Archive of SID

محاسبه دوز جذبی غده‌ای پستان با استفاده از یک برنامه فرترن بر اساس محاسبات مونت کارلوی طیف اشعه ایکس در ماموگرافی

علی اصغر مولوی

۱- دانشیار گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار، سبزوار، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۷/۱۰ **تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۲/۱۰**

چکیده

مقدمه: هدف، محاسبه متوسط دوز جذبی غده‌ای پستان در ماموگرافی با هدف – فیلتر مولیبدنیم- رودیم و محاسبه دقیق و سریع دوز برای وضعیت‌های مختلف است.

مواد و و روشها: در این پژوهش، ابتدا طیف اشعه ایکس هدف مولیبدنیم با و بدون فیلتر رودیم برای باریکه الکترون‌های تک انرژی با کد MCNP محاسبه شده است. سپس با استفاده از پارامترهای Sobol-Wu یک برنامه کامپیوتری به زبان فرترن برای محاسبه متوسط دوز غده‌ای به زبان فرترن نوشته‌ایم.

نتایج: تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب ولتاژ لامپ اشعه ایکس دستگاه ماموگرام و به ازای d= ۵ cm، ۰/۳۵ mmAl =HVL، و برای مقادیرمختلف g محاسبه شده است. همچنین نتایج مربوط به تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای به ازای یک رونتگن تابش بر حسب درصد غده‌ای بافت پستان برای kV=۲۸، HVL=۰/۴ mmAl، و d های مختلف ارائه شده است. تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب d برای g =٪۶۰ و در سه مقدار kV=۲۳، ۲۷،۳۵ و HVL های متناظر نیز ارائه شده است.
(مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۱، پیاپی (۳۰)، بهار ۹۰: ۷۱-۶۵)

واژگان کلیدی: ماموگرافی، هدف- فیلتر مولیبدنیم- رودیم؛ دوز جذبی غده‌ای؛ پارامترهای Sobol-Wu

۱- مقدمه

در دو دهه‌ی گذشته کشورهای مختلف تلاش‌های زیادی نموده‌اند؛ تا نیمی از جامعه یعنی زنان را از راه‌های پیشگیری بروز سرطان پستان آگاه نمایند. مهمترین روش‌های تشخیص این نوع سرطان عبارتند از معاینه فردی، سونوگرافی، و ماموگرافی. به طور تقریبی ادامه زندگی مبتلایان به سرطان پستان نسبت معکوس با اندازه تمور بدخیم دارد؛ و در صورت عدم درمان، اندازه تمور افزایش می‌یابد و غالباً سبب متاستازهای غدد لنفاوی زیاد می‌شود. که در این صورت درمان را بسیار مشکل‌تر و پُرهزینه‌تر می‌نماید؛ لذا تشخیص زود هنگام سرطان پستان در سلامت و ارتقاء سطح بهداشت جامعه حائز اهمیت فراوان است.

قدرت تشخیص سرطان پستان در مراحل اولیه توسط تصویر برداری ماموگرافی، حدود ۲ تا ۳ برابر آزمایش‌های پزشکی دیگر است. گزارشات انجمن سرطان آمریکا نشان می‌دهد که در این کشور سرطان پستان دومین عامل مرگبار زنان بعد از سرطان ریه است و سالانه حدود ٤٠ هزار زن در آمریکا در اثر سرطان پستان جان می‌بازند[۱]. همین جا باید یاد آور شویم که میزان مرگ و میر ناشی از این سرطان در از کشوهای مختلف اندکی متفاوت است. چون ماموگرافی تنها روش تصویر برداری قابل اطمینان در تشخیص انواع کارسینوم‌های پستان است؛ از این رو، محاسبه یا اندازه‌گیری دوز جذبی در ماموگرافی بسیار حائز اهمیت است. و کمیسیون بین المللی حفاظت در برابر اشعه

* نویسنده مسؤول: علی اصغر مولوی

آدرس: گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه تربیت معلم سبزوار، سبزوار، ایران

amowlavi@sttu.ac.ir

تلفن ۴۴۱۰۱۰۵ (۵۷۱) ۹۸+

www.SID.ir

Archive of SID

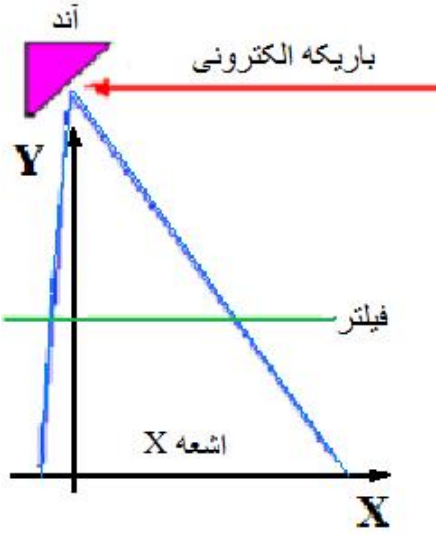
(ICRP) در گزارش‌های خود مقرون به صرفه بودن ماموگرافی را در صورت این که ماموگرام از کیفیت خوبی برخوردار باشد و متوسط متوسط اشعه‌ای که به پستان داده می‌شود کمتر از ۸ میلی گری باشد را توصیه نموده است [۲-٦].

پستان در حقیقت دارای یک ساختمان پیچیده دینامیکی است؛ که شامل بافت همبند، بافت غده‌ای و چربی، و مجاری شیری است. روش متداول برآورد دوز، شامل تعیین پرتودهی ورودی پوست[1] برحسب رونتگن به پستانِ با ضخامت مشخص است؛ سپس متوسط دوز جذبی غده-ای از جداول تهیه شده به ازای واحد دوز D_{gN}؛ یعنی میلی راد بر رونتگن درون یابی استخراج می‌گردد؛ که وابسته به کسر بافت غده‌ای پستان (g)، ضخامت پستان (d) ، ولتاژ دستگاه ماموگرام (kV) و همچنین به ضخامت نیم لایه (HVL) طیف اشعه ایکس در آلومینیم می‌باشد. نگارنده در یکی از مقالات اخیر خود نتایج برنامه کامپیوتری را برای دوزسنجی ماموگرافی با هدف – فیلتر رودیم – رودیم آورده است [۲]. Wu و همکارانش، در سال ۱۹۹٤، جداول متوسط دوز جذبی غده‌ای را برای طیف اشعه ایکس به روش مونت کارلو استخراج کردند[۳].در سال ۱۹۹۷ Sobol و Wu داده‌های این جداول را در توابع غیر خطی با نرم افزار متمتیکا برازش دادند و پارامترهای مناسب برای هر یک از هدف- فیلترها را بدست آورند [۲]. این پژوهش نتایج یک برنامه کامپیوتری که به زبان فرترن نوسته شده، ارئه شده است که با پارامترهای Sobol-Wu متوسط دوز جذبی غده‌ای را برای هدف- فیلتر مولیبدیم- رودیم با سرعت و دقیق بالا محاسبه می‌کند.

۲- محاسبه طیف اشعه ایکس ماموگرام مولیبدنیم-رودیم با استفاده از کد MCNP

همان طور می‌دانیم، شبیه سازی مونت کارلو یکی از تکنیک‌های مهم و کارا برای مطالعه و بهینه سازی سیستم‌ها است. امروزه کُدهای بسیار قوی مبتنی بر روش مونت کارلو نظیر MCNP ، GEANT و .... نوشته شده است که در مدل کردن مسائل مربوط به تابش‌های یونیزان بکار برده می‌شوند. در این پژوهش از کد محاسباتی MCNP برای محاسبه طیف‌های اشعه ایکس ماموگرام مولیبدنیم-رودیم و ضخامت‌های نیم لایه متناظر با ولتاژهای مختلف استفاده شده است [۷].

هندسه مربوط به محاسبه طیف اشعه ایکس هدف-فیلتر در شکل ۱ نشان داده شده است، که در آن باریکه تک انرژی الکترون‌ها با زاویه ٤٥ درجه به سطح هدف تابیده می-شوند. فیلتر که برای جذب و حذف فوتون‌های کم انرژی طیف بکار می‌رود به ضخامت ۲۵ میکرومتر از رودیم و در فاصله‌ی دلخواه از هدف در نظر گرفته شده است. در شکل ۲-طیف اشعه ایکس مربوط به آند مولیبدنیم با و بدون فیلتر رودیم برای باریکه‌ی ۲۸ کیلو الکترون ولت از الکترون‌ها نشان داده شده است.

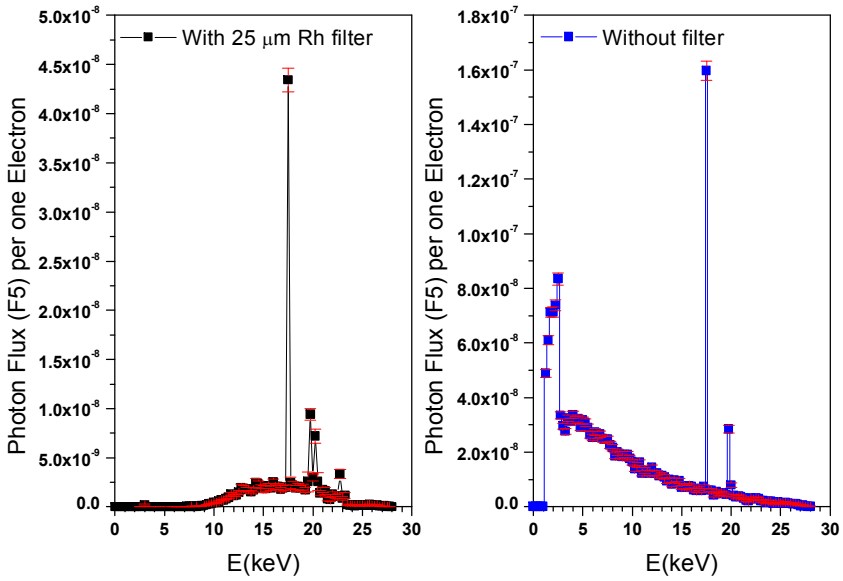


شکل ۱- هندسه ورودی به MCNP برای محاسبه طیف اشعه ایکس

[1] Entrance Skin Exposure: ESE

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۲- طیف‌های اشعه ایکس هدف مولیبدنیم بدون فیلتر و با ۲۵ میکرومتر فیلتر رودیم برای الکترون‌های ۲۸ keV در فاصله ۱۵ cm از هدف که با کد MCNP محاسبه شده است.

۲- مواد و روشها

همان طور که قبلاً اشاره شد، متوسط دوز جذبی غده‌ای تابعی از چهار متغیر است که به صورت زیر می‌توان آن را نشان داد:

$$D_{gN} = D_{gN}(kV, HVL, d, g) \qquad (۱)$$

که HVL خود وابسته به kV و g است. Sobol و Wu با در نظر گرفتن یک تابع ۶ پارامتری برای D_{gN} و محاسبه پارامترها برای سه نوع بافت انجام شده است.

بافت چربی: g = ۰

$$Dose(g=0) = a+\exp(b-c\times d)+(u+\exp(v-w\times d))\times HVL \qquad (۲)$$

$$\begin{cases} a = -167.925+12.6919\times kV - 0.21961\times kV^2 \\ b = 2.47933+0.169961\times kV - 1.92616e-3\times kV^2 \\ c = 1.27486-0.049889\times kV + 7.98223e-4\times kV^2 \\ u = -291.171+39.4749\times kV - 0.911079\times kV^2 \\ v = 10.3131-0.220194\times kV + 3.35665e-3\times kV^2 \\ w = 0.455175-9.25076e-3\times kV - 2.00714e-5\times kV^2 \end{cases}$$

بافت ٪۵۰ چربی و ٪۵۰ غده: g = ۰/۵

$$Dose\ (g=۰.۵) = a+\exp(b-c\times d)+(u+\exp(v-w\times d))\times HVL \qquad (۳)$$

www.SID.ir

Archive of SID

$$\begin{cases} a = -151.97 + 11.4944 \times kV - 0.203044 \times kV^2 \\ b = 2.06904 + 0.174721 \times kV - 1.73687e-3 \times kV^2 \\ c = 1.48633 - 0.0631283 \times kV + 1.10439e-3 \times kV^2 \\ u = 269.633 - 6.76953 \times kV + 5.38371e-2 \times kV^2 \\ v = 9.14712 - 0.129615 \times kV + 1.64991e-3 \times kV^2 \\ w = 0.468064 - 5.38406e-3 \times kV - 7.08036e-5 \times kV^2 \end{cases}$$

بافت کاملاً غده‌ای: $g = ۱$

$$Dose\ (g=۱) = a + \exp(b - c \times d) + (u + \exp(v - w \times d)) \times HVL \qquad (٤)$$

$$\begin{cases} a = -138.774 + 10.4925 \times kV - 0.187584 \times kV^2 \\ b = 2.07901 + 0.14281 \times kV - 8.38839e-4 \times kV^2 \\ c = 1.81787 - 0.0888723 \times kV + 1.67435e-3 \times kV^2 \\ u = 292.202 - 11.1746 \times kV + 0.173223 \times kV^2 \\ v = 8.69168 - 0.0984208 \times kV + 1.14853e-3 \times kV^2 \\ w = 0.456586 - 8.51682e-4 \times kV - 1.39299e-4 \times kV^2 \end{cases}$$

در نهایت با یک برونیابی چند جمله‌ای، مقدار دوز برای هر بافت با ۱۰۰٪≤ g ≤ ۰٪ را به روش تحلیلی بدست می‌آید.[۲]. تابع دوز انتخاب شده برای این منظور نیز عبارت است از:

$$D_{gN}(g) = D_{gN}(g=۰) - [۳\ D_{gN}(g=۰) - ٤\ D_{gN}(g=۰/۵) + D_{gN}(g=۱)]\ g + ۲[D_{gN}(g=۰) - ۲D_{gN}(g=۰/۵) + D_{gN}(g=۱)]\ g^۲ \qquad (۲)$$

با استفاده پارامترهای Sobol و Wu یک برنامه به زبان فرترن [۸] نوشته شده است، که دوز را به ازای پارامترهای ورودی زیر محاسبه می‌کند:

kV: ولتاژ دستگاه با بازه تغییرات ۲۳ تا ۳۵ کیلو الکترون ولت؛

HVL: ضخامت نیم لایه اشعه ایکس با بازه تغییرات ۰/۲۸ تا ۰/٥٤؛

d: ضخامت پستان با بازه تغییرات ۳ تا ۸ سانتیمتر؛

g: درصد غده‌ای بافت پستان بین ۰ تا ۱ محاسبه می‌کند.

علاوه بر جامعیت، سرعت و دقت دوز محاسبه شده و استفاده آسان توسط کاربر از مشخصات این برنامه است که می‌توان از آن برای بهینه سازی دوز تابشی در ماموگرافی استفاده کرد.

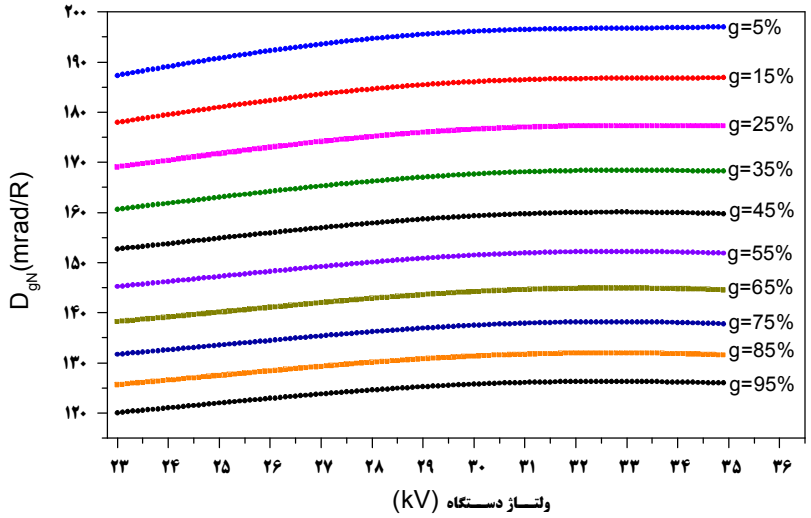
۳- نتایج

با اجرای برنامه برای وضعیت‌های مختلف، مقدار متوسط دوز جذبی غده‌ای به ازای واحد پرتودهی- رونتگن- محاسبه شده است. تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب ولتاژ لامپ اشعه ایکس دستگاه ماموگرام و به ازای d= ٥cm، HVL= ۰/۳٥ mmAl، و مقادیرمختلف g در شکل ۳ نشان داده شده است. دیده می‌شود که با افزایش ولتاژ، دوز جذبی بطور تقریباً خطی افزایش می‌یابد. نتایج مربوط به تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای به ازای یک رونتگن تابش بر حسب درصد غده‌ای بافت پستان برای kV= ۲۸، HVL= ۰/۳۸۷ mm، و d های مختلف در شکل ٤ نمایش داده شده است. شکل ٥ تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب d برای g= ۰/٤ و در سه مقدار kV=۲۳، ۲۷،۳٥ و HVL های متناظر را نشان می-

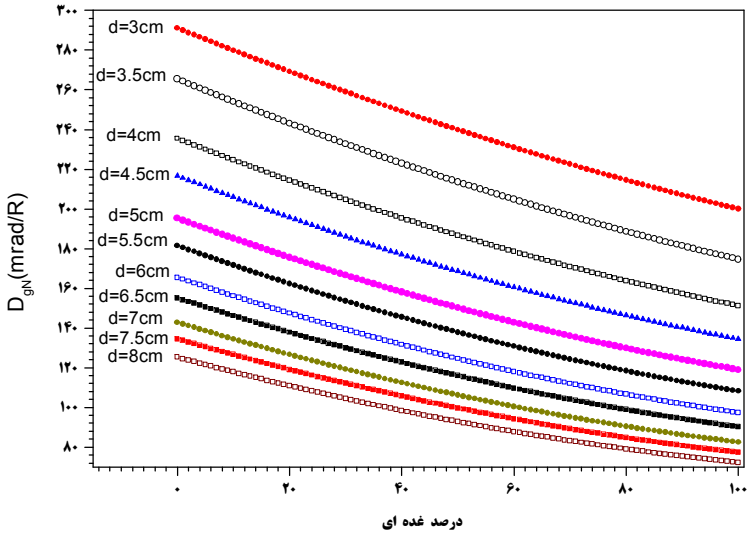
www.SID.ir

Archive of SID

دهد. همان طور که انتظار می‌رود، تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب d به صورت یک تابع نمایی است. نتایج بدست آمده در توافق نسبتاً خوبی با نتایج Boone می‌باشد [۹] . در شکل ٦ نتایج مونت کارلوی Boone و نتایج حاصل از برنامه به ازای HV= ۲۸kV، HVL=۰/۳۷۸cm، و g= ۱ نشان داده شده است که بیشترین اختلاف در d=٦ cm حدود ٤/٥٪ است. از برنامه نوشته شده می‌توان برای محاسبه دوز در وضعیت‌های مختلف استفاده کرد.



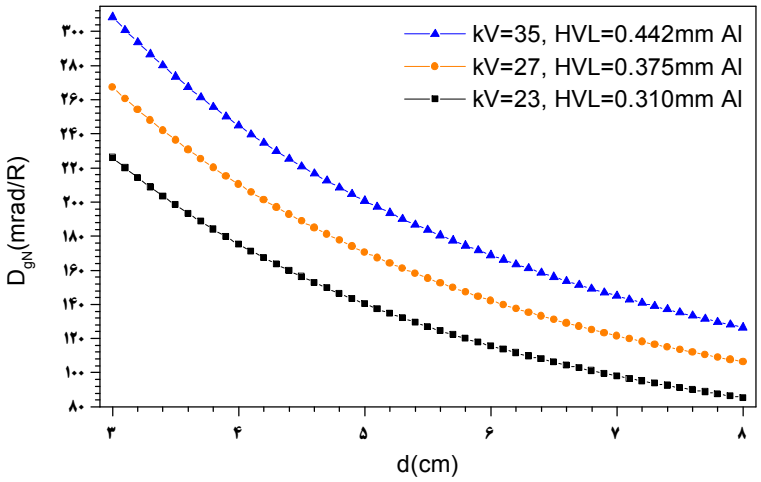
شکل ۳- تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای به ازای یک راد تابش بر حسب ولتاژ لامپ اشعه ایکس دستگاه ماموگرام مولیبدنیم -رودیم برای d= ٥ cm، HVL= ۰/۳٥mmAl، و مقادیرمختلف g



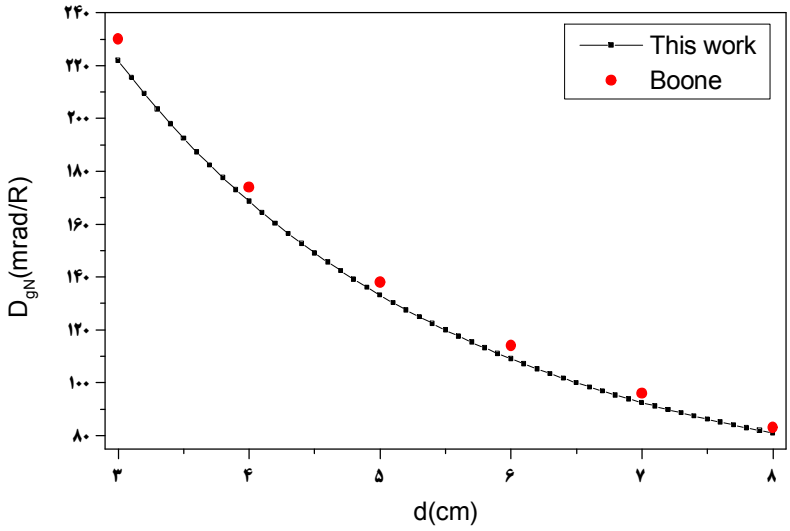
شکل ٤- تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای به ازای یک راد تابش بر حسب درصد غده‌ای بافت پستان برای kV= ۲۸، HVL= ۰/۳۸۷ mm، و d های مختلف

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ٥- تغییرات متوسط دوز جذبی غده‌ای بر حسب d برای g= ٠/٤ و در سه مقدار kV=٢٣، ٢٧،٣٥ و HVLهای متناظر



شکل ٦- نتایج مونت کارلوی Boone و نتایج حاصل از برنامه این پژوهش به ازای HV= ٢٨kV، HVL=٠/٣٧٨ cm و g=١

٤- بحث و نتیجه گیری

محاسبه متوسط دوز جذبی غده‌ای به روش مونت کارلو اگر چه دقیق و علمی است ولی مستلزم حجم زیادی از محاسبات است. روش Sobol و Wu در پارامتری کردن متوسط دوز جذبی غده‌ای و بدست آوردن یک روش تحلیلی برای آن مناسب، سریع و دارای دقت خوبی است. در این پژوهش، نتایج برنامه فرترن محاسبه دوز برای ماموگرام‌های با هدف – فیلتر مولیبدنیم– رودیم ارائه شد که در توافق بسیار خوبی با نتایج دیگران است. استفاده از این برنامه می‌تواند برای کاربران در حوزه فیزیک پزشکی ساده و مفید باشد ضمن آن که در راستای تأمین هدف اصل ALARA (as low as reasonably achievable) در پرتوگیری، برای کاهش دوز دریافتی خانم‌ها در ماموگرافی نیز می‌باشد. مطابق اصل ALARA، تمام پرتودهی‌ها بایستی بطور معقول و

www.SID.ir

Archive of SID

حداقل باشد و فاکتورهای اقتصادی و اجتماعی نیز بحساب آورده شود تا دوز معادل سالانه افراد از حدود توصیه شده فراتر نرود.

۵- تشکر و قدردانی

از حوزه معاونت محترم پژوهشی به خاطر پشتبانی از فعالیت-های پژوهشی سپاسگزارم. همچنین فایل اجرایی برنامه محاسبه دوز در تماس با مؤلف، قابل دسترس برای همکاران محترم و دانشجویان می‌باشد.

منابع

1. Bruce M, Mammography Regulatory Issues. Radiation Safety Section Michigan Department of Consumer and Industry Services, 2001; the website: http://www.fda.gov/cdrh/mammography
2. Sobol WT, Wu X: Parametrization of mammography normalized average glandular dose tables. Medical Physics 1997; 24(4): 547-554.
3. Mowlavi AA. Determination of average glandular dose in mammography for Rh-Rh mammogram using Sobol-Wu parameters in FORTRAN code. Iranian Journal of Medical Physics 2006; 3(10): 69-73.
4. Dance DR, Skinner CL, Carlsson GA: Breast dosimetry. Applied Radiation and Isotopes 1999; 50: 185-203.
5. Wu X, Gingold EL, Barnes GT, Tucker DM: Normalized average glandular dose in molybdenum target– rhodium filter and rhodium target–rhodium filter mammography. Radiology 1994; 193: 83–89.
6. Dance DR: Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose. Physics in Medicine and Biology 1990; 35: 1211-1219.
7. Jing Z, Huda W, Walker JK: Scattered radiation in scanning slot mammography. Medical Physics 1998; 25(7): 1111-1117.
8. Briesmeister JF, MCNP Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C, Los Alamos National Laboratory, 2000.
9. Microsoft FORTRAN PowerStation 4.0 software, Microsoft Company, 1994.
10. Boone JM, Glandular Breast Dose for Monoenergetic and High-Energy X-ray Beams: Monte Carlo Assessment, Radiology. 1999; 213: 23-37

www.SID.ir