

การวัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและแพทย์ผู้ปฏิบัติการของการตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษา

ในโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง(ตีเอวีเอฟ)

นางสาวสุรณี อ่ำโต

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาฉายาเวชศาสตร์ ภาควิชารังสีวิทยา

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2553

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

**PATIENT AND STAFF DOSE MEASUREMENT IN DURAL
ARTERIOVENOUS FISTULA (DAVF) NEUROINTERVENTIONAL
RADIOLOGY**

Miss Surapee Amta

**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 2010

Copyright of Chulalongkorn University

Thesis Title PATIENT AND STAFF MEASUREMENT IN
 DURAL ARTERIOVENOUS FISTULA (DAVF)
 NEUROINTERVENTIONAL RADIOLOGY

By Miss Surapee Amto

Field of Study Medical Imaging

Thesis Advisor Associate Professor Sivalee Suriyapee, M.Eng.

Thesis Co-Advisor Assistant Professor Pakorn Jiarakongmun, M.D.

Accepted by the Faculty of Medicine, Chulalongkorn University in
Partial Fulfillment of the Requirements for the Master's Degree

.....Dean of the Faculty of Medicine
(Professor Adisorn Patradul, M.D.)

THESIS COMMITTEE

.....Chairman
(Associate Professor Jaturon Tantivatana, M.D.)

.....Thesis Advisor
(Associate Professor Sivalee Suriyapee, M.Eng.)

.....Thesis Co-Advisor
(Assistant Professor Pakorn Jiarakongmun, M.D.)

.....External Examiner
(Professor Franco Milano, Ph.D.)

สุรภี อ่ำโต : การวัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและแพทย์ผู้ปฏิบัติการของการตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษาในโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง (ดีเอวีเอฟ). (PATIENT AND STAFF DOSE MEASUREMENT IN DURAL ARTERIOVENOUS FISTULA (DAVF) NEUROINTERVENTIONAL RADIOLOGY). อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ. ศิวลี สุริยาปี, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ผศ.นพ. ปกรณ์ เจียรคงมั่ง, 47 หน้า.

ปัจจุบันการทำหัตถการรังสีร่วมรักษา เพื่อใช้ในการรักษาโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมองมีปริมาณเพิ่มมากขึ้นและประสบความสำเร็จในการรักษา หัตถการนี้ค่อนข้างซับซ้อนและใช้เวลาในการตรวจนาน จึงทำให้ผู้ป่วยและแพทย์ผู้ทำหัตถการตรวจรักษาได้รับปริมาณรังสีสูง ซึ่งส่งผลกระทบต่อความเสี่ยงบริเวณที่ได้รับจากรังสี เช่น มีผลต่อบริเวณผิวหนัง ผมร่วง ต้อกระจก เป็นต้น จุดประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อหาการกระจายของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและรังสีแพทย์ได้รับ รวมทั้งบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีที่ผิวหนังสูงสุด และศึกษาความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและแพทย์ได้รับในแต่ละราย

การศึกษานี้เป็นการเก็บข้อมูลทั้งหมดจากผู้ป่วย 22 ราย จากการตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษาโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมองที่เรียกว่า ดีเอวีเอฟ โดยใช้ที่แอลดีวัดปริมาณรังสีที่ผิวหนังบริเวณศีรษะของผู้ป่วย และบริเวณอวัยวะสำคัญของรังสีแพทย์ผู้ทำหัตถการ ผลของการศึกษาแสดงว่า ปริมาณรังสีที่ผิวหนังสูงสุดเกิดที่บริเวณหนังศีรษะด้านข้างขวา เป็นบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีที่ผิวหนังสูงสุดในผู้ป่วยเฉลี่ย 1.08 เกรย์ มีค่าตั้งแต่ 0.36 ถึง 4.46 เกรย์ ส่วนบริเวณอื่นได้รับปริมาณรังสีที่ผิวหนังเฉลี่ย 0.23 เกรย์ มีผู้ป่วย 3 รายพบว่าหลังการทำหัตถการ 3 สัปดาห์ มีอาการผมร่วง บริเวณหนังศีรษะด้านข้างขวา ด้วยปริมาณรังสีที่ผิวหนังที่วัดได้ 2.25 ถึง 4.46 เกรย์ สำหรับรังสีแพทย์อวัยวะส่วนที่ได้รับปริมาณรังสีที่ผิวหนังสูงสุดคือ แขนซ้ายส่วนบน ได้รับปริมาณรังสี 1.11 มิลลิเกรย์ และอวัยวะอื่นๆ ได้รับปริมาณรังสีเฉลี่ยน้อยกว่า 1 มิลลิเกรย์ ปริมาณรังสีสะสมต่อปีของรังสีแพทย์ จากการทำหัตถการดีเอวีเอฟไม่เกินกว่าปริมาณรังสีที่กำหนด ปัจจุบันที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ผิวหนังของผู้ป่วยสัมพันธ์กับจำนวนการถ่ายภาพและระยะเวลาที่ใช้ในการทำฟลูโอโรสโคปี แต่ขึ้นกับจำนวนการถ่ายภาพมากกว่า ส่วนรังสีแพทย์มีสัมพันธ์กับระยะเวลาที่ใช้ในการทำฟลูโอโรสโคปี เท่านั้น ดังนั้น ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่เกิดกับผู้ป่วยและรังสีแพทย์จึงมีความเกี่ยวข้องกันน้อย อย่างไรก็ตามสามารถลดปริมาณเอกซเรย์ที่ใช้ในการตรวจ ทั้งกับผู้ป่วยและรังสีแพทย์ได้ โดยการใช้อุปกรณ์ในการป้องกันรังสีกระจายที่ได้มาตรฐาน และ โปรแกรมการอบรม เพื่อเพิ่มความชำนาญในการตรวจหัตถการ

ภาควิชา.....รังสีวิทยา.....ลายมือชื่อ.....

สาขาวิชา.....ฉายาเวชศาสตร์.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....

ปีการศึกษา2553ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....

5274831030: MAJOR MEDICAL IMAGING

KEYWORDS: ENTRANCE SKIN DOSE / DURAL ARTERIOVENOUS FISTULA / THERMOLUMINESCENT DOSIMETE

SURAPEE AMTO: PATIENT AND STAFF DOSE MEASUREMENT IN DURAL ARTERIOVENOUS FISTULA (DAVF) NEUROINTERVENTIONAL RADIOLOGY. THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. SIVALEE SURIYAPEE, THESIS CO- ADVISOR: ASST. PROF. PAKORN JIARAKONGMUN, 47 pp.

Nuerointerventional radiology has recently been spread quickly used and achieved successfully in the treatment of vascular diseases. This procedure is complex and uses long fluoroscopy time that the patients and staff receiving high radiation dose and the increased risk of radiation skin injury, such as epilation and cataract. The purpose of this study is to measure radiation dose to show the regional distributions of the entrance skin doses (ESD) and the region of maximum ESD to the patients and staff. The correlation of patient dose and staff dose is determined.

The ESD on 22 patients during dural arteriovenous fistula (DAVF) procedure using thermoluminescent dosimeter (TLD) 100 chips were recorded. TLD chips were placed on patient's head and the body of staff who performed DAVF procedure.

The results showed that the maximum ESD for 22 patients of DAVF procedures occurred in the right temporal region, it ranged from 0.36 to 4.46 Gy, the average maximum ESD was 1.08 Gy. The other area received average dose of 0.23 Gy. Three cases of patients showed the effect of epilation on right temporal area with the maximum ESD of 2.25-4.46 Gy after 3 weeks. For the staff, the left upper arm was higher than the other regions, the average ESD was 1.11 mGy, and most of the other areas ESDs were less than 1 mGy. The annual staff dose calculated from 100 procedures does not exceed the dose limit. The ESD of patient correlated on total number of digital subtraction angiographic frames and fluoroscopic time but more pronounced on number of angiographic frames, while the ESD of staff related only with the fluoroscopic time. So the poor correlation between the patient and staff were observed. However, the reduction of x-ray exposure to both patient and staff should be considered by providing suitable protection devices, training program, and standard devices.

Department:Radiology.....Student's signature.....
 Field of study:Medical Imaging.....Advisor's signature.....
 Academic Year: 2010.....Co-Advisor's signature.....

ACKNOWLEDGEMENTS

The success of this thesis could be attributed to the extensive support and assistance from my major advisor, Assoc. Prof. Sivalee Suriyapee and my co-advisor, Assoc. Prof. Dr. Pakorn Jiarakongmun. I deeply thank for their valuable advice and guidance in this research.

I wish to thank my thesis committee, Assoc. Prof. Sivalee Suriyapee and my co-advisor, Assoc. Prof. Dr. Anchali Krisanachinda, Department of Radiology, Faculty of medicine, Chulalongkorn University and Professor Franco Milano, Florence University, Italy, for their kindness, helpful and valuable suggestion.

I would like to thank Mr. Sornjarod Oonsiri and Miss Puntiva Insang, Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital.

I would like to thank Assoc. Prof. Dr. Sirintara Singhara Na Ayutya (Pongpetch), Assoc. Prof. Dr. Pakorn Jiarakongmun, Dr. Akkachat Chantanapak, Mr. Komsun Limsopatham, Mr. Aroonchat Sangonkul, other medical staff and Radiotechnologist at the Neuroradiology unit, Department of Radiology, Faculty of medicine, Ramathibodi Hospital for their kindness in allowing for the research instrument and providing suggestions for improvement.

I am grateful to all the lecturers and staff of Medical Imaging, for supplying me academic knowledge in Medical Imaging.

Finally, I am grateful to my family for their financial support, entire care, and love. The usefulness of this thesis, I dedicate to my mother, my sister and all the teachers.

CONTENTS

	Page
ABSTRACT (THAI).....	iv
ABSTRACT (ENGLISH).....	v
ACKNOWLEDGEMENTS.....	vi
CONTENTS.....	vii
LIST OF TABLES.....	ix
LIST OF FIGURES.....	x
LIST OF ABBREVIATIONS.....	xii
CHAPTER I INTRODUCTION.....	1
1.1 Background and rational.....	1
1.2 Objectives.....	2
CHAPTER II REVIEW OF RELATED LITERATURE.....	3
2.1 Theory.....	3
2.1.1 Dural Arteriovenous Fistula (DAVF).....	3
2.1.2 Thermoluminescent dosimeter.....	4
2.2 Review of related literatures.....	12
CHAPTER III RESEARCH METHODOLOGY.....	13
3.1 Research design.....	13
3.2 Research design model.....	13
3.3 Conceptual framework.....	14
3.4 Key words.....	14
3.5 Research questions.....	14
3.4.1 Primary research questions.....	14
3.4.2 Secondary research questions.....	14
3.6 The sample size.....	15

	Page
3.6.1 Target population.....	15
3.6.2 Sample population.....	15
3.6.3 Eligible criteria.....	15
3.6.4 Sample size determination.....	15
3.7 Materials.....	16
3.7.1 Radiographic-fluoroscopic system.....	16
3.7.2 Thermoluminescent dosimeter (TLD)	17
3.7.3 The Harshaw model 5500 automatic thermoluminescent dosimeter reader	17
3.7.4 The patients and staff.....	18
3.7.5 Cobalt-60 teletherapy machine.....	18
3.8 Methods.....	19
3.9 Measurement.....	22
3.10 Data collection.....	22
CHAPTER IV RESULTS.....	23
4.1 The quality control of Radiographic-Fluoroscopic system.....	23
4.2 Thermoluminescent dosimeter characteristics.....	23
4.3 The patient entrance skin dose	25
4.4 The staff entrance skin dose	28
4.5 The correlation of staff dose to patient dose.....	31
Case Illustration	31
CHAPTER V DISCUSSION AND CONCLUSION.....	33
5.1 Discussion	33
5.2 Conclusion.....	34

	page
REFERENCES	36
APPENDICES	37
APPENDIX A	38
APPENDIX B	43
APPENDIX C	46
VITAE	47

LIST OF TABLES

Table	Page
4.1 The measured change in HVL as the kVp is increased from 60 to 110 kVp for representative x-ray imaging system	23
4.2 Patient data in DAVF cases	25
4.3 Average ESDs to the patients at various points	26
4.4 The radiation dose to the first medical staff, measured by TLD-100	28
4.5 The radiation dose to the second medical staff, measured by TLD-100	29

LIST OF FIGURES

Figure	Page
2.1 A cranial DAVF as seen on a side-on or lateral view of a cerebral angiogram.....	3
2.2 Schematic diagram showing apparatus for dose measurement using thermoluminescence.	5
2.3 A simplified energy-level diagram to illustrate thermoluminescent process.....	6
2.4 An example of glow curve of LiF (TLD-100) after phosphor has been annealed at 400°c for 1 hour and read immediately after irradiation to 100 R	7
2.5 An example of thermoluminescence versus absorbed dose curve for TLD-100 powder (schematic)	8
2.6 Relation of half value layer (HVL) to effective energy.....	9
2.7 Theoretical sensitivity of thermoluminescence phosphors.....	10
2.8 Depilation on his right temporal area.....	12
3.1 DSA equipment system with bi-plane.....	16
3.2 Thermoluminescent dosimeter (TLD: model 100).....	17
3.3 The Harshaw model 5500 automatic thermoluminescent dosimeter reader.	18
3.4 Theratron Elite80 cobalt-60 teletherapy machine.....	19
3.5 The TLD points for patients. The number in each point represents the position number for the TLD placement.	21
3.6 The swimming cap, which has small pockets for TLDs, to place the TLDs at suitable locations with high reproducibility.....	21
3.7 The TLD points for staff. The number in each point represents the position number for the TLD placement.	22

	Page
4.1 High Dose set, Linearity of LiF TLD-100 when irradiated at various doses for 70 kVp 2.9 mAs.	24
4.2 Low Dose set, Linearity of LiF TLD-100 when irradiated at various doses for 70 kVp 2.9 mAs.	24
4.3 Geometric distribution of the average ESDs per procedure of 26 interventional radiology patients. The number in each circle represents the position number for TLD placement that shown high dose zone and low dose zone	26
4.4 Correlations between the average ESD of high dose zone and total exposure time ($r = 0.8432$). Line on the graphs indicates linear regressions....	27
4.5 Correlation between the average ESD of high dose zone and Total Number of DSA: frames ($r = 0.8944$). Line on the graphs indicates linear regressions.....	28
4.6 The average dose at seven locations of the first and the second medical staff.....	29
4.7 The average ESD (mGy) of first and second radiologist at various positions	30
4.8 Correlation between the average ESD of the staff and total fluoroscopic time ($r = 0.3842$)	30
4.9 Correlation between the average ESD of the staff and total fluoroscopic time ($r = 0.4538$)	31
4.10 The comparison of slightly epilation on the right temporal area due to high radiation dose (2.25 Gy) and the left temporal area with low dose (0.04 Gy)	32

LIST OF ABBREVIATIONS

Abbreviation	Terms
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
AL ₂ O ₃	Aluminum Oxide
B	The back scatter factor
BG	The background
CaCO ₃	Calcium carbonate
CaF ₂	Calcium fluoride
CaSO ₄	Calcium sulphate
cGy	Centigray
⁶⁰ Co	Cobalt-60
¹³⁷ Cs	Cesium-137
CsI	Cesium iodide
°C	Degree Celsius
DAVF	Dural Arteriovenous Fistula
DSA	Digital Subtraction Angiography
ECC	The element correction coefficient
ESD	Entrance Skin Dose
Gy	Gray
GDC	Guglielmo detachable coil
HVL	Half-Value-Layer
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	International Commission on Radiation Units and Measurements
kVp	Kilovoltage peak

LIST OF ABBREVIATIONS (continued)

Abbreviation	Terms
LiF	Lithium Fluoride
mA	Milliampere
mGy	milligray
mGy/min	Milligray per minute
mm	Millimeter
mmAl	Millimeter aluminium
nC	Nanocoulomb
Nk	Air kerma calibration factor of an ionization chamber
PC	The personal computer
PLD	Photoluminescent Glass Dosimeter
PMT	The photomultiplier tube
Q_{ci}	The correction charge integral
Q_i	The charge integral
r	The correlation coefficient
RCF	The reader calibration factor
Sv	Sievert
TLD	The thermoluminescent dosimeter
TTP	The time temperature profile

CHAPTER I

INTRODUCTION

1.1 Background and rationale

Interventional radiology (IR) has recently been spread quickly and achieved successfully in the treatment of various diseases, IR reduces the need for many traditional interventions, particularly surgery, so reducing discomfort and risks for patients. Levels of doses to patients and staff in IR are large and poor correlation between patient and staff dose. Radiation skin injuries in patients have been reported due to high skin dose of some procedure. Radiological risk to the staff is also a major concern. The common radiation protection principles with regard to time, distance, and shielding are difficult for operators to fully implement in interventional procedures due to examination complexity. Increases in interventional procedure difficulty, volumes and workload for each radiologist contribute to the high radiation levels.

Neurointerventional radiology is the type of interventional radiology where dedicated fluoroscopic equipment should be used. This procedure is employed in the treatment of vascular lesion such as dural arteriovenous fistula (DAVF) embolization. This complex procedure which is long duration can result in relatively high patients and staff dose. The increase risk of radiation skin injuries to patients presented with depilation or skin reaction.

The level of dose to patients and staff in neurointerventional radiology vary enormously as a function of procedure, fluoroscopic time, number of images acquired and equipment performance. The occurrence of deterministic effects in patients is peculiar aspect of neurointerventional radiology, owing to the potentially high skin doses given in procedures such as Guglielmi detachable coil (GDC) embolization, arteriovenous fistula glue injection and embolization. Deterministic effects to staff, such as eye lens injuries resulting from the prolonged use of non-dedicated fluoroscopic equipment, the poor level of individual protection devices, personnel dosimetry and radiation protection knowledge [1].

All these considerations have persuaded international bodies and national bodies and scientific societies to publish recommendations and requirements for the optimization of IR practices. These requirements include the use of dedicated radiological equipment, suitable protective devices and quality assurance programmer that include quality control, the assessment of patient and staff doses, and advanced training.

This work aim to study the dose to the patient and staff in DAVF procedure by measurement with TLD, the relationship between patient and staff dose will be observed.

1.2 Research objectives

- 1.2.1 To measure the patient and staff doses in dural arteriovenous fistula (DAVF) neurointerventional procedure using thermoluminescence dosimeter (TLD).
- 1.2.2 To correlate staff dose to patient dose.

CHAPTER II

REVIEW OF RELATED LITERATURES

2.1 Theory

2.1.1 Dural Arteriovenous Fistula (DAVF) [2]

DAVF is a site of abnormal connectivity between arteries and veins, where the abnormal connection or fistula lies exclusively in the leathery covering of the brain or spinal cord known as the dura. Sometimes there may be one or more fistula in the same patient, the plural of fistula being fistulae. DAVF can occur in the brain or in the spinal cord: the former is referred to as a cranial DAVF; the latter is referred to as a spinal DAVF.

A Cranial DAVF is supplied by branches of the carotid artery (external and internal carotid arteries) and possibly also by branches of the vertebral artery before these arteries penetrate the dura. The fistula usually resides in the convexity dura overlying the brain hemisphere or in the tentorial dura between the forebrain and hindbrain. Rarely, it lies in a deep region of the brain known as the cavernous sinus. There is usually a prominent "draining vein" that can be large and curving or tortuous leaving the fistula site. There may be dilatations in this vein known as varices (single is varix) that can look like "venous aneurysms". Frequently the blood flow in a DAVF is very high, and it may cause blood to flow in the opposite direction to normal over the brain's surface, an event comprising abnormal cortical venous drainage, this is a worrisome finding on a cerebral angiogram.

A cranial DAVF diagram is shown in figure 2.1.

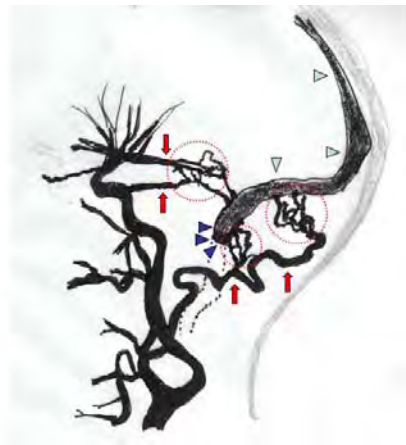


Figure 2.1 A cranial DAVF as seen on a side-on or lateral view of a cerebral angiogram. The small fistulae are in the dura (in circles).

DAVF is the high dose procedure for both patients and staff, fluoroscopic timing are long duration. Radiation skin injuries to patients may be caused by this neurointerventional procedure. Therefore, the avoidance of skin injuries during the procedure is needed.

Any of the symptoms and signs mentioned above may lead to investigation of patient. For a cranial DAVF, regular CT scanning is not very helpful in diagnosing a fistula, but it may show a hemorrhage from a fistula. CT angiography (CT arteriography + CT venography) is helpful in defining a cranial fistula, as are MRI techniques including MR angiography and MR venography. However, the gold-standard for detection and characterization of a DAVF is cerebral angiography. Here, a DAVF often appears as a complex vascular abnormality made up of abnormally large and tortuous dural arteries, and a large serpentine draining vein. There may be cortical venous drainage, and a thrombosed dural venous sinus may also be seen.

At present, the two main ways of treating a DAVF are through open surgery or endovascular surgery. The need for treatment becomes more pressing if cortical venous drainage is seen on the cerebral angiogram or if a patient has experienced rupture or other significant neurological effects of the DAVF.

1. Open surgery: The goal of surgery is to physically disconnect the fistula in the dura, with particular attention to obliterating the draining vein. A craniotomy is required for surgical disconnection of a cranial DAVF and a laminectomy or laminotomy is required for surgical disconnection of a spinal DAVF. Open surgery for a DAVF typically has a very high success rate.

2. Endovascular surgery: This involves a catheter-based technique for "squirting" of a "glue" (or a similar particle-composite or resin) into the lumen of arteries feeding the DAVF, or directly into the vein draining the DAVF. This process is known as embolization. Sometimes, embolization is used alone to obliterate the fistula, or it may be used as a helpful additional option prior to open surgery, to help shut down as much of the fistula as possible prior to the operation.

2.1.2 Thermoluminescent Dosimetry (TLD) [3]

There are several solid state systems available for the dosimetry of ionizing radiation. However, none of the systems provide absolute measurement-each needs calibration in a known radiation field before it can be used for the determination of absorbed dose. There are two types of solid state dosimeters: (a) integrating type dosimeters (thermoluminescent crystals, radiophotoluminescent glasses, optical density type dosimeters such as glass and film), and (b) electrical conductivity dosimeters (semiconductor junction detectors, induced conductivity in insulating materials). Of these, the most widely used systems for the measurement of absorbed dose are the thermoluminescent dosimeter because it is small size and easy to place at patient lesion.

In recent years many applications of thermoluminescent dosimeter have been reported in the literature, and many more applications have gone unreported. There are hundreds of thermoluminescent dosimeter readers in operation in various laboratories around the world. Many of dosimetry problems arising in radiation dosimetry can be resolved by using thermoluminescent dosimeter. The small size, good energy dependence, good sensitivity and large useful dose range of thermoluminescent dosimeters are key advantages, as the direct measurement of doses is possible under conditions in which other forms of dosimetry are not practical, measurement of the dose from the primary beam during fluoroscopy is convenient since the dosimeters do not interfere with the study.[12]

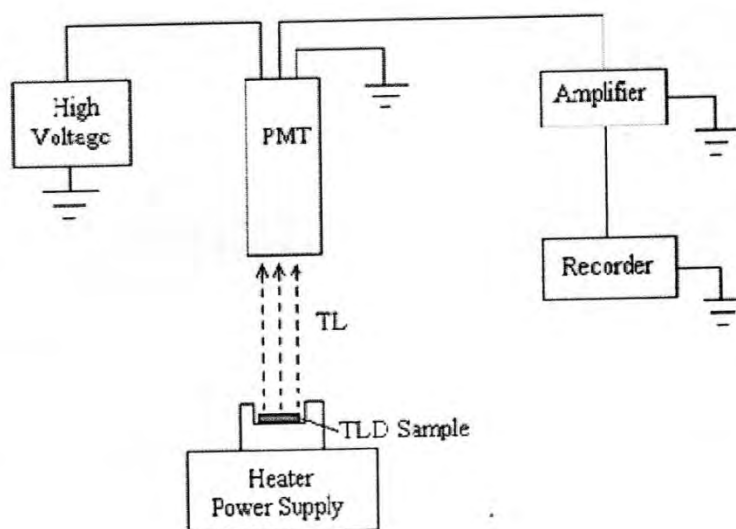


Figure 2.2 Schematic diagram showing apparatus for dose measurement using Thermoluminescence.

Many crystalline materials exhibit the phenomenon of thermoluminescence used in thermoluminescent dosimeters. When such a crystal is irradiated, a very minute fraction of the absorbed energy is stored in the crystal lattice. Some of this energy can be recovered later as visible light if the material is heated. This phenomenon of release of visible photons by thermal means is known as thermoluminescence.

The arrangement for measuring the thermoluminescence output is shown schematically in figure 2.2. The irradiated material is placed in a heater cup or planchet, where it is heated for a reproducible heating cycle. The emitted light is measured by a photomultiplier tube (PMT) which converts light into an electrical current. The current is then amplified and measured by a recorder or a counter.

There are several thermoluminescence phosphors available but the most noteworthy are lithium fluoride (LiF), lithium borate ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), and calcium fluoride (CaF_2). Of these phosphors, LiF is most extensively studied and most frequently used for clinical dosimetry. LiF in its purest form exhibits relatively little thermoluminescence. But the presence of a trace amount of impurities (e.g., magnesium) provides the radiation-induced thermoluminescence. These impurities give rise to imperfections in the

lattice structure of LiF and appear to be necessary for the appearance of the thermoluminescence phenomenon.

2.1.2.1 Simplified theory of thermoluminescent dosimetry

The chemical and physical theory of thermoluminescent dosimeter is not exactly known, but simple models have been proposed to explain the phenomenon qualitatively. An energy-level diagram of an inorganic crystal exhibiting thermoluminescence by ionizing radiation is shown in figure 2.3.

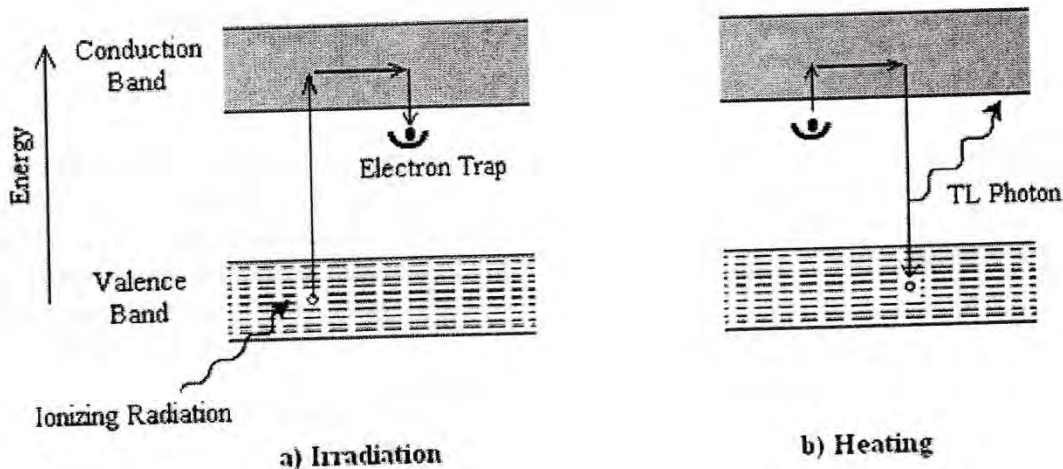


Figure 2.3 A simplified energy-level diagram to illustrate thermoluminescent process.

In an individual atom, electron occupies discrete energy levels. In a crystal lattice, on the other hand, electronic energy levels are perturbed by mutual interactions between atoms and give rise to energy bands the “allowed” energy bands and the forbidden energy bands. In addition, the presence of impurities in the crystal creates energy traps in the forbidden region, providing metastable states for the electrons. When the material is irradiated, some of the electrons in the valence band (ground state) receive sufficient energy to be raised to the conduction band. The vacancy thus created in the valence band is called a positive hole. The electron and the hole move independently through their respective bands until they recombine (electron returning to the ground state) or until they fall into a trap (metastable state).

If there is instantaneous emission of light owing to these transitions, the phenomenon is called *fluorescence*. If an electron in the trap requires energy to get out of the trap and fall to the valence band, the emission of light in this case is called *phosphorescence* (delayed fluorescence). If phosphorescence at room temperature is very slow, but can be speeded up significantly with a moderate amount of heating ($\sim 300^\circ\text{C}$), the phenomenon is called *thermoluminescence*.

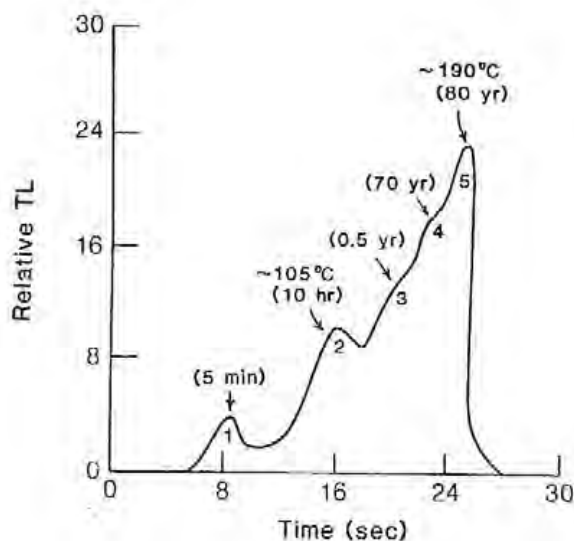


Figure 2.4 An example of glow curve of LiF (TLD-100) after phosphor has been annealed at 400°C for 1 hour and read immediately after irradiation to 100 R.

A plot of thermoluminescence against temperature is called a *glow curve*. As the temperature of the thermoluminescence material exposed to radiation is increased, the probability of releasing trapped electrons increases. The light emitted first increases, reaches a maximum value, and fall again to zero. Because most phosphors contain a number of traps at various energy levels in the forbidden band, the glow curve may consist of a number of glow peaks is shown in figure 2.4. The different peaks correspond to different ‘trapped’ energy levels.

2.1.2.2 Lithium fluoride

Lithium fluoride has an effective atomic number of 8.2 compared with 7.4 for soft-tissue. This makes this material very suitable for clinical dosimetry. The dose absorbed in LiF can be converted to dose in muscle by considerations similar to those discussed earlier. For example, under electronic equilibrium conditions, the ratio of absorbed doses in the two media will be the same as the ratio of their mass energy absorption coefficients. If the dimensions of the dosimeter are smaller than the ranges of the electron crossing the dosimeter, then the Bragg-Gray relationship can also be used. The ratio of absorbed doses in the two media will be the same as the ratio of mass stopping powers. The applicability of the Bragg-gray cavity theory to thermoluminescent dosimeter has been discussed by several authors.

2.1.2.3 Practical consideration

As stated previously, the thermoluminescent dosimeter must be calibrated before it can be used for measuring an unknown dose. Because the response of the thermoluminescent dosimeter materials is affected by their previous radiation history and thermal history, the material must be suitably annealed to remove residual effects. The

standard preirradiation annealing procedure for LiF is 1 hour of heating at 400°C and then 24 hours at 80°C. The slow heating, namely 24 hours at 80°C, remove peak 1 and 2 of the glow curve by decreasing the “trapping efficiency”. Peak 1 and 2 can also be eliminated by postirradiation annealing for 10 minutes at 100°C. The need for eliminating peak 1 and 2 arise from the fact that the magnitude of these peaks decreases relatively fast with time after irradiation. By removing these peaks by annealing, the glow curve becomes more stable and therefore predictable.

The dose response curve for TLD-100 is shown in figure 2.5. The curve is generally linear up to 10^3 cGy but beyond this it becomes supralinear. The response curve, however, depends on many conditions that have to be standardized to achieve reasonable accuracy with thermoluminescent dosimeter. The calibration should be done with the same thermoluminescent dosimeter reader, in approximately the same quality beam and to approximately the same absorbed dose level.

The thermoluminescent dosimeter response is defined as thermoluminescence output per unit absorbed dose in the phosphor. Figure 8.14 gives the energy response curve for LiF (TLD-100) for photon energies below megavoltage range. The studies of energy response for photons above ^{60}Co and high energy electrons have yielded somewhat conflicting results.

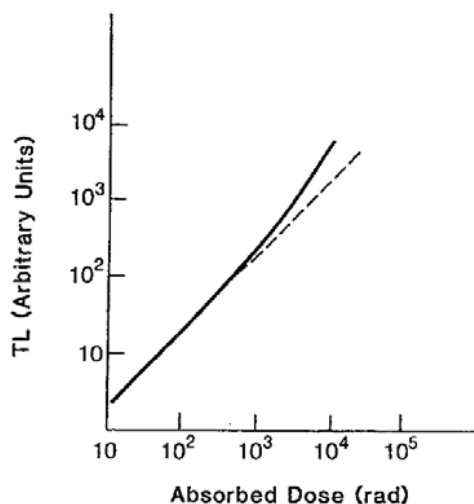


Figure 2.5 An example of thermoluminescence versus absorbed dose curve for TLD-100 powder (schematic).

When considerable care is used, precision of approximately 3 % may be obtained using thermoluminescent dosimeter powder or extruded material. Although not as precise as the ion chamber, thermoluminescent dosimeter’s main advantage is in measuring doses in regions where ion chamber cannot be used. For example, thermoluminescent dosimeter is extremely useful for patient dosimetry by direct insertion into tissue or body cavities. Since thermoluminescent dosimeter material is available in many forms and sizes, it can be used for special dosimetry situations such as for measuring dose distribution in the build-up region, around brachytherapy source, and for personal dose monitoring.

2.1.2.4 Energy response

The photoelectric absorption process is usually the predominant absorption process at low (< 100 keV) photon energies. This interaction, which involves the innermost electrons, is dependent on the nuclear charge of the atom, the atomic number (Z). Consequently, radiation detectors with high atomic numbers show a greatly enhanced response at the low photon energies. The energy response of a detector at a particular photon energy may be defined as the response of the detector at that photon energy relative to its response at some reference energy (usually 1-3 MeV) where the photoelectric absorption process is largely inoperative. The dosimeter is said to have a good energy response if its response per roentgen shows little change with photon energy, the energy response is poor if this charge is charge. Detectors with an effective atomic number approximately that of air ($Z = 7.64$) show a good energy response while those with an effective atomic number much different from 7.64 show a poor energy response.

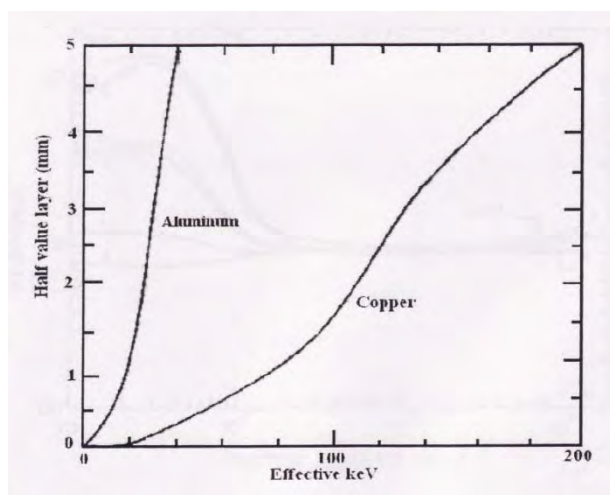


Figure 2.6 Relation of half value layer (HVL) to effective energy.

One recurring problem in dealing with energy response is the precise statement of x-ray beam quality. If the radiation source is a monoenergetic gamma-ray emitter (for example, ^{137}Cs) then the beam quality can be expressed simply and accurately as the monoenergetic photon energy (662 keV). On the other hand, if the radiation source used is an x-ray generator that produces a spectrum of photon energies up to the maximum accelerating voltage, then specification of the beam quality is much more difficult. Beam quality may be expressed in terms of 'effective keV' defined as that monoenergetic photon energy which has the same half value layer as does the x-ray beam in question. Conversion from the measured half value layer to effective energy (keV) is shown in figure 2.6. Effective energy (keV) determined in this manner is not a highly precise statement of quality for example, two x-ray beams generated at different accelerating voltages and with different filtrations can have identical half value layer (and consequently the same effective energy). It is often valuable to specify the first and second half value layer as well as the accelerating voltage and the amount of filtration.

There are two ways to determine energy response curves for thermoluminescence phosphors by using experimentally determined values based on effective energy for various x-ray and gamma-ray sources or by using theoretically calculated values from available absorption coefficients for the various photon energies. Experimentally measured values are usually more appropriate when correcting for the energy responses in various experimental irradiations. The energy response curve was calculated by comparing the absorption coefficients of the various thermoluminescence phosphors with the energy deposited in tissue which is shown figure 2.7. Energy response is usually related to the exposure in air rather than to the dose in tissue.

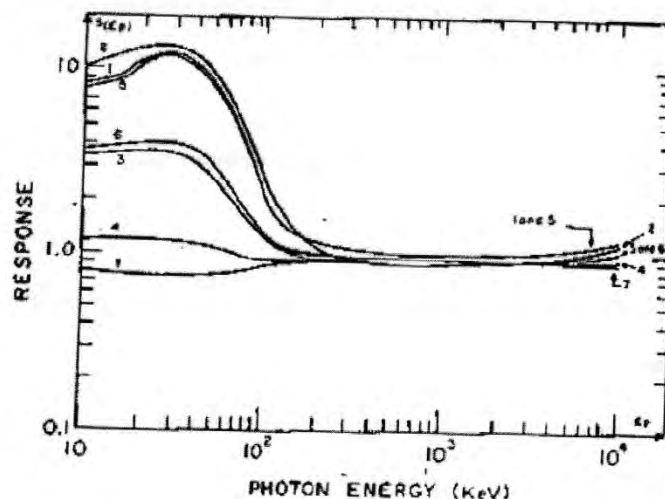


Figure 2.7 Theoretical sensitivity of thermoluminescence phosphors: (1) CaSO_4 ; (2) CaF_2 ; (3) Al_2O_3 ; (4) LiF ; (5) CaCO_3 ; (6) SiO_2 ; and (7) $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$.

2.1.2.5 Calibration of thermoluminescent dosimeter [13]

The purpose of calibrating a thermoluminescent dosimeter instrument is to produce consistent and accurate reading in dosimetrically meaningful units. The calibration process involves the following 3 steps.

a) Generate calibration dosimeter

In this process, an element correction coefficient (ECC) is generated by using a set of dosimeters, typically 1 - 2 % of the total population to be calibration dosimeters. They are identified and segregated from the field dosimeters.

All dosimeters are annealed to clear them all residual exposure. Duration time between annealing and exposing should be the same for all dosimeters. After being exposed to the known radiation dose, the charge integral value (Q_i) in nanocoulomb (nC) of each dosimeter (i) is read out and recorded. Then the average charge integral (Q) of all dosimeters is calculated and the element correction coefficient (ECC_i) for individual dosimeter i ($i = 1, 2, 3 \dots n$) is computed by dividing the average charge integral by the individual charge (Q_i) as:

$$ECC_i = \frac{\bar{Q}}{Q_i} \quad (2.1)$$

b) Calibration of thermoluminescent dosimeter reader

A group of dosimeter about 1 - 2 % of dosimeters in (a) which have ECC_i value close to 1 are chosen to be calibration dosimeters. The calibration dosimeters are exposed to known amount of radiation dose (D) in grays and read by thermoluminescent dosimeter reader. As Q_i is the reading for the dosimeter i , the corrected charge integral (Q_{ci}) of the dosimeter is calculated by :

$$Q_{ci} = Q_i \times ECC_i \quad (2.2)$$

Then the reader calibration factor (RCF) is calculated from the equation:

$$RCF = \frac{\bar{Q}_c}{D} \quad (2.3)$$

When \bar{Q}_c is the average corrected charge integral and calculated by:

$$\bar{Q}_c = \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n Q_{ci} \right) \quad (2.4)$$

c) Calibration of dosimeter

The rest of the dosimeter [number of the dosimeters in (a) - number of dosimeters in (b)] is used as field dosimeters. They are exposed by the known radiation dose of L grays and read by thermoluminescent dosimeter reader. The calibration value of element correction coefficient for individual dosimeter (ECC_{ci}) is then calculated by:

$$ECC_{ci} = \frac{(RCF \times L)}{Q_i} \quad (2.5)$$

2.1.2.6 Determination of unknown radiation dose

The field dosimeters in 3.3.4 (c) are used to measure unknown radiation dose. The unknown dose D in grays is calculated by using ECC_{ci} from the equation:

$$D = \frac{(Q_i \times ECC_{ci})}{RCF} \quad (2.6)$$

When Q_i is the reading of the individual field dosimeter i of any user defined length.

2.2 Review of related literatures

Moritake T. et al [4] studied the radiation dose by measuring the entrance skin dose (ESD) on both patients and operators during neurointerventional procedure using photoluminescence glass dosimeter (PLD). The maximum ESDs of patients are on the right temporo-occipital region and for operators are on the left upper extremity. Two patients with left dural AVF embolization, procedure time is 2 hours 35 minutes, maximum ESD is 5.37 Gy. Three weeks after the procedure, the patient presented with a square depilation on his right temporal area that the dose exceeds 3 Gy. The example of the radiation reaction is shown in figure 2.8.



Figure 2.8 Depilation on his right temporal area.

L. D'Ercole, et al [5], measured the skin dose of radiation received by patients during interventional neuroradiologic procedures performed under fluoroscopic guidance. Twenty-one patients undergoing embolization of cerebral aneurysms were included in the measurement. The maximum skin dose (MSD) was measured using Gafchromic XR type R films. The coefficient of the interpolation line between the skin dose and the DAP was determined, the value was 0.0029 cm^{-2} . The mean MSD was found to be 1.16 Gy (range, 0.23-3.20 Gy).

Roshan S. et al [6], evaluated radiation risk to patients during cerebral interventions and the contribution to this risk from work practices. Thirty nine patients undergoing cerebral interventions in a digital subtraction angiography suit were included in this study. Patients who underwent cerebral interventions were categorized into two groups according to the number of cerebral interventions performed on them, and their effective doses were calculated. The effective dose for patients undergoing a single cerebral intervention (group A) varied from 1.55 to 15.9 mSv and for multiple cerebral interventions (group B) varied from 16.52 to 43.52 mSv. Two patients who underwent multiple cerebral intervention had alopecia of the irradiate scalp.

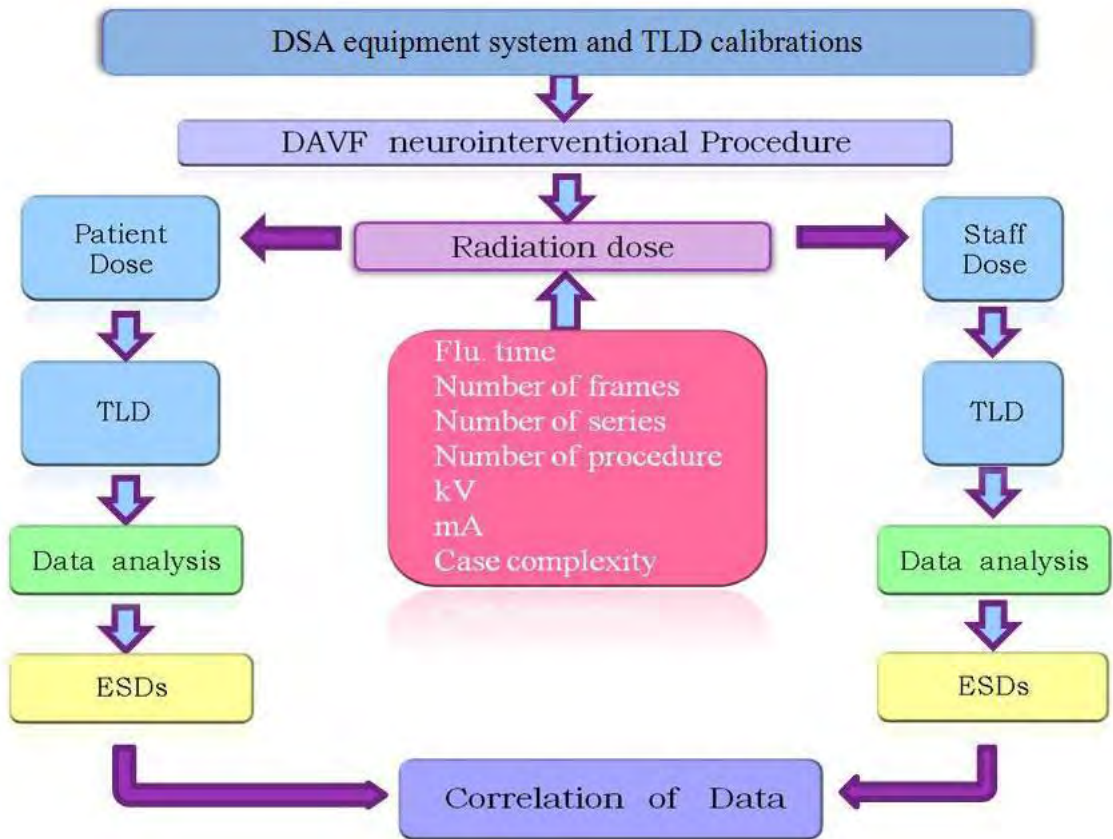
CHAPTER III

RESEARCH METHODOLOGY

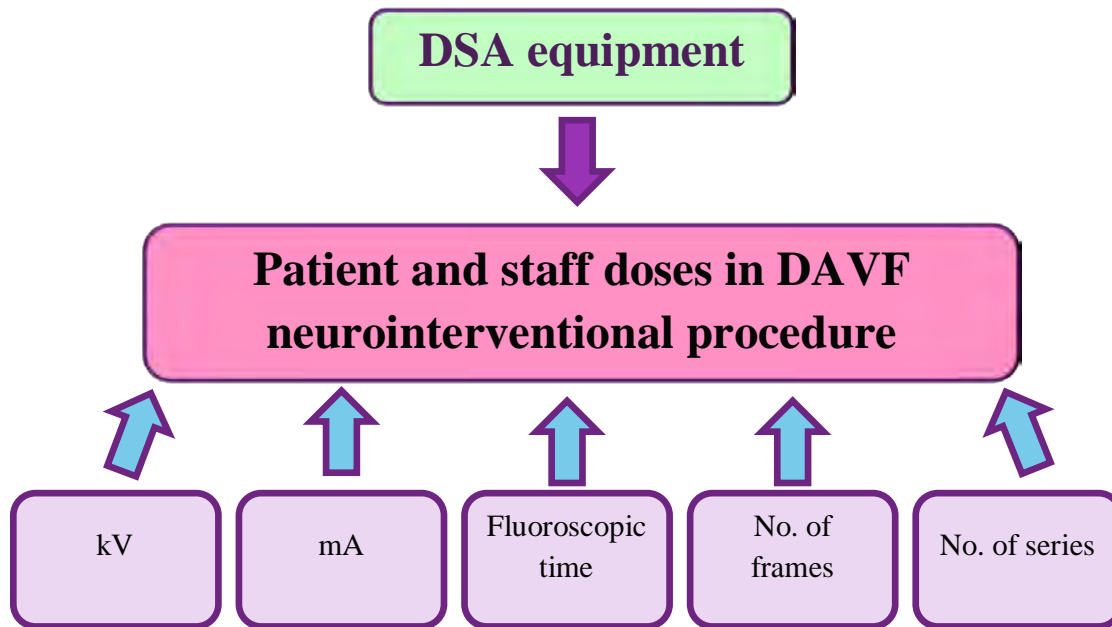
3.1 Research design

The study is an observational descriptive design.

3.2 Research design model



3.3 Conceptual framework



3.4 Key words

Entrance Skin Dose (ESD)

Thermoluminescent dosimeters (TLD)

Dural Arteriovenous Fistular (DAVF)

Interventional Radiology

Neuroembolization

3.5 Research questions

3.5.1 Primary question

What are the patient and staff dose in dural arteriovenous fistula (DAVF) neurointerventional procedure using thermoluminescence dosimeter (TLD)?

3.5.2 Secondary question

What are the relationship between patient dose and staff dose?

3.6 The sample

3.6.1 Target population

The patients and medical staff in DAVF Neuroembolizational procedure at Neurointerventional radiology unit, Department of Radiology, Faculty of medicine, Ramathibodi Hospital on Monday to Friday from period of September 2010 to January 2011.

3.6.2 Sample population

The patients who underwent DAVF neuroembolizational procedure at Neurointerventional radiology unit, Department of Radiology, Faculty of medicine, Ramathibodi Hospital.

3.6.3 Eligible criteria

3.6.3.1 Inclusion criteria

The patients and staff who underwent DAVF neuroembolizational procedure using DSA equipment system.

3.6.3.2 Exclusion criteria

The patient who underwent other procedure.

3.6.4 Sample size determination

Sample sizes for this study is calculated from continuous data estimating the population mean based on the formula and construct 95% confidence interval (CI).

$$Z_{\alpha/2} = 1.96 \text{ (two tail)}$$

$$\sigma = \text{Standard deviation (SD) [4]}$$

$$\sigma^2 = \text{Variance of data [4]}$$

$$d^2 = \text{Value of variation data (error at 10\%)}$$

$$\mathbf{n} = \mathbf{(Z_{\alpha/2})^2 \sigma^2 / d^2}$$

$$n = (1.96)^2(1.3)^2 / (1.84)^2$$

$$n = 22 \text{ cases}$$

3.7 Materials

3.7.1 Radiographic-Fluoroscopic System

Digital Subtraction radiographic system is the DSA Vascular system: Infinix VB-i (Toshiba Medical System, Japan) with Bi-plane installed at Department of radiology, Ramathibodi Hospital. The device incorporates 2 x-ray tubes (Frontal arm and Lateral arm) which enable staff to view patients from various angles. The tube voltage is controlled by an automatic brightness control system so that the value changes with time, ranging between almost 50 and 110 kV for neurointerventional procedure. For fluoroscopic, 3 different types of additional filter are available: low mode, normal mode, and high mode. The normal mode is selected for DAVF procedure. For the operator and staff's protection, the unit equipped with a lead glass board, which is connected to a flexible arm so that staff can move the board to a suitable position.

The fluoroscopic examination was performed in a continuous mode with a normal mode. DSA was performed at a rate of 3 frames per second without an additional filter. All the examinations were performed with the patients in a supine position, and for lateral view examinations, the x-ray tube on the lateral type arm was placed to the right side of the patient. The staff performed all the fluoroscopic procedures standing on the right side of the patient. Because the staff moved out of the fluoroscopic room during the x-ray exposure of DSA to avoid unnecessary exposure, the ESDs of the staff were measured only in the fluoroscopic procedure, whereas those of patients were measured in both the fluoroscopic and DSA procedures.

The system is shown in figure 3.1.



Figure 3.1 DSA equipment systems with bi-plane.

3.7.2 Thermoluminescent dosimeter (TLD)

Thermoluminescent dosimeter (TLD 100) was the lithium fluoride (LiF) crystal doped with magnesium and titanium (LiF:Mg,Ti). TLD chips with the dimension of $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$, a nominal density of 2.64 g/cm^2 and effective atomic number (Z_{eff}) of 8.2, a value close to tissue. The TLD 100 is shown in figure 3.2.



Figure 3.2 Thermoluminescent dosimeter (TLD 100) was the lithium fluoride (LiF) crystal doped with magnesium and titanium (LiF:Mg,Ti). (a) TLD chips with the dimension of $3.2 \times 3.2 \times 0.89 \text{ mm}^3$ and (b) tube of TLD chips.

3.7.3 The Harshaw model 5500 automatic thermoluminescent dosimeter reader [7]

The Harshaw model 5500 automatic thermoluminescent dosimeter reader is shown in figure 3.3. It is a personal computer driven, table-top instrument for thermoluminescent dosimeter measurement. It has been designed to economically provide both high performance and high reliability and complies with the latest International Standard Organization (ISO) requirement. This reader is capable of reading 50 dosimeters per loading and accommodates thermoluminescent chips, rods, and cubes in a variety of sizes. The flexible design of the controlling software enables the user to configure the workstation for different applications. The software provides real-time monitoring of the instrument's operating conditions and display of the glow curves and response values. The reader uses hot nitrogen gas heating with a closed loop feedback system that produces linearly ramped temperatures accurate within $\pm 1^\circ\text{C}$ to 400°C . The time temperature profile (TTP) is user-defined in three segments: preheat, acquire, and anneal, each with independent times and temperatures. Any number of different time temperature profiles may be defined and calibrated. The photomultiplier tube assembly is cooled to a constant temperature maintain consistent performance of the photomultiplier tube. Nitrogen is routed through the photomultiplier tube (PMT) chamber to eliminate condensation.



Figure 3.3 The Harshaw model 5500 automatic thermoluminescent dosimeter reader.

3.7.4 The patients and Staff

Twenty two patients and staff who undergo DAVF neurointerventional procedure are examined at Ramathibodi Hospital.

3.7.5 Cobalt-60 teletherapy machine [6]

The ^{60}Co source is produced by irradiating ordinary stable ^{59}Co with neutrons in a reactor. The nuclear reaction can be represented by $^{59}\text{Co} (n, \gamma) ^{60}\text{Co}$.

The ^{60}Co source, usually in the form of a solid cylinder, discs, or pallets, is contained inside a stainless-steel capsule and sealed by welding. The capsule is placed into another steel capsule which is again sealed by welding. The double-welded seal is necessary to prevent any leakage of the radioactive material. The Theratron Elite80 cobalt-60 teletherapy machine is shown in figure 3.4.

The ^{60}Co source decays to ^{60}Ni with the emission of beta particles ($E_{\text{max}} = 0.32$ MeV) and two photons per disintegration of energies 1.17 and 1.33 MeV. These gamma rays constitute the useful treatment beam. The beta particles are absorbed in the cobalt metal and stainless-steel capsules.

Because of the constant emission of the radiation, ^{60}Co is used for thermoluminescent dosimeter sensitivity determination.



Figure 3.4 Theratron Elite80 cobalt-60 teletherapy machine.

3.8 Methods

3.8.1 The quality control of Radiographic-Fluoroscopic System and measurement of HVL [8]

The quality control of radiographic-fluoroscopic system was performed for the following topics.

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

The term of half value layer is the thickness of an absorber of specified composition required to attenuate the intensity of the beam to half its original value. Although all beams can be described in terms of their half value layer, the quality of a gamma ray beam is usually stated in terms of the energy of the gamma rays or its nuclide of origin which has known emission spectrum.

In the case of low energy x-ray beams (below megavoltage range), it is customary to describe quality in term of half value layer.

The measurement was performed to find the half value layer of DSA equipment with the kVp changed from 60, 70 and 80. For constant kV and mAs, measurements

should be made with no added aluminum, then with enough aluminum to reduce the intensity to a little less than one half, and finally with enough to reduce it to a little more than one half. The half value layer can be obtained by interpolation.

3.8.2 Thermoluminescent dosimeter preparation [9]

3.8.2.1 Sensitivity and dose calibration

Thermoluminescent dosimeters, TLD-100 chips with the automatic thermoluminescent reader of the Harshaw Model 5500 were used to measure the radiation doses at various points on the patient and staff. Before using thermoluminescent dosimeters for dose measurement, all thermoluminescent dosimeters were annealing and irradiating with ^{60}Co gamma-ray for ten times.

The TLDs were separated into two sets of high dose for patient and low dose for staff. Then the sensitivity of each dosimeter was determined by irradiating 99 and 111 dosimeters with ^{60}Co gamma-ray of 5 cGy for staff dose and 100 cGy for patient, respectively, the charge integral value of each dosimeter was read and the element correction coefficient (ECC) was calculated according to equation 2.1. The dosimeters that have the element correction coefficient values between 0.9 and 1.01 were selected for using in this study. In addition the dosimeters of element correction coefficient values varied by $\pm 1\%$ (0.99 to 1.01) were chosen for dose calibration. The radiation beam of DSA equipment with the exposure parameter of 70 kV were measured with 6 cc chamber and ACCU-PRO dosemeter (Radcal corporation, CA, USA), the average value of charge integral reading of TLD with the same dose was used as a factor to convert charge collected by TLD to dose. This is a reader calibration factor (RCF) value; according to equation 2.3. The calibration was separated in to two parts: low dose and high dose TLD sets.

3.8.2.2 Linearity

The 6 cc chamber and ACCU-PRO dosemeter (Radcal corporation, CA, USA) was used to measure the exposures from the Toshiba DSA equipment to determine the linearity of thermoluminescent dosimeter. For low dose set TLD, the air kerma dose varied from 0.02 to 0.56 mGy, for high dose set, the air kerma dose varied from 0.06 to 5.26 mGy.

3.8.2.3 Dose measurement

The ESDs of the patients were measured with a small TLD chip system. This chip is square with the dimension of 3.2 mm \times 3.2 mm \times 0.89 mm, respectively. The ESDs, which included tissue backscatter, were measured throughout the procedures by using TLDs placed in 23 points on the surface of the patient's head and neck (Figure 3.5). We used a swimming cap, which had small pockets for TLDs, to place the TLDs at suitable locations with high reproducibility (Figure 3.6). At each point of ESD measurement, 3

TLD chips were applied (72 TLD chips in total per case), and the readout results were averaged.

For the measurement of ESDs to the two staff, the first staff stood about 100 cm from the tube and the second staff stood next from the first, 7 points was selected for each staff which is shown in Figure 3.7. Some of dosimeters were placed under a body lead apron or a thyroid shielding. Three TLD were applied at each point (21 TLD chips per personal or 42 TLD chip per case), and the readout results were averaged.

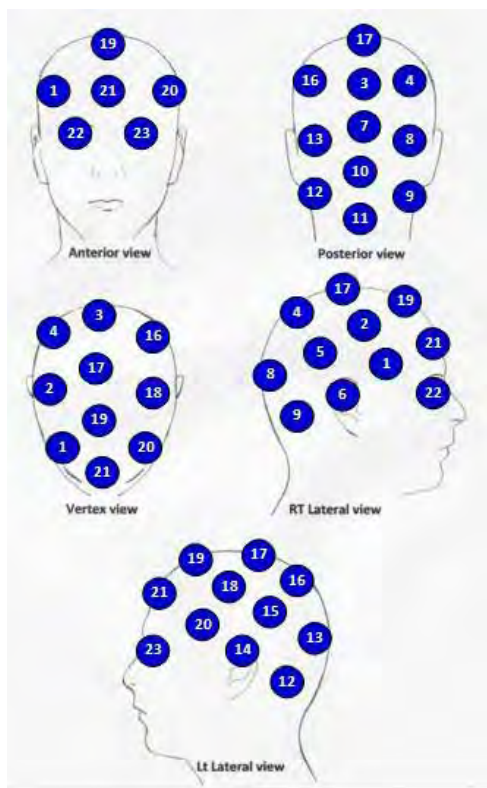


Figure 3.5 The TLD points for patients. The number in each point represents the position number for the TLD placement: anterior, posterior, vertex, right and left lateral views.



Figure 3.6 The swimming cap, which has small pockets for TLDs to place at suitable locations with high reproducibility.

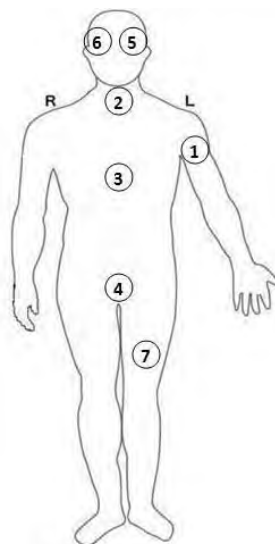


Figure 3.7 The TLD points for staff. The number in each point represents the position number for the TLD placement.

3.9 Measurement

Independent	=	fluoroscopic time, number of frames, kVp, mA
Dependent variables	=	patient and staff dose

3.10 Data collection

After the TLDs have been irradiated, they were read on the Harshow model 5500 automatic TLD reader for thermoluminescent dosimeter method. Fluoroscopic time, number of frames, kVp and mA were recorded in case record forms.

CHAPTER IV

RESULTS

4.1 The quality control of Radiographic-Fluoroscopic System

The results on quality control of Radiographic-fluoroscopic system were within acceptable range of IAEA CRP protocol. They are shown in Appendix.

The half value layer in term of millimeter of aluminium for Infinix-VBi Intervention x-ray unit measured with 6 cc ionization chamber and ACCU-PRO dosimeter (Radcal Corporation, CA, USA) are shown in table 4.1.

Table 4.1 The measured HVL as the kVp is increased from 60 to 80 kVp for x-ray imaging system.

kVp	Frontal arm (AP Tube) (mmAl)	Lateral arm (Lateral Tube) (mmAl)
60	2.27	2.06
70	2.91	2.53
80	3.38	2.91

4.2 Thermoluminescent dosimeter characteristics

4.2.1 Sensitivity and dose calibration

The relative sensitivity of these TLD chips was determined and calibration factors were investigated for both high dose and low dose TLD sets. The sensitivity or the element correction coefficient factor (ECC) of individual TLD chip ranged from 0.991 to 1.090 for high dose set and 0.955 to 1.015 for low dose set. Only the TLD chips which had the sensitivity factor close to 1.0 (0.99 to 1.01) were selected in the calibration of reader calibration factor (RCF) by equation 2.3. The calibration factors were 2.33 nC/cGy for high dose set and 0.36 nC/mGy for low dose set.

4.2.3 Linearity

The linearity of TLD-100 chips response were studied by irradiated TLD-100 in air at known air kerma dose of 0.02, 0.04, 0.09, 0.12, 0.17, 0.22, 0.25, 0.39, 0.50, 0.56 mGy for low dose set and 0.06, 0.13, 0.19, 0.34, 0.53, 0.73, 0.91, 1.77, 3.50, 5.26 mGy for high dose set. The charge corrected by the sensitivity at 70 kVp was plotted with the air kerma dose, they are shown in figure 4.1 for high dose set and figure 4.2 for low dose set. The graph showed the linear relationship between TLDs and air kerma dose responses with the good correlation ($r^2=0.9998$ for high dose set and $r^2=0.9993$ for low dose set).

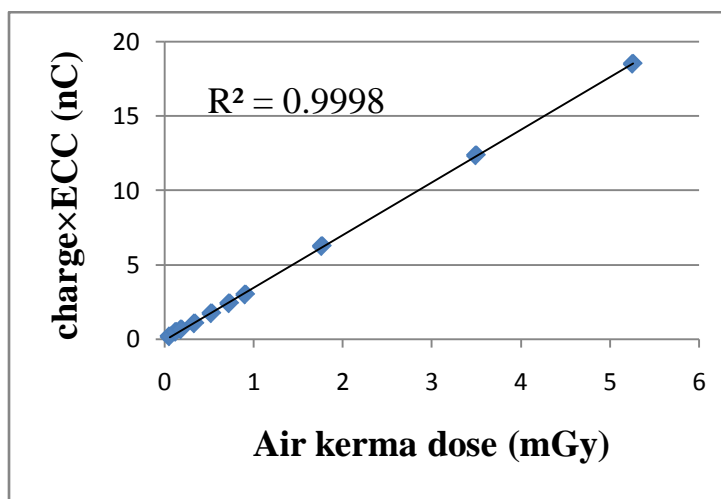


Figure 4.1 High Dose set, Linearity of LiF TLD-100 when irradiated at various air kerma dose for 70 kVp 2.9 mmAl.

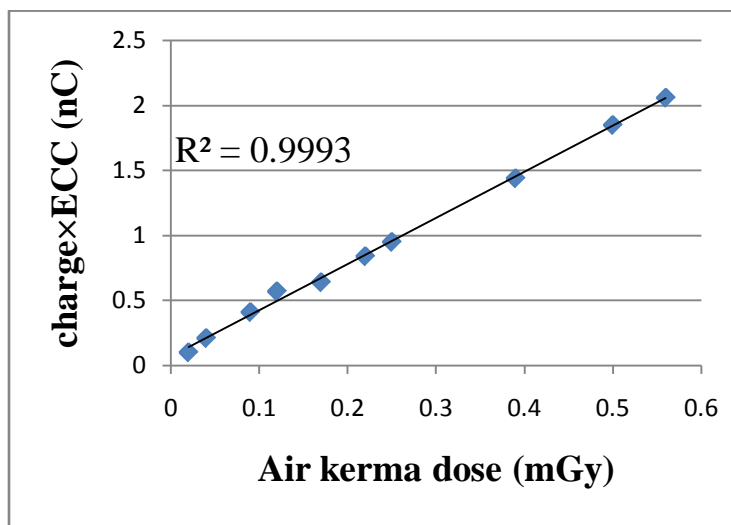


Figure 4.2 Low Dose set, Linearity of LiF TLD-100 when irradiated at various air kerma dose for 70 kVp 2.9 mmAl.

4.3 The patient entrance skin dose

This study was recorded from twenty two patients who underwent DAVF procedures (12 female and 10 male). The average age was 48.5 years (range 17 to 77 years). The ESD of the patient depended on total fluoroscopic time and total number of digital subtraction angiographic frames, the average values were 40 ± 26.8 minutes (range 5.5 to 96.5 minutes) and 620 ± 367 frames (range 195 to 1393 frames), respectively. The average ESD of high dose zone were 0.81 Gy (range 0.16 to 2.1 Gy). The data is shown in table 4.2. The geometric distribution of the average ESDs for 22 DAVF Neurointerventional radiology patients are shown in figure 4.3, The maximum ESD occurred in the right temporal region at point number 6, they ranged from 0.36 to 4.46 Gy, the average maximum ESD was 1.08 ± 1.01 Gy. The other area (point number 1 to 23 except number 6) received average dose of 0.23 ± 0.2 Gy with the range of 0.05 to 0.86 Gy.

Table 4.2 Patient data in DAVF cases.

Case no.	Sex	Age	Flu.Time (min.)	Number of frames	High dose zone Average ESD (Gy)
1	M	51	27.7	423	0.41
2	F	21	21.6	426	0.28
3	F	17	5.5	195	0.2
4	M	27	11.2	414	0.26
5	F	60	9.2	202	0.47
6	F	51	29.1	314	0.43
7	M	53	59.1	421	0.81
8	F	55	6.8	303	0.31
9	F	77	7.8	195	0.25
10	M	53	43.7	265	0.41
11	M	49	66.1	822	1.51
12	F	65	22.9	711	0.61
13	F	51	96.5	1158	1.98
14	F	74	32.1	644	0.69
15	M	42	61.5	822	1.02
16	M	22	66.4	1112	1.12
17	F	55	55.9	529	0.35
18	F	21	10.8	304	0.16
19	M	62	60.2	949	1.21
20	M	55	66.1	822	1.71
21	F	54	62	1393	2.1
22	M	33	60.4	1214	1.54
Average		48.5	40.12	620.36	0.81
Min	M=10	17	5.5	195	0.16
Max	F=12	77	96.5	1393	2.1

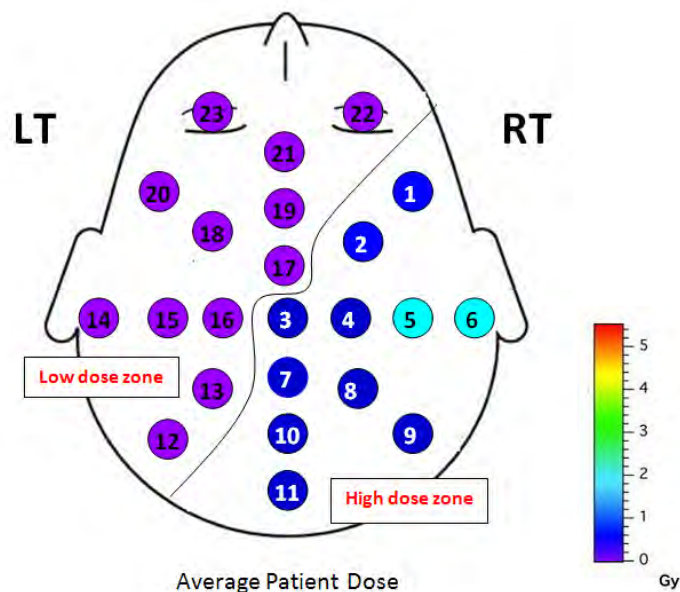


Figure 4.3 Geometric distribution of the average ESDs per procedure of 22 interventional radiology patients. The number in each circle represents the position number for TLD placement that shown high dose zone and low dose zone.

The irradiated area could be formed into 2 groups, high dose zone (Right side) and low dose zone (Left side). High dose zone and low dose zone were point number 1 to 11 and 12 to 23, respectively. The average ESD on high dose zone were 0.81 ± 0.61 Gy (range 0.16 to 2.10 Gy), low dose zone; average ESD were 0.05 ± 0.03 (range 0.01 to 0.13 Gy). The doses at various anatomical sites: right temporal, vertex, right eye, left eye and frontal are shown in table 4.3.

Table 4.3 Average ESDs to the patients at various points

Table 4.3 : Average ESDs to the patients for 22 procedure			
Point No. (figure 4.3)	Area	Average (Gy ; mean \pm SD)	Range (Gy)
6	Right temporal	1.08 ± 1.01	0.36 – 4.46
3	Vertex	0.26 ± 0.15	0.01 – 0.40
22	Right eye	0.06 ± 0.05	0.009 – 0.26
23	Left eye	0.04 ± 0.03	0.03 – 0.19
21	Frontal	0.03 ± 0.01	0.01 – 0.12

The correlation between the average ESD of high dose zone and angiographic parameters: the average ESD and total exposure time is shown in figure 4.4. The regression line of the average ESD of high dose zone and total fluoroscopic time was shown linearity with $r = 0.8432$.

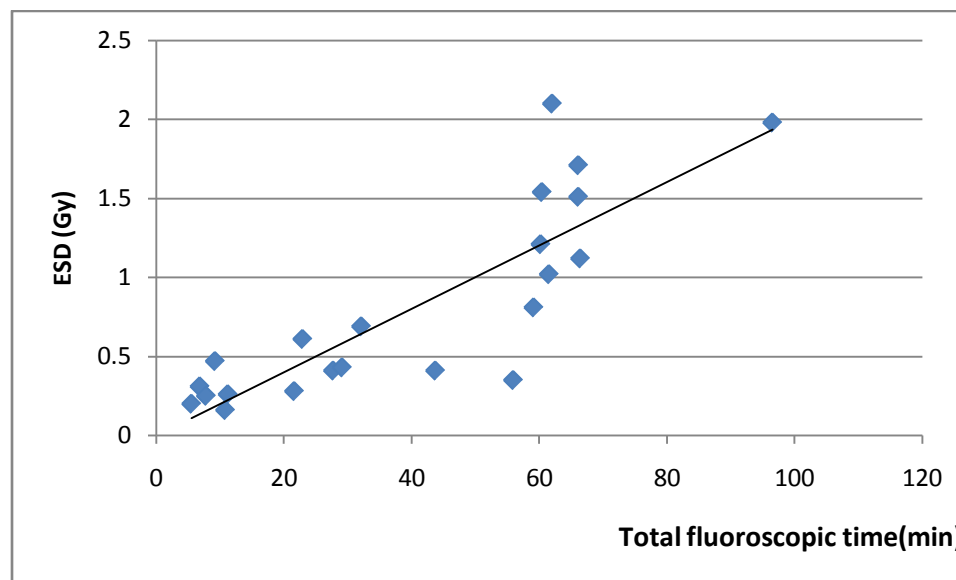


Figure 4.4 Correlations between the average ESD of high dose zone and total exposure time ($r = 0.8432$). Line on the graphs indicates linear regressions.

The correlation between the average ESD of high dose zone and angiographic parameters: the average ESD and total number of frame is shown in figure 4.5. The regression line of the average ESD of high dose zone and total number of frame was shown linearity with $r = 0.8944$.

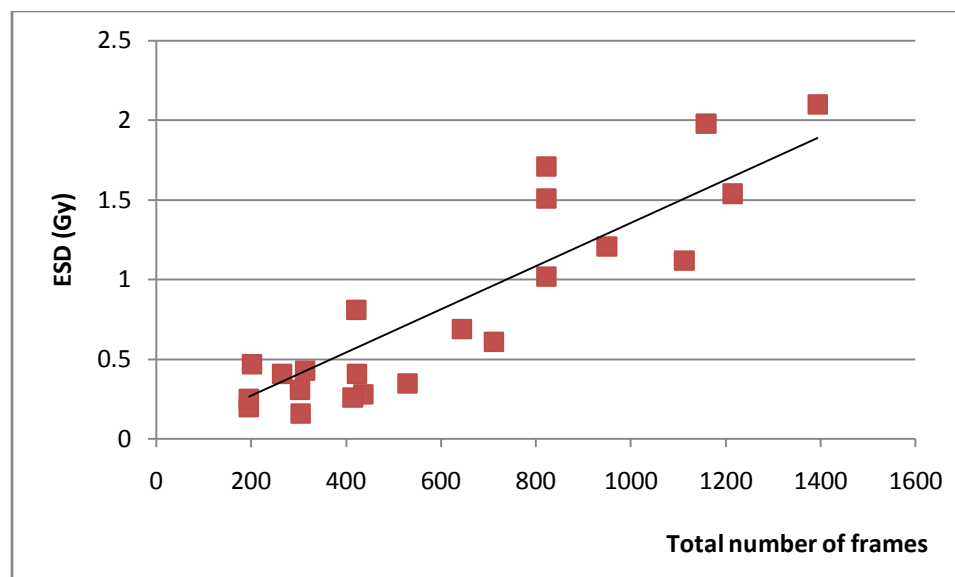


Figure 4.5 Correlation between the average ESD of high dose zone and Total Number of DSA: frames ($r = 0.8944$). Line on the graphs indicates linear regressions.

4.4 The staff entrance skin dose

4.4.1 The radiation doses to the first medical staff

The average dose received by the first staff who was about 100 cm from the x-ray tube in 22 DAVF procedure ranged from 0.12 to 1.11 mGy, it is shown in table 4.4. The diagram of measurement location is shown in figure 4.6. The average lowest dose value occurred at the gonad area under lead apron, it was 0.01 mGy and the highest dose value existed at the left upper arm, it was 3.82 mGy. The average ESD at the left upper arm was 1.11 ± 0.74 mGy, most of the other area ESDs were less than 1 mGy.

Table 4.4 The radiation dose to the first medical staff, measured by TLD-100.

TLD location	Average (mGy)	Range (mGy)
Left upper arm	1.11	0.23-3.82
Thyroid area	0.21	0.04-0.61
Chest	0.12	0.03-0.45
Gonad area	0.13	0.01-0.40
Right eye	0.22	0.04-0.56
Left eye	0.88	0.08-2.65
Left femur	0.15	0.03-0.68

4.4.2 The radiation doses to the second medical staff

The average dose received by the second staff in 22 DAVF procedures who stood next to the first staff ranged from 0.12 to 0.50 mGy, it is shown in table 4.5. The lowest dose value occurred at the chest and right eye, it was 0.004 mGy and the highest dose value existed at the left upper arm, it was 1.63 mGy.

Table 4.5 The radiation dose to the second medical staff, measured by TLD-100

TLD location	Average (mGy)	Range (mGy)
Left upper arm	0.50	0.01-1.63
Thyroid area	0.12	0.01-0.45
Chest	0.14	0.004-0.56
Gonad area	0.13	0.02-0.64
Right eye	0.17	0.004-0.57
Left eye	0.44	0.01-1.60
Left femur	0.14	0.03-0.46

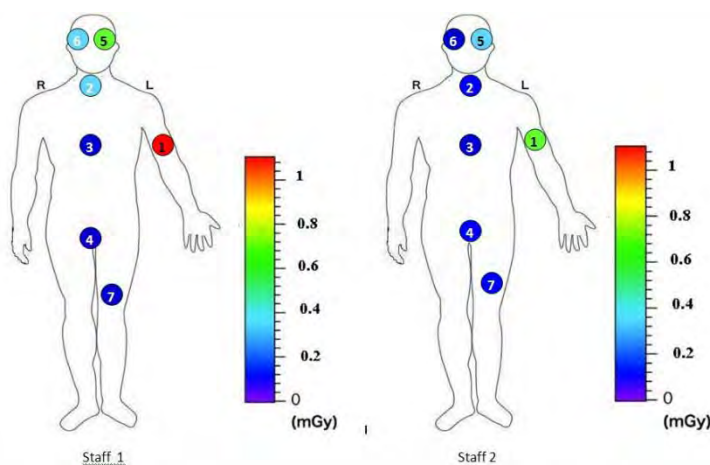


Figure 4.6 The average dose at seven locations of the first and the second medical staff.

The data were plotted to show the average doses at seven locations of the first and the second medical staff, it is shown in figure 4.7. The first and the second staff received the maximum dose per procedure at the left upper arm. The average dose at the first staff was higher than the second staff, especially for the left arm and left eye. For the area of low doses, both staff obtained comparable dose.

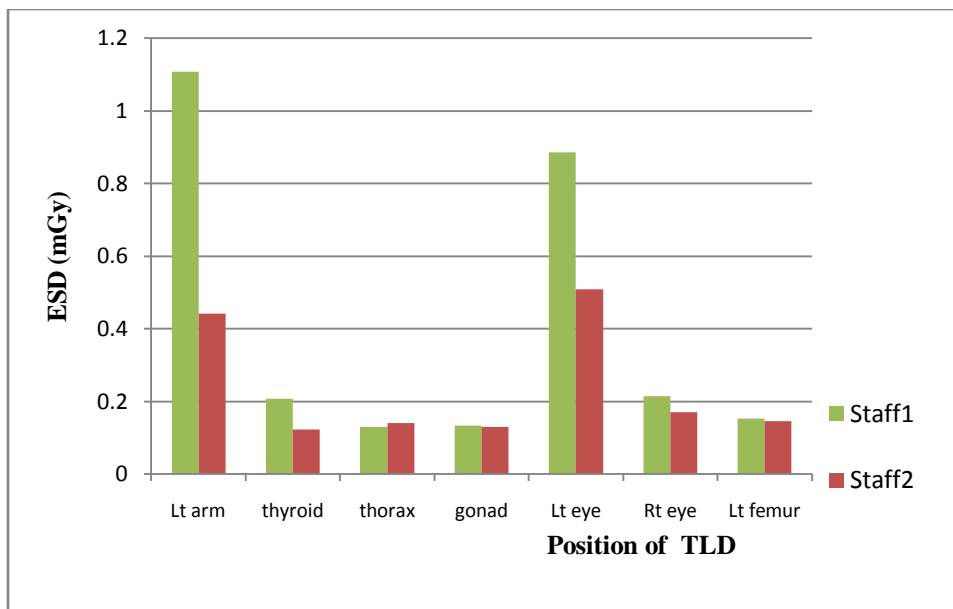


Figure 4.7 The average ESD (mGy) of first and second radiologist at various positions.

The correlation between the average ESD of the first staff and total fluoroscopic time is shown in figure 4.8. The regression line showed poor linearity with $r = 0.3842$. This result indicated that the fluoroscopic time was not correlated directly to the radiation dose to the staff. There were some factors that influenced the radiation reaching to the staff.

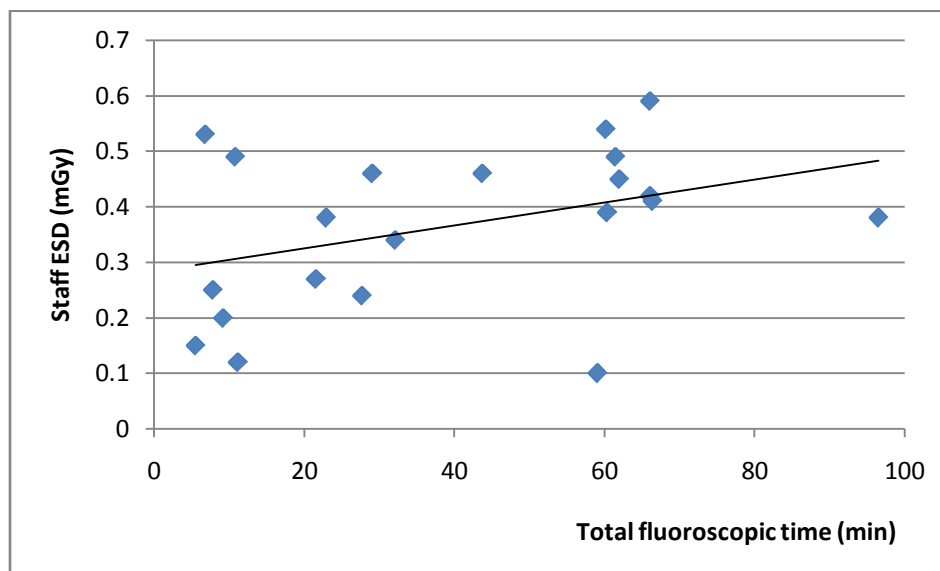


Figure 4.8 Correlation between the average ESD of the staff and total fluoroscopic time ($r = 0.3842$).

4.5 The correlation of staff dose to patient dose

The correlation between the average maximum ESD of the first staff and high dose zone of the patient is shown in figure 4.9. The regression line showed poor linearity with $r = 0.4538$. The staff moved from the room during digital angiography, so the doses depended mainly on the fluoroscopic time, while the patient dose related on both total fluoroscopic time and total number of frames.

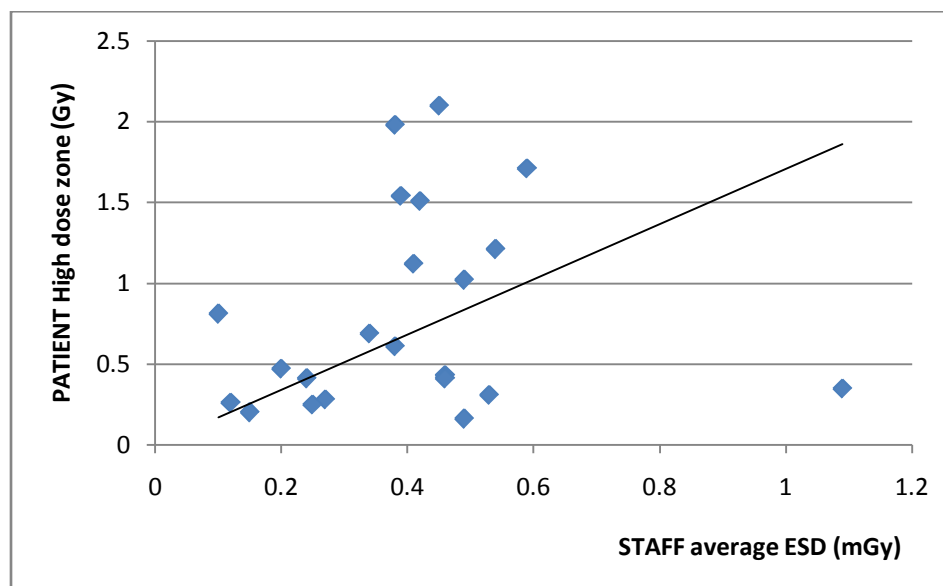


Figure 4.9 Correlation between the average ESD of the staff and total fluoroscopic time ($r = 0.4538$).

Case Illustration

Two women of 54 and 51 years old who received both transarterial and transvenous embolization, with the procedure time of about 2 hours 30 minutes and 2 hours 15 minutes, total number of frames were 1393, 1158 and total fluoroscopic time were 62, 96.5 minute delivered 4.46 and 2.33 Gy to maximum ESD, respectively. About 2-3 weeks after the interventional radiology procedure, patient presented with an epilation on their right temporal area that the dose exceeded 2 Gy (point No. 5 and 6 in figure 4.3).

A man of 22 year old, the procedure time was 2 hours 15 minutes, number of frames was 1112 and total fluoroscopic time was 66.4 minute delivered 2.25 Gy of maximum ESD. About 3 weeks after the interventional radiology procedure, patient

presented with slightly epilation on his right temporal area that the dose exceeded 2 Gy. An epilation on right temporal area is shown in figure 4.10.

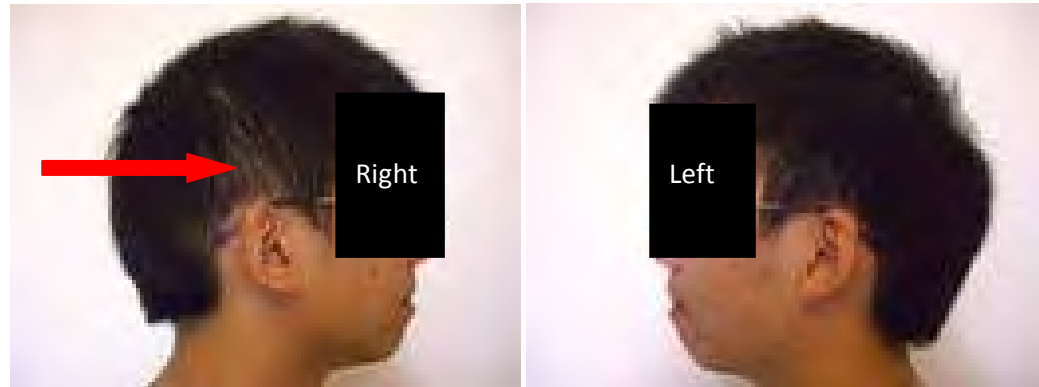


Figure 4.10 The comparison of slightly epilation on the right temporal area due to high radiation dose (2.25 Gy) and the left temporal area with low dose (0.04 Gy).

CHAPTER V

DISCUSSION AND CONCLUSION

5.1 Discussion

The International Commission on Radiologic Protection (ICRP) advised that the ESD should be carefully observed when the maximum cumulative skin dose is expected to be ≥ 2 Gy [10]. The angiographic parameters cannot show the distribution of the ESD. Thus, this study tried to clarify the regional distribution of the ESD by using a large number of TLDs to perform the measurement.

5.1.1 TLD calibration

TLD was calibrated with the x-ray beam of 70 kVp from frontal arm tube. The HVL of the frontal arm and lateral arm were 2.91 and 2.53 mmAl, respectively. The variation of TLD response over these HVL was less so the calibration was performed only single HVL. The uncertainty of TLD was ± 10 % for both high and low dose sets.

5.1.2 The patient entrance skin dose

The results demonstrated that the average ESD on the right temporal area was considerably higher than on the frontal area, they were 1.08 ± 1.01 Gy at the right temporal area and 0.03 ± 0.01 Gy at the frontal area. This is because the x-ray tube was placed on the right side of the patient during a lateral view examination. The sensitive eye lens acquired 0.05 ± 0.04 Gy.

T. Moritake et al [4] reported that the average maximum ESD for 32 patients was estimated to be 1.8 Gy of neuroembolization by using the photoluminescence glass dosimeter (PLD), which was higher than the average maximum ESD of 1.08 Gy demonstrated in this study using TLD chips.

A single fraction of 2 Gy to the eye is associated with a high probability of cataract induction [11]. But Klein et al [12] suggested that lens opacification can result from exposure to dose as low as 0.2 Gy. This study demonstrated that the average ESD to the eyes were 0.05 Gy which was lower than the cataract limitation dose.

The good statistically correlations were observed between the patient average ESD and parameters: the total number of DSA frames and total fluoroscopic time. These results attributed from the selection of only DAVF disease which all the operations techniques were in the same trend. However, the patient average ESD showed more good correlation with the number of DSA frames than fluoroscopic time. The graph in figure 4.4 illustrated the more patient ESD variation of 0.35 to 2.1 Gy at fluoroscopy time of 60 to 66 minutes, this was due to the variation of number of DSA frames of 421 to 1393. So

the patient average ESD should be considered on both the number of DSA frames and the fluoroscopic time.

5.1.3 The staff entrance skin dose

For the staff, the average ESD to the left upper arm was higher than the other areas, it was 1.11 ± 0.74 mGy which the dose was relatively high. This result was in agreement with T. Moritake et al, who demonstrated that the dose to the left upper arm was higher than those to other regions because the staff usually stands on the right side of the patient with the closer distance from the x-ray tube.

The average ESD to the left eye of the staff was 0.88 mGy per procedure. The ICRP [10] recommended a dose limit of 150 mSv per year for exposure in the staff to minimize the incidence of cataract development. For the staff who worked under the same conditions and performing 100 procedures per year, the dose delivered was 88 mSv which did not exceed the ICRP dose limit.

The second staff received half dose of the first staff at the left arm and left eye. For the other sites where TLDs situated under the protective cloth, no significant dose difference between two staff.

The staff average ESD showed poor correlation with the fluoroscopic time as shown in figure 4.8 especially at the short fluoroscopic time, the more dose variation was observed. The simple type of DAVF classification employed the short fluoroscopic time, but some staff performed hand injection while taking DSA image on the patient resulted in dose increasing at the short fluoroscopy time.

5.1.4 The correlation between the staff dose and the patient dose

The poor correlation between the average ESD of the first staff and the patient was observed which agreed with the other study [1]. The main cause was from the staff who left from the room during digital angiography. Dose of the staff was mainly due to fluoroscopic time which depended on the procedure complexity and experience of the staff. Dose to the patients related both to fluoroscopic time and the DSA frames.

5.2 Conclusion

We measured the ESDs of 22 patients and the staff in DAVF interventional radiology procedure by using TLD chips. The results indicated that high dose occurred at the right temporal region of the patient's head, the average maximum ESD was 1.08 ± 1.01 Gy. For the staff, the left upper arm was higher than the other region, the average ESD was 1.11 ± 0.74 mGy. We can reduce the cumulative exposure and skin injury on

both patients and staff in neurointerventional procedure by reducing the x-ray exposure as much as possible. These requirements include the use of dedicated radiological equipment, suitable protective devices and quality assurance programmes that include quality control, the assessment of patient and staff doses, and advanced training.

REFERENCES

- [1] Padovani R, et al. Radiological protection in interventional radiology. Radiat. Prot. Dosim.94 (2001) 99-104.
- [2] Robert J. Rosen and Francine Blei. Interventional management of hemangiomas, Arteriovenous Fistulas, and Vascular Malformations. Image-Guided Interventions 2009.
- [3] Sornjarod oonsiri, et al. Radiation dose to medical staff in interventional radiology. Journal of the medical association of Thailand 90 2007; 823-828.
- [4] Moritake, T. et al. Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters. AJNR 2008; 29:1910-17.
- [5] L. D'Ercole, et al. A study on maximum skin dose in cerebral embolization procedures. AJNR Am J 2007; 28:503-07
- [6] Livingstone, R.S. et al. Evaluation of radiation risk and work practices during cerebral interventions. J Radiol Prot 2003; 23:327-36.
- [7] Harshow bicon radiation measurement produced. Model 5500 automatic TLD reader user's manual. Ohio:Saint-Gobian/Norton industrial ceramics, 1993.
- [8] Harold E J, John R C. The physic of Radiology. 3rd ed. Illinnois. Charles Thomas, 1977.
- [9] International Atomic Energy Agency, Report of a co-ordinated research programme jointly organized by the International Atomic Energy Agency and the Commission of the European Communities, Radiation doses in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction, April 1995; 11-18.
- [10] 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 60). Ann ICRP 1991; 21:1-41.
- [11] Valentin, J. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. Ann ICRP 2000; 30:7-67.
- [12] Klein, B.E. et al. Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. Am J Public Health 1993; 3:588-90.

APPENDICES

APPENDIX A

เอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้ป่วยที่เข้าร่วมการวิจัย

ชื่อโครงการวิจัย การวัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและแพทย์ผู้ปฏิบัติการของการตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษา โรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง (DAVF)

ผู้ทำวิจัย

ชื่อ นางสาวสุรณี อ่ำโต

ที่อยู่ 270 รังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลรามาริบัติ อ.พระราม 6 แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กทม.
10400

เบอร์โทรศัพท์ ที่ทำงาน 02-2011340

มือถือ 081-6114353

แพทย์ผู้ร่วมในโครงการวิจัย

1. ชื่อ รศ.ศิวลี สุริยาปรี

ที่อยู่ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

เบอร์โทรศัพท์ 081-1961654

2. ชื่อ ผศ.นพ.ปกรณ์ เกียรติคงมั่น

ที่อยู่ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาริบัติ มหาวิทยาลัยมหิดล

ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

เบอร์โทรศัพท์ 081-6385896

เรียน ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่าน

ท่านได้รับเชิญให้เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้เนื่องจากท่านเป็นผู้ที่ได้เข้ารับการตรวจและทำหัตถการรังสีร่วมรักษาโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง (DAVF) ก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการศึกษาวิจัยดังกล่าว ขอให้ท่านอ่านเอกสารฉบับนี้อย่างถี่ถ้วน เพื่อให้ท่านได้ทราบถึงเหตุผลและรายละเอียดของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ หากท่าน

มีข้อสงสัยใดๆ เพิ่มเติม กรุณาซักถามจากผู้ทำวิจัย หรือแพทย์ผู้ร่วมทำวิจัยซึ่งจะเป็นผู้สามารถตอบคำถามและให้ความกระจ่างแก่ท่านได้

ท่านสามารถขอคำแนะนำในการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จากครอบครัว เพื่อน หรือแพทย์ประจำตัวของท่านได้ ท่านมีเวลาอย่างเพียงพอในการตัดสินใจโดยอิสระ ถ้าท่านตัดสินใจแล้วว่า จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ขอให้ท่านลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมของโครงการวิจัยนี้

เหตุผลความเป็นมา

ผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจหัตถการทางหลอดเลือดสมอง ซึ่งเป็นหนึ่งในการตรวจทางด้านรังสีร่วมรักษาโดยใช้การฉายรังสีแบบต่อเนื่อง (Fluoroscopy) เป็นเครื่องมือในการตรวจนั้น จะมีความเสี่ยงที่จะได้รับปริมาณรังสีสูงกว่าการตรวจวินิจฉัยโดยทั่วไป และปริมาณที่ได้รับจะอยู่ในระดับเกณฑ์ที่สามารถยอมรับได้หรือไม่เป็นสิ่งที่น่าศึกษาอย่างยิ่ง

วัตถุประสงค์ของการศึกษา

ในการศึกษานี้ใช้อุปกรณ์ที่มีชื่อว่า แผ่นวัดรังสีชนิด เทอร์โมลูมิเนสเซนซ์โดสมิเตอร์ (TLD) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีที่ผิวหนังที่มีความปลอดภัย วัดปริมาณรังสีได้ถูกต้องแม่นยำ และเป็นที่ยอมรับในงานด้านรังสีวิทยา

วัตถุประสงค์หลักจากการศึกษาในครั้งนี้คือ เพื่อ วัดปริมาณรังสีที่ผิวหนังของผู้ป่วยต่อการตรวจหรือรักษา แต่ละครั้งว่ามีปริมาณเท่าไร เพื่อไม่ให้เกินปริมาณรังสีสูงสุดที่ผู้ป่วยสามารถรับได้และมีวิธีการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับอย่างไรในการตรวจแต่ละครั้ง

จำนวนผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย คือ 22 คน

วิธีการที่เกี่ยวข้องกับการวิจัย

หลังจากท่านให้ความยินยอมที่จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ในวันเวลาที่ท่านมาเข้ารับการทำหัตถการตรวจรักษา ผู้วิจัยจะขอตรวจวัดปริมาณรังสี โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดที่เป็นเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์โดสมิเตอร์ ซึ่งมีลักษณะเป็นแผ่นวัดปริมาณขนาด $3.2 \times 3.2 \times 0.89$ มิลลิเมตร ติครอบศีรษะของผู้ป่วยซึ่งบรรจุไว้ภายในถุงขนาดเล็กเย็บติดกับหมวกว่ายน้ำที่มีความยืดหยุ่นให้ผู้ป่วยใส่คลุมศีรษะขณะทำการตรวจ หลังการตรวจนำไปผ่านการอ่านค่าปริมาณรังสีด้วยเครื่องอ่านอัตโนมัติ ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้จะไม่รบกวนหรือเป็นอุปสรรค ทั้งผู้ป่วยและแพทย์ในขณะทำหัตถการการตรวจ

โดยตลอดระยะเวลาที่ท่านอยู่ในโครงการวิจัย คือ ในวันเวลาที่ท่านมาเข้ารับการทำหัตถการตรวจรักษาตามการนัดหมายของรังสีแพทย์

ความรับผิดชอบของอาสาสมัครผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

เพื่อให้งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จ ผู้ทำวิจัยใคร่ขอความความร่วมมือจากท่าน โดยจะขอให้ท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัยอย่างเคร่งครัด รวมทั้งแจ้งอาการผิดปกติต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นกับท่านระหว่างที่ท่านเข้าร่วมในโครงการวิจัยให้ผู้ทำวิจัยได้รับทราบ

ความเสี่ยงที่อาจได้รับ

การตรวจในแต่ละครั้ง ผู้วิจัยจะฉีดเครื่องมือคือ แผ่นวัดปริมาณรังสีชนิดเทอร์โมลูมิเนสเซนส์บนหมวกว่ายน้ำ และสวมหมวกบนศีรษะผู้ป่วย ซึ่งเป็นบริเวณที่รังสีผ่านผู้ป่วย ท่านอาจเกิดการรู้สึกถึงการนอนกดทับวัสดุชิ้นเล็กๆ จากเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการคิดบริเวณศีรษะเพื่อตรวจวัดรังสีเพียงเล็กน้อย หรืออาจมีอาการผื่นคันบริเวณที่ทำการติดอุปกรณ์วัดรังสี ดังนั้นระหว่างที่ท่านอยู่ในโครงการวิจัยจะมีการติดตามดูแลสุขภาพของท่านอย่างใกล้ชิด

กรุณาแจ้งผู้ทำวิจัยในกรณีที่พบอาการต่างจากดังกล่าวข้างต้น หรืออาการอื่น ๆ ที่พบร่วมด้วย ระหว่างที่อยู่ในโครงการวิจัย ถ้ามีการเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับสุขภาพของท่าน ขอให้ท่านรายงานให้ผู้ทำวิจัยทราบโดยเร็ว

การพบแพทย์นอกตารางนัดหมายในกรณีที่เกิดอาการข้างเคียง

หากมีอาการข้างเคียงใด ๆ เกิดขึ้นกับท่าน ขอให้ท่านรีบแจ้งต่อผู้ทำวิจัยทันที เพื่อพบแพทย์เพื่อประเมินอาการข้างเคียงของท่าน และให้การรักษาที่เหมาะสมทันที หากอาการดังกล่าวเป็นผลจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะไม่เสียค่าใช้จ่าย

ประโยชน์ที่อาจได้รับ

ท่านจะทราบปริมาณรังสีที่ท่านได้รับในการตรวจครั้งนี้ และแพทย์ใช้เป็นข้อมูลประเมินผลของรังสีที่อาจเกิดขึ้นกับท่าน ภายหลังจากการเข้าตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษาในครั้งนี้ได้ การเข้าร่วมในโครงการวิจัยของท่านครั้งนี้ อาจจะลดความรุนแรงของการได้รับปริมาณรังสีที่สูงในผู้ป่วยรายต่อไปที่มาเข้ารับการตรวจ และ/หรือการตรวจในครั้งต่อไปของท่านได้ได้ แต่ไม่ได้รับรองว่าสุขภาพของท่านจะต้องดีขึ้นหรือความรุนแรงของโรคลดลงอย่างแน่นอน

ข้อปฏิบัติของท่านขณะที่ร่วมในโครงการวิจัย

ขอให้ท่านปฏิบัติดังนี้

- ขอให้ท่านให้ข้อมูลทางการแพทย์ของท่านทั้งในอดีต และปัจจุบัน แก่ผู้ทำวิจัยด้วยความสัตย์จริง
- ขอให้ท่านแจ้งให้ผู้ทำวิจัยทราบความผิดปกติที่เกิดขึ้นระหว่างที่ท่านร่วมในโครงการวิจัย

อันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัยและความรับผิดชอบของผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย

หากพบอันตรายที่เกิดขึ้นจากการวิจัย ท่านจะได้รับการรักษาอย่างเหมาะสมทันที หากพิสูจน์ได้ว่าท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของทีมผู้ทำวิจัยแล้ว ผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย ยินดีจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลของท่าน และการลงนามในเอกสารให้ความยินยอม ไม่ได้หมายความว่าท่านได้ละสิทธิ์ทางกฎหมายตามปกติที่ท่านพึงมี

ในกรณีที่ท่านได้รับอันตรายใด ๆ หรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับโครงการวิจัย ท่านสามารถติดต่อกับผู้ทำวิจัยคือ นางสาวสุรณี อ่ำโต โทร.081-6114353 ได้ตลอด 24 ชั่วโมง

ค่าใช้จ่ายของท่านในการเข้าร่วมการวิจัย

ท่านไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใดๆ ในการวัดค่าปริมาณรังสีดังกล่าว

การเข้าร่วมและการสิ้นสุดการเข้าร่วมโครงการวิจัย

การเข้าร่วมในโครงการวิจัยครั้งนี้เป็นไปโดยความสมัครใจ หากท่านไม่สมัครใจจะเข้าร่วมการศึกษาแล้ว ท่านสามารถถอนตัวได้ตลอดเวลา การขอลงมือออกจากโครงการวิจัยจะไม่มีผลต่อการดูแลรักษาโรคของท่านแต่อย่างใด

ผู้ทำวิจัยอาจถอนท่านออกจากการเข้าร่วมการวิจัย เพื่อเหตุผลด้านความปลอดภัยของท่าน หรือเมื่อผู้สนับสนุนการวิจัยยุติการดำเนินงานวิจัย หรือ ในกรณีดังต่อไปนี้

- ท่านไม่สามารถปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัย
- ท่านตั้งครรภ์ระหว่างที่เข้าร่วมโครงการวิจัย
- ท่านเกิดอาการข้างเคียง หรือความผิดปกติ เช่น ผื่นแดง อาการคันของผิวหนัง บริเวณที่ติดอุปกรณ์วัดรังสีที่ใช้ในการศึกษา
- ท่านแพ้อุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา ที่บริเวณผิวหนังที่ติด

การปกป้องรักษาข้อมูลความลับของอาสาสมัคร

ข้อมูลที่จะนำไปสู่การเปิดเผยตัวท่าน จะได้รับการปกปิดและจะไม่เปิดเผยแก่สาธารณชน ในกรณีที่ผลการวิจัยได้รับการตีพิมพ์ ชื่อและที่อยู่ของท่านจะต้องได้รับการปกปิดอยู่เสมอ โดยจะใช้เฉพาะรหัสประจำโครงการวิจัยของท่าน

จากการลงนามยินยอมของท่านผู้ทำวิจัย และผู้สนับสนุนการวิจัยสามารถเข้าไปตรวจสอบบันทึกข้อมูลทางการแพทย์ของท่านได้แม้จะสิ้นสุดโครงการวิจัยแล้วก็ตาม หากท่านต้องการยกเลิกการให้สิทธิ์ดังกล่าว ท่านสามารถ

แจ้ง หรือเขียนบันทึกขอยกเลิกการให้คำยินยอม โดยส่งไปที่ 270 รังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลรามารับดี ถ.พระราม 6 แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กทม. 10400

หากท่านขอยกเลิกการให้คำยินยอมหลังจากที่ท่านได้เข้าร่วมโครงการวิจัยแล้ว ข้อมูลส่วนตัวของท่านจะไม่ถูกบันทึกเพิ่มเติม อย่างไรก็ตามข้อมูลอื่น ๆ ของท่านอาจถูกนำมาใช้เพื่อประเมินผลการวิจัย และท่านจะไม่สามารถกลับมาเข้าร่วมในโครงการนี้ได้อีก ทั้งนี้เนื่องจากข้อมูลของท่านที่จำเป็นสำหรับใช้ในการวิจัยไม่ได้ถูกบันทึก

จากการลงนามยินยอมของท่านแพทย์ผู้ทำวิจัยสามารถบอกรายละเอียดของท่านที่เกี่ยวข้องกับการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้ให้แก่แพทย์ผู้รักษาท่านได้

สิทธิของผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

ในฐานะที่ท่านเป็นผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะมีสิทธิ์ดังต่อไปนี้

1. ท่านจะได้รับทราบถึงลักษณะและวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้
2. ท่านจะได้รับการอธิบายเกี่ยวกับระเบียบวิธีการการวิจัยทางการแพทย์ รวมทั้งยาและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้
3. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงความเสี่ยงและความไม่สบายที่จะได้รับจากการวิจัย
4. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงประโยชน์ที่ท่านอาจจะได้รับจากการวิจัย
5. ท่านจะมีโอกาสได้ซักถามเกี่ยวกับงานวิจัยหรือขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
6. ท่านจะได้รับทราบว่ากรยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถถอนตัวจากโครงการเมื่อไรก็ได้ โดยผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยสามารถถอนตัวจากโครงการโดยไม่ได้รับผลกระทบใด ๆ ทั้งสิ้น
7. ท่านจะได้รับสำเนาเอกสารใบยินยอมที่มีทั้งลายเซ็นและวันที่
8. ท่านจะได้โอกาสในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยหรือไม่ก็ได้ โดยปราศจากการใช้สิทธิพลบังคับข่มขู่หรือการหลอกลวง

หากท่านไม่ได้รับการชดเชยอันควรต่อการบาดเจ็บหรือเจ็บป่วยที่เกิดขึ้นโดยตรงจากการวิจัย หรือท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามที่ปรากฏในเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในการวิจัย ท่านสามารถร้องเรียนได้ที่คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตึกอำนวยการ 3 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทร 0-2256-4455 ต่อ 14, 15 ในเวลาราชการ ขอขอบคุณในการร่วมมือของท่านมา ณ ที่นี้

.....

APPENDIX B

ใบยินยอมเข้าร่วมการวิจัย (Consent form)

การวิจัยเรื่อง การวัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยและแพทย์ผู้ปฏิบัติการของการตรวจหัตถการรังสีร่วมรักษา โรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง (DAVF)

วันที่ให้คำยินยอม วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้า นาย/นาง/นางสาว.....ที่อยู่.....
.....ได้อ่านรายละเอียดจากเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยวิจัยที่แนบมาฉบับวันที่..... และข้าพเจ้ายินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยโดยสมัครใจ

ข้าพเจ้าได้รับสำเนาเอกสารแสดงความยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยที่ข้าพเจ้าได้ลงนาม และ วันที่ พร้อมด้วยเอกสารข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย ทั้งนี้ก่อนที่จะลงนามในใบยินยอมให้ทำการวิจัยนี้ ข้าพเจ้าได้รับการอธิบายจากผู้วิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย ระยะเวลาของการทำวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย หรือจากยาที่ใช้ รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัย และแนวทางรักษาโดยวิธีอื่นอย่างละเอียด ข้าพเจ้ามีเวลาและโอกาสเพียงพอในการซักถามข้อสงสัยจนมีความเข้าใจอย่างดีแล้ว โดยผู้วิจัยได้ตอบคำถามต่าง ๆ ด้วยความเต็มใจ ไม่ปิดบังซ่อนเร้นจนข้าพเจ้าพอใจ

ข้าพเจ้ารับทราบจากผู้วิจัยว่าหากเกิดอันตรายใด ๆ จากการวิจัยดังกล่าว ผู้เข้าร่วมวิจัยจะได้รับการรักษาพยาบาลโดยไม่เสียค่าใช้จ่าย แต่ไม่ได้รับค่าชดเชยความเสียหาย เนื่องจากเป็นอาการเจ็บเล็กน้อยไม่มีผลต่อโรคที่ข้าพเจ้าเข้ารับการรักษาอยู่แต่อย่างใด

ข้าพเจ้ามีสิทธิที่จะบอกเลิกเข้าร่วมในโครงการวิจัยเมื่อใดก็ได้ โดยไม่จำเป็นต้องแจ้งเหตุผล และการบอกเลิกการเข้าร่วมการวิจัยนี้ จะไม่มีผลต่อการรักษาโรคหรือสิทธิอื่น ๆ ที่ข้าพเจ้าจะพึงได้รับต่อไป

ผู้วิจัยรับรองว่าจะเก็บข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าเป็นความลับ และจะเปิดเผยได้เฉพาะเมื่อได้รับการยินยอมจากข้าพเจ้าเท่านั้น บุคคลอื่นในนามของบริษัทผู้สนับสนุนการวิจัย คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยาอาจได้รับอนุญาตให้เข้ามาตรวจสอบและประมวลข้อมูลของผู้เข้าร่วมวิจัย ทั้งนี้จะต้องกระทำไปเพื่อวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลเท่านั้น โดยการตกลงที่จะเข้าร่วมการศึกษานี้ ข้าพเจ้าได้ให้คำยินยอมที่จะให้มีการตรวจสอบข้อมูลประวัติทางการแพทย์ของผู้เข้าร่วมวิจัยได้

ผู้วิจัยรับรองว่าจะไม่มีการเก็บข้อมูลใด ๆ ของผู้เข้าร่วมวิจัย เพิ่มเติม หลังจากที่ข้าพเจ้าขอยกเลิกการเข้าร่วมโครงการวิจัยและต้องการให้ทำลายเอกสารและ/หรือ ตัวอย่างที่ใช้ตรวจสอบทั้งหมดที่สามารถสืบค้นถึงตัวข้าพเจ้าได้

ข้าพเจ้าเข้าใจว่า ข้าพเจ้ามีสิทธิ์ที่จะตรวจสอบหรือแก้ไขข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าและสามารถยกเลิกการให้สิทธิในการใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าได้ โดยต้องแจ้งให้ผู้วิจัยรับทราบ

ข้าพเจ้าได้ตระหนักว่าข้อมูลในการวิจัยรวมถึงข้อมูลทางการแพทย์ของข้าพเจ้าที่ไม่มีการเปิดเผยชื่อ จะผ่านกระบวนการต่าง ๆ เช่น การเก็บข้อมูล การบันทึกข้อมูลในแบบบันทึกและในคอมพิวเตอร์ การตรวจสอบ การวิเคราะห์ และการรายงานข้อมูลเพื่อวัตถุประสงค์ทางวิชาการ รวมทั้งการใช้ข้อมูลทางการแพทย์ในอนาคตหรือการวิจัยทางด้านเภสัชภัณฑ์ เท่านั้น

ข้าพเจ้าได้อ่านข้อความข้างต้นและมีความเข้าใจดีทุกประการแล้ว ยินดีเข้าร่วมในการวิจัยด้วยความเต็มใจ จึงได้ลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมนี้

.....ลงนามผู้ให้ความยินยอม

(.....) ชื่อผู้ยินยอมตัวบรรจง

วันที่เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้ารังสีแพทย์ผู้ปฏิบัติการรักษาโรคความผิดปกติของหลอดเลือดสมอง (DAVE) ด้วยหัตถการรังสีร่วมรักษา ได้รับทราบจากผู้ทำวิจัยถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย และอุปกรณ์ที่ใช้ รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ซึ่งอุปกรณ์ชนิดนี้จะไม่รบกวนหรือเป็นอุปสรรค ในขณะที่ทำหัตถการการตรวจแต่อย่างใด

.....ลงนามรังสีแพทย์

(.....) ชื่อรังสีแพทย์ ตัวบรรจง

วันที่เดือน.....พ.ศ.....

ข้าพเจ้าได้อธิบายถึงวัตถุประสงค์ของการวิจัย วิธีการวิจัย อันตราย หรืออาการไม่พึงประสงค์หรือความเสี่ยง
ที่อาจเกิดขึ้นจากการวิจัย หรือจากอุปกรณ์ที่ใช้ รวมทั้งประโยชน์ที่จะเกิดขึ้นจากการวิจัยอย่างละเอียด ให้ผู้เข้าร่วมใน
โครงการวิจัยตามนามข้างต้นได้ทราบและมีความเข้าใจดีแล้ว พร้อมลงนามลงในเอกสารแสดงความยินยอมด้วยความ
เต็มใจ

.....ลงนามผู้ทำวิจัย

(.....) ชื่อผู้ทำวิจัย ตัวบรรจง

วันที่เดือน.....พ.ศ.....

.....ลงนามพยาน

(.....) ชื่อพยาน ตัวบรรจง

วันที่เดือน.....พ.ศ.....

APPENDIX C

CASE RECORD FORM

Clinical data collection sheet for DAVF procedure						
D/M/Y						
Patient study number						
Gender						
Age						
Start time - End time						
Total time (min)						
Fluoroscopic mode						
Name feeding artery						
Series No.						
Tube No.						
No of frame						
kV						
mA						
Sec						
Pulse rate						
Cine rate						
FOV						
Angulation						
- LAO/RAO						
- CRA/CAU						
SID (cm)						
Frame rate						
Dose area (Gy.cm²)						
Entrance dose (mGy)						
Interventional radiologist						

VITAE

Name: Miss Surapee Amtto

Sex: Female

NATIONALITY Thai

Date of birth: September 25, 1978

Place of birth: Nakornpathom, Thailand

Home Address: 1541/112 Soi. Charunsanitwong 40, Aroonammarin road,
Bangyeekhan, Bangplad, Bangkok, Thailand 10700

Tel. 02-8831090 # 1613

Qualification: Diploma of Science (Radiological Technology)
Mahidol University, 1996

Bachelor of Science (Radiological Technology)
Ramkhamhaeng University, 2002

Job experiences: Radiologic technologist of Department of Radiology, Faculty of
medicine, Ramathibodi Hospital for 10 years.