

ปริมาณรังสีในซีที

Radiation dose in CT

เพชรกร หาญพานิชย์

ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

ตารางแสดงปริมาณรังสีที่อวัยวะดูดกลืน (Absorbed dose) และปริมาณรังสีที่ได้รับทั้งหมด (Effective dose) ในอวัยวะตามการตรวจชนิดต่างๆ

X-ray Examination (mSv)	Absorbed dose (mGy)					Effective dose (mSv)
	Bone marrow	Breasts	Uterus	Thyroid	Gonads	
Chest	0.04	0.09	-	0.02	-	0.04
CT Chest	5.9	21	0.06	2.3	0.08	7.8
Skull	0.2	-	-	0.4	-	0.1
CT brain	2.7	0.03	-	1.9	-	1.8
Pelvis	0.2	0.03	1.7	-	1.2,4.6	1.1
CT pelvis	5.6	3.9	26	-	3.6,4.3	7.1
BE	8.2	0.7	16	0.2	16,3.4	8.7
Mammo	-	2	-	-	-	0.1

Source : A National Survey of Doses to Patients Undergoing a Selection of Routine X-ray Examination in English Hospital (NRPB-R200,1986) and Survey of CT

วัตถุประสงค์

เพื่อแก้เปลี่ยนเรียนรู้และร่วมกัน
เสนอแนวทางในการลดปริมาณรังสี
จากการตรวจด้วยซีที

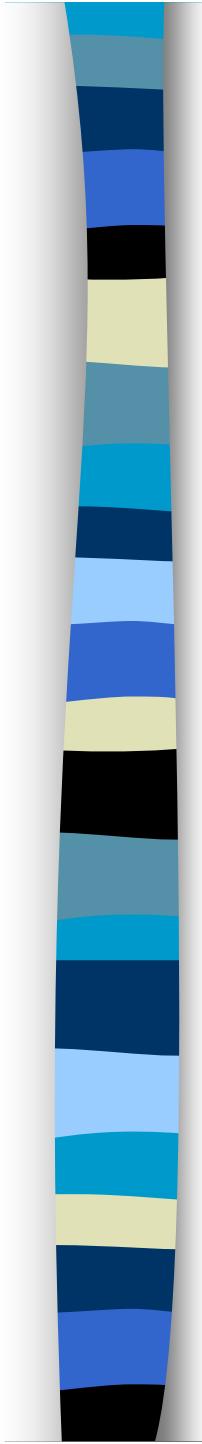
นิยามที่เกี่ยวข้อง

■ CT Dose Index (CTDI) หมายถึง ปริมาณรังสีที่ได้จากการตรวจวัดด้วยหัววัดรังสีในแบบจำลอง (CTDI acrylic Phantom) ตามมาตรฐาน IEC 60601-2-44 ซึ่งมีขนาด 16 และ 32 inch เจาะรูจำนวน 5 รู อยู่ที่ตำแหน่งจุดกึ่งกลาง (center) 1 รู และตำแหน่งผิว (periphery) บริเวณทิศทั้งสี่ของแบบจำลอง 4 รู เนื่องจากการวัดปริมาณรังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ไม่สามารถวัดได้โดยตรงในผู้ป่วย





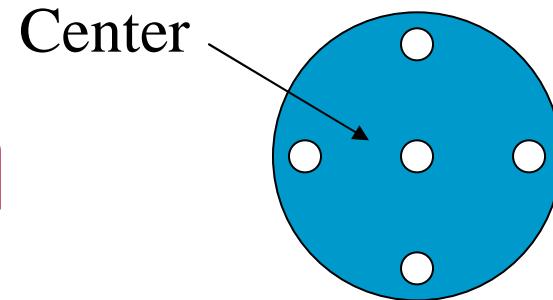
ทำไมต้องวัดหลายตำแหน่ง?



วัดปริมาณรังสีที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ
phantom ค่าที่ได้เรียกว่า
CTDI center : CTDIc

วัดปริมาณรังสีที่ตำแหน่งขอบของ
แบบจำลอง phantom ค่าที่ได้เรียกว่า
CTDI periphery : CTDIp

นิยามที่เกี่ยวข้อง



- CTDI_w หมายถึง ปริมาณรังสีรวมที่วัดได้จาก จุดต่างๆ ของแบบจำลอง ดังสมการ

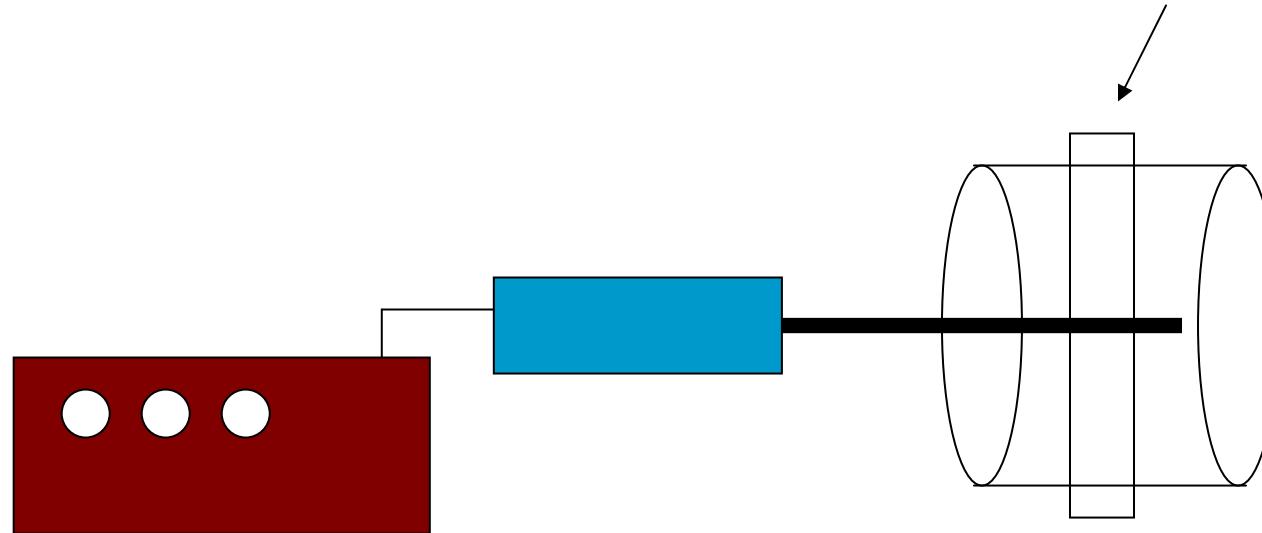
$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{ CTDI}_{100} (\text{c}) + \frac{2}{3} \text{ CTDI}_{100} (\text{p})$$

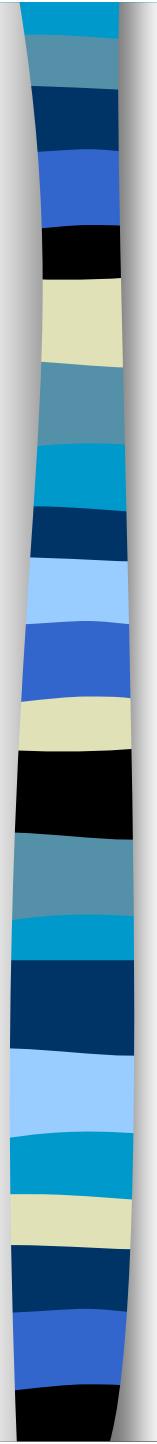
ซึ่งค่าที่ได้จะใช้เป็นค่าเฉลี่ยโดยประมาณของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจด้วยซีที

$$\text{CTDI}_w = 0.33 \text{ CTDI}_c + 0.67 \text{ CTDI}_p$$

นิยามที่เกี่ยวข้อง

- CTDI₁₀₀ หมายถึง การวัดปริมาณรังสีที่ใช้ CTDI Phantom ในพื้นที่ 100 mm.

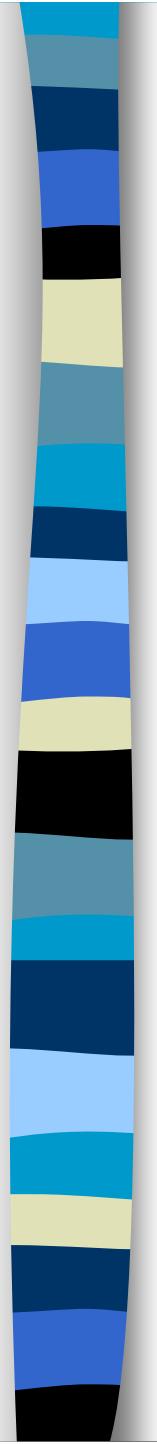




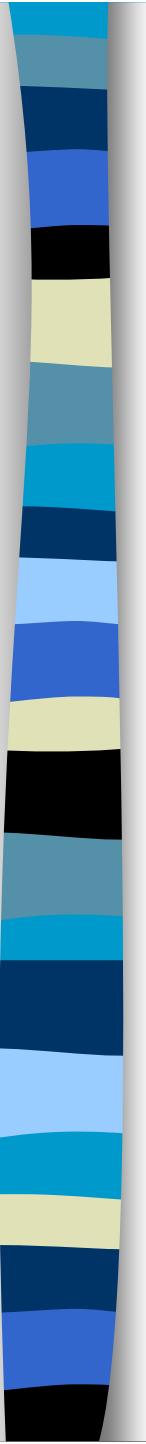
นิยามที่เกี่ยวข้อง

- CTDI_{vol} หมายถึง การวัดปริมาณรังสีที่ใช้ CTDI Phantom ในพื้นที่ที่สนใจ
- ค่า CTDI volume ได้มาจากการคำนวณด้วย pitch ratio (P) ดังสมการ

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_{\text{w}} / \text{Pitch}$$



ค่า CTDI_{vol} เป็นค่า absorbed dose
ระหว่างการตรวจ CT scan ของถึง
ปริมาณของพลังงานที่สะสมใน 1 unit
mass ของร่างกาย เป็นปริมาณรังสีเฉลี่ย
ใน scan volume ซึ่งเป็นผลมาจากการ
กำหนดค่า CT parameters ที่ใช้ในการ
ตรวจครั้งนั้นๆ



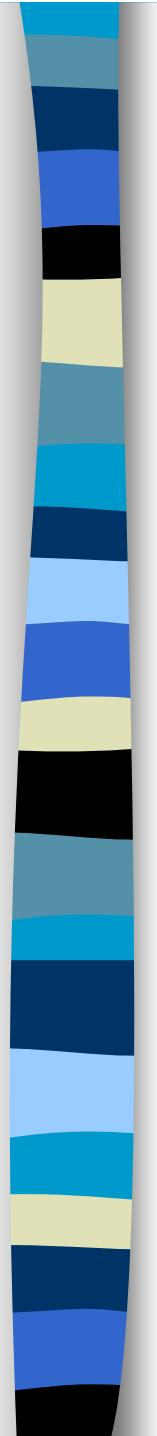
นิยามที่เกี่ยวข้อง

- Dose Length Product (DLP) หรือ CTDI_{vol} หมายถึง ปริมาณรังสีดูดกลืนที่วัดตามความยาวที่ใช้ในการตรวจแต่ละครั้ง
- $\text{DLP} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times \text{Scan length}$
- หน่วยที่ใช้ คือ mGy.cm



แต่เมื่อนำมาใช้การประเมิน
ความเสี่ยงจากรังสีที่ได้รับ^ก
เราจะศึกษาจาก

Effective dose



Effective dose = DLP x age_scc

**age_scc = Age specified
conversion coefficient**

ค่า conversion coefficient สำหรับแต่ละช่วงอายุและต่อไปนี้เป็นผลการตรวจ CT scan

บริเวณการตรวจ	Conversion coefficient ($\text{mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1}$)				
	เด็ก ^a			ผู้ใหญ่ ^b	
	ทารกแรกเกิด	1 ปี	5 ปี	10 ปี	15 ปีขึ้นไป (70 กก)
ศีรษะ	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
คอ	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
ศีรษะและลำคอ	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
ทรวงอก	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
ช่องท้อง/ เนื้องอก	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
อกและท้อง	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

^a ข้อมูลจาก 16-cm diameter phantom

^b ข้อมูลจาก 16-cm phantom สำหรับการตรวจศีรษะและลำคอ ข้อมูลจาก 32-cm phantom สำหรับการตรวจลำตัว

*ในตารางนี้ อายุที่แบ่งไว้ตามของ Thomas KE 2008, ในบาง article จะแยกกลุ่มอายุที่ต่างกันออกไป [Fujii K, Aoyama T, Kawamura CY, Koyama S, Yamauchi M, Ko S, et al. Radiation dose evaluation in 64-slice CT

examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. British J Radiol 2009;82:1010-1018.] ใช้เด็ก 5 กลุ่มอายุ คือ Newborn = 0-1 เดือน, 1 ปี = 1 เดือน ถึง 1 ปี 11 เดือน, 5 ปี = 2 ปี ถึง 5 ปี 11 เดือน,

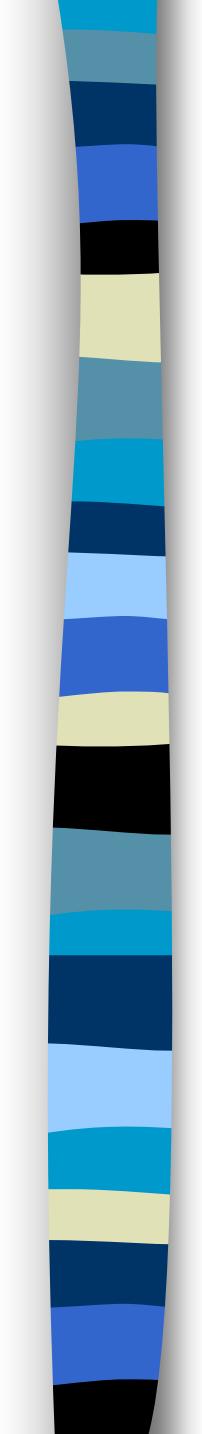
10 ปี = 6 ปี ถึง 10 ปี 11 เดือน, 15 ปี = 11 ปี ถึง 15 ปี, หรือบาง article จะบอกเพียงว่า newborn, 1 ปี, 5 ปี, 10 ปี, 15 ปี โดยไม่บอกช่วงอายุว่าเป็นแบบ Thomas หรือ Yang

CT head with and without contrast

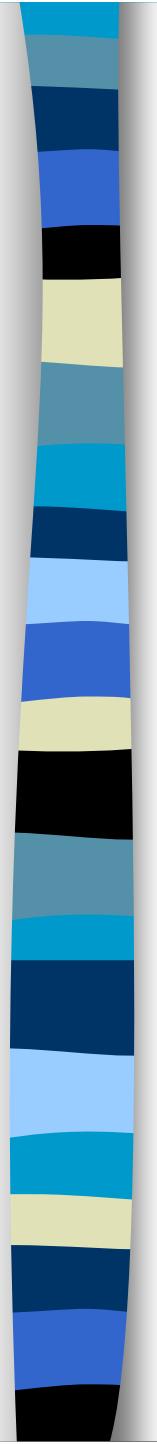
	Scan	kV	mAs	CTDIw	DLP	TI	cSL
Topogram	1	120					1.0
Skull base	2-15	120	300	60	350	2.8	1.0
Cerebrum	13-25	120	300	58	450	1	8.0

การคำนวณในตัวอย่าง

วิธีคำนวณ effective dose นั้น ใช้เพียงค่า DLP โดยให้นำค่า DLP มารวมกันได้เลย เพราะเป็นการตรวจ head ในทุก scan จะได้ sum DLP = 350+450 = 800 แล้วนำ conversion factor ในตาราง Conversion coefficient สำหรับการตรวจศีรษะในผู้ใหญ่ คือค่า 0.0021 มาคูณ จะได้ค่า effective dose = $800 \times 0.0021 = 1.68 \text{ mSv}$



แนวทาง การลดปริมาณรังสี จากการตรวจ



ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับ

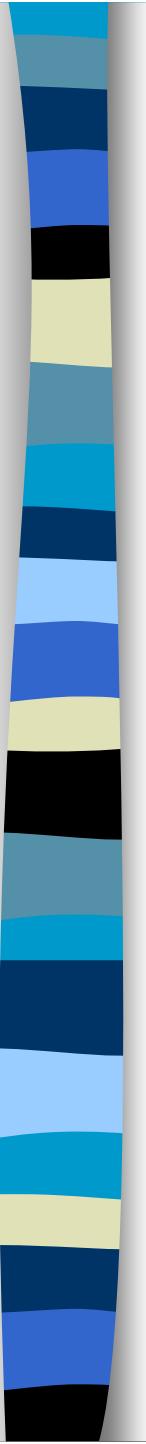
1. ค่าศักย์ด้าไฟฟ้า (kV)

ค่าศักย์ด้าไฟฟ้าที่แตกต่างกัน

ย่อมมีผลให้ปริมาณรังสีดูดกลืนของ
อวัยวะที่ได้รับแตกต่างกัน

$$\text{Effective dose} = \text{kV}^2 \times \text{mAs}$$





แสดงค่าความสัมพันธ์ของ CTDI_w ต่อ mAs

สำหรับการตรวจด้วยเครื่อง SOMATOM Volume Zoom
เมื่อใช้ค่าศักย์ดาไฟฟ้าที่แตกต่างกัน

Collimation 4 x 2.5 mm

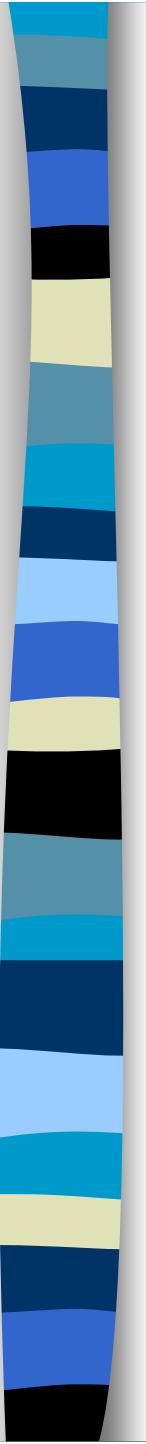
kV	80 kV	120 kV	140 kV
----	-------	--------	--------

CDTI (mGy)	20.60	55	75.80	200 mAs
------------	-------	----	-------	---------

	32.96	88	121.28	320 mAs
--	-------	----	--------	---------

	37%	100%	136%
--	-----	------	------

ดังนั้นอันตรายจากการซึ่งสีที่ผู้ป่วยมีโอกาสได้รับ
ขึ้นกับอวัยวะที่ตรวจ เช่น สมอง ห้องท้อง ระบบสืบพันธุ์



ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับ

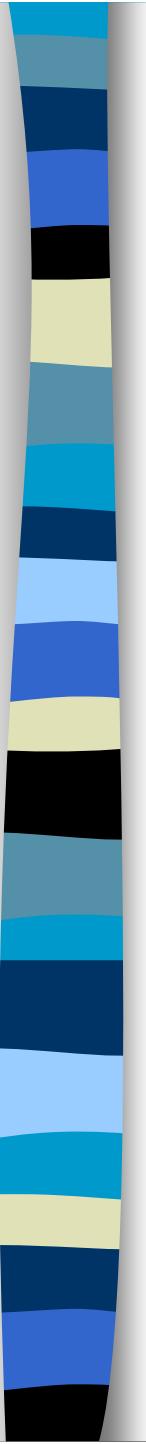
■ 2. Slice Collimation คือ ขนาดของ

Slice Collimation (Slice thickness)

ขนาดเล็กปริมาณรังสีดูดกลืนจะเพิ่ม

แสดงค่าความสัมพันธ์ของ CTDI_{w} 300 mAsสำหรับ
การตรวจด้วยเครื่อง SOMATOM Volume Zoom
เมื่อใช้ Slice Collimation ที่แตกต่างกันต่อพื้นที่การ
ตรวจเท่ากัน

kV	Collimation			
	8	2.5	1	0.5 mm
CTDI_{w}	61.5	68.10	82.50	146.70 mGy
	100	110	134	238 %



ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับ

**3. Scan Time ก็อ ปริมาณรังสีดูดกัดนิ่งจะ<sup>มากขึ้นตามระยะเวลาที่ใช้ในการตรวจ
แต่ละครั้ง</sup>**

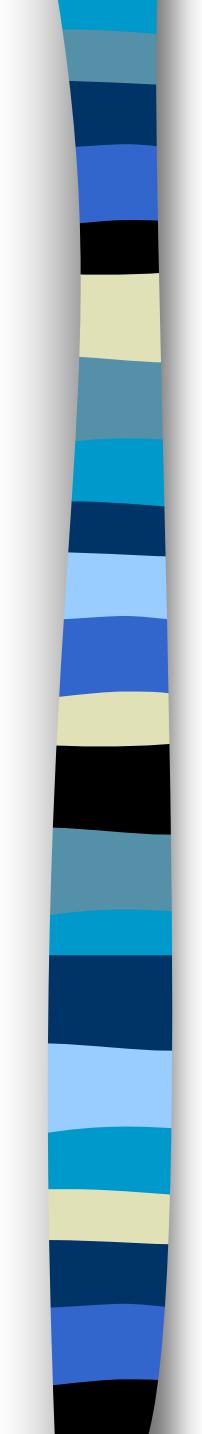


แสดงค่าความสัมพันธ์ของ CTDI_w สำหรับการตรวจด้วยเครื่อง SOMATOM Volume Zoom เมื่อใช้ pitch และเวลาในการตรวจแตกต่างกัน

total scan time at 120 kV 120 mAs

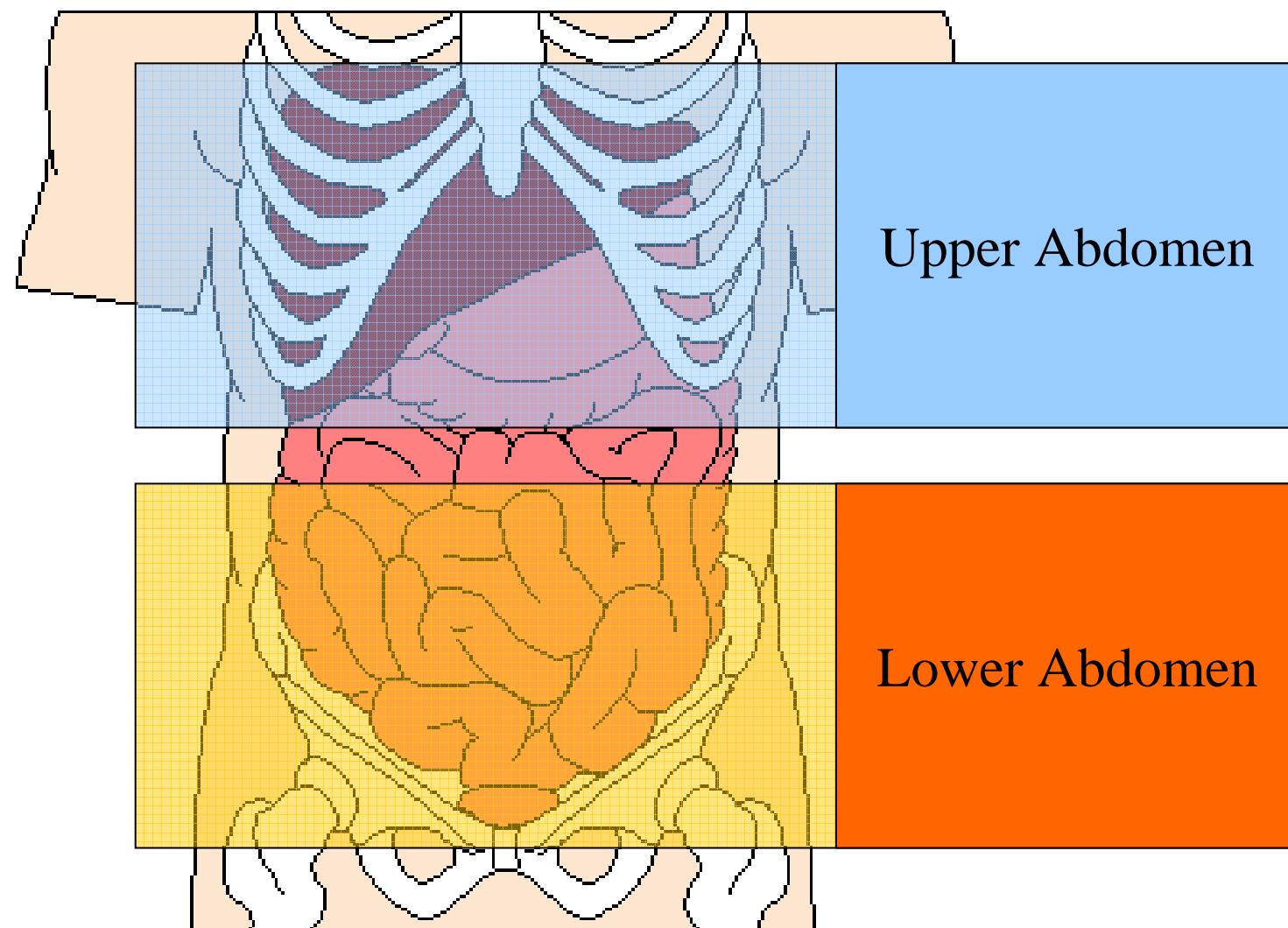
7.79 sec 34.63 sec

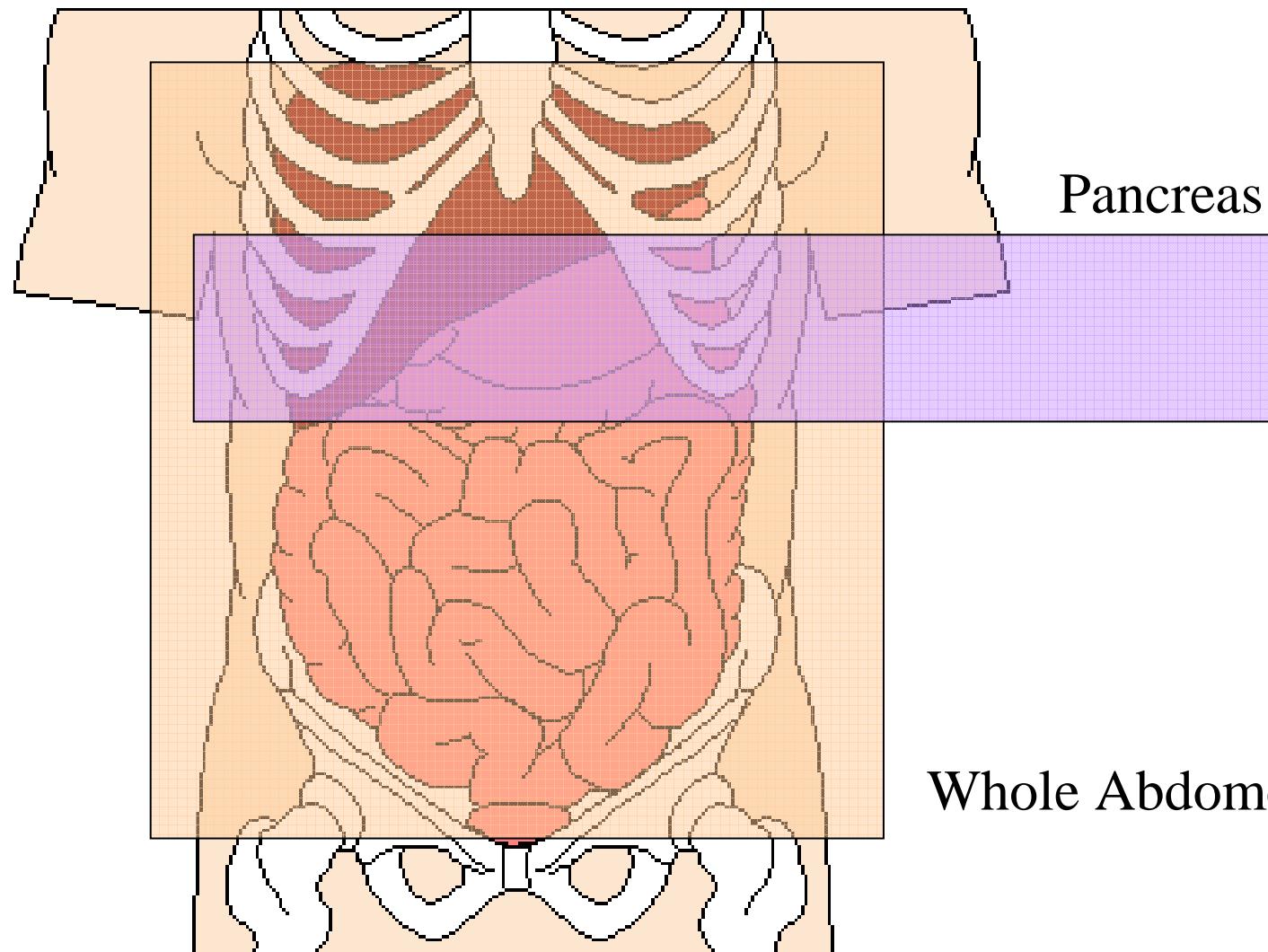
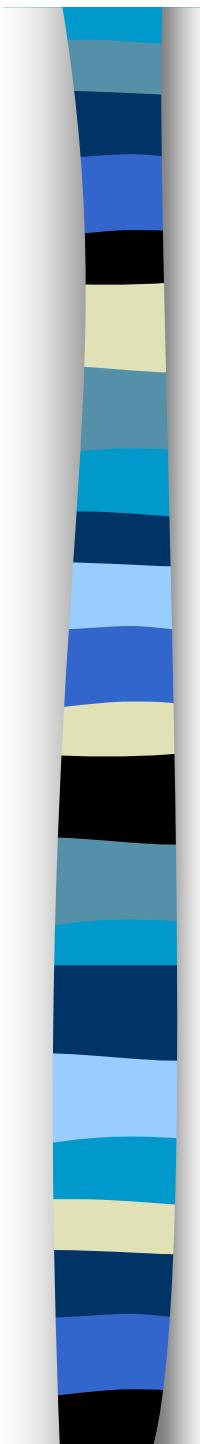
CTDI_w **10.32** **13.68** mGy



ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีดูดกลืน ที่ผู้ป่วยได้รับ

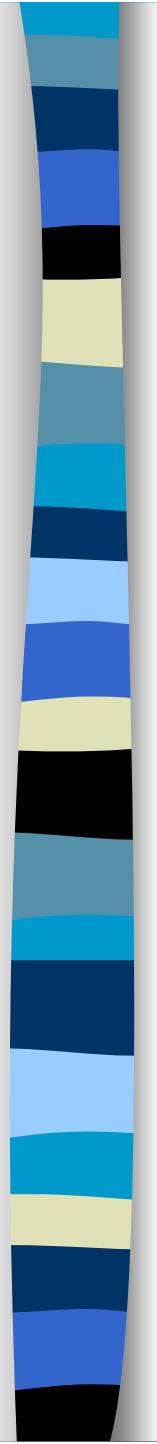
4. Scan range กือ ปริมาณรังสีดูดกลืนจะเพิ่มมากขึ้น เมื่อพื้นที่ในการตรวจเพิ่มขึ้น
แต่ความเสี่ยงที่ผู้ป่วยจะได้รับอันตรายจากรังสีจะแตกต่างกันขึ้นกับอวัยวะที่ตรวจ





Whole Abdomens

Pancreas



แนวทางในการลดปริมาณรังสี จากการตรวจซีที

1. กำหนดพื้นที่การตรวจให้เหมาะสม

ตรวจในพื้นที่ที่ต้องการหรือสนใจเท่านั้น
 เช่น ลดพื้นที่ในการ Scout หรือ
Topogram

Name:KANHA K. M80Y/B#62

ID:EJ 6300/BRAIN

Dob:1922.03.07

Date:2002.03.07

Time:10:00:25

No.:1

x 1.4

H

Inst:SRINAGARIND HOSPITAL

Model\Volume Zoom

I



GT:0.00

SL:-1.00

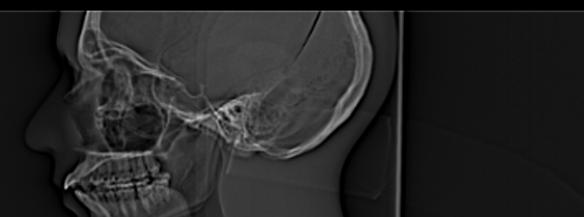
ST:1.00

F

C : 00051

W : 00500

A



GT:0.00

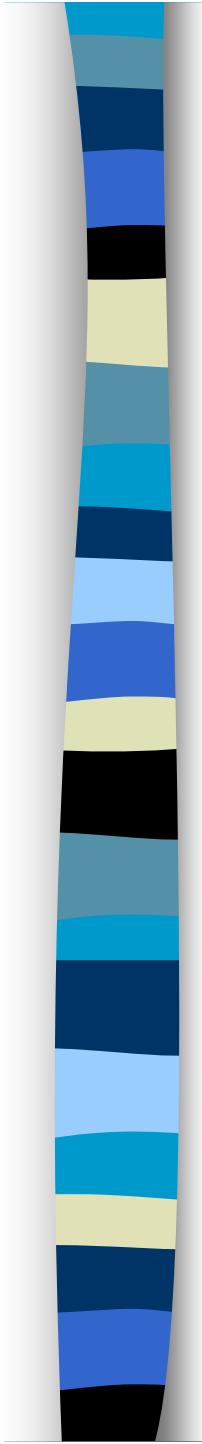
SL:1.00

ST:1.00

C : 00140

W : 00465

F



แนวทางในการลดปริมาณรังสี จากการตรวจซีที

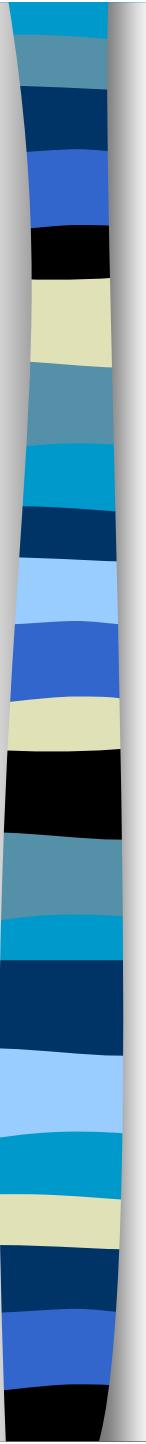
2. ลดค่า kV และ mAs ที่ใช้ในการตรวจ

- ในการตรวจ Scout หรือ Tomogram
- สำหรับการตรวจในผู้ป่วยเด็ก โดยกำหนดตามอายุและน้ำหนัก



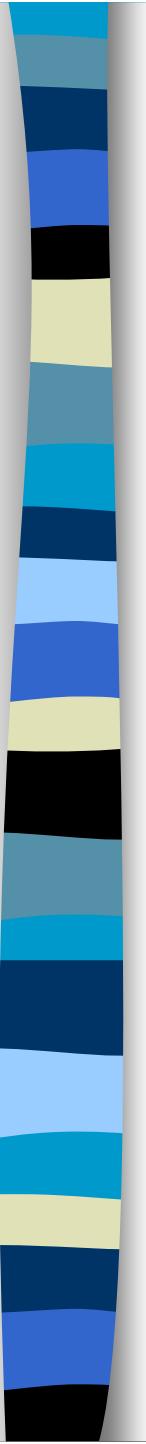
แสดง kV และ mAs สำหรับการตรวจ Scout หรือ Topogram ของศีรษะ

Exposure	Head	เก่า	ใหม่
	kV	80	80
	mAs	80	50



แสดงการใช้ kV , mAs และ CTDI_w สำหรับการตรวจครีมิยะ ผู้ป่วยเด็กช่วงอายุต่างๆ

ช่วงอายุ	kV	mAs	CTDI _w (mGy)
< 6 M	120	70	16.02
6 M – 3 Y	120	110	25.03
3 Y – 6 Y	120	160	36.43



แสดงการใช้ kV, mAs และ CTDI_w การตรวจช่องท้องในผู้ป่วยเด็กขนาดน้ำหนักต่างๆ

ช่วงน้ำหนัก	kV	mAs	CTDI _w (mGy)
<15 kg	120	15	1.43
15 – 24 kg	120	20	1.88
25 – 34 kg	120	30	2.82
35 – 44 kg	120	50	4.7
45 – 54 kg	120	70	6.58

แนวทางในการลดปริมาณรังสี

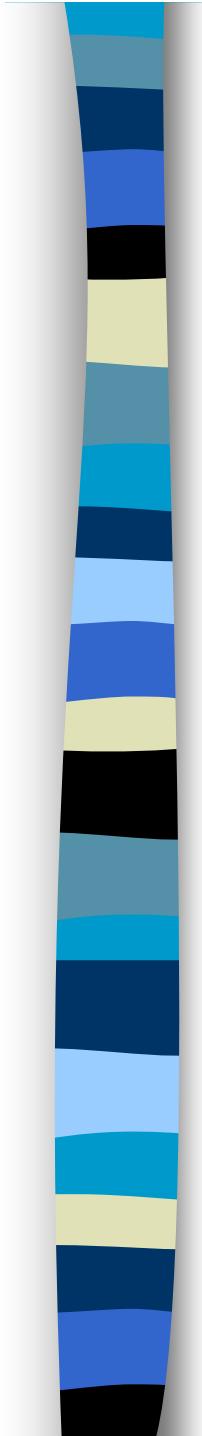
จากการตรวจซีที

3. กำหนด Portocol ที่ใช้ในการตรวจให้เหมาะสม

โดยความร่วมมือระหว่างรังสีแพทย์กับรังสีเทคนิค เช่น การตรวจสอบวัยวะที่มีขนาดเล็ก

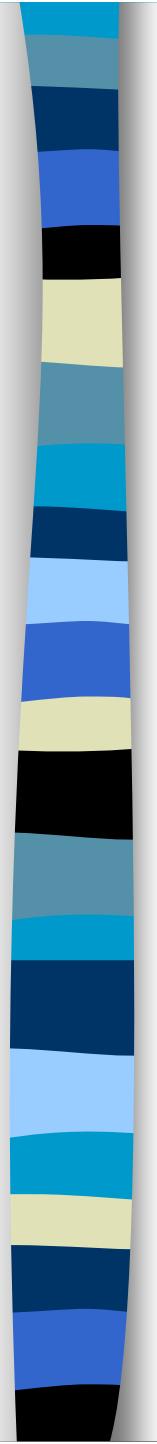
หรือการตรวจ CTA

โดยการใช้ Slice Colimation ที่มีขนาดเล็ก
พอเหมาะสม ไม่เล็กจนเกินไป



แนวทางในการลดปริมาณรังสี จากการตรวจซีที

ถ้าเป็น Spiral CT กำหนด Pitch ที่ใช้ในการ
ตรวจให้เหมาะสม



สรุป

แนวทางในการลดปริมาณรังสี

1. กำหนดพื้นที่การตรวจให้เหมาะสม
2. ลดค่า Exposure factors ที่ใช้ในการตรวจ
3. กำหนด Portocol ร่วมกันระหว่าง
รังสีแพทย์และรังสีเทคนิค

โดยคำนึงถึงคุณภาพของภาพที่ได้เพื่อการ
วินิจฉัยที่มีคุณภาพด้วย

បរណាណក្រម

1. Thomas KE, Wang B. Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. *Pediat Radiol* 2008; 38: 645-656
2. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 2008;248:995-1003.
3. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *BJR* 2006;79:968-980.
4. Huda W, Ogden KM. Computing effective doses to pediatric patients undergoing body CT examinations. *Pediatr Radiol* 2008;38:415-423.
5. Shrimpton PC. Assessment of patient dose in CT. Chilton, NRPB-PE/1/2004. Also published as appendix C of the 2004 CT quality criteria at http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm, at http://www.msct.info/CT_Quality_Criteria.htm [accessed 5 May 2006]
6. Theocharopoulos N, Perisinakis K, Damilakis J, Karampektos S, Gourtsoyiannis N. Dosimetric characteristics of a 16-slice computed tomography scanner. *Eur Radiol* 2006;16:2575-2585.
7. Fujii K, Aoyama T, Kawamura CY, Koyama S, Yamauchi M, Ko S, et al. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. *British J Radiol* 2009;82:1010-1018.
8. Yang DH, Goo HW. Pediatric 16-slice CT protocols: radiation dose and image quality. *J Korean Radiol Soc* 2008;59:333-347.
9. Committee to assess health risks from exposure to low levels of ionizing radiation, National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. BEIR VII phase 2. National Academics Press, Washington DC 2006
10. រោងភូមិ ពីរីនវគ្គន៍ ផែកសារប្រកបការសុំ **Calculating effective dose from CT**