

โปรโตคอลที่เหมาะสมในการตรวจ chest x-ray โดยใช้เทคนิค single-shot
dual energy subtraction

นางสาวมินตรา แก้วเสมอ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอานาเวชศาสตร์ ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2555
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

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 Graduate School.

OPTIMAL PROTOCOLS OF SINGLE-SHOT DUAL ENERGY
SUBTRACTION CHEST RADIOGRAPHY

Miss Mintra Keawsamur

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 2012
Copyright of Chulalongkorn University

Thesis Title OPTIMAL PROTOCOLS OF SINGLE-SHOT DUAL
ENERGY SUBTRACTION CHEST RADIOGRAPHY
By Miss Mintra Keawsamur
Field of Study Medical Imaging
Thesis Advisor Associate Professor Anchali Krisanachinda , Ph.D.
Thesis Co-advisor Ekwan Chansue, M.D.
 Rangsima Sritulanondha, 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
(Associate Professor Sophon Napathorn, M.D.)

THESIS COMMITTEE

.....Chairman
(Associate Professor Kiat Arjhansiri, M.D.)

.....Thesis Advisor
(Associate Professor Anchali Krisanachinda , Ph.D.)

.....Thesis Co-advisor
(Ekwan Chansue, M.D.)

.....Thesis Co-advisor
(Rangsima Sritulanondha, M.D.)

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

มินตรา แก้วเสมอ : โปรรโทคอลที่เหมาะสมในการตรวจ chest x-ray โดยใช้เทคนิค single-shot dual energy subtraction (OPTIMAL PROTOCOLS OF SINGLE-SHOT DUAL ENERGY SUBTRACTION CHEST RADIOGRAPHY) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ.ดร.อัญชลี กฤษจินดา, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : นพ. เอกวรรณ ชันชื้อ, พญ. รังสิมา ศรีตุลานนท์, 63หน้า.

เทคนิค Dual energy subtraction อยู่บนพื้นฐานของคุณสมบัติทางกายภาพที่แตกต่างกันของโครงสร้างเนื้อเยื่อและกระดูกในการลดทอนของ x-ray โฟตอน พลังงานของ X-ray ที่แตกต่างกัน ซึ่งจะผลิตภาพเอกซเรย์ทรวงอกสองภาพ ภาพแรกที kVp สูง. (ภาพกระดูก) และอีกภาพที kVp ต่ำ (ภาพรังสีทรวงอกมาตรฐาน). เมื่อนำภาพรังสีทรวงอกมาตรฐานและภาพกระดูกมา subtraction จะได้ภาพของเนื้อเยื่อ วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อศึกษาประสิทธิภาพและคุณสมบัติของเทคนิค Dual energy subtraction และหาโปรรโทคอลที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการถ่ายภาพรังสีทรวงอก Lung Man Chest phantom ที่มี nodule ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3, 5, 8, 10, 12 มม. ถูกนำมาใช้ในการหาโปรรโทคอลที่เหมาะสมจากคะแนนการประเมินผลเชิงคุณภาพโดยรังสีแพทย์และจากการหาค่า ESD โปรรโทคอลที่เหมาะสมที่ทำได้จากหุ่นจำลองจะถูกนำไปศึกษาในผู้ป่วย 65 ราย คุณภาพของภาพ DE ถูกประเมินโดยรังสีแพทย์ และการประเมิน ESD

จากการศึกษา โปรรโทคอลที่ดีที่สุดของการศึกษานี้คือที่ 120 kVp, %density -15%, frequency rank 0, and frequency enhancement 0.3 ค่า ESD เฉลี่ยในหุ่นจำลองเท่ากับ 0.24 mGy ในผู้ป่วยค่าเฉลี่ย ESD คือ 0.22 (0.12-0.58) mGy เทคนิค Dual energy subtraction ช่วยเพิ่มความสามารถในการมองเห็นความผิดปกติโดยเฉพาะในการตรวจจับก้อนเนื้องอกที่อยู่ด้านหลังโครงสร้างของกระดูกที่สามารถมองเห็นได้ในภาพเนื้อเยื่อมากกว่าภาพเอกซเรย์ทรวงอกมาตรฐานอย่างเดี่ยว

ภาควิชา.....รังสีวิทยา.....ลายมือชื่อนิสิต.....
 สาขาวิชา.....ฉายาเวชศาสตร์.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
 ปีการศึกษา.....2555.....

5474148230: MAJOR MEDICAL IMAGING

KEYWORDS: SINGLE SHOT DUAL-ENERGY SUBTRACTION / ENTRANCE SURFACE DOSE / CHEST RADIOGRAPHY / BONE IMAGE / SOFT-TISSUE IMAGE

MINTRA KEAWSAMUR: OPTIMAL PROTOCOL FOR SINGLE SHOT DUAL-ENERGY SUBTRACTION CHEST RADIOGRAPHY. ADVISOR: ASSOC. PROF. ANCHALI KRISANACHINDA, Ph.D., CO-ADVISOR: EKAWAN CHANSUE, M.D., RANGSIMA SRITULANONDHA, M.D., 63 pp.

Dual energy subtraction technique is based on the different physical properties of soft-tissue and bony structure in the attenuation of x-ray photons at different x-ray energies. It produces two radiographs, one at higher kVp (bone image) and one at lower kVp (standard chest radiograph). The subtraction of a standard chest radiography and a bone image from the second CR plate produces a soft-tissue image. The purpose is to study the performance of the single shot dual-energy subtraction system in order to obtain the optimal protocol for chest radiography. Lung Man Chest phantom with simulated lesions diameter 3, 5, 8, 10, 12 mm were studied using a single shot DE subtraction system with different protocols on automatic exposure control. Optimal protocols result from the scores on qualitative evaluation by two radiologists and the entrance surface dose of phantom. The protocols were implemented to routine DE chest study in 65 patients. The image quality was scored by 2 radiologists of similar experience at three sets of images and evaluated ESD from clinical studies. Optimal protocol of this study is kVp at 120, -15% density, frequency rank 0, and frequency enhancement 0.3. ESD of chest projection in phantom study is 0.24 mGy. In patients study the average ESD was 0.22 (0.12- 0.58). The use of the DE subtraction method enhances the abnormal shadow detection capability especially in nodules at behind bone structure which can be seen in soft-tissue image rather than standard image only. However, the ultimate application of this technology can be used in clinical practice as an enlargement to existing imaging rather than as a replacement.

Department: Radiology Student's Signature

Field of Study: Medical Imaging Advisor's Signature

Academic Year: 2012

ACKNOWLEDGEMENTS

I would like to express thankfulness and deepest appreciation to Associate Professor Anchali Krisanachinda, Ph.D., Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, my advisor for her helpful, suggestion, supervision, guidance, constructive direction and polishing of the thesis writing to improve the English expression.

I am greatly grateful to Associate Professor Sivalee Suriyapee, Chief Physicist at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, my teacher for her invaluable guidance, constructive direction and encouragement.

I would like to extremely thank MR. Ekwan Chansue, M.D., MRS. Rangsim Sritulanondha, M.D. Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, for an instructor in their advice, helpful, suggestion and guidance to improve protocol and opinion in image quality in this research.

I would like to thank, Ms. Petcharleeya Suwanpradit and Mr. Kitiwat Khamwan, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, for their guidance of using machine, facilitating on protocol in this research, useful advices and encouragement.

I would like to thank Professor Franco Milano, University of Florence Italy, who is the external examiner of the thesis defense for his constructive comments, recommendation and teaching of knowledge in Medical Imaging.

I am thankful for all teachers, lecturers and staff at Master of Science Program in Medical Imaging, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University for their suggestions and teaching knowledge during the course of Medical Imaging.

Finally, I am greatly thankful to my family for their invaluable encouragement, entirely care, financial support and understanding during the entire course of the study.

CONTENTS

	Page
ABSTRACT IN THAI.....	iv
ABSTRACT IN ENGLISH.....	v
ACKNOWLEDGEMENTS.....	vi
CONTENTS.....	vii
LIST OF TABLES.....	x
LIST OF FIGURES.....	xi
LIST OF ABBREVIATIONS.....	xii
CHAPTER I INTRODUCTION.....	1
1.1 Background and rationale.....	1
1.2 Objectives.....	3
CHAPTER II LITERATURE REVIEW.....	4
2.1 Theory.....	4
2.1.1 Introduction.....	4
2.1.2 Computed radiography.....	4
2.1.3 Dual-energy subtraction.....	5
2.1.4 Single shot dual energy technique.....	6
2.1.5 Applications of energy subtraction radiography.....	7
2.1.6 Entrance surface dose.....	8
2.1.7 Factors Affecting ESD in Conventional Radiography.....	9
2.1.8 ALARA.....	10
2.1.9 Optimization of tube voltage and beam filtration.....	11
2.1.10 Optimization of image processing technology.....	11
2.1.11 Image processing.....	12
2.1.12 Automatic exposure control.....	12
2.1.13 Diagnostic reference levels.....	12
2.2 Related literatures.....	13
CHAPTER III RESEARCH METHODOLOGY.....	16

	Page
3.1 Research design.....	16
3.2 Research Design Model.....	16
3.3 Conceptual framework.....	16
3.4 Key words.....	17
3.5 Research question.....	17
3.6 Materials.....	17
3.7 Methods.....	22
3.8 Sample size.....	26
3.9 Measurement.....	26
3.10 Statistical analysis.....	26
3.11 Data Collection.....	27
3.12 Data Analysis.....	27
3.13 Outcomes.....	27
3.14 Expected Benefits.....	28
3.15 Ethical consideration.....	28
CHAPTER IV RESULT.....	29
4.1 Quality Control of Toshiba RATANODE x-ray system.....	29
4.2 The phantom study.....	29
4.3 Optimal protocol.....	34
4.4 Result in patient study.....	34
CHAPTER V DISCUSSION AND CONCLUSION.....	39
5.1 Discussion.....	39
5.2 Conclusion.....	42
REFERENCES.....	43

	Page
Appendix A.....	46
Appendix B.....	54
Appendix C.....	56
VITAE.....	63

LIST OF TABLES

Table	Page
1. Clinical applications of ES chest radiography.....	8
2. Dose Reference Levels (mGy) from various Standards.....	14
3. Specifications of Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN.....	20
4. Specifications of UNFORS model Xi.....	22
5. Size and HU of circular simulation nodules insert in each site of Lungman N1 phantom.....	25
6. Scanning parameters of 18 studies of phantom study, having high CNR.....	32
7. Comparison of nodule detectability from two radiologists.....	35
8. Overall image quality score.....	36
9. Patient information and scanning parameters.....	37
10. Summary of ESD, patient thickness and mAs.....	40
11. Summary of image quality score in 65 patients.....	41

LIST OF FIGURES

Figure	Page
1. Three images are produced from dual-energy subtraction technique (A) standard chest image (B) bone image (C) soft-tissue image.....	2
2. Three images of dual-energy subtraction A: standard image B: bone image and C: soft-tissue image.....	7
3. Composition of single shot dual energy cassette.....	7
4. The research design model.....	17
5. The framework.....	17
6. Computed radiography system manufacturer FUJI model XU-D1 (vertical stand).....	18
7. TOSHIBA x-ray tube housing model ROTANODE.....	19
8. Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN and simulation circular nodules in five sizes and three HU units number.....	20
9. Solid state detector manufacturer UNFORS model Xi.....	22
10. Left Drawing with arrows of simulation circular nodules in five sizes and three HU within Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN and position of simulation circular nodule as seen after exposures(Right).....	31
11. Bar chart of the ESD of 18 studies, with high CNR.....	33
12. Bar chart of the CNR of 4 positions of nodule in standard image from phantom study.....	33
13. Bar chart of the CNR of nodule in bone image from phantom study.....	34
14. Bar chart of the CNR of 3 positions of nodule in soft-tissue image from phantom study.....	34
15. Scatter chart of ESD (mGy) of 65 cases.....	39
16. Comparison of the ESD values for chest radiography (PA) to international established reference dose values.....	40

LIST OF ABBREVIATIONS

AAPM	American Association of Physics in Medicine
AEC	Automatic exposure control
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CNR	Contrast to noise ratio
CR	Computed radiography
CT	Computed tomography
CXR	Chest radiography
DE	Dual energy subtraction
DR	Digital radiography
DRL	Diagnostic reference levels
ESAK	Entrance skin air kerma
ESD	Entrance skin dose
FPDs	Digital X-ray Flat Panel Detectors
HU	Hounsfield unit
ICRP	International Commission of Radiological Protection
MRI	Magnetic resonance imaging
PA	Posterior anterior
PACS	Picture archiving and communication system
PSP	Photostimulable phosphors
RE	Frequency enhancement
RIS	Radiology information system
RN	Frequency rank
ROC	Receiver operating characteristic
ROI	Region of interest
SD	Standard deviation
SSDE	Single-shot dual energy subtraction
TLD	Thermo luminescent dosimeter

CHAPTER I

INTRODUCTION

1.1. Background and rationale

Computed radiography (CR) has been developed since the middle of the twentieth century [1]. At present, CR is preferred in many medical centers as it produces digital images to replace the film processing. In addition, it is excellent actions to achieve the end result of images.

CR can store the images generated by an x-ray equipment in the departmental computer system or PACS. The photostimulable phosphors (PSP) has been designed to replace the screen-film system. The phosphor is deposited onto a substrate as an imaging plate when the x-rays access to the imaging plate, they are stimulated and possessed to store the images. A laser is used to scan the imaging plate to process the digital format. The results are then fed directly into a computer for further interpretation. This simplifies the all process, since no photographic development process is involved, as a consequence of the fact that dark rooms are inessential [1].

Lung cancer, is the most common and the worst cancer in the world with rapid increasing of prognosis. [2] The early detection would increase the chances of survivor. Although the advantage of technology in field of radiology to indicate the abnormality of chest has several techniques especially in chest radiography such as computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). However, the first and most common diagnostic tools for observe the abnormality of chest is a conventional chest radiograph. [3] Conventional chest radiograph as known as plain films has been benefited significantly as technological advancement on computer technologies, which can be manipulated in an electronic format.

The limitation of conventional chest radiograph is the overlapping of structures inside the chest of patients, which decreases the accuracy of interpretation. To resolve

these problems, Dual-energy subtraction chest radiograph is developed in order to overcome the limitation of conventional chest radiograph.

The advantage of Dual-energy subtraction chest radiograph is more sensitivity for the detection of calcification within a pulmonary nodule than conventional chest radiograph. Moreover, it is relevant to identification abnormalities of bone and pleural; retirement of masses at mediastinal and hilar; detection of tracheal narrowing and airway disease; and localization of stents, catheters, and other in dwelling devices [4].

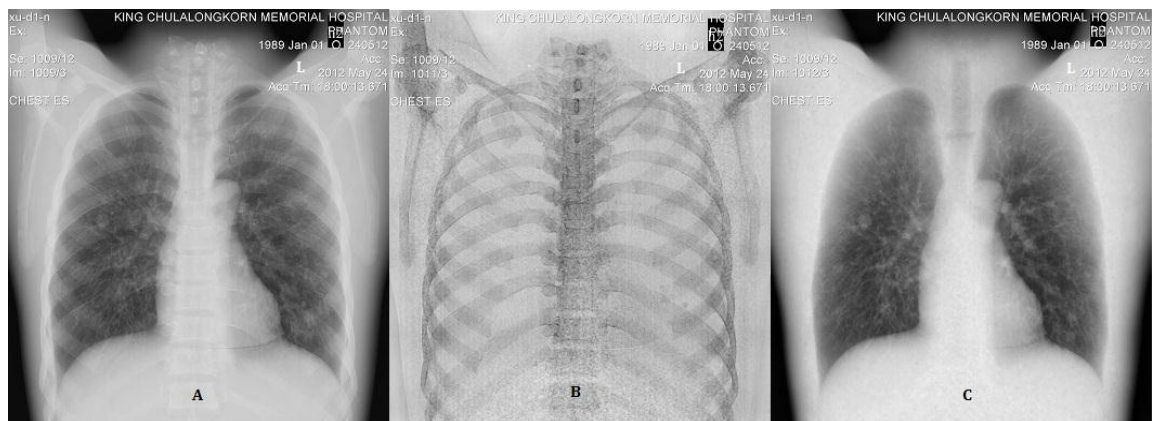


Figure 1.1 Three images are produced from dual-energy subtraction technique (A) standard chest image (B) bone image (C) soft-tissue image.

Dual-energy subtraction chest radiograph is not only improved the ability in early detection of abnormal chest but also improves the accuracy in diagnoses. The principle of dual-energy subtraction chest radiograph relies on the difference of attenuated of x-rays through body tissue. These differences are generated the higher (bone image) and lower (standard chest image) attenuated images. Subtraction of higher and lower attenuated images produced soft-tissue image as in figure 1.1. There are two techniques to make the dual-energy subtraction chest radiography: a single-shot technique and a dual-shot technique.

1.2. Objectives

The objectives of the research are

- 1.2.1. To study the performance of single shot dual-energy, SSDE, subtraction chest radiograph.
- 1.2.2. To determine the optimal protocols for chest radiograph using SSDE subtraction technique.

CHAPTER II

REVIEW OF RELATED LITERATURES

2.1 Theory

2.1.1 Introduction

Chest radiography (CXR) offers a low-cost, low radiation dose modality that remains the strength of noninvasive examination and diagnosis of chest pathologies in many hospitals. For the reason that conventional CXR lacks of sensitivity in the detection of small lung nodules, it is inappropriate for screening purposes. Advance technique in digital radiography (DR) has generated remarkable improvements in diagnostic quality through the introduction of high-performance flat-panel detectors (FPDs) and computed radiography (CR) [5]. The fundamental limitation to diagnostic performance remains the compression of three-dimensional anatomy into a two dimensional projection image [5], with the visual disarray associated with superimposed structures, a major limiting factor. Dual-energy (DE) imaging moderates this limitation in part by acquiring low- and high-energy projections from which soft-tissue and bone images are disintegrated.

2.1.2 Computed radiography

Computed radiography (CR) was the first commercial digital imaging modality widely used in chest imaging and currently is still the most common technology for acquiring digital chest radiographs, especially for bedside applications [3]. The CR is based on photo-stimulable properties of barium halide phosphors [3]. With a cassette similar to that used in screen-film radiography, the phosphor screen is exposed to x-rays. After exposure, the cassette is transferred to a reader device, which subjects the screen to a scanning laser beam. The laser releases the energy locally deposited by x-rays on the screen, causing the screen to fluoresce. The released light is used to form the image after it is collected by a light guide, digitized, and associated with the geometric location of the laser beam at the time of stimulation. The digital image data is then processed for presentation. Since its commercial introduction more than two decades ago, CR has been under continuous improvement. The most recent

advances include the collection of photo-stimulated light from both sides of the screen, leading to improved detective quantum efficiency. The use of line scanning and light collection technology result for improved speed, and the use of structured phosphor for improved detection efficiency without associated loss in resolution. In the most common implementation, CR devices produce image quality that tends to be lower than that for other digital radiography systems, but CR systems possess certain operational and economic advantages that cause them to remain competitive with other digital modalities. Those advantages can be summarized as follows:

A. CR cassettes are identical in size to screen film cassettes, making it possible to retrofit existing analog radiography rooms

B. CR reader and cassettes are separate entities makes the technology extremely convenient for bedside applications.

C. The separation of CR reader and cassette makes it further possible to have one (higher-cost) CR reader used in reading multiple (lower-cost) CR cassettes, which allows one CR reader to serve multiple radiography rooms and reduces the up-front cost of the transition to digital radiography.

2.1.3 Dual-energy subtraction

Dual-energy subtraction imaging is used to produce images of two independent tissue types, most commonly bone and soft tissue. The dual-energy technique separates bone from soft tissue by using the known energy dependence of x-ray attenuation in soft tissue and in bone. Calcified structures attenuate far more heavily, by means of photo-electric absorption, than do soft-tissue structures; thus, the contrast of calcium diminishes with increases in beam energy much faster than does the contrast of soft tissue [3]. Thus, if two images are acquired at different beam energies, the image obtained at the lower energy will show a larger fraction of contrast from bone than from soft tissue. These two images may be combined in such a way that the soft-tissue or calcium components can be exactly out-of-the-way. Typically, an image containing only calcified structures and an image containing only soft-tissue structures are generated. Thus, dual-energy subtraction radiography can improve lung nodule obvious by eliminating overlying anatomic noise from the bones. The technique can also be used to better demonstrate calcium in lesions.

Although the dual-energy technique was proposed as early as the 1950s, it was not until practical digital radiographic detectors became available in the 1980s that dual-energy imaging was clinically feasible for chest applications.

2.1.4 Single shot dual energy technique

The single-shot dual energy technique uses a single exposure to produce a standard chest radiograph, a bone image and a soft tissue image as in figure 2.1. The cassette contains a thin copper filter sandwiched between two phosphor computed imaging plates as in figure 2.2. The X-ray beam reaching the first imaging plate produces a standard chest radiograph containing bones and soft tissues. The second imaging plate is reached by a smaller number of mostly high photon energies which have passed the first image plate and the filter. Due to the high energy and low photon count, the image generated on the second plate has low bone contrast and is also noisier than the normal image on the first imaging plate. The higher noise is partially compensated by noise suppression during image post-processing. To generate a bone image, the signal of the high-energy image on the second imaging plate is enhanced till the intensity from the soft tissues reaches that on the low-energy image on the first imaging plate; weighted subtraction of these images results in canceling the soft tissue signal, leaving only bones and calcified structures visible (bone image). To generate the soft tissue image, the signals of the high-energy image on the second plate are adjusted to equalize the intensity of bones on both plates; weighted subtraction of these images again produces the soft tissue image [6].



Figure 2.1 Three images of dual-energy subtraction A: standard image B: bone image and C: soft-tissue image.

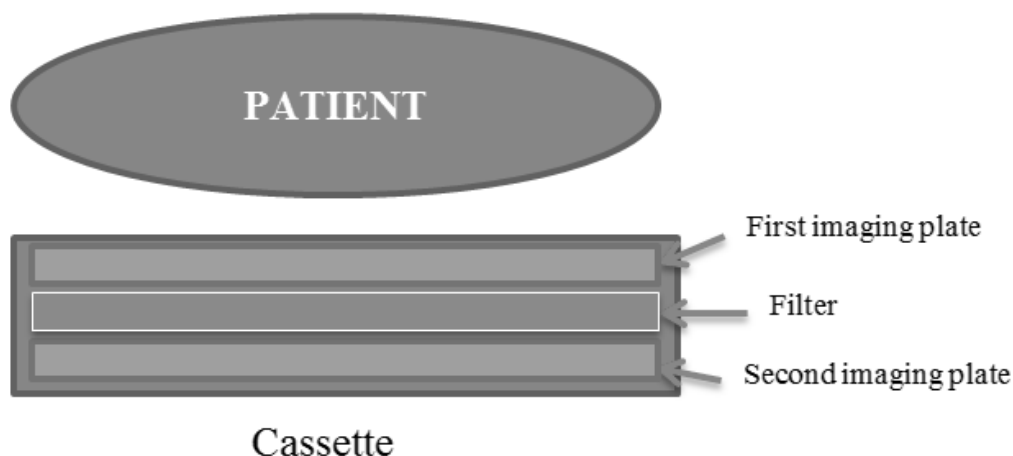


Figure 2.2 Composition of single shot dual energy cassette.

2.1.5 Applications of energy subtraction radiography

From the beginning, it has been the principle of energy subtraction to eliminate overlaying bones that often make the detection of pulmonary pathology difficult [6]. The most noticeable advantage results for nodule detection, as needed in primary lung cancer and lung metastases. Correspondingly, small benign lesions often are better visible after bone subtraction; this is true for the detection of active versus scarred tuberculosis or invasive aspergillosis in immune-compromised patients [6]. Dual energy technique improves the characterization of focal and the visualization of distribution of diffuse lung disease and, thus, may help in their differentiation [7]. Beyond the elimination of superimposed bone, Dual energy is a sensitive tool to prove or exclude calcification [7]. Calcified nodules most often are of benign origin. The exception is pulmonary metastasis in case of a calcified or ossified primary neoplasm; however, this is usually known which simplifies the recognition of malignant calcification. Calcified lymph nodes are often seen in hilum or mediastinum location. Pleural calcification is enhanced and its distribution often helps in determining the etiology, both asbestos exposure [2], post-inflammatory or posttraumatic. Since penetration is minimal for the mediastinum, the bone image often is very noisy here; still, it is possible to identify cardiovascular calcifications [2].

Table 2.1 Clinical applications of ES chest radiography [6]

To avoid overlap of thoracic bones	<ul style="list-style-type: none"> -To detect pulmonary lesions -To characterize the density and morphology of pulmonary lesions -To show the tracheobronchial lumen -To detect a mediastinum mass
To prove calcification/ossification	<ul style="list-style-type: none"> -In lung nodule (granuloma, hematoma, scar, metastasis of calcified neoplasm) -In lymph nodes -In pleural location -In mediastinum: vascular, cardiac, cartilage -In soft tissues including breast Callus after rib fractures, osteophytes etc.
To analyze the bone	<ul style="list-style-type: none"> -In congenital malformations -In acquired bone disease
To localize foreign bodies	<ul style="list-style-type: none"> -Metallic devices/foreign bodies -Indwelling devices (catheters, ports, drains) -Silicone breast implants

2.1.6 Entrance surface dose

Entrance surface dose (ESD) is a measure of the radiation dose absorbed by the skin where the x-ray beam enters the patient. ESD can be measured directly with thermo-luminescent dosimeters or computed from measurements made with an ionization chamber.

2.1.7 Factors Affecting ESD in Conventional Radiography

2.1.7.1 Beam Energy and Filtration

Beam energy primarily depends on the peak kilovoltage (kVp) selected and the amount of filtration in the beam. If all other variables are held constant, ESD will change as the square of the change in peak kilovoltage. The selection of higher peak kilovoltage increases the average energy of the x-rays and therefore beam penetrability. As the beam becomes more penetrating, more x-rays will reach the image receptor during the same period of time. In practice, this may allow for use of a lower tube current or a shorter exposure, thus reducing the dose to the patient [8].

Diagnostic radiography units are required by regulations to contain a total filtration (which includes the tube wall and any other added filtration) of at least 2.5 mm of aluminum equivalent if they are operated at tube potentials above 70 kVp. This filtration preferentially absorbs the low-energy x-rays in the beam.

2.1.7.2 Collimation

During any radiographic procedure, the area of the patient exposed to the x-ray beam should be limited to the area of clinical interest. Tissues inside the primary beam receive doses that are orders of magnitude higher than doses received by tissues outside the primary beam. By using collimation to expose only the area of clinical interest, one can substantially reduce unnecessary patient exposure [8].

2.1.7.3 Grids

Grids were introduced into radiography to reduce the amount of scattered radiation that reaches the image receptor. Modern grids do an exceptional job, resulting in images with much improved contrast and increased patient dose. A grid also absorbs a portion of the primary x-rays that is, those that would have contributed to exposing the image receptor and the only way to achieve the degree of exposure required to produce the image is to increase the amount of radiation incident on the grid and therefore the patient.

A grid removes a much larger fraction of scattered x rays than primary, x-rays, and the doses are typically increased from two to five times those encountered without the use of a grid. This proportion is commonly referred to as the Bucky factor and represents the ratio of the dose with a grid to the dose without a grid. The higher-quality images achieved with a grid, however, may result in fewer retakes and more accurate diagnoses [8].

2.1.7.4 Patient Size

As the thickness of the area being imaged increases, the amount of radiation incident on the patient increases because adequate x-ray penetration is needed to create an acceptable image. Technique charts that display suggested radiographic technique factors for various examinations and patient thicknesses placed near the operator's console may be helpful [8].

2.1.8 ALARA

With increasing awareness of the need for radiation protection, a prototype shift can be observed from the principle of “image quality as good as possible” to “image quality as good as needed.” The radiation dose to patients should be as low as reasonably achievable (ALARA) while still providing image quality adequate to enable an accurate diagnosis [9]. ALARA does not necessarily mean the lowest radiation dose, nor, when applied, does it result in the least desirable radiographic image [10]. What, indeed, constitutes adequate image quality is still open for discussion for the various imaging tasks. There is a multitude of studies in the literature comparing the performance of one system with another “reference” system to define the amount of possible dose reduction that would still achieve an image quality equivalent to that provided by the acknowledged reference. Using this approach, it is possible to survey parameters, such as the detection of artificial lesions or the semi-quantitative assessment of subjective image impression, as a surrogate for image quality and relate these parameters to a reference of dose. To define, however, the minimum level of image quality needed to reliably make a certain type of diagnosis is much more difficult. Individually defining the minimal dose to reliably answer a specific diagnostic question in a prospective manner seems to be impossible, given the vast variety of patient-related and disease-related conditions and the workflow for radiographic examinations. Reduction of patient dose according to the

ALARA principle is not only a question of selecting the right detector, but also requires the optimization of the whole imaging chain and the selection of appropriate imaging parameters [9].

2.1.9 Optimization of tube voltage and beam filtration

Customarily, the limited dynamic range of conventional film/screen systems required the use of high kilovoltage settings to penetrate high attenuating areas, such as the mediastinum, while still maintaining an acceptable level of image contrast in the lungs. In general, digital images are acquired with the same kVp settings as those used for conventional film-screen. This methodology, however, was recently interrogated. Digital systems have redefined the traditional relationship between tube potential and image contrast because image processing allows the contrast and density of an image to be optimized independently. A second point to challenge the traditional high kVp technique for digital systems is related to the fact that all digital detector mediums have to a different extent, depending on their absorption characteristics higher dose efficiency at lower kVp ranges. This ideally, can be translated to an improved signal-to-noise [11]. Most studies were carried out by physicists and were based on SNR measurements or contrast detail experiments.

2.1.10 Optimization of image processing technology

There is no distrust that the processing of digital images shows a major role in effectively performing the medical imaging assignment. Three aspects must be taken into account. Firstly, the overall impression of a typical radiograph (e.g., chest radiograph) should be similar to conventional radiography performed with screen-film systems in order to recognize the typical features acquired during radiology training and to maintain the option for universal interpretation [9]. Secondly, there should be a certain consistency in image processing to determine whether something is normal and for interpretation of studies longitudinally [9]. Thirdly, the present multi-frequency processing proficiencies enhance image contrast differently in different anatomic regions and differently for different image structures. In reader studies, images enhanced with decorative processing tools are greatly preferred [9]. The question of whether a gain in image quality by processing can be developed for dose reduction remains to be answered. As image noise can be both improved and

suppressed by processing, the relationship between image processing and dose requirement is unmistakable.

2.1.11 Image processing

Image processing improves diagnostic accuracy and expands diagnostic scope. Two type of image processing are involved: gradation and spatial frequency processing.

Gradation processing

In gradation processing, the basic contrast curve is used as a base from which contrast and density can be adjust as finely as desired.

Spatial processing

Spatial frequency control processing is the process of controlling sharpness. In a film-screen system, the higher the frequency becomes, the smaller the frequency, response becomes. However, with CR it is possible to control response as desired. In FRC, unsharp mask processing is used as a method of image processing for frequency control. This method is simpler and faster than methods that involve Fourier conversion.

2.1.12 Automatic exposure control

Recent digital equipment usually provides the essential data interface for automatic data collection and evaluation. Integrated in a suitable RIS/PACS environment, dose control can be established in clinical routine as part of an overall quality control program. With longitudinal assessment of dose-relevant parameters, even small deviations can be identified [9].

2.1.13 Diagnostic reference levels

Diagnostic reference levels (DRL) are defined as dose levels for typical examinations for groups of standard-sized patients or standard phantoms for broadly defined types of equipment. They are specified as entrance skin air kerma (ESAK, measured in air without backscatter) or as entrance skin dose (ESD, measured in specified material with backscatter). The concept of DRL was introduced by the International Commission of Radiological Protection (ICRP) [8]. DRL are typically

set at the third quartile (75% value) of the dose distribution, derived from a suitable patient dose survey. The DRL specified are not to be exceeded with routine practice. The reference levels are periodically reviewed and, if necessary and possible, modified on the basis of knowledge of current practice. The DRL are recommended. That is, they do not distinguish between acceptable and unacceptable practice. It should be noted that the reference levels derived from these surveys represent the “state of practice” and not the “state of the art,” and should be considered as such. They do not take into account the options provided by most modern CR detector technologies, and allow for flexibility to accommodate individual variation in dose reduction and resultant image quality. However, because digital systems have this greater freedom in setting the dose level without “overexposing,” devotion to reference levels is even more important to avoid dose levels to the patient that do not contribute to the clinical purpose of a medical imaging task [9].

Table 2.2 Dose Reference Levels (mGy) from various Standards [12]

	CRCPD 1988	IPSM 1992	IAEA 1996	AAPM 2012	NRPB 1999
PA Chest	0.4	0.3	0.4	1.5	0.3
LAT Chest	-	1.5	1.5	1.5	1.5
LAT Skull	1.3	3	3	3	3

2.2 Related literatures

Many research studies on computed radiography in dual energy subtraction image are as followings.

Brent K et al. [13] focused on analysis and development of single-shot dual energy subtraction method using computed radiography (Fuji FCR-101 storage phosphor system). By utilizes the transparency of the storage phosphor imaging plate, radiographic information that would be otherwise lost, offer energy selective information essentially as a by-product of radiographic examination. Fixed analog to digital converter gain and varies photomultiplier sensitivity, with the purpose of use

the large dynamic range of the storage phosphor imaging plate, which associated to relative incident exposure for export to the decomposition algorithm. 100 kVp using a 0.15 mm tin thickness of filter interdetector for the lung field that are the optimal protocol for this research. Result of a surface absorbed was 0.26 mGy for a 23 cm in patient chest thickness.

Shoji K et al. [14] studied 22 patients and showed one to five pulmonary nodules range from 5mm to 2 cm in diameter, other 22 patients had no pulmonary nodules in each patient, were confirmed on CT images. Dual energy subtraction parameters were obtained with 100 kVp, 400 mA, gradient type E, frequency enhancement 0.3 and frequency rank 0. An iterative noise reduction algorithm used to reduce the quantum mottle of subtracted image. Radiation dose parameters and image quality scoring were determined and compared. In this study, the original computed radiographic image plus iterative bone subtraction image is superior to the original computed radiographic image for detection of pulmonary nodules, especially those that overlap the ribs. However, nodules that overlapped a rib behind the heart were difficult to detect. The entrance surface dose was 38.4 mR(mGy).

Kana I at el. [15] acquired PA chest using computed radiography (Fujifilm: FCR XU-D1) with retrospectively 77 patients. The exposure parameters were 120 kVp and 200 mA. Five radiologists observed in two groups, first standard PA without dual energy subtraction images, second standard PA with dual energy subtraction images. In this study, using ROC curve for statistical analysis, the average Az values increased from 0.7673 (without ES images) to 0.8265 (with ES images) ($P < 0.05$) for the five observers significantly. Az values were 0.4583 and 0.5319 for the nonsolid group, 0.7162 and 0.8209 for the partly solid group, and 0.9695 and 0.9859 for the solid group, without ES images and with ES images, respectively.

Hye H at el. [16] reported 29 patients using double shot dual energy subtraction with 200 msec between the high-and low-energy exposures. The imaging parameters included a 120 kVp image at a speed equivalent to approximately 200 and a 60 kV image at a speed equivalent to approximately 200. In statistical, two radiologists observed accuracy measured by using area under ROC curve. Entrance surface doses were estimated using a chest phantom, for standard chest radiographs was 0.31 mGy for the standard PA view and 1.41 mGy for the standard lateral view.

For the dual-exposure dual energy radiographs, the entrance dose was 0.59 mGy. Thus, the entrance dose was 0.28 mGy greater than the standard chest radiograph alone. The aim of this study is that, chest radiography using dual-exposure dual-energy technique may be suitable for a complimentary study when a nodule is detected on a standard chest radiograph.

CHAPTER III

RESEARCH METHODOLOGY

3.1 Research design

This study is an observational descriptive design.

3.2 Research Design Model.

The Model is displayed in figure 3.1

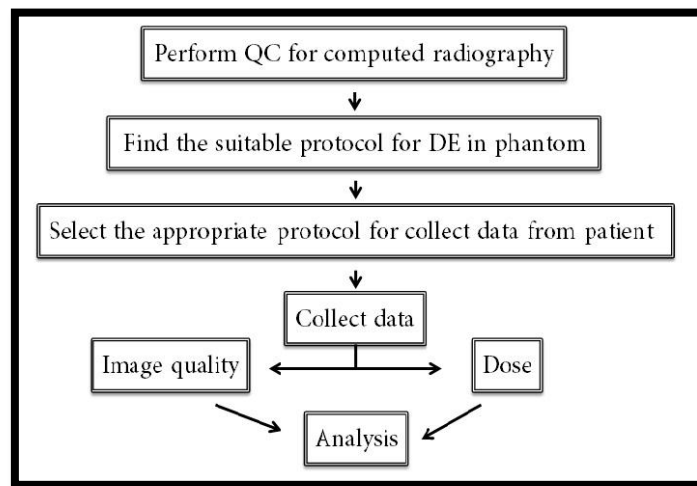


Figure 3.1 The research design model.

3.3 Conceptual framework.

The framework is displayed in figure 3.2

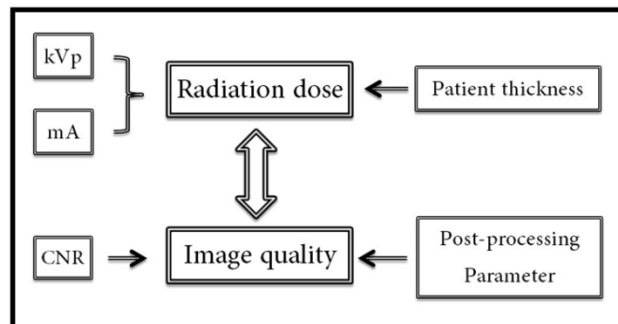


Figure 3.2 The framework.

3.4 Key words

- Dual energy subtraction
- Chest radiograph
- Entrance surface dose

3.5 Research question

What is the optimal protocol of single shot dual-energy subtraction for chest radiograph?

3.6 Materials

3.6.1 Computed radiography system: FUJI model XU-D1



Figure 3.3 Computed radiography system manufacturer FUJI model XU-D1 (vertical stand).

In this study, Computed radiography system manufacturer FUJI model XU-D1 at Out Patient Department, King Chulalongkorn Memorial Hospital has been used. These CR system has a dual energy subtraction program (single-shot dual energy subtraction), 40 cm Grid lines. The radiation dose can be recorded by using DAP meter in $\text{mGy}\cdot\text{cm}^2$.

3.6.2 X-ray tube housing: Toshiba model ROTANOD



Figure 3.4 TOSHIBA x-ray tube housing model ROTANODE.

For this study, TOSHIBA x-ray tube model ROTANODE at Out Patient Department, King Chulalongkorn Memorial Hospital has been used. X-ray tube was installed in September 2007. Toshiba ROTANODE is constructed with Rhenium -tungsten faced molybdenum target. These tubes have foci 1.2 mm and 0.6 mm, and are available for a maximum tube voltage 150 kV, and have a 0.8 mmAl permanent filtration.

3.6.3 Multipurpose chest phantom

Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN, five sizes of simulation circular nodules (3, 5, 8, 10, 12 mm) and three HU (-800, -630, +100 HU) were used to study the optimal protocol in phantom.(Figure 3.3)



Figure 3.5 Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN and simulation circular nodules in five sizes and three HU units number.

Table 3.1 Specifications of Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN

N1 LUNGMAN	
Main body	Synthetic bones are embedded
Internal parts	Separates into four parts
Mediastinum	Heart, trachea, Pulmonary vessels (right and left)
Abdomen (diaphragm) block	No internal structure
Simulated nodules	3 varieties of Hounsfield number: approximated -800, -630,+100 HU 5 sizes for each type: diameters 3, 5, 8, 10, 12 mm
Materials	Soft tissue: polyurethane (gravity 1.06)

	Synthetic bones: epoxy resin
Phantom size	43 x 40 x 48H cm, chest girth 94 cm
Weight	Approx.18 kg
Packing size	59 x 52 x 30 cm, 25 kg

3.6.4 Solid state detector manufacturer UNFORS model Xi

The UNFORS model Xi, was used to calibrate the system and measure the radiation dose from phantom study. A complete system is applicable for multi-parameter measurements on all modalities such as Radiographic-fluoroscopic system, Mammography, Dental and CT systems. The detector is a solid state detector which is not influenced by temperature and pressure of environmental. It is capable of measuring kVp, dose, dose rate, pulse, pulse rate, dose/frame, time, HVL, total filtration and waveforms simultaneously. Only one detector is needed for low dose rate measurements up to high exposures, while Active Compensation ensures high precision regardless of the beam quality as shown in figure 3.4



Figure 3.6 Solid state detector manufacturer UNFORS model Xi.

Table 3.2 Specifications of UNFORS model Xi

UNFORS detector	
Size	12 x 22 x 117 mm (0.5 x 0.9 x 4.6 in)
DOSE	
Range	10 nGy – 9999 Gy (1 μ R – 9999 R)
Trig level	100 nGy/s (0.7 mR/min)
Uncertainty	5 % (40 – 150 kVp, HVL: 1.5 – 14 mm Al(1), Active Compensation)
DOSE RATE	
Range	10 nGy/s – 1 mGy/s
Min. peak trig level	100 nGy/s (0.7 mR/min)
Uncertainty	5 % (40 – 150 kVp, HVL: 1.5 – 14 mm Al(1), Active Compensation)
kV/kVp	
Range	35 – 160 kV/kVp (for up to 0.5 mm Cu or equivalent) 60 – 130 kV/kVp (for 0.5 – 1 mm Cu or equivalent)
Uncertainty	2 % (for up to 0.5 mm Cu or equivalent, Active Compensation) 3 % (for 0.5 – 1 mm Cu or equivalent, Active Compensation)
EXPOSURE TIME	
Range	1 ms – 999 s
Uncertainty	0.5 % or 0.2 ms
HVL	
Range	1.0 – 14.0 mm Al
Uncertainty	10 % (at signal levels above 1/1000 of

max dose rate for selected sensor)

TOTAL FILTRATION

Range	1.5 – 35 mmAl (60 – 120 kV)
Uncertainty	10 % or ± 0.3 mmAl

3.6.5 Image J Computer Program

Image J program version 1.32J is used to analyze the contrast to noise ratio (CNR) of Energy subtraction image. Image J can solve image processing and analysis problems, from three-dimensional live-cell imaging, to radiological image processing, multiple imaging system data comparisons to automated hematology systems.

3.6.6 Patients

The patients who underwent chest x-ray examination at Out Patient Department, King Chulalongkorn Memorial Hospital were included in the study. Patients who were not rule out lung nodule or lung mass and Emergency or acute disease patient, could not keep operation during examination were excluded.

3.7 Methods

3.7.1 Perform Quality Control of Toshiba ROTANODE x-ray system

The quality control of x-ray system was performed following the AAPM report No.74 (2002): quality control in diagnostic radiology [4].The quality control program consists of the test of performance of electromechanical components, image quality and radiation dose.

3.7.2 Simulation nodules in phantom study

Insert the circular simulation nodules of 0.3, 0.5, 0.8, 1.0, 1.2 cm in diameter, with three HU– in the Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN.

Table 3.3 Size and HU of circular simulation nodules insert in each site of Lungman N1 phantom.

Site of simulation nodule	Size HU of nodule
Right and left lung apex	0.3, 1 cm -800 HU
	0.5, 1 cm -630 HU
	0.8 cm 100 HU
Behind rib and clavicle	1, 1.2 cm 100 HU
Left hilum	0.8 cm -800 HU
	0.3, 1.2 cm -630 HU
	0.3, 0.5 cm 100 HU
Behind heart	0.5, 1.2 cm -800 HU
	0.8 cm -630 HU

3.7.3 Parameter settings in phantom study

Energy subtraction was performed in phantom study by varying kVp from 100 to 130, %density -15%, N, +15%. Fix mA at 400 with using automatic exposure control technique (AEC).

In post-processing parameter, spatial frequency processing, 2 variables are frequency rank (RN) and frequency enhancement (RE). Frequency rank (RN) was varied at 0, 4, 8 and frequency enhancement (RE) was varied at 0.3, 0.5, 0.7 only in standard and soft-tissue images but in bone image set frequency enhancement (RE) at 0.

3.7.4 Data recording in phantom study

Record the site and size of nodules, parameter setting, post-processing setting and radiation dose in case record form.

3.7.5 Optimize the image quality and radiation dose from phantom to obtain the suitable protocols for patients

3.7.5.1 Evaluate the qualitative image quality

Evaluate the image quality by two radiologists independently using image quality criteria guideline [17].

- Score 5 = Very satisfied

The abnormality is perfectly obvious and easy characterized.

- Score 4 = Satisfied

The abnormality is visible and can be well characterized.

- Score 3 = Neither satisfied

The abnormality is reasonably well seen and characterized.

- Score 2 = Dissatisfied

The abnormality is visible, but detection and characterization of subtle features are a bit challenging.

- Score 1 = Very dissatisfied

The abnormality could be overlooked or mischaracterized.

3.7.5.2 Evaluate the quantitative image quality

Evaluate the quantitative image quality by determining contrast to noise ratio (CNR). CNR is evaluated from the equation:

$$CNR = \frac{(Signal_A - Signal_B)}{\sigma}$$

Where: $Signal_A = Signal\ at\ Nodule$

$Signal_B = Signal\ at\ Background$

$\sigma = Noise\ at\ Background$

3.7.5.3 Evaluate the quantitative nodule detectability

Evaluate the quantitative nodule detectability by specified number of size in each site of nodules by two radiologists.

3.7.5.4 Radiation dose calculation

Entrance surface dose represent radiation dose was calculated from the equation [18]:

$$ESD = K_e B$$

Where: $ESD =$ Entrance surface dose

$K_e =$ Entrance surface air kerma

$B =$ Backscatter factor

The unit of entrance surface dose is in mGy.

3.7.6 Data recording from patients.

Suitable protocols from phantom study were used for the patients. Record the patient's information, exposure parameter in case record form.

3.7.7 Evaluate the qualitative image quality in patient study

In patient study, qualitative image quality was evaluated by 2 groups

- Conventional chest radiography only
- Combine standard chest x-ray, bone and soft-tissue image

Image quality criteria using guideline from review of literature 12 for evaluate image quality in patient study by two radiologists.

- Score 3

Dual energy subtraction aids in the visibility of the detail

- Score 2

No help in seeing details, but details not significantly degraded in subtracted image

- Score 1

No help in seeing details, and details significantly degraded in subtracted image

3.7.8 Radiation dose calculation

Calculate the radiation dose by using same equation 3.7.5.4

3.8 Sample size

The sample population is independent, prospective data. The sample was determined using following formula by Kothari (2003)

$$N = \frac{Z_{\alpha/2}^2 PQ}{e^2}$$

$$= 65 \text{ cases}$$

Where:

N = Sample size

$Z (\alpha/2)$ = 1.96 which correspond to 95% CI

P = Sample proportion (0.8)

Q = 1- P (0.2)

e = Acceptable error (0.1)

3.9 Measurement

Variable

Independent variables: acquisition protocol, exposure parameters

Dependent variables: radiation dose, image scoring and CNR

3.10 Statistical analysis

3.10.1 Descriptive statistics: mean, standard deviation (SD), minimum and maximum radiation dose and CNR were determined with the excel program.

3.10.2 Weighted Kappa for inter-observer reliability was used to evaluate qualitative image quality analysis from www.medcalc.org/manual/kappa.php

3.11 Data Collection

3.11.1 Patient information: thickness of chest and mAs

3.11.2 The image quality was obtained from scoring and CNR

The data was collected at Computed radiography system manufacturer FUJI model XU-D1 at Out Patient Department, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok Thailand.

3.12 Data Analysis

Data from phantom and patient study had been reported as mean, standard deviation and ranges presented in form of table.

Radiation dose data for specific parameter setting in phantom and patient study were collected from the values of ESD in the unit of mGy presented in form of chart.

The quantitative image quality was analyzed by CNR for each protocol of phantom study as presented in form of bar chart.

The qualitative image quality, using image scoring was analyzed by two radiologists as presented in form of table and bar chart.

3.13 Outcomes

3.13.1 Optimal protocol from single shot dual energy imaging technique.

3.13.2 The patient radiation dose was calculated from patient thickness and mAs.

3.13.3 Qualitative image quality was scoring by two radiologists and quantitative image was determined by the CNR.

3.14 Expected Benefits

Optimal protocol in single shot dual energy subtraction technique is expected from this study. These would be beneficial to the patients and the radiologists in order to requesting the examination or further investigations.

3.15 Ethical consideration

The radiation dose of single-shot dual energy is directly evaluated in patients at Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital. Informed consent from every patient was obtained before the procedure. The research proposal had been approved from the Ethic Committee of Faculty of Medicine, Chulalongkorn University.

CHAPTER IV

RESULT

4.1 Quality Control of Toshiba RATANODE x-ray system

The quality control of x-ray system was performed following AAPM report No.74 [4]. It includes the test of electromechanical component, image quality and radiation dose. As in appendix A, the detail of quality control of CR system is shown with the summarized report of CR system performance test.

4.2 The phantom study

4.2.1 Scanning parameters and CNR of phantom study

Circular simulation nodules of 0.3, 0.5, 0.8, 1.0 and 1.2 cm in diameter, with three HU– were inserted in the Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN as shown in figure 4.1.

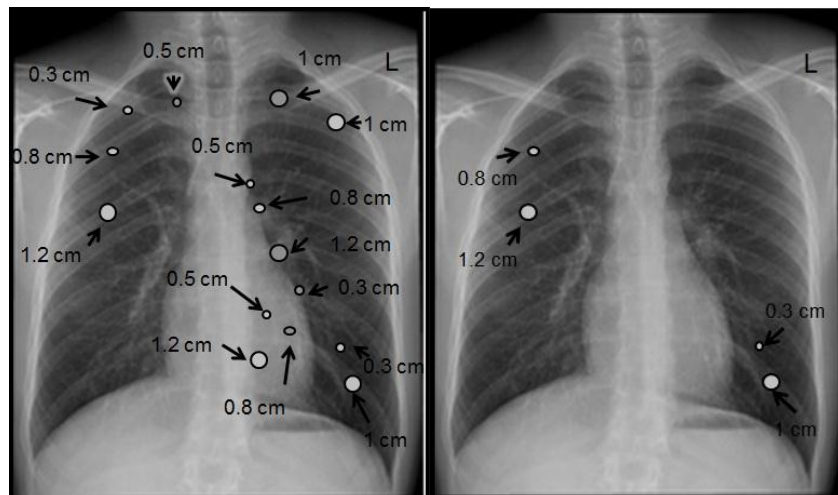


Figure 4.1 Left Drawing with arrows of simulation circular nodules in five sizes and three HU within Multipurpose chest phantom N1 LUNGMAN and position of simulation circular nodule as seen after exposures(Right).

Table 4.1 Scanning parameters of 18 studies of phantom study, having high CNR.

Study No.	kVp	mAs	%density	Frequency rank	Frequency enhancement	ESD
1	100	4.8	N%	0	0.3	0.29
2	110	4	15%	0	0.3	0.29
3	120	2.8	-15%	0	0.3	0.24
4	120	3.2	15%	0	0.3	0.28
5	130	2.8	15%	0	0.3	0.27
6	100	4.8	N%	0	0.5	0.29
7	100	4	15%	0	0.5	0.24
8	100	4.8	15%	0	0.5	0.29
9	110	4	15%	0	0.5	0.29
10	120	2.8	-15%	0	0.5	0.24
11	120	3.2	15%	0	0.5	0.28
12	100	4.8	15%	0	0.7	0.29
13	110	4.8	15%	0	0.7	0.29
14	120	3.2	N%	0	0.7	0.28
15	100	4.8	N%	4	0.3	0.29
16	100	4.8	N%	8	0.7	0.29
17	100	4.8	N%	8	0.3	0.29
18	110	4	15%	8	0.3	0.29

4.2.2 Radiation dose

The entrance surface dose was obtained by the multiplication of the entrance surface air kerma and the backscatter factor for chest. [6] The average entrance surface dose, the standard deviation, maximum and minimum are 0.277, 0.017, 0.288, 0.239 mGy respectively.

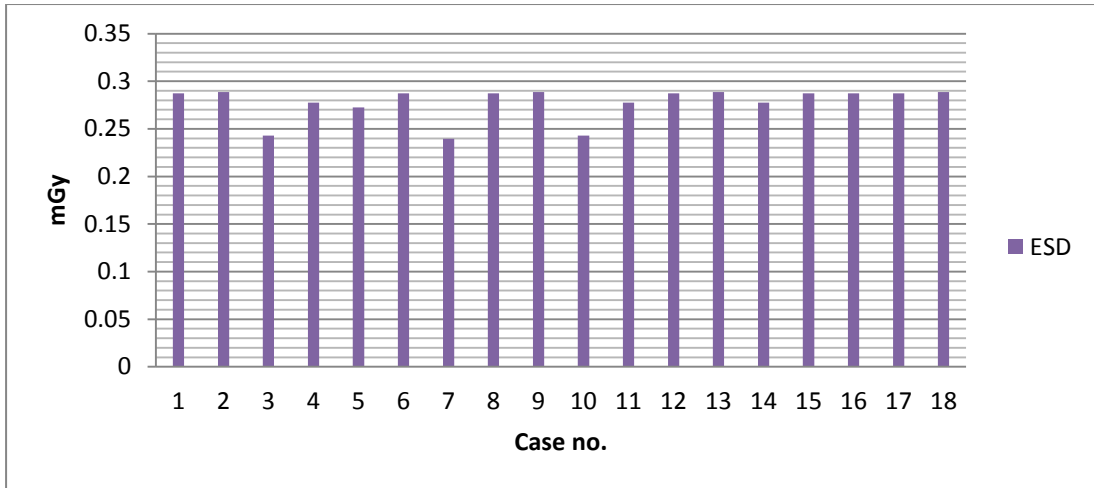


Figure 4.2 Bar chart of the ESD of 18 studies, with high CNR.

4.2.3 Image Quality

4.2.3.1 Quantitative image quality

High CNR from phantom study of 18 studies, in standard, bone and soft-tissue images are plotted in figure 4.3, 4.4, 4.5 respectively.

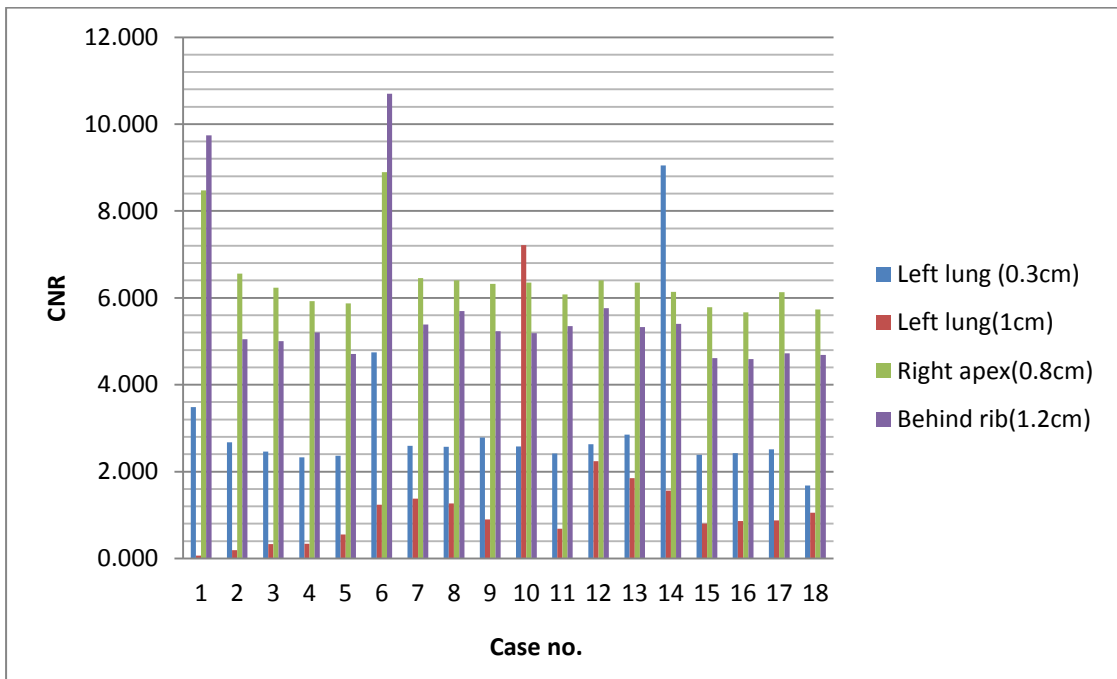


Figure 4.3 Bar chart of the CNR of 4 positions of nodule in standard image from phantom study.

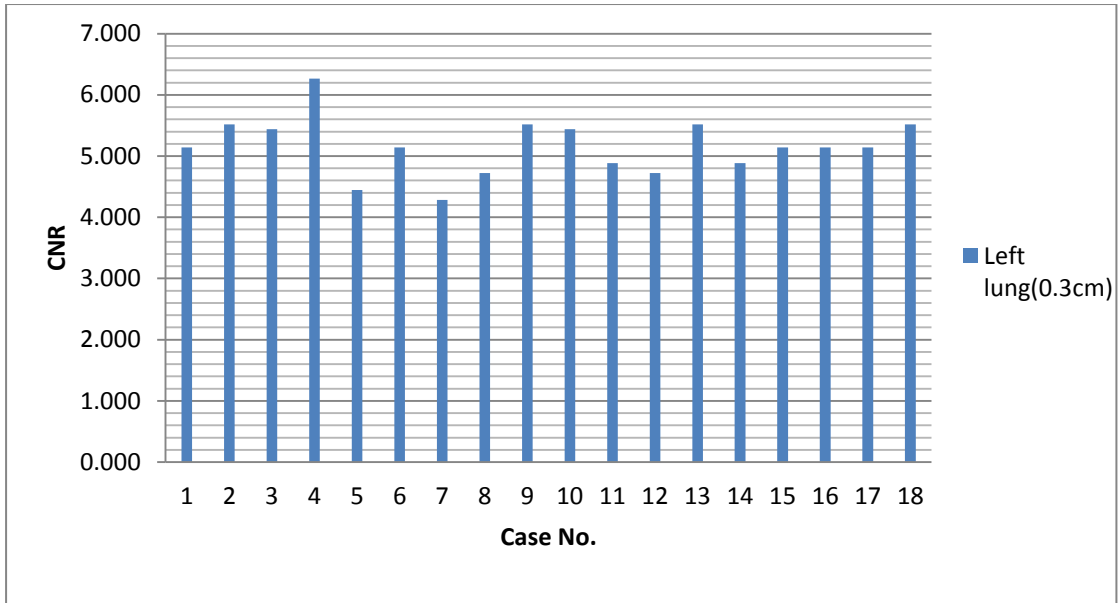


Figure 4.4 Bar chart of the CNR of nodule in bone image from phantom study.

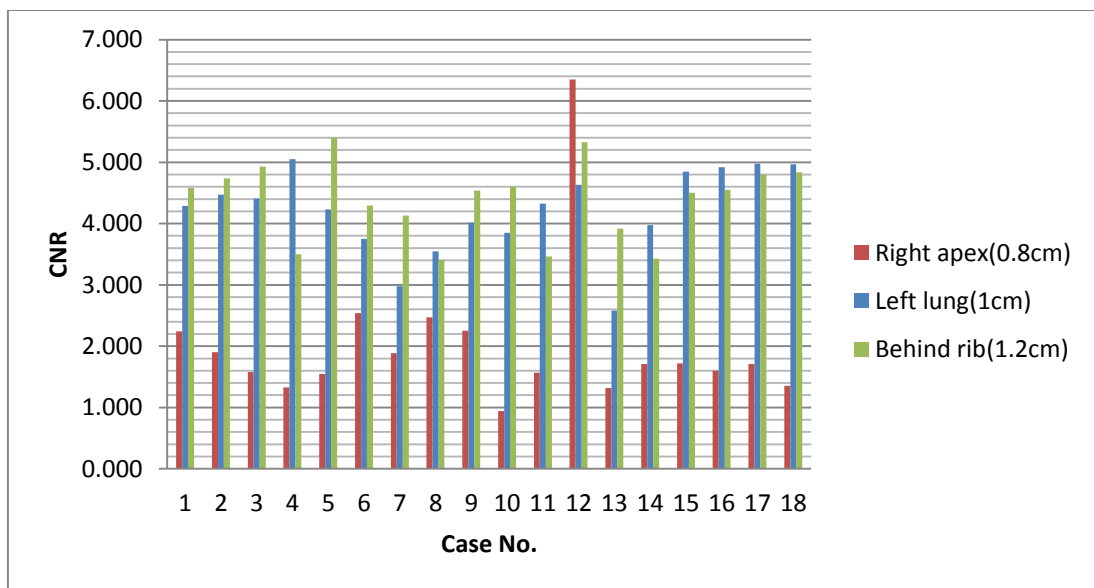


Figure 4.5 Bar chart of the CNR of 3 positions of nodule in soft-tissue image from phantom study.

Detection in number and size of nodule in each position from two radiologists as describe in Table 3.3. Table 4.2 is shown the comparison of nodule detectability from two radiologists.

Table 4.2 Comparison of nodule detectability from two radiologists.

No.	Radiologist 1			Radiologist 2		
	Correct in both size and site	Correct only size or site	Incorrect in both size and site	Correct in both size and site	Correct only size or site	Incorrect in both size and site
1	3	0	0	2	3	0
2	3	0	0	2	3	0
3	3	0	0	2	2	0
4	3	0	0	2	3	0
5	3	0	0	2	3	0
6	3	0	0	2	2	0
7	3	0	0	2	3	0
8	3	0	0	2	3	0
9	3	0	0	2	3	0
10	3	0	0	2	3	0
11	3	0	0	2	3	0
12	3	0	0	2	2	0
13	3	0	0	2	2	0
14	3	0	0	2	2	0
15	3	0	0	2	2	0
16	3	0	0	2	3	0
17	3	0	0	2	4	0
18	3	0	0	2	4	0

4.2.3.2 Qualitative image quality

Qualitative image quality was evaluated by two radiologists from criteria score 5 to 1 as described in the chapter 3. Table 4.3 and 4.4 show the scores from two radiologists.

Table 4.3 Overall image quality score.

Score	Radiologist 1	Radiologist 2
5 = Very satisfy	-	3 (17%)
4 = Satisfy	11 (62%)	8 (45%)
3 = Neither satisfy	7 (38%)	7 (38%)
2 = Dissatisfy	-	-
1 = Very dissatisfy	-	-
Total	18	18

*Weighted kappa k -value =0.34 (www.medcalc.org/manual/kappa.php)

The k -value from weighted kappa is interpreted the strength of agreement. 0.345 is k -value from this study, which means the strength of agreement is fair. So, the optimal protocol has been developed from one radiologist, who detected precisely.

4.3 Optimal protocol

From detecting in size and site of nodules, scoring the image quality of radiologist 1 and ESD, the optimal protocol is 120kVp, mA 400, -15% density, Frequency rank (RN) = 0, frequency enhancement (RE) = 0.3. Optimal protocol was implemented to patients.

4.4 Result in patient study

4.4.1 Patient information and scanning parameters

65 patients had completed the consent form before conventional chest x-ray examination. The patient data and scanning parameters were shown in Table 4.4

Table 4.4 Patient information and scanning parameters

Case number	Gender(M,F)	Chest thickness(cm)	mAs
1	F	21	2.2
2	F	24	2.6
3	M	22	2.4
4	M	20	2.2
5	M	19	2

Case number	Gender(M,F)	Chest thickness(cm)	mAs
6	M	18	2
7	M	20	2.4
8	F	20	2.2
9	F	18	2
10	M	20	2.2
11	M	16	2
12	F	20	2.2
13	M	23	2.4
14	M	21	2.2
15	M	25	2.4
16	M	20	2.2
17	M	22	2.2
18	M	18	2
19	M	22	2
20	M	25	2.2
21	M	20	2.4
22	M	23	2.4
23	F	16	2
24	F	23	2.4
25	F	18	2
26	M	20	2.4
27	F	30	3.2
28	M	25	2.4
30	M	26	2.8
31	F	25.5	2.4
32	M	27	4
33	M	25	2.2
34	M	22	2.4
35	F	24	2.8
36	F	26	2.4
37	F	32	2.8

Case number	Gender(M,F)	Chest thickness(cm)	mAs
38	M	20	2.4
39	M	14	1.6
40	F	20	2.4
41	F	27	2.4
42	F	28	3.2
43	M	28	4
44	M	30	2.4
45	F	25	2
46	M	26	2.4
47	M	20	2.8
48	F	28	3.2
49	M	28	3.2
50	F	24	2.4
51	F	19	2.4
52	M	24	2.4
53	F	23	3.2
54	M	21	2.8
55	M	20	2.4
56	F	21	3.2
57	F	21	2.8
58	F	32	3.5
59	F	22	2.4
60	F	22	3.2
61	M	17	2.8
62	F	21	2.8
63	F	17	2
64	F	18.5	2
65	F	23	2.4

4.4.2 Radiation dose

Entrance surface dose was calculated using data from quality control of the x-ray equipment and the inverse square law to the thickness of patients. [6]

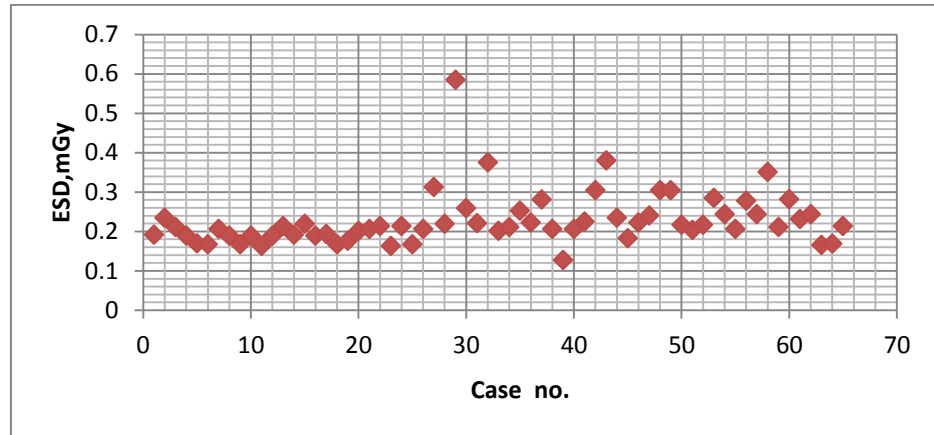


Figure 4.6 Scatter chart of ESD (mGy) of 65 cases.

Table 4.5 Summary of ESD, patient thickness and mAs.

	Average	S.D.	Maximum	Minimum
Patient thickness(cm)	22.63	4.16	35	14
mAs	2.54	0.61	5.6	1.6
ESD(mGy)	0.23	0.07	0.58	0.13

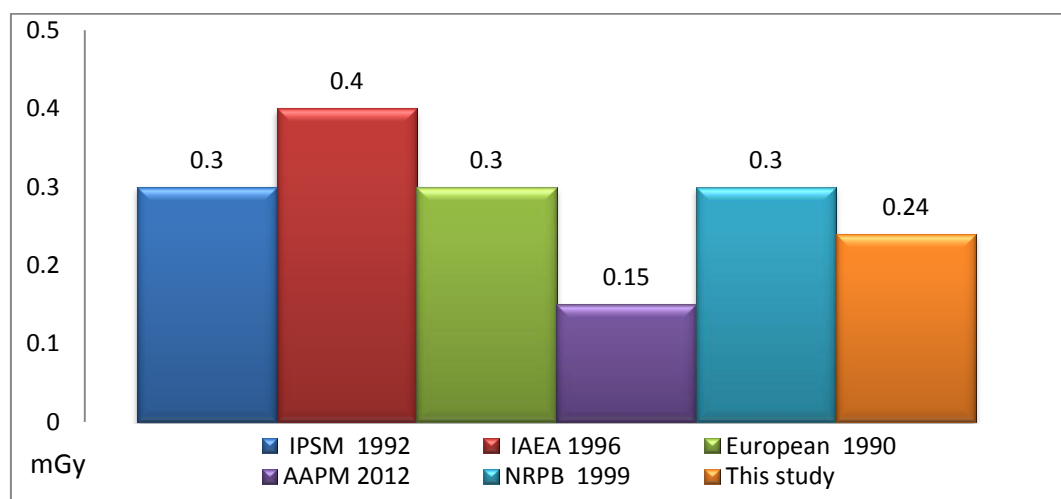


Figure 4.7 Comparison of the ESD values for chest radiography (PA) to international established reference dose values. [12, 19]

4.4.3 Image Quality

4.4.3.1 Qualitative image quality

Qualitative image quality was evaluated by two radiologists from criteria score 3 to 1 as described in the chapter 3. Table 4.6 shows the score from 1 radiologist with high precision.

Table 4.6 Summary of image quality score in 65 patients.

Score			Total
3	2	1	
47(72.4%)	8(12.3%)	10(15.3%)	65

65 patients were scored from 1 radiologist, who detected high precision in phantom study. Score 3, 2, 1 are equal 72.4%, 12.3%, 15.3% respectively.

CHAPTER V

DISCUSSION AND CONCLUSION

5.1 Discussion

The quality control program for x-ray equipment and computed radiography systems are an important role and should be firstly performed. The measured CR Dose was evaluated following the AAPM report No.74 protocol. The results were analyzed for the continued clinical service, including the radiation output, beam quality and image quality which were used in this study. For image quality, the second imaging plate had not been erased completely due to the fact that it had not been routinely used and it reaches the end of life.

Single shot dual energy subtraction image can produce standard, bone, soft-tissue images of the chest. By using the cassette with two imaging plates and thin copper filter between that allows the high photon energy pass only. So, the overlapping structures can be removed from chest radiographs, improve the limitation of chest radiography for nodule detection.

The Lungman phantom N1 with simulated nodules had been used to obtain the optimal protocol. Only 4 nodules, 0.3 cm, 1.0 cm at left lung, 0.8 cm at right lung apex and 1.2 cm at behind rib with 100 HU had been visualized after exposure. As the nodule with 100 HU is similar to the soft-tissue in human, it can be visualized. On the other hand, the nodules with -630 and -800 HU similar to air and constituent of the most of lung cannot be visualized and make the radiologists miss lesions. For nodules having 0.3 and 0.5 cm in diameter with 100 HU, located at the left hilum that is soft-tissue (close to 100 HU) so, they had not been visualized. After filling the internal part in main body of phantom, nodule with 0.3 cm in diameter moved down into left lung, as it is too small and not be able hang on simulated bronchiole. Therefore, it can be visualized because it was located in the area without rib or bone overlying or underlying.

The results of the experimental study in phantom lead to the optimal protocol of kVp 120, mA 400, -15% density, Frequency rank (RN) = 0, frequency enhancement (RE) = 0.3 evaluate from optimization between CNR, image quality score, accuracy of nodule detectability and ESD. Similarly, Shoji Kido [11] obtained single shot dual energy subtraction technique with parameters of frequency rank = 0 and frequency enhancement = 0.3. Image J program was used to obtain CNR by drawing ROI of nodule and background, calculate CNR follow formula in chapter 3. For the high accuracy in drawing ROI only 95% of nodule area was used. The overall qualitative image scored by two radiologists showed fair agreement (weighted kappa value = 0.345). Therefore, image quality scored by radiologist that has more accuracy in detectability size and site of nodule, was used to interpret the results. Increasing kVp from 100 to 130 and % density -15, N, 15 the average ESD was decreasing to 0.277 mGy with 0.017 standard deviation. The ESD was less than the dose reference level (DRL) [12, 19]. Frequency rank (RN) and frequency enhancement (RE) are in spatial control processing and control the sharpness. This method is simpler and faster than methods involved Fourier conversion [20].

Sixty-five patients were studied using optimal protocol from the phantom study. The patient information consists of 36 male and 29 female, average chest thickness was 22.63 cm with maximum and minimum at 35 and 14 cm.

The quantitative nodule detectability by specified number of size at each site of nodule evaluated by two radiologists with the same experience. The observers were allowed to adjust contrast, brightness, window width and level of the image set. Patient information had not been given except gender with no limitation on reading time and in the same environmental.

Image quality score from two radiologists using weighted kappa criteria shows fair agreement because the subtraction images had not been used for interpretation before. For example, in the standard image the nodule cannot be visualized by one radiologist but could be visualized by the other. One radiologist gave the best score because he thought that the subtraction image can help in visualizing the nodule but the other radiologist gave the worst score because he thought that it was an artifact. Therefore, the scoring from two radiologists showed fair agreement.

Image quality evaluated by one radiologist with high detected precision was shown in table 4.6. Score 1 represented 10 % of all image score, because the second imaging plate had not been used and erased completely. Thus, bone and soft-tissue image showed many artifacts that affect details which were significantly degraded subtracted image. However, 85% of score showed the image details were not significantly degraded in subtracted image (from score 2 and 3). Moreover 72.4% of score showed that dual energy subtraction support in the visibility of the detail (from score 3 only). The major factor reducing the image quality is the patient pathology.

The IAEA DRL for chest PA is 0.4 mGy [19], while our patient study, the average ESD was 0.23 mGy with the standard deviation 0.07, the maximum and minimum were 0.58 and 0.13 mGy. Overall ESD was in the range of 0.18 to 0.24 mGy as most patients have similar thickness. However, some patients' chest were thicker and thinner resulting in more and less ESD respectively. Third quartile of ESD was 0.24 mGy, which was less than DRL for internationals established reference dose values. Furthermore, only one patient, 1.53%, had ESD over IAEA DRL for chest PA because of the patient chest thickness which is the major factor influences the ESD. .

In comparison the ESD to other studies, Shoji Kido [14] showed single shot ES (FCR 7000: Fuji computed radiography) with imaging parameters of 100 kVp, 400 mA, 40 msec and ESD 0.384 mGy. Brent K. [13] showed (FCR-101: Fuji computed radiography) with 100 kVp and ESD at 0.26 mGy for 23 cm chest thickness. Our study, the images were obtained (XU-D1: Fuji computed radiography) with parameters 120 kVp, 400 mA, -15% density and ESD at 0.24 mGy. Therefore, the parameter settings in this study are good because the use of high kVp with AEC techniques reduce the dose to patient [18].

The limitations relate to this study are, first of all, the direct measurement of patient dose using the gold standard method of TLD has not been performed, the image quality from patient study had not been analyzed. Patients with relative large mass or multiple nodules included in the study could be easily detected without subtraction images. The differentiation between benign and malignant nodules using this method had not been evaluated.

5.2 Conclusion

The significant improvement of nodule detection by addition the single shot dual energy subtraction chest radiographs the remove of overlapping structures from chest radiography. It is dependent on the different attenuation of tissue at high and low photon energies. As a result the single shot dual energy subtraction chest radiograph can be encouraged the standard chest radiograph in terms of better detection of nodules.

This study has shown the protocol for single shot dual energy subtraction chest radiograph using high kVp and AEC techniques on computed radiography in correlation to phantom and patient studies.

The optimal protocol for this study of kVp 120, mA 400, -15% density, Frequency rank (RN) = 0, frequency enhancement (RE) = 0.3, result in the ESD of 0.24 mGy which was lower than IAEA DRL. The major factor influences ESD is the chest thickness of patients.

In conclusion, the application of single shot dual energy subtraction chest radiographs significantly improves detection of lung nodule by the removal of overlapping structures. The 72.4% of score show that dual energy subtraction aids in the visibility of the detail. The ESD ranges from 0.13 to 0.58 mGy from thin to thick chest thickness. However, the ultimate application of this technology can be used in clinical practice as an enlargement to existing imaging rather than as a replacement.

The exposure table protocol should be posted and implemented regularly to obtain the dose reduction and optimal image quality in single shot dual energy subtraction chest radiographs at Out Patient Department unit of King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society.

REFERENCES

- [1] Medwow safe trade [Internet]. [Updated 2011 July 1; cited 2012 Aug 12]. Computed Radiography (CR) in Radiology Applications. ; [about 2 screens]. Available from: <http://www.medwow.com/articles/computed-radiography/computed-radiography-cr-in-radiology-applications>.
- [2] Kuhlman J E., Collins J., Brooks M N., Yandow D R. and Broderick L.S. Dual-Energy Subtraction Chest Radiograph: What to Look for beyond Calcified Nodules. RadioGraphics 26 (2006): 79 –92.
- [3] McAdams H P., Samei E., Dobbins J., Tourassi G D. and Ravin R E. Recent Advances in Chest Radiography. Radiology (2006): 241.
- [4] American Association of Physicist in Medicine. Report no. 74 quality control in diagnostic radiology, 2002.
- [5] Kashani H., Varon C A., Paul N S., Gang G J., Metter R V. and Yorkston J. Diagnostic Performance of a Prototype Dual-Energy Chest Imaging System: ROC Analysis. Acad Radiol (2009): 1–11.
- [6] Vock P. and Farkas Z S. Dual energy subtraction: Principles and clinical applications. European Journal of Radiology 72 (2009): 231–237.
- [7] MacMahon H., Li F., Engelmann R., Roberts R. and Armato S. Dual energy subtraction and temporal subtraction chest radiography. Thorac Imaging 23 (2008): 77–85.
- [8] Parry R A., Glaze S A. and Archer B R. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Typical Patient Radiation Doses in Diagnostic Radiology. Radiographic 19 (1999): 1289-1302.
- [9] Uffmann M. and Prokop C S. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. European Journal of Radiology 72 (2009): 202–208.
- [10] Seibert J A. Tradeoffs between image quality and dose. Pediatr Radiol 34 (2004):141-234.
- [11] Honey I D., Mackenzie A. and Evans D S. Investigation of optimum energies for chest imaging using film-screen and computed radiography. Radiol 78 (2005): 422 -427

- [12] International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice a web module, 2001.
- [13] Stewart B K. and Huang H K. Single-exposure dual energy computed radiography. Med phys 17 (1990).
- [14] Kido S., Ikezoe J., Naito H., Arisawa J., Tamura T. and Kozuka T. Clinical Evaluation of Pulmonary Nodules with Single-Exposure Dual-Energy Subtraction Chest Radiography with an Iterative Noise-Reduction Algorithm. Radiology 194 (1995): 407-412.
- [15] Ide K., Mogami H., Murakami T., Yasuhara Y., Miyagawa M. and Mochizuki T. Detection of lung cancer using single-exposure dual-energy subtraction chest radiography. Radiat Med 25 (2007): 195–201.
- [16] Hwang H S., Chung M J., Kim S M., Lee J. and Han H. A Comparison between Dual-Exposure Dual-Energy Radiography and Standard Chest Radiography for the Diagnosis of Small Pulmonary Nodules. Korean Radiol Soc 59 (2008):385- 393.
- [17] Kashani H. Development of a high-performance dual energy chest imaging system. Acad Radiol 16 (2009): 464-476.
- [18] International Atomic Energy Agency 2007. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice–Vienna : International Atomic Agency. Technical report series, ISSN 0074-1914; no.457.
- [19] Imaging and Information. Fujifilm user manual (2001).
- [20] Imaging developments at the Radiological Society of North America. Dual energy subtraction for chest radiography (2007).

Appendices

Appendix A: Quality control of CR system

REPORT OF RADIOGRAPHIC SYSTEM PERFORMANCE

General Information

Location:	King Chulalongkorn Memorial Hospital
Date:	13/7/2012
Room number:	7
Manufacturer:	Quantum medical imaging
Model number:	E7254FX
Serial number:	07J210

Checklist

P	General mechanical and electrical condition
P	Tube angle indicator, tube motion and locks
P	Focus to film distance indicator (SID)
P	Field size indicator
P	Congruency of light and radiation fields
N/P	Crosshair centering
P	Focal spot size
N/A	Photo cell consistency
N/P	Bucky/Grid Centering
N/A	Automatic Collimation (PBL)
P	Beam Quality (Half Value Layer)
P	Consistency of exposure (mR/mAs)
P	kVp Accuracy
P	Timer accuracy

P	mA Linearity
N/P	ESE calculations
N/P	Relative radiation wave form
N/P	Exposure repeatability
N/P	Reciprocity

General Condition of Mechanical and Electrical Components

N	Are there any frayed or exposed electrical wires?
N	Could electrical wires interfere with the use of the unit?
N/A	Is there play in the couch when it is locked?
Y	Does it have the freedom of movement it was designed for?
N/A	Is the couch level in tube and perpindicular directions?
N	Is there play in the tube when it is locked?
Y	Does it have the freedom of movement it was designed to have?
Y	Does the visual, and/or, audible beam-on indicator function?
Y	Is the dead man switch installed correctly?

Target to Film Distance Indicator Check (at 40" SID)

SID:	72	Allowable limit =	$\pm 2\%$ SID
Measured distance:	72.5	inches	
Indicated distance:	72	inches	
Radiographically (determined) distance:	-	inches	
% Difference:	0.69%		
Passed or Failed:	Passed		

Motion and Lock Check

	Motion	Locks
Tube Longitudinal:	P	P
Tube Rotate:	P	P
Tube Transverse:	P	P
Tube Vertical:	P	P
Tube Angulate:	P	P
Collimator Jaws:	P	P
Collimator Rotation:	P	P

Field Size Indication

Purpose: to insure that the radiographer can set a desired field size using the light field collimator.

Requirement: +/- 2% SID.

SID: 72 inches

Indicator	Measured	Measured		Pass/
Setting	Longitudinal	Transverse	% Variation	Fail
8 x 8	13 1/2	13	7.64%	Fail
10 x 10	17 1/8	16 5/8	9.90%	Fail

Congruence of Light and Radiation Fields

Purpose: to determine the alignment of the light and radiation fields.

Requirement: alignment to within +/- 2% of indicated SID.

Method: mark corners of light field and compare to radiation field.

SID: 72 inches

Field Size	Light Field Size		Radiation Field Size		% Variation	Pass/ Fail
	Measured	Measured	Measured	Measured		
	Longitudinal	Transverse	Long.	Trans.		
8 x 8	13 1/2	13	12 1/2	11 1/5	2.50%	Fail

Cross Hair Centering

Purpose: to determine if the light field cross hair indicates the central axis of the x-ray beam.

Requirement: must be within +/- 2% of indicated SID.

SID: 72 inches

Deviation between radiation and optical field centers: 3/4

Pass/Fail: **Pass**

Focal Spot Size

Purpose: to determine the size of the focal spot at a known technique with a view to detect degradation of the focal spot.

Method: Siemens star technique.

Set kVp:	80	Set mA:	100	Set time:	0.025
Degree of Star:	2	Large or Small Focal Spot:		L	
Star dimension:					
Actual:	45	Radiographic:	325		
Blurr:	208	Manufacturer specification:		1.2	
Computed Focal Spot Size:		1.167		Meets NEMA:	Y
Set kVp:	80	Set mA:	150	Set time:	0.025
Degree of Star:	2	Large or Small Focal Spot:		S	
Star dimension:					
Actual:	45	Radiographic:	325		
Blurr:	110	Manufacturer specification:		0.6	
Computed Focal Spot Size:		0.617		Meets NEMA:	Y

Beam Quality (Half Value Layer)

Method: set 80 kVp.

Requirement: NCRP #33 recommends not less than 2.3 mmAl at 80 kVp.

Set kVp:	80	Measured kVp:	79.29
----------	----	---------------	-------

Filter (mmAl)	Instrument Reading (uGy)
OPEN	273.5
2	158.3
3	128.9

Calculated HVL: 2.73 mmAl

Exposure Consistency

Purpose: to determine if the exposure is remaining consistent.

Requirement: coefficient of variation should be ≤ 0.05 .

Method: UNFOS MODEL xi.

Set SCD: 26" Set kVp: 80

Set mA: 100 Set time: 0.025 Set mAs: 25

	kVp	Time(ms)	uGy
	79.44	25.7700	272.7
	80.02	25.8800	275.7
	80.13	25.7700	274.9
	81.24	25.8800	274.4
Mean:	80.208	25.8433	274.43
Std. Dev.	0.6512	0.0519	1.0986
C.V.	0.0081	0.0020	0.0040

Pass/Fail: Pass

Timer Accuracy

Requirement: within 10% of set time.

Method: at about 80 kVp, mid-current mA station, record measured time for each time setting.

SCD: 26''	Set kVp: 80	mA: 100
Seconds(set) msec	Measured (milliseconds)	% Variation
1.0000	3.6670	266.70%
10.0000	11.5500	15.50%
50.0000	50.8800	1.76%
100.0000	101.1000	1.10%
500.0000	501.3000	0.26%

mA or mAs Linearity

Method: select 80 kVp and time close to 0.100 ms (1/10 sec) and cycle through all mA stations and record the exposure in uGy.

Requirement: coefficient of variation should not exceed 0.1.

Avg. kVp	mA	Time	mAs	uGy	uGy/mAs	C.V.
80.92	100	0	1.000	78.52	78.520	-0.274
80.07	100	1/20	5.000	688.5	137.700	-0.049
80.21	100	1/10	10.000	1519	151.900	-0.016
80.01	100	4/25	16.000	2509	156.813	-0.006
80.15	100	1/5	20.000	3172	158.600	-0.005
80.16	100	1/4	25.000	4002	160.080	0.095
80.06	100	1/2	50.000	6616	132.320	0.045
80.19	100	4/5	80.000	9679	120.988	-0.151
80.08	100	1	100.000	16400	164.000	-

Global	Mean:	140.102
Global	Std. Dev.:	27.283
Global	C.V.:	0.19474

kVp Linearity

Method: at a mid-current station, vary the kVp from minimum to maximum in steps of 10 kVp. Record the measured kVp.

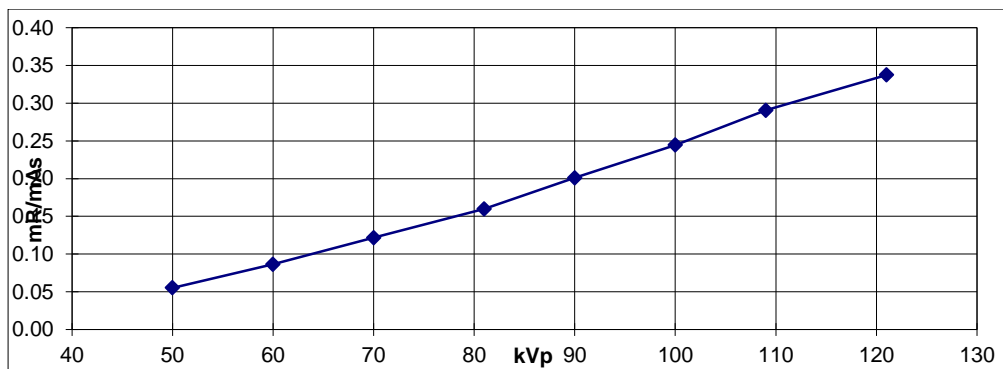
Requirement: the deviation should not exceed 5 kVp or 10% of set kVp, whichever is larger.

Set SCD: 26"

Phase: 3

mA: 100 **Time:** 0.025 **mAs:** 25

Set kVp	Avg.	% Dev.	mGy	mGy/mAs
50	47.89	4.22%	1.38	0.06
60	58.57	2.38%	2.16	0.09
70	69.45	0.79%	3.04	0.12
81	80.04	1.19%	3.99	0.16
90	90.48	0.53%	5.02	0.20
100	101.10	1.10%	6.11	0.24
109	112.00	2.75%	7.26	0.29
121	122.80	1.49%	8.44	0.34



Appendix B: Case record form

Part 1: Phantom study

- Image quality scores (1-5)

Case	Score				
	1	2	3	4	5
1					
2					
....					

- Size and site of nodules

Diameter Site of Nodules	3 mm	5 mm	8 mm	10 mm	12 mm
Behind the heart					
Left hilum					
Right lung apex					
Left lung apex					
Behind rib and clavicle					

Part 2: Patient study

D/M/Y	Study number	Gender	Age	Chest thickness	kVp	mAs	ESD
	1						
	2						
	...						

- Image quality scores (1-5)

Case	Score				
	1	2	3	4	5
1					
2					
....					

Appendix C: Patient information sheet

ชื่อโครงการวิจัย โปรโตคอลที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีปอด โดยใช้เทคนิค Single shot dual-energy subtraction

ผู้สนับสนุนการวิจัย

แพทย์ผู้ทำวิจัย

ชื่อ นางสาวมินตรา แก้วเสมอ

ที่อยู่ 9/104 condo one siam ซ.เกษมสันต์ 3 ถนน พระราม 1 แขวง วังใหม่ เขต ปทุมวัน 10330

เบอร์โทรศัพท์ 084-6173573

(ที่ทำงานและมือถือ)

(แพทย์ผู้ร่วมในโครงการวิจัย)

ชื่อ 1. แพทย์หญิงรังสิมา ศรีตุลาพันธ์

2. นายแพทย์เอกรรณ ชันชื่อ

ที่อยู่ งานรังสีวินิจฉัย รพ.จุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย

เบอร์โทรศัพท์ 02-256-5370

(ที่ทำงานและมือถือ)

เรียน ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยทุกท่าน

ท่านได้รับเชิญให้เข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้เนื่องจากท่านเป็นผู้ที่ได้เข้ารับบริการการถ่ายภาพทางรังสีปอด ของหน่วยงานเอกซเรย์ผู้ป่วยนอก ตึก ภปร. ท่านเป็นผู้ได้รับเชิญจากนักรังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ และรังสีแพทย์ให้เข้าร่วมการศึกษาวิจัยถึงปริมาณรังสีที่ท่านจะได้รับ รวมถึงการประเมินคุณภาพของภาพรังสีภายหลังการเข้ารับบริการการถ่ายภาพทางรังสีปอด ก่อนที่ท่านจะตัดสินใจเข้าร่วมในการศึกษาวิจัยดังกล่าว ขอให้ท่านอ่าน

เอกสารฉบับนี้อาจมีค่าสูง เพื่อให้ท่านได้ทราบถึงเหตุผลและรายละเอียดของการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ เพิ่มเติม กรุณาซักถามจากทีมงานของแพทย์ผู้ทำวิจัย หรือแพทย์ผู้ร่วมทำวิจัยซึ่งจะเป็นผู้สามารถตอบคำถามและให้ความกระจ่างแก่ท่านได้

ท่านสามารถขอคำแนะนำในการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้จากครอบครัว เพื่อน หรือแพทย์ประจำตัวของท่านได้ ท่านมีเวลาอย่างเพียงพอในการตัดสินใจโดยอิสระ ถ้าท่านตัดสินใจแล้วว่า จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ขอให้ท่านลงนามในเอกสารแสดงความยินยอมของโครงการวิจัยนี้

เหตุผลความเป็นมา

ปัจจุบันการตรวจภาพรังสีปอด ได้มีการนำเครื่องมือที่มีเทคโนโลยีสูงเข้ามาช่วยในการบริการการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไปแก่ผู้ป่วยคือเครื่อง Computed Radiography (CR) โดยใช้เทคนิค Single shot dual-energy subtraction มีความสำคัญอย่างยิ่ง เนื่องจากการตรวจที่ไม่ถูกต้องเข้าไปในตัวคนไข้ทำให้ลดอัตราการเสียชีวิตและคุณภาพได้มากกว่าการตรวจหัวใจและหลอดเลือดวิธีเดิม คือการฉีดสีดูหลอดเลือดหัวใจโดยตรง (Conventional Angiography) ทำให้การบริการเป็นไปด้วยความรวดเร็วยิ่งขึ้น สามารถปรับแต่งคุณภาพของภาพรังสีให้พอเหมาะแก่การวินิจฉัยโรคมากยิ่งขึ้น เพื่อให้ลดเวลาในการตรวจและเพิ่มคุณภาพของภาพทำให้การวินิจฉัยมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

ในการนำเทคนิค Single shot dual-energy subtraction มาใช้ในงานการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไปนี้ จะทำการถ่ายภาพรังสีเพียงครั้งเดียวแต่จะได้ภาพรังสีถึง 3 ภาพ ประกอบด้วย 1. ภาพรังสีปอดปกติ (normal chest radiograph) 2. ภาพรังสีปอดที่เน้นภาพของกระดูก (bone image) 3. ภาพรังสีปอดที่เน้นภาพของเนื้อเยื่อ (soft-tissue image)

โดยเมื่อท่านทำการถ่ายภาพรังสีปอดด้วยวิธีปกติแล้ว รังสีแพทย์พบว่าภาพรังสีปอดของท่าน มีแนวโน้มที่จะมีรอยโรคที่อาจจะเป็นก้อนเนื้อออก (nodule) ซึ่งอาจทำให้ความสามารถในการวินิจฉัยโรคของรังสีแพทย์ผิดพลาดได้ ท่านจะต้องทำการถ่ายภาพรังสีปอดอีกครั้งโดยใช้เทคนิค Single-shot dual energy subtraction เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบ คุณภาพของภาพ ความสามารถในการวินิจฉัยของรังสี กับเทคนิคเดิม ทั้งนี้รังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์และรังสีแพทย์ คาดหวังว่าเมื่อใช้เทคนิค Single-shot dual energy subtraction จะสามารถเพิ่มความถูกต้องในการวินิจฉัยโรคของรังสีแพทย์เพื่อลดปัญหาการถ่ายภาพรังสีซ้ำ และการถ่ายภาพรังสีเกินความจำเป็น อันเนื่องมาจากความบกพร่องของเครื่องมือ อุปกรณ์ร่วม และข้อมูลภาพทางรังสีที่ไม่เพียงพอ ซึ่งย่อมเป็นการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับให้น้อยลง อีกทั้งคุณภาพของภาพรังสีที่ยังเป็นที่ยอมรับของรังสีแพทย์และแพทย์ผู้ทำการตรวจรักษา มีการใช้ปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็น ซึ่งเป็นมาตรการป้องกันอันตรายจากรังสีโดยตรงที่ทุกคนและทุกหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับรังสีตระหนักเป็นอย่างดี

วัตถุประสงค์ของการศึกษา

เพื่อศึกษาปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคุณภาพของภาพจากการตรวจภาพรังสีปอด โดยใช้เทคนิค Single shot dual-energy subtraction

หลังจากท่านให้ความยินยอมที่จะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ นักรังสีการแพทย์จำเป็นต้องได้รับข้อมูลเกี่ยวกับท่านก่อนการถ่ายภาพรังสีทั่วไปอันได้แก่ การตรวจสอบอายุ ชั่งน้ำหนัก วัดส่วนสูง และวัดความหนาบริเวณช่วงที่หนาที่สุดของปอด ก่อนเข้ารับบริการการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไป- ในระหว่างการตรวจ ผู้ป่วยต้องปฏิบัติตามคำแนะนำของเจ้าหน้าที่ เช่น การหายใจเข้า-ออก และการกลั้นหายใจ เพื่อให้ได้ภาพที่คมชัด โดยจะใช้เวลาในการเข้าร่วมโครงการประมาณ 5 นาที

จากนั้นผู้วิจัยจะทำการบันทึกค่าปัจจัย (Parameters) ต่างๆที่เกี่ยวข้องในการตรวจเพื่อนำไปประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และนำภาพที่ได้จากการตรวจให้รังสีแพทย์ประเมินคุณภาพของภาพ

ความรับผิดชอบของอาสาสมัครผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

เพื่อให้งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จ ผู้ทำวิจัยใคร่ขอความร่วมมือจากท่าน โดยจะขอให้ท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัยอย่างเคร่งครัด รวมทั้งแจ้งอาการผิดปกติต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นกับท่านระหว่างที่ท่านเข้าร่วมในโครงการวิจัยให้ผู้ทำวิจัยได้รับทราบ

ความเสี่ยงที่อาจได้รับ

เนื่องจากเป็นตรวจวินิจฉัยโดยใช้รังสีเอกซ์ ผู้ป่วยจึงอาจมีความเสี่ยงจากรังสีที่ได้รับ รวมถึงอาการข้างเคียงและความไม่สบายที่ยังไม่มีการรายงานด้วย ดังนั้นระหว่างที่ท่านอยู่ในโครงการวิจัยจะมีการติดตามดูแลสุขภาพของท่านอย่างใกล้ชิด

กรุณาแจ้งผู้ทำวิจัยในกรณีที่พบอาการดังกล่าวข้างต้น หรืออาการอื่น ๆ ที่พบร่วมด้วย ระหว่างที่อยู่ในโครงการวิจัย ถ้ามีการเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับสุขภาพของท่าน ขอให้ท่านรายงานให้ผู้ทำวิจัยทราบโดยเร็ว

ความเสี่ยงที่ไม่ทราบแน่นอน

หากท่านมีข้อสงสัยใดๆ เกี่ยวกับความเสี่ยงที่อาจได้รับจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านสามารถสอบถามจากผู้ทำวิจัยได้ตลอดเวลา

หากมีการค้นพบข้อมูลใหม่ ๆ ที่อาจมีผลต่อความปลอดภัยของท่านในระหว่างที่ท่านเข้าร่วมในโครงการวิจัย ผู้ทำวิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบทันที เพื่อให้ท่านตัดสินใจว่าจะอยู่ในโครงการวิจัยต่อไปหรือจะขอถอนตัวออกจากการวิจัย

การพบแพทย์นอกตารางนัดหมายในกรณีที่เกิดอาการข้างเคียง

หากมีอาการข้างเคียงใด ๆ เกิดขึ้นกับท่าน ขอให้ท่านรีบมาพบแพทย์ที่สถานพยาบาลทันที ถึงแม้ว่าจะอยู่นอกตารางการนัดหมาย เพื่อแพทย์จะได้ประเมินอาการข้างเคียงของท่าน และให้การรักษาที่เหมาะสมทันที หากอาการดังกล่าวเป็นผลจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะไม่เสียค่าใช้จ่าย

ประโยชน์ที่อาจได้รับ

ท่านจะไม่ได้รับประโยชน์ใดๆจากการเข้าร่วมวิจัยครั้งนี้ แต่ท่านจะทราบปริมาณรังสีที่ท่านได้รับในการตรวจในครั้งนี้ และแพทย์ใช้เป็นข้อมูลประเมินผลของรังสีที่อาจเกิดขึ้นกับท่าน ภายหลังจากการเข้าตรวจวินิจฉัยภาพรังสีปอด โดยเทคนิค Single shot dual-energy subtraction ในครั้งนี้ได้ การเข้าร่วมในโครงการวิจัยของท่านครั้งนี้จะลดความรุนแรงของการได้รับปริมาณรังสีที่สูงในผู้ป่วยรายต่อไปที่มาเข้ารับการตรวจและ/หรือการตรวจในครั้งต่อไปของท่านได้ แต่ไม่ได้รับรองว่าสุขภาพของท่านจะต้องดีขึ้นหรือความรุนแรงของโรคจะลดลงอย่างแน่นอน

ข้อปฏิบัติของท่านขณะที่ร่วมในโครงการวิจัย

ขอให้ท่านปฏิบัติตามดังนี้

- ท่านผู้เข้าร่วมการศึกษานี้ เป็นผู้ป่วยที่ต้องมีคำร้องขอเข้ารับการวินิจฉัยด้วยภาพรังสีปอด จากแพทย์ผู้ตรวจท่านนั้น ที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกร่วมด้วยอย่างตามแบบฟอร์มโครงการงานวิจัยที่ได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมแล้ว
- ท่านจะเสียค่าตรวจวินิจฉัยด้วยภาพรังสีเฉพาะในส่วนของภาพรังสีที่แพทย์ผู้ตรวจส่งตรวจท่านนั้น ต้องไม่มีค่าใช้จ่ายใด เพิ่มเติมจากค่าตรวจปกติทั้งสิ้น
- การศึกษานี้เป็นการเก็บข้อมูลที่จำเป็นในการกำหนดปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยที่เข้ารับการวินิจฉัยด้วยภาพรังสีที่พึงปฏิบัติตามปกติวิสัยของการถ่ายภาพรังสีทั่วไป
- การศึกษานี้เป็นการเก็บข้อมูลความบกพร่องที่อาจเกิดขึ้นบนภาพรังสี มิได้เป็นการให้หรือละเว้นการให้สิ่งใดแก่ผู้เข้าร่วมการศึกษาวิจัย
- การศึกษานี้เป็นความพยายามเพิ่มคุณภาพและมาตรฐาน อีกทั้งช่วยยืดอายุการใช้งานเครื่องมือและอุปกรณ์ในการถ่ายภาพรังสีทั่วไป
- ก่อนการถ่ายภาพรังสีปอด ทุกครั้ง ท่านจะได้รับข้อมูลของการถ่ายภาพทางรังสีปอด จากนักรังสีการแพทย์ที่ทำการเก็บข้อมูลตามความเป็นจริง อันได้แก่ จำนวนภาพรังสีที่เกิดขึ้น และวิธีการปฏิบัติตัวระหว่างการรับบริการการถ่ายภาพรังสี

- ในระหว่างการถ่ายภาพรังสีปอด ท่านต้องปฏิบัติตามการแนะนำ ของนักรังสีการแพทย์ผู้ปฏิบัติงาน เพื่อป้องกันการถ่ายภาพรังสีซ้ำ
- กรณีที่ท่านจำเป็นต้องทำการถ่ายภาพรังสีทั่วไปซ้ำ อันเนื่องมาจากสาเหตุใดๆก็ตาม นักรังสีการแพทย์ผู้ปฏิบัติงานจะต้องชี้แจงเหตุผลตามความเป็นจริงแก่ท่านทุกครั้งก่อนทำการถ่ายภาพรังสีทั่วไปซ้ำ
- การเข้าร่วมการศึกษานี้ เป็นไปโดยสมัครใจ ท่านปฏิเสธที่จะเข้าร่วมการศึกษานี้ โดยไม่กระทบต่อการให้บริการการตรวจวินิจฉัยที่ท่านจะได้รับจากนักรังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์และรังสีแพทย์หรือผู้ให้บริการท่านอื่นๆ
- ขอให้ท่านให้ข้อมูลทางการแพทย์ของท่านทั้งในอดีต และปัจจุบัน แก่ผู้ทำวิจัยด้วยความสัตย์จริง
- ขอให้ท่านแจ้งให้ผู้ทำวิจัยทราบความผิดปกติที่เกิดขึ้นระหว่างที่ท่านร่วมใน โครงการวิจัย

อันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมในโครงการวิจัยและความรับผิดชอบของผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย

หากพบอันตรายที่เกิดขึ้นจากการวิจัย ท่านจะได้รับการรักษาอย่างเหมาะสมทันที หากพิสูจน์ได้ว่าท่านปฏิบัติตามคำแนะนำของทีมผู้ทำวิจัยแล้ว ผู้ทำวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัยยินดีจะรับผิดชอบค่าใช้จ่ายในการรักษาพยาบาลของท่าน และการลงนามในเอกสารให้ความยินยอม ไม่ได้หมายความว่าท่านได้ละสิทธิทางกฎหมายตามปกติที่ท่านพึงมี

ในกรณีที่ท่านได้รับอันตรายใด ๆ หรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับ โครงการวิจัย ท่านสามารถ

ติดต่อกับผู้ทำวิจัยคือ นางสาวมินตรา แก้วเสมอ ได้ตลอด 24 ชั่วโมง

ค่าใช้จ่ายของท่านในการเข้าร่วมการวิจัย

ท่านไม่ต้องเสียค่าใช้จ่ายใดๆ ในการวัดค่าปริมาตรรังสีดังกล่าว

การเข้าร่วมและการสิ้นสุดการเข้าร่วมโครงการวิจัย

การเข้าร่วมในโครงการวิจัยครั้งนี้เป็นไปโดยความสมัครใจ หากท่านไม่สมัครใจจะเข้าร่วมการศึกษาแล้ว ท่านสามารถถอนตัวได้ตลอดเวลา การขอลงตัวออกจากโครงการวิจัยจะไม่มีผลต่อการดูแลรักษาโรคของท่านแต่อย่างใด

ผู้ทำวิจัยอาจถอนท่านออกจากการเข้าร่วมการวิจัย เพื่อเหตุผลด้านความปลอดภัยของท่าน หรือเมื่อผู้สนับสนุนการวิจัยยุติการดำเนินงานวิจัย หรือ ในกรณีดังต่อไปนี้

- ท่านไม่สามารถปฏิบัติตามคำแนะนำของผู้ทำวิจัย
- ท่านตั้งครรภ์ระหว่างที่เข้าร่วมโครงการวิจัย

การปกป้องรักษาข้อมูลความลับของอาสาสมัคร

ข้อมูลที่ท่านนำไปสู่การเปิดเผยตัวท่าน จะได้รับการปกปิดและจะไม่เปิดเผยแก่สาธารณชน ในกรณีที่ผลการวิจัยได้รับการตีพิมพ์ ชื่อและที่อยู่ของท่านจะต้องได้รับการปกปิดอยู่เสมอ โดยจะใช้เฉพาะรหัสประจำโครงการวิจัยของท่าน

จากการลงนามยินยอมของท่านผู้ทำวิจัย และผู้สนับสนุนการวิจัยสามารถเข้าไปตรวจสอบบันทึกข้อมูลทางการแพทย์ของท่านได้แม้จะสิ้นสุดโครงการวิจัยแล้วก็ตาม หากท่านต้องการยกเลิกการให้สิทธิ์ดังกล่าว ท่านสามารถแจ้ง หรือเขียนบันทึกขอยกเลิกการให้คำยินยอม โดยส่งไปที่ นางสาว มินตรา แก้วเสมอ 9/104 condo one siam ซ.เกษมสันต์ 3 ถนน พระราม 1 แขวง วังใหม่ เขต ปทุมวัน 10330 และท่านสามารถติดต่อผู้วิจัยได้ 24 ชั่วโมงที่หมายเลข 084-6173573

หากท่านขอยกเลิกการให้คำยินยอมหลังจากที่ท่านได้เข้าร่วมโครงการวิจัยแล้ว ข้อมูลส่วนตัวของท่านจะไม่ถูกบันทึกเพิ่มเติม ใดๆก็ตาม ข้อมูลอื่น ๆ ของท่านอาจถูกนำมาใช้เพื่อประเมินผลการวิจัย และท่านจะไม่สามารถกลับมาเข้าร่วมในโครงการนี้ได้อีก ทั้งนี้เนื่องจากข้อมูลของท่านที่จำเป็นสำหรับการวิจัยไม่ได้ถูกบันทึก

จากการลงนามยินยอมของท่านแพทย์ผู้ทำวิจัยสามารถบอกรายละเอียดของท่านที่เกี่ยวกับการเข้าร่วมโครงการวิจัยนี้ให้แก่แพทย์ผู้รักษาท่านได้

สิทธิของผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย

ในฐานะที่ท่านเป็นผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัย ท่านจะมีสิทธิ์ดังต่อไปนี้

1. ท่านจะได้รับทราบถึงลักษณะและวัตถุประสงค์ของการวิจัยในครั้งนี้
2. ท่านจะได้รับการอธิบายเกี่ยวกับระเบียบวิธีการของการวิจัยทางการแพทย์ รวมทั้งยาและอุปกรณ์ที่ใช้ในการวิจัยครั้งนี้
3. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงความเสี่ยงและความไม่สบายที่จะได้รับจากการวิจัย
4. ท่านจะได้รับการอธิบายถึงประโยชน์ที่ท่านอาจจะได้รับจากการวิจัย
5. ท่านจะได้รับการเปิดเผยถึงทางเลือกในการรักษาด้วยวิธีอื่น ยา หรืออุปกรณ์ซึ่งมีผลดีต่อท่านรวมทั้งประโยชน์และความเสี่ยงที่ท่านอาจได้รับ

6. ท่านจะได้รับทราบแนวทางในการรักษา ในกรณีที่พบโรคแทรกซ้อนภายหลังการเข้าร่วมในโครงการวิจัย
7. ท่านจะมีโอกาสได้ซักถามเกี่ยวกับงานวิจัยหรือขั้นตอนที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
8. ท่านจะได้รับทราบว่าการยินยอมเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้ ท่านสามารถขอลอนตัวจากโครงการเมื่อไรก็ได้ โดยผู้เข้าร่วมในโครงการวิจัยสามารถขอลอนตัวจากโครงการโดยไม่ได้รับผลกระทบใด ๆ ทั้งสิ้น
9. ท่านจะได้รับสำเนาเอกสารใบยินยอมที่มีทั้งลายเซ็นและวันที่
10. ท่านจะได้โอกาสในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยหรือไม่ก็ได้ โดยปราศจากการใช้อิทธิพล บังคับข่มขู่ หรือการหลอกลวง
11. หากท่านไม่ได้รับการชดเชยอันควรต่อการบาดเจ็บหรือเจ็บป่วยที่เกิดขึ้นโดยตรงจากการวิจัย หรือท่านไม่ได้รับการปฏิบัติตามที่ปรากฏในเอกสารข้อมูลคำอธิบายสำหรับผู้เข้าร่วมในการวิจัย ท่านสามารถร้องเรียนได้ที่ คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตึกอำนวยการ ชั้น 3 โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ถนนพระราม 4 ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 โทร 0-2256-4455 ต่อ 14, 15 ในเวลาราชการ

ขอขอบคุณในการร่วมมือของท่านมา ณ ที่นี้

(.....)

นางสาวมินตรา แก้วเสมอ

ผู้วิจัย

VITAE

NAME	Miss Mintra Keawsamur
SEX	Female
NATIONALITY	Thai
DATE OF BIRTH	27 June 1989
PLACE OF BIRTH	Lampang
INSTITUTIONS ATTENDED	Mahidol University, 2010: Bachelor of Science (Radiological Technology)
ADDRESS	463 Moo 9 Tambon. Chompoo Amphor. Maung Lampang 52000 Tel. 084-6173573