفاع ایزوسنتر از کف اتاق برابر است.
Is در موقعیت صفر تخت، بر ایزوسنتر واقع است و محورهای مختصات Xs، Ys، Zs نیز بر محورهای متناظر خود در دستگاه مختصات "f" یعنی Xf، Yf ، Zf منطبق هستند.
چرخش دستگاه مختصات "s" توسط چرخش محورهای مختصات Xs، Ys حول محور Zs (موازی با محور Zf)، و زاویه θs مشخص می‌شود.
با دید از بالا، افزایش مقدار زاویه θs متناظر با چرخش پاد ساعتگرد (چپ‌گرد) تخت بیمار خواهد بود.

یادآوری ۲- برای تخت‌های غیر ایزوسنتر، مقادیر جابجایی لترال و طولی مبدأ Is در راستای محورهای Xf و Yf با Sx و Sy نشان داده می‌شوند.

1- Eccentric

یادآوری۳- در این جا ارتفاع تخت ثابت است، یعنی Sz = 0. حرکت عمودی رویه تخت نسبت به ایزوسنتر که با Tz نمایش داده می‌شود، در بند ۳-۹ آمده است.

۳-۹ دستگاه مختصات چرخش خارج از مرکز (غیر ایزوسنتر) رویه تخت[1] ("e") (شکل‌های ۱۰ و ۱۱)

رویه تخت خارج از مرکز می‌تواند سیستمی برای چرخش حول محور عمودی Ze داشته باشد که در آن محور عمودی، Ze، به اندازه Le - در راستای محور Ys، در دستگاه مختصا ت تخت "s" جابه‌جا شده است.
دستگاه مختصات "e" نسبت به سیستم چرخش خارج از مرکزِ رویه تخت، ایستا و ثابت است و دستگاه مختصات تخت بیمار "s" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. دستگاه مختصات فرزند نیز دستگاه مختصات رویه تخت "t" است. مبدأ دستگاه مختصات این قسمت نسبت به کف اتاق درمان در ارتفاعی برابر با ارتفاع نقطه ایزوسنتر قرار دارد.

یادآوری ۱- برای تخت‌های ایزوسنتر و غیر ایزوسنتر بدون امکان چرخش خارج از مرکز، دستگاه مختصات "e" بر دستگاه مختصات "s" منطبق خواهد بود.

محورهای Xe، Ye، Ze در موقعیت صفر دستگاه مختصات خارج از مرکز، با محورهای مختصات Xs، Ys و Zs از دستگاه مختصات "s" موازی هستند و مبدأ آن، Ie، می تواند از مبدأ Is به اندازه Le- در جهت محور Ys فاصله داشته باشد.
چرخش دستگاه مختصات "e" توسط چرخش محورهای مختصات Xe، Ye حول محور مختصات Ze (موازی با محور Zs) و زاویه θe مشخص می‌شود.
با دید از بالا، افزایش مقدار زاویه θe حول محور Z، به معنی چرخش پاد ساعتگرد رویه تخت است.
به این ترتیب، چرخش دستگاه مختصات "s" به اندازه زاویه θs و چرخش دستگاه مختصات "e" به اندازه زاویه مکمل θe = 360° - θs منجر به انتقال لترال (عرضی) تخت به موازات خودش می‌شود.

یادآوری ۲- چرخش دستگاه مختصات "e" نه تنها موجب چرخش سطح رویه تخت به اندازه θe حول محور خارج از مرکز می‌شود، بلکه موجب جابجایی مبدأ It مختصات سطح رویه تخت "t" نسبت به مختصات "s" نیز خواهد شد.

۳-۱۰ دستگاه مختصات رویه تخت ("t") (شکل های ۱۰، ۱۱، ۱۸ و ۱۹)

دستگاه مختصات "t" نسبت به تخت بی‌حرکت است و برای آن "e" دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ آن در نقطه‌ای معین بر روی محور طولی ـ میانی (محور مدیال[2]) رویه تخت قرار دارد. اگر زاویه چرخش خارج از مرکزِ رویه تخت θe، برابر با صفر باشد، این نقطه بر محل تلاقی محور طولی ـ میانی رویه تخت و محور عمودی Zs از دستگاه مختصات تخت بیمار منطبق می‌گردد، البته در صورتی که رویه تخت همه شرایط زیر را داشته باشد:

1- Table top eccentric rotating device
2- Median axis

- افقی باشد؛
- جابجایی لترال آن در دستگاه مختصات "e" صفر باشد؛
- از نظر طولی کاملاً از Zs بیرون آمده باشد.

محور مختصات Yt با محور میانی ـ طولی رویه تخت منطبق بوده و محور مختصات Zt بر آن عمود باشد.
در موقعیت صفر دستگاه مختصات "t":

- مبدأ It در کمترین فاصله از Ie واقع است (رویه تخت کاملاً به طرف خارج حرکت کرده است)؛
- Yt و Ye بر هم منطبق و در یک راستا قرار داشته باشند؛
- محورهای مختصات Xt و Zt با محورهای متناظر Xe و Ze هم‌جهت و موازی باشند.

یادآوری ۱- هنگامی که موقعیت زاویه‌ای محورهای مختصات ایزوسنتر و غیر ایزوسنتر θs و θe صفر است و دستگاه "t" نیز در موقعیت صفر قرار دارد، محورهای مختصات Xt، Yt، Zt بر محورهای مختصات Xf، Yf و Zf از دستگاه مختصات مرجع ثابت، منطبق هستند.

مقادیر Tx، Ty و Tz به ترتیب، انتقال لترال، انتقال طولی و انتقال عمودی مبدأ It در دستگاه مختصات رویه تخت هستند و اگر چرخش خارج از مرکز وجود نداشته باشد، حرکت در راستای محورهای Xe، Ye و Ze در دستگاه مختصاتِ محور چرخش خارج از مرکز تخت، حرکت در راستای محورهای مختصات Xs، Ys و Zs را نشان می‌دهند.

یادآوری۲- وقتی که رویه تخت کاملاً بیرون آمده باشد، منظور از تعریف انطباق مبدأ It با ایزوسنتر، اطمینان از آن است که موقعیت طولی رویه تخت در مختصات "s" یا "e" برای تمام موارد با عدد مثبت نشان داده شود. نشانه‌گذاری این نقطه بر رویه تخت لازم نیست؛ زیرا عملاً با توجه به قابلیت برداشته شدن رویه برخی از تخت‌ها یا افزایش طول آن، اینگونه نشانه‌گذاری میسر نخواهد بود. به این منظور کافی است بتوان مبدأ It را نسبت به یک نقطه مشخص از رویه تخت به دست آورد.

یادآوری ۳- به دلیل تفاوت در مقدار حرکت طولی رویه تخت (مثلاً به علت تولید رویه‌های تخت مختلف توسط سازندگان متفاوت)، مبدأ It می‌تواند موقعیت‌های مختلفی روی سطح تخت داشته باشد.

چرخش دستگاه مختصات "t" حول محور Xt (چرخش پیچ یا تیلت طولی[1])، به عنوان چرخش با زاویه ψt تعریف می‌شود.
افزایش مقدار ψt از دید مبدأ مختصات It، در راستای محور مثبت Xt و متناظر با چرخش ساعتگرد (راست‌گرد) رویه تخت است.
چرخش دستگاه "t" حول محور Yt (تیلت عرضی یا لترال[2])، با زاویه φt تعریف می‌شود.

1- Pitch of the table top
2- Roll of the table top

افزایش مقدار φt از دید مبدأ مختصات It، در راستای مثبت محور Yt متناظر با چرخش ساعتگرد (راست‌گرد) رویه تخت می‌باشد.

۳-۱۱ دستگاه محورهای مختصات بیمار ("p") (شکل‌های ۱۷- الف و ۱۷- ب)

دستگاه مختصات "p" نسبت به بیمار ثابت است و دستگاه مختصات "t" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ Ip، در یک نقطه انتخابی متناسب با آناتومی بیمار تعریف می‌گردد.

یادآوری ۱- هر بیمار، مبدأ جداگانه‌ای خواهد داشت (Ip)، که موقعیت آناتومیک آن متناسب با محل درمان و روش مورد نظر انتخاب می‌شود. به هر حال این نقطه لزوماً نباید در داخل یا روی بدن بیمار باشد. مثلاً اگر از پوسته جهت‌دهنده پرتو[1] (شِل) استفاده شود، منطقی است که از یک نقطه بر روی آن (یا پایه آن اگر به رویه تخت متصل شده باشد)، به عنوان مبدأ محور مختصات استفاده شود.

با توجه به شکل۱۷- الف، محور مختصات Xp با خط تلاقی یکی از صفحات کرونال[2] و عرضی یا ترانسورس[3] بدن بیمار موازی است. محور مختصات Yp با خط تلاقی یکی از صفحات کرونال و ساجیتال[4] بدن بیمار موازی است. محور مختصات Zp، با خط تلاقی صفحات ساجیتال و ترانسورس بدن بیمار موازی است. راستای مثبت Xp به سمت چپ بیمار، راستای مثبت Yp به سمت سر بیمار و راستای مثبت Zp به سمت قسمت قدامی بدن بیمار (با توجه به شکل) قرار می‌گیرد.

یادآوری ۲- باید در نظر داشت که در بعضی از چرخش‌های تخت هنگام درمان (و بنابراین در برخی از حالت‌های چرخشی بیمار)، چنانچه وضعیت‌دهی نهایی بیمار نسبت به دستگاه مختصاتِ ثابت، دقیقاً با وضعیتی که برای طراحی درمان به کار رفته مطابقت نداشته باشد، ممکن است نحوه استقرار آناتومی بیمار تغییر کند.

محورهای مختصات Xp، Yp و Zp از دستگاه مختصات "p" در زاویه صفر، با محورهای مختصات Xt ، Yt و Zt از دستگاه مختصات "t" موازی هستند.

چرخش دستگاه مختصات "p" حول محور Xp با زاویه چرخش ψp مشخص می‌شود.

افزایش زاویه ψp متناظر با چرخش ساعتگرد بدن بیمار است، در صورتی که بیمار از سمت راست مشاهده شود.

چرخش دستگاه مختصات "p" حول محور Yp با زاویه چرخش φp مشخص می‌شود.

افزایش زاویه φp متناظر با چرخش ساعتگرد بدن بیمار است، در صورتی که این زاویه در راستای محور طولی بدن بیمار، از پا به سمت سر مشاهده شود.

چرخش دستگاه مختصات "p" حول محور Zp با زاویه چرخش θp مشخص می‌شود.

1- Beam direction shell
2- Coronal plane
3- Transverse plane
4- Sagittal

افزایش زاویه θp با دید از پشت بیمار، متناظر با چرخش ساعتگرد بدن بیمار است.
مقادیر Px، Py و Pz جابه‌جایی‌های لترال (عرضی)، طولی و عمودی مبدأ دستگاه مختصات بیمار (Ip) در جهت محورهای Xt، Yt و Zt از مبدأ مختصات It هستند.

۳-۱۲ دستگاه محور مختصات گیرنده تصویر ("i") و دستگاه محور مختصات نقطه کانونی ("o")

۳-۱۲-۱ کلیات

برای سیستم‌های تصویری که به طور مکانیکی به گانتری متصل نیستند و یا از یک منبع تابش به غیر از منبع تابش درمانی استفاده می‌کنند، باید از دستگاه مختصات گیرنده تصویر ("i") و دستگاه مختصات انتخابی نقطه کانونی ("o") به شرح زیر استفاده کرد.

یادآوری- اگر بیش از یک سیستم گیرنده تصویر در اتاق درمان وجود داشته باشد، بیش از یک دستگاه مختصات ("i") نیز خواهیم داشت.

۳-۱۲-۲ دستگاه محورهای مختصات گیرنده تصویر ("i")

دستگاه مختصات "i" نسبت به سیستم تصویری موجود در اتاق درمان، ثابت است و دستگاه مختصات "f" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ مختصات گیرنده تصویر بر مبدأ تصویر مورد نظر منطبق است.
محورهای Xi، Yi و Zi به موازات محورهای X، Y و Z از دستگاه مختصات گیرنده تصویر[1] هستند. اگر گیرنده تصویر تنها محورهای X وY داشته باشد، محورهای Xi و Yi با محورهای X و Y از دستگاه مختصات گیرنده تصویر موازی بوده و محور Zi بر هر دو محور عمود است.

یادآوری- انواع دیگری از سیستم‌های گیرنده تصویر وجود دارند (سیستم‌های نوری یا فراصوت) که در دامنه کاربرد این استاندارد قرار نمی‌گیرند.

اگر دستگاه محورهای مختصات "i" در زاویه صفر قرار داشته باشد، محورهای Xi، Yi و Zi با محورهای متناظر Xf ، Yf و Zf از دستگاه مختصات "f" موازی هستند.
مقادیر Ix، Iy و Iz نشانگر انتقال مبدأ دستگاه مختصات گیرنده تصویر (Ii) در راستای Xf، Yf و Zf هستند.
چرخش دستگاه مختصات "i" حول محور Xi، با زاویه چرخش ψi مشخص می‌شود.
افزایش زاویه ψi متناظر با چرخش ساعتگرد سیستم گیرنده تصویر است، در صورتی که این زاویه از مبدأ دستگاه مختصات گیرنده تصویر و در راستای مثبت محور Xi مشاهده شود.
چرخش دستگاه مختصات "i" حول محور Yi با زاویه چرخش φi مشخص می‌شود.
افزایش زاویه φi متناظر با چرخش ساعتگرد سیستم گیرنده تصویر است، در صورتی که این زاویه از مبدأ دستگاه مختصات گیرنده تصویر و در راستای مثبت محور Yi مشاهده شود.

1- Imager

چرخش دستگاه مختصات "i" حول محور Zi با زاویه چرخش θi مشخص می‌شود.
افزایش زاویه θi متناظر با چرخش ساعتگرد سیستم گیرنده تصویر است، در صورتی که از مبدأ دستگاه مختصات گیرنده تصویر و در راستای مثبت محور Zi مشاهده شود.

۳-۱۲-۳ دستگاه مختصات کانون ("o")

دستگاه مختصات "o" نسبت به نقطه کانونی تیوب مولد پرتو ایکس مورد استفاده برای ایجاد تصویر در سیستم گیرنده تصویر، ثابت است و دستگاه مختصات متناظر "I" برای آن، دستگاه مختصات مادر محسوب می‌شود. مبدأ مختصات آن بر نقطه کانونی تیوب مولد پرتو ایکس منطبق است.
راستای مثبت محور Zo با راستای مثبت محور Zi منطبق است.
مقادیر Ox، Oy و Oz، میزان انتقال مبدأ مختصات Io در راستای Xi، Yi و Zi هستند.

۴ شناسایی مقیاس‌ها و نمایشگرهای دیجیتالی

الزامات مورد نیاز برای فراهم نمودن مقیاس به منظور وضعیت‌دهی تجهیزات پزشکی الکتریکی، در استانداردهای ایمنی مرتبط (IEC) بیان شده‌اند.
هر جا که از مقیاس استفاده شده باشد، باید با ضوابط این بند از استاندارد مطابقت داشته باشد. تمام مقیاس‌ها و نمایشگرهای دیجیتالی باید از موقعیت کاری عادی به آسانی قابل خواندن باشند و باید به نحوی علامت‌گذاری و مشخص شوند که درک عملکرد آنها به طور واضح و بدون هرگونه ابهام، امکان‌پذیر باشد. تمام مقیاس‌های خطی باید یا به سانتی‌متر یا به میلی‌متر (نه به هر دو) درجه‌بندی شوند. اعداد (به جز صفر)، در صورت استفاده برای مقیاس‌های خطی و نشانگرهای خطی دیجیتالی، باید علامت مثبت یا منفی داشته باشند (مثلاً 2- ،1- ،1+ ، 2+). مقیاس‌های خطی مکانیکی باید در مقیاس ۰/۵ cm یا کمتر درجه‌بندی شده باشند. مقیاس درجه‌بندی ابزارهای خطی دیجیتالی باید در بازه ۰/۱ cm باشد.

یادآوری- استفاده از علامت "+" فقط هنگامی لازم نیست که یک مقدار هیچگاه نتواند منفی بپذیرد (مثلاً ابعاد میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده FX و FY). ضرورتی ندارد که کاربر علامت "مثبت" را هنگام استفاده ثبت کند، مگر زمانی که علامت "+" با چنین مقادیر عددی نشان داده شود.

تمام مقیاس‌های چرخش و نمایشگرهای دیجیتالی زاویه باید بر حسب درجه مدرج شوند و تنها از اعداد صحیح بدون علامت استفاده کنند؛ به عنوان مثال: °358، °359، °0، °1 و °2.
در پایانه‌های مجهز به نمایشگر دیداری[1] (VDTs) برای شناسایی قسمت‌های مختلف دارای حرکت، باید از کلمات یا کلمات اختصاری (نه حروف و نمادها) استفاده شود.
موقعیت صفر و جهت افزایش هر کمیت باید با ضوابط مندرج در بندهای ۶ و ۷ این استاندارد مطابقت داشته باشد. مثال‌هایی در شکل‌های ۱۲- الف، ۱۲- ب و ۱۲- پ نشان داده شده‌اند.

1- Visual Display Terminals

۵ انواع حرکت در تجهیزات پزشکی

حرکت‌های مختلف تجهیزات الکتریکی پزشکی به شرح مندرج در جدول ۱ معرفی شده‌اند (به شکل‌های ۱۳- الف، ۱۳- ب و ۱۳- پ مراجعه شود).

جدول ۱: حرکت‌های تجهیزات الکتریکی پزشکی و عناوین آن‌ها

حول محور ۱	چرخش گانتری
حول محور ۲	زاویه ابلیک طولی[۱] منبع تابش[a]
حول محور ۳	زاویه ابلیک عرضی[۲] منبع تابش[a]
حول محور ۴	چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان پرتو
حول محور ۵	چرخش ایزوسنتر تخت بیمار
حول محور ۶	چرخش رویه تخت، حول محور خارج از مرکز تخت
حول محور ۷	تیلت عرضی رویه تخت
حول محور ۸	تیلت طولی رویه تخت
جهت ۹	حرکت عمودی رویه تخت (تغییر ارتفاع)
جهت ۱۰	حرکت عرضی رویه تخت
جهت ۱۱	حرکت طولی رویه تخت
جهت ۱۲	جابجایی منبع تابش از محور ۱ [b]
جهت ۱۳	تغییر ارتفاع منبع تابش از سطح زمین در زاویه صفر گانتری [b]
بعد ۱۴	ضلع FX از میدان تابش یا میدان نوری شبیه‌سازی شده در راستای Xb و در فاصله معین از منبع تابش
بعد ۱۵	ضلع FY از میدان تابش یا میدان نوری شبیه‌سازی شده در راستای Yb و در فاصله معین از منبع تابش
جهت ۱۶	حرکت گیرنده تصویر پرتو ایکس و/ یا نگهدارنده کاست در راستای محور x، عمود بر محورهای ۱ و ۴
جهت ۱۷	حرکت گیرنده تصویر پرتو ایکس و/ یا نگهدارنده کاست رادیوگرافی در راستای محور Y، موازی با محور ۱
جهت ۱۸	حرکت گیرنده تصویر پرتو ایکس و/ یا نگهدارنده کاست رادیوگرافی، در راستای محور Z، موازی با محور ۴
محور ۱۹	چرخش گیرنده تصویر پرتو ایکس و/ یا نگهدارنده کاست رادیوگرافی
جهت ۲۰	انتقال خطی از محور پرتو تابشی به لبه میدان تابش یا لبه میدان نوری شبیه‌سازی شده X1 در فاصله معین از منبع تابش (در فاصله معمول درمان)
جهت ۲۱	انتقال خطی از محور پرتو تابش، به لبه میدان تابش، یا لبه میدان نوری شبیه سازی شده X2 در فاصله معین از منبع تابش (در فاصله معمول درمان)
جهت ۲۲	انتقال خطی از محور پرتو تابش به لبه میدان تابش یا لبه میدان نوری شبیه سازی شده Y1، در فاصله معین از منبع تابش (در فاصله معمول درمان)
جهت ۲۳	انتقال خطی از محور پرتو تابشی به لبه میدان تابش یا لبه میدان نوری شبیه‌سازی شده Y2 در فاصله معین از منبع تابش (در فاصله معمول درمان)

[a] زاوایای ابلیک منبع تابش ۲ و ۳ و جابجایی عمودی منبع تابش (جهت ۱۳)، در استاندارد ملی ۳۳۶۸-۲-۱ توضیح داده شده‌اند؛ به همین دلیل در این استاندارد بیشتر تشریح نمی‌شوند.

[b] این حرکت در مورد آن دسته از تجهیزات شبیه‌ساز پرتو درمانی کاربرد دارد که تغییر فاصله منبع تابش از آن محور امکان‌پذیر است.

1- Roll
2- Pitch

۶ وضعیت‌های صفر در تجهیزات الکتریکی پزشکی

اگر تمام انتقال‌های خطی در راستای محورهای مختصات X، Y، Z و تمام زوایای چرخشی ψ، φ، θ در صفر تنظیم شوند؛ وضعیت تجهیزات پزشکی به شرح زیر خواهد بود:

الف - جهت محور تابش رو به پایین است و از نقطه ایزوسنتر عبور می‌کند.

ب- لبه‌های X1 و X2 میدان تابش یا شبیه‌ساز نوری میدان مستطیل شکل تابش، عمود بر لبه‌های Y1 و Y2 بوده و با محور چرخش گانتری ،Yg، موازی هستند. این لبه‌ها به نحوی ساخته می‌شوند که زوایای چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش، در دو جهت ساعتگرد و پاد ساعتگرد، برابر یا نزدیک به برابر باشند.

پ- جهت مثبت حرکت انتقالی فیلتر وِج (یعنی لبه باریک‌تر) به سمت گانتری است.

ت- محور طولی ـ میانی رویه تخت، منطبق با محور چرخش گانتری است.

ث- رویه تخت تا آخرین حد ممکن از گانتری دور شده است.

ج- مرکز گیرنده تصویر پرتو ایکس، عمود بر محور پرتو تابش قرار دارد و صفحه گیرنده تصویر پرتو ایکس از نقطه ایزوسنتر عبور می‌کند.

ح- ضلع بلندتر نگهدارنده کاست رادیوگرافی با محور چرخش گانتری Yg موازی و صفحه نگهدارنده آن بر محور چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش عمود است.

۷ فهرست مقیاس‌ها، درجه‌ها، جهت‌ها و نمایشگرها

۷-۱ کلیات

اگر تمام قسمت‌های تجهیزات الکتریکی پزشکی در موقعیت‌های خطی و زاویه‌ای صفر قرار داده شوند، مقیاس‌ها و راستاها به شرح زیر خوانده می‌شوند.

۷-۲ چرخش گانتری (شکل‌های ۱۴- الف و ۱۴- ب)

هنگامی که از ایزوسنتر به گانتری نگاه کنیم، زاویه از °0 تا °359 در جهت ساعتگرد افزایش می‌یابد.

عنوان: زاویه گانتری

φg = _____

یادآوری- به دلیل چیدمان کابل‌ها، خرطومی‌ها و دیگر اتصالات متصل به گانتری، چرخش نمی‌تواند پیوسته باشد. فرض کنید چرخش از تابش‌دهی به سمت بالا (°180) تا تابش‌دهی به سمت پایین (°360) و مجدداً تا تابش‌دهی به سمت بالا (°180) انجام شده و در این زاویه متوقف گردد (به عبارت دیگر گانتری یک دور °360 حول بیمار بچرخد). اگر درمان قبلی، یک کمان °360 ساعتگرد از زاویه °180 تا °180 بوده باشد، چرخش بعدی می‌بایست پاد ساعتگرد انجام شود یا این که قبل از شروع درمان بعدی، گانتری به زاویه اولیه برگردد تا بتواند کمان را ساعتگرد طی کند.

۳-۷ چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش (شکل های ۱۵- الف و ۱۵- ب)

هنگامی که از منبع تابش به کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش نگاه کنیم، زاویه از 0° تا 359° در جهت پاد ساعتگرد افزایش می‌یابد.

عنوان: زاویه دستگاه محدودکننده پرتو یا شکل‌دهنده به میدان

$\theta b =$ _____

۴-۷ چرخش فیلتر وِج (شکل‌های ۷ و ۱۴- الف)

هنگامی که فیلتر وِج ،w، از منبع تابش مشاهده شود، زاویه از 0° تا 359° در جهت چپگرد افزایش می‌یابد.

عنوان: جهت فیلتر وِج

$\theta w =$ _____

یادآوری- ممکن است فیلتر وِج قابلیت چرخش حول محور Zb را نداشته، اما در عین حال قابلیت جایگیری در زوایای اصلی (0°، 90°، 180° و 270°) را داشته باشد. در چنین مواردی، نمایشگر زاویه فیلتر وِج باید زاویه را نشان دهد (مثلاً $\theta w = 270^\circ$).

۵-۷ میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده

۱-۵-۷ کلیات

کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش، اغلب شامل دو جفت فک (لبه) متقارن و متحرک می‌باشد که میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده را به شکل یک مربع مستطیل متقارن نسبت به محور (۴) تعیین می‌کند.

هنگامی که بتوان کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش را به نحوی تنظیم کرد که میدان تابش یا میدان شبیه‌سازی شده مستطیل شکل، نسبت به محور چرخش دستگاه متقارن نباشد، میدان به وجود آمده نامتقارن خواهد بود.

اگر کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش، شامل لبه‌های متحرک مستقل از هم مانند یک کلیماتور چندلبه (چند لایه[1]) باشد، آنگاه یک میدان تابش نامنظم (چندگانه) به وجود می‌آید.

در موقعیتی که یک لبه از میدان تابش یا میدان شبیه‌سازی شده، از محور چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز محور (۴) عبور کند نیز این استاندارد کاربرد دارد.

ابعاد میدان تابش یا میدان تابش شبیه سازی شده، در صفحه‌ای عمود بر محور چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان، در فاصله معینی از منبع تابش اندازه‌گیری می‌شود (غالباً در فاصله معمول تابش).

۲-۵-۷ لبه‌های میدان تابش یا محدوده میدان (شکل ۱۶- الف)

۱-۲-۵-۷ کلیات

اگر زاویه چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان تابش صفر باشد، لبه‌های X1 و X2 از میدان تابش یا میدان نوری، موازی محور چرخش گانتری هستند و لبه‌های Y1 و Y2 عمود بر محور چرخش گانتری قرار

1- Multileaf

می‌گیرند. در این حالت لبه‌های میدان تابش با مقادیر X1 و X2 در راستای محور مختصات Xb و در راستای Yb با مقادیر Y1 و Y2 تعیین می‌شود.
شکل ۱۶- الف، کلیماتورِ یکی از تجهیزات شبیه‌ساز پرتو درمانی و یک میدان تابش را نشان می‌دهد که نیاز به درجه‌بندی ندارد و اندازه آن از ابعاد میدان شبیه‌سازی شده قدری بزرگتر است. لازم نیست این تفاوت اندازه، در همه وجوه یکنواخت باشد.

۷-۵-۲-۲ لبه‌های X1 و X2

اگر از روبه‌رو به گانتری نگاه کنیم، لبه X2 در سمت راست لبه X1 است.
وقتی که یک لبه در سمت راست محور چرخش کلیماتور قرار دارد، مکان آن با یک عدد مثبت نشان داده می‌شود. هنگامی که یک لبه در سمت چپ محور چرخش کلیماتور قرار دارد، مکان آن با یک عدد منفی نشان داده می‌شود.

۷-۵-۲-۳ لبه‌های Y1 و Y2

لبه Y2 درسمت گانتری قرار دارد و از لبه Y1 به آن نزدیکتر است.
وقتی که یک لبه از محور چرخش کلیماتور به گانتری نزدیک‌تر باشد، مکان آن با یک عدد مثبت نشان داده می‌شود. هنگامی که یک لبه نسبت به محور چرخش کلیماتور از گانتری دورتر باشد، مکان آن با یک عدد منفی نشان داده می‌شود.

۷-۵-۲-۴ کلیماتور یا فیلتر چند لبه[1]

در مورد کلیماتور یا فیلتر چند لایه (به شکل‌های ۱۶- خ، ۱۶- د و ۱۶- ذ مراجعه شود)، همین قوانین برای لبه‌های هر لایه اعمال می‌شود و هر لایه با یک شماره ردیف از X101 تا X1N ، از X201 تا X2N، از Y101 تا Y1N و از Y201 تا Y2N شناسایی می‌شود.
اگر از روبه‌رو به گانتری نگاه کنیم، X201 و X2N در سمت راست X101 و X1N قرار دارند.
از سمت گانتری، لایه‌ها به ترتیب زیر هستند:

X101, X102, … X1N
X201, X202, ... X2N

Y201 و Y2N نسبت به Y101 و Y1N به گانتری نزدیک‌تر هستند.
هنگامی‌که از روبه‌رو به گانتری نگاه کنیم، قطعات از چپ به راست به ترتیب زیر هستند:

Y101, Y102, … Y1N
Y102, Y202, … Y2N

یادآوری- N می‌تواند بزرگتر از ۹ باشد، بنابراین از اعداد دو رقمی استفاده می‌شود.

1- Multi-element edges

۷-۵-۳ نمایش میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده (شکل‌های ۱۶- الف تا ۱۶- ذ)

شرایط زیر اعمال می‌شوند:

الف- برای یک میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده مستطیل شکل متقارن، تنها مقادیر FX و FY، که فواصل بین لبه‌های X1 و X2 و نیز Y1 و Y2 هستند، باید نمایش داده شوند.

FX = مقدار جبری X2 منهای مقدار جبری X1

FY = مقدارجبری Y2 منهای مقدار جبری Y1

FX و FY همیشه بدون علامت "+" یا "–" نشان داده می‌شوند.

نحوه نمایش:

اندازه FX میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده = _____

اندازه FY میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده = _____

هنگامی‌که در یک طرح درمان، میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده مستطیل شکل با دو عدد مشخص شود، عدد اول FX است.

مثلاً یک میدان تابش 10cm × 12cm یعنی FX = 10cm، FY = 12cm.

ب- برای یک میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده نامتقارن، مقادیر FX و FY به همراه مکان لبه‌های میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده X1، X2 و Y1، Y2 نسبت به محور چرخش کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان، نشان داده می‌شود.

نحوه نمایش:

مکان لبه‌ها

X1 = ± _____
X2 = ± _____

اندازه میدان تابش یا میدان تابش شکل‌دار

FX = _____

مکان لبه‌ها

Y1 = ± _____
Y2 = ± _____

اندازه میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده

FY = _____

یادآوری- باید توجه داشت که اگر مثلاً دو کلیماتور یا دو فیلتر با هم ترکیب شوند و یک میدان متقارن با اندازه FX تشکیل دهند و سپس کل مجموعه حرکت داده شود، ممکن است میدان نامتقارنی با اندازه‌های متفاوت برای FX به دست آید.

پ- برای یک میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده پیچیده (مثلاً با دستگاه‌های مرزبندی پرتو چند قطعه‌ای[1])، یکی از دو حالت زیر می‌بایست برآورده شود:

۱) مختصات لبه لایه‌هایی که میدان نامتقارن را تشکیل می‌دهند به همراه ردیف آن لایه‌ها نمایش داده شود. برای مثال: X103، X203 برای لایه 03، همچنین فواصل بین لبه‌های متناظر هم نمایش داده می‌شود.

FX03 = اندازه جبری X203 − اندازه جبری X103

نحوه نمایش:

FX03 = _____
X103 = ± _____
X203 = ± _____

۲) لبه هر لایه توسط یک نمایشگر تصویری نشان داده شود؛ علاوه بر این، خطای مکان هر لایه به طور هم‌زمان به هر دو شکل تصویری و عددی نمایش داده شود.

۷-۶ چرخش ایزوسنتریک تخت بیمار

با دید از بالا، قرائت از 0° تا 359° در جهت پاد ساعتگرد افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: زاویه تخت بیمار

θs = _____

یادآوری- همین قاعده بر چرخش خارج از مرکز تخت هم اعمال می‌شود.

۷-۷ چرخش خارج از مرکز رویه تخت

با دید از بالا، قرائت از 0° تا 359° در جهت پاد ساعتگرد افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: زاویه‌ی چرخش خارج از مرکز رویه تخت

θe = _____

۷-۸ حرکات خطی و زاویه‌ای رویه تخت

۷-۸-۱ جابه‌جایی عمودی رویه تخت

خواندن در جهت رو به بالا از منفی‌ترین تا مثبت‌ترین مقدار افزایش می‌یابد (مقدار صفر معادل سطح رویی تخت در ارتفاع ایزوسنتر می‌باشد).

نحوه نمایش: ارتفاع رویه تخت

Tz = ± _____

1- Multi-element BLD

۷-۸-۲ جابه‌جایی طولی رویه تخت

هنگامی که رویه تخت به سمت گانتری حرکت می‌کند، مقدار جابجایی از صفر تا بیشترین مقدارآن افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: مکان طولی رویه تخت

Ty = _____

۷-۸-۳ جابه‌جایی عرضی رویه تخت

هنگامی که رو به گانتری نگاه کنیم و رویه تخت از چپ به راست حرکت کند، عدد نمایشگر مکان از منفی‌ترین تا مثبت‌ترین مقدار افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: مکان عرضی رویه تخت

Tx = ± _____

۷-۸-۴ حرکت تیلت رویه تخت

هنگامی که از مبدأ مختصات رویه تخت در جهت مثبت محور Xt نگاه کنیم، قرائت از °0 تا °359 در جهت ساعتگرد افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: تیلت طولی رویه تخت

ψt = _____

۷-۸-۵ حرکت تیلت عرضی رویه تخت

هنگامی که از مبدأ سیستم مختصات رویه تخت در جهت مثبت محور Yt نگاه کنیم، نمایشگر زاویه از °0 تا °359 در جهت ساعتگرد افزایش می‌یابد.

نحوه نمایش: تیلت عرضی رویه تخت

φt = _____

۷-۹ حرکت های گیرنده تصویر پرتو ایکس

۷-۹-۱ حرکت چرخشی

هنگامی‌که از منبع تابش نگاه کنیم، قرائت از °0 تا °359 در جهت پاد ساعتگرد به صورت افزایشی می‌باشد.

نحوه نمایش: زاویه گیرنده تصویر پرتو ایکس

θr = _____

۷-۹-۲ جابجایی شعاعی بخش گیرنده تصویر از منبع تابش (SID [1])

هنگامی که گیرنده تصویر پرتو ایکس به طرف منبع تابش حرکت می‌کند، عدد نمایشگر مکان از منفی به طرف صفر در ایزوسنتر، افزایش می‌یابد.

۱- فاصله منبع تابش تا گیرنده تصویر

نحوه نمایش: فاصله منبع تابش تا گیرنده تصویر پرتو ایکس

SID = _____

۷-۹-۳ جابجایی شعاعی گیرنده تصویر پرتو ایکس

هنگامی که گیرنده تصویر پرتو ایکس از منبع تابش دور شود، عدد نمایشگر مکان از صفر در ایزوسنتر تا بیشترین اندازه منفی تغییر می‌کند.

نحوه نمایش: فاصله تا گیرنده تصویر پرتو ایکس

Rz= _____

۷-۹-۴ انتقال طولی گیرنده تصویر پرتو ایکس

هنگامی که گیرنده تصویر به طرف گانتری حرکت می‌کند، عدد نمایشگر مکان از بیشترین اندازه منفی به بیشترین اندازه مثبت افزایش می‌یابد. صفر در ایزوسنتر است.

نحوه‌ی نمایش: جابجایی طولی گیرنده تصویر پرتو ایکس

Ry = ± _____

۷-۹-۵ انتقال عرضی گیرنده تصویرپرتو ایکس

هنگامی که گیرنده تصویر پرتو ایکس از چپ به راست حرکت می‌کند، عدد نمایشگر مکان از مقدار منفی به مثبت افزایش می‌یابد. صفر در ایزوسنتر قرار دارد.

نحوه نمایش: انتقال عرضی گیرنده تصویر پرتو ایکس

Rx = ± _____

۷-۱۰ مقیاس‌های دیگر

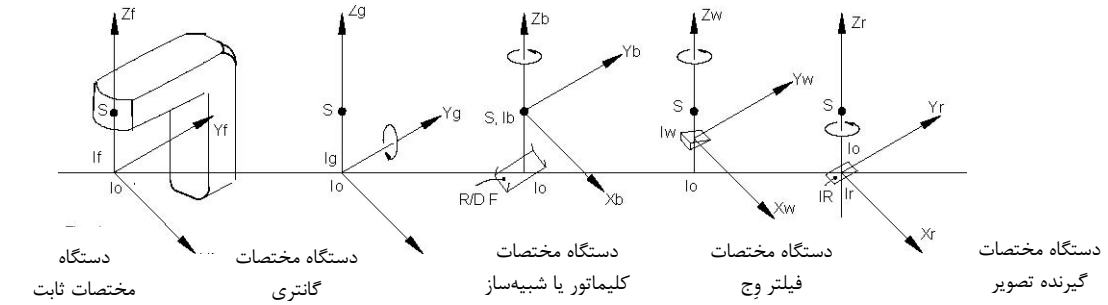
برای تجهیزات الکترونیک و ایزوسنتریک پزشکی، نقطه صفرِ مقیاس نشان‌دهنده فاصله محور چرخش گانتری تا منبع تابش، در نقطه ایزوسنتر واقع است.

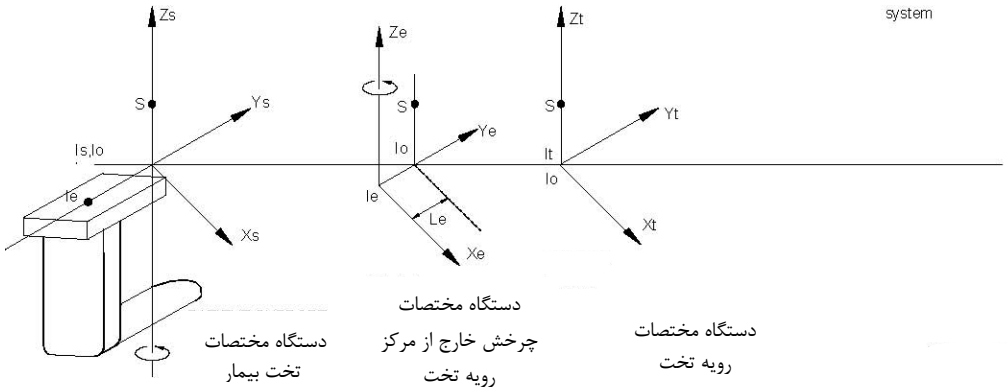
نقطه صفر مقیاس نشان‌دهنده فاصله از منبع تابش در امتداد محور تابش، در محل منبع تابش قرار دارد.

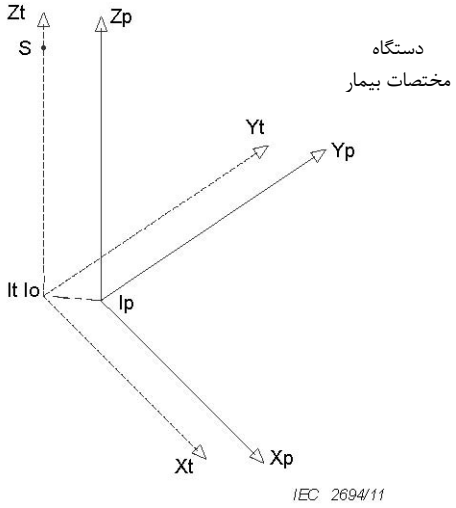
نقطه صفر مقیاس نشان‌دهنده فاصله از ایزوسنتر در امتداد محور تابش اشعه، در نقطه ایزوسنتر واقع است.

جدول ۲ : ویژگی دستگاه محورهای مختصات

دستگاه مختصات	دستگاه مختصات مادر	مبدأ دستگاه مختصات	چرخش حول محور بر حسب زاویه	انتقال خطی
f- مرجع ثابت	ندارد	If	ندارد (دستگاه مرجع)	ندارد (دستگاه مرجع)
g- گانتری	f	Ig ایزوسنتر	نقطه ایزوسنتر گانتری حول Yg به اندازه φg	منبع تابش در راستای Zg Rx، Ry و Rz گیرنده تصویر پرتو ایکس در راستای Xg، Yg و Zg
b- کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری میدان	g	Ib منبع تابش	کلیماتور یا شبیه‌ساز نوری حول Zb به اندازه θb	صفحه‌ای واقع در فاصله معمول درمان در راستای Zb لبه های میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده در راستای Xb و Yb فیلتر وِج در راستای Xb و Yb
w- فیلتر وِج	b	Iw نقطه انتخابی روی فیلتر وِج	فیلتر وِج حول Zw به اندازه θw	
r - گیرنده تصویر پرتو ایکس	g	Ir مرکز ناحیه دریافت تصویر	گیرنده تصویر پرتو ایکس حول Zr به اندازه θr	
s - تخت بیمار	f	Is بر روی محور چرخش	تخت بیمار حول Zs به اندازه θs	
e - چرخش خارج از مرکز رویه تخت	s	Ie حول محور چرخش خارج از مرکز	رویه تخت حول Ze به اندازه θe	رویه تخت در راستای Xe، Ye و Ze
t - رویه تخت	e	It حول محور طولی - میانی رویه تخت	رویه تخت حول Xt به اندازه ψt رویه تخت حول Yt به اندازه φt	بیمار در راستای Xt ، Yt و Zt
p - بیمار	t	Ip نقطه انتخابی در ارتباط با آناتومی بیمار	بیمار در راستای Xp به اندازه ψp Yp به اندازه φp و Zp به اندازه θp	
i - گیرنده تصویر	f	Ii مبدأ گیرنده تصویر	گیرنده تصویر: حول Xi به اندازه ψi حول Yi به اندازه φi حول Zi به اندازه θi	گیرنده تصویر در راستای Xf ، Yf و Zf
o - نقط کانونی	i	Io کانون ناحیه گیرنده تصویر	ندارد	کانون در راستای Xi ، Yi و Zi







راهنما -

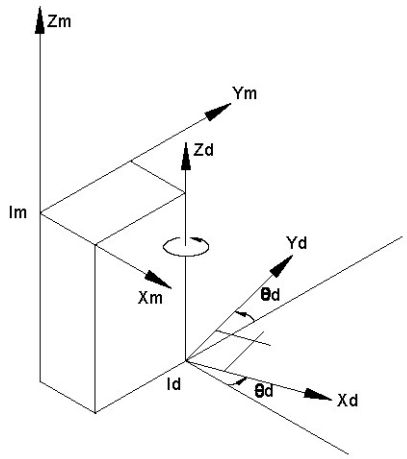
S : منبع پرتو

Io : ایزوسنتر

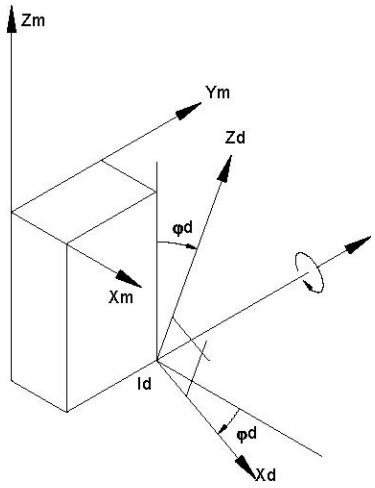
R/D F : میدان تابش یا
میدان تابش شبیه سازی شده

IR : گیرنده تصویر

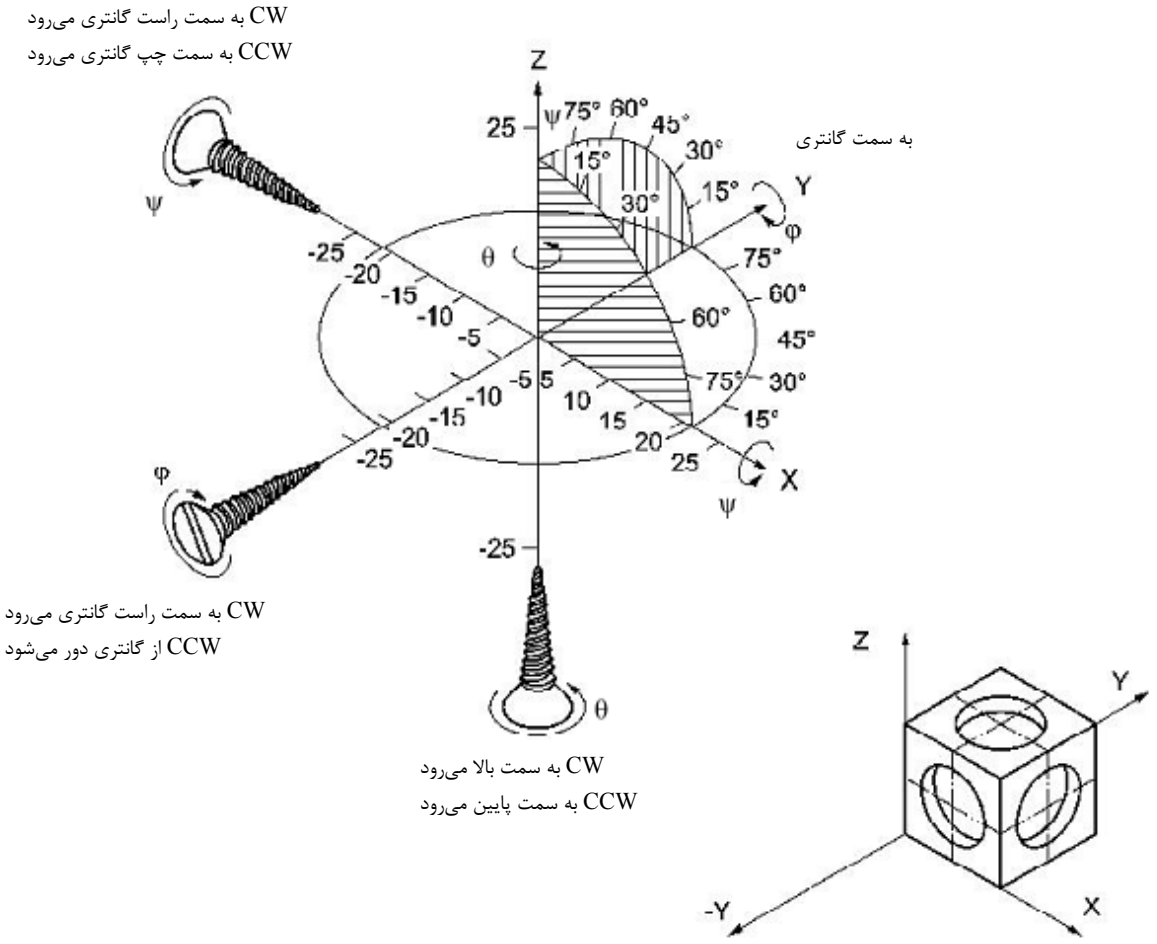
شکل ۱- الف : دستگاه مختصات برای تجهیزات پرتودرمانی ایزوسنتر در حالی که همه زوایا صفر است (به بند ۳-۱ مراجعه شود)



شکل ۱- ب : انتقال مبدأ Id در راستای محورهای Xm، Ym، Zm و چرخش حول محور Zd موازی با Zm (به بند ۳-۲- ت مراجعه شود)



شکل ۱- پ : انتقال مبدا Id در راستای محورهای Xm، Ym، Zm و چرخش حول محور Yd موازی با Ym (به بند ۳-۲- ت مراجعه شود)



راهنما -

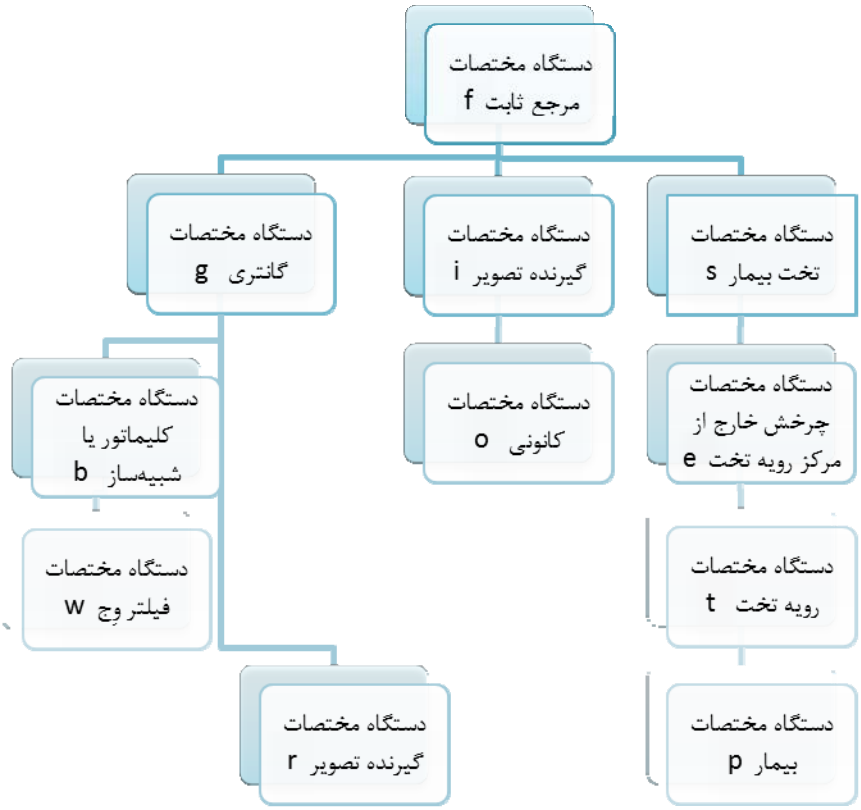
ψ : چرخش Y و Z حول X

φ : چرخش Z و X حول Y

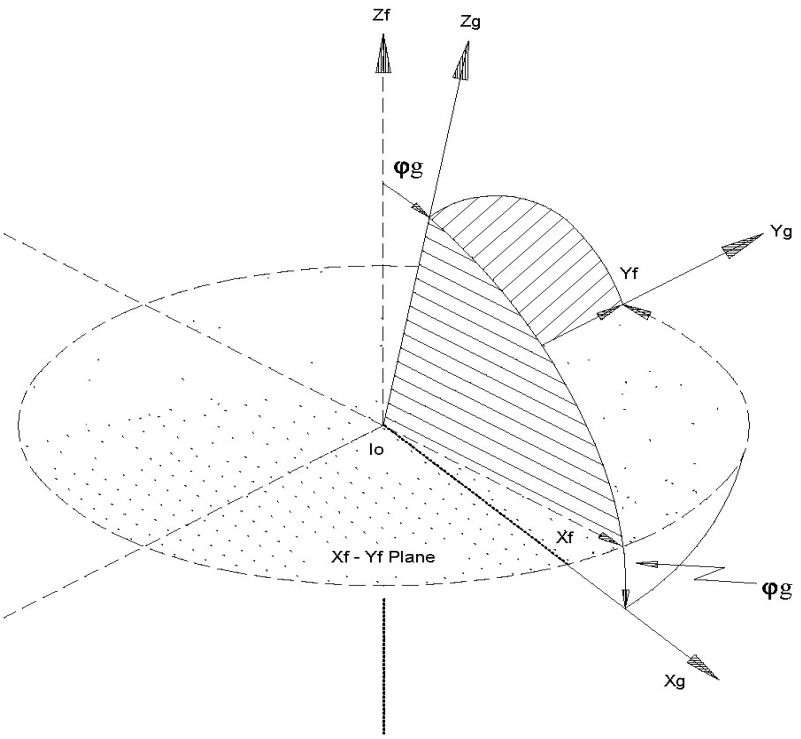
θ : چرخش X و Y حول Z

یادآوری- برای محورهای مختصات ثابت، X و Y موازی با سطح زمین و Z به صورت عمودی به سمت بالا است.

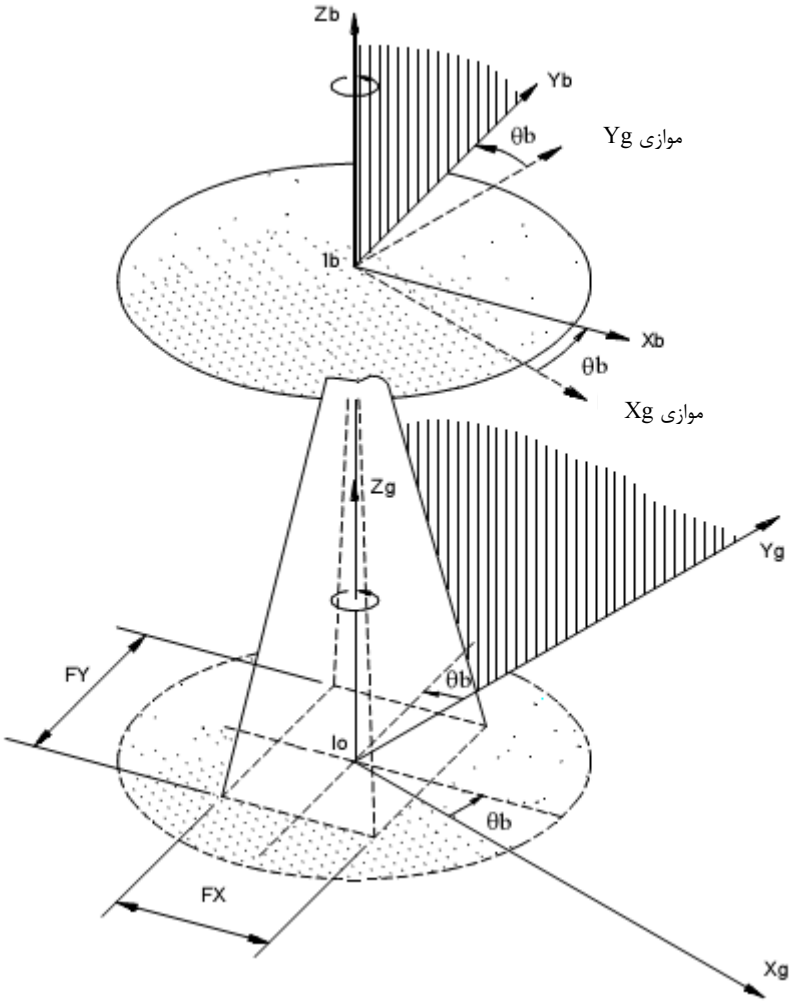
شکل ۲ : دستگاه محور مختصات مادر Z Y X و قاعده دست راست (ترسیم ایزومتریک)
که جهت‌های چرخش مثبت زوایای ψ، φ و θ برای یک دستگاه محور مختصات فرزند را نشان می‌دهد
(به بند ۳-۲ مراجعه شود)



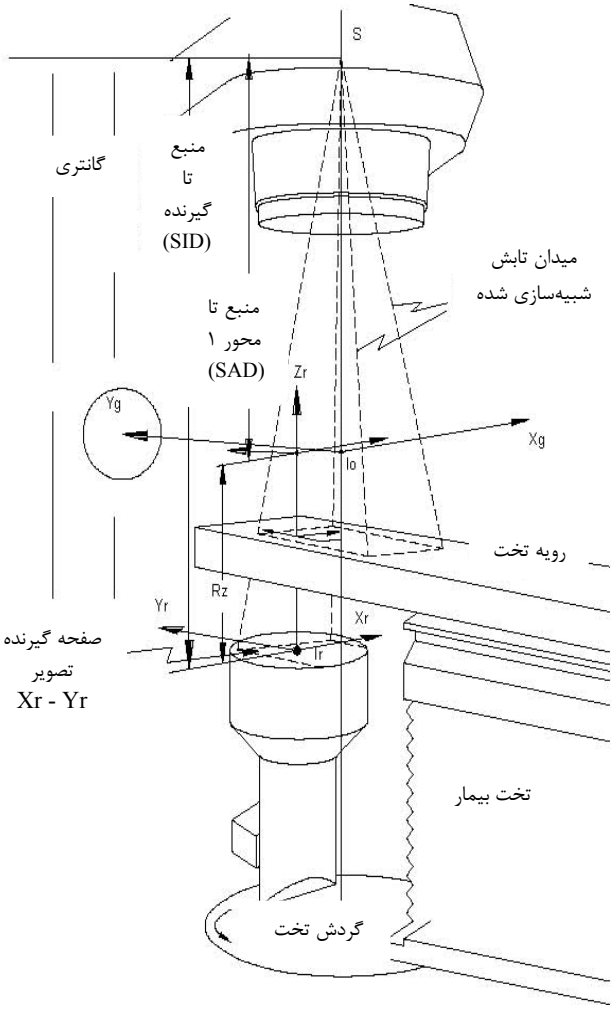
شکل ۳ : ساختار رده‌بندی شده دستگاه‌های محور مختصات (به بند ۳-۲- پ و ۳-۲- ث مراجعه شود)



شکل۴ : چرخش دستگاه مختصات گانتری Xg، Yg، Zg به اندازه $\varphi g = 15^{\circ}$
نسبت به دستگاه مختصات ثابت Xf، Yf، Zf (به بند ۳-۴ مراجعه شود)



شکل ۵ : چرخش دستگاه مختصات کلیماتور Xb، Yb، Zb به اندازه $\theta b = 15^{\circ}$
نسبت به دستگاه مختصات گانتری Xg، Yg، Zg
و چرخش میدان تابش یا میدان تابش شبیه‌سازی شده با ابعاد FX و FY
ناشی از چرخش دستگاه مختصات (به بند ۳-۵ مراجعه شود)



یادآوری ۱ -

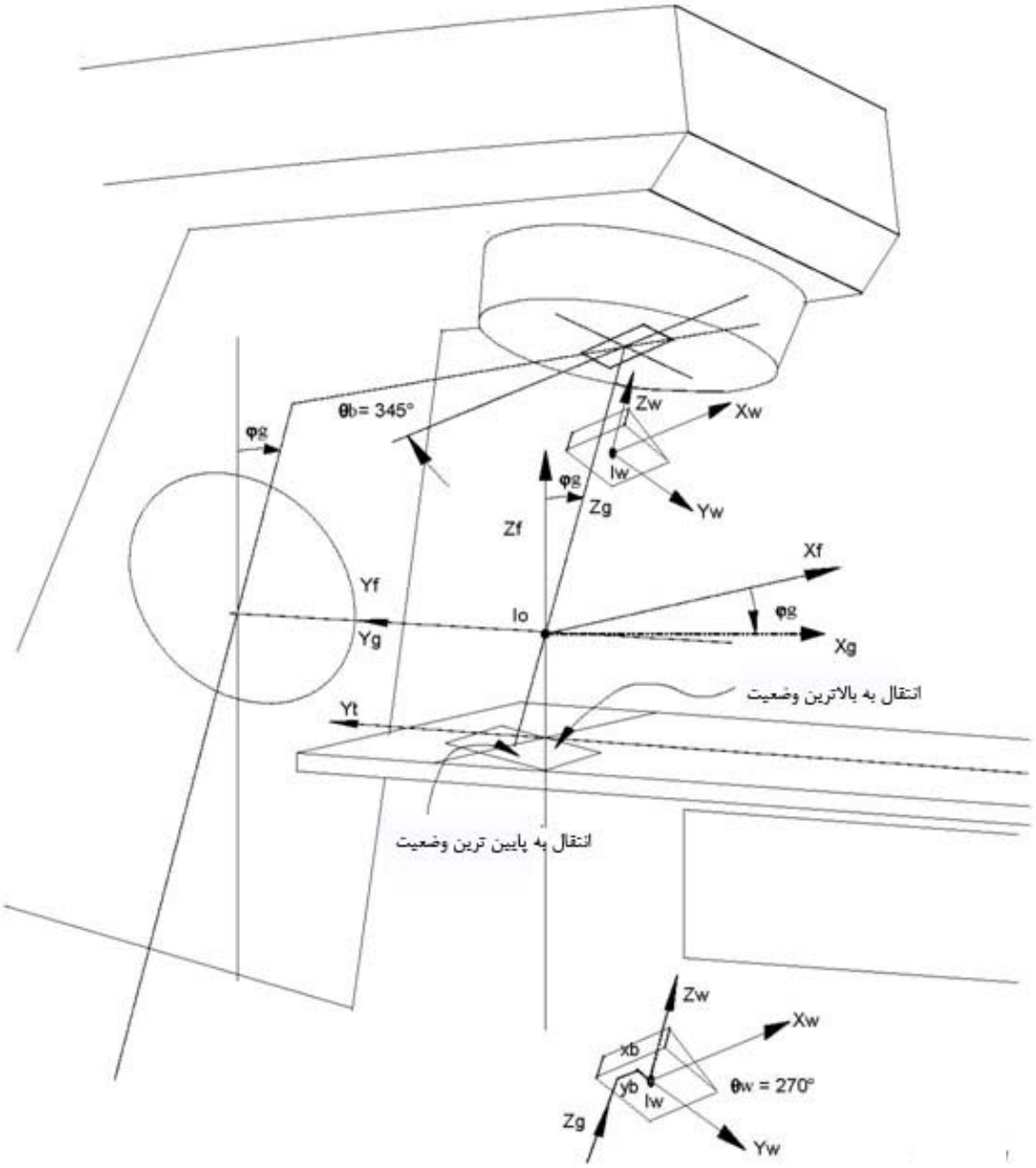
Rx : تغییر مکان Ir به موازات Xg است. مقدار Rx نشان داده شده = 8 cm - می‌باشد.

Ry : تغییر مکان Ir به موازات Yg است. مقدار Ry نشان داده شده = 10 cm + می‌باشد.

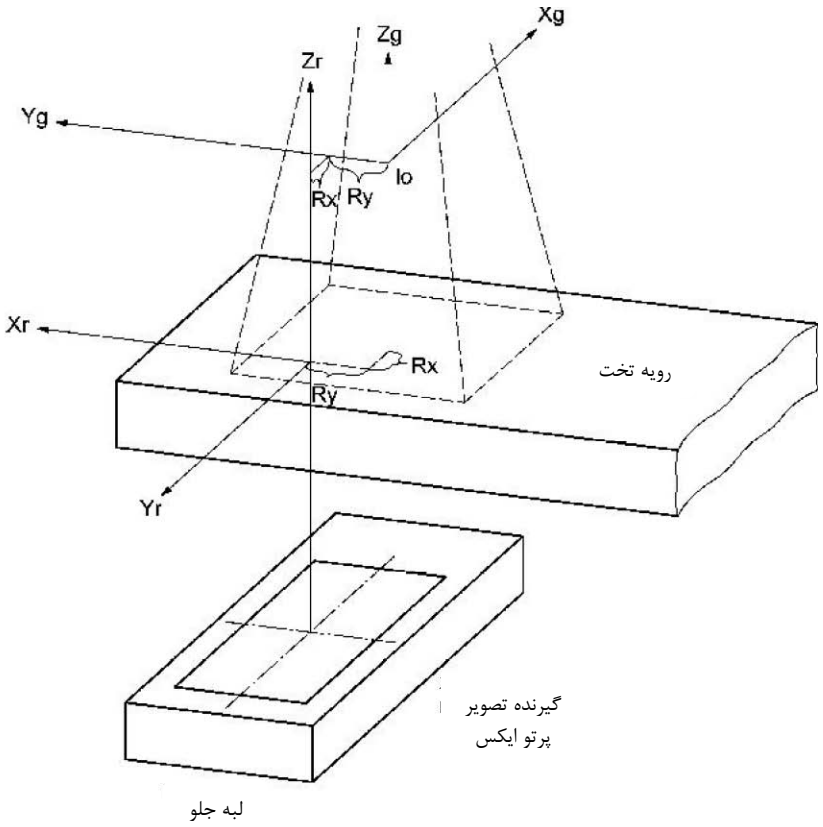
Rz نشان داده شده = 40cm - است.

یادآوری ۲- جهت بررسی تغییر مکان Rx، Ry به شکل ۸ مراجعه کنید.

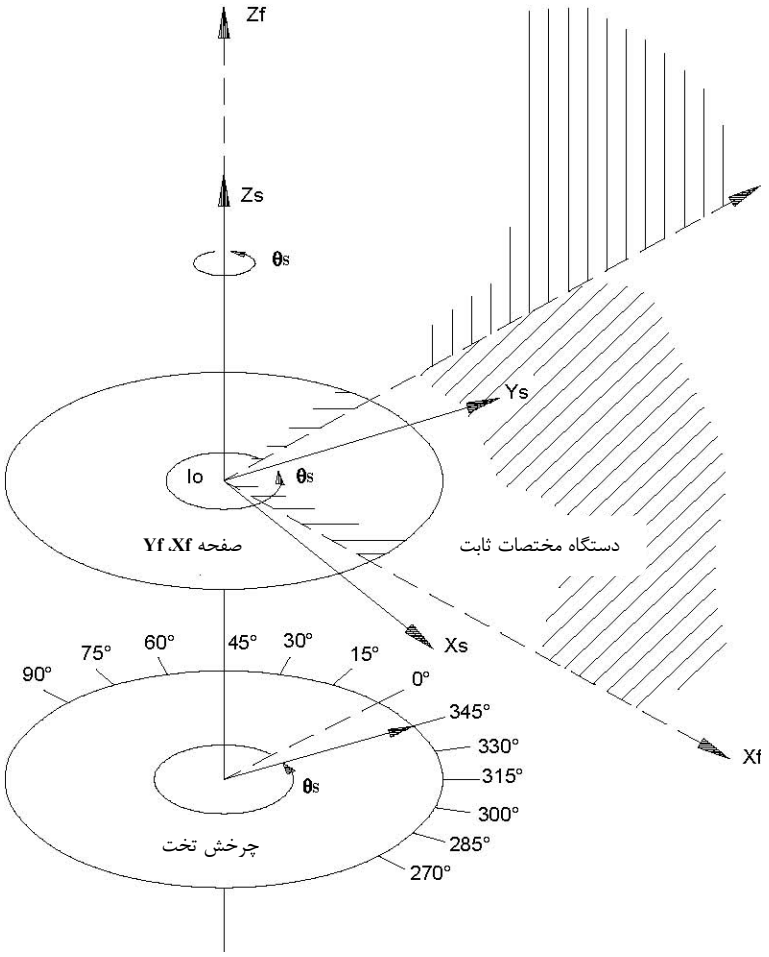
شکل۶ : انتقال مبدأ مختصات تشدیدکننده تصویر به عنوان گیرنده تصویر پرتو ایکس Ir، در دستگاه مختصات گانتری به اندازه Rx = - 8، Ry = + 10 و Rz = - 40 (به بند۳-۷ مراجعه شود)



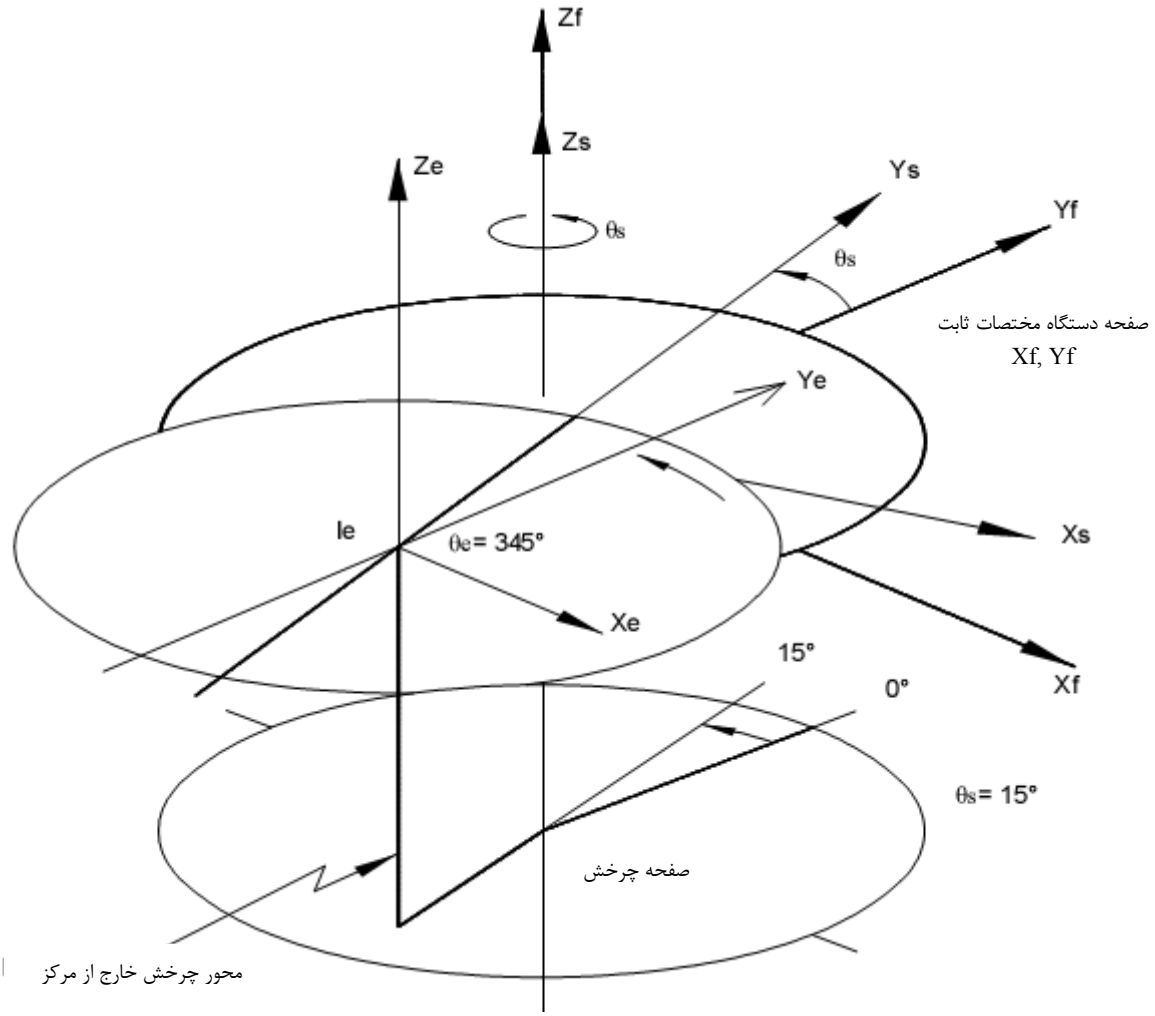
شکل ۷ : چرخش ($\theta w = 270^{\circ}$) و انتقال دستگاه مختصات فیلتر وِج Zw ،Yw ،Xw
نسبت به دستگاه مختصات کلیماتور Zb ،Yb ،Xb؛
دستگاه مختصات کلیماتور یک چرخش $\theta b = 345^{\circ}$ دارد (به بند ۳-۶ مراجعه شود)



شکل ۸ : چرخش و انتقال دستگاه مختصات گیرنده تصویر پرتو ایکس Xr، Yr، Zr به اندازه $\theta r = 90^{\circ}$ نسبت به دستگاه مختصات گانتری Xg، Yg، Zg (به بند ۳-۷ مراجعه شود)



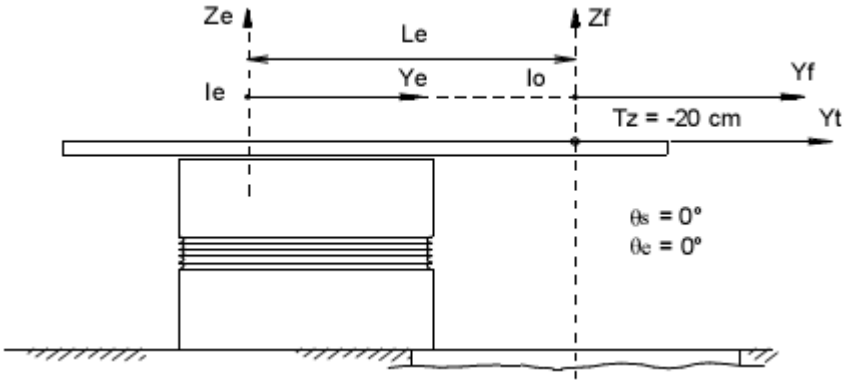
شکل ۹ : چرخش دستگاه مختصات تخت بیمار Xs، Ys، Zs به اندازه $\theta s = 345^{\circ}$ نسبت به دستگاه مختصات ثابت مرجع Xf، Yf، Zf (به بند۳-۸ مراجعه شود)



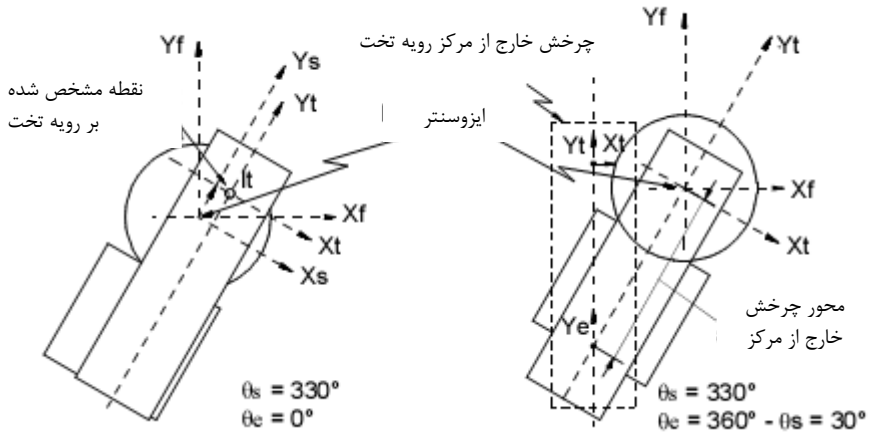
یادآوری -

Xe موازی با Xf و Yf موازی با Ye است زیرا : $\theta s = 15^{\circ}, \theta e = 345^{\circ}$ و $\theta e = 360^{\circ} - \theta s$

شکل ۱۰ : دستگاه مختصات چرخش خارج از مرکز رویه تخت θe که در دستگاه مختصات تخت بیمار به اندازه θs و در دستگاه مختصات ثابت مرجع به اندازه θe = 360°- θs چرخیده است (به بند ۳-۹ و ۳-۱۰ مراجعه شود)

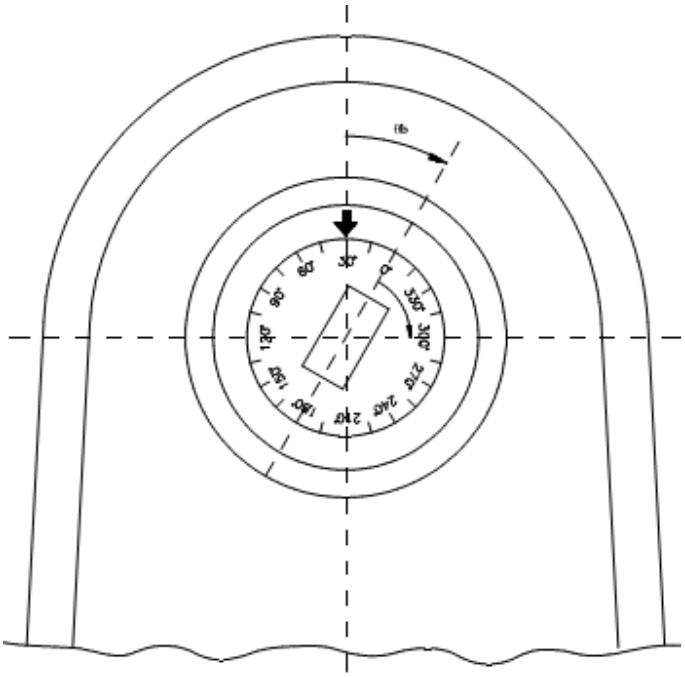


شکل ۱۱- الف : انتقال رویه تخت به زیر نقطه ایزوسنتر
به اندازه Tz = - 20 cm (به بند ۳-۹ و ۳-۱۰ مراجعه شود)



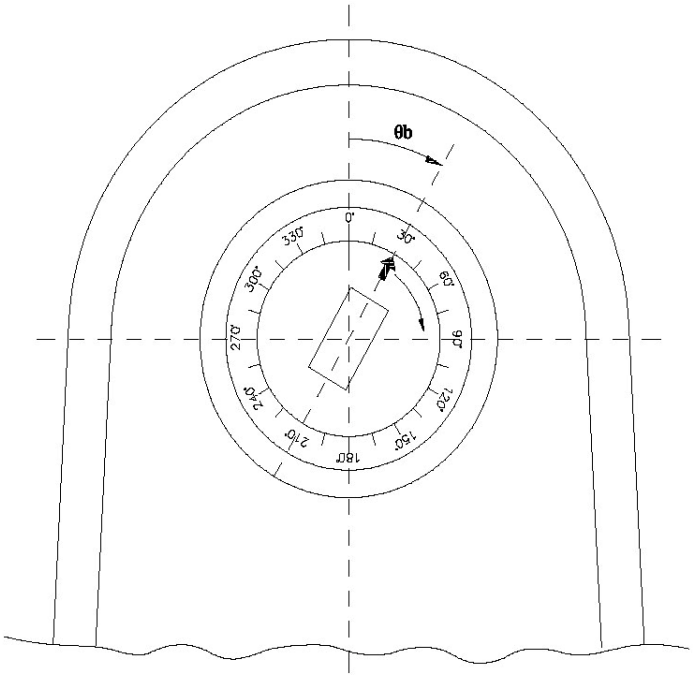
شکل ۱۱- پ : چرخش دستگاه مختصات رویه تخت (θe= 30°) حول دستگاه مختصات خارج از مرکز رویه تخت. چرخش تخت بیمار (θs = 330°) نسبت به دستگاه مختصات ثابت Tx = 0 و Ty = Le
(به بند ۳-۹ و ۳-۱۰ مراجعه شود)

شکل ۱۱ – ب : انتقال سیستم مختصات رویه تخت Tx = +5، Ty = Le + 10 در دستگاه مختصات تخت بیمار Xs، Ys، Zs و چرخش (θs = 330°) نسبت به دستگاه مختصات ثابت Xf، Yf، Zf
(به بند ۳-۹ و ۳-۱۰ مراجعه شود)



نمایش دیجتالی: چرخش °30 کلیماتور

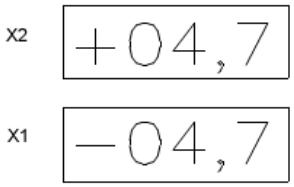
شکل ۱۲- الف : مثالی از نشانگر مقیاس کلیماتور،
عقربه نشانگر روی دستگاه مختصات مادر (گانتری)و
نشانگر مقیاس روی دستگاه مختصات فرزند (کلیماتور)
است، در حالی که از ایزوسنتر دیده می‌شود
(به بند ۳-۲-ج -۲ و بند ۴ مراجعه شود)



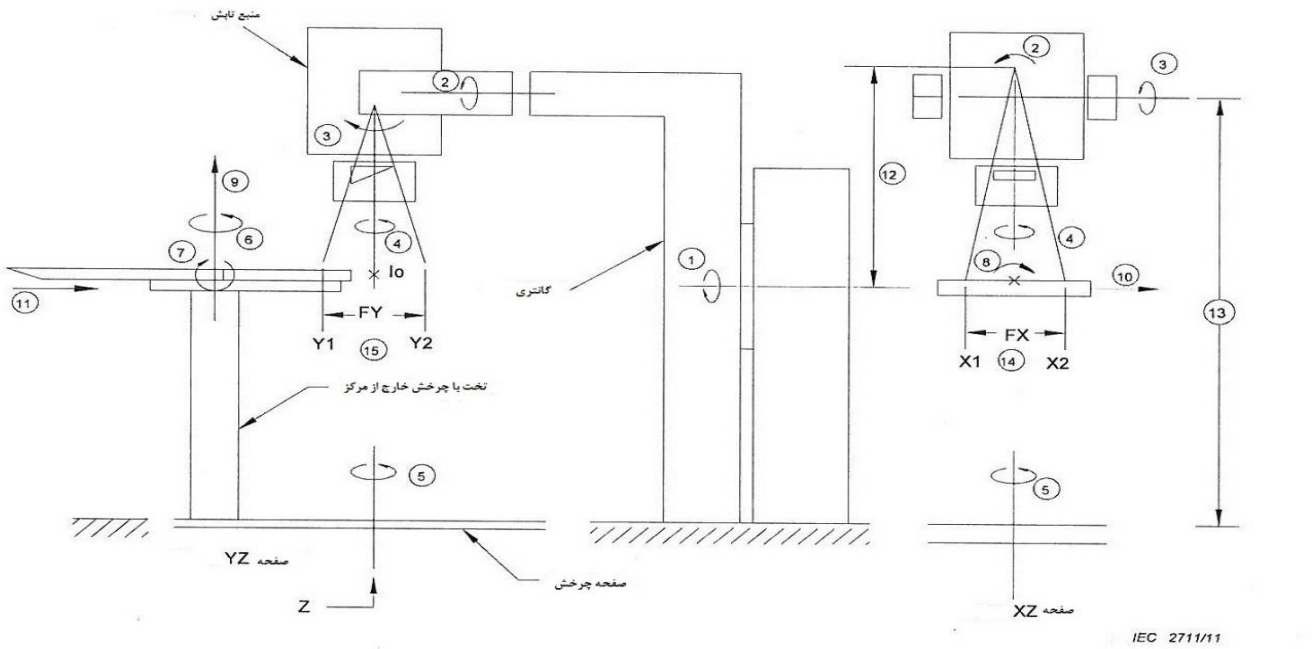
شکل ۱۲- ب : مثالی از نشانگر مقیاس کلیماتور، عقربه نشانگر روی دستگاه مختصات فرزند (کلیماتور) و نشانگر مقیاس روی دستگاه مختصات مادر (گانتری) است، در حالی که از ایزوسنتر دیده می‌شود (به بند ۳-۲-ث-۲ و بند ۴ مراجعه شود)

الف – نشانگر مقیاس مکانیکی

ب – نشانگرهای مقیاس دیجیتالی



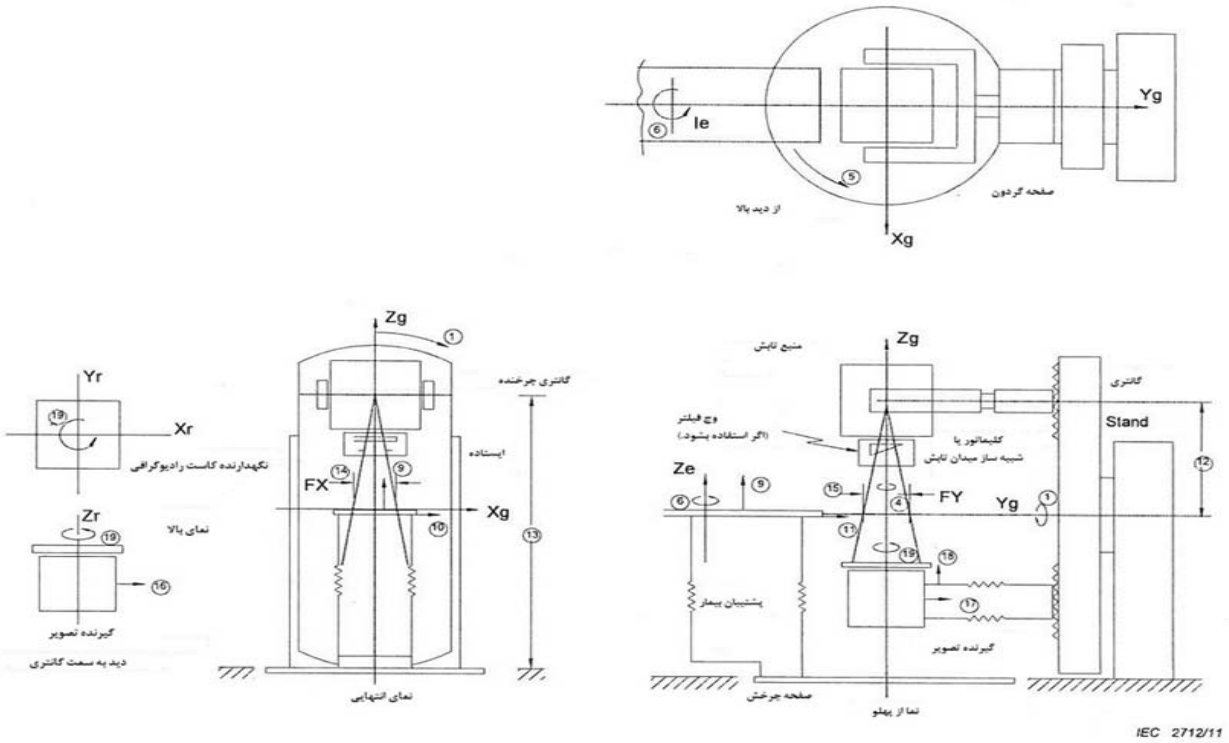
شکل ۱۲- پ : مثالی از نشانگرهای مقیاس مکانیکی و دیجیتالی (به بند ۴ مراجعه شود)



یادآوری ۱ - محورهای مختصات، جهت ها و ابعاد مرتبط به اعداد در این شکل، در بند ۵ آمده است.

یادآوری ۲ - فلش‌های بیضوی که در جهت عقربه‌های ساعت چرخیده‌اند در محورهای ۱ و ۸ به سمت گانتری میل دارند و در محور ۲ میل دارند از گانتری خارج شوند، از سمت راست محورهای ۳ و ۷ مایل هستند خارج شوند، در محور ۴ به سمت بالای ایزوسنتر، در محور ۵ به سمت بالای ایزوسنتر و در محور ۶ به سمت بالای رویه تخت مایل به حرکت هستند.

شکل ۱۳- الف : چرخش گانتری (سازگار با استاندارد ملی ۳۳۶۸-۲-۱) که در آن محورهای ۱ تا ۸، جهت‌های ۹ تا ۱۳ و ابعاد ۱۴ و ۱۵ نشان داده شده‌اند (به بند ۵ مراجعه شود)



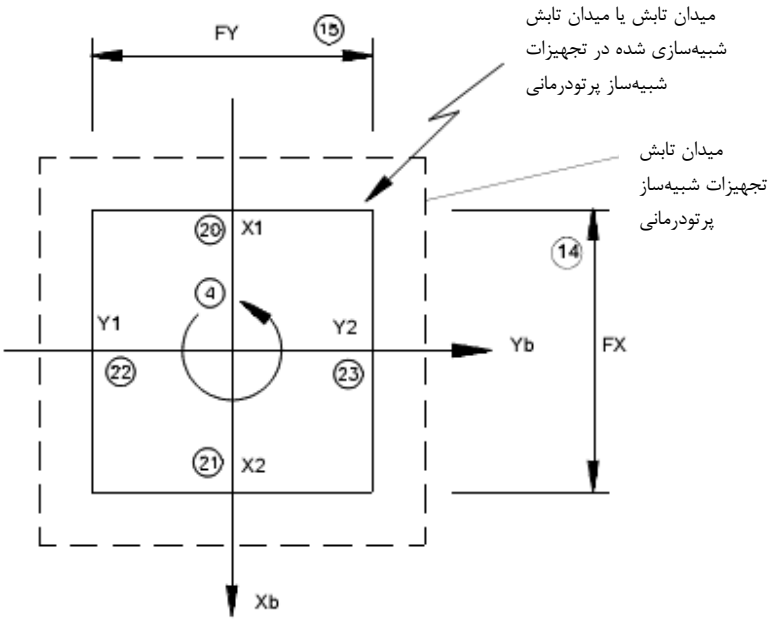
یادآوری - حرکت‌های نگهدارنده کاست:

جهت ۱۷ : حرکت به موازات محور ۱

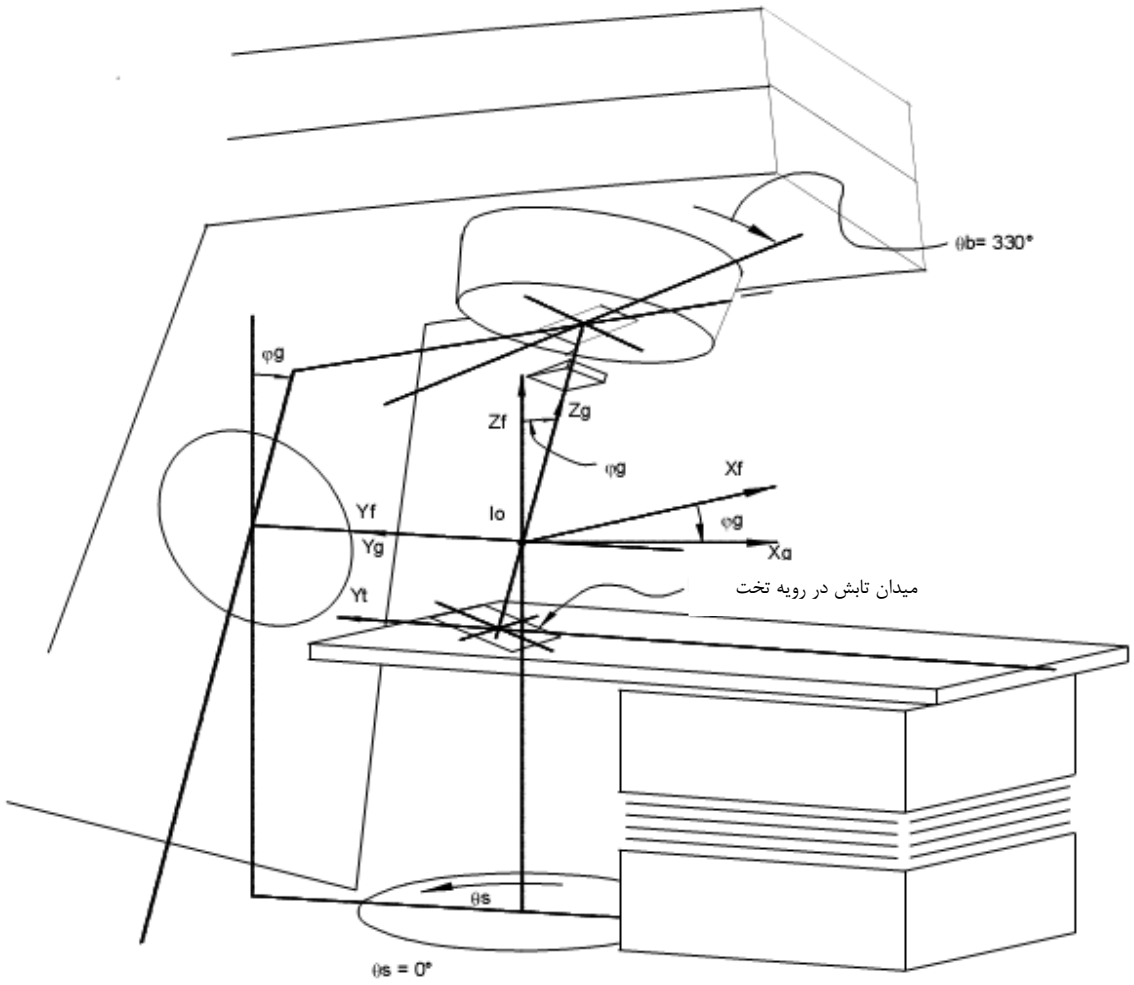
جهت ۱۸ : حرکت عمود بر جهت‌های ۱۶ و ۱۷

محور ۱۹ : چرخش

شکل ۱۳ – ب : یک شبیه‌ساز ایزوسنتر پرتودرمانی از دور که در آن محور های ۱، ۴ تا ۶ و ۱۹ و جهت‌های ۹ تا ۱۲ و ۱۶ تا ۱۸ و ابعاد ۱۴ و ۱۵ نشان داده شده است (به بند ۵ مراجعه شود)



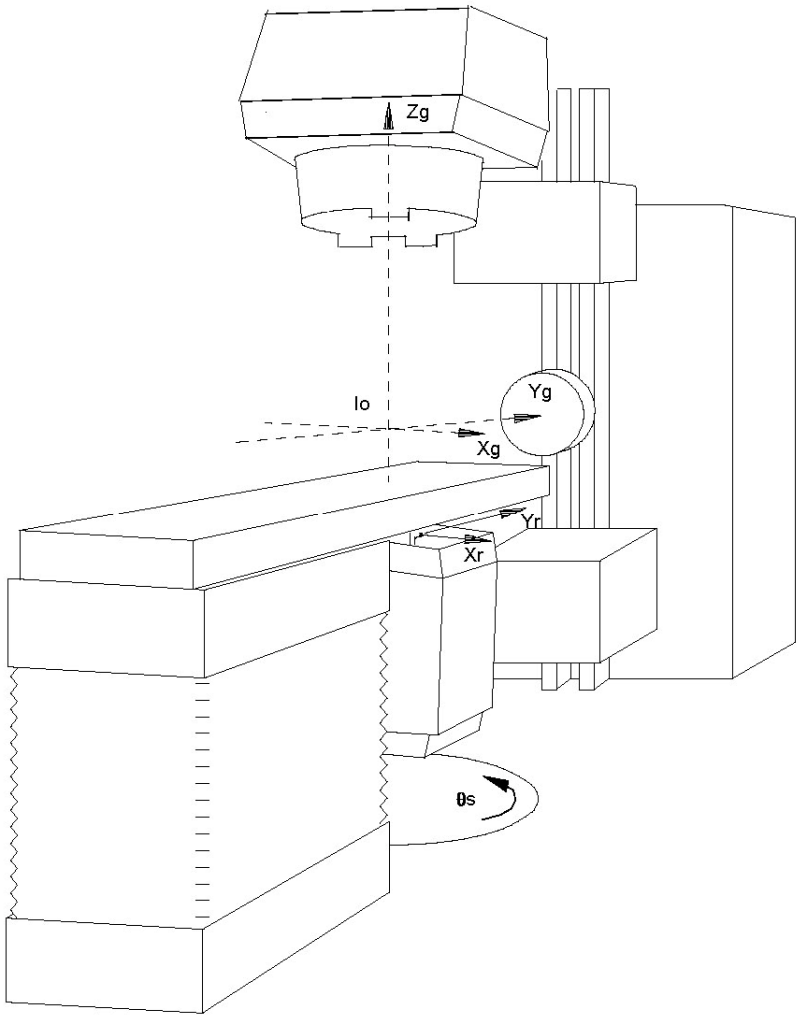
شکل ۱۳ – پ : میدان تابش تجهیزات پرتودرمانی یا میدان نوری شبیه‌سازی شده تجهیزات شبیه‌ساز پرتودرمانی (به بند ۵ مراجعه شود)



راهنما

φg = 15°
θb = 330˚
θw = 0˚
θs = 0˚
θe = 0˚
Tx = 0 , Ty = +10 , Tz = -15
Fx = 10,0 , Fy = 20,0

شکل ۱۴ – الف : مثالی از تجهیزات ایزوسنتر پرتودرمانی از دور
(به بند ۷-۲ و ۷-۴ مراجعه شود)

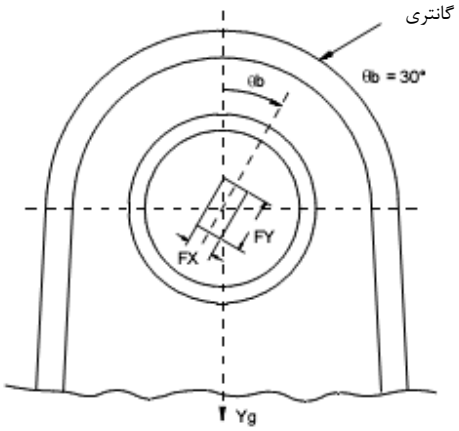


یادآوری ۱ – Xr موازی با Xg است؛
Yr موازی با Yg است؛
از نمای پرسپکتیو.

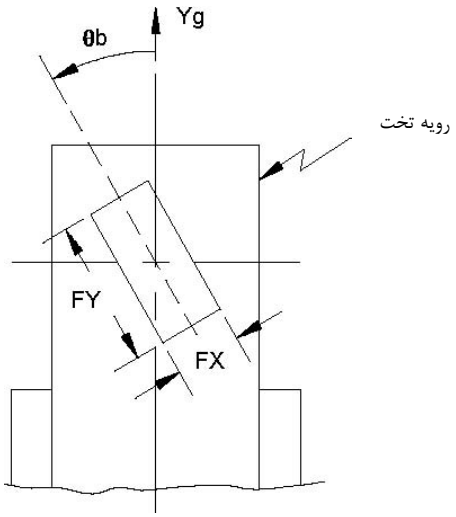
یادآوری ۲ - همه زوایا صفر هستند.

یادآوری ۳- Tz، منفی است.

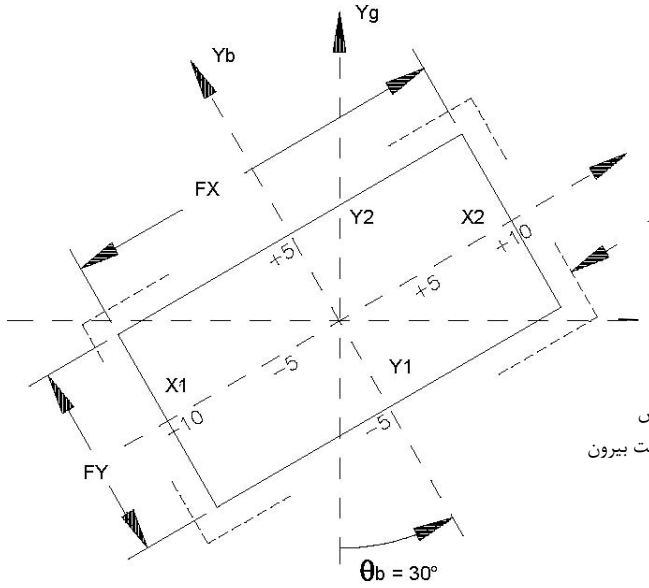
شکل ۱۴- ب : مثالی از تجهیزات شبیه‌ساز ایزوسنتر پرتودرمانی
(به بند ۷-۲ مراجعه شود)



شکل ۱۵- الف : میدان تابش مستطیلی شکل متقارن (FX × FY) با زاویه چرخش ($\theta b = 30^{\circ}$)
در فاصله معمول درمان، از دید ایزوسنتر به طرف منبع تابش (به بند۷-۳ مراجعه شود)



شکل ۱۵- ب : میدان تابش مستطیلی شکل متقارن (FX × FY)، با زاویه چرخش مشابه ($\theta b = 30^{\circ}$)
در فاصله معمول درمان، از دید منبع تابش (به بند۷-۳ مراجعه شود)

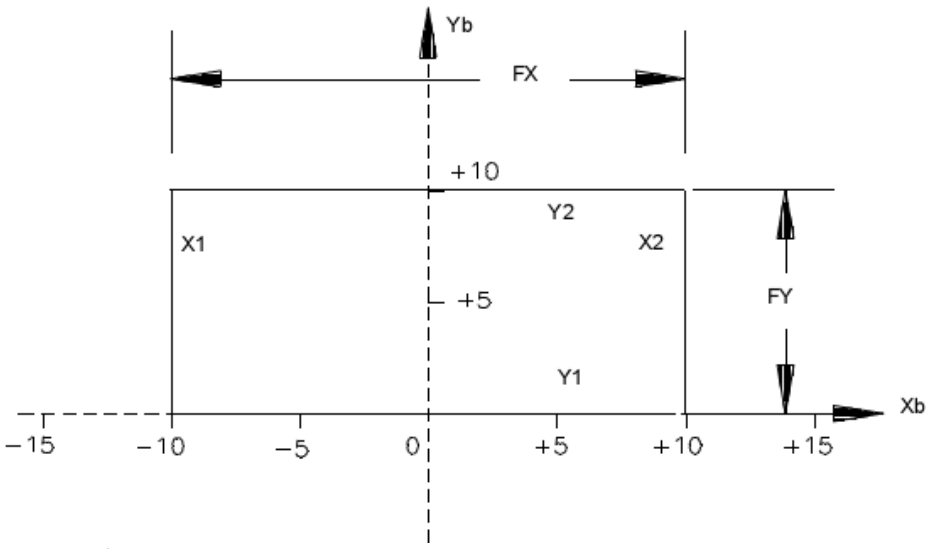


میدان تابشی شبیه‌ساز
پرتودرمانی

میدان تابش از دید منبع تابش
Zb ،Zg عمود بر صفحه کاغذ به سمت بیرون

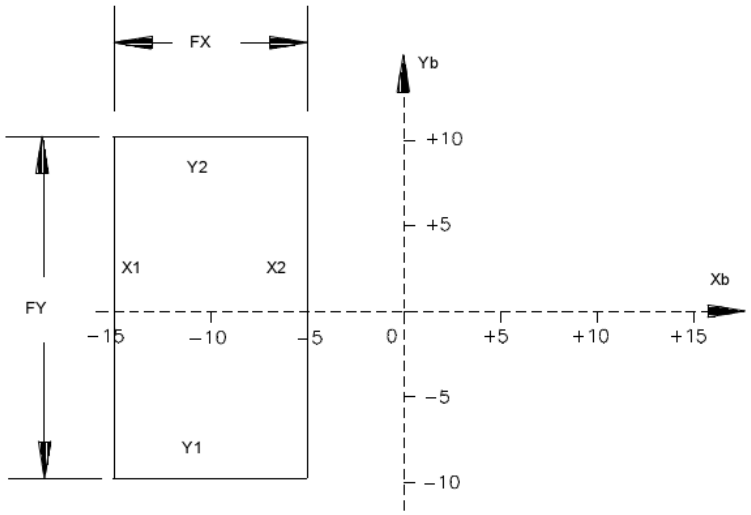
θb = 30° زاویه کلیماتور
Fx = 20
Fy = 10

شکل ۱۶- الف : میدان تابش متقارن مستطیلی شکل،
از دید منبع تابش (به بند ۷-۵ مراجعه شود)



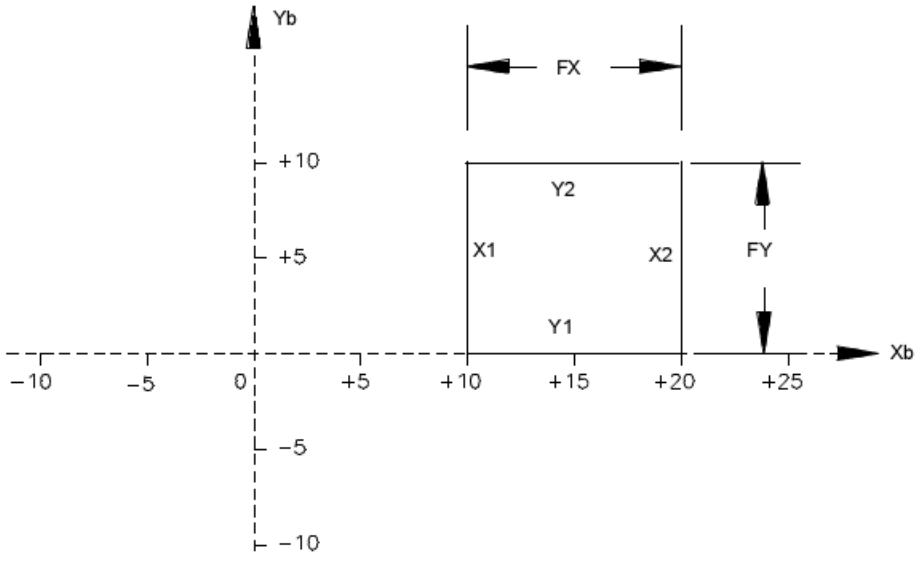
θb = 30° زاویه کلیماتور
Fx = 20 ; Fy = 10
Y1= 0 ; Y2 = +10

شکل ۱۶- ب : میدان تابش نامتقارن مستطیلی شکل Yb،
از دید منبع تابش (به بند ۷-۵ مراجعه شود)



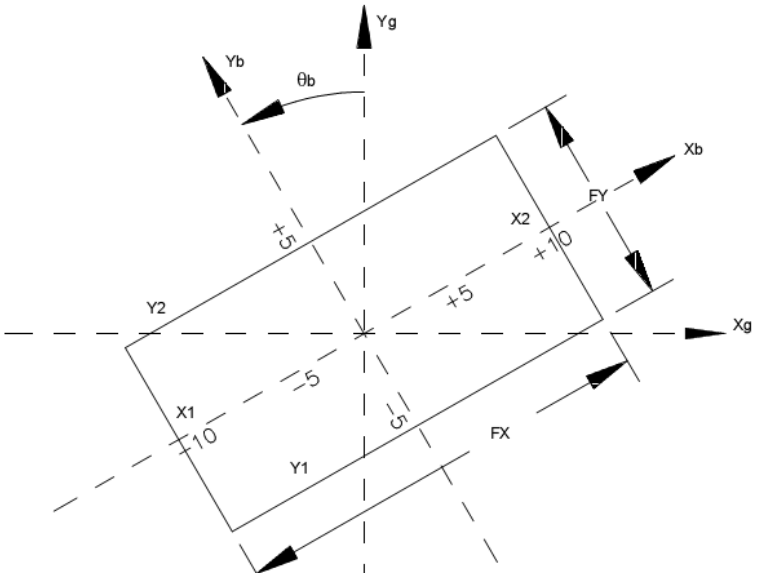
زاویه کلیماتور $\theta b = 0°$
Fx = 10 ; Fy = 20
X1 = -15 ; X2 = -5

شکل ۱۶- پ : میدان تابش نامتقارن مستطیلی شکل Xb،
از دید منبع تابش (به بند۷-۵ مراجعه شود)



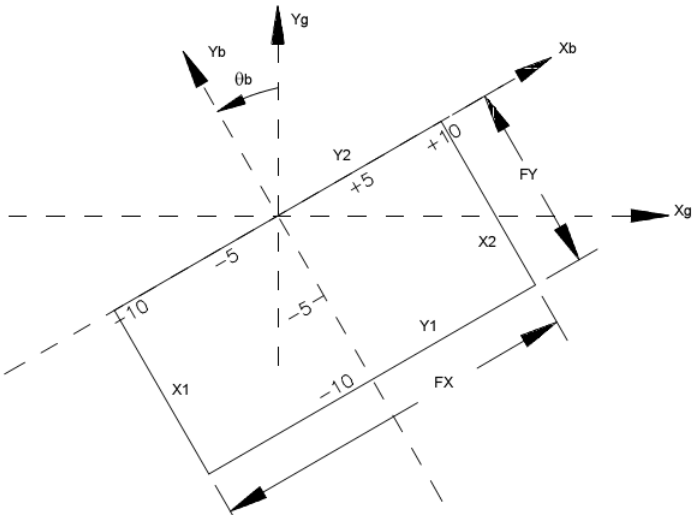
زاویه کلیماتور $\theta b = 30°$
Fx = 10 ; Fy = 10
X1 = +10 ; X2 = +20
Y1 = 0 ; Y2 = +10

شکل ۱۶ – ت : میدان تابش نامتقارن مستطیلی شکل Xb و Yb،
از دید منبع تابش (به بند۷-۵ مراجعه شود)



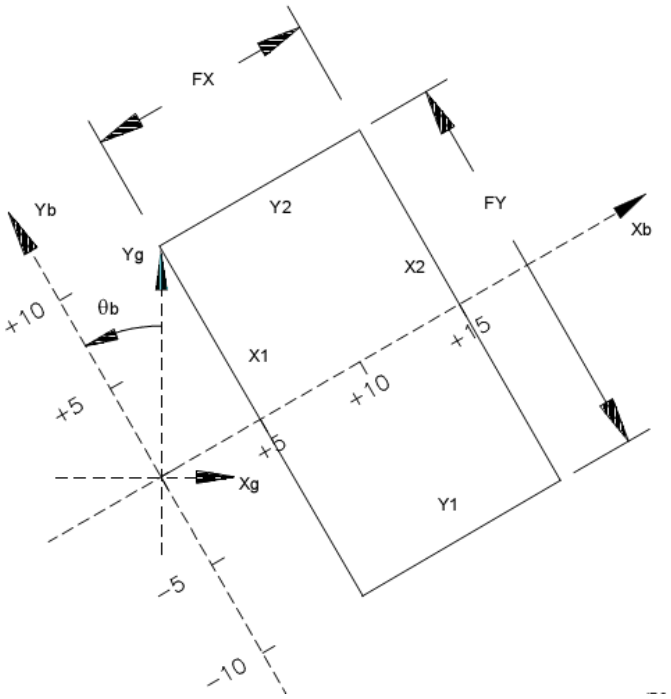
زاویه کلیماتور $\theta b = 30°$
$Fx = 20$; $Fy = 10$

شکل ۱۶- ث : میدان تابش متقارن مستطیلی شکل، با زاویه $\theta b = 30°$،
از دید منبع تابش (به بند۷-۵ مراجعه شود)



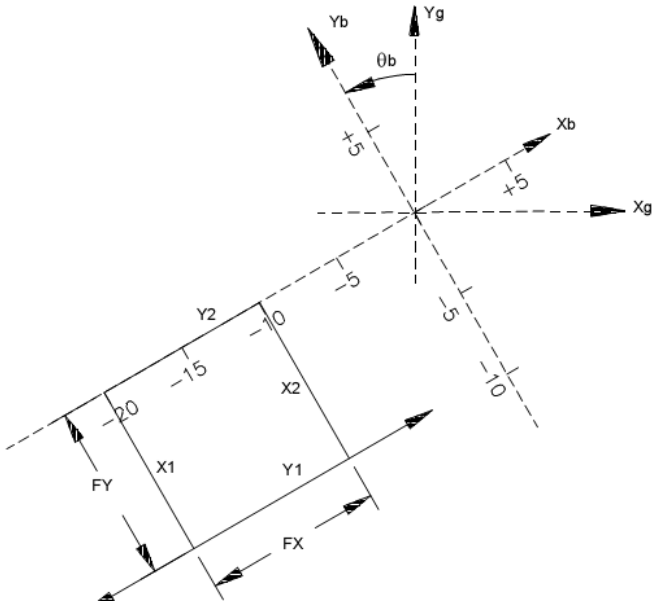
زاویه کلیماتور $\theta b = 30°$
$Fx = 20$; $Fy = 10$
$Y1 = -10$; $Y2 = 0$

شکل ۱۶- ج : میدان تابش نامتقارن مستطیلی شکل Yb، با زاویه $\theta b = 30°$،
از دید منبع تابش (به بند ۷-۵ مراجعه شود)



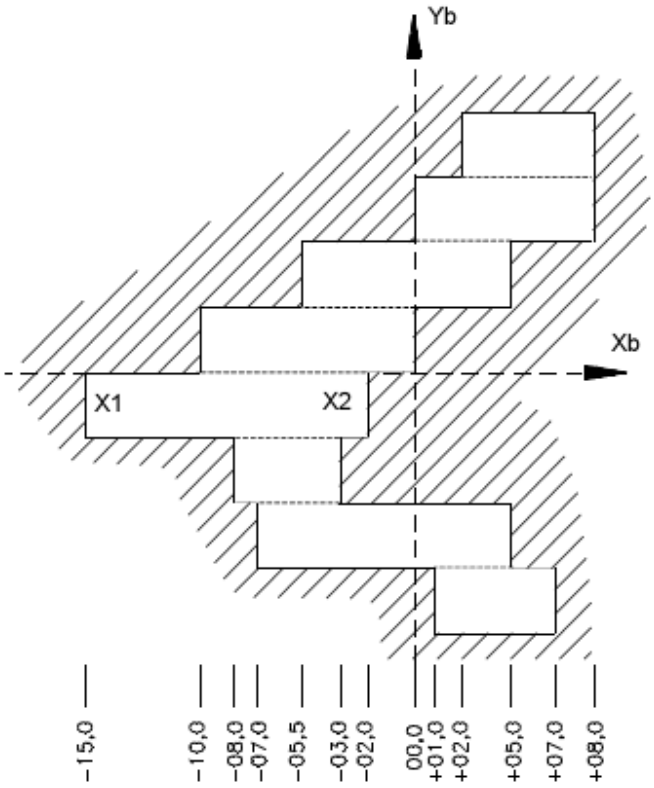
زاویه کلیماتور θb = 0°
Fx = 10 ; Fy = 20
X1 = +5 ; X2 = +15

شکل ۱۶ – چ : میدان تابش نامتقارن مستطیلی شکل Xb، با زاویه θb= 30°،
از دید منبع تابش (به بند ۷-۵ مراجعه شود)



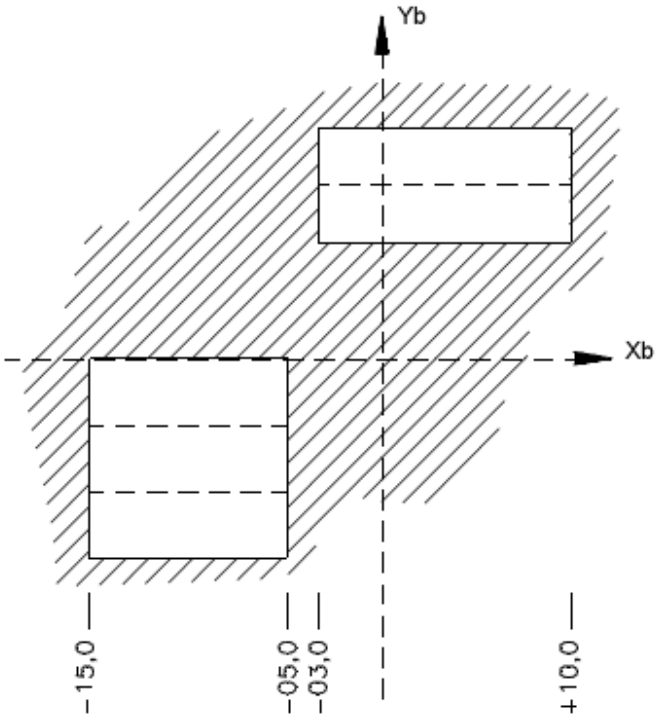
زاویه کلیماتور θb = 30°
Fx = 10 ; Fy = 10
X1 = -20 ; X2 = -10
Y1 = -10 ; Y2 = 0

شکل ۱۶- ح : میدان تابش مستطیلی شکل و متقارن Xb و Yb، با زاویه θb= 30°،
از دید منبع تابش (به بند ۷-۵ مراجعه شود)



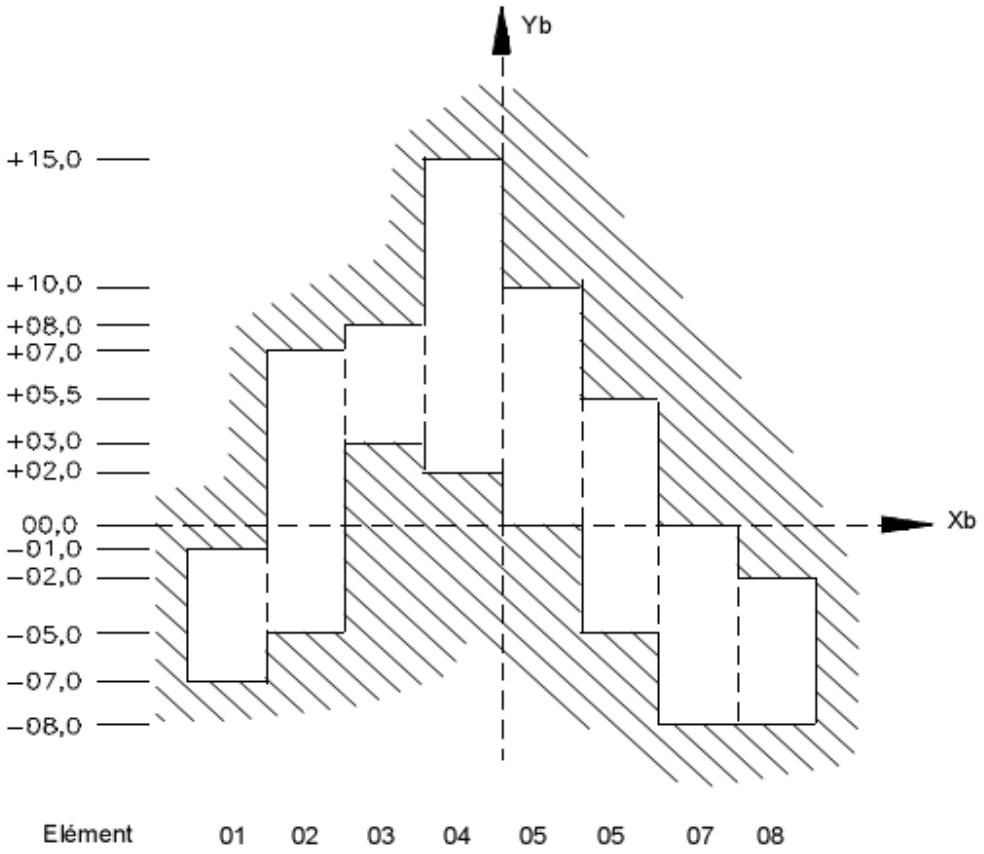
عنصر	اندازه Fx	لبه X1	لبه X2
08	06,0	+02,0	+08,0
07	08,0	00,0	+08,0
06	10,5	-05,0	+05,5
05	10,0	-10,0	00,0
04	13,0	-15,0	-02,0
03	05,0	-08,0	-03,0
02	12,0	-07,0	+05,5
01	06,0	+01,0	+07,0

شکل ۱۶- خ : نمای میدان تابش نامنظم یکنواخت (چند لبه)،
از دید منبع تابش، با حرکت یک جزء در جهت Xb (به بند ۷-۵ مرجعه شود)



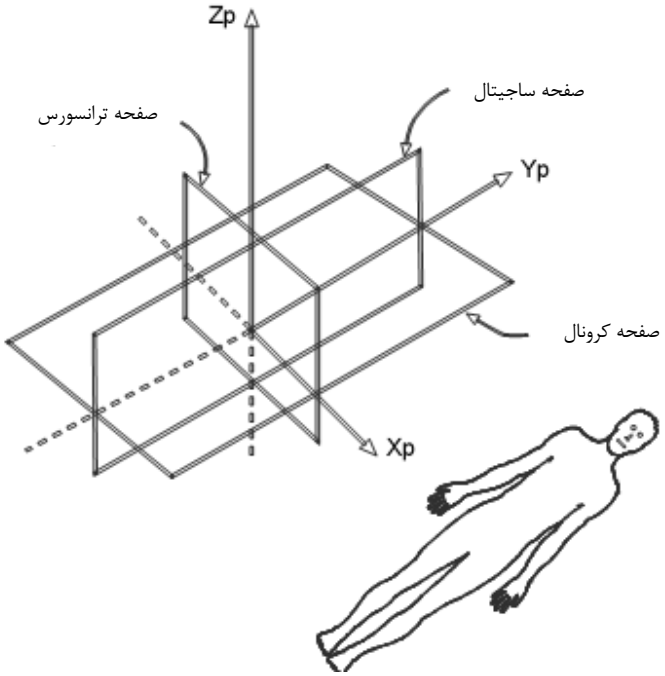
عنصر	اندازه Fx	لبه X1	لبه X2
08	13,0	-03,0	+10,0
07	13,0	-03,0	+10,0
04	10,0	-15,0	-05,0
03	10,0	-15,0	-05,0
02	10,0	-15,0	-05,0

شکل ۱۶- د : نمای میدان تابش نامنظم دو قسمتی چند لبه،
از دید منبع تابش، با حرکت یک جزء در جهت Xb (به بند ۷-۵ مراجعه شود)

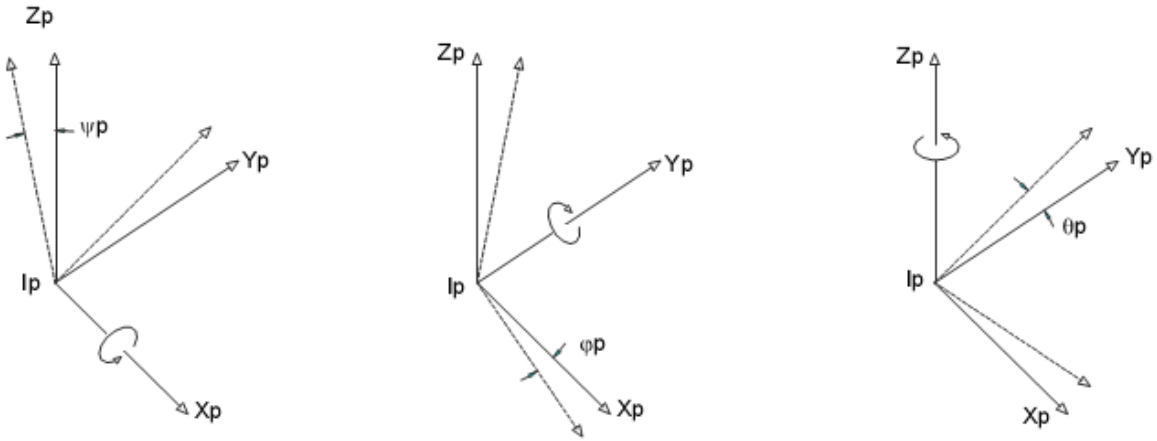


عنصر	اندازه Fy	لبه Y1	لبه Y2
08	06,0	-08,0	-02,0
07	08,0	-08,0	00,0
06	10,5	-05,0	+05,5
05	10,0	00,0	+10,0
04	13,0	+02,0	+15,0
03	05,0	+03,0	+08,0
02	12,0	-05,0	+07,0
01	06,0	-07,0	-01,0

شکل ۱۶- ذ : میدان تابش پیوسته و نامنظم چند لایه،
از دید منبع تابش، با حرکت لبه‌ها در جهت Yb (به بند ۷- ۵ مراجعه شود)

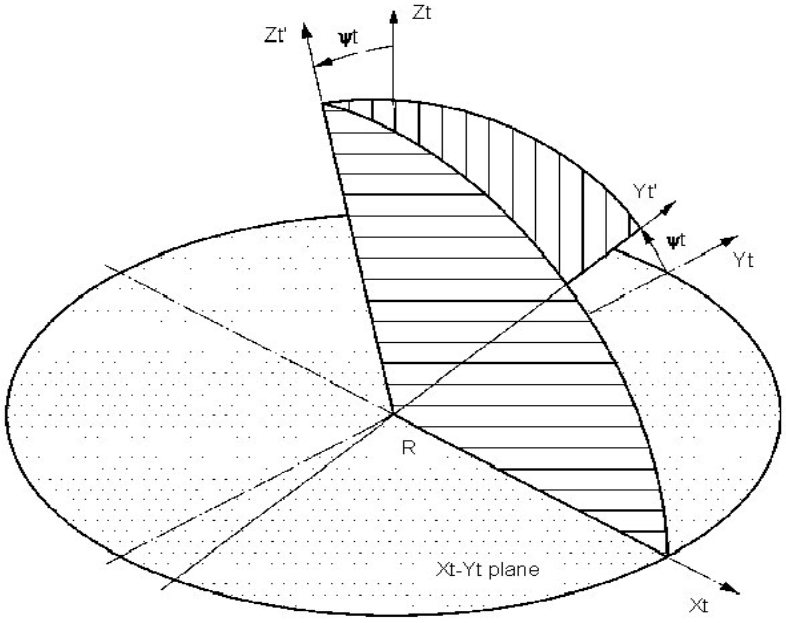


شکل ۱۷- الف : دستگاه مختصات بیمار (بیمار به پشت خوابیده است)

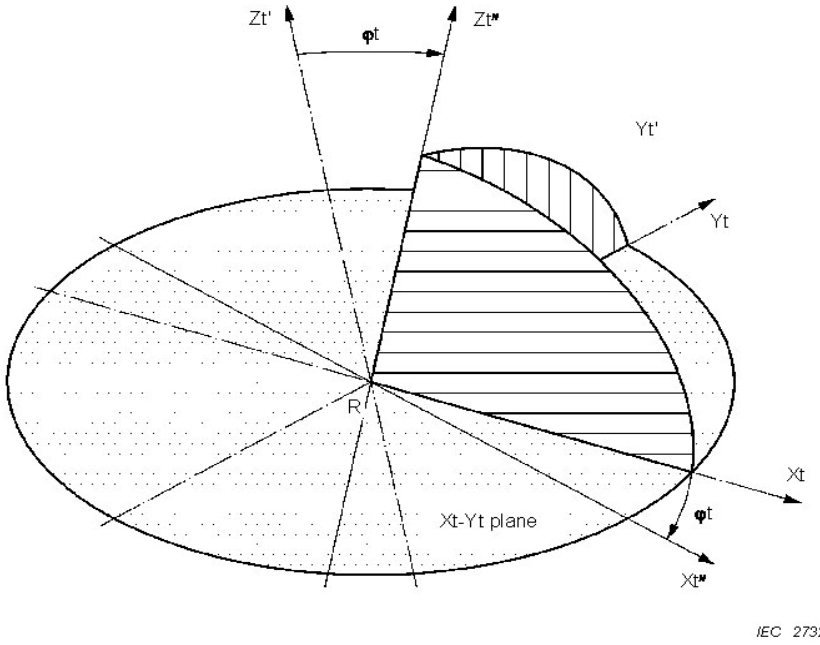


چرخش حول Xp　　چرخش حول Yp　　چرخش حول Zp

شکل ۱۷- ب : چرخش سیستم مختصات بیمار



شکل ۱۸ : حرکت پیچشی ـ ابلیک عرضی رویه تخت در دستگاه مختصات Zt ،Yt ،Xt
(به بند۳-۱۰ و ۷-۸-۴ مراجعه شود)



شکل ۱۹ : حرکت چرخشی ـ ابلیک طولی رویه تخت در دستگاه مختصات Zt ،Yt ،Xt
(به بند ۳-۱۰ و ۷-۸-۵ مراجعه شود)

پیوست الف

(اطلاعاتی)

مثال‌هایی از انتقال بین دستگاه‌های محورهای مختصات مختلف

الف- ۱ شناسه‌ها

در این پیوست شناسه‌های زیر مورد استفاده قرار گرفته‌اند:

$\overrightarrow{V_a}$ برداری از مبداء "a" که نسبت به دستگاه مختصات مادر تعریف شده است.

$\overrightarrow{V_{ab}}$ برداری در دستگاه مختصات "a" که نسبت به دستگاه مختصات "b" تعریف شده است.

M_{ab} ماتریس انتقال مربوط به انتقال از دستگاه مختصات "a" به دستگاه مختصات "b".

$M_{ab}^{-1} \equiv M_{ba}$ عبارت است از معکوس ماتریس M_{ab}؛ از آنجا که M_{ab} یک ماتریس متقارن است، معکوس آن با جابجایی سطرها و ستون‌های M_{ab} به دست می‌آید.

الف- ۲ انتقال از دستگاه مختصات مادر به دستگاه مختصات فرزند و برعکس

فرض کنید $\overrightarrow{V_o}$ برداری در سیستم مادر "m" باشد.

اگر $\overrightarrow{V_d}$ بردار مبدأ دستگاه مختصات فرزند "d" باشد و دستگاه مختصات فرزند نسبت به دستگاه مختصات مادر بچرخد، در این صورت بردار $\overrightarrow{V_o}$ در دستگاه مختصات فرزند به صورت زیر است:

$$\overrightarrow{V_{md}} = M_{md} \cdot (\overrightarrow{V_o} - \overrightarrow{V_d})$$

تبدیل معکوس از دستگاه مختصات فرزند به دستگاه مختصات مادر می‌تواند با استفاده از معادله زیر صورت پذیرد:

$$\overrightarrow{V_{md}} = M_{dm} \cdot \overrightarrow{V_{md}} + \overrightarrow{V_d}$$

محتوی ماتریس‌های M_{md} و M_{dm} به محور دستگاه مختصاتی که چرخش حول آن صورت گرفته بستگی دارد. ماتریس‌ها در جدول الف- ۱ ارائه شده‌اند.

جدول الف-۱ : ماتریس‌های چرخش

محور چرخش	زاویه چرخش	M_{md}	$M_{dm} \equiv M_{md}^{-1}$
X	ψ	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & \sin\psi \\ 0 & -\sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & \sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix}$
Y	φ	$\begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & -\sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & \sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix}$
Z	θ	$\begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta & 0 \\ -\sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

الف -۳ انتقال از دستگاه مختصات ثابت مرجع به دستگاه مختصات تخت و دستگاه مختصات فیلتر وِج

الف-۳-۱ کلیات

در بحث زیر، انتقال از دستگاه مختصات ثابت مرجع به دستگاه مختصات تخت و دستگاه مختصات فیلتر وِج و نیز انتقال معکوس آنها شرح داده شده است. چنانچه در عمل، چرخش مشخصی صورت نگرفته باشد، زاویه چرخش در ماتریس مربوط صفر می‌باشد. بر این اساس ماتریس چرخش، یک ماتریس واحد است.

الف-۳-۲ انتقال از دستگاه مختصات ثابت مرجع به دستگاه مختصات تخت

فرض کنید $\overrightarrow{V_o}$ برداری در دستگاه مختصات ثابت باشد، اگر تخت بیمار با زاویه θs نسبت به دستگاه مختصات ثابت چرخیده باشد، مختصات $\overrightarrow{V_o}$ در سیستم تخت به صورت زیر است:

$$\overrightarrow{V_{fs}} = M_{fs} . \overrightarrow{V_o}$$

و M_{fs} برابر است با:

$$M_{fs} = \begin{bmatrix} \cos\theta s & \sin\theta s & 0 \\ -\sin\theta s & \cos\theta s & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

اگر مختصات مبدأ دستگاه مختصات تخت در دستگاه مختصات تخت به شکل زیر باشد:

$$\vec{V}_e = \begin{bmatrix} 0 \\ E_y \\ 0 \end{bmatrix}$$

و تخت با زاویه θ_e نسبت به دستگاه مختصات تخت چرخیده باشد، آنگاه مختصات $\vec{V}_o$ در دستگاه مختصات تخت به صورت زیر است:

$$\vec{V}_{fe} = M_{se} . (\vec{V}_{fs} - \vec{V}_e)$$

که M_{se} برابر است با:

$$M_{se} = \begin{bmatrix} \cos\theta e & \sin\theta e & 0 \\ -\sin\theta e & \cos\theta e & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

اگر مختصات مبدأ مختصات تخت در دستگاه مختصات خارج از مرکز رویه تخت به صورت زیر باشد:

$$\vec{V}_t = \begin{bmatrix} 0 \\ Ty \\ 0 \end{bmatrix}$$

آنگاه مختصات $\vec{V}_o$ در دستگاه مختصات تخت عبارت است از:

$$\vec{V}_{ft} = \vec{V}_{fe} - \vec{V}_t$$

یا $\vec{V}_{ft} = M.\vec{V}_o - \vec{V}$

که در آن، M و $\vec{V}$ به صورت زیر تعریف می شوند:

$$M=\begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = M_{se}.M_{fs}$$

و

$$\vec{V}=\begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \end{bmatrix}=M_{se}.\vec{V}_e + \vec{V}_t$$

ضرایب ماتریس عبارتند از:

$m_{11} = \cos\theta e.\cos\theta s - \sin\theta e.\sin\theta s = \cos(\theta e + \theta s)$
$m_{12} = \cos\theta e.\sin\theta s - \sin\theta e.\cos\theta s = \sin(\theta e + \theta s)$
$m_{13} = 0$
$m_{21} = -\sin\theta e.\cos\theta s - \cos\theta e.\sin\theta s = -\sin(\theta e + \theta s)$
$m_{22} = -\sin\theta e.\sin\theta s + \cos\theta e.\cos\theta s = \cos(\theta e + \theta s)$
$m_{23} = 0$
$m_{31} = 0$
$m_{32} = 0$
$m_{33} = 1$

یادآوری- $(\theta e + \theta s) = \theta t$

ضرایب برداری عبارتند از:

$V_1 = Ey.\sin\theta e$
$V_2 = Ey.\cos\theta e + Ty$
$V_3 = 0$

و معادله انتقال معکوس به صورت زیر در می‌آید:

$$\vec{V}_o = M^{-1}.(\vec{V}_{ft} + \vec{V})$$

الف-۳-۳ انتقال از دستگاه مختصات ثابت مرجع به دستگاه مختصات فیلتر وِج

فرض کنید $\vec{V}_o$ برداری در دستگاه مختصات ثابت باشد.

اگر گانتری با زاویه φg نسبت به دستگاه مختصات ثابت چرخیده باشد، مختصات $\vec{V}_o$ در دستگاه مختصات گانتری به صورت زیر است:

$$\vec{V}_{fg} = M_{fg}.\vec{V}_o$$

که در آن:

$$M_{fg} = \begin{bmatrix} \cos\varphi g & 0 & -\sin\varphi g \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\varphi g & 0 & \cos\varphi g \end{bmatrix}$$

اگر مبدأ مختصات کلیماتور در سیستم گانتری در دستگاه مختصات گانتری به این صورت باشد:

$$\vec{V}_b = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ B_z \end{bmatrix}$$

و کلیماتور با زاویه θb نسبت به گانتری چرخیده باشد، مختصات $\vec{V}_o$ درکلیماتور عبارت است از:

$$\vec{V}_{fb} = M_{gb}.(\vec{V}_{fg} - \vec{V}_b)$$

که در آن M_{gb} برابر است با:

$$M_{gb} = \begin{bmatrix} \cos\theta b & \sin\theta b & 0 \\ -\sin\theta b & \cos\theta b & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

اگر مبدأ مختصات فیلتر وِج در دستگاه مختصات کلیماتور به شکل زیر باشد:

$$\vec{V}_w = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ W_z \end{bmatrix}$$

و فیلتر وِج با زاویه θw نسبت به دستگاه مختصات کلیماتور چرخیده باشد، مختصات $\vec{V}_o$ در دستگاه مختصات فیلتر وِج به صورت زیر خواهد بود:

$$\vec{V}_{fw} = M_{bw}.(\vec{V}_{fb} - \vec{V}_w)$$

که در آن:

$$M_{bw} = \begin{bmatrix} \cos\theta w & \sin\theta w & 0 \\ -\sin\theta w & \cos\theta w & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\vec{V}_{fw} = M^*.\vec{V}_o - \vec{V}^*$$

است، درحالی که داریم:

$$M^* = \begin{bmatrix} m^*_{11} & m^*_{12} & m^*_{13} \\ m^*_{21} & m^*_{22} & m^*_{23} \\ m^*_{31} & m^*_{32} & m^*_{33} \end{bmatrix} = M_{bw}.M_{gb}.M_{fg}$$

$$\vec{V}^* = \begin{bmatrix} v_1^* \\ v_2^* \\ v_3^* \end{bmatrix} = M_{bw} . M_{gb} . \vec{V}_b + M_{bw} . \vec{V}_w$$

ضرایب ماتریس عبارتند از:

$$m_{11}^* = \cos\theta w . \cos\theta b . \cos\varphi g - \sin\theta w . \sin\theta b . \cos\varphi g = \cos(\theta w + \theta b) . \cos\varphi g$$

$$m_{12}^* = \cos\theta w . \sin\theta b + \sin\theta w . \cos\theta b = \sin(\theta w + \theta b)$$

$$m_{13}^* = -\cos\theta w . \cos\theta b . \sin\varphi g + \sin\theta w . \sin\theta b . \sin\varphi g = -\cos(\theta w + \theta b) . \sin\varphi g$$

$$m_{21}^* = -\sin\theta w . \cos\theta b . \cos\varphi g - \cos\theta w . \sin\theta b . \cos\varphi g = -\sin(\theta w + \theta b) . \cos\varphi g$$

$$m_{22}^* = -\sin\theta w . \sin\theta b + \cos\theta w . \cos\theta b = \cos(\theta w + \theta b)$$

$$m_{23}^* = \sin\theta w . \cos\theta b . \sin\varphi g + \cos\theta w . \sin\theta b . \sin\varphi g = \sin(\theta w + \theta b) . \sin\varphi g$$

$$m_{31}^* = \sin\varphi g$$

$$m_{32}^* = 0$$

$$m_{33}^* = \cos\varphi g$$

یادآوری- $(\theta w + \theta b)$ عبارت است از کل زاویه چرخش فیلتر وِج در دستگاه مختصات گانتری. از آنجا که معمولاً به θw یکی از زوایای اصلی (°0، °90، °180 و °270) تعلق می‌گیرد، محاسبه سینوس و کسینوس آن نسبتاً آسان است.

ضرایب برداری عبارتند از:

$$V_1^* = 0$$

$$V_2^* = 0$$

$$V_3^* = Bz + Wz$$

و معادله تبدیل معکوس به شکل زیر است:

$$\vec{V}_o = M^{*-1} . (\vec{V}_{fw} + \vec{V}^*)$$

الف-۳-۴ انتقال از دستگاه مختصات تخت به دستگاه مختصات فیلتر وِج

فرض کنید $\vec{V}_o$ برداری در دستگاه مختصات تخت باشد. بر اساس بند الف-۳-۲ و بند الف-۳-۳، مختصات این نقطه در دستگاه مختصات ثابت به صورت زیر در می‌آید:

$$\vec{V}_{tf} = M^{-1} . (\vec{V}_o + \vec{V})$$

و در دستگاه مختصات وِج به صورت زیر خواهد بود:

$$\vec{V}_{tw} = M^* . \left(M^{-1} (\vec{V_o} + \vec{V}) \right) - \vec{V}^*$$

الف-۴ مثال‌های عددی

کاربران با استفاده از مثال‌های عددی زیر می‌توانند صحت محاسبات خود را با نرم‌افزار بررسی نمایند.

الف-۴-۱ انتقال از دستگاه مختصات مادر به دستگاه مختصات فرزند

فرض کنید مبدأ مختصات فرزند در سیستم مادر به صورت زیر باشد:

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 80 \end{bmatrix}$$

و فرض کنید مختصات یک نقطه در سیستم مادر عبارت است از:

$$\begin{bmatrix} 10 \\ -20 \\ 5 \end{bmatrix}$$

اگر زاویه چرخش θ حول محور Z، $30°$ باشد، مختصات این نقطه در دستگاه مختصات فرزند به صورت زیر است:

$$\begin{bmatrix} -1,3 \\ -22,3 \\ -75 \end{bmatrix}$$

الف-۴-۲ انتقال از دستگاه مختصات فرزند به دستگاه مختصات مادر

فرض کنید مبدأ دستگاه مختصات مادر و دستگاه مختصات فرزند بر هم منطبق باشد.

فرض کنید مختصات نقطه‌ای در دستگاه مختصات فرزند به صورت زیر بیان شده باشد:

$$\begin{bmatrix} -30 \\ 15 \\ 0 \end{bmatrix}$$

اگر زاویه چرخش φ حول محور Y از دستگاه مختصات مادر $70°$ درجه باشد، مختصات این نقطه در سیستم مادر به صورت زیر است:

$$\begin{bmatrix} -10,3 \\ 15 \\ 28,2 \end{bmatrix}$$

الف-۴-۳ انتقال از دستگاه مختصات ثابت به دستگاه مختصات تخت

بر اساس بند الف-۳-۲ و با در نظر گرفتن فرضیات زیر:

$$\vec{V}_o = \begin{bmatrix} 8 \\ 11 \\ 20 \end{bmatrix} \quad \theta s = 15^0 \quad Ey = -70 \quad \theta e = 40^0 \quad Ty = 30$$

مختصات $\vec{V}_o$ در سیستم تخت عبارت است از:

$$\begin{bmatrix} 58{,}6 \\ 23{,}4 \\ 20 \end{bmatrix}$$

الف-۴-۴ انتقال از دستگاه مختصات ثابت به دستگاه مختصات فیلتر وِج

بر اساس بند الف-۳-۳ و با در نظر گرفتن فرضیات زیر:

$$\vec{V}_o = \begin{bmatrix} 9 \\ 17 \\ -3 \end{bmatrix} \quad \varphi g = 50^0 \quad Bz = 100 \quad \theta b = 12^0 \quad Wz = -40 \quad \theta w = 90^0$$

مختصات $\vec{V}_o$ در فیلتر وِج عبارت است از:

$$\begin{bmatrix} 14{,}9 \\ -11{,}4 \\ -55{,}0 \end{bmatrix}$$

پیوست ب

(اطلاعاتی)

تبدیل مختصات بیمار از قالب IEC به قالب DICOM

به منظور تبدیل مختصات از قالب IEC به قالب DICOM که در شکل ب-۱ نشان داده شده است، باید یک چرخش °90 در جهت منفی (ccw) حول محور X انجام پذیرد. ماتریس چرخش در زیر نشان داده شده است (به جدول الف-۱ مراجعه شود):

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi p & \sin\psi p \\ 0 & -\sin\psi p & \cos\psi p \end{bmatrix}$$

که در آن ψp معادل °90- است، پس ماتریس به صورت زیر در می‌آید:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

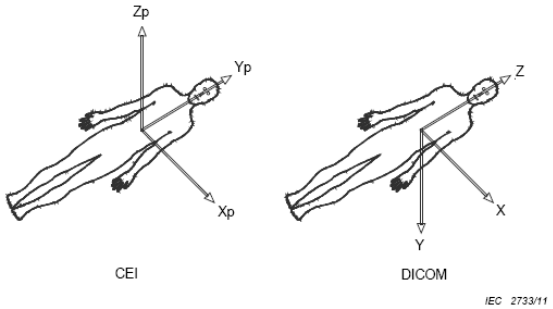
به همین صورت برای تبدیل قالب DICOM به قالب IEC، ماتریس چرخش عبارت است از:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi p & -\sin\psi p \\ 0 & \sin\psi p & \cos\psi p \end{bmatrix}$$

که ψp معادل منفی °90- درجه می‌باشد، پس ماتریس تبدیل به صورت زیر در می‌آید:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

یادآوری- چنانچه مبدأ مختصات سیستم‌های IEC و DICOM بر هم منطبق نباشد، انتقال بین آنها ضروری است.



شکل ب-۱ : رابطه محورهای مختصات بیمار در سیستم‌های IEC و DICOM

کتابنامه

1) IEC 60976:2007- *Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Functional performance characteristics*

2) IEC 60977:2008- *Medical electrical equipment - Medical electron accelerators - Guidelines for functional performance characteristics*

3) IEC 61168- *Radiotherapy simulators - Functional performance characteristics1993*

4) IEC 61170- *Radiotherapy simulators - Guidelines for functional performance characteristics:1993*

5) JOY, A.R –A standard system of coordinates for radiotherapy apparatus. *Physics Medicine and Biology*, 1974;19 no. 2, 213-219

6) ICRU report n 42, *Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons*. Date de parution: 15 December 1987. International Commission on Radiation Units and Measurements. 7910 Woodmont Avenue, Bethesda, Maryland 20814, USA

7) SIDDON, R.L., Solution to treatment planning problems using coordinate transformation. *Med. Phys*. 1984; 8(6), 766-774

فهرست اصطلاحات

Beam Limiting Device (BLD)	وسیله محدودکننده پرتو	IEC/TR 60788:2004, rm-37-28
Deliniated Rariation Field	میدان تابشی شبیه‌سازی شده	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.202
Deliniator	شبیه‌ساز	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.203
Display / Displayed	نمایش/ نشان داده شده	IEC/TR 60788:2004, rm-84-01+
Electron Accelarator	شتابدهنده الکترون	IEC/TR 60788:2004, rm-23-01+
Gamma Beam Therapy Equipment	تجهیزات پرتودرمانی گاما	IEC/TR 60788:2004, rm-24-01+
Gantry	گانتری	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.206
Image Reception Area	ناحیه گیرنده تصویر	IEC/TR 60788:2004, rm-37-16
Image Reception Plane	صفحه گیرنده تصویر	IEC/TR 60788:2004, rm-37-15
Irradiation / To Irradiate	تابش‌دهی/ پرتودهی	IEC/TR 60788:2004, rm-12-09+
Isocentre / Isocentric	ایزوسنتر	IEC/TR 60788:2004, rm-37-32+
Light Field	میدان نوری	IEC/TR 60788:2004, rm-37-09
Manufacturer	تولیدکننده	IEC 60601-1:2005, 3.55
Medical Electrical Equipment (ME Equipment)	تجهیزات الکتریکی پزشکی	IEC 60601-1-1:2005, 3.63
Moving Beam Radiotherapy	پرتودرمانی با پرتو متحرک	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.211
Normal Treatment Distance (NTD)	فاصله معمول درمان	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.213
Operator	کاربر (اپراتور)	IEC/TR 60788:2004, rm-85-02
Patient Support	تخت بیمار	IEC 60601-2-1:2009, 201.3.215
Patient	بیمار	IEC 60601-1:2005, 3.76
Radiation	تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-11-01
Radiation Beam	باریکه تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-37-05

Radiation Beam Axis	محور باریکه تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-37-06
Radiation Field	میدان تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-37-07
Radiation Head	منبع تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-20-06
Radiation Source	منبع تابش	IEC/TR 60788:2004, rm-20-01
Radiographic Cassette	کاست رادیوگرافی	IEC/TR 60788:2004, rm-35-14
Radiographic Cassette Holder	نگهدارنده کاست رادیوگرافی	IEC/TR 60788:2004, rm-35-18
Radiographic Film	فیلم رادیوگرافی	IEC/TR 60788:2004, rm-32-32
Radiotherapy Simulator (Simulator)	شبیه‌ساز پرتودرمانی (شبیه‌ساز)	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.204
Radiotherapy Treatment Planning System (RTPS)	سیستم طراحی درمان پرتودرمانی	IEC 62083:2009, 3.1.6
Radiotherapy	پرتودرمانی	IEC/TR 60788:2004, rm-40-05
Simulator (Radiotherapy Simulator)	شبیه‌ساز (شبیه‌ساز پرتودرمانی)	IEC 60601-2-29:2008, 201.3.204
Teleradiotherapy	پرتودرمانی از دور	IEC/TR 60788:2004, rm-42-23
Treatment	درمان	IEC 60601-2-11:1997, 2.118
Treatment Planning	طراحی درمان	IEC 62083:2009, 3.1.9
Treatment Room	اتاق درمان	IEC/TR 60788:2004, rm-20-23
User	کاربر	IEC/TR 60788:2004, rm-85-01
Wedge Filter	فیلتر وِج	IEC/TR 60788:2004, rm-35-10
X-Ray Image Receptor	گیرنده تصویر پرتو ایکس	IEC/TR 60788:2004, rm-32-29
X-Ray Tube	تیوب مولد پرتو ایکس	IEC 60601-1-3:2008, 3.83