

## Radiation doses from digital breast tomosynthesis system

Kanlayanee Theerakul\*

Anchali Krisanachinda\*\*

**Theerakul K, Krisanachinda A. Radiation dose from digital breast tomosynthesis system.**

**Chula Med J 2014 May – Jun; 58(3): 235 - 45**

**Background** : *Breast tomosynthesis is a new technology to improve the sensitivity and specificity of mammography by eliminating tissue overlap. Breast tomosynthesis is essentially a modification of a digital mammography (2D) to enable the acquisition of a three-dimensional (3D) volume of thin section data. Images are reconstructed in conventional orientations by using reconstruction algorithms similar to those used in computed tomography (CT).*

**Objective** : *To determine the average glandular dose (AGD) and the entrance surface air kerma (ESAK) from cranio-caudal (CC) and medio-lateral oblique (MLO) projections in 2 dimension and 3 dimension imaging modes.*

**Design** : *Retrospective descriptive data*

**Setting** : *Breast Imaging Unit, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

**Methods** : *Patients' data from digital breast tomosynthesis (DBT) system were analyzed in terms of the compressed breast thickness (CBT, mm), peak kilovoltage (kVp), tube current time (mAs), average glandular dose (AGD, mGy) and the entrance surface air kerma (ESAK, mGy) in 2D and 3D image sets from one compression.*

---

\* Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital

\*\* Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University

**Results** : One hundred and ninety eight female breast cancer patients with breast-conserving surgery were studied using digital breast tomosynthesis system from January-December 2012. The CBT, kVp and mAs were recorded when the tungsten target with rhodium or silver filters were chosen in 2D and the tungsten target with aluminum filter were chosen in 3D images. The mean compressed breast thickness (CBT) was 54.5 mm for cranio-caudal, CC and 55.0 mm for medio-lateral oblique, MLO views. The mean AGD and ESAK for 4 views of both sides in 2D and 3D were 1.7, 6.5 and 2.0, 7.0 mGy respectively. The mean AGD and ESAK in 3D imaging mode were 16.1 % and 6.1 % higher than the mean AGD and ESAK in 2D imaging mode. No significant relationship was found between AGD and CBT in 2D imaging mode of a correlation coefficient of 0.36 and a good correlation coefficient of 0.87 in 3D imaging mode.

**Conclusion** : The mean CBT was 54.7 mm, the mean AGD from digital breast tomosynthesis (DBT) system was 2.0 mGy, the mean AGD of full field digital mammography (FFDM) CC views 1.65 mGy and MLO was 1.75 results in overall mean AGD of 1.7 mGy. Both values of 2D and 3D are still lower than 3.0 mGy limit for single view of dose reference level (DRL) set by MQSA.

**Keywords** : Digital breast tomosynthesis, average glandular dose, entrance surface air kerma, tungsten target, rhodium filter.

Reprint request: Theerakul K. Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok 10330, Thailand. Tel 02 2564640

Received for publication. January 15, 2014.

**กัลยาณี อีร์กุล, อัญชลี กฤษณจินดา. ปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบโทโมซินทีซิส. จุฬาลงกรณ์เวชสาร 2557 พ.ศ. - มิ.ย.; 58(3): 235 - 45**

- เหตุผลของการทำวิจัย** : การถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบสองมิติและสามมิติเป็นเทคโนโลยีใหม่ที่พัฒนาจากการถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบดิจิทัลที่มีสองมิติ เพื่อพัฒนาความไว และความจำเพาะในการค้นหาก้อนมะเร็ง โดยขจัดปัญหาความซ้อนทับของเนื้อเยื่อ เพื่อให้สามารถเก็บข้อมูลแบบสามมิติเป็นปริมาตรได้ โดยใช้สไลด์บาง ๆ และใช้เทคนิคเดียวกับการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
- วัตถุประสงค์** : เพื่อหาปริมาณรังสีเฉลี่ยของต่อมน้ำนมและปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผิวหนังของเต้านมจากการถ่ายภาพรังสีที่ใช้เทคนิคการจัดท่า *cranio-caudal* และ *medio-lateral oblique* ของเต้านมแบบสองมิติและสามมิติ ภายหลังจากการผ่าตัดก้อนมะเร็ง
- รูปแบบการวิจัย** : การวิจัยเชิงพรรณนายนัยหลัง
- สถานที่ทำการวิจัย** : ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
- ตัวอย่างและวิธีการศึกษา** : เก็บและวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในประเด็นต่าง ๆ เช่น ความหนาของเต้านม (มม.) ค่ากิโลโวลเตจสูงสุด (เควีพี) ค่ากระแส-เวลา ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนม (มิลลิเกรย์) ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผิวหนังของเต้านม (มิลลิเกรย์) ในการกดเต้านมครั้งเดียว และมีการถ่ายภาพรังสีแบบ สองมิติและสามมิติ
- ผลการศึกษา** : ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมที่ได้รับการผ่าตัดแบบรักษาเนื้อเยื่อปกติ จำนวน 198 ราย ที่มารับการวินิจฉัยด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบสองมิติและสามมิติระหว่างเดือนมกราคม ถึง เดือนธันวาคม พ.ศ. 2555 ข้อมูลที่เก็บได้แก่ ความหนาของเต้านม (มม.) ค่ากิโลโวลเตจสูงสุด (เควีพี) ค่ากระแส-เวลา ของเครื่องถ่ายภาพรังสีเต้านมที่มีเป้าของหลอดเอกซเรย์ชนิดทั้งสแตนและมีตัวกรองทำด้วยโรเดียมและเงิน สำหรับการถ่ายภาพแบบสองมิติและเป้าของหลอดเอกซเรย์ชนิดทั้งสแตนและมีตัวกรองทำด้วยอลูมิเนียมสำหรับการถ่ายภาพแบบสามมิติ ค่าความหนาของเต้านมเฉลี่ยที่อัดบีบแล้วเท่ากับ 54.5 มม. เมื่อใช้เทคนิค *cranio caudal* และ 55.0 มม. เมื่อใช้เทคนิค *medio-lateral oblique* ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนมมีค่า 1.7 มิลลิเกรย์สำหรับ

การถ่ายภาพแบบสองมิติ และ 2.0 มิลลิเกรย์สำหรับการถ่ายภาพแบบสามมิติ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผิวหนังของเต้านม มีค่า 6.5 และ 7.0 มิลลิเกรย์สำหรับการถ่ายภาพแบบสองมิติและสามมิติ ตามลำดับ ในการกดเต้านมครั้งเดียว ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนมและที่ผิวหนังของเต้านมเมื่อถ่ายภาพสามมิติจะมีค่าสูงกว่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนม และที่ผิวหนังของเต้านม เมื่อถ่ายภาพสองมิติ 16.1 และ 6.1 เปรอ์เซ็นต์ตามลำดับ ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาของเต้านมเฉลี่ยที่อัดบีบแล้ว กับปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนมแบบ 2 มิติมีค่าสัมประสิทธิ์ต่ำเท่ากับ 0.36 แต่ ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาของเต้านมเฉลี่ยที่อัดบีบแล้ว กับปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนมแบบสามมิติ มีสัมประสิทธิ์สูงเท่ากับ 0.87

**สรุป**

:

ค่าเฉลี่ยความหนาของเต้านมที่ถูกกดระหว่างการตรวจเท่ากับ 54.7 มม. จะได้ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่ต่อมน้ำนมมีค่า 1.7 มิลลิเกรย์ โดยค่าเฉลี่ยท่าซีซี 1.65 มิลลิเกรย์ ท่าเอ็มแอลไอ 1.75 มิลลิเกรย์ สำหรับการถ่ายภาพแบบสอง มิติ และ 2.0 มิลลิเกรย์สำหรับการถ่ายภาพแบบสามมิติ ค่าทั้งสองต่ำกว่าปริมาณรังสีอ้างอิงกำหนดโดย มาตรฐานการถ่ายภาพรังสีเต้านมในการถ่ายภาพครั้งเดียวที่มีค่า 3.0 มิลลิเกรย์

**คำสำคัญ**

:

การถ่ายภาพรังสีเต้านมระบบโทโมซินทีซิสแบบดิจิตอล, ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ต่อมน้ำนม, ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผิวหนังของเต้านม, เป้าของหลอดเอกซเรย์ชนิดทั้งสแตน, ตัวกรองทำด้วยโรเดียม.

Mammography is the most effective method for the early detection of breast cancer.<sup>(1)</sup> Full Field Digital Mammography<sup>(2)</sup> (FFDM) systems use low noise detectors with higher detection efficiency than conventional screen-film combinations. FFDM provides lower doses than screen-film mammography<sup>(3-5)</sup> and it is one of the major reasons to decrease mortality in the last twenty years. The advantages of FFDM are high sensitivity and significantly better in young women with dense breasts and pre- or post-menopausal women.<sup>(6)</sup> As the conventional screen-film mammography (SFM) and FFDM are 2 dimensional imaging modalities which can degrade the ability to detect a lesion due to the overlapping of suspicious lesions and fibroglandular tissues. The development of FFDM accelerated the development of digital breast tomosynthesis (DBT) which provides the 3D information with limited number of cone beam projections. DBT can reduce the obscuring effect of breast tissue overlay in screening mammography, leading to an improve margin visibility for the early detection of cancer. DBT systems make depth localization possible and require small dynamic ranges for each reconstructed slice.

Radiation doses from DBT are comparable to and could be lower than FFDM. Researchers from Emory University School of Medicine in Atlanta, Ga., compared dose levels of DBT and FFDM by using compressible water-oil mixture breast phantoms of varying sizes to determine how much radiation dose would be used for varying sizes and glandular compositions of breasts. When comparing doses with the average breast (compressed thickness of 5 cm, 50 percent glandular fraction), a DBT acquisition resulted in 1.30 mGy, only an 8 percent higher mean

glandular dose than the FFDM acquisition of 1.20 mGy per projection. For a thicker breast sample (6.0 cm and 14.3 percent glandular fraction), a DBT acquisition was 2.12 mGy, which was 83 percent higher than an FFDM acquisition of 1.16 mGy per projection.<sup>(7)</sup>

Although the thicker breast had a higher dose, the researchers pointed out that this was still lower than the 3 mGy limit for a single-view conventional study, which was set by the Mammography Quality Standards Act (MQSA). Potentially, screening DBT could reduce the recall rate, reducing the number of repeat scans, which reduces women's overall radiation dose rate. Early clinical studies demonstrated a benefit in the use of DBT in breast imaging, especially for the reduction of superimposed tissue and the visibility of masses<sup>(8-12)</sup>.

The purpose of this study is to determine the average glandular dose (AGD) and the entrance surface air kerma (ESAK) in Full-Field Digital Mammography (2D imaging mode) and in Digital Breast Tomosynthesis (3D imaging mode).

## Material and Method

A digital mammographic system (Selenia Dimension, Hologic USA) installed in the year 2009 at King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH), has been used to perform 2D conventional mammography and 3D breast tomosynthesis. The image detector is the direct- capture amorphous selenium with a detector pixel pitch of 70  $\mu\text{m}$ . In 2D imaging mode, an anti-scatter high transmission cellular (HTC) grid is used which automatically moves out of the field of view when 3D imaging mode is selected. The x-ray tube has a tungsten target with

additional filtration of 50  $\mu\text{m}$  rhodium (Rh), 50  $\mu\text{m}$  silver (Ag) and 0.7 mm aluminum (Al). The Rh or Ag x-ray filter was used in 2D imaging mode and the Al filter in 3D imaging mode. For all mammograms auto filter was used and the appropriate exposure factors, tube voltage peak (kVp) tube current exposure time (mAs) and filtration were set automatically by the system as the function of compressed breast thickness. During breast tomosynthesis, the system acquires 15 projection images in increment of approximately  $1^\circ$  starting from  $-7.5^\circ$  to  $+7.5^\circ$  with the breast in standard compression 3D breast tomosynthesis in CC and MLO projections. Quality control measurements of the digital breast tomosynthesis system were periodically carried out following the recommendations of the system manufacturer. The data displayed on the monitor such as AGD and ESAK had been verified by qualified medical physicist of over 5 year experience for the correct dose display. One hundred and ninety eight cancer patients with breast conserving surgery underwent 2D and 3D mammograms between January and December 2012 at KCMH were recruited. During a mammographic procedure, two images CC and MLO were acquired for both in 2D and 3D modes (tomosynthesis) and post-operative breasts.

The AGD and ESAK values for each mammographic technique were recorded as well as CBT, kVp, mAs, projection view, and filter materials extracted from DICOM header of each image.

### Data Analysis

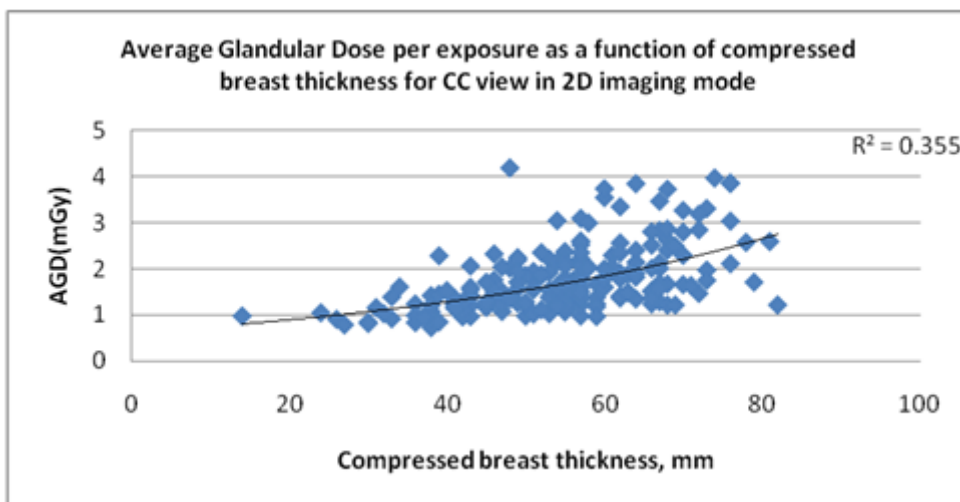
Retrospective data on exposure parameters and radiation dose from 2D imaging mode (FFDM)

and 3D imaging mode (DBT) were correlated in terms of CBT and AGD using  $R^2$  by SPSS version 17.0. Descriptive data was analyzed as mean  $\pm$  SD and percentage of dose difference for 2D and 3D image views.

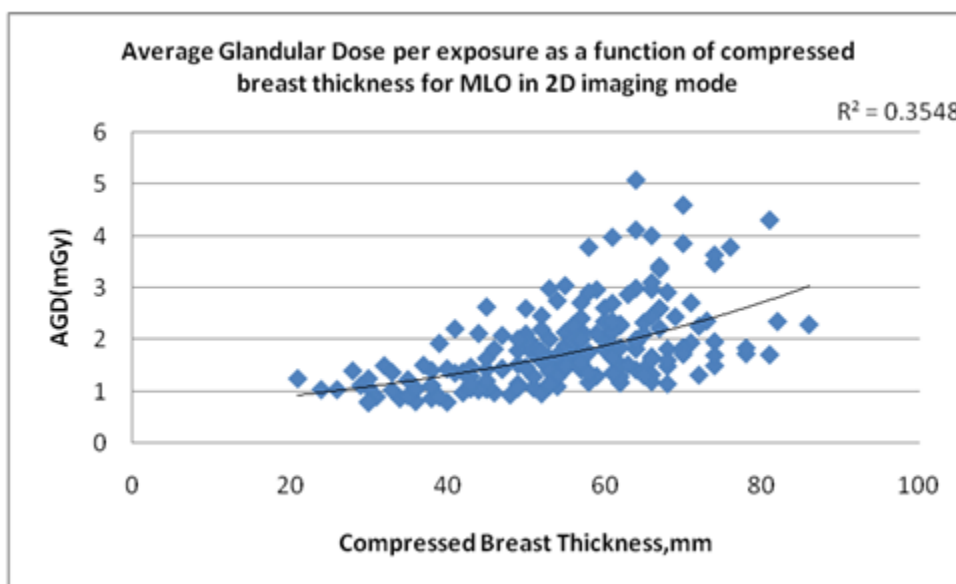
### Results

The Rh filter was selected in 90% (CC) and 89% (MLO) in 2 D imaging modes. The Ag filter was applied more in MLO views than in CC views because of the increased compressed breast thickness. W/Rh combination was selected for a CBT of less than or equal to 69 mm and W/Ag was selected for a CBT equal to or greater than 70 mm. The mean  $\pm$  SD CBT was  $54.1 \pm 12.2$  mm (range 14 - 82 mm) for CC and  $54.7 \pm 12.4$  mm (range 21-86 mm) for MLO views. The mean  $\pm$  SD AGD was  $1.7 \pm 0.7$  mGy (range 0.7 - 4.2 mGy) for CC and  $1.7 \pm 0.7$  mGy (range 0.8 - 4.6 mGy) for MLO views. The relationship between CBT and AGD was determined for CC and MLO views (Figure 1, Figure 2). AGD increased with increased CBT and the curve shows that the relation is approximately exponential of correlation coefficient,  $R^2$  equals 0.35. Figure 1 shows the relationship between the AGD per exposure and CBT for CC views in 2D imaging mode. Similar plot is shown in figure 2 for MLO views.

The mean AGD per exposure for mammogram examined with W/Rh and W/Ag anode/filter combinations was 1.6 mGy and 2.3 mGy for CC, 1.7 mGy and 2.3 mGy for MLO views respectively. The AGD for W/Ag was higher than W/Rh because W/Ag combination was selected for thicker breast ( $\text{CBT} \geq 70$  mm). The selected voltage increased with thicknesses and ranged between 25 and 32 kVp for W/Rh



**Figure 1.** Average Glandular Dose, mGy per exposure as a function of compressed breast thickness for CC view in 2D imaging mode.



**Figure 2.** Average Glandular Dose, mGy per exposure as a function of compressed breast thickness for MLO view in 2D imaging mode.

combination and between 30 and 35 for W/Ag combination. Technical exposure factors for each projection of both breasts, AGD, ESAK per exposure, for 2D imaging mode are shown in Table 1 and for 3D imaging mode are shown in Table 2. The correlation of AGD and CBT in 3D was better than that in 2D

because the kVp range in 3D imaging was wider than in 2D imaging mode for the same compressed breast thickness range. The correlation in 3D is 0.9 because in 3D, only Al filter is used for all CBT but in 2D different filters (Rh, Ag) are selected depending on the CBT.

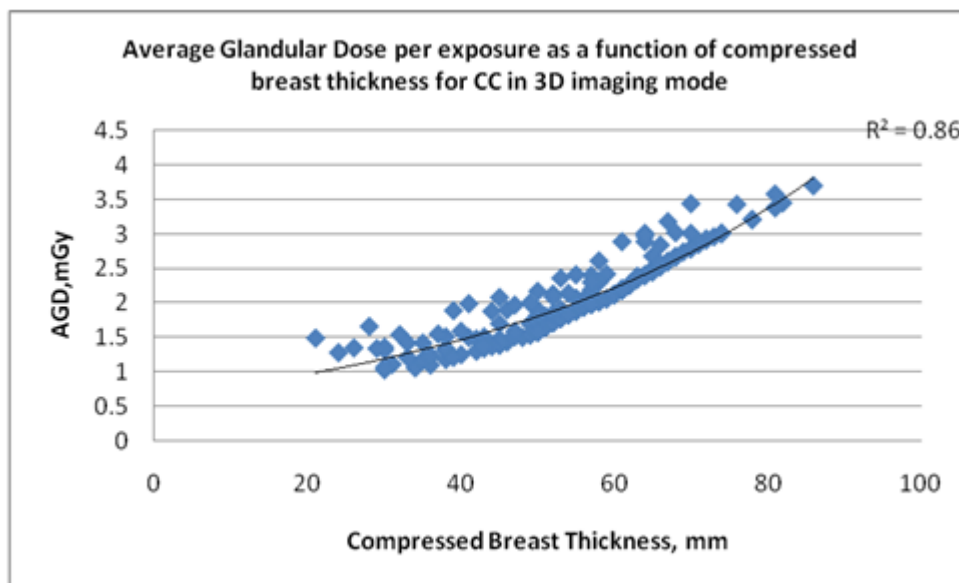
**Table 1.** Technical exposure factors, compressed breast thickness (CBT, mm), average glandular dose (AGD, mGy) and Entrance surface air kerma (ESAK, mGy) per exposure for each projection in 2D imaging mode.

2D						
Projection	CBT, mm	kVp	mAs	AGD(mGy)	ESAK(mGy)	
RCC	54.1 ± 12.2 (14 - 82)	29.4 ± 1.7 (25 - 32)	137.0 ± 49.5 (61 - 372)	1.7 ± 0.7 (0.7 - 4.2)	6.5 ± 3.2 (1.8 - 17.6)	
LCC	54.8 ± 14.5 (17 - 99)	29.4 ± 1.9 (25 - 35)	127.2 ± 45 (18 - 295)	1.6 ± 0.6 (0.7 - 4.2)	6.3 ± 3.1 (1.3 - 18.8)	
CC	Mean 54.45			Mean 1.65	Mean 6.4	
RMLO	54.7 ± 12.4 (21 - 86)	29.5 ± 1.8 (25 - 34)	136.2 ± 48.2 (63 - 315)	1.7 ± 0.7 (0.8 - 4.6)	6.6 ± 3.2 (2.0 - 20.4)	
LMLO	55.2 ± 13.7 (22 - 91)	29.6 ± 2.8 (21 - 49)	138.3 ± 44.6 (25 - 263)	1.8 ± 0.6 (0.4 - 3.8)	6.7 ± 3.1 (0.9 - 18.2)	
MLO	Mean 54.95			Mean 1.75	Mean 6.65	
All	Mean 54.7			Mean 1.7	Mean 6.5	

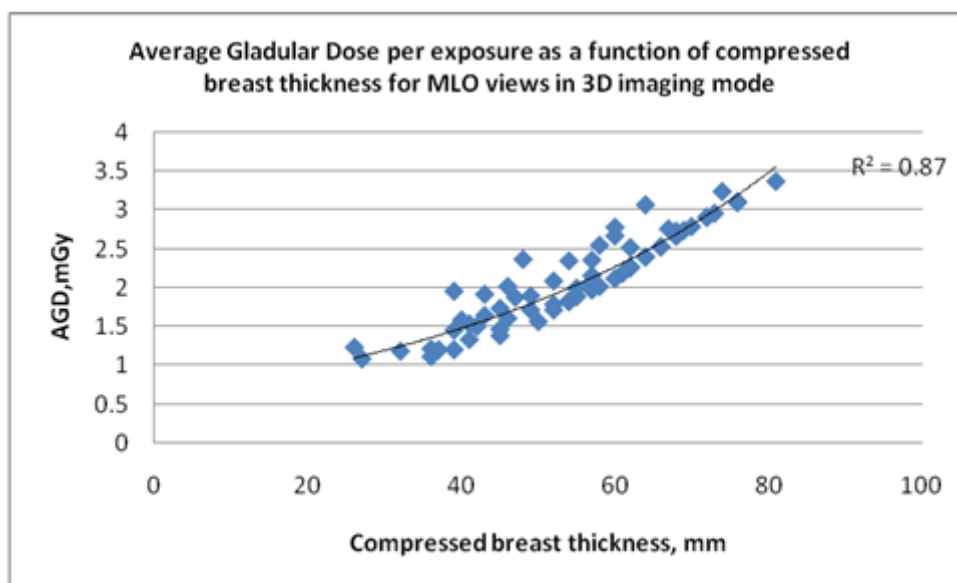
**Table 2.** Technical exposure factors, compressed breast thickness (CBT, mm), average glandular dose (AGD, mGy) and Entrance surface air kerma (ESAK, mGy) per exposure for each projection in 3D imaging mode.

3D						
Projection	CBT, mm	kVp	mAs	AGD(mGy)	ESAK(mGy)	
RCC	54.1 ± 12.2 (14 - 82)	31.6 ± 2.2 (26 - 38)	65.2 ± 11.2 (38 - 90)	2.0 ± 0.6 (1.0 - 3.4)	6.7 ± 2.5 (2.5 - 13.2)	
LCC	54.8 ± 14.5 (17 - 99)	31.8 ± 2.9 (26 - 43)	64.3 ± 13.3 (31 - 148)	2.0 ± 0.7 (0.9 - 4.1)	6.9 ± 3.0 (1.8 - 14.9)	
CC	Mean 54.45			Mean 2.0	Mean 6.8	
RMLO	54.7 ± 12.4 (21 - 86)	31.7 ± 2.3 (26 - 40)	65.5 ± 11.3 (38 - 93)	2.1 ± 0.6 (1.0 - 3.7)	6.9 ± 2.5 (2.5 - 14.1)	
LMLO	55.2 ± 13.7 (22 - 91)	31.8 ± 2.7 (26 - 42)	65.3 ± 11.7 (39 - 126)	2.1 ± 0.6 (1.0 - 3.9)	6.7 ± 2.9 (2.4 - 14.9)	
MLO	Mean 54.95			Mean 2.1	Mean 6.8	
All	Mean 54.7			Mean 2.05	Mean 6.8	





**Figure 3.** Average Glandular Dose, mGy per exposure as a function of compressed breast thickness for CC view in 3D imaging mode.



**Figure 4.** Average Glandular Dose, mGy per exposure as a function of compressed breast thickness for MLO view in 3D imaging mode.

### Discussion

Riabi et al<sup>(13)</sup> reported a mean CBT of 49.7 mm. and 58.5 mm, the AGD of 2.0 and 2.4 mGy for CC and MLO views in 2D imaging mode. In our study, the mean CBT was 54.45 mm and 54.95 mm with the

mean AGD of 1.65 and 1.75 mGy for CC and MLO views. Our mean AGD is 15% and 25% lower than Riabi for CC and MLO views because the target / filters of our system are tungsten/rhodium/silver while Riabi et al mammography equipment obtained

molybdenum/molybdenum/rhodium target filters system. The use of tungsten target results in higher tube voltage and lower dose. Furthermore, our AGD in breast tomosynthesis is 16% higher than in 2D imaging mode while the ESAK from breast tomosynthesis is 6.1% higher than in 2D imaging mode. Olgar T et al<sup>(14)</sup> reported the mean exposure in 3D imaging mode was on average 34% higher than 2D imaging mode for patients with the same CBT. The mean AGD for both 2D and 3D imaging modes were lower than the dose limit recommended by the American College of Radiology (ACR) of 3 mGy per film as a mean glandular dose for breasts with thickness of 4.2 cm of 50% glandular composition.<sup>(15)</sup>

### Conclusion

The mean CBT was 54.5 mm for CC and 54.9 mm for MLO in 2D mode. This resulted in the mean AGD of 1.65 mGy for CC and 1.75 mGy for MLO. The overall CBT was 54.7 mm where the mean AGD was 1.7 mGy. In 3D mode, the mean CBT was 54.5 mm for CC, 54.9mm for MLO, the overall mean CBT was 54.7 mm. The mean AGD was 2.0 mGy for CC and 2.1 mGy for MLO. The overall mean AGD was 2.05 mGy. in this study.

### References

1. Nystrom L, Rutqvist LE, Wall S, Lindgren A, Lindqvist M, Ryden S, Andersson I, Bjurstam N, Fagerberg G, Frisell J, et al. Breast cancer screening with mammography: overview of Swedish randomized trials. *Lancet* 1993 Apr; 341(8851): 973-8
2. Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology* 2005 Feb; 234(2): 353-62
3. Pisano ED, Gatsonis C, Hendrick E, Yaffe M, Baum JK, Acharyya S, Conant EF, Fajardo LL, Bassett L, D'Orsi C, et al. Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast cancer screening. *N Eng J Med* 2005 Oct; 353(17): 1773-83
4. Weigel S, Girnus R, Czwoydzinski J, Decker T, Spital S, Heindel W. Digital mammography screening: average glandular dose and first performance parameters. *Rofo* 2007 Sep; 179(9): 892-5
5. Lewin JM, Hendrich RE, D'Orsi CJ, Isaacs PK, Moss LJ, Karellas A, Sisney GA, Kuni CC, Cutter GR. Comparison of full field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations. *Radiology* 2001 Mar; 218(3): 873-80
6. Heddson B, Ronnow K, Olsson M, Miller D. Digital versus screen-film mammography. a retrospective comparison in a population based screening program. *Eur J Radiol* 2007 Dec; 64(3): 419 - 25
7. Marijke Vroomen Durning. Digital Breast Tomosynthesis Doses Comparable to Mammography. [online]. 2012 [cited 2014 Jan 31]. Available from: <http://www.diagnosticimaging.com/mammography/digital-breast-tomosynthesis-doses-comparable-mammography>
8. Teerstra HJ, Loo CE, van de Bosch MA, van Tinteren H, Rutgers EJ, Muller SH, Gilhuijs KG. Breast tomosynthesis in clinical practice: initial results. *Eur Radiol* 2010 Jan; 20(1): 16-24

9. Poplack SP, Tosteson TD, Kogel CA, Nagy HM. Digital breast tomosynthesis: initial experience in 98 women with abnormal digital screening mammography. *Am J Roentgenol* 2007 Sep;189(3): 616-23
10. Michell M, Wasan R, Whelehan P, Iqbal A, Lawinski CP, Donaldson AN, Evans DR, Peacock C, Wilson ARM. Digital Breast Tomosynthesis: a comparison of the accuracy of digital breast tomosynthesis, two dimensional digital mammography and two dimensional screening mammography (film screen). *Breast Cancer Research* 2009 Oct 26; 11(Suppl 2 ):01
11. Andersson I, Ikeda DM, Zackrisson S, Ruschin M, Svahn T, Timberg P, Tingberg A. Breast tomosynthesis and digital mammography: a comparison of breast cancer visibility and BIRADS classification in a population of cancers with subtle mammographic findings. *Eur Radiol* 2008 Dec; 18(12): 2817- 25
12. Gennaro G, Toledano A, di Maggio C, Baldan E, Bezzon E, La Grassa M, Pescarini L, Polico I, Proietti A, Toffoli A, et al. Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study. *Eur Radiol* 2010 Jul; 20(7): 1545-53
13. Alizadeh Riabi H, Mehnat P, Meshabi A. Evaluation of mean glandular dose in a full-field digital mammography unit in Tabriz, Iran. *Radiat Prot. Dosimetry* 2010 Dec; 142(2-4): 222-7
14. Olgar T, Kahn, T, Gosch D. Average glandular dose in digital mammography and breast tomosynthesis. *Rofo* 2012 Oct; 184(10): 911-8
15. Hendrick RE, Basset L, Botsco MA, Deibel D, Feig S, Gray J. American College of Radiology Committee on Quality Assurance in Mammography. *Mammography Quality Control Manual: Medical Physicist's Section*, Reston, VA: ACR 1999