

การวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาตับโดยวิธีที่เอซอีโดย
ใช้อุปกรณ์ไอเอสแอลในการตรวจวัด



นางสาวมัญชยา วิมลโนช

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอายุเวชศาสตร์ ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2560
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

MEASUREMENT OF EYE LENS DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGIST FROM TACE
PROCEDURES USING OSLD

Miss Mananchaya Vimolnoch



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Medical Imaging

Department of Radiology

Faculty of Medicine

Chulalongkorn University

Academic Year 2017

Copyright of Chulalongkorn University

มนัญญา วิมลโนช : การวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอี โดยใช้ อุปกรณ์ โอ เอส แอล ในการตรวจวัด (MEASUREMENT OF EYE LENS DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGIST FROM TACE PROCEDURES USING OSLD) อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์หลัก: รศ. ดร.อัญชลี กฤษณจินดา, 54 หน้า.

การตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอี ที่หน่วยงานรังสีร่วมรักษา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เป็นหนึ่งในการตรวจรักษาที่ให้ปริมาณรังสีสูง ส่งผลให้รังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีนี้มีความเสี่ยงที่จะได้รับรังสีที่เลนส์ตาปริมาณสูง ควรมีการศึกษาเนื่องจากปัจจุบันข้อมูลของปริมาณรังสีที่เลนส์ตายังไม่เพียงพอที่จะใช้เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีจำกัดที่กำหนดโดย International Commission On Radiological Protection (ICRP)

ปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่เลนส์ตาคือทิศทางของหลอดเอกซเรย์ในระหว่างการปฏิบัติการ ได้มีการศึกษาเบื้องต้นเกี่ยวกับผลการใช้หลอดเอกซเรย์ในหลายๆทิศทางต่อปริมาณรังสีที่เลนส์ตา จุดประสงค์ของการศึกษานี้คือ หาปริมาณรังสีเฉลี่ยประจำปี ที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอี และศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอี

การหาปริมาณรังสีเฉลี่ยประจำปีโดยทำการวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาหนึ่งคนและแพทย์ประจำบ้านต่อยอดสามคนที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอีโดยใช้เครื่องมือวัดรังสีชนิด OSL นาโนดอท (nanoDot) ติดที่ด้านข้างของแวนตากระจกตะกั่วที่ข้างซ้ายและขวาที่ด้านนอกและด้านในของแวน ปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับต่อเดือนจะถูกคำนวณออกมาเป็นค่าปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับต่อปี

มีการศึกษาผลการใช้หลอดเอกซเรย์ในหลายๆทิศทางต่อปริมาณรังสีที่เลนส์ตาโดยใช้เครื่องเอกซเรย์หลอดเลือดผลิตภัณฑ์ Toshiba (Infenix-I 8000C) ที่มีชุดรับสัญญาณภาพระบบดิจิทัลชนิด flat panel และติดอุปกรณ์วัดรังสีนาโนดอทด้วยเทปที่แวนตากระจกตะกั่วซึ่งใส่แวนตาบนหุ่นจำลองแวนโดเพื่อวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาและจำลองเป็นรังสีแพทย์ในกระบวนการตรวจรักษาด้วยวิธีทีเอซีอี

ผลการศึกษาปริมาณรังสีเฉลี่ยประจำปีที่เลนส์ตาเมื่อใช้แวนตากระจกตะกั่วของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาหนึ่งคนและแพทย์ประจำบ้านต่อยอดสาขารังสีร่วมรักษาสามคนที่ตาซ้ายเท่ากับ 7.64 มิลลิซีเวิร์ท และที่ตาขวาเท่ากับ 6.21 มิลลิซีเวิร์ท ค่าปริมาณรังสีประจำปีที่สูงที่สุดที่ตาซ้ายและขวาได้รับเท่ากับ 31.96 มิลลิซีเวิร์ท และ 24.23 มิลลิซีเวิร์ท ตามลำดับเมื่อวัดที่ด้านนอกของแวนตากระจกตะกั่ว และเมื่อใช้หลอดเอกซเรย์ในทิศ LAO ร่วมกับ Caudal ให้ปริมาณรังสีสูงสุดต่อตาซ้ายเท่ากับ 9.20 มิลลิซีเวิร์ท ต่อหนึ่งการตรวจเมื่อไม่มีการใช้แวนตากระจกตะกั่ว

พบปริมาณรังสีที่เลนส์ตาสูงกว่าด้านซ้ายในแพทย์ประจำบ้านต่อยอดสองคน เนื่องจากรังสีกระเจิงสามารถเดินทางมาถึงเครื่องวัดรังสีนาโนดอทที่ติดด้านในของแวนตากระจกตะกั่วข้างขวาโดยไม่ผ่านนาโนดอทที่ติดอยู่ด้านนอก เมื่อใช้หลอดเอกซเรย์ในทิศ LAO ทำให้ปริมาณรังสีสูงเนื่องจากแหล่งกำเนิดรังสีเข้ามาใกล้กับหุ่นจำลองมากกว่าการใช้หลอดเอกซเรย์ในทิศทางอื่นๆ

ปริมาณรังสีที่เลนส์ตาได้รับประจำปีสามารถเกินค่าปริมาณรังสีขีดจำกัด 20 มิลลิซีเวิร์ทตามที่ ICRP กำหนดไว้ได้ถ้าไม่มีการใช้อุปกรณ์ป้องกันรังสีที่ถูกต้อง

ภาควิชา รังสีวิทยา

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา ฉายาเวชศาสตร์

ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาหลัก

ปีการศึกษา 2560

5974040530 : MAJOR MEDICAL IMAGING

KEYWORDS: EYE LENS DOSE, OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE DOSIMETRY, INTERVENTIONAL RADIOLOGY

MANANCHAYA VIMOLNOCH: MEASUREMENT OF EYE LENS DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGIST FROM TACE PROCEDURES USING OSLD. ADVISOR: ASSOC. PROF. ANCHALI KRISANACHINDA, Ph.D., 54 pp.

For routine clinical service at Section of Interventional Radiology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH), TACE procedure has been one of the high exposure procedures, which result in increasing eye lens dose in interventional radiologists. Thus, radiation dose should be evaluated in interventional radiology staff who may receive high eye lens dose. Currently, there is insufficient information to comply with the ICRP dose limit on the occupation exposure to the eye lens.

One of the factors affecting the eye lens dose is the variation in tube directions in the interventional radiology (IR) laboratories. A preliminary study about tube angulations influence radiation exposure to the eye lens has been conducted. The objectives of this study are to determine the average annual equivalent doses and the parameters influence equivalent doses to the eye lens of the interventional radiologists in TACE procedures at King Chulalongkorn Memorial Hospital.

In order to determine the average annual eye lens dose of an interventional radiologist and three fellows, four nanoDot (OSL) dosimeters were taped on the left and right sides of the inside and outside of lead glass eyewear and measured monthly. The annual eye lens doses were then estimated.

The influence of tube angulation to the eye lens dose had been studied using Toshiba digital flat-panel angiographic system (Infinix-I 8000C) and nanoDot dosimeters taped on the lead glass eyewear which applied to the rando phantom to simulate the interventional radiologist under TACE procedure.

The results show the average annual eye lens dose measured from an interventional radiologist and three fellows at left side was 7.64 mSv and at the right side was 6.21 mSv when the lead glass eyewear was applied. The maximum estimated annual dose at the left and right eyes without lead glasses were 31.96 and 24.23 mSv respectively. Tube direction under LAO combined with caudal angle delivered the highest eye lens dose of 9.20 mSv/procedure at the left eye when protective equipment was not utilized.

The eye lens dose at the right side inside the lead glass eyewear was higher than outside in two fellows as some scattered radiation can reach the right nanoDot inside lead glasses without reaching the outside dosimeter. Radiation exposure from LAO series was high due to the shorter distance between the source of scattered radiation and the phantom than the other tube directions.

The annual eye lens dose of the interventional radiologist has the potential to exceed the new ICRP dose limit of 20 mSv/year if radiation protective tools are not properly used.

Department: Radiology

Field of Study: Medical Imaging

Academic Year: 2017

Student's Signature

Advisor's Signature

ACKNOWLEDGEMENTS

First and foremost, I would like to express my sincere gratitude and deepest appreciation to my advisor Associate Professor Anchali Krisanachinda, Ph.D., Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University for her continuous support of my M.Sc. study and research with patience, motivation, enthusiasm, and immense knowledge. Her guidance helps me in all the time of research and writing of this thesis. I could not imagine having a better advisor and mentor for my M.Sc. study.

Besides my advisor, I would like to deeply thank my thesis committee: Assistant Professor Jarturon Tantiwatana, M.D., Chairman of Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University and Chairman of my thesis committee, Professor Franco Milano, Ph.D., University of Florence, Italy, Associate Professor Kosuke Matsubara Ph.D., Kanazawa University, Japan external examiners and Dr.Yothin Rakvongthai, Department of Radiology Faculty of Medicine, Chulalongkorn University examiner of thesis defense for their encouragement and constructive comments.

My sincere thanks also go to Associate Professor Sivalee Suriyapee, Chief Physicist at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology Faculty, of Medicine, Chulalongkorn University for offering me Rando phantoms, insightful comments and invaluable advice about dosimetry.

I express my special thanks to the interventional radiology staff, Mr. Watanyu Taksima and Ms.Lakkana Janthahom who devoted their precious time for greatly assisting in this research.

I would like to deeply thanks Ms. Petcharleeya Suwanpradit, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital for her helpful suggestion and contribution in QC part.

I am also grateful all the lecturers, medical physicists, and staff in Medical Imaging program, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University for their useful suggestions and teaching of knowledge during M.Sc. study.

I thank my colleagues in the class of Medical Imaging for their kindly academic support and friendship also for all the fun we have had in this two years. Completing this work would have been even more difficult were it not for the support and friendship provided by them.

Last but not least, I am pleased to express my very profound gratitude to my family, my parents for supporting me spiritually throughout my life. This accomplishment would not have been possible without them. Thank you.

CONTENTS

	Page
THAI ABSTRACT	iv
ENGLISH ABSTRACT	v
ACKNOWLEDGEMENTS	vi
CONTENTS	vii
LIST OF TABLES	xi
LIST OF FIGURES	xii
LIST OF ABBREVIATIONS	xiv
CHAPTER I INTRODUCTION.....	1
1.1 Background and rationale.....	1
1.2 Research objectives	3
CHAPTER II REVIEW OF RELATED LITERATURE.....	4
2.1 Theory.....	4
2.1.1 Fluoroscopic system	4
2.1.2 Digital fluoroscopy system.....	5
2.1.3 Digital subtraction angiography (DSA) system.....	6
2.1.4 Transarterial chemoembolization (TACE).....	7
2.1.5 Radiation-induced cataracts	9
2.1.6 New recommendations from the ICRP.....	9
2.1.7 The optical stimulated luminescence, OSL dosimeter (nanoDot).....	10
2.1.8 The personal dose equivalent $H_p(d)$	12
2.2 Review of related literature	12
CHAPTER III RESEARCH METHODOLOGY	14

3.1 Research design	14
3.2 Conceptual framework.....	14
3.3 Research design model.....	14
3.3.1 Phantom measurement.....	14
3.3.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement.....	15
3.4 Research question	15
3.5 Research objectives.....	15
3.6 Sample.....	15
3.6.1 Target population.....	15
3.6.2 Sample population.....	16
3.6.3 Eligibility criteria.....	16
3.7 Materials.....	16
3.7.1 Quality control materials	16
3.7.2 Research equipment	18
3.8 Methods	21
3.8.1. Perform QC in digital Flat-panel Radiographic-Fluoroscopic system.....	21
3.8.2 Dosimetric procedure.....	21
3.8.2.1 Phantom study.....	21
3.8.2.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement.....	22
3.9 Variables measurement	22
3.10 Statistical analysis	22
3.11 Data analysis	23
3.12 Outcome measurement	23

	Page
3.13 Expected benefit	23
3.14 Limitation	23
3.15 Ethical consideration	23
CHAPTER IV RESULTS	25
4.1 Quality control of the DSA equipment.....	25
4.2 Phantom study	27
4.2.1 Effect of tube directions on eye lens dose.....	27
4.3 Interventional radiologist eye lens dose measurement	29
CHAPTER V DISCUSSION AND CONCLUSION	32
5.1 Phantom study	32
5.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement	34
REFERENCES	38
APPENDIX.....	43
APPENDIX A Case record form	43
APPENDIX B Information sheet.....	44
APPENDIX C Consent form	48
APPENDIX D Equipment performance for DSA system	50
APPENDIX E NanoDot OSL dosimeter calibration.....	52
VITA.....	54

LIST OF TABLES

Table 1.1 Threshold dose and occupational dose limit for eye lens recommended by ICRP	2
Table 2.1 Annual eye lens doses (mSv) using 4 nanoDots place at outside/inside lead glass eyewear on left and right sides.	12
Table 2.2 Annual doses (mSv) to lens of eye estimate for four interventional radiologists	13
Table 2.3 Doses (mSv) at the left eye and the left side of the face (eye position) measured using OSLD.....	13
Table 3.1 Radcal Accu-gold Digitizer module.....	17
Table 3.2 X-ray tube directions as TACE procedure condition	22
Table 4.1 Report of DSA R/F system performance.....	25
Table 4.2 Automatic Brightness Control test.....	25
Table 4.3 Dose assessment.....	26
Table 4.4 The average and range of equivalent dose (mSv) measured by using OSLD from 9 tube directions at left and right, inside, and outside lead glass eyewear.....	29
Table 4.5 Equivalent eye lens dose (mSv) measured monthly and two months period of nanoDots at left and right, inside, and outside lead glass eyewear of the interventional radiologist and fellows who performed TACE procedures at Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital	30
Table 4.6 Average equivalent eye lens dose (mSv) per month and estimated annual eye lens dose (mSv) at left and right eye of interventional radiologist and fellows.....	31
Table 4.7 Average estimated annual eye lens dose (mSv) and percent transmission at left and right eye. For all interventional radiologists performed TACE procedure.....	31
Table 5.1 Comparison of estimated annual eye lens doses (mSv) with other studies.....	37
Table i Data collection sheet for phantom study	43
Table ii Interventional radiologist eye lens dose record form.....	43
Table iii Report of DSA R/F system performance.....	50

LIST OF FIGURES

Figure 2.1 Early fluoroscopy.....	4
Figure 2.2 Component of analog and digital fluoroscopy system	5
Figure 2.3 Image from angiography procedure using DSA technique	6
Figure 2.4 Image from TACE procedure using DSA technique.....	8
Figure 2.5 The position of the fellow and interventional radiologist when perform TACE procedure.	8
Figure 2.6 NanoDot dosimeter.....	10
Figure 3.1 Copper sheets.	16
Figure 3.2 The solid state dosimeter (model AGMS-D+) manufacturer by Radcal.....	17
Figure 3.3 Test object (model 903 phantom) manufacturer by CIRS.....	18
Figure 3.4 Toshiba IVR-CT.....	18
Figure 3.5 NanoDot dosimeter.....	19
Figure 3.6 Male and female Rando phantoms.....	20
Figure 3.7 Lead glass eyewear	20
Figure 3.8 Body IR procedure with two phantoms and Toshiba Infinix R/F system.....	21
Figure 4.1 Equivalent doses (mSv) at outside and inside the eyewear measured with OSLD under 9 tube directions.....	28
Figure 5.1 Equivalent dose to left eye (mSv) without protection tool at various views using Rando phantom from highest to lowest dose.	32
Figure 5.2 Tube directions of LAO and RAO view	33
Figure 5.3 Mean operator radiation exposure ($\mu\text{Sv/h}$) at a Rando phantom sorted by highest to lowest radiation dose from Kuon et. al.....	33
Figure 5.4 Images of the different models of lead glasses..	35
Figure I The nanoDot dosimeters were placed in the cylindrical phantom at the depth of 3 mm.....	52
Figure II Schematic view of beam incidence at 40 degree to the cylindrical phantom axis.	53

Figure III Microstar reader	53
Figure I The nanoDot dosimeters were placed in the cylindrical phantom at the depth of 3 mm.....	52
Figure II Schematic view of beam incidence at 40 degree to the cylindrical phantom axis.	53
Figure III Microstar reader	53



LIST OF ABBREVIATIONS

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ADC	Analog to Digital Converter
Al	Aluminum
AP	Antero-Posterior
CAU	Caudal
CCD	Charge-Coupled Device
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
CRA	Cranial
CT	Computed Tomography
DQE	Detective Quantum Efficiency
DSA	Digital Subtraction Angiography
FOV	Field of View
FPD	Flat panel Detector
HCC	Hepatocellular Carcinoma
H _p (3)	Equivalent eye lens dose
HVL	Half Value Layer
ICRP	International Commission on Radiological Protection
II	Image Intensifier
IR	Interventional radiology
KCMH	King Chulalongkorn Memorial Hospital
kVp	Kilo Voltage Peak
LAO	Left Anterior Oblique
mGy	milliGray
mSv	milliSievert
OSLD	Optically Stimulated Luminescence Dosimeter
PMMA	Polymethyl Methacrylate
PSC	Posterior Subscapular Cataract
RAO	Right Anterior Oblique
R/F	Radiographic-Fluoroscopic
SNR	Signal to Noise Ratio
TACE	Transarterial chemoembolization
TLD	Thermoluminescence Dosimeter
QC	Quality Control

CHAPTER I

INTRODUCTION

1.1 Background and rationale

Interventional radiology (IR) involves the minimally-invasive medical procedures which the updated imaging technologies have been used to help guiding procedures for diagnosing and treating some types of medical conditions. IR has been an essential part of modern patient treatment procedure for more than 10 years. It has been shown that interventional radiologists may potentially receive high radiation doses if the radiation protection tools had not been used properly. This raises serious concerns considering the effects of ionizing radiation on occupational exposures.

Since the reduction of the annual dose limit for the eye lens from 150 mSv to 20 mSv has been recommended by the international commission on radiological protection (ICRP) in 2011 (1), the interest has been focused on the occupational dose to the eye lens. It is known that ionizing radiation is associated with posterior sub-capsular cataract (PSC) and a significant increase in posterior lens opacities in the eyes of interventional cardiology and radiology staff (2). Consequently, radiation protection and dose evaluation should be studied in those staff who may receive high scattered radiation dose to the eye lens.

IR offers the treatment options for many parts of the human body especially in the unresectable hepatocellular carcinoma (HCC). IR procedure of primary tumor at the liver is called transarterial chemoembolization (TACE). Resulting from a variety of image-guided under fluoroscopic; thus, the images are seen in real time which becomes the key step in successful treatment (3).

This procedure is performed by putting a catheter into the common femoral artery at the right groin and passing a catheter through the abdominal aorta, through the celiac axis and common hepatic artery, into the transarterial route to block arteries supplying the tumors, and at the same time delivers a high dose of chemotherapy drugs to HCC (4). TACE has been proven to be convenient in local tumor control, to prevent tumor progression, prolong patients' life and control patient symptoms (5).

Although TACE is useful for decreasing stage of the disease, improving survival and quality of life, it delivers high radiation dose to both patients and staff. In routine clinical service at King Chulalongkorn Memorial Hospital (KCMH) (6), TACE is a procedure with the highest exposures among others to patient skin (7) resulting in increasing of radiation-associated posterior lens opacities.

The effect on the eye lens caused by radiation exposure leads to the formation of lens opacities at the posterior sub capsule then developed the loss of the eye lens function and

cataract. Over the last decade, there were reports on the evidence of radiation-induced cataract of workers in interventional radiology, especially when the protective tool had not been utilized.

The occupational cataracts and lens opacities in interventional cardiology (2) study revealed 17% of posterior subcapsular lens opacities among 106 interventional cardiologists and 5% among 99 unexposed nonmedical workers.

Olivera Ciraj-Bjelac et al. (8) demonstrated a significantly increased risk of posterior lens opacities for interventional cardiologists and nurses when the radiation protection tools were not used, the individual's prevalence of posterior lens changes was 52% for interventional cardiologists, 45% for nurses, and 9% for controls.

Junk et al. (9) observed 59 volunteer participants (radiologists and cardiologists) and found 37.3% of participants having small dot-like opacities in the posterior subcapsular regions of the lens, consistent with early signs of radiation damage and 8% had diagnosis of cataracts.

More than 20 years, since 1991, an equivalent occupational dose limit to the eye lens was recommended by ICRP report no. 60 (10) to be 150 mSv per year, threshold doses for vision-impairing cataracts were 5 Gy for acute exposures, and more than 8 Gy for chronic exposures.

Until April 2011, the ICRP published a statement on tissue reactions recommending an equivalent dose limit to the eye lens to 20 mSv per year averaged over 5 consecutive years, with no single year exceeding 50 mSv while the dose threshold was 0.5 Gy (1) as shown in Table 1.1.

Table 1.1 Threshold dose and occupational dose limit for eye lens recommended by ICRP

	ICRP report no. 60 (1991)	ICRP report no. 118 (2011)
Threshold in absorbed dose	<u>Detectable opacities</u> <ul style="list-style-type: none"> • 0.5-2 Gy (acute exposures) • 5 Gy (chronic exposures) <u>Cataracts</u> <ul style="list-style-type: none"> • 5 Gy (acute exposures) • >8 Gy (chronic exposures) 	<u>Detectable opacities</u> <ul style="list-style-type: none"> • 0.5 Gy (acute and chronic exposures) <u>Cataracts</u> <ul style="list-style-type: none"> • 0.5 Gy (acute and chronic exposures)
Occupational equivalent dose limit	150 mSv/y	20 mSv/y averaged over 5 consecutive years, and 50 mSv in any single year

The influence on the ICRP recommendation raised from some epidemiological studies based on atomic bomb survivors and Chernobyl cleanup workers had shown radiation-induced cataract observed in lower dose threshold than the previous considered by ICRP 60.

The reduction of the dose limit to the eye lens has grown attention among the medical radiation community especially in the field of IR procedures. The interventional radiologists who stand nearest the x-ray source have opportunity to expose to high radiation dose and risk of exceeding

the dose limit is significant. The measurement of the eye lens dose becomes more important in medical staff work at a busy IR unit because their eye doses could receive higher scattered radiation than other radiation workers.

At present, the eye lens dose to the staff in Thailand is rarely measured. In 2015, Krisanachinda et al. (11) measured eye lens dose in interventional cardiologists using optical stimulated luminescence (OSL) dosimeters at KCMH, Thailand. They reported on the interventional cardiologists' left eye lens doses at above the new dose limit and demonstrated significantly elevated incidence of radiation-associated lens changes in interventional cardiology workers when the radiation protection was inappropriate.

Because of a lack of study on personal dose equivalent of the eye lens, $H_p(3)$ of the interventional radiology staff at KCMH, the measurement of the eye lens doses of the interventional radiologists should be carried out to estimate the annual eye lens doses in order to comply with the ICRP dose limit.

1.2 Research objectives

1. To determine the annual dose to the eye lens of interventional radiologists perform TACE procedures using OSLDs.
2. To study parameters influencing the interventional radiologists eye lens dose in TACE procedures.

CHAPTER II

REVIEW OF RELATED LITERATURE

2.1 Theory

2.1.1 Fluoroscopic system

Fluoroscopy refers to the use of continuous X-ray exposure and suitable image receptor to produce images in real time, allowing evaluation of dynamic biological processes and guiding interventions. This system has been in clinical use shortly after Roentgen's discovery of X-rays. Before the late 1950s, fluoroscopic system was performed in a darkened room with an intensifying screen that was viewed directly by the radiologist. However, direct view systems produced dim images that required the radiologist's eyes to be dark adapted and frequently resulted in high doses to both patient and radiologist. In modern systems, image intensifiers (IIs) coupled to digital video systems or flat panel digital detectors as image receptors are used. Digital video systems are usually employed to record the image. An image intensifier greatly improves image quality by amplifying x-ray beams and converts an x-ray image into a light image that can be displayed on a TV monitor through an image processor.

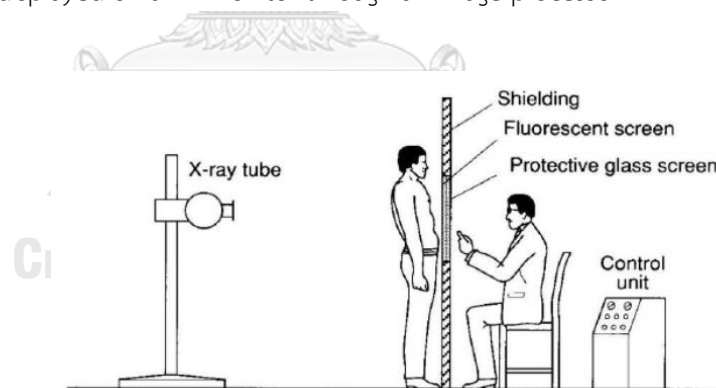


Figure 2.1 Early fluoroscopy. The image was viewed directly by the radiologist (12).

Fluoroscopy has undergone much technological advancement in recent years. The II has increased in size from the early 15-cm diameter field of view (FOV) systems to 40-cm systems available today. Analog television (TV) cameras have been replaced with high-resolution, low noise, digital charge-coupled device (CCD) or complementary metal-oxide semiconductor (CMOS) cameras. Flat panel detector technology has led to larger rectangular FOV systems (48 cm) with high spatial resolution and improved image fidelity and will gradually replace II detectors.

Fluoroscopic imaging trades the high signal to noise ratio (SNR) of radiography for high temporal resolution, as factors that maintain patient dose at an acceptable level must be used (13).

2.1.2 Digital fluoroscopy system

Conventional fluoroscopy evolved into a digital fluoroscopy with the addition of two components analog to digital converter (ADC) and computer. Early version of digital fluoroscopy used an imaged-intensifies fluoroscopic chain but added an ADC and a computer between the TV camera and the monitor. An ADC is a device that digitizes the video (analog) signal and convert it into a binary number which computer can understand. Later, the association of CCD into this step further improved digital fluoroscopy. The CCD is more light sensitive (higher detective of quantum efficiency DQE) and exhibits less noise and no spatial distortion. It also has higher spatial resolution and requires less radiation in the system, reducing patient dose. A more recent advance in digital fluoroscopy is the introduction of a flat panel detector in place of an image intensifier (14).

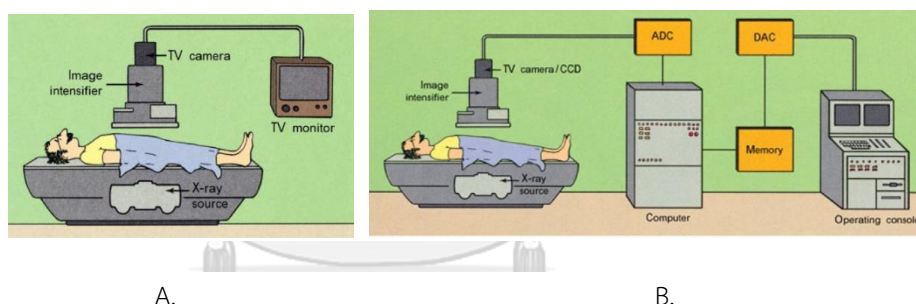


Figure 2.2 Component of analog (A.) and digital fluoroscopy system (B.) (15)

The x-ray image from the output of the image intensifier is transformed into an electrical (analog video) signal by a television camera. Then the analog video signal values from each television frame are sent to the ADC which converts it to digital signal values according to the bit depth of the ADC. The number of bits that the signal is divided into determines the contrast resolution (number of gray shades) of the system. An 8-bit ADC will convert the video signal to a maximum of 256 different values. Improved representation of the analog video signal will occur as the bit depth of the ADC is increased and the sampling frequency of the discrete time points increases (16, 17).

Postprocessing manipulation of the image is possible because the image is in digital format (subtraction is an especially useful processing technique, whereby bone and soft tissue are removed from the image) and image processing in digital fluoroscopy occurs in real time.

2.1.3 Digital subtraction angiography (DSA) system

Digital subtraction angiography (DSA) was introduced in the 1980s as a method for intravenous injection of contrast for imaging the arterial system. It is a fluoroscopy technique used in interventional radiology to clearly visualize blood vessels in a bony or dense soft tissue environment. The sequential 'fill' images that include a contrast agent are subtracted from a 'mask' image that includes only the anatomical background. This subtraction reduces anatomical noise and increases the contrast of the blood vessels in the subtracted images. The final result is an image in which the signal in the contrast filled vessels depends only on the amount of contrast in the vessel, and not on the background.

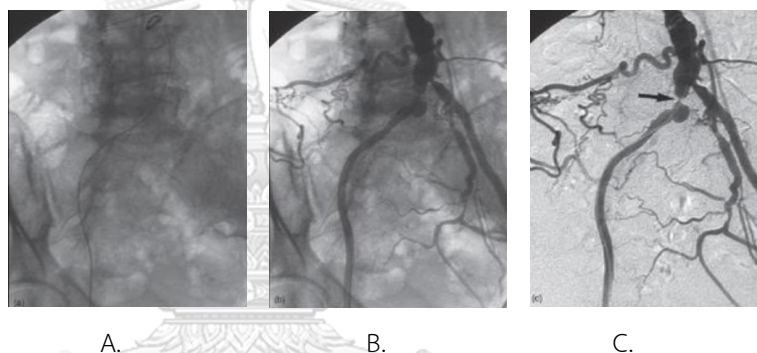


Figure 2.3 Image from angiography procedure using DSA technique. A. Mask image, B. Contrast image and C. subtracted image

First, fluoroscopic x-ray exposure is obtained, digitized, and stored as a mask. After the mask is obtained, contrast media is injected into the blood vessel. A continuous fluoroscopic image in each frame is obtained and digitized by the computer. Each frame is subtracted pixel by pixel digitally in real time from the stored mask, converted back to analog format, and the resultant image displayed on the television monitor. If no contrast is injected and if there is no motion of soft tissues between the mask and the subsequent images, the subtracted picture will be blank with cancellation of all bone and soft tissue signals. However, if contrast media are injected after the mask is obtained, the subtracted image will yield an image of the iodinated vascular structures which is not obscured by overlying soft tissues and bones. One important benefit of digital angiography is the ability to reprocess the image after the study is performed. During postprocessing, the image is reconverted from videotape storage into a digital format. The contrast and brightness of the image can be manipulated, or a new mask can be chosen to help improve the quality of the image (18-20).

DSA has become an imaging standard for evaluation of vascular anatomy. First introduced in 1970s, it is highly effective in contrasting arterial structures with their surrounding bone and soft tissue.

2.1.4 Transarterial chemoembolization (TACE)

Hepatocellular carcinoma (HCC) is one of the most common malignant diseases worldwide and is the most frequent type of malignant liver tumor in Thailand. The high incidence rate of HCC in Thai population reflects from chronic HBV infection in this endemic area (21).

The curative therapies for this disease include of resection, liver transplantation and radiofrequency ablation (RFA). Whereas transcatheter arterial chemoembolization (TACE) has been recognized as an effective palliative treatment option for patients with advanced HCC and as a role in delaying the progression of HCC unit when a donor liver becomes available.

Transarterial chemoembolization (TACE) is one of interventional radiology procedures which performed in the angiography suite by interventional radiologists using fluoroscopy guidance for injecting chemotherapeutic drugs directly into the target tumors and blockages the tumor blood vessels induce ischemia and hypoxia in tumors. The principle of TACE is to deliver a toxic dose of drug to the HCC and deliver embolic agent causes ischemia and necrosis of the tumor and slows anticancer drug washout. TACE is the most common mode of treatment in Thailand because of advanced stage, available health center and acceptable cost of treatment.

The history of this procedure started when a French radiologist, Dominique Doyon, who was the first to use gelatin as the embolization agent to treat patients with HCC in 1974. The reason for this was that HCC received most of their blood supply from the hepatic artery and the hepatic artery could be occluded without causing complete necrosis of the organ as it continued to be supplied by the portal venous system (22). Though TACE has been used to treat HCC since it was first reported in 1974, the use of TACE to treat HCC really widely began after Lipiodol was introduced as a drug carrier and an embolic agent in the early 1980s by the Japanese surgeon Konno (23). While the use of anticancer drugs followed with gelatin sponge (Gelfoam) was introduced by Yamada et al., in the late 1970s (5).

TACE involves percutaneous access to the hepatic artery usually by puncturing the common femoral artery at the right groin and passing a catheter through the abdominal aorta, the celiac axis, and common hepatic artery, into the feeding arteries supplying the tumors. Chemotherapeutic dose is directed to the tumor following embolization for ischemic effect of the HCC. This advantage of the selective arterial obstruction is not only inducing ischemic tumor necrosis but also minimizing damage to the liver tissue. The blood supply to the liver tissue is still maintained by dominant

blood flow from the portal vein minimizing damage to the liver. In addition, chemotherapeutic agents concomitantly administered remain in a tumor for a longer period at a higher concentration. TACE has been proven to be convenient in local tumor control, to prevent tumor progression, prolong patients' life and control patient symptoms.



Figure 2.4 Image from TACE procedure using DSA technique. The red circle indicates HCC of the liver.

At department of radiology, KCMH, TACE normally carried out by fellow under supervision of interventional radiologists who stand along the right side of the patient as shown in Figure 2.5.A. However, if the procedure is too complicated the interventional radiologist will carry out the procedure instead of fellow whereas the fellow will stand beside the interventional radiologist (Figure 2.5.B). Due to the position of the staff, the left eye is closer to the x-ray source then received higher radiation dose than the right.

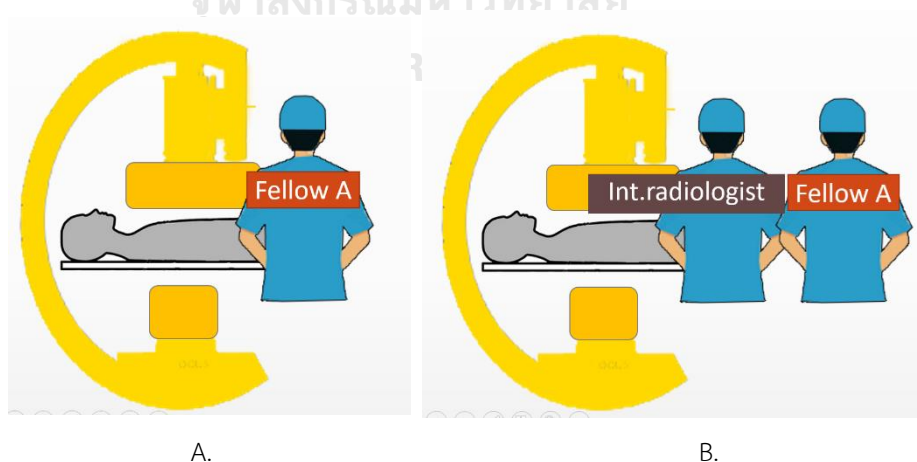


Figure 2.5 A. The position of the fellow when performs TACE procedure, B. When the procedure is complex, the interventional radiologist performs TACE procedure with the fellow stands beside him.

2.1.5 Radiation-induced cataracts

The eye lens has been known as the most radiosensitive tissue among eye tissues (24) A cataract or lens opacity is referred as the clouding of the lens that affects vision, so light not properly focuses on the retina. It is one of the most common causes of blindness worldwide (25) and may be classified according to anatomic location into nuclear, cortical, posterior subcapsular, or mixed types (26). Although cataracts often develop with age, trauma, steroid treatment, and diabetes, the development of posterior subcapsular cataracts (PSC) are characteristic of radiation exposure. It is commonly seen in interventional radiologists who have operated IR procedure for many years.

Radiation-induced cataract has been considered a deterministic effect and appeared only if a dose exceeds the threshold limit. Both radiation cataract severity and latency are related to radiation dose.

The mechanism of radiation induced cataract formation is not fully understood but the cause of cataract is genomic damage rather than cell killing, thus the injury of lens epithelial cells is the first step of the opacification process which leads to formation of abnormal lens fibers at the posterior capsule cause small dots at the back of the lens and then, many years later, develop to form larger opacities at late stage of disease development (1).

Over the last decade, there were reported on the evidence of radiation-induced cataract of workers in interventional radiology, especially when the protective tool had not been utilized (2, 8, 9).

2.1.6 New recommendations from the ICRP

An equivalent occupational dose limit to the eye lens was recommended by ICRP report no. 60 to be 150 mSv per year, threshold doses for vision-impairing cataracts were 5 Gy for acute exposures and more than 8 Gy for chronic exposures (10).

Until, April 2011, The ICRP published a statement on tissue reactions recommending an equivalent dose limit to the eye lens to 20 mSv per year averaged over 5 consecutive years, with no single year exceeding 50 mSv while the dose threshold was 0.5 Gy (1).

This arises from some studies that show radiation-induced cataract observed in lower dose than the previous considered by ICRP no. 60 which influenced the ICRP recommendation, such as studies of dose threshold significantly lower than 2 Gy from atomic bomb survivors, Chernobyl cleanup workers, residents of contaminated buildings, astronauts, interventional radiologists and interventional cardiologists.

At relatively high exposures (>1 Gy), lens opacities may occur within a few years; however, at lower doses and dose rates, similar to occupational practice, cataracts may occur over many years.

The reduction of the dose limit to the eye lens has grown attention among the medical radiation community especially in the field of IR procedures. The interventional radiologists who position nearest the x-ray source have opportunity to expose to high radiation dose and risk of exceeding the dose limit is significant.

2.1.7 The optical stimulated luminescence, OSL dosimeter (nanoDot)

Optical stimulated luminescence (OSL) has been known for more than 60 years. The first use of OSL as a detector was from Huntley et al., in 1985, they used the green light from an Argon laser for dating of sediments (27) The OSL has now been used as a method for both monitoring occupational radiation dose and radiation protection for millions of healthcare occupations around the globe. A small-type OSL dosimeter, named nanoDot, is made commercially available by Landauer. The detector is a small round OSL crystal with 0.2 mm layer and 5 mm diameter seals in thin polyester and mounted inside a light-tight plastic container with dimensions 10x10 mm² and 2 mm thick (28).

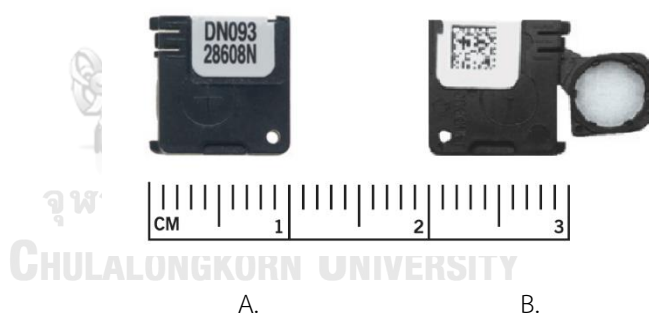


Figure 2.6 A. Front of nanoDot carrier with alphanumeric sensitivity code and serial number. B. Back of open nanoDot carrier with 2D barcode that includes sensitivity code and serial number (29).

The detector of OSL is aluminum oxide crystal that dopes with carbon ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) ($Z = 11.2$) as a contamination which creates imperfections of the crystal. These imperfections play important role as an electron trap or hole.

The irradiation of Al_2O_3 stimulates some free electron to an excited state at conduction band and creates hole at valence band, then free electron is trapped at electron trap so the energy from exposure is stored; thus, the stored energy can be read by stimulating the crystal with light. Energy of electron traps is high enough to hold charge

at room temperature for long period of time and low enough so that the charge can be released by illumination with light laser.

During processing, green light laser (532 nm) stimulates the trapped electrons back to an excited state again then return them to ground state which result in only some fraction of electron-hole pair recombination with the result of blue light (400-420 nm) that can be detected with a PMT tube whereas most of electrons still remain in the traps This means that the dosimeter can be reread many times without a significant loss of signal. The amount of radiation is proportional to the intensity of light which releases from the crystal and remains unchanged after reading. Thus, an integral of the luminescence intensity over the stimulation period is a function of the initial absorbed dose (30, 31).

NanoDots have many desirable properties as a dosimeter for diagnostic radiology applications such as high sensitivity, fast reading, good homogeneity, good reproducibility, good linearity in the diagnostic energy range, and can be *reread* several times.

The OSL signal is approximately linear at low doses, but at greater doses it exhibits supralinearity. Al-sen et al. (32) reported a linear response for nanoDOTs exposed to low doses, 2-40 mGy, using diagnostic X-ray beam.

However, nanoDOTs have the disadvantages of being discharged by exposure to visible light, high angular dependence in low kVp techniques and energy dependence need to be concerned.

Al_2O_3 is not tissue equivalent, and thus exhibit a sensitivity dependence on the type and energy of the irradiating beam.

With an effective atomic number of 11.2, Al_2O_3 dosimeters demonstrate an increased sensitivity for lower energy beams, consistent with an increasing contribution from the photoelectric effect.

With decreasing energy, the energy dependence becomes even more pronounced. The measured sensitivity varied by a factor of 2 between the 250 and 125 peak kilovoltage (kVp) beams from an orthovoltage radiotherapy unit was reported by Reft et al., (33) The observed sensitivity also varied by a factor of 2 by varying the tube potential from 50 to 120 kVp and using variable filtration to modify the half-value layer from 2.0 to 9.8 mm Al on a radiographic unit Thus, for more accurate dose measurements, the nanoDots should be calibrated for the particular beam used during imaging.

The angular dependence becomes more pronounced at lower beam energies. The nanoDot sensitivity was also dependent on which edge was facing the beam, with the lowest response observed when the upper edge around which the label was facing the beam source.

Al-Senan et al. (32) investigated the angular dependence of nanoDots exposed using a 25 kVp mammography beam, 80 and 120 kVp beams from a general radiography

unit, and 80 and 120 kVp beams from a computed tomography (CT) scanner. The angular dependence was the strongest for the mammography beam with a maximum reduction of 70% for on-edge irradiation and the maximum reduction for the 80 kVp beam from the radiography unit was 40%. For exposure to CT beams, the maximum reduction was 10%. The angular dependence, especially at the lowest diagnostic energies, would need to be considered when positioning the detectors.

2.1.8 The personal dose equivalent $H_p(d)$

$H_p(d)$, is an operational quantity. It is the equivalent dose in ICRU soft tissue material at an appropriate depth d (mm) of the human body below the point which the individual dosimeter is worn. The unit of personal dose equivalent is joule per kilogram (J/kg) and its special unit is sievert (Sv).

For measuring equivalent eye lens dose, $H_p(3)$ is recommended by the ICRP and the ICRU. As the eye lens is located behind the cornea and anterior chamber in a total depth of about 3 mm. In addition, for assessment of the effective dose and equivalent dose to the skin $H_p(10)$ and $H_p(0.07)$ are used respectively.

The best estimate of eye lens dose can be carried out by calculating conversion coefficients $H_p(3)$ from dosimeter that calibrated for $H_p(3)$ on a slab, or on a new cylindrical phantom (34).

2.2 Review of related literature

In 2015, Krisanachinda et al. (10) measured annual eye lens dose in interventional cardiologist using OSL dosimeters at KCMH, Thailand. They reported on the cardiologist's left eye lens doses at above the new dose limit and demonstrated significantly elevated incidence of radiation-associated lens changes in interventional cardiology workers when the radiation protection was inappropriate. They found the maximum left eye dose when lead glass eyewear was not apply was 32.45 mSv as shown in Table 2.1.

Table 2.1 Annual eye lens doses (mSv) using 4 nanoDots place at outside/inside lead glass eyewear on left and right sides.

	Left eye (mSv)		Right eye (mSv)	
	Outside	Inside	Outside	Inside
Average	8.06	3.91	3.55	2.44
Minimum	0.17	0.05	0.06	0.06
Maximum	32.45	14.26	8.04	6.24

O'Connor U et al. (35) used TLDs measured eye lens dose from 4 radiologists over a 3-month period and monitored 354 interventional procedures. They found one interventional radiologist and one fellow received annual eye lens dose higher than the dose limit of 20 mSv/year as shown in Table 2.2.

Table 2.2 Annual doses (mSv) to lens of eye estimate for four interventional radiologists

Staff	Right/left eye	Annual equivalent dose to the lens of eye (mSv)
Radiologist Fellow	Left	44.90
	Right	29.00
Interventional radiologist 1	Left	30.90
	Right	14.50
Interventional radiologist 2	Left	7.10
	Right	4.10
Interventional radiologist 3	Left	16.00
	Right	10.70

Yokoyama et al. (36) simulated an interventional cardiologist and patient using 2 torso phantoms. The face of the phantom for a cardiologist was turned between -30° and 60° . The eye lens dose was measured using nanoDOT OSLD. They found that radiation dose measured at the left eye of the phantom was almost equal to the dose measured on the left side of the face when the phantom faced forward as shown in Table 2.3.

Table 2.3 Equivalent Dose (mSv) measured at the left eye and left side of the face (eye position) of the phantom using OSLD

Face direction	Equivalent dose (mSv)		
	L-Face	L-Eye	L-Face/L-Eye
-30°	0.84	0.97	0.86
0°	0.87	0.93	0.94
30°	0.83	0.82	1.00
60°	0.70	0.22	3.33

They measured eye lens dose of 2 cardiologists for 2 days and found that the estimated maximum dose for the eye lens for one-day monitoring was 0.16 mSv. The estimated annual dose for the eye lens would be 20 mSv. Thus, the eye-lens doses for cardiologists were under the new ICRP dose limit.

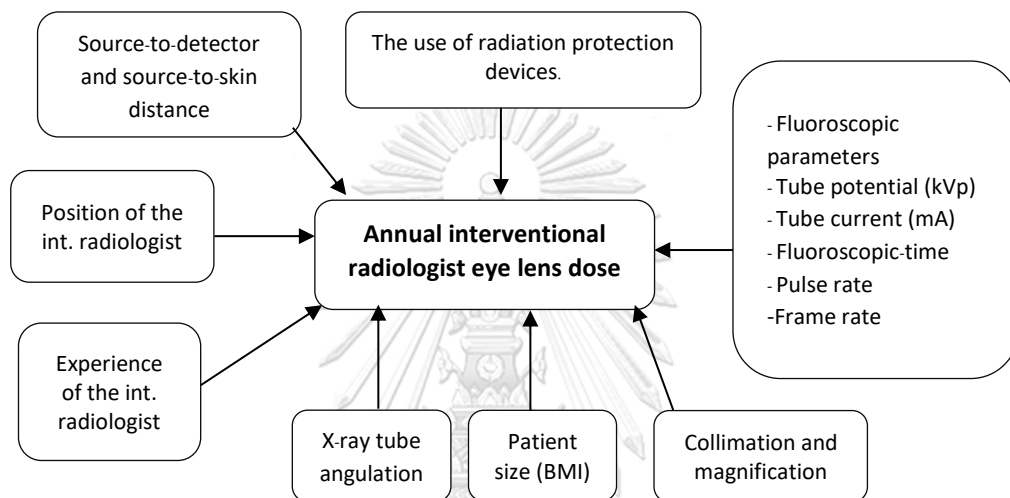
CHAPTER III

RESEARCH METHODOLOGY

3.1 Research design

This study is an observational descriptive design in the type of prospective.

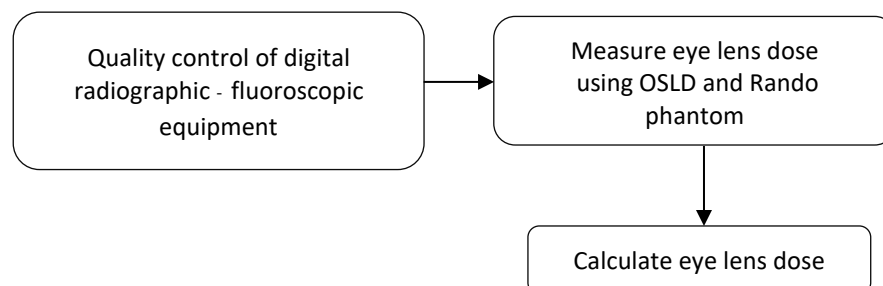
3.2 Conceptual framework



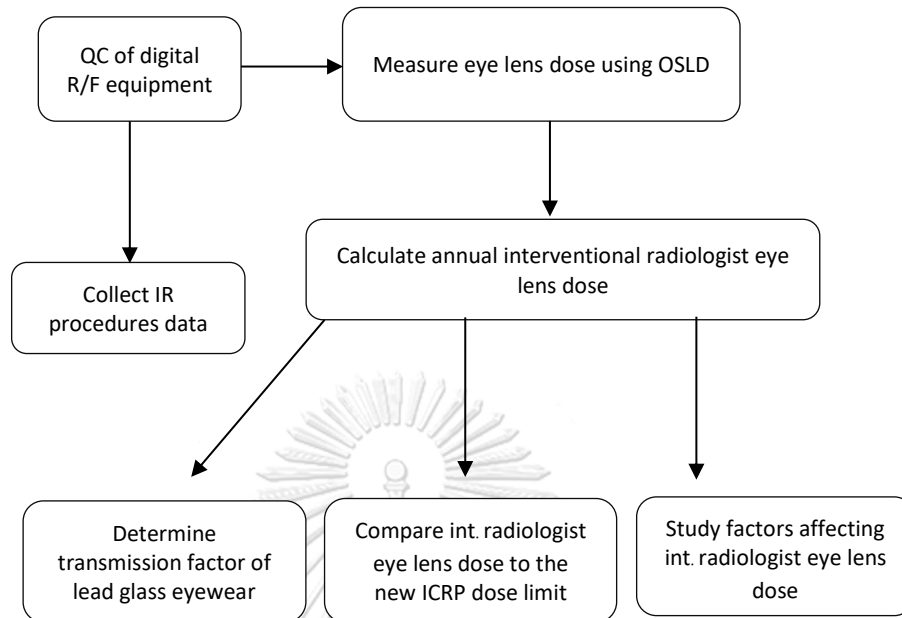
3.3 Research design model

The study was divided into two parts. The first part was the phantom study and the second part was the interventional radiologist eye lens dose measurement.

3.3.1 Phantom measurement



3.3.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement



3.4 Research question

What are the average annual equivalent doses to the eye lens of the interventional radiologists received from TACE procedures using OSLD?

3.5 Research objectives

1. To determine the average annual equivalent doses to the eye lens of the interventional radiologists in TACE procedures.
2. To study parameters influencing equivalent doses to the eye lens of the interventional radiologists in TACE procedures.

3.6 Sample

3.6.1 Target population

One interventional radiologist and three fellows who performed TACE procedures at Section of Interventional Radiology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital from April 2017 to February 2018.

3.6.2 Sample population

This research is descriptive study. The data was collected from interventional radiologist and fellows who performed TACE procedures at Section of Interventional Radiology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital.

3.6.3 Eligibility criteria

3.6.3.1 Inclusion criteria

Only interventional radiologist and fellow who applied lead glass eyewear when performed TACE procedures using digital Flat-panel system (Toshiba, Infinix-I INFX-8000C) at Section of Interventional Radiology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, on Monday to Friday from April 2017 to February 2018 consecutively.

3.6.3.2 Exclusion criteria

Interventional radiologist and fellow who did not apply lead glass eyewear during performed TACE procedures.

3.7 Materials

3.7.1 Quality control materials

3.7.1.2 Copper sheets

Copper sheets; 0.5 mm (4 sheets) and 1 mm (2 sheets) thickness were used to represent patient and drive kVp during QC of fluoroscopy system as shown in Figure 3.1



Figure 3.1 Copper sheets.

3.7.1.1 R/F dosimeter

A small solid state multi-parameter named Accu-gold (AGMS-D+) is manufactured by Radcal has been used for single exposure and fluoroscopy. It measures dose, dose-rate, time, kVp, half value layer (HVL), and beam filtration (Figure 3.2). Radcal Accu-gold Digitizer module is shown in Table 3.1



Figure 3.2 The solid state dosimeter (model AGMS-D+) manufacturer by Radcal (37).

Table 3.1 Radcal Accu-gold Digitizer module.

Solid State and Ion chamber sensors	Multiple solutions for your measurement needs, no compromising
Simultaneous measurements	Up to 16 user selectable parameters viewable from each measurement
Customizable view screens	Create data display profile either before or after the exposure
Plug and Play sensors	Truly Interchangeable Accu-Gold+ Multisensors with other Rapid-Gold+ and Accu-Gold+ meters
Real time waveforms	Real time simultaneous dose rate, kV, and mA waveforms
Data recall	Entire measurement sessions can be quickly recalled and added to at any time
Matrix display	Use Matrix display to view measurement results from the control room
Auxiliary port	Provision for future sensors
Scope type waveform analysis	Analyze kV, dose, and mA waveform measurement values in detail
Export data	Export data to Excel, user templates or clipboard

3.7.1.3 The test object phantom manufacturer CIRS model 903

The test object is manufactured from Polymethyl Methacrylate (PMMA) equivalent epoxy that offers the same X-ray attenuation properties as PMMA with significantly greater durability (Figure 3.3).

The overall phantom of 25.4 cm wide x 25.4 cm long x 20.7 cm high consists of three attenuation plates, one test object plate and a detachable stand. Test objects include high-resolution copper mesh targets from 12–80 lines per inch, two separate contrast-detail test objects.



Figure 3.3 Test object (model 903) manufacturer by CIRS phantom (38)

3.7.2 Research equipment

3.7.2.1 Digital R/F system

The digital flat-panel radiographic-fluoroscopic system (Infinix-I 8000C FPD 30*40 cm), as shown in Figure 3.4, is manufactured by Toshiba Medical System and installed at interventional radiology unit, King Chulalongkorn Memorial Hospital in 2015.



Figure 3.4 R/F and CT systems manufacturer Toshiba

The system comprises a KAP meter, air kerma product.

The parameters presented on the operator console are:

- Cumulative fluoroscopic time
- Cumulative air kerma product (KAP)
- Cumulative air kerma (AK)
- Total number of frames
- kV, mAs

3.7.2.2 Optical Stimulates Luminescence Dosimeter (OSLD)

The OSLDs- nanoDots, provided by Nagase Landauer (Japan), Inc., is shown in Figure. 3.5

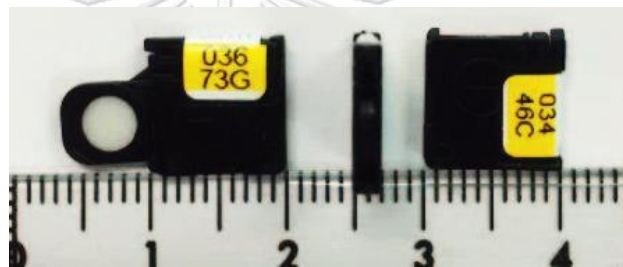


Figure 3.5 NanoDot dosimeter (29)

NanoDOT is composed of a black lightproof plastic housing with dimensions $10 \times 10 \text{ mm}^2$ and 2 mm thick. The detector material is comprised of $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ($Z_{\text{eff}} = 11.28$) disk with 5 mm diameter and approximately 0.2 mm thick. The housing can be opened automatically during the reading process. The supply, calibration, and readout of the nanoDots have been provided by Thailand Institute on Nuclear Technology, Bangkok, Thailand.

3.7.2.3 The Alderson Rando phantom

The phantom as shown in Figure 3.6 is made from tissue-equivalent materials that imitated human anatomy, which consists of natural human. Therefore, the X-ray absorption and scattering by the phantom are equivalent to those in human.



Figure 3.6 Male and female Rando phantoms (39)

3.7.2.4 Lead glass eyewear

Lead glass eyewear (Figure 3.7) provided by Philips Medical System with lead equivalent thickness of 0.07 mm was used in the part of phantom study.



Figure 3.7 Lead glass eyewear (40)

3.7.2.5 The interventional radiologists

One interventional radiologist and three fellows perform TACE procedures at Section of interventional radiology, Department of Radiology King Chulalongkorn University.

3.7.2.6 Case consent forms

The case consent forms were completed by interventional radiologists and fellows before the measurement.

3.8 Methods

3.8.1. Perform QC in digital Flat-panel Radiographic-Fluoroscopic system

according to AAPM Report No. 58, the tests consist of:

- Dose assessment
- Automatic brightness control test
- Maximum dose rate assessment
- Table attenuation
- Image size assessment
- Half value layer (HVL)
- Image quality assessment

3.8.2 Dosimetric procedure

3.8.2.1 Phantom study

Two Alderson Rando anthropomorphic phantoms were used to simulate an interventional radiologist and a patient. Both lead apron and thyroid shield at 0.25-mm lead equivalent with the lead glasses at 0.07-mm lead equivalent are used.

First phantom was positioned right next to the second phantom that placed on the couch to represent a patient (Figure 3.8)

To measure the eye lens doses, $H_p(3)$, four nanoDots were taped on the left and right ends of the lead glass eyewear at the outside and inside of it.



Figure 3.8 Body IR procedure with two phantoms and Toshiba Infinix R/F system

All measurements were carried out with normal fluoroscopy mode (filtration of 2 mm Cu, 10 exposures/sec). The average kVp of the X-ray tube was 70.9.

X-ray tube directions were selected similar to clinical TACE procedure as shown in Table 3.2 in terms of each tube direction, fluoroscopic time and cine acquisition time were 45 and 5 minutes respectively.

Table 3.2 X-ray tube directions as TACE procedure condition

No.	X-ray tube directions
1	AP
2	CAU 20°
3	CRA 20°
4	LAO 20°
5	LAO 20° CAU 20°
6	LAO 20° CRA 20°
7	RAO 20°
8	RAO 20° CAU 20°
9	RAO 20° CRA 20°

3.8.2.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement

The eye lens doses of one interventional radiologist and three fellows were measured by taping 4 nanoDots at lead glass eyewear as mentioned in section 3.8.2.1. The eye lens doses were determined monthly from April 2017 to February 2018 (11 months) then converted 6 months values into annual values.

Transmission factor of lead glass eyewear was calculated using equation (1)

$$\%transmission = \frac{Dose\ recorded\ inside\ lead\ glasses}{Dose\ recorede\ outside\ lead\ glasses} \times 100 \quad (1)$$

3.9 Variables measurement

- Independent variable : Exposure techniques
Acquisition protocols
- Dependent variable : Interventional radiologist eye lens dose (mSv)

3.10 Statistical analysis

This study is descriptive statistics for continuous data to determine:

- Range (minimum-maximum)
- Average
- Median

3.11 Data analysis

Data was reported as mean, standard deviation, and range (min-max) presented in table.

3.12 Outcome measurement

Average annual eye lens doses of the interventional radiologists performed TACE procedures.

3.13 Expected benefit

- Average annual eye lens doses for Interventional radiologist from TACE procedures.
- Parameters influence the eye lens dose of interventional radiologists in TACE procedures.

3.14 Limitation

Only eye lens doses of the interventional radiologist and fellow who performed TACE procedures were measured.

3.15 Ethical consideration

This study was performed in the interventional radiologists exposed by the digital radiography-fluoroscopic system. The interventional radiologist radiation doses were collected from the dosimeters. The research proposal was submitted to the Ethics Committee Faculty of Medicine Chulalongkorn University.

A consent form was given to the interventional radiologist who participated before conducting the study.

Information presented to enable the participant to voluntarily decide whether or not to participate as research subjects. The participants were informed about procedures undertaken, potential risks and benefits of this study. The participants were able to ask any questions they may have about this research. The principle investigator was available to answer any queries until the participants have a clear and thorough understanding of the subject. The participant can decide whether they want to participate or not.

Add Belmont

- Respect for persons

Respect for free and informed consent: The interventional radiologist who participated in this research made an informed decision about whether or not to enroll in a study or to continue participation after obtaining the sufficient information.

Respect for confidential: The interventional radiologist data was used for academic objective only and concealed to the public. The interventional radiologist *name* was *not* appeared in any oral or written reports resulting from the reports the research according to the ethics.

- Beneficence

The interventional radiologist participated in this research was informed the annual equivalent eye lens dose from TACE procedures after completed of the research.

- Justice

Selection of subjects for this research had obviously, inclusion and exclusion criteria, non-bias.



CHAPTER IV

RESULTS

4.1 Quality control of the DSA equipment:

The quality control of DSA R/F system was performed by following AAPM protocol. The performance study includes the test of electro-mechanical component, dose assessment, automatic brightness control, maximum dose rate, table attenuation, image size, half value layer and image quality.

The results are shown in Appendix D. The summarized report of DSA system performance test was illustrated in Table 4.1 and Table 4.2.

Table 4.1 Report of DSA R/F system performance

Hospital	King Chulalongkorn Memorial Hospital
Room	DSA 1
Date	February 2017
X-ray unit	Toshiba IVR-CT
Test performed by	Mananchaya Vimolnoch

Table 4.2 Automatic Brightness Control test

Mode	Submode/ Image quality	Pulse rate (pulse/s)	Automatic added filtration (mmCu)	Field size (inch)	kV	mA	Added absorber (mm Cu)	Patient entrance surface air kerma (μ Gy/s)
Normal	DSA 3f/s	10.0	2.0	16.0	70	55	CIRS 390	0.563
					88	198	Add 1.5 mmCu	6.115
					120	132	Add 1.5 mm Cu + 1.5 mm Pb	9.148

Table 4.3 Dose assessment

Mode	Submode/Image quality	Pulse rate (pulse/second)	Automatic added filtration (mmCu)	Field size (inch)	kV	mA	Patient entrance surface air kerma (uGy/s)	Image Intensifier entrance air kerma (uGy/s)	Patient entrance surface air kerma at 60 cm (including backscatter) (1.3)	Phantom
Fluoro	DSA 3 f/s	10.00	2.00	16.00	70.00	55.00	81.67	1.92	107.90	CIRS 903
Normal				12.00	70.00	66.00	105.20	2.47	139.00	
				8.00	70.00	92.00	171.40	2.70	226.50	
				6.00	70.00	113.00	228.40	2.30	301.90	

Focus-intensifier distance (cm)

100 cm

Patient dose measurement: Focus-Ionization chamber distance

60 cm

Entrance II dose measurement: II-Ionization chamber distance

40 cm

4.2 Phantom study

4.2.1 Effect of tube directions on eye lens dose

Equivalent eye lens doses (mSv) outside and inside the eyewear measured using nanoDots under 9 tube directions exposing with radiation for 50 minutes are shown in Figure 4.1

The average equivalent dose measured from 9 tube directions at left outside, left inside, right outside, and right inside the eyewear were 3.76, 0.79, 0.93, and 0.29 mSv respectively (Table 4.4). The percent transmission of the left eye was 20% and right eye was 32% as in Table 4.5.



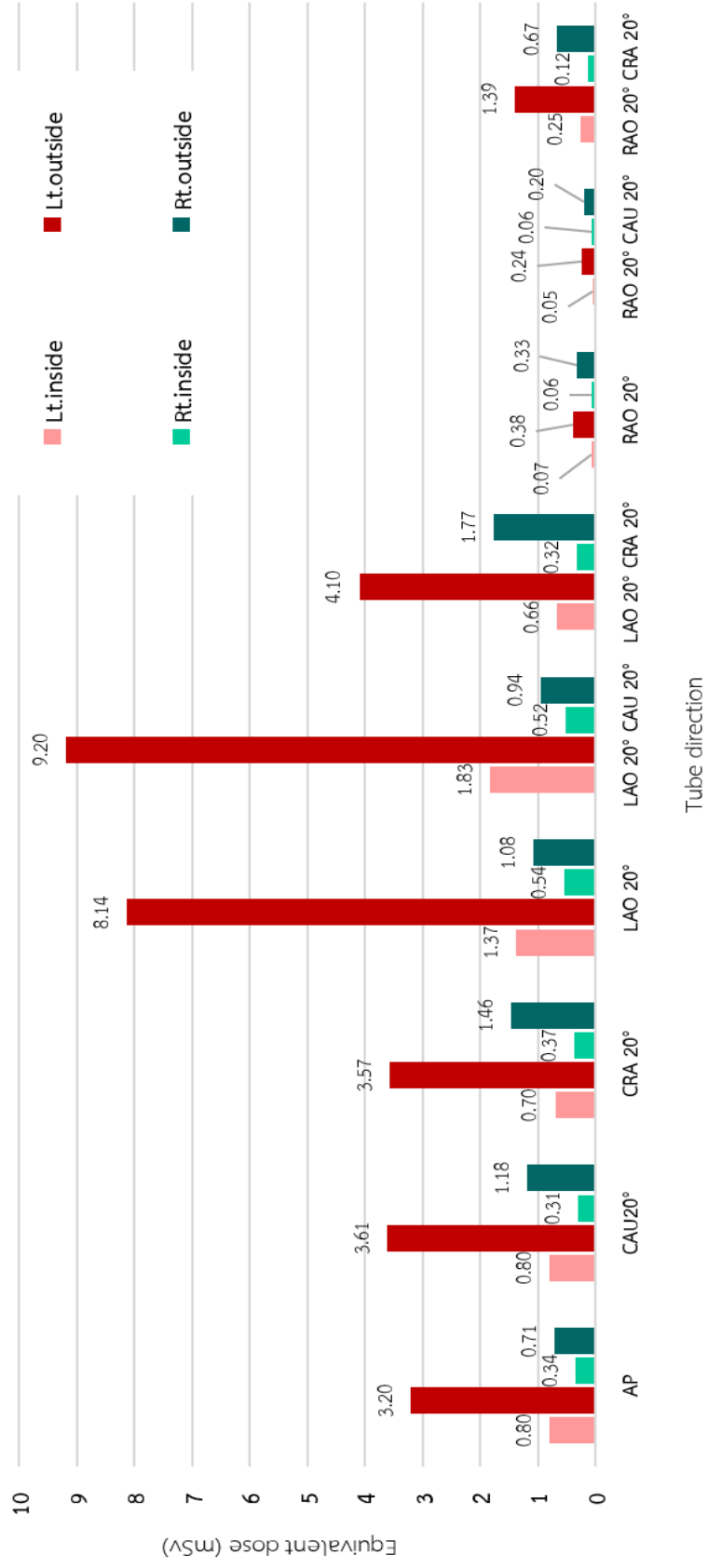


Figure 4.1 Equivalent doses (mSv) at outside and inside the eyewear measured with OSLDs under 9 tube directions.

Table 4.4 The average and range of equivalent dose (mSv) measured by using OSLD from 9 tube directions at left and right, inside, and outside lead glass eyewear.

Location of the OSLD		Average	Range (min-max)	Percent transmission
Left side	Outside	3.76	0.24 - 9.20	20% (0.73/3.76)
	Inside	0.73	0.05 - 1.83	
Right side	Outside	0.93	0.20 - 1.77	32% (0.29/0.93)
	Inside	0.29	0.06 - 0.54	

4.3 Interventional radiologist eye lens dose measurement

During April 2017 to February 2018, at the Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, TACE procedures normally are performed by five fellows under supervision of two interventional radiologists.

Two fellows and one interventional radiologist did not apply lead glass eyewear were excluded from this study.

The results of equivalent eye lens dose measured monthly are shown in Table 4.6 The value was converted into annual value as in Table 4.7. The average estimated annual eye lens dose and percent transmission of lead glass eyewear at the left and right sides are shown in Table 4.8.

Table 4.5 Equivalent eye lens dose (mSv) measured monthly and two months period of nanoDots at left and right, inside, and outside lead glass eyewear of the interventional radiologist and fellows who performed TACE procedures at Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital.

		Year											
		2017						2018					
	Location of nanoDOTs	Apr	May	Jun	Jul	Aug	Sep	Oct	Nov	Dec	Jan	Feb	
		Interventional radiologist	Lt. side	-	-	-	-	-	-	1.09	4.78		
Inside	-		-	-	-	-	-	0.76	1.89			0.12	
	Outside	-	-	-	-	-	-	0.67	3.64			0.14	
	Inside	-	-	-	-	-	-	0.04	0.37			0.02	
Fellow A	Outside	2.25	-	3.08	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Inside	2.23	-	0.66	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Outside	0.83	-	3.21	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Inside	0.42	-	1.21	-	-	-	-	-	-	-	-	
Fellow B	Outside	-	1.25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Inside	-	0.40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Outside	-	0.26	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	Inside	-	0.80	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Fellow C	Outside	-	-	-	-	0.59	0.26	-	-	-	-	-	
	Inside	-	-	-	-	0.22	0.07	-	-	-	-	-	
	Outside	-	-	-	-	0.12	0.14	-	-	-	-	-	
	Inside	-	-	-	-	0.46	0.28	-	-	-	-	-	

Table 4.6 Average equivalent eye lens dose (mSv) per month and estimated annual eye lens dose (mSv) at left and right eye of interventional radiologist and fellows.

			Average eye lens dose (mSv) per month	Estimated annual eye lens dose (mSv)
Interventional radiologist	Lt. Side	Outside	1.22	14.65
		Inside	0.55	6.66
	Rt. Side	Outside	0.89	10.67
		Inside	0.09	1.04
Fellow A	Lt. Side	Outside	2.66	31.96
		Inside	1.45	17.36
	Rt. side	Outside	2.02	24.23
		Inside	0.81	9.74
Fellow B	Lt. Side	Outside	1.25	15.02
		Inside	0.40	4.82
	Rt. side	Outside	0.26	3.12
		Inside	0.80	9.60
Fellow C	Lt. Side	Outside	0.43	5.16
		Inside	0.15	1.80
	Rt. side	Outside	0.13	1.56
		Inside	0.37	4.44

Table 4.7 Average estimated annual eye lens dose (mSv) and percent transmission at left and right eye for all interventional radiologists performed TACE procedure.

Location of the OSLD		Average annual eye lens doses (mSv)	Percent transmission
Left side	Outside	16.68	46% (7.64/16.68)
	Inside	7.64	
Right side	Outside	9.90	63% (6.21/9.90)
	Inside	6.21	

CHAPTER V

DISCUSSION AND CONCLUSION

5.1 Phantom study

5.1.1 Influence of the tube angulation on eye lens dose

Equivalent dose to the left eye without protection tools was highest in each tube direction due to the short distance from left eye to the main scattered sources and therefore absorb a large amount of radiation.

Without protection tools, the three maximum left eye lens doses were 9.20, 8.14 and 4.1 mSv at LAO20°CAU20°, LAO20°, and LAO20° CRA20° views respectively. Whereas the three lowest were 0.24, 0.38 and 1.39 mSv respectively at RAO20°CAU20°, RAO20°, and RAO20°CRA20° views respectively as shown in Figure 5.1

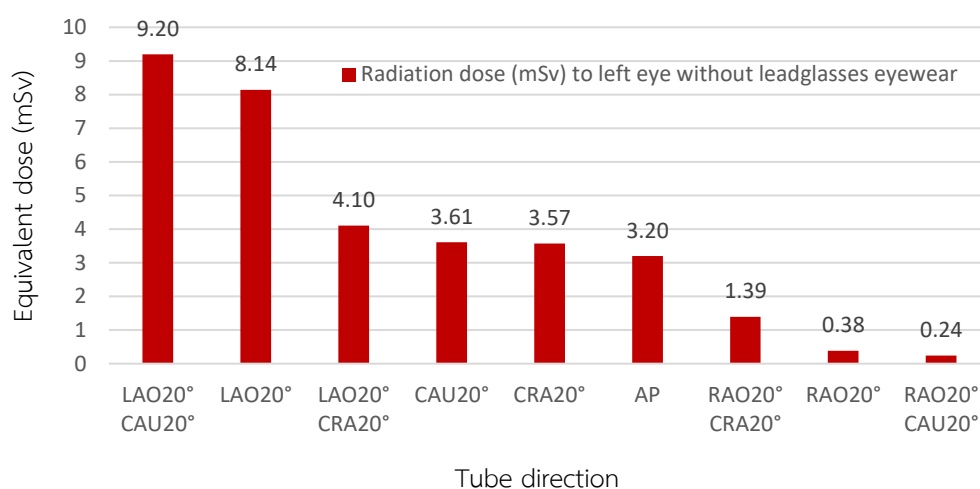


Figure 5.1 Equivalent dose to left eye (mSv) without protection tool at various views using Rando phantom from highest to lowest dose.

The results demonstrated that the lateral imaging directions influence the equivalent dose to left eye which was closer to radiation source than caudal or cranial view.

When tube direction was LAO series, the x-ray tube was much closer to the phantom's eye than other tube directions result in high radiation dose at the left eye whereas the RAO series, the tube was moved away from the phantom result in lower dose (Figure 5.2). Our results agree well with other studies.

Kuon et al. (41) studied the equivalent dose rate ($\mu\text{Sv/hr}$) to interventional cardiologist without radiation protection tools for all tube angulations technically feasible in invasive cardiology using Rando phantom. They found that LAO tube angulations were most radiation intensive for the operator (Figure 5.3) while the lowest dose was delivered under RAO tube angulation.

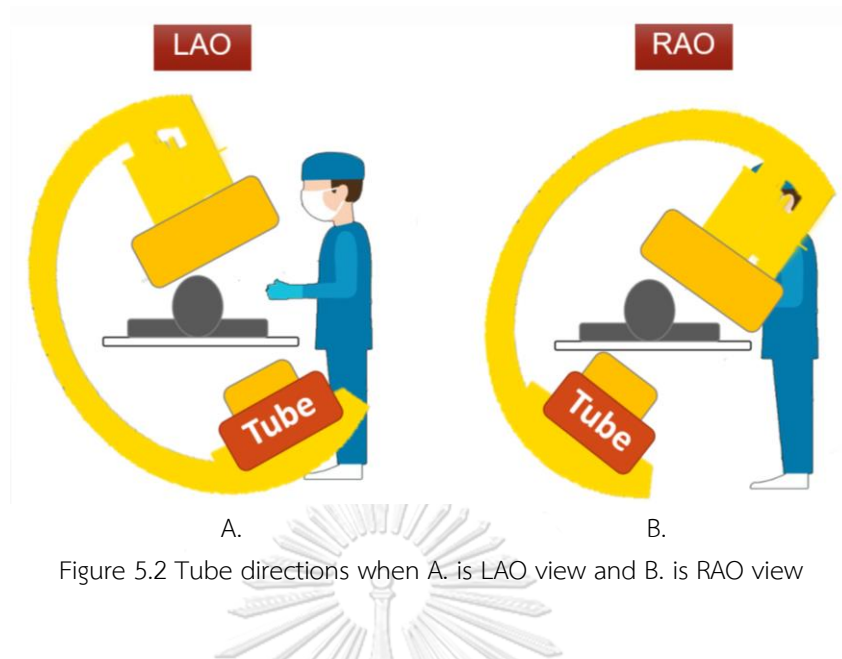


Figure 5.2 Tube directions when A. is LAO view and B. is RAO view

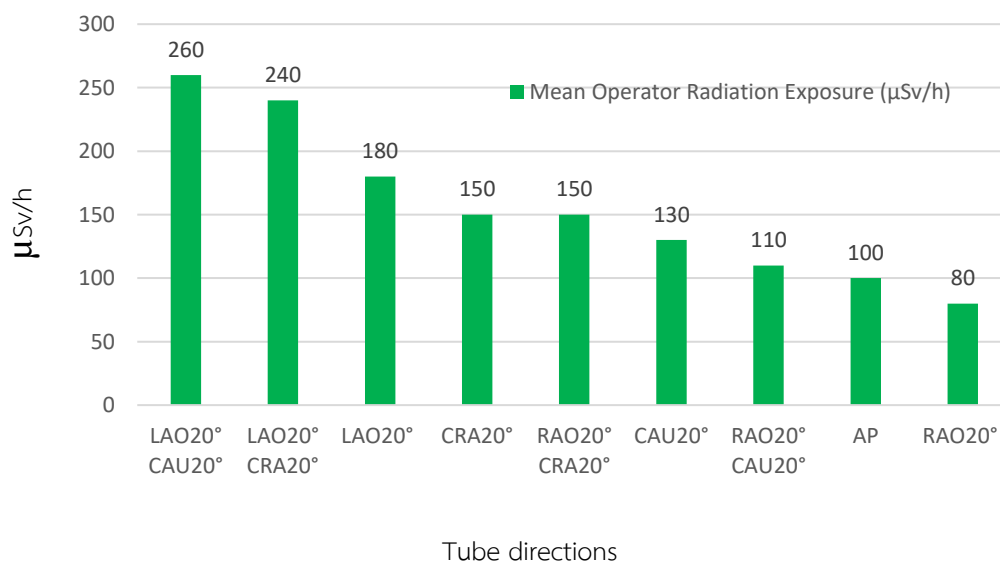


Figure 5.3 Average equivalent dose rate ($\mu\text{Sv/h}$) at a Rando phantom simulated operator sorted by highest to lowest radiation dose from Kuon et. al. (41)

Yokoyama et.al (42) measured radiation dose at left side of the head at Rando phantom under simulated radiology procedure using many x-ray tube directions. They found that the maximum and the minimum radiation dose were around $12 \mu\text{Sv}$ and $1 \mu\text{Sv}$ at LAO30°CAU30° and RAO30°CAU20°

Van et.al (43) demonstrated that increasing LAO angulation results in more scatter radiation dosage for the operator and this effect worse than RAO angulation when the operator was standing to the right of the patient. Thus, the greatest radiation exposure is observed when the x-ray tube is on the same side of the operator.

Equivalent doses to right eye without protection tools were lower than the left eye in all tube angulations. The maximum radiation dose received by the right eye was 1.77 mSv under LAO20° CRA20° view.

However, the common tube directions used in TACE procedures at KCMH are RAO 10° to 30°. As the liver is located in the right upper quadrant of the abdomen, when use these tube directions the detector is closer to the liver result in clear images of intrahepatic arterial branches and appropriate chemoembolization. Furthermore, in this RAO series, very low scattered radiation could reach both left and right eyes of the interventional radiologist.

Even though, tube directions which used in IR procedures vary extensively due to the patient pathology and experienced of the interventional radiologist, this preliminary study provided valuable data for the interventional radiologist to be aware of the tube direction which delivers the maximum dose to their eye lens.

Percent transmission of lead glass eyewear at the right side (32%) was higher than the left side (20%) which corresponds well with Yokoyama et.al. They measured the eye lens doses at the Rando phantom and demonstrated that the dose to the left eye inside the glasses was decreased to 30% of that outside the glasses and the dose to the right eye was only 70% of the dose outside the glasses. This is because of some radiation leak through the leaded glass without penetrating it to the right eye.

However, in terms of absolute dose, the right eye doses were lower than the left. The left eye received higher than twice of the right eye due to the shorter distance to the source of scattered radiation.

5.2 Interventional radiologist eye lens dose measurement

Fellow A received the estimated annual eye lens doses on both left and right eye above the dose limit of 20 mSv per year when protective equipment was not applied. His right eye received 24.23 mSv while the left received 31.96 mSv which was the maximum estimated annual eye lens doses among three fellows. However, his annual eye lens doses were within the dose limit as the lead glass eyewear absorbed the scattered radiation from patient.

The results were compared with other studies as shown in Table 5.1. Our study shows the third highest average annual eye lens dose of 16.68 mSv.

The percent transmission of lead glass eyewear at the left side was 46% which similarly to previous studies such as Haga et al. (44) was 49%, L. Alejo et al. (45) and Krisanachinda et al. (46) was 48% Thus, the study reveals that lead glass eyewear can effectively reduce radiation exposure to the eye more than 40%

For the right side, percent transmission of lead glass eyewear was 63% higher than the left. Krisanachinda et al. (46) measured annual left and right eye lens doses at interventional

cardiology unit, KCMH, Thailand. They showed the percent transmission on right side of 69% higher than the left of 48%. These results agree well with our results.

Nevertheless, the information of equivalent dose on the right eye was limited because most of studies reported the equivalent dose on left eye especially outside lead glasses of the annual eye lens doses above the dose limit.

We found that the equivalent dose at right inside of lead glass eyewear of fellow B and C were higher than at outside, causing the larger of percent transmission of the right side according to the design of lead glass eyewear. During this study, fellow B and C used the same type of lead glass eyewear whereas the interventional radiologist and fellow A used another type of eyewear as shown in Figure 5.4.



Figure 5.4 Different models of lead glass eyewear. Left is lead glass eyewear of fellow B and fellow C. Right is lead glass eyewear of the interventional radiologist and fellow A.

The scattered radiation can reach the inner right nanoDot dosimeter without reaching the outside dosimeter as the result of a gap between lead glass eyewear and the face of the fellow and the scattered radiation was absorbed by the lead glasses and made larger transmission.

5.3 Conclusion

The three maximum radiation doses at left outside lead glass eyewear were 9.20, 8.14, and 4.10 mSv at LAO20°CAU20°, LAO20° and LAO20°CRA20° views respectively.

The three minimum radiation doses at left outside lead glass eyewear were 1.39, 0.38, and 0.24 mSv at RAO20°CRA20°, RAO20° and RAO20°CAU20° views respectively.

Tube angulation of LAO series delivers high radiation dose to interventional radiologist left eye. Avoid performing LAO directions and shorten cine mode whenever possible are recommended.

The average estimated annual eye lens doses without lead glass eyewear was 16.68 mSv on the left eye and 9.90 mSv on the right eye. When the eyewear was utilized, doses at the left and the right eye were 7.64 and 6.21 mSv respectively. The lead glass eyewear can reduce radiation around 40%.

The annual eye lens doses of interventional radiologist performs TACE procedure has the potential to reach new ICRP dose limit of 20 mSv/year if radiation protective tools are not utilized.

The monitoring of the eye lens dose become more important in medical staff work at a busy IR unit because their eye doses could be higher than that of other radiation workers. Lead glass eyewear and ceiling suspended shield should be used to protect workers from scattered radiation when carrying out interventional procedures especially for TACE procedures.



Table 5.1 Comparison of estimated annual eye lens doses with other studies.

Author	year	Country	Duration of measurement	Detector	Sample size	Left eye lens dose (mSv)				Right eye lens dose (mSv)			
						Outside		Inside		Outside		Inside	
						Average	Range	Average	Range	Average	Range	Average	Range
Efstathopoulos et al. (47)	2011	Greece (IR+IC)	4 months	TLDs	3	12.20	0.50-27.90	-	-	-	-	-	-
S. Principi et al. (48)	2015	Spain (IC)	2 weeks	TLDs	10	25.78	8.00-61.00	-	-	-	-	-	-
O'Connor U et al. (35)	2015	UK (IR)	3 months	TLDs	4	24.72	7.10-44.90	-	-	14.56	10.70-29.00	-	-
Haga et al. (44)	2016	Japan (IC)	6 months	DOSIRIS™ (TLD)	12	12.61	-	6.27	-	-	-	-	-
L. Alejo et al. (45)	2017	Spain (IC)	1 year	NanoDot (OSLD)	2	11.40	-	5.51	-	-	-	-	-
Krisanachinda et al. (46)	2017	Thailand (IC)	1 year	NanoDot (OSLD)	48	8.06	0.17-32.45	3.91	0.05-14.26	3.55	0.06-8.04	2.44	0.06-6.24
This study	2018	Thailand (IR)	11 months	NanoDot (OSLD)	4	16.68	5.16-31.96	7.64	1.80-17.36	9.90	1.56-24.23	6.21	1.04-9.74

IC involved data collected in interventional cardiology unit, while IR involved data in interventional radiology unit

REFERENCES

1. Stewart FA, Akleyev AV, Hauer-Jensen M, Hendry JH, Kleiman NJ, Macvittie TJ, et al. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Annals of the ICRP*. 2012;41(1-2):1-322.
2. Jacob S, Michel M, Spaulding C, Boveda S, Bar O, Brezin AP, et al. Occupational cataracts and lens opacities in interventional cardiology (O'CLOC study): are X-Rays involved? Radiation-induced cataracts and lens opacities. *BMC Public Health*. 2010;10:537.
3. Molla N, AlMenieir N, Simoneau E, Aljiffry M, Valenti D, Metrakos P, et al. The role of interventional radiology in the management of hepatocellular carcinoma. *Current Oncology*. 2014;21(3):e480-92.
4. Nishikawa H, Kita R, Kimura T, Osaki Y. Transcatheter arterial embolic therapies for hepatocellular carcinoma: a literature review. *Anticancer research*. 2014;34(12):6877-86.
5. Wáng Y-XJ, De Baere T, Idée J-M, Ballet S. Transcatheter embolization therapy in liver cancer: an update of clinical evidences. *Chinese Journal of Cancer Research*. 2015;27(2):96-121.
6. Sitthiphan P. The determination of patient effective dose in transarterial oily chemo embolization (TOCE) procedure using digital flat-panel system. Chulalongkorn University. 2009(Master Degree, Thesis (M.Sc.)).
7. Kumkrua C. The patient skin dose determined by radiochromic film and DAP meter method in cardiac catheterization and interventional radiology: Chulalongkorn University; 2004.
8. Ciraj-Bjelac O, Rehani MM, Sim KH, Liew HB, Vano E, Kleiman NJ. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheterization and cardiovascular interventions : official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions*. 2010;76(6):826-34.
9. Junk AK, Haskal Z, Worgul BV. Cataract in Interventional Radiology – an Occupational Hazard? *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2004;45(13):388-.
10. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. 1990;ICRP Publication 60.

11. Krisanachinda A, Srimahachota S, Matsubara K. The current status of eye lens dose measurement in interventional cardiology personnel in Thailand. *Radiological physics and technology*. 2017;10(2):142-7.
12. IAEA. Radiation protection in diagnostic and intervention radiology [cited 2018 March 30]. Available from: <https://www.slideshare.net/jdtomines/fluoroscopy-systems>.
13. Schueler BA. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents general overview of fluoroscopic imaging. *RadioGraphics*. 2000;20(4):1115-26.
14. EL N. Physics of Flat Panel Fluoroscopy Systems. *RadioGraphics*. 2011;31(2):591-602.
15. Wright DJ. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection*, 3rd Edition by S. C. Bushong. *Medical physics*. 1984;11(5):418-9.
16. Levin DC, Schapiro RM, Boxt LM, Dunham L, Harrington DP, Ergun DL. Digital subtraction angiography: principles and pitfalls of image improvement techniques. *AJR American journal of roentgenology*. 1984;143(3):447-54.
17. Forster E. *Equipment for Diagnostic Radiography*. 1985:217-8.
18. Miller RW, Carmody RF, Seeger JS, Coulthard SW, Smith JR, Koopmann CF. Digital subtraction angiography: applications in otolaryngology--head and neck surgery. *Head & neck surgery*. 1983;5(4):280-92.
19. Tobis J, Nalcioğlu O, Henry W. Digital angiography: the implementation of computer technology for cardiovascular imaging. *Progress in cardiovascular diseases*. 1985;28(3):195-212.
20. Harrington DP, Boxt LM, Murray PD. Digital subtraction angiography: overview of technical principles. *AJR American journal of roentgenology*. 1982;139(4):781-6.
21. Chonprasertsuk S, Vilaichone RK. Epidemiology and treatment of hepatocellular carcinoma in Thailand. *Japanese journal of clinical oncology*. 2017;47(4):294-7.
22. Boulin M, Delhom E, Pierredon-Foulongne MA, Cercueil JP, Guiu B. Transarterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma: An old method, now flavor of the day. *Diagnostic and interventional imaging*. 2015;96(6):607-15.
23. Idee JM, Guiu B. Use of Lipiodol as a drug-delivery system for transcatheter arterial chemoembolization of hepatocellular carcinoma: a review. *Critical reviews in oncology/hematology*. 2013;88(3):530-49.
24. Flaxman SR, Bourne RRA, Resnikoff S, Ackland P, Braithwaite T, Cicinelli MV, et al. Global causes of blindness and distance vision impairment 1990-2020: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global Health*. 5(12):e1221-e34.
25. Brown NP. The lens is more sensitive to radiation than we had believed. *The British Journal of Ophthalmology*. 1997;81(4):257-.

26. Robman L, Taylor H. External factors in the development of cataract. *Eye (London, England)*. 2005;19(10):1074-82.
27. Huntley DJ, Godfrey-Smith DI, Thewalt MLW. Optical dating of sediments. *Nature*. 1985;313:105.
28. Christopher A Perks CY, Marc Million. Medical dosimetry using Optically Stimulated Luminescence dots and microStar readers. 2010.
29. LANDAUER. InLight® Complete Dosimetry System Solution, nanoDot™ Dosimeter 2011 [cited 2018 March 30]. Available from: <http://www.landauer.com.au/Content/Specsheets/nanoDot%20Information.pdf>.
30. McKeever SW, Moscovitch M. On the advantages and disadvantages of optically stimulated luminescence dosimetry and thermoluminescence dosimetry. *Radiation protection dosimetry*. 2003;104(3):263-70.
31. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. *Medical physics*. 2007;34(12):4594-604.
32. Al-Senan RM, Hatab MR. Characteristics of an OSLD in the diagnostic energy range. *Medical physics*. 2011;38(7):4396-405.
33. Reft CS. The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams. *Medical physics*. 2009;36(5):1690-9.
34. Carinou E, Ferrari P, Bjelac OC, Gingaume M, Merce MS, O'Connor U. Eye lens monitoring for interventional radiology personnel: dosimeters, calibration and practical aspects of Hp (3) monitoring. A 2015 review. *Journal of radiological protection : official journal of the Society for Radiological Protection*. 2015;35(3):R17-34.
35. O'Connor U, Walsh C, Gallagher A, Dowling A, Guiney M, Ryan JM, et al. Occupational radiation dose to eyes from interventional radiology procedures in light of the new eye lens dose limit from the International Commission on Radiological Protection. *Br J Radiol*. 2015;88(1049):20140627.
36. Yokoyama S, Suzuki S, Toyama H, Arakawa S, Inoue S, Kinomura Y, et al. EVALUATION OF EYE LENS DOSES OF INTERVENTIONAL RADIOLOGISTS. *Radiation protection dosimetry*. 2017;173(1-3):218-22.
37. Radcal. Full Featured Solid-State and Ion Chamber Measurement System 2017 [cited 2018 March 30]. Available from: <http://radcal.com/rdclwp/wp-content/uploads/2016/11/Radcal-Accu-Gold-Plus-Brochure.pdf>.
38. CIRS. Radiography Fluoroscopy QA Phantom Model 903 2013 [cited 2018 March 30]. Available from: <https://www.universalmedicalinc.com/downloads/dl/file/id/663/product>

- /3336/product_information.pdf.
39. Solution I. The Alderson Radiation Therapy Phantom [cited 2018 March 30]. Available from: <https://www.imagingsol.com.au/media/products/1822/The-Alderson-Radiation-Therapy-Phantom.pdf>.
 40. Products PS. WRAPAROUND RADIATION GLASSES MODEL RG-208 [cited 2018 March 30]. Available from: <http://www.phillips-safety.com/media/wysiwyg/web/Radiation-Eyewear/Spec-Sheets/RG-208.pdf>.
 41. Kuon E, Dahm JB, Empen K, Robinson DM, Reuter G, Wucherer M. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology. *Journal of the American College of Cardiology*. 2004;44(7):1420-8.
 42. Sumi Yokoyama SH, Ryoma MSUDA, Tomoo ACHWA, Tatsuya SAKAEDA. Preliminary Evaluation of Eye Lens Doses of Medical Staff from X-ray of Interventional Radiology by Experiment using Phantom. The proceeding of AOCRP 4th, Kuala Lumpur, Malaysia. 2014.
 43. Van Rooijen BD, de Haan MW, Das M, Arnoldussen CW, de Graaf R, van Zwam WH, et al. Efficacy of radiation safety glasses in interventional radiology. *Cardiovascular and interventional radiology*. 2014;37(5):1149-55.
 44. Haga Y, Chida K, Kaga Y, Sota M, Meguro T, Zuguchi M. Occupational eye dose in interventional cardiology procedures. *Scientific Reports*. 2017;7(1):569.
 45. Alejo L, Koren C, Corredoira E, Sanchez F, Bayon J, Serrada A, et al. Eye lens dose correlations with personal dose equivalent and patient exposure in paediatric interventional cardiology performed with a fluoroscopic biplane system. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2017;36:81-90.
 46. Matsubara K, Lertsuwunseri V, Srimahachota S, Krisanachinda A, Tulvatana W, Khambhiphant B, et al. Eye lens dosimetry and the study on radiation cataract in interventional cardiologists. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*. 2017;44:232-5.
 47. Efstathopoulos EP, Pantos I, Andreou M, Gkatzis A, Carinou E, Koukorava C, et al. Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures. *Br J Radiol*. 2011;84(997):70-7.
 48. Principi S, Delgado Soler C, Ginjaume M, Beltran Vilagrassa M, Rovira Escutia JJ, Duch MA. Eye lens dose in interventional cardiology. *Radiation protection dosimetry*. 2015;165(1-4):289-93.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

APPENDIX

APPENDIX A

Case record form

Table i Data collection sheet for phantom study

Radiation dose from nanoDot (μSv)					
Projection direction		Inside lead glasses		Outside lead glasses	
		Lt. side	Rt. side	Lt. side	Rt. side
1	AP (1 st)				
2	AP (2 nd)				
3	AP (3 rd)				
Mean \pm SD					

Table ii Interventional radiologist eye lens dose record form

Radiologist No.: _____

Interventional radiologist Fellow interventional radiologist

MONTHS		Aug 2017	Sep 2017	Oct 2017	Nov 2017	Dec 2017	Jan 2018
Inside lead glasses	Left eye						
	Right eye						
Outside lead glasses	Left eye						
	Right eye						

APPENDIX B

Information sheet

ชื่อโครงการวิจัย การวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธีที่เอซซีไอโดยใช้อุปกรณ์ไอเอสแอลในการตรวจวัด

ผู้สนับสนุนการวิจัย ไม่มี

ผู้วิจัยหลัก

ชื่อ มณัญชยา วิมลโนช
 ที่อยู่ที่ทำงานหรือสถานศึกษาของผู้วิจัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์1873 ถนนพระราม 4
 ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330
 เบอร์โทรศัพท์ติดต่อ 24 ชั่วโมง 0804428868

ผู้วิจัยร่วม (ทุกท่าน)

ชื่อ รศ.ดร.อัญชลี กฤษณจินดา
 ที่อยู่ที่ทำงานหรือสถานศึกษาของผู้วิจัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์1873 ถนนพระราม 4
 ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330เบอร์โทรศัพท์ที่ทำงาน
 เบอร์โทรศัพท์ติดต่อ 24 ชั่วโมง 0816305890

เรียน ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่าน

ท่านได้รับเชิญให้เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้เนื่องจากท่านเป็น รังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธี TACE ก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการศึกษาวิจัยดังกล่าว ขอให้ท่านอ่านเอกสารฉบับนี้อย่างถี่ถ้วน เพื่อให้ท่านได้ทราบถึงเหตุผลและรายละเอียดของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ หากท่านมีข้อสงสัยใด ๆ เพิ่มเติมกรุณาซักถามผู้ทำวิจัยซึ่งจะเป็นผู้สามารถตอบคำถามและให้ความกระจ่างแก่ท่านได้

ท่านสามารถขอคำแนะนำในการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จากครอบครัว เพื่อน หรือแพทย์ประจำตัวของท่านได้ ท่านมีเวลาอย่างเพียงพอในการตัดสินใจโดยอิสระ ถ้าท่านตัดสินใจแล้วว่า จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ขอให้ท่านลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมของโครงการวิจัยนี้

เหตุผลความเป็นมา

รังสีแพทย์ด้านรังสีร่วมรักษาโดยใช้รังสีแบบต่อเนื่อง (Fluoroscopy) ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ยังไม่เคยได้รับการวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของมาก่อน รังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดที่ทำการตรวจรักษาด้วยวิธี TACE เป็นการตรวจที่มีความเสี่ยงที่จะได้รับปริมาณรังสีสูงกว่าการตรวจวินิจฉัยอื่น ๆ ปริมาณรังสีที่ได้รับจะอยู่ในระดับเกณฑ์ที่สามารถยอมรับได้หรือไม่เป็นสิ่งที่น่าศึกษาอย่างยิ่ง

วัตถุประสงค์ของการศึกษา

วัตถุประสงค์หลักจากการศึกษาในครั้งนี้คือวัดปริมาณรังสีที่ที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดต่อเดือน และคำนวณค่ารังสีที่เลนส์ตาได้รับต่อปี เพื่อไม่ให้เกินปริมาณรังสีสูงสุดที่เลนส์ตาของพนักงานเกี่ยวข้องกับรังสีจะรับได้ มีวิธีการลดปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดจะได้รับ และเพื่อศึกษาพารามิเตอร์ที่มีผลต่อรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดได้รับการทำการตรวจรักษาด้วยวิธี TACE และ โดยใช้เครื่องมือวัดชนิด OSL

วิธีที่เกี่ยวข้องกับการวิจัย

หลังจากท่านให้ความยินยอมที่จะเข้าร่วมโครงการวิจัย ผู้วิจัยจะขอเก็บข้อมูลในการวัดปริมาณรังสีโดยใช้เครื่องมือวัดรังสีชนิด OSL นาโนดอท (nanoDot) ซึ่งมีความกว้างคูณยาว 1x1 ซม.² มีความหนา 2 มม. ติดที่ด้านข้างของแว่นตาคู่ของท่านที่ด้านนอกและด้านใน เป็นระยะเวลา 6 เดือนตั้งแต่สิงหาคม 2560 จนถึง มกราคม 2561 เมื่อถึงสิ้นเดือนจะนำเครื่องมือวัดรังสีไปอ่านผล ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้จะไม่เป็นอุปสรรคกับทั้งผู้ป่วยและเจ้าหน้าที่ในขณะปฏิบัติงาน

จำนวนอาสาสมัครมีทั้งหมด 7 คนแบ่งเป็นแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอด 5 คนและรังสีแพทย์ 2 คน

ความรับผิดชอบของอาสาสมัครผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

เพื่อให้งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จผู้ทำวิจัยใคร่ขอความความร่วมมือจากท่าน โดยจะขอให้ท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัยรวมทั้งแจ้งอาการผิดปกติต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นกับ ท่านระหว่างที่ท่านเข้าร่วมในโครงการวิจัยให้ผู้ทำวิจัยได้รับทราบ

ความเสี่ยงที่อาจได้รับ

ท่านอาจเกิดการรบกวนจากเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อตรวจวัดรังสีซึ่งติดที่ด้านข้างของแว่นตาคู่ของท่านเพียงเล็กน้อยในขณะปฏิบัติงาน เช่น

1. เกิดความรำคาญอุปกรณ์ที่ติดเล็กน้อย
2. แว่นตาคู่ของท่านมีคราบขาวติดเล็กน้อยจากการใช้เทปกาวยึดอุปกรณ์วัดรังสีให้ติดกับแว่น

กรุณาแจ้งผู้ทำวิจัย ในกรณีที่พบเหตุการณ์ดังกล่าว หรืออาการอื่น ๆ ที่พบร่วมด้วย ระหว่างที่อยู่ในโครงการวิจัย

ประโยชน์ที่อาจได้รับ

ท่านอาจจะไม่ได้รับประโยชน์ใดๆจากการเข้าร่วมในการวิจัยนี้ แต่ผลของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ จะสามารถคำนวณหาปริมาณรังสีที่เลนส์ตาที่ท่านได้รับในแต่ละเดือนได้

วิธีการและรูปแบบการรักษาอื่น ๆ ซึ่งมีอยู่สำหรับอาสาสมัคร

ท่านไม่จำเป็นต้องเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้เพื่อประโยชน์ในการรักษาโรคที่ท่านเป็นอยู่

ข้อปฏิบัติของท่านขณะเข้าร่วมในโครงการวิจัย

จะมีข้อมูลและข้อปฏิบัติร่วมกันดังนี้

หากท่านคือรังสีแพทย์และแพทย์เฉพาะทางสาขาต่อยอดที่ทำการตรวจรักษาตัวคนไข้โดยวิธี TACE

1. ผู้วิจัยจะขอบันทึกความสูงของท่าน
2. ผู้วิจัยจะขอนำแว่นตาคู่ของท่านมาติดเครื่องมือวัดรังสีที่ด้านข้างของแว่นตาคู่ท่าน ที่ข้างขวาด้านนอกและด้านในของแว่น 2 จุด ที่ข้างซ้ายด้านนอกและด้านในแว่น 2 จุด รวมทั้งหมด 4 จุด
3. ในแต่ละเดือนผู้วิจัยจะทำการเก็บและอ่านข้อมูลจากเครื่องมือวัดมาคำนวณหาค่าปริมาณรังสีที่เลนส์ตาที่ท่านได้รับ
4. หลังจากอ่านผลเสร็จ ผู้วิจัยจะนำเครื่องมือวัดปริมาณรังสีมาติดที่แว่นตาของท่านใหม่อีกครั้งที่จุดเดิม

โดยตลอดระยะเวลาที่ท่านอยู่ในโครงการวิจัย คือ 6 เดือน

อันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัยและความรับผิดชอบของผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย

หากพบอันตรายที่เกิดขึ้นจากการเข้าร่วมการวิจัยท่านจะได้รับการรักษาอย่างเหมาะสมทันทีที่ท่านปฏิบัติตามคำแนะนำ ของทีมผู้ทำวิจัยแล้วผู้ทำวิจัยยินดีจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลของท่านในกรณีที่ท่านได้รับอันตรายใด ๆ หรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัยท่านสามารถติดต่อกับผู้ทำวิจัยคือ นางสาวมนัญญา วิมลโนช 080-4428868 ซึ่งยินดีให้คำตอบแก่ท่านเมื่อใดตลอด 24 ชั่วโมง

ค่าใช้จ่ายของท่านในการเข้าร่วมการวิจัย

ท่านไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใด ๆ เพื่อวัดค่าปริมาณรังสีดังกล่าว

ค่าตอบแทนสำหรับผู้เข้าร่วมวิจัย

ท่านจะไม่ได้รับเงินค่าตอบแทนจากการเข้าร่วมในการวิจัย

การเข้าร่วมและการสิ้นสุดการเข้าร่วมโครงการวิจัย

การเข้าร่วมในโครงการวิจัยครั้งนี้เป็นไปโดยความสมัครใจ หากท่านไม่สมัครใจจะเข้าร่วมการศึกษาแล้ว ท่านสามารถถอนตัวได้ตลอดเวลา ท่านสามารถส่งส่งบันทึกขอยกเลิกการให้ความยินยอมตามที่อยู่นี้ มนัญญา วิมลโนช ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์1873 ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

การปกป้องรักษาข้อมูลความลับของอาสาสมัคร

ข้อมูลที่น่าจะไปสู่การเปิดเผยตัวท่าน จะได้รับการปกปิดและจะไม่เปิดเผยแก่สาธารณชน ในกรณีที่ผลการวิจัยได้รับการตีพิมพ์ ชื่อและที่อยู่ของท่านจะต้องได้รับการปกปิดอยู่เสมอ โดยจะใช้เฉพาะรหัสประจำโครงการวิจัยของท่าน

จากการลงนามยินยอมของท่าน ผู้ทำวิจัย และผู้สนับสนุนการวิจัย คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ผู้ตรวจสอบการวิจัย และหน่วยงานควบคุมระเบียบกฎหมาย สามารถเข้าไปตรวจสอบบันทึกข้อมูลทาง การแพทย์ของท่านได้แม้จะสิ้นสุดโครงการวิจัยแล้วก็ตาม โดยไม่ละเมิดสิทธิของท่านในการรักษาความลับ เกินขอบเขตที่กฎหมายและระเบียบกฎหมายอนุญาตไว้

สิทธิของผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

- ในฐานะที่ท่านเป็นผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะมีสิทธิดังต่อไปนี้
1. ท่านจะได้รับทราบถึงลักษณะและวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้
 2. ท่านจะได้รับการอธิบายเกี่ยวกับระเบียบวิธีการของการวิจัย รวมทั้งอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้
 3. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงความเสี่ยงและความไม่สบายที่จะได้รับจากการวิจัย
 4. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงประโยชน์ที่ท่านอาจจะได้รับจากการวิจัย
 5. ท่านจะมีโอกาสได้ซักถามเกี่ยวกับงานวิจัยหรือขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
 6. ท่านจะได้รับทราบว่ากรยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถขอถอนตัวจากโครงการ เมื่อไรก็ได้ โดยผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยสามารถขอถอนตัวจากโครงการโดยไม่ได้รับผลกระทบใด ๆ ทั้งสิ้น
 7. ท่านจะได้รับเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยและสำเนาเอกสารยินยอม ที่มีทั้งลายเซ็นและวันที่
 8. ท่านมีสิทธิในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยหรือไม่ก็ได้ โดยปราศจากการใช้อิทธิพล บังคับข่มขู่ หรือการหลอกลวง

หากท่านไม่ได้รับการชดเชยอันควรต่อการบาดเจ็บหรือเจ็บป่วยที่เกิดขึ้นโดยตรงจากการวิจัย หรือ ท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามที่ปรากฏในเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในการวิจัย ท่านสามารถ ร้องเรียนได้ที่ สำนักงานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตึก อานันทมหิดลชั้น 3 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทรศัพท์/โทรสาร 0-2256-4493 ในเวลาราชการ หรือ e-mail : medchulairb@chula.ac.th

การลงนามในเอกสารให้ความยินยอม ไม่ได้หมายความว่าท่านได้สละสิทธิทางกฎหมายตามปกติที่ท่านพึงมี

ขอขอบคุณในการให้ความร่วมมือของท่านมา ณ ที่นี้

.....

APPENDIX C

Consent form

ใบยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย

การวัดปริมาณรังสีที่เลนส์ตาของรังสีแพทย์สาขารังสีร่วมรักษาที่ทำการตรวจรักษาตัวโดยวิธีที่เอชอี
อีโดยใช้อุปกรณ์ไอเอสแอลในการตรวจวัด

วันที่คำยินยอม วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้า นาย/นาง/นางสาว.....

ที่อยู่.....ได้อ่านรายละเอียด
จากเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยวิจัยที่แนบมาฉบับวันที่..... และข้าพเจ้า
ยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยโดยสมัครใจ

ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยที่ข้าพเจ้าได้ลงนาม และ
วันที่ พร้อมด้วยเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ทั้งนี้ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอมให้ทำการวิจัย
นี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย ระยะเวลาของการทำวิจัย วิธีการวิจัย
อันตราย หรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย หรือจากยาที่ใช้ รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัย
และแนวทางการรักษาโดยวิธีอื่นอย่างละเอียด ข้าพเจ้ามีเวลาและโอกาสเพียงพอในการซักถามข้อสงสัยจนมี
ความเข้าใจอย่างดีแล้ว โดยผู้วิจัยได้ตอบคำถามต่าง ๆ ด้วยความเต็มใจไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ารับทราบจากผู้วิจัยว่าหากเกิดอันตรายใด ๆ จากการวิจัยดังกล่าว ข้าพเจ้าจะได้รับการ
รักษาพยาบาลโดยไม่เสียค่าใช้จ่าย (และระบุด้วยว่าจะได้รับการชดเชยจากผู้สนับสนุนการวิจัยหรือไม่)

ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกเข้าร่วมในโครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้งเหตุผล และ
การบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้ จะไม่มีผลต่อการรักษาโรคหรือสิทธิอื่น ๆ ที่ข้าพเจ้าจะพึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยได้เฉพาะเมื่อได้รับการ
ยินยอมจากข้าพเจ้าเท่านั้น บุคคลอื่นในนามของบริษัทผู้สนับสนุนการวิจัย คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรม
การวิจัยในคน ได้รับอนุญาตให้เข้ามาตรวจและประมวลข้อมูลของข้าพเจ้า ทั้งนี้ต้องกระทำไปเพื่อ
วัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลเท่านั้น โดยการตกลงที่จะเข้าร่วมการศึกษานี้ข้าพเจ้าได้
ให้คำยินยอมที่จะให้มีการตรวจสอบข้อมูลประวัติทางการแพทย์ของข้าพเจ้าได้

ผู้วิจัยรับรองว่าจะไม่มีการเก็บข้อมูลใด ๆ เพิ่มเติม หลังจากที่ข้าพเจ้าขอยกเลิกการเข้าร่วม
โครงการวิจัยและต้องการให้ทำลายเอกสารและ/หรือ ตัวอย่างที่ใช้ตรวจสอบทั้งหมดที่สามารถสืบค้นถึงตัว
ข้าพเจ้าได้

ข้าพเจ้าเข้าใจว่า ข้าพเจ้ามีสิทธิ์ที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าและสามารถ
ยกเลิกการให้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยรับทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัยรวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ของข้าพเจ้าที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ
จะผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในแบบบันทึกและในคอมพิวเตอร์ การ
ตรวจสอบ การวิเคราะห์ และการรายงานข้อมูลเพื่อวัตถุประสงค์ทางวิชาการ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทาง
การแพทย์ในอนาคตหรือการวิจัยทางด้านเภสัชภัณฑ์ เท่านั้น

ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นและมีความเข้าใจดีทุกประการแล้ว ยินดีเข้าร่วมในการวิจัยด้วยความเต็มใจ จึงได้ลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมนี้

.....ลงนามผู้ให้ความยินยอม
(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง
วันที่เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการไม่พึงประสงค์หรือความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย หรือจากยาที่ใช้ รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียดให้ผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยตามนามข้างต้นได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความเต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย
(.....) ชื่อผู้ทำวิจัย ตัวบรรจง
วันที่เดือน.....พ.ศ.....

.....ลงนามพยาน
(.....) ชื่อพยาน ตัวบรรจง
วันที่เดือน.....พ.ศ.....

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

APPENDIX D

Equipment performance for DSA system

Table iii Report of DSA R/F system performance

Hospital	King Chulalongkorn Memorial Hospital
Room	DSA 1
Date	February 2017
X-ray unit	Toshiba IVR-CT
Test performed by	Mananchaya Vimolnoch

Table Attenuation

Mode	Submode/Image quality	Dose rate ($\mu\text{Gy/s}$)	Table attenuation (%)	Absorber
C-arm without table	Normal	585.8	7.1	1.5 mm Cu
C-arm with table	Normal	630.3		

Note: Measurement of dose rate in fluoroscopy for the same mode and field size

Half Value Layer Assessment

Al attenuator (mm)	Submode/Image quality	Dose rate ($\mu\text{Gy/s}$)	HVL (mm)
0.0	Normal	213	5.93 HVL = 6
2.0		163.3	
4.0		130.8	
6.0		105.7	

Note: Measurement of dose rate in fluoroscopy for the same mode and field size, add attenuator (copper sheets) on II. to drive kV to 70 kV

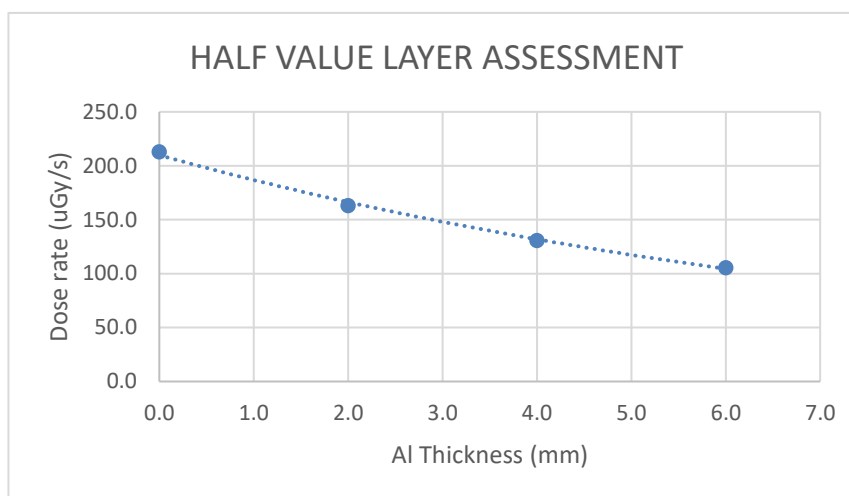


Image Quality Assessment

Resolution should be assessed in the usual illumination condition and from the operator's position. Leads test placed on Image-Intensifier detector entrance surface with grid. All modes (fluoroscopy and image acquisition) and image quality should be assessed.

Focus-Image Intensifier distance 100 cm.

Mode	Submode/Image quality	Automatic added filtration (mm Cu)	Field size (inch)	kV	mA	Live image			
						No. of ground	High contrast resolution (lp/mm)	No. of disc	Low contrast (%contrast)
Normal	DSA 3 f/s	2.00	16	70.00	127	4	0.71	4	10.90
			12	70.00	137	5	0.80	4	10.90
			8	70.00	181	6	0.90	4	10.90
			6	70.00	200	7	1.00	4	10.90

APPENDIX E

NanoDot OSL dosimeters calibration

In this study, nanoDot was calibrated by Thailand Institute of Nuclear Technology (TINT) Personal Radiation Monitoring Services laboratory. The calibration procedure consists of two processes, the eye lens dose assessment using nanoDot dosimeters and calculation of $H_p(3)/K_{air}$ conversion coefficient from Monte Carlo simulation.

To assess the eye lens dose, nanoDot dosimeters and the cylindrical phantom were used. The cylindrical phantom is made of PMMA 40 slice rings (16 cm in diameter and 0.5 cm slice thickness) which was designed at Meikai University. There are 10 holes at the depth of 3 mm from the surface of the slice rings. Three nanoDot dosimeters were inserted into the cylindrical phantom holes representing left and right eyes (FIG I).



Figure I The nanoDot dosimeters were placed in the cylindrical phantom at the depth of 3 mm.

Then, the phantom was irradiated with X-ray beam of N-series radiation qualities, N-40, N-60, N80, N-100, and N120 at Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) Office of Atoms for Peace, Thailand.

For each beam quality, the radiation was delivered at 0.5, 1 and 2 mSv at an angle of 40° on the cylinder phantom vertical central axis. The angle of 40° (FIG II) was selected as close to the real phenomena when radiation interacted to the patient and scattered to medical worker head for interventional radiology application.

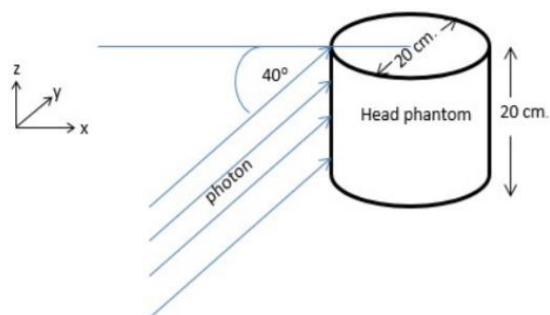


Figure II Schematic view of beam incidence at 40 degree to the cylindrical phantom axis.

Measurements were read out using a microStar mobile reader (Landauer Inc., USA) by the luminescence process where the irradiated dosimeters were stimulated by a quantum of visible green light from the light emitting diode (LED) as shown in Figure III.



Figure III Microstar reader

The eye lens doses were calculated from the average counts readings multiplied by the calibration factor which varied with radiation qualities and angle of incidence.

$H_p(3)/K_{air}$ conversion coefficient was calculated using Monte Carlo N-Particle Transport code named MCNPX, developed by Los Alamos National Laboratory. It was applied to simulate the conversion coefficients from air kerma to $H_p(3)$.

The $H_p(3)$ was simulated at each beam incident of X-ray with N-40, N-60, N80, N-100 and N120 beam qualities. The X-ray beam interacts to the phantom at an angle of 40° to the cylinder vertical central axis, as illustrated in FIG II.

Then the delivered doses, $H_p(3)$ using conversion coefficients from MCNPX Monte Carlo were compared with the eye lens dose assessment using nanoDot dosimeters varied with radiation qualities at 40° on the cylindrical axis.

TINT concluded that the percentage difference between $H_p(3)$ delivered dose by MCNPX and $H_p(3)$ evaluated from the measurement by nanoDot did not exceed $\pm 10\%$.

VITA

NAME: Ms.Mananchaya Vimolnoch
DATE OF BIRTH: 23 December 1992
PLACE OF BIRTH: Bangkok
EDUCATION: Bachelor of Science (Radiological Technology)
Faculty of Medical Technology,
Mahidol University, 2015
E-MAIL: Vmananchaya@gmail.com

PUBLICATION

1. Vimolnoch M., Krisanachinda A. Estimated eye lens dose of interventional radiologist using OSLD: Phantom study in Proceeding of 15th South East Asia Congress of Medical Physics, Philippines 2017
2. Vimolnoch M., Krisanachinda A. Measurement of eye lens doses of interventional radiologists using OSLD in Proceeding of 10th Annual Scientific of Thai Medical Physicist Society (TMPS), Bangkok, Thailand 2018