

# ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบการถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล

## An exposure indicator in digital radiography systems

ธัญรัตน์ ชูศิลป์\* • ฐิติพงษ์ แก้วเหล็ก

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Thunyarat Chusin\* • Titipong Kaewlek

Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok 65000, Thailand

\*Correspondence to: thunyaratc@nu.ac.th

*Thai J Rad Tech 2018;43(1):21-28*

### บทคัดย่อ:

ระบบการสร้างภาพรังสีดิจิทัลถูกนำมาใช้งานทดแทนระบบฟิล์ม-สกรีน เพราะมีข้อดีคือช่วยลดระยะเวลาการทำงานและสามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้โดยระบบและผู้ใช้ ซึ่งต่อมาผู้ผลิตระบบสร้างภาพรังสีดิจิทัลได้พัฒนาตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี เพื่อให้ผู้ใช้สามารถประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้ อย่างไรก็ตามตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีที่ได้จากผู้ผลิตแต่ละรายมีความแตกต่างกันและได้มีการกำหนดค่าเฉพาะของตนไว้ จึงทำให้ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีมีความหลากหลายทั้งนิยามและวิธีการได้มา บทความนี้จึงได้สรุปนิยามและวิธีการได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี ปัจจัยที่ส่งผลต่อตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี และข้อแนะนำสำหรับการใช้งานทางคลินิก

**คำสำคัญ:** ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี, ระบบสร้างภาพรังสีดิจิทัล, คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี

### Abstract

Digital radiography (DR) system has become to replace screen-film system because it has a usefulness of workflow reduction and image quality improvement acquired by the system and users. Later on, several DR manufacturers have developed an exposure indicator for users which can estimate an appropriate exposure technique for general radiography. However, the exposure indicators are obtained independently from various manufacturers with specified values that make a variety of its definitions and acquisitions. The definitions, acquisitions, factors affecting of exposure indicators,

and suggestion guidelines for using exposure indicators in clinical are summarized in this article.

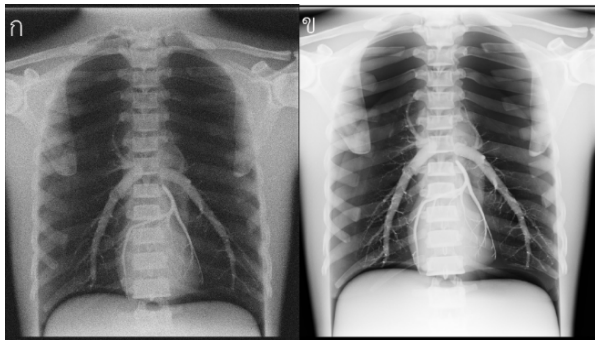
**Keyword:** Exposure indicators, Digital radiography system, Computed radiography

### บทนำ

การถ่ายภาพทางรังสี (Radiography) เป็นการสร้างภาพทางการแพทย์ที่มีความสำคัญต่อกระบวนการวินิจฉัย การรักษา และการติดตามโรค เป็นอย่างมากในปัจจุบัน จะเห็นได้ว่าการตรวจวินิจฉัยทางรังสี (Diagnostics radiology) มีอัตราเพิ่มขึ้นเป็นจำนวนมากทั่วโลก ระบบการสร้างภาพรังสีดิจิทัล (Digital Radiography; DR) ซึ่งรวมถึงการสร้างภาพรังสีทางตรง (Direct Digital Radiography; DDR) การสร้างภาพรังสีทางอ้อม (Indirect Digital Radiography; IDR) และระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี (Computed Radiography; CR) ถูกนำมาใช้งานแทนระบบฟิล์ม-สกรีน (Film-Screen Radiography; FSR) เพราะระบบ DR เพิ่มความสะดวกและรวดเร็วในการสร้างภาพรังสีได้ เนื่องจากไม่มีกระบวนการล้างฟิล์ม นอกจากนี้ตัวรับภาพที่ใช้ในระบบ DR ยังสามารถบันทึกปริมาณรังสีและแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลที่มีค่าอยู่ในช่วงกว้าง (Wide exposure latitude) และสามารถนำข้อมูลนี้มาทำการปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ภายหลัง เช่น ความสว่าง (Brightness) ความแตกต่างของความขาว-ดำ (Contrast) และความคมชัด (Sharpness) ของภาพ แตกต่างจากระบบ FSR ที่ใช้ฟิล์มในการบันทึกปริมาณรังสีและแปลงไปเป็นความขาว-ดำบนฟิล์มที่มีช่วงจำกัด และไม่สามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ หากใช้ปริมาณรังสีที่อยู่นอกช่วงการตอบสนองของฟิล์มในการถ่ายภาพ เช่น ปริมาณรังสีต่ำ หรือ สูงเกินไป (Under or

over exposure) จะทำให้ภาพรังสีขาวหรือดำเกินไปจนไม่สามารถนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้

อย่างไรก็ตามในระบบ DR ก็ยังมีข้อจำกัด เช่น สัญญาณรบกวน (Noise) ในภาพจากการใช้ปริมาณรังสีต่ำเกินไป ดังรูปที่ 1 (ก) จนไม่สามารถนำภาพไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้จึงต้องถ่ายภาพเอกซเรย์ซ้ำเช่นกัน ด้วยเหตุนี้อาจทำให้ผู้ใช้ระบบ DR หลีกเลี่ยงการใช้ปริมาณรังสีต่ำในการถ่ายภาพ ในทางกลับกันภาพที่ได้จากการใช้ปริมาณรังสีสูงเกินความจำเป็นประมาณ 5 ถึง 10 เท่า ยังคงนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคได้เมื่อมีการปรับปรุงภาพของภาพภายหลัง<sup>(1)</sup> ดังรูปที่ 1 (ข) ด้วยเหตุนี้จึงมีความเป็นไปได้ที่จะมีการใช้ปริมาณรังสีสูงในการถ่ายภาพซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป



รูปที่ 1 แสดงภาพเอกซเรย์มีสัญญาณรบกวนสูง (ก) จากการใช้ปริมาณรังสีต่ำเกินไป (75 kVp, 1 mAs) และ (ข) ภาพเอกซเรย์หลังปรับปรุงคุณภาพของภาพเมื่อใช้ปริมาณรังสีสูงเกินไป (75 kVp, 100 mAs)

จากผลการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าปริมาณรังสีที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพรังสีทั่วไปมีแนวโน้มสูงขึ้นในระบบ CR<sup>(1,2,3)</sup> เมื่อเปรียบเทียบกับระบบ FSR จึงมีข้อเสนอแนะว่าผู้ผลิตระบบ DR ต่างๆ ควรให้ความรู้และข้อมูลเกี่ยวกับตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure indicator) แก่ผู้ใช้งาน และควรมีการติดตามค่านี้ อย่างสม่ำเสมอในหน่วยงานที่มีการนำระบบ DR มาใช้<sup>(4,5)</sup> เพื่อเป็นข้อมูลสำหรับวิเคราะห์แนวโน้มการใช้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพ และปรับปรุงการใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมกับผู้ป่วย

### ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ FSR และ DR

เนื่องจากหลักการสร้างภาพรังสีที่แตกต่างกันในระบบ FSR และ DR จึงทำให้ตัวบ่งชี้ของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพแตกต่างกันไป ในระบบ FSR ใช้ฟิล์มเป็นตัวรับภาพร่วมกับสกรีนที่ทำหน้าที่ในการดูดกลืนปริมาณรังสีและเปลี่ยน

ให้เป็นแสงก่อนตกกระทบลงบนฟิล์ม เมื่อนำไปผ่านกระบวนการล้างฟิล์มจึงเกิดความดำปรากฏบนฟิล์ม ซึ่งมีความสัมพันธ์โดยตรงกับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพ ดังนั้นความดำบนฟิล์มจึงเป็นตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ FSR เมื่อใช้ปริมาณรังสีไม่เหมาะสมในการถ่ายภาพความขาว-ดำบนฟิล์มจึงแสดงให้เห็นถึงความผิดปกติได้ทันที

ในขณะที่ระบบ DR เริ่มมีการใช้ CR ครั้งแรก โดยมีตัวรับภาพชนิดฟอสฟอโรเรืองแสง (Photostimulable phosphor image receptor) หรืออิมเมจิงเพลต (Imaging Plate; IP) ที่มีคุณสมบัติในการดูดกลืนปริมาณรังสีไว้ จากนั้นปริมาณรังสีถูกเปลี่ยนให้เป็นแสงโดยการกระตุ้นอิมเมจิงเพลตด้วยแสงในช่วงความยาวคลื่นที่เหมาะสม จากนั้นนำข้อมูลแสงที่ได้มาแปลงเป็นปริมาณทางไฟฟ้าและข้อมูลดิจิทัลก่อนบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ ตามลำดับ สำหรับ DDR มีการใช้ตัวรับภาพชนิดอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic image receptor) ที่สามารถเปลี่ยนปริมาณรังสีที่ดูดกลืนไว้ไปเป็นปริมาณทางไฟฟ้าและข้อมูลดิจิทัลโดยตรงก่อนบันทึกไว้ในคอมพิวเตอร์ ในระบบ DR อาศัยการประมวลผลภาพ (Image processing) และปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image manipulation) ด้วยคอมพิวเตอร์ ในกระบวนการสร้างภาพรังสี ดังนั้นภาพที่แสดงออกมาจึงถูกปรับปรุงโดยอัตโนมัติด้วยโปรแกรมประมวลผลภาพที่มากับระบบ นอกจากนี้ผู้ใช้งานยังสามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพที่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้เพิ่มเติม จะเห็นได้ว่าในระบบ DR ตัวรับภาพและส่วนที่แสดงภาพถูกแยกออกจากกัน จึงทำให้ความขาว-ดำในภาพที่ได้จากระบบ DR ไม่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพโดยตรงเหมือนระบบ FSR ดังนั้นความขาว-ดำในภาพรังสีที่ได้จากระบบ DR จึงไม่สามารถบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้ เหมือนกับความขาว-ดำบนฟิล์ม

### การได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ DR

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) และผู้ผลิตระบบ DR ต่าง ๆ ได้ร่วมมือกับ Medical Imaging and Technology Alliance (MITA) และ International Electrotechnical Commission (IEC) จัดทำรายงาน IEC 62494-1<sup>(6)</sup> ขึ้นในปี 2008 และ AAPM เองก็ได้จัดทำรายงาน AAPM ฉบับที่ 116<sup>(1)</sup> ขึ้นในปี 2009 ซึ่งรายงานทั้ง 2 ฉบับได้แสดงถึงแนวคิดและวิธีการได้มาของตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีที่เป็นมาตรฐานสากล (International standard) ได้แก่ ดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure Index, EI) และดัชนี

บ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี (Deviation Index, DI) สำหรับบทความนี้อ้างอิงจากรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116

เนื่องจากภาพรังสีที่ได้จากระบบ DR นั้นเกิดจากการเปลี่ยนข้อมูลของปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพตรวจจับไว้ไปเป็นตัวเลขดิจิทัล (Digital number) หรือค่าพิกเซล (Pixel value) ดังนั้นบนพื้นที่ของตัวรับภาพหนึ่งจึงเปลี่ยนไปเป็นพื้นที่ของค่าพิกเซลหลาย ๆ ค่าที่จัดเก็บอยู่ในระบบคูปิกัด (x, y) ใดๆ บนพื้นที่ภาพ (Matrix) ซึ่งสัมพันธ์กับตำแหน่งของตัวรับภาพ โดยทั่วไปค่าพิกเซลนี้จะถูกจัดเก็บและบันทึกในคอมพิวเตอร์เป็นไฟล์ข้อมูลดิจิทัลที่มีความลึกของบิต (Bit depth) 10 ถึง 12 บิต ดังนั้นในแต่ละตำแหน่ง x, y ใดๆ บนภาพจะมีข้อมูลของค่าพิกเซลได้หลากหลายค่าตั้งแต่ 1,024 ถึง 4,096 ค่าที่ไม่ซ้ำกัน ซึ่งค่าพิกเซลที่ได้นี้มีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพ และแสดงถึงปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับ (Detector dose) แต่ค่านี้ไม่ได้แสดงถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (Patient dose) โดยตรง<sup>(7)</sup>

ค่าพิกเซลที่ถูกบันทึกไว้ค่าแรกจึงเป็นข้อมูลดิบสำหรับนำไปใช้ในการประมวลผลภาพต่อไป หรือเรียกว่า for-processing pixel value<sup>(1)</sup> เมื่อต้องการสร้างภาพรังสีที่มีคุณลักษณะเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ จึงนำ for-processing pixel value ในพื้นที่ที่สนใจ (Region of Interest; ROI) มาทำการประมวลผลภาพ โดยการคำนวณค่าใหม่ด้วยอัลกอริทึมต่าง ๆ ในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อวัตถุประสงค์ที่ต่างกัน เช่น การลดสัญญาณรบกวน (Noise reduction) การเพิ่มความคมชัด และการเพิ่มความแตกต่างของความขาว-ดำในภาพ เป็นต้น จากนั้นจึงมีการแทนค่าพิกเซลใหม่ที่ได้ หรือเรียกว่า for-processing image value<sup>(1)</sup> ไปเป็นระดับของเฉดสีเทา (Grayscale transformation) ในภาพรังสีเพื่อแสดงบนหน้าจอแสดงผลของระบบ DR ดังนั้น for-processing image value ที่สามารถวัดได้จากหน้าจอแสดงผลจึงมีค่าแตกต่างจาก for-processing pixel value

รายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 อธิบายความสัมพันธ์ของ for-processing pixel value และปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพไว้ดังสมการที่ 1<sup>(1)</sup>

$$Q_k = 1000 \cdot \log_{10} \left( \frac{K_{STD}}{K_0} \right) \quad (1)$$

เมื่อ  $Q_k$  คือ for-processing pixel value

$K_{STD}$  คือ ค่าปริมาณรังสี ลักษณะ Incident air kerma ที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย ไมโครเกรย์ (microgray,

$\mu\text{Gy}$ ) ซึ่งได้มาจากการถ่ายภาพด้วยลำรังสีมาตรฐาน (Standardized radiation exposure, STD)

$K_0$  คือ ค่าปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับเท่ากับ 0.001  $\mu\text{Gy}$  ซึ่งได้มาจากการถ่ายภาพด้วยลำรังสีมาตรฐาน

โดยลำรังสีมาตรฐาน คือ ลำรังสีที่แนะนำให้ใช้ในทางคลินิกสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป ที่มีค่าความหนาครึ่งค่า (Half Value Layer, HVL) เท่ากับ 6.8 มิลลิเมตรอลูมิเนียม (millimeter of aluminum, mmAl) โดยใช้ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ในช่วง 66 ถึง 74 กิโลโวลต์ (kilovolt, kV) ร่วมกับตัวกรองความหนา 0.5 มิลลิเมตรทองแดง (millimeter of copper, mmCu) และ 0 ถึง 4 มิลลิเมตรอลูมิเนียม

### การคำนวณค่าดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี (Exposure Index, EI)

EI คือ ค่าบ่งชี้ปริมาณรังสีในพื้นที่ที่สนใจบนตัวรับภาพ จากที่กล่าวมาข้างต้นคือ for-processing pixel value ในพื้นที่ที่สนใจ ค่า EI นี้ถูกคำนวณโดยมีวัตถุประสงค์เพื่อแสดงถึงความไว (Sensitivity) และความไวสัมพัทธ์ (Relative speed) ของตัวรับภาพและระบบสร้างภาพต่อปริมาณรังสี<sup>(7)</sup> และแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพมีความเหมาะสมหรือไม่ เพื่อเป็นข้อมูลย้อนกลับให้ผู้ใช้งานระบบ DR นำมาปรับปรุงการเลือกค่าเทคนิคสำหรับถ่ายภาพให้เหมาะสมได้ในอนาคต

สำหรับวิธีการได้มาของ EI แตกต่างกันไปในแต่ละผู้ผลิต เช่น ผลิตภัณฑ์ของ Carestream Health ค่า EI มีชื่อว่า exposure index (EI) คำนวณได้จากสมการที่ 2<sup>(1)</sup>

$$EI = [1000 \cdot \log_{10}(E_{mR})] + C \quad (2)$$

เมื่อ EI คือ ค่าเฉลี่ย (Average) ของ for-processing pixel value ที่อยู่ในพื้นที่ที่กำหนด คือ บริเวณของอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพ ซึ่งถูกคำนวณโดยใช้อัลกอริทึมของผู้ผลิต

$E_{mR}$  คือ ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วยมิลลิเรนต์เกิน (milliroentgen, mR)

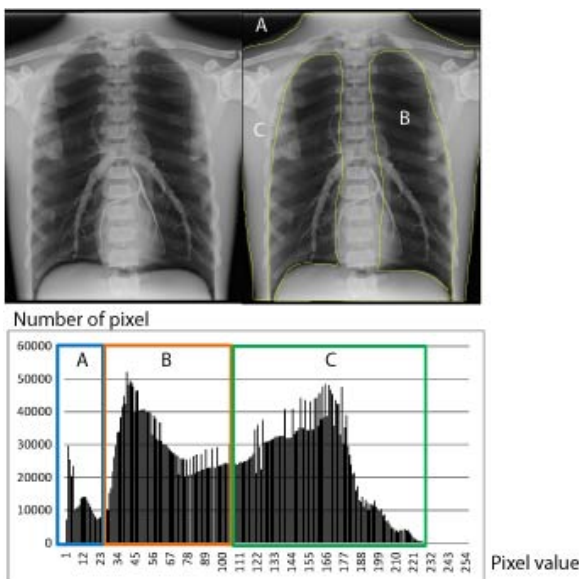
C คือ ค่าคงที่เฉพาะคุณลักษณะลำรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพซึ่งผู้ผลิตได้กำหนดไว้ โดยมีค่าเท่ากับ 2000 เมื่อใช้ลำรังสีมาตรฐานในการถ่ายภาพ คือ ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ เท่ากับ 80 kV ร่วมกับตัวกรอง 1.0 มิลลิเมตรอลูมิเนียม และ 0.5 มิลลิเมตรทองแดง

สำหรับผลิตภัณฑ์ของ Fuji ค่า EI มีชื่อว่า S value (S) คำนวณได้จากสมการที่ 3<sup>(1)</sup>

$$S = \frac{200}{E_{mR}} \quad (3)$$

เมื่อ S คือ ค่าพิทเชลที่มีประโยชน์สำหรับการสร้างภาพ ได้แก่ ค่าพิทเชลที่อยู่เฉพาะภายในพื้นที่ลำรังสี (Collimation) ข้อมูลดังกล่าวได้จากการวิเคราะห์กราฟฮิสโตแกรม (Histogram) โดยอัลกอริทึมของผู้ผลิต ดังรูปที่ 2

$E_{mR}$  คือ ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย mR ซึ่งได้มาจากการใช้ลำรังสีมาตรฐานในการถ่ายภาพ โดยใช้ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ เท่ากับ 80 kV ร่วมกับการกรองรังสีทั้งหมด (Total filtration) เท่ากับ 3.0 มิลลิเมตรอลูมิเนียม



รูปที่ 2 แสดงวิธีการประเมินค่าพิทเชลที่มีประโยชน์สำหรับการสร้างภาพ โดยการวิเคราะห์กราฟฮิสโตแกรม, A = ค่าพิทเชลของพื้นที่ว่างที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี, B = ค่าพิทเชลของอวัยวะที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี (ช่วงของค่าพิทเชลที่มีสีดำ), C = ค่าพิทเชลของอวัยวะที่อยู่ในบริเวณพื้นที่เปิดลำรังสี (ช่วงของค่าพิทเชลที่มีสีขาว)

ปัจจุบันมีผู้ผลิตระบบ DR มากขึ้นทำให้การได้มาของ EI มีความหลากหลายมากขึ้นตามไปด้วย ทั้งสมการคำนวณ ลำรังสีมาตรฐานที่ใช้สอบเทียบ รวมทั้งความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและค่า EI โดยมีทั้งความสัมพันธ์แบบเชิงเส้น (Linear) และแบบลอการิทึม (Logarithm) ดังแสดงในตารางที่ 1 จากตัวอย่างข้างต้นแสดงให้เห็นว่าวิธีการได้มาของ EI ทำให้ค่าที่ได้มีความแตกต่างกันมาก แม้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพตรวจจับไว้

จะเท่ากัน เช่น ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพ เท่ากับ 1 mR ค่า S ในผู้ผลิต Fujifilm เท่ากับ 200 ในขณะที่ ค่า EI ในผู้ผลิต Carestream Health เท่ากับ 2000 ดังนั้นการประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพโดยใช้ EI นี้จึงต้องอ้างอิงกับค่าที่ผู้ผลิตแนะนำไว้ ดังแสดงตัวอย่างในตารางที่ 2 จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่า EI มีข้อจำกัดในการใช้งานและบางครั้งอาจทำให้ผู้ใช้เกิดความสับสนเมื่อระบบ DR ที่ใช้ในหน่วยงานมาจากผู้ผลิตที่แตกต่างกัน<sup>(7)</sup> ปัจจุบันจึงได้มีการนำค่า DI มาใช้มากขึ้น

### การคำนวณค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี (Deviation Index, DI)

ค่า DI ถูกพัฒนาขึ้นเนื่องจากข้อจำกัดของ EI ที่มีความแตกต่างกันมากในผู้ผลิต เพื่อให้ผู้ใช้สามารถประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้ง่ายขึ้น โดย DI เป็นค่าที่แสดงถึงความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพจริงกับปริมาณรังสีที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพตามที่ผู้ผลิตหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ ซึ่งในรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 ได้อธิบายการได้มาของค่า DI ดังสมการที่ 4<sup>(1)</sup>

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{K_{IND}}{K_{TGT(b,v)}} \right) \quad (4)$$

เมื่อ DI คือ ค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี,  $K_{IND}$  คือ ค่าปริมาณรังสี (Incident air kerma) ที่ตัวรับภาพได้รับในหน่วย  $\mu Gy$  ในพื้นที่ที่สนใจซึ่งถ่ายด้วยลำรังสีมาตรฐานที่ผู้ผลิตกำหนด,  $K_{TGT(b,v)}$  คือ ค่าปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพได้รับซึ่งเหมาะสมสำหรับนำไปสร้างภาพที่มีความแตกต่างของความขาว-ดำ และสัญญาณรบกวนในระดับที่ยอมรับสำหรับกรณีวินิจฉัยโรค โดยค่านี้แยกเป็นการตรวจแต่ละส่วนของร่างกาย และทิศทางของลำรังสีที่ใช้ถ่ายภาพตามท่าต่างๆ ซึ่งอาจถูกประเมินและบันทึกไว้ในระบบโดยผู้ผลิต หรือผู้ใช้งาน<sup>(8)</sup> เมื่อผู้ใช้งานเลือกรายการตรวจจากระบบค่านี้จะถูกนำมาใช้คำนวณโดยอัตโนมัติ

โดยค่า  $K_{TGT(b,v)}$  นั้นมีความแตกต่างกันตามคุณลักษณะของภาพรังสีที่ต้องการนำไปใช้ และอัลกอริทึมในการประมวลผลภาพของระบบ DR ดังนั้นการคำนวณค่า DI จะถูกต้องเมื่อผู้ใช้งานเลือกรายการตรวจตรงกับประเภทของการตรวจ ชนิดของอวัยวะ และทิศทางของลำรังสีที่ใช้ถ่ายจริง

ตารางที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสี<sup>(7)</sup>

ปริมาณรังสีที่ตัวรับ ภาพ (μGy)	ดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสีของผู้ผลิต					
	Carestream Health (EI)	Agfa (lgM) speed class 200	Agfa (lgM) speed class 400	Philips (EI)	Fuji (S) Konica (S)	Siemens (EXI)
1.25	1100	1.3	1.6	800	1600	125
2.5	1400	1.6	1.9	400	800	250
5	1700	1.9	2.2	200	400	500
10	2000	2.2	2.5	100	200	1000
20	2300	2.5	2.8	50	100	2000
สมการ	$2E = EI+300$	$2E = lgM + 0.3$		$2E \propto 2EI$	$2E \propto 2S$	$2E = 2EXI$
ความสัมพันธ์	แปรผันตรงกับ ปริมาณรังสี	แปรผันตรงกับปริมาณรังสี		แปรผกผันกับ ปริมาณรังสี	แปรผกผันกับ ปริมาณรังสี	แปรผันตรงกับ ปริมาณรังสี
ลักษณะ		แบบลอการิทึม			แบบเชิงเส้น	
ความสัมพันธ์						

\*หมายเหตุ EI = Exposure Index, lgM = log of Mean, S = Sensitivity number, EXI = Exposure Index, E = Incident air kerma

ตารางที่ 2 แสดงค่าดัชนีบ่งชี้ปริมาณรังสีในช่วงที่ผู้ผลิตแนะนำสำหรับการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไป<sup>(9)</sup>

บริษัทผู้ผลิต	ชื่อเฉพาะ (สัญลักษณ์)	ค่าตัวบ่งชี้ปริมาณรังสี (EI)			
		ปริมาณรังสี เหมาะสม	ปริมาณรังสีต่ำ เกินไป	ปริมาณรังสีสูง เกินไป	ปริมาณรังสีไม่เหมาะสมควรถ่ายภาพ รังสีซ้ำหากจำเป็น
Fujifilm	S	150-300	>300	< 150	>1000 หรือ < 50
Agfa	lgM	2.05-2.35	<2.05	>2.35	>2.95 หรือ <1.45
Carestream Health	EI	1850-2150	<1850	>2150	>2750 หรือ <1250

ค่า DI ที่ได้จากสมการข้างต้นเป็นค่าของจำนวนเต็มบวกและลบ โดยค่า DI เท่ากับ 0.0 หมายถึง ค่าเทคนิคที่ใช้ให้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพเท่ากับปริมาณรังสีที่ผู้ผลิตแนะนำหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ หากค่า DI มีการเปลี่ยนแปลงไปจากค่า 0.0 แสดงว่า ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพต่างไปจากค่าที่ผู้ผลิตแนะนำหรือผู้ใช้งานกำหนดไว้ เช่น DI เท่ากับ +1.0 แสดงถึงการให้ปริมาณรังสีมากกว่า 26 เปอร์เซ็นต์ และ -1.0 แสดงถึงการให้

ปริมาณรังสีน้อยกว่า 20 เปอร์เซ็นต์<sup>(9)</sup> โดยรายงานของ AAPM ฉบับที่ 116 แนะนำว่าค่า DI ควรอยู่ในช่วง +0.5 ถึง -0.5 ซึ่งแสดงถึงการให้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพอย่างเหมาะสม อย่างไรก็ตามค่า DI ที่อยู่ในช่วง +3.0 ถึง -3.0 ยังเป็นค่าที่ยอมรับได้ สำหรับค่า DI ที่อยู่นอกช่วงดังกล่าว (น้อยกว่า -3.0 หรือ มากกว่า +3.0) อาจจะต้องมีการพิจารณาคุณภาพของภาพร่วมกับรังสีแพทย์ และถ่ายภาพเอกซเรย์ซ้ำหากมีความ

จำเป็น รวมทั้งแนะนำให้มีการปรับเปลี่ยนค่าเทคนิคให้มีความเหมาะสม<sup>(1)</sup> ดังแสดงในตารางที่ 3

ในปัจจุบันบางผู้ผลิตมีการนำเดดสปีมาใช้แทนการแสดงค่า DI เป็นตัวเลขหรือใช้ร่วมกันทั้งตัวเลขและสี เพื่อให้ผู้ใช้งานเข้าใจได้ง่ายขึ้น เช่น สีแดง แสดงให้เห็นว่าค่า DI อยู่นอกช่วงที่แนะนำ และสีเขียว แสดงให้เห็นว่าค่า DI อยู่ในช่วงที่แนะนำ เป็นต้น

**ปัจจัยที่มีผลกับตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบ DR**

ปัจจัยที่มีผลต่อค่า EI และ DI ของระบบ DR มีหลายปัจจัย ได้แก่

- 1) การกำหนดพื้นที่ที่สนใจหรือช่วงของข้อมูล (รวมถึง อัลกอริทึม) ที่นำมาใช้คำนวณมีผลต่อ EI<sup>(10)</sup> เนื่องจากข้อมูลที่ได้มาใช้จะมีความต่างกัน เช่น ในภาพถ่ายรังสีภาพเดียวกันบางผู้ผลิตประเมินจากกึ่งกลางภาพออกไป 25 เปอร์เซ็นต์ แต่บางผู้ผลิตประเมินจากพื้นที่ที่เปิดลำรังสีทั้งหมด ซึ่งพื้นที่ที่ได้จากทั้ง 2 วิธีการอาจไม่เท่ากัน

**ตารางที่ 3** แสดงค่าดัชนีบ่งชี้การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี ในช่วงที่แนะนำสำหรับการถ่ายภาพทางรังสีทั่วไป<sup>(1)</sup>

Deviation Index (DI)	ความหมาย	ปริมาณรังสีที่ใช้จริงต่างจากค่าที่แนะนำ (เปอร์เซ็นต์)	คำแนะนำการปฏิบัติ
> +3.0	ปริมาณรังสีมากกว่าที่ยอมรับได้	> 100	- ถ่ายภาพรังสีซ้ำเมื่อมีความจำเป็น เช่น ข้อมูลของอวัยวะสำคัญในภาพหายไป หรือไม่สามารถปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ - จำเป็นต้องปรับปรุงแก้ไขเทคนิคการถ่ายภาพรังสีทันที
> +1.0	ปริมาณรังสีมากเกินไป	> 26	เทคนิคที่ใช้ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพแต่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไป
-0.5 ถึง +0.5	ปริมาณรังสีเหมาะสม	-	เทคนิคที่ใช้ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพและผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็น
< -1.0	ปริมาณรังสีน้อยเกินไป	> 20	ควรปรึกษารังสีแพทย์เกี่ยวกับคุณภาพของภาพที่ได้ เพื่อพิจารณาความจำเป็นในการถ่ายภาพรังสีซ้ำ
< -3.0	ปริมาณรังสีน้อยกว่าที่ยอมรับ	> 50	ถ่ายภาพรังสีซ้ำ

2) วิธีการหาค่าพิกลเซลล์ตัวแทนในพื้นที่ที่สนใจเพื่อนำไปคำนวณค่า EI มีผลต่อค่า EI เพราะค่าที่ได้มาจากวิธีที่ต่างกันสามารถหาได้จากค่าสถิติที่ต่างกัน ซึ่งผู้ผลิตอาจจะใช้วิธีการหาค่าเฉลี่ย ค่ามัธยฐาน ค่าฐานนิยม (Mode value) หรือวิธีอื่นในรายงาน AAPM ฉบับที่ 116 แนะนำว่าควรใช้ค่า Median เพราะเป็นค่าที่มีผลกระทบน้อย เมื่อข้อมูลที่วิเคราะห์ มีการกระจายแบบไม่ปกติในข้อมูล<sup>1</sup> จากรายงาน IEC 62494-1 แนะนำให้ใช้ค่า Mean Median และ Mode หรือ ค่าทางสถิติอื่น ที่สามารถบ่งชี้ถึงแนวโน้มของข้อมูลส่วนใหญ่ในพื้นที่ที่สนใจ<sup>(6)</sup>

3) คุณลักษณะของลำรังสีมีผลต่อค่า EI<sup>(1,7,10)</sup> เนื่องจากตัวรับภาพจะดูดกลืนปริมาณรังสีแตกต่างกันตามค่าพลังงานของโฟตอน (Photon energy) ที่ตกกระทบซึ่งสัมพันธ์กับความต่างศักย์ไฟฟ้า และการกรองรังสีที่ใช้ ดังนั้นผู้ผลิตจะกำหนดค่าคงที่เฉพาะไว้คำนวณค่า EI ตามคุณลักษณะของลำรังสีที่ใช้สอบเทียบ<sup>(6)</sup> ดังนั้น ค่า EI ที่ได้จากการคำนวณจะไม่เท่ากันหากลำรังสีมีคุณลักษณะที่ต่างกัน แม้ว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพจะเท่ากัน

4) การเปิดลำรังสี (Collimation) ส่งผลต่อความถูกต้องของการคำนวณค่า EI<sup>(4,9,10,11)</sup> อ้างอิงจากการศึกษาในหุ่นจำลองของ Baker<sup>(11)</sup> ซึ่งใช้ระบบ CR ผู้ผลิต Fujifilm ทำการทดลอง

โดยเปิดลำรังสีกว้างกว่าปกติที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ กระตุกรยางค์ พบว่าทำให้ค่า S ที่คำนวณได้ต่ำกว่าปกติ เนื่องจากระบบนำค่าฟิสิกส์ที่อยู่ในบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีสูงคือบริเวณที่เปิดลำรังสีกว้างออกไปจากบริเวณของอวัยวะที่ต้องการถ่ายภาพมาคำนวณหาค่า S ด้วย ในกรณีนี้ทำให้ได้ค่า S ต่ำ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพนั้นสูงเกินไป แต่ในความเป็นจริงการถ่ายภาพรังสีนี้ใช้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่กำหนด

5) การมีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุทึบรังสีในบริเวณที่สร้างภาพ เช่น โลหะที่อยู่ในร่างกาย เนื่องจากการรักษาโรค อุปกรณ์ป้องกันรังสี เช่น แผ่นตะกั่วป้องกันรังสีบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์ (Gonadal shielding) อาจส่งผลทำให้การคำนวณค่า EI ผิดพลาดเนื่องจากในบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุทึบรังสีจะมีปริมาณรังสีไปตกกระทบที่ตัวรับภาพต่ำกว่าปกติ ดังนั้นค่า EI ที่คำนวณได้จึงเปลี่ยนแปลงไปจากค่าปกติที่ถ่ายโดยไม่มีการมีสิ่งแปลกปลอมหรือวัสดุทึบรังสี และอาจแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีในการถ่ายภาพไม่เหมาะสมได้ ทั้งนี้ ควรตรวจสอบว่าสิ่งแปลกปลอมนั้นมีผลกระทบต่อความถูกต้องในการคำนวณค่า EI ของระบบที่ใช้งานอยู่หรือไม่

6) การจัดทำอวัยวะไม่อยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางตัวรับภาพ อาจส่งผลกับการคำนวณค่า EI ในผู้ผลิตบางรายที่ใช้วิธีการแบ่งส่วนข้อมูลภาพโดยการกำหนดระยะจากจุดกึ่งกลางภาพ เมื่อบริเวณที่ใช้คำนวณและบริเวณของอวัยวะที่ทำการถ่ายภาพไม่ใช่พื้นที่เดียวกัน อาจทำให้ค่า EI ที่คำนวณได้สูงหรือต่ำกว่าปกติจึงไม่สามารถบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพได้เช่นเดียวกัน

7) การทิ้งแผ่นอิมเมจิงเพลตไว้เป็นเวลานานก่อนนำมาเข้าเครื่องอ่านในระบบ CR ส่งผลทำให้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพดูดกลืนไว้ลดลง เนื่องจากปรากฏการณ์เรืองแสงตามธรรมชาติของฟอสฟอรัส (Phosphorescence) ที่เป็นโครงสร้างของอิมเมจิงเพลต<sup>(1)</sup> ผลจากการลดลงของปริมาณรังสีนี้อาจทำให้การคำนวณค่า EI ผิดพลาดได้ และคุณภาพของภาพอาจลดลงด้วยเช่นกัน ซึ่งจะมีผลกระทบกับการถ่ายภาพที่ใช้ปริมาณรังสีต่ำ เช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์กระตุกรยางค์ มากกว่าการถ่ายภาพที่ใช้ปริมาณรังสีสูง เช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์ช่องท้อง ดังนั้นจึงควรนำแผ่นอิมเมจิงเพลตมาอ่านข้อมูลทันทีภายหลังการถ่ายภาพเอกซเรย์ สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ไม่ได้นำอิมเมจิงเพลตมาอ่านข้อมูลทันที เช่น การเอกซเรย์เคลื่อนที่บนหอผู้ป่วย อาจต้องปรับตั้งค่าเทคนิคเพื่อชดเชยการลดลงของปริมาณรังสีจากปรากฏการณ์นี้<sup>(5,7)</sup>

8) ปัจจัยอื่นที่มีผลต่อค่า EI และ DI นอกจากที่กล่าวมาแล้ว ได้แก่ ความรู้และทักษะของผู้ใช้งาน ตัวอย่างเช่น ผู้ใช้งานทำการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่ของปอด (Portable chest) แต่เลือกรายการประมวลผลภาพของปอดในท่ามาตรฐาน (PA chest) เพราะคุณภาพของภาพหลังการประมวลผลอาจดีกว่า กรณีนี้ค่า KTGT (b, v) ที่ใช้คำนวณ DI อาจมีความแตกต่างกันเนื่องจากการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่ส่วนใหญ่ไม่ใช้กริด จึงทำให้ค่า DI ที่ได้ไม่ถูกต้อง อ้างอิงจากการสำรวจข้อมูลด้านความรู้เกี่ยวกับคุณภาพของภาพเอกซเรย์และปริมาณรังสีที่ใช้สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ผู้ป่วยเด็กด้วยระบบ DR ของนักรังสีเทคนิคในสหรัฐอเมริกา<sup>(12)</sup> พบว่านักรังสีเทคนิคจำเป็นต้องได้รับการเรียนรู้และฝึกปฏิบัติการถ่ายภาพรังสีด้วยระบบ DR เพิ่มเติม นอกจากนี้ยังพบว่าการบันทึกค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์เคลื่อนที่บนหอผู้ป่วยหนักและค่า EI ของผู้ป่วยแต่ละคนไว้ใช้สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์ครั้งต่อไปช่วยลดการใช้ปริมาณรังสีเกินความจำเป็นสำหรับสร้างภาพได้<sup>(2)</sup>

## สรุป

ในปัจจุบันความรู้ ความเข้าใจ และการศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพรังสีระบบ DR นับเป็นสิ่งสำคัญ เนื่องจากค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีไม่ได้เป็นตัวกำหนดคุณภาพของภาพที่ได้เพียงอย่างเดียวแต่ยังขึ้นอยู่กับโปรแกรมประมวลผลและการปรับปรุงคุณภาพของภาพที่มาพร้อมกับระบบอีกด้วย แนวปฏิบัติที่จำเป็นต้องคงไว้ในระบบ DR เช่นเดียวกับระบบ FSR คือ คุณภาพของภาพที่ได้ต้องเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคขณะที่ใช้ปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็นในการถ่ายภาพ ซึ่ง EI และ DI เป็นค่าที่มีประโยชน์สำหรับใช้เป็นตัวบ่งชี้ความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป เมื่อค่าเหล่านี้ได้มาอย่างถูกต้องและมีเกณฑ์ที่เหมาะสมให้สำหรับผู้ใช้งาน นอกจากนี้ค่า EI และ DI ยังมีประโยชน์ในการทำประกันคุณภาพงานรังสีวิทยา โดยนำมาใช้เป็นข้อมูลย้อนกลับเพื่อวิเคราะห์แนวโน้มของปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพและหาแนวทางในการพัฒนางานทางรังสี เช่น การประเมินค่าเทคนิคที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพรังสีผู้ใหญ่และเด็ก รวมทั้งการจัดทำตารางค่าเทคนิค (Exposure chart) สำหรับหน่วยงาน ซึ่งยังคงเป็นสิ่งจำเป็นเมื่อมีการนำระบบ DR มาใช้งาน

## เอกสารอ้างอิง

1. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (Executive Summary). *Medical Physics* 2009;36(7):2898-2914.
2. Gibson DJ, Davidson RA. Exposure creep in computed radiography: a longitudinal study. *Acad Radiol* 2012;19(4):458-462.
3. Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. Digital radiography exposure indices: A review. *Journal of medical radiation sciences* 2014;61(2):112-8.
4. Herrmann TL, Fauber TL, Gill J, et al. Best practices in digital radiography. *Radiologic Technology* 2012 ;84(1):83-9.
5. Andriole KP, Ruckdeschel TG, Flynn MJ, et al. ACR–AAPM–SIIIM Practice Guideline for Digital Radiography. *Journal of Digital Imaging* 2013;1:1-2.
6. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems- Part 1: Definitions and requirements for general radiography. IEC, Geneva, Switzerland, 2008 International standard 62494-1.
7. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatric Radiology* 2011;41(5):573-581.
8. Cohen MD, Cooper ML, Piersall K, Apgar BK. Quality assurance: using the exposure index and the deviation index to monitor radiation exposure for portable chest radiographs in neonates. *Pediatr Radiol* 2011;601-592:(5)41
9. Moore QT, Don S, Goske MJ, et al. Image gently: using exposure indicators to improve pediatric digital radiography. *Radiologic Technology* 2012;84(1):93-99.
10. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. *Eur J Radiol* 2009; 72: 202–208
11. Baker MA. Investigation into factors influencing Fuji S-value using an extremity phantom. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 2012;43(1):34-37.
12. Morrison G, John SD, Goske MJ, et al. Pediatric digital radiography education for radiologic technologists: Current state. *Pediatr Radiol* 2011; 41: 602–601
13. American Association of Physicists in Medicine. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems, AAPM Report No.93. Maryland: AAPM; 2006.







วารสารรังสีเทคนิค

The Thai Journal of Radiological Technology

ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีในระบบการถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล

An exposure indicator in digital radiography systems

ธัญรัตน์ ชูศิลป์ • ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก

*Thai J Rad Tech 2018;43(1): 21-28*

วารสารรังสีเทคนิค

วารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700

---

**PHILIPS**

Philips (Thailand) Ltd.