اندازه‌گیری و مقایسه دز تیروئید ناشی از پرتوهای پراکنده در تصویربرداری از قفسه سینه به چهار روش CT Scan

*دکتر محمدتقی بحرینی طوسی،** دکتر علی اکبر شرفی، *** فیروزه اباهاشمی
*گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
**گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
*** مرکز تصویر برداری پزشکی ولیعصر، متجمع بیمارستانی امام خمینی تهران

خلاصه

در این تحقیق از روش دزیمتری ترمولومینسانس(TLD) برای اندازه‌گیری و مقایسه دز سطحی تیروئید ناشی از پرتوهای پراکنده در تصویربرداری قفسه سینه در چهار روش مختلف CT Scan استفاده گردید. افراد مورد مطالعه از بین بیماران بالغ و با جثه متوسط که در زمان انجام این مطالعه به مرکز تصویر برداری پزشکی ولیعصر بیمارستان امام خمینی تهران مراجعه نمودند، به روش نمونه گیری آسان انتخاب شدند. روشهای CT Scan مورد استفاده عبارتند از: CT Scan معمولی، CT Scan مارپیچی با سه فاکتور Pitch مختلف (۱/۲، ۱/۵، ۱/۷). برای دزیمتری از تراشه های TLD از نوع LiF,Mg,Ti موسوم به TLD-100 استفاده شد. در هر روش از ۳۰ بیمار دزیمتری به عمل آمد. نتایج دزیمتری در هر فرد نسبت به فاکتورهای: BMI، وزن، طول اسکن، BMI و طول اسکن به طور توأم نرمالایز گردید و سپس میانگین مقادیر دز و دز نرمالایز شده در هر روش محاسبه و به کمك آزمون آماری t-student با ضریب اطمینان ۹۵٪ مقایسه شدند. نتایج حاصل نشان دهنده کاهش دز در استفاده از CT Scan مارپیچی با فاکتور Pitch بزرگتر از یك به جای CT Scan معمولی و همچنین هنگام افزایش فاکتور Pitch می‌باشد.

کلمات کلیدی: دزیمتری ترمولومینسانس ،سی تی اسکن مارپیچی، فاکتور Pitch، دز تیروئید.

مقدمه

یکی از اجزاء اصلی پرتوگیری انسان از منابع ساخت دست بشر، روشهای تصویر برداری پزشکی است که از آن میان CT Scan درصد بالایی از دز تجمعی مجامع انسانی را به خود اختصاص می‌دهد (۸، ۱۳، ۱۴). به علاوه CT Scan یك روش تصویر برداری high-dose محسوب می گردد (۶ ، ۱۶) به این لحاظ همواره راههای عملی کاهش دز بیماران ناشی از CT Scan مورد توجه محققین بوده است. با ابداع دستگاه CT Scan مارپیچی یا Spiral CT امکان کاهش دز دریافتی بیمار نسبت به CT Scan معمولی به وجود آمد. در این سیستم بر خلاف CT Scan معمولی که تصویر برداری به صورت مقطع به مقطع انجام می شود یك حجم معین از اطلاعات از یك ناحیه بدن به سرعت جمع آوری می شود و سپس تصاویر به تعداد لازم و از نواحی دلخواه با استفاده از این اطلاعات حجمی باز سازی می شوند. در این سیستم یك فاکتور مشخص به نام pitch وجود دارد که با به کار گیری صحیح آن می توان سرعت انجام اسکن از یك ناحیه مشخص را افزایش و دز بیمار را کاهش داد. این فاکتور به صورت: نسبت میزان حرکت طولی تخت در طی یك دور چرخش ۳۶۰ درجه تیوب اشعه X (d) به ضخامت برش انجام شده (T) تعریف می شود ($pitch = \frac{d}{T}$). با افزایش فاکتور pitch می توان دز دریافتی بیمار را کاهش داد. با توجه به آنکه CT Scan ریه در تشخیص بیماریهای ریه و مدیاستن کاربرد فراوانی دارد و تیروئید به علت هم جواری با ناحیه اسکن، دز زیادی دریافت می کند، دز دریافتی تیروئید در CT Scan ریه در اثر پرتوهای پراکنده و تاثیر فاکتور pitch در میزان دز دریافتی آن مورد بررسی قرار گرفت . در این مطالعه چهار روش CT Scan شامل: CT معمولی و CT مارپیچی با سه فاکتور pitch مختلف ۱/۲ ، ۱/۵ و ۱/۷ استفاده گردید . در

Archive of SID
www.SID.ir

هر روش دز سطحی تیروئید ۳۰ بیمار ناشی از پرتوهای پراکنده به روش دزیمتری ترمولومینسانس اندازه گیری و نتایج حاصل با یکدیگر مقایسه شد. در این تحقیق دز ورودی پوست ESD اندازه گیری گردید که به علت آنکه تیروئید بلافاصله در زیر پوست قرار دارد ESD می تواند ملاك مناسبی برای دز تیروئید و همچنین ارزیابی تغییر میزان دز تیروئید در اثر تغییر روش CT Scan باشد (۹،۱۰).

مواد و روش کار

برای انجام اسکن از دستگاه مدل X-Series ساخت کارخانه توشیبا ژاپن متعلق به مرکز تصویر برداری پزشکی ولیعصر بیمارستان امام خمینی تهران بهره گرفته شد. نمونه گیری به روش آسان از بین بیماران مراجعه کننده به مرکز فوق انجام و سعی شد از بیمارانی دزیمتری به عمل آید که دارای جثه متوسط باشند. برای این منظور از معیار BMI که بر اساس وزن برحسب کیلوگرم تقسیم بر مجذور قد بر حسب متر به دست می آید، استفاده شد و بیماران دارای BMI بین ۲۰ تا ۳۰ و سن ۲۰ تا ۷۰ سال برای انجام دزیمتری انتخاب شدند. برای دزیمتری از روش دزیمتری ترمولومینسانس استفاده شد. در این روش از مواد کریستالی استفاده می شود که این مواد در برخورد پرتوهای یونساز انرژی کسب کرده و این انرژی را در حالت نیمه پایدار حفظ می کنند. با حرارت دادن ماده TL این انرژی به صورت نور مرئی آزاد می شود که با اندازه گیری آن دز دریافتی ماده TL مشخص می شود (۱،۴،۷).

ماده TL مورد استفاده برای ساخت تراشه های TLD-100 از نوع LiF,Mg,Ti می باشد. اندازه گیری دز جذب شده دزیمترها که اصطلاحا قرائت گفته می شود توسط دستگاه قرائت گر Harshaw 3500 متعلق به بخش تکنولوژی رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شد. تراشه های TLD باید قبل از استفاده جهت دزیمتری، کالیبره شوند به این ترتیب که طبق یك روش معین باید در معرض دزهای معین قرار گرفته و پاسخ آنها برای کالیبراسیون مورد استفاده قرار گیرد. عمل کالیبراسیون با کمك آزمایشگاه دزیمتری استاندارد ثانویه SSDL کرج وابسته به سازمان انرژی اتمی ایران انجام شد. پس از آماده شدن TLD ها برای دزیمتری و ضمن انتخاب روش CT Scan و تنظیم محدوده اسکن، دو عدد تراشه TLD بر روی تیروئید بیمار نصب گردید. علت استفاده از ۲ عدد TLD افزایش دقت اندازه‌گیری می باشد به طوری که میانگین دز دریافتی دو TLD به عنوان دز سطحی تیروئید منظور می شد. از آنجا که قصد این تحقیق اندازه گیری و مقایسه دز سطحی تیروئید ناشی از پرتوهای پراکنده در روشهای مختلف CT Scan می باشد در صورت مشاهده تیروئید بیمار در تصویر، آن مورد از فهرست دزیمتری حذف گردید، چون این مسئله نشان دهنده قرار گرفتن تیروئید در معرض پرتوهای اولیه می باشد. در هر روش ۳۰ بیمار مورد دزیمتری قرار گرفتند (جمعا ۱۲۰ مورد) و دز هر بیمار نسبت به عوامل مختلفی نظیر BMI، وزن، طول اسکن، BMI و طول اسکن به طور توام نرمالایز شد تا اثر احتمالی این عوامل بر روی میزان دز ناشی از پرتوهای پراکنده حذف شود. سپس میانگین مقادیر دز و دز نرمالایز شده در چهار روش فوق الذکر محاسبه شده و توسط آزمون آماری t-student با ضریب اطمینان ۹۵٪ ($\alpha = ۰/۰۵$) مورد مقایسه قرار گرفتند. به منظور بررسی تکمیلی ارتباط احتمالی دز با BMI و طول اسکن با استفاده از نرم افزار EXCEL نیز ارتباط این پارامترها مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج

میانگین دز و دز نرمالایز شده نسبت به عوامل فوق در چهار روش مختلف CT Scan در جدول یك نمایش داده شده است. با توجه به مقادیر جدول یك ملاحظه می شود که با استفاده از CT Scan مارپیچی با Pitch بزرگتر از یك به جای CT Scan معمولی و همچنین در CT Scan مارپیچی هنگام افزایش فاکتور Pitch مقدار دز و دز نرمالایز شده برحسب این پارامترها کاهش می یابد. نتیجه آزمون دوبدوی t-student مقادیر دز و دز نرمالایز شده در روشهای چهارگانه CT Scan نشان دهنده آن است که در مورد مقدار دز (D)

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱: میانگین مقادیر دز و دز نرمالایز شده نسبت به عوامل مختلف در روشهای چهارگانه CT Scan.

روش / متوسط	CTمعمولی	CT , P=۱/۲مارپیچی	CT , P=۱/۵مارپیچی	CT , P=۱/۷ مارپیچی
دوز	۲/۸۴	۲/۴۲	۲/۱۲	۱/۶۴
SD	۰/۵۸	۰/۶۲	۰/۶۷	۰/۶۰
$(D / BMI) \times ۱۰^{-۲}$	۱۱/۰۶	۹/۸۹	۸/۶۵	۶/۹۸
$SD \times ۱۰^{-۲}$	۲/۴۲	۲/۴۳	۲/۸	۲/۵۹
$(D / W) \times ۱۰^{-۲}$	۴/۱۶	۳/۷	۳/۲۶	۲/۶۳
$SD \times ۱۰^{-۲}$	۱/۱۲	۱/۱۲	۱/۱۶	۱/۱۰
$(D / L) \times ۱۰^{-۲}$	۱/۱۸	۰/۹۴	۰/۸۱	۰/۶۲
$SD \times ۱۰^{-۲}$	۰/۳۲	۰/۳۱	۰/۲۸	۰/۲۴
$(D / BMI / L) \times ۱۰^{-۲}$	۰/۰۴۵	۰/۰۳۸	۰/۰۳۳	۰/۰۲۶
$SD \times ۱۰^{-۲}$	۰/۰۱۱	۰/۰۱۰	۰/۰۱۲	۰/۰۱۰

جدول ۲: نتیجه مقایسه دوبدوی میانگین مقادیر دز و دز نرمالایز شده در روشهای چهارگانه CT Scan به کمک آزمون t-student با ضریب اطمینان ۹۵٪. ملاک آزمون برای ضریب اطمینان ۹۰٪، ۹۵٪ و ۹۹٪ در زیر جدول آورده شده است.

Dose	Dose/BMI	Dose/W	Dose/L	Dose/BMI/L
Conv. & P=۱/۲ t=۲/۶۷ *	Conv. & P=۱/۲ t=۱/۸۳ -	Conv. & P=۱/۲ t=۱/۵۹ -	Conv. & P=۱/۲ t=۳/۰۰ *	Conv. & P=۱/۲ t=۲/۴۱ *
Conv. & P=۱/۵ t=۴/۴۲ *	Conv. & P=۱/۵ t=۳/۴۹ *	Conv. & P=۱/۵ t=۳/۰۰ *	Conv. & P=۱/۵ t=۴/۶۳ *	Conv. & P=۱/۵ t=۴/۳۶ *
Conv. & P=۱/۷ t=۷/۷۱ *	Conv. & P=۱/۷ t=۶/۱۸ *	Conv. & P=۱/۷ t=۵/۲۸ *	Conv. & P=۱/۷ t=۸/۰۰ *	Conv. & P=۱/۷ t=۶/۵۹ *
P=۱/۲ & P=۱/۵ t=۱/۷۸ -	P=۱/۲ & P=۱/۵ t=۱/۸۰ -	P=۱/۲ & P=۱/۵ t=۱/۴۷ -	P=۱/۲ & P=۱/۵ t=۱/۶۳ -	P=۱/۲ & P=۱/۵ t=۱/۷۹ -
P=۱/۲ & P=۱/۷ t=۴/۸۸ *	P=۱/۲ & P=۱/۷ t=۴/۴۱ *	P=۱/۲ & P=۱/۷ t=۳/۶۹ *	P=۱/۲ & P=۱/۷ t=۴/۵۷ *	P=۱/۲ & P=۱/۷ t=۴/۳۲ *
P=۱/۵ & P=۱/۷ t=۲/۸۸ *	P=۱/۵ & P=۱/۷ t=۲/۳۵ *	P=۱/۵ & P=۱/۷ t=۲/۱۰ *	P=۱/۵ & P=۱/۷ t=۲/۷۱ *	P=۱/۵ & P=۱/۷ t=۲/۴۶ *

t (α =۰/۰۱) =۲/۶۶,t (α =۰/۰۵) =۲/۰۰,t (α =۰/۱۰) =۱/۷۶

(*) تفاوت معنی دار است، (-) تفاوت معنی دار نمی باشد.

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۳: نسبت اعداد Pitch به کار رفته در این تحقیق (با درنظر گرفتن CT Scan معمولی (Conv. CT) به عنوان ۱ =Pitch)

Pitch ratio	۱/Pitch	Pitch ratio	۱/Pitch
Sp.CT,P=۱/۲ / Conv.CT = ۱/۲	۰/۸۳	Sp.CT,P=۱/۵ / Conv.CT = ۱/۵	۰/۶۷
Sp.CT,P=۱/۷ / Conv.CT = ۱/۷	۰/۵۹	Sp.CT,P=۱/۵ / Sp.CT,P = ۱/۲ = ۱/۲۵	۰/۸۰
Sp.CT,P=۱/۷ / Sp.CT,P = ۱/۲ = ۱/۴۲	۰/۷۰	Sp.CT,P=۱/۷ / Sp.CT,P = ۱/۵ = ۱/۱۳	۰/۸۸

جدول٤: نسبت مقادیر دز به دست آمده در روشهای چهارگانه CT Scan در این تحقیق.

D(Sp.CT,P=۱/۲) / D(Conv.CT) = ۰/۸۵	D(Sp.CT,P=۱/۵) / D(Conv.CT) = ۰/۷۵
D(Sp.CT,P=۱/۷) / D(Conv.CT) = ۰/۵۸	D(Sp.CT,P=۱/۵) / D(Sp.CT, P=۱/۲) = ۰/۷۵
D(Sp.CT,P=۱/۷) / D(Sp.CT, P=۱/۲) = ۰/۶۸	D(Sp.CT,P=۱/۷) / D(Sp.CT, P=۱/۵) = ۰/۷۷

دز نرمالایز شده به طول اسکن (D/L) و دز نرمالایز شده به BMI و طول اسکن به طور توام (D/BMI/L) در تمام مقایسه ها به جز در هنگام افزایش فاکتور Pitch از ۱/۲ به ۱/۵، با ضریب اطمینان ۹۵٪ (α = ۰/۰۵) کاهش معنی دار محسوب می شود، درمورد دز و دز نرمالایز شده به BMI و طول اسکن اگر ضریب اطمینان ۹۰٪ (α = ۰/۱) در نظر گرفته شود در مقایسه pitch = ۱/۲ و pitch =۱/۵ نیز کاهش معنی دار خواهد بود. در مورد دز نرمالایز شده به BMI (D/BMI) و دز نرمالایز شده به وزن (D/W) به جز هنگام استفاده از CT Scan مارپیچی با فاکتور pitch = ۱/۲ در مقایسه با CT Scan معمولی و در استفاده از CT Scan مارپیچی با pitch=۱/۵ در مقایسه با CT Scan مارپیچی با pitch=۱/۲، در سایر موارد با ضریب اطمینان ۹۵٪ (α = ۰/۰۵) کاهش دز معنی دار محسوب می شود. در مورد دز نرمالایز شده به BMI نیز چنانچه ضریب اطمینان ۹۰٪ (α = ۰/۱) در نظر گرفته شود، اختلاف مقادیر فوق معنی دار خواهد بود. نتایج آزمون t-student مقادیر دز و دز نرمالایز شده در روشهای مختلف به صورت دوبدو در جدول ۲ نشان داده شده است. در این تحقیق سعی شد بیماران انتخاب شده برای دزیمتری دارای جثه مشابه باشند تا تاثیر جثه بر روی میزان پرتوهای پراکنده تولید شده و دز تیروئید در اثر این پرتوها قابل صرفنظر باشد. با این وجود به منظور اطمینان از عدم تاثیر جثه بیماران بر روی میزان دز، با استفاده از برنامه EXCEL ارتباط دز با BMI مورد بررسی قرار گرفت

Archive of SID
www.SID.ir

که با توجه به معادل همبستگی نمودارهای به دست آمده، در هیچیك از روشهای چهارگانه بین جثه بیماران و دز تیروئید آنها ارتباط مشخصی مشاهده نشد که این مسئله با توجه به آنکه جثه بیماران مورد آزمون در یك حدود بوده است دور از انتظار نیست. یك پارامتر متغیر دیگر که احتمال داده شد بر روی دز تیروئید تاثیر گذار باشد طول اسکن می باشد. تاثیر این پارامتر نیز بر روی دز توسط برنامه EXCEL در روشهای چهارگانه بررسی شد و در اینجا نیز با توجه به معادله همبستگی نمودارهای حاصل ارتباط معنی‌داری بین دز تیروئید بیمار و طول اسکن مشاهده نگردید.

بحث

یکی از عوامل تعیین میزان دز در CT Scan ، اندیس دز CT (CTDI) می باشد. (۱۲،۱۱،۶،۲) که توسط فرمول $CTDI=\frac{1}{T}\int_{-x}^{+x} Dz(dz)$ مشخص می شود و در آن T ضخامت برش CT و Dz مقدار دز در آن برش می باشد. طبق فرمول، دز حاصل از برشهای مجاور یك برش در محاسبه دز آن برش موثر است که مقدارx در مقالات مختلف اغلب ۵ یا ۷ در نظر گرفته می‌شود یعنی دز ناشی از حداکثر ۵ تا ۷ برش مجاور در مقدار دز دریافتی یك ناحیه تاثیر می گذارد. با توجه به این مسئله می توان عدم تاثیر طول اسکن ریه در میزان دز دریافتی تیروئید را توجیه نمود. در تحقیقات مختلف دز حاصل از CT Scan مارپیچی با فاکتور pitch برابر یك را با دز ناشی ازCT Scan معمولی (در صورت مشابه بودن سایر پارامترهای اسکن) برابر دانسته اند (۵، ۱۵، ۱۶). در تحقیق حاضر هنگام استفاده از CT Scan مارپیچی با فاکتور pitch بزرگتر از یك، دز دریافتی بیمار کاهش یافته است. همچنین در CT Scan مارپیچی افزایش فاکتور pitch باعث کاهش دز تیروئید بیمار گردیده است. این مسئله در مورد مقدار دز نرمالایز شده به عوامل BMI ، وزن، طول اسکن ، طول اسکن و BMI به طور توام نیز صادق است. لذا می توان گفت افزایش فاکتور pitch در CT Scan مارپیچی می تواند در کاهش دز بیماران موثر باشد. طبق تحقیقات انجام شده مقدار دز در CT Scan مارپیچی با فاکتور pitch نسبت معکوس دارد (۵،۳). برای بررسی این مسئله نسبت فاکتورهای pitch به کار رفته در این تحقیق و همچنین معکوس این نسبت محاسبه شد که نتیجه آن در جدول ۳ آورده شده است. نسبت مقادیر دز به دست آمده نیز محاسبه گردیدکه در جدول ۴ نشان داده شده است. با توجه به نزدیك بودن مقادیر نظیر در دو جدول ۳ و ۴ می توان این مسئله را در این تحقیق نیز صادق دانست به طوری که با افزایش فاکتور pitch تقریبا به همان نسبت در بیمار کاهش یافته است. لذا می توان با استفاده صحیح از این فاکتور دز دریافتی بیمار را کاهش داد.

تقدیر و تشکر

از معاونت محترم پژوهشی و شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد به خاطر بررسی و تصویب این طرح و فراهم نمودن امکانات مالی لازم و همچنین از جناب آقای دکتر قناعتی سرپرست محترم مرکز تصویر برداری پزشکی ولیعصر مجتمع بیمارستانی امام خمینی تهران که با استفاده از دستگاه CT Scan و سایر امکانات آن مراکز موافقت فرمودند، تشکر و قدردانی می شود به علاوه از تمام پرسنل این مرکز و گروه تکنولوژی رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران که در مراحل مختلف اجرای این تحقیق ما را یاری نمودند، صمیمانه سپاسگزاری می گردد.

References

۱. سولفانیدیس نیکلاس، اندازه‌گیری و آشکارسازی تابشهای هسته‌ای، ترجمه دکتر رحیم کوهی، دکتر محمدهادی هادی زاده یزدی، انتشارات کتابستان مشهد، ۱۳۷۱.

۲. هاشمی ملایری بیژن، یك روش مستقیم دوزیمتری بهینه برای ارزیابی میزان دوز دریافتی بیماران از آزمایشات CT، مجموعه مقالات چهارمین کنگره فیزیك پزشکی ایران، صفحه ۷۸ – ۷۰.

3. Barkhausen J., Stoblen F., Muller R. D., Streubur U., Ewen K., 1998, Effects of collimation and pitch on radiation exposure and

Archive of SID
www.SID.ir

image quality in spiral CT of the thorax, Aktulle-Radiol, 8(5): 220-224.
4. Cameron J. R., Suntaralingam N., Kenny G. N., Thermoluminescent dosimetry, The niversity of wisconsin,press press 1968, 535-538.
5. Hidajat N., Maurer J., Schroder R. J., Wolf M., Vogl T., Felix R., Radiation exposure in spiral computed tomography. 1999, Dose distribution and dose reduction, Invest. Radiol., 34(1): 51-57.
6. Hidajat N., Maurer J., Schroder R. J., Nunneman A., Wolf M., Paull K., Felix R., 1999, Relationship between physical dose quantities and patient dose in CT, The British Journal of Radiology, 72: 556-561.
7. Lenzen H., Roos N., Diederich S., Meier N., 1996, Radiation exposure in low dose computerized tomography of the thorax, Radiologe., 36(6): 483-488.
8. NG K. H., Rassiah P., Wang H. B., Hambali A. S., Muthuvellu P., Lee H. P., 1998, Doses to patients in routine X-ray examinations in Malaysia, The British Journal of Radiology,71: 654-660.
9. Nishizawa K., Maruyama T., Tokayama M., Okada M., Hachiya J., Furuya Y., 1991, Determination of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination, The British Journal of Radiology. 64: 20-28.
10. Seeram E., 1999, Radiation dose in computed tomogrpahy, Radiologic Technology, Vol 70, No. 6: 534-552.
11. Sheck R. J., Coppenrath E. M., Kellner M. W., Lehmann K. J., Rock C., Reiger J., Rothmeier L., Schweden F., Baum A. A., Hahn K., 1998, Radiation dose and image quality in spiral computed tomography :multicentre evaluation at six institutions, The British Journal of Radiology, 71 : 734-744.
12. Takahashi M., Magurie W. M., Ashtari M., Khan A., Papp Z., Alberico R., Campbell W., Eacobacci T., Herman P. G., 1998, Low-dose spiral computed tomography of the thorax: Comparison with the standard-dose technique, Invest-Radiol., 33(2): 68-73.
13. Tiiltola M., Vehmas T., Kivisaari R. P., Kivisaari L., 1997, Optimising imaging parameters in experimental spiral CT, Acta Radiologica., 38: 913-917.
14. Verdun F. R., Meuli R. A., Bochud F. O., Imsand C., Raimondi S., Schnyder P., Valley J. F., 1996, Image quality and dose in spiral computed tomography, Eur-Radiol. 6(4): 485-488.
15. Zoetlief J., Geleijns J., 1998, Patient doses in spiral CT, The British Journal of Radiology, 71: 584-586.
16. Johns H. E., Cunningham J. R., The physics of radiology, 4th ed., Charles C Thomas. Publisher,1983, 633-645.

Archive of SID

www.SID.ir