

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 แหล่งกำเนิดรังสี

แหล่งกำเนิดของรังสีแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ได้แก่

1) รังสีที่มีอยู่ทั่วไป (Background Radiation) ได้แก่

1.1) รังสีคอสมิก (Cosmic Radiation) ที่มาจากนอกโลก

1.2) สารกัมมันตรังสีในธรรมชาติ (Natural Radioactivity) ที่มีอยู่ในชั้นหิน ดิน

1.3) สารกัมมันตรังสีที่ได้จากการทดลองทางนิวเคลียร์แล้วตกลงมาบนโลก

2) รังสีที่มนุษย์ผลิตขึ้น (Man-made Radiation) มีใช้ทั้งในการแพทย์ อุตสาหกรรม อาหาร
สงคราม ฯลฯ

เราได้นำรังสีมาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ในด้านต่างๆ ดังนี้

1) การใช้รังสีเพื่อการวินิจฉัย (Diagnostic Radiology) ซึ่งมีทั้งที่ใช้รังสีเอ็กซ์ (X-ray) เพื่อตรวจอวัยวะภายในร่างกาย ที่พบมากได้แก่ การตรวจกระดูกต่างๆ การตรวจทรวงอก และการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (Nuclear Medicine) เช่น การตรวจภาวะกระดูกพรุน หรือ การสแกนกระดูกเพื่อดูการกระจายของโรคมะเร็ง เป็นต้น

2) การรักษาโรคมะเร็ง (Radiotherapy) เป็นการใช้รังสีแกมมาที่มาจากแหล่งกำเนิด เช่น โคบอลต์-60 รังสีที่แผ่ออกมาไปยังเป้าหมายที่กำหนดเพื่อยับยั้งเซลล์มะเร็ง เป็นต้น

3) รังสีร่วมรักษา (Intervention Radiology) เป็นการพัฒนาเครื่องมือทางด้านรังสีให้มีประสิทธิภาพในการตรวจสูงขึ้น ทำให้ได้การวินิจฉัยที่แน่นอน เช่น วิธีการรักษาที่ทำโดยการสอดใส่เครื่องมือหรือแทงเข็มผ่านผิวหนังเข้าไปสู่ตำแหน่งเป้าหมายซึ่งแสดงให้เห็นด้วยเครื่องมือแสดงภาพทางรังสี เป็นต้น

มนุษย์เกี่ยวข้องกับรังสีตั้งแต่แรกเกิด จนตาย เช่น รังสีในธรรมชาติเป็นสิ่งที่เราหลีกเลี่ยงไม่ได้ แต่รังสีที่มนุษย์ทำขึ้น มักทำให้มนุษย์และสิ่งมีชีวิตต้องเสี่ยงอันตรายต่อรังสีมากหรือน้อยต่างกัน ถ้าไม่มีการป้องกันผู้ปฏิบัติอาจได้รับอันตรายเอง รวมไปถึง ผู้ที่อยู่แวดล้อม และต่อเนื่องถึงบุตรหลาน โดยทางพันธุกรรมอีกด้วย ถ้าผู้ปฏิบัติงานใช้งานรังสีโดยไม่ประมาทสามารถควบคุมรังสี จะได้รับ

ประโยชน์นานัปการแต่ถ้าใช้รังสีไม่ระวังจะมีโทษมหาศาล โดยที่โทษหรืออันตรายที่เกิดขึ้นนั้น หากเกิดขึ้นแล้วมักจะไม่มีทางแก้ไขหรือแก้ไขได้น้อยมาก ดังนั้นขณะที่มนุษย์มีการใช้ประโยชน์จากรังสี มนุษย์จึงต้องมีมาตรการป้องกันไม่ให้เกิดอันตราย โดยการเตรียมการแก้ไขเมื่อมีอันตราย เนื่องจากการป้องกันสำคัญและมีประโยชน์กว่าการแก้ไขรวมไปถึงการสร้างจิตสำนึกในการป้องกันอันตรายจากรังสี

2.2 อันตรกิริยาของรังสีกับวัตถุ

รังสีที่ได้จากสารกัมมันตรังสีมีทั้งที่เป็นอนุภาคและคลื่นไฟฟ้า (รังสีแกมมาและรังสีเอ็กซ์) ชนิดที่เป็นอนุภาคยังสามารถแยกออกเป็นอนุภาคที่มีประจุ เช่น โปรตอน บีตา แอลฟา อิเล็กตรอน เป็นต้น และอนุภาคที่ไม่มีประจุ เช่น นิวตรอน เป็นต้น เมื่อรังสีผ่านเข้าไปในเนื้อสารจะเสียพลังงานในการชนกับอะตอมของธาตุต่างๆ ทำให้เกิดการกระตุ้นอะตอม (Excitation) และ/หรือ ทำให้อะตอมแตกตัว (Ionization) ดังตารางที่ 5 ผลของการเกิดอันตรกิริยาสามารถนำไปใช้ในการสร้างเครื่องมือวัดรังสีต่างๆ การคำนวณและออกแบบเครื่องกำบังรังสี ตลอดจนการศึกษาอันตรายของรังสีต่อสิ่งมีชีวิต เป็นต้น

ตารางที่ 5 คุณสมบัติของรังสีแต่ละชนิด

| ชนิดของรังสี | ประจุ | พลังงาน (MeV) | พิสัย | |
|--------------|--------|---------------|------------|-----------------|
| | | | ในอากาศ | เนื้อเยื่อ |
| แอลฟา | +2 | 4 - 7 | 1 - 10 ซม. | มากกว่า 0.1 มม. |
| บีตา | +1, -1 | 0 - 7 | 0 - 10 ม. | 0 - 2 ซม. |
| นิวตรอน | 0 | 0 - 25 | 0 - 100 ม. | 0 - 30 ซม. |
| แกมมา | 0 | 0 - 5 | 0 - 100 ม. | 0 - 30 ซม. |

(แหล่งที่มา : Bushong SC. Radiologic science for technologists : physics, biology, and protection 9th Edition. St. Louis, Mo. : Elsevier Mosby, c2008.p.54)

เพื่อความสะดวกในการศึกษาอันตรกิริยาของรังสีต่อสาร ได้แบ่งรังสีออกเป็น 2 ประเภท คือ รังสีที่มีประจุ ซึ่งสามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวเป็นไอออนได้โดยตรง (Direct

ionizing radiation) ได้แก่ อนุภาคที่มีประจุ เช่น แอลฟา บีตา และผลิตภัณฑ์ฟิชชัน เป็นต้น และรังสีที่ไม่มีประจุ ที่ไม่สามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวเป็นไอออนได้โดยตรง (Indirect ionizing radiation) ได้แก่ นิวตรอน แกมมา และ รังสีเอ็กซ์ เป็นต้น โดยที่รังสีที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ ส่วนใหญ่ เป็นรังสีเอ็กซ์ และ รังสีแกมมา ซึ่งจัดอยู่ในกลุ่มของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

2.2.1 อันตรกิริยาจากรังสีแกมมา

การสูญเสียพลังงานของรังสีแกมมา เมื่อผ่านสสารจะไม่เหมือนกับอนุภาคที่มีประจุ เพราะอนุภาคที่มีประจุมักจะสูญเสียพลังงานไปเนื่องจากอันตรกิริยากับอิเล็กตรอนของอะตอมแต่รังสีแกมมาอาจจะทะลุตัวกลางไปได้ไกล โดยไม่มีปฏิกิริยาและไม่สูญเสียพลังงานเลยก็ได้ และเมื่อใดก็ตามที่เกิดอันตรกิริยากับอิเล็กตรอนในอะตอมอาจสูญเสียพลังงานไปทั้งหมด หรือในชั้นวงโคจรอิเล็กตรอนอาจจะถูกพลังงานยึดเหนี่ยวไว้หรืออาจสูญเสียพลังงานไปบางส่วนและหักเหออกมาด้วยความยาวคลื่นที่ยาวกว่าเดิม จะเห็นได้ว่ารังสีแกมมาไม่ได้มีพิสัยที่แน่นอนเหมือนอนุภาคที่มีประจุ อันตรกิริยาของรังสีแกมมาต่อสสารจะแบ่งได้ 3 แบบ คือ

- 1) Photoelectric effect
- 2) Compton scattering
- 3) Pair production

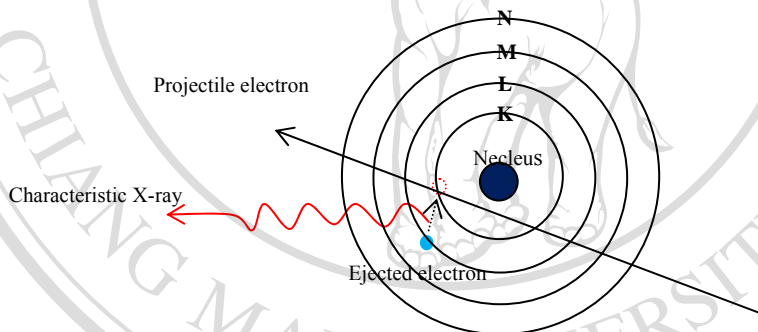
2.2.2 รังสีเอ็กซ์ (X-ray)

รังสีเอ็กซ์ (X-ray หรือ Roentgen ray) เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 10 – 0.01 นาโนเมตร ตรงกับความถี่ในช่วง 30 – 30,000 pHz เคลื่อนที่อยู่ในสุญญากาศด้วยความเร็วเท่ากับแสง คือ 186,000 ไมล์ต่อวินาที (3×10^{10} เมตรต่อวินาที) สามารถที่จะทำให้อาตมแตกตัวเป็นประจุ (พลังงานของอิเล็กตรอนจะต้องเกิน 10eV) และเกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงพลังงานศักย์ (kinetic energy) ของอิเล็กตรอนเป็นพลังงานอื่น รังสีเอ็กซ์เหมือนกับรังสีแกมมา ต่างกันแค่เพียงรังสีแกมมาเกิดจากการเปลี่ยนแปลงภายในนิวเคลียสของสารกัมมันตภาพรังสีแต่รังสีเอ็กซ์มีคุณสมบัติเป็นคลื่น และบางครั้งก็มีลักษณะคล้ายอนุภาค (particle) หรือเป็นกลุ่มของพลังงานเรียกว่า Quantum หรือ Photon ซึ่งขึ้นอยู่กับความถี่

ของคลื่น ถ้าโฟตอน (photon) มีความถี่สูงจะมีพลังงานมาก แต่ถ้าความถี่ต่ำจะมีพลังงานน้อยรังสีเอ็กซ์ (X-ray) ที่ใช้ในรังสีวินิจฉัยเป็นรังสีที่เกิดจากเครื่องกำเนิดรังสี ได้แก่ เครื่องเอกซเรย์ซึ่งเครื่องกำเนิดรังสีดังกล่าวใช้ระบบไฟฟ้าแรงสูง โดยการเร่งให้อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากไส้หลอดวิ่งด้วยความเร็วสูงเข้าชนเป้าที่ทำด้วยโลหะหนักทำให้เป้าปล่อยรังสีเอ็กซ์ออกมา กระบวนการเกิดรังสีเอ็กซ์ดังกล่าวเกิดได้ 2 แบบ คือ

1) Characteristic x-ray

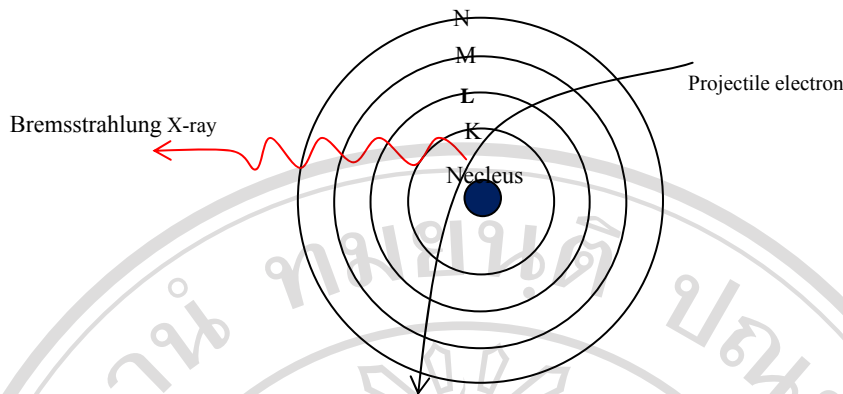
เกิดจากอิเล็กตรอนวงโคจรใน (Inner orbital electron) ของอะตอมที่ถูกชนหลุดออกจากอะตอม อิเล็กตรอนจากวงโคจรนอกวิ่งเข้ามาแทนที่ ขณะเดียวกันจะปล่อยรังสีเอ็กซ์ออกมาในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 การเกิด Characteristic x-ray

2) Bremsstrahlung (continuous radiation)

เกิดจากอิเล็กตรอนที่ความเร็วสูงวิ่งเข้าไปใกล้นิวเคลียสแล้วลดพลังงานลงทำให้เกิดรังสีเอ็กซ์ ซึ่งอยู่ในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ดังรูปที่ 12



รูปที่ 12 การเกิด Bremsstrahlung

2.3 ผลของรังสีต่อร่างกายมนุษย์

เนื่องจากมนุษย์ได้รับรังสีจากต้นกำเนิดที่มีอยู่แล้วในธรรมชาติ ถึงแม้จะไม่มากพอที่ก่อให้เกิดผลของรังสีอย่างเฉียบพลัน แต่มีข้อสันนิษฐานว่าปริมาณรังสีที่มีอยู่ตามธรรมชาติ มีผลต่อการผ่าเหล่าของมนุษย์และสัตว์ และจากการศึกษาย้อนหลังในเรื่องของผลทางชีววิทยาของรังสีที่ผ่านมา จะเห็นได้ว่าการปรับปรุงแก้ไขอย่างต่อเนื่อง ในเรื่องของระดับปริมาณรังสีสูงสุดที่ได้รับ ในปี 1997 คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศ ว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection, ICRP) กำหนดระดับรังสีสูงสุดโดยให้โอกาสเสี่ยงอันตรายถึงชีวิตของเจ้าหน้าที่รังสีมีค่าใกล้เคียงกับผู้ประกอบการอาชีพอุตสาหกรรมที่ไม่เกี่ยวข้องกันกับรังสีและถือว่าปลอดภัย (Safe industry) ได้ค่าโดสสูงสุดเท่ากับ 50 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี ตลอดอายุการทำงาน 47 ปี สะสมมีค่า 2.4 ซีเวิร์ต โดยผลทางรังสีนี้ทำให้อายุสั้นลง 1.1 ปี โอกาสเสียชีวิตจากมะเร็งเพิ่มขึ้น ซึ่งจะเห็นว่ายังได้รับปริมาณรังสีที่สูงเกินไป

ในปี 1990 ICRP ได้ทบทวนค่ารังสีสูงสุดอีกครั้ง และกำหนดให้ลดรังสีสะสมตลอดชีวิตเหลือ 1 ซีเวิร์ต เมื่อเฉลี่ยอายุทำงาน 45 ปี จะมีค่า 20 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี โดยการรับรังสีนี้ต้องเป็นปริมาณต่ำ ๆ ตลอดปี หากมีความจำเป็นในช่วงสั้น ๆ ICRP กำหนดช่วงเวลายืดหยุ่นให้ 5 ปี ปริมาณรังสีสูงสุดไม่เกิน 50 มิลลิซีเวิร์ตต่อปี

ระดับรังสีที่ ICRP เสนอแนะ แบ่งผลของรังสีทางชีววิทยาออกเป็น 2 กลุ่ม ดังตารางที่ 6 ได้แก่

1) Stochastic effect หมายถึง ผลของรังสีต่อสิ่งมีชีวิต ที่ได้จากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ของผู้ที่ได้รับรังสีที่ปริมาณน้อย ในระยะเวลาที่นานๆ ผลของรังสีอาจเกิดขึ้นหรือไม่ก็ได้

2) Non stochastic effect หรือ Deterministic effect หมายถึงผลที่เกิดขึ้นเมื่อร่างกายได้รับรังสีปริมาณเกินขีดเริ่มเปลี่ยน ทำให้เห็นผลกระทบอย่างชัดเจน ผลนี้จะแปรผันตรงกับ

ปริมาณรังสีที่ได้รับ เช่น เกิดเป็นผื่นแดงขึ้นตามผิวหนัง ผมร่วง เซลล์ตายเป็นแผลเปื่อย ภาวะเกิดพังผืดที่ปอด (fibrosis of the lung) มะเร็งเม็ดเลือดขาว (leukemia) ต้อกระจก (cataracts) ซึ่งร่างกายจะเป็นมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับปริมาณของรังสีที่ได้รับ ส่วนของร่างกายที่ได้รับรังสี และอายุของผู้ได้รับรังสี หากมีอายุน้อยความอันตรายเนื่องจากรังสีจะมีมากกว่าผู้ที่มีอายุมาก ในทารกแรกเกิดอาจได้รับอันตรายถึงพิการหรือเสียชีวิตได้

ตารางที่ 6 การเปรียบเทียบผลทางรังสีแบบ Stochastic effect และ Deterministic effect

| | Stochastic effect | Deterministic effect |
|-----------|--------------------------------|-----------------------------|
| ชนิดของผล | ผลต่อร่างกาย ผลต่อพันธุกรรม | ผลต่อร่างกาย |
| ช่วงเวลา | Late effect | Early effect Late effect |
| Threshold | ไม่มี | มี |
| ตัวอย่าง | เกิดมะเร็ง , อายุสั้น | Radiation sickness |

(แหล่งที่มา : eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_409/program_05_.ppt)

จากผลของรังสีดังกล่าว ICRP ได้ให้คำแนะนำว่าการได้รับรังสีของแต่ละบุคคลจะต้องจำกัดไว้ไม่ให้เกินค่าที่กำหนด (Dose limit) สำหรับบุคลากรที่ทำงานทางด้านรังสี และบุคคลทั่วไป เพื่อเป็นการป้องกันผลของรังสีแบบ Deterministic effect และลดผลของรังสีแบบ Stochastic effect ด้วยค่าขีดจำกัดปริมาณรังสีที่กำหนดโดย ICRP แสดงในตารางที่ 7

All rights reserved

ตารางที่ 7 ค่าขีดจำกัดของปริมาณรังสีที่เสนอแนะ โดย ICRP 103

| | Persons employed in radiation work | Public |
|-----------------------------|---------------------------------------|--------------------|
| Whole body effective dose | 20 mSv* per years | 1 mSv per years |
| Annual equivalent dose in : | | |
| - The lens of the eye | 150 mSv | 15 mSv |
| - The skin | 500 mSv | 50 mSv |
| - The hands and feet | 500 mSv | - |

* mSv = มิลลิซีเวิร์ต (Millisievert)

(แหล่งที่มา : ICRP 103 recommended dose limit)

นอกจากนี้ ICRP แนะนำว่าเมื่อทราบว่าตั้งครบกั ปริมาณรังสีที่บริเวณหน้าท้องต้องไม่เกิน 2 มิลลิซีเวิร์ต และการได้รับสารกัมมันตรังสีเข้าสู่ร่างกายจะต้องไม่เกินหนึ่งส่วนยี่สิบ (1/20) ของค่าการได้รับสารกัมมันตรังสีในบุคลากรที่ทำงานทางด้านรังสี

2.3.1 การป้องกันอันตรายจากรังสี

การปฏิบัติงานเกี่ยวกับรังสีนั้นเพื่อก่อให้เกิดความปลอดภัยสำหรับผู้ปฏิบัติงาน สิ่งที่ได้ผลดีที่สุดคือ มาตรการป้องกัน และการกำหนดมาตรการป้องกันรังสีได้นั้นต้องคำนึงถึงหลายปัจจัย ประกอบกัน ดังนั้น ในปี 1977 คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection หรือ ICRP) ได้เสนอแนะหลักปฏิบัติงานสำหรับผู้เกี่ยวข้องต่างๆ ได้รับรังสีน้อยที่สุดที่จะให้ประโยชน์ (As Low As Reasonably Achievable หรือ ALARA Principle) ซึ่งในปัจจุบันเป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวางและหลายๆประเทศได้นำไปประยุกต์ใช้กันอย่างมีประสิทธิภาพ

ดังนั้นวัตถุประสงค์ในการป้องกันอันตรายจากรังสีคือ การดำเนินการต่างๆ เพื่อป้องกันอันตรายจาก Deterministic Effect และจำกัดผลของ Stochastic Effect ให้อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ รวมทั้งเพื่อให้มั่นใจได้ว่าการปฏิบัติงานทางรังสีดำเนินไปด้วยความเหมาะสม

2.3.2 การปฏิบัติตนของผู้ที่มารับการตรวจทางรังสีวินิจฉัย

ถึงแม้ว่าการตรวจทางรังสีมีความปลอดภัยในระดับหนึ่งแต่มนุษย์ยังได้รับรังสีมาจากด้านอื่นๆ อีก ดังนั้นจึงควรพยายามให้ได้รับรังสีน้อยที่สุดในการตรวจแต่ละครั้ง ซึ่งรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีควรยึดหลักการ ALARA Principle โดยใช้รังสีน้อยที่สุดให้เกิดประโยชน์สูงสุดแก่ผู้ป่วยและผู้ที่เกี่ยวข้อง

- 1) ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่นการถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อย หรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่นการฉีดสารทึบรังสีในการตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาระบาย อาจมีอาการระบั้งส่วนใด ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ซึ่งจะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าในการถ่ายภาพรังสีและกลืนหายใจขณะถ่ายภาพรังสีด้วย
- 2) สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องการถ่ายภาพรังสีบริเวณช่องท้อง ควรทำภายใน 10 วันแรกของการมีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบประจำเดือน) เพราะเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก
- 3) ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการถ่ายภาพรังสีบริเวณช่องท้อง ควรใช้อัลตราซาวด์ (Ultrasound) แทนการเอกซเรย์ถ้าจำเป็นต้องใช้เอกซเรย์ตรวจอวัยวะอื่น ควรใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ
- 4) กรณีผู้ป่วยเด็ก หรือผู้ป่วยที่ไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยจับเป็นญาติหรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่น ควรปฏิบัติดังนี้
 - 4.1) สวมเสื้อตะกั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่ใช้ช่วยจับผู้ป่วย
 - 4.2) ผู้ปฏิบัติงานทางรังสีควรอยู่ห่างจากแนวรังสี 2 เมตร ซึ่งรวมถึงการถ่ายภาพรังสีตามหอผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย
- 5) ผู้ป่วยเด็กที่ต้องถ่ายภาพรังสีบ่อยๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์
- 6) ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการถ่ายภาพรังสี ไม่ควรเข้ามาในบริเวณการตรวจทางรังสีโดยไม่จำเป็น

2.3.3 เอกซโพสเชอร์ของเจ้าหน้าที่ (Personnel Radiation Exposure)

ในอดีตเรามักพูดถึงเอกซโพสเชอร์หรือปริมาณรังสีในหน่วยของ เอกซโพสเชอร์ ในสมัยแรกของการรู้จักรังสี เรินท์เกน ได้พยายามวัดรังสีด้วยเครื่องมือที่มีความไวที่สุด คือการวัดการแตกตัวของอากาศเมื่อมีลำรังสีผ่านเข้ามา มีหน่วยในระบบมาตรฐานสากล คือ คูโลมบ์ต่อกิโลกรัม (C/kg) และสามารถวัดได้ในปริมาณน้อยๆ จึงเป็นวิธีการที่ดีที่สุดในการหาความเข้มของรังสีเพื่อนำไปเกี่ยวข้องกับหน่วยอื่นๆ เช่น ปริมาณรังสีดูดกลืนที่ใช้ในทางการแพทย์ (Absorbed Dose) ปริมาณเทียบเท่า (Dose equivalent) ที่ใช้ในการป้องกันอันตรายจากรังสี เป็นต้น ผลของรังสีที่เกิดขึ้นระดับเซลล์ขึ้นอยู่กับเซลล์นั้นเกี่ยวข้องกับมากน้อยเพียงใดกับระบบทำงานของอวัยวะ ถ้าเกิดขึ้นกับโมเลกุลของดีเอ็นเอใน โครโมโซมจะทำให้โมเลกุลของดีเอ็นเอถูกทำลายและถ้าดีเอ็นเอนี้เป็นของโซมาติกเซลล์ของคนที่เกิดเจริญเติบโตเต็มที่แล้ว อาจจะมองไม่เห็นการเปลี่ยนแปลงที่ถูกทำลายมากนัก แต่ถ้าเกิดในเซลล์ต้นกำเนิดอาจทำให้เซลล์นั้นไม่สามารถสืบพันธุ์ได้อีกต่อไป แต่ถ้าเซลล์นั้นสามารถสืบพันธุ์ต่อไปได้อาจก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางกรรมพันธุ์ตกทอดไปสู่ลูกหลานได้ นอกจากรังสีจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในเซลล์แล้วยังก่อให้เกิดมะเร็งได้เพราะรังสีทำให้เกิดการแบ่งตัวของเซลล์ผิดปกติจนไม่สามารถควบคุมได้

คณะกรรมการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (ICRP) ได้ก่อตั้งมาตั้งแต่ ค.ศ.1928 ได้ทำการศึกษาในเรื่องการใช้และผลิตรังสีรวมถึงการผลิตสารกัมมันตรังสี เพื่อใช้ในกิจการต่างๆร่วมกับองค์การอนามัยโลก (WHO) และองค์การพลังงานปรมาณูนานาชาติ (IAEA) เป็นต้น บทบาทสำคัญของ ICRP คือการออกข้อเสนอแนะเกี่ยวกับการป้องกันอันตรายจากรังสี จะเน้นเฉพาะรังสีชนิดก่อไอออนเท่านั้น ซึ่งได้จัดพิมพ์เอกสารอันเป็นที่ยอมรับกันในชื่อว่า “ICRP publication” โดยประกาศฉบับที่ 1 (ICRP publication 1) ตีพิมพ์ในปี ค.ศ.1959 ซึ่งกล่าวถึงเรื่องข้อเสนอแนะโดยทั่วไปเกี่ยวกับรังสีและได้มีการแก้ไขปรับปรุงจนมาถึงประกาศฉบับที่ 26 (ICRP publication 26) ซึ่งตีพิมพ์ในปี ค.ศ.1977 ในการปรับปรุงแก้ไขนั้นได้เสนอแนะให้ผู้ใช้งานรังสีพยายามใช้รังสีในปริมาณที่ต่ำที่สุดเท่าที่จะยอมรับได้ (ALARA : As Low As Reasonably Achievable) และได้กำหนดปริมาณรังสีสูงสุดต่อปี สำหรับเจ้าหน้าที่หรือผู้ที่มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสี และสำหรับประชากรทั่วไปในประกาศฉบับที่ 26

ในปี ค.ศ.2007 ICRP ได้ประชุมตกลงเปลี่ยนแปลงแนวความคิดต่างๆของ ICRP 26 หลายประการ โดยจัดพิมพ์ใหม่เป็นประกาศฉบับที่ 103 (ICRP publication 103) การเปลี่ยนแปลงที่

เกี่ยวข้องกับร่างกายมนุษย์และผู้ที่มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสีและสำหรับประชาชนทั่วไปจาก ICRP ประกาศฉบับที่ 26 มาเป็น ICRP ประกาศฉบับที่ 103 สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 8 – 11

ตารางที่ 8 การเปลี่ยนแปลงค่าสัดส่วนความเสี่ยงของเนื้อเยื่อเทียบกับอัตราเสี่ยงรวมของการได้รับรังสีทั่วตัว [3]

| Organs | Tissue Weighting Factor (W_T) | |
|----------------|-----------------------------------|----------|
| | ICRP 26 | ICRP 103 |
| gonads | 0.25 | 0.20 |
| Bone marrow | 0.12 | 0.12 |
| colon | - | 0.12 |
| lung | 0.12 | 0.12 |
| stomach | - | 0.12 |
| bladder | - | 0.05 |
| breast | 0.15 | 0.05 |
| liver | - | 0.05 |
| esophagus | - | 0.05 |
| thyroid | 0.03 | 0.05 |
| skin | - | 0.01 |
| Bone surface | 0.03 | 0.01 |
| The rest other | 0.30 | 0.05 |

ตารางที่ 9 การเปลี่ยนแปลงปริมาณสูงสุด สำหรับเจ้าหน้าที่หรือผู้มีอาชีพเกี่ยวข้องกับรังสี [3]

| Organs | ICRP 26 (mSv/yr) | ICRP 103 (mSv/yr) |
|--------------|---------------------|----------------------------------|
| overall | 50 | 20 (average time for 5 years) |
| Eye lens | 150 | 150 |
| skin | 500 | 500 |
| Hands , feet | 500 | 500 |
| others | 500 | - |

ตารางที่10 การเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีสูงสุดสำหรับประชาชนทั่วไป [3]

| Organs | ICRP 26 (mSv/yr) | ICRP 103 (mSv/yr) |
|--------------|---------------------|---------------------------------|
| overall | 5 | 1 (average time for 5 years) |
| Eye lens | 50 | 15 |
| skin | 50 | 50 |
| Hands , feet | 50 | 50 |
| others | 50 | - |

ตารางที่ 11 ชื่อเรียกทางองค์กร ICRP และปริมาณรังสีสูงสุดสำหรับเจ้าหน้าที่หรือผู้มีอาชีพ
เกี่ยวข้องกับใช้เรียกตั้งแต่ปี ค.ศ. 1950

| A.D. | Term | Quantity |
|------|--|---|
| 1950 | Maximum Permissible Dose (MPD) | 0.3 R/week |
| 1958 | Accumulative Dose Maximum Permissible Dose (MPD) | 5 (N-18) 3 REM/13 week |
| 1965 | Maximum Permissible Dose (MPD) | 5 REM/yr |
| 1977 | Effective Dose Equivalent | 50 mSv/yr |
| 1990 | Dose Limits | 20 mSv/yr (average time for 5 years) |

2.3.4 ALARA Principle

ICRP หรือคณะกรรมการว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี ได้เสนอว่า การได้รับปริมาณรังสีทุกรูปแบบที่เป็นการเสี่ยงภัย โดยเฉพาะอย่างยิ่งการได้รับรังสีนอกเหนือจากธรรมชาติซึ่งส่วนใหญ่เป็นการได้รับรังสีจากการใช้ประโยชน์ของรังสีในด้านต่างๆ และการเสี่ยงภัยทางด้านรังสี น่าจะเป็นการประเมินให้เห็นเด่นชัดในลักษณะที่เป็นการยอมรับเหมือนการเสี่ยงภัยจากการใช้เทคโนโลยีอื่นๆ ในชีวิตประจำวัน จากพื้นฐานหลักการวิเคราะห์เกี่ยวกับการเสี่ยงภัยและผลที่ได้รับจากรังสีนั้นองค์การระหว่างประเทศต่างๆ ได้แก่ IAEA, WHO ได้ร่วมกันจัดทำและกำหนดเป็นมาตรฐานเกี่ยวกับความปลอดภัยทางรังสี ตามข้อเสนอแนะของ ICRP และเพื่อบรรลุวัตถุประสงค์ ICRP ได้เสนอระบบเพื่อจำกัดการได้รับปริมาณรังสีซึ่งมีขั้นตอนตามลำดับดังนี้

- 1) Justification การปฏิบัติซึ่งเป็นผลให้ผู้ปฏิบัติงานได้รับรังสีนั้น จะดำเนินการได้อย่างต่อเนื่องเป็นผลดีในลักษณะคุ้มค่าเท่านั้น ทั้งนี้ให้คำนึงถึงผลและอันตรายจากรังสีด้วย
- 2) Optimization ต้องควบคุมให้มีการได้รับรังสีในระดับต่ำเท่าที่ยอมรับได้ (ALARA) โดยพิจารณาถึงปัจจัยเศรษฐกิจและสังคม
- 3) Individual dose limitation ระดับรังสีในข้อ 2 ต้องไม่ทำให้ผู้ปฏิบัติงานรับรังสีเกินปริมาณที่กำหนด

2.3.5 หลักการปฏิบัติในการป้องกันอันตรายจากรังสี

หลักการปฏิบัติในการป้องกันอันตรายจากรังสีมี 3 วิธี คือการใช้เวลา (Time) ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสี (Distance) และการกำบังรังสี (Shielding)

- 1) การใช้เวลาน้อยที่สุด (Minimize time)

การควบคุมเวลาในการปฏิบัติงานเป็นวิธีการสำคัญในการลดปริมาณรังสีที่จะได้รับ การใช้เวลาน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้ในการทำงานเกี่ยวกับรังสี จะช่วยให้ผู้ปฏิบัติงานได้รับรังสีน้อยลง สามารถคำนวณได้จากสมการ(5)

$$D = R \times T \quad (5)$$

โดยที่ D = อัตราการได้รับรังสีสูงสุดที่ทำงานได้ (Exposure rate)

R = ปริมาณรังสี (Exposure)

T = เวลาที่อนุญาตให้ทำงานได้ (Time)

- 2) ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีมากที่สุด (Maximize distance)

การควบคุมระยะห่างระหว่างผู้ปฏิบัติงานกับต้นกำเนิดรังสี เป็นอีกวิธีหนึ่งในการลดอันตรายจากรังสี หากผู้ปฏิบัติงานสามารถทำงานให้ห่างจากต้นกำเนิดรังสีให้มากที่สุดผู้ปฏิบัติงานจะได้รับรังสีน้อยที่สุดความสัมพันธ์ระหว่างการได้รับรังสีกับระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีสามารถคำนวณได้

จากสูตรกำลังสองผกผัน (Inverse square law) ดังสมการ (6)

$$I = k/d^2 \quad (6)$$

โดยที่ I = ปริมาณรังสี

d = ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสี

k = ค่าคงที่ซึ่งจะเปลี่ยนไปตามชนิดของต้นกำเนิดรังสี

ในกรณีที่เป็ต้นกำเนิดรังสีชนิดเดียวกัน ค่า k จะไม่เปลี่ยนแปลง ดังนั้นสูตร สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$I_1 D_1^2 = I_2 D_2^2 \quad (7)$$

โดยที่ I_1 = ปริมาณรังสี เมื่อห่างจากต้นกำเนิดเป็นระยะทาง D_1

I_2 = ปริมาณรังสี เมื่อห่างจากต้นกำเนิดเป็นระยะทาง D_2

D_1 = ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีปริมาณรังสี I_1

D_2 = ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีปริมาณรังสี I_2

3) การใช้อุปกรณ์กำบังรังสีมากที่สุด (Maximize shielding)

ในกรณีที่ไม่สามารถลดเวลาในการทำงานลงได้และจำเป็นต้องทำงานอยู่ใกล้ต้นกำเนิดรังสี ผู้ปฏิบัติงานสามารถลดการได้รับปริมาณรังสีลงได้ โดยใช้วัสดุบางชนิดที่เหมาะสมทำเป็นอุปกรณ์กำบังรังสี ดังนั้นอุปกรณ์กำบังรังสีจึงมีความสำคัญมากเมื่อปฏิบัติงานกับรังสีการเลือกใช้ชนิดอุปกรณ์กำบังรังสี ควรเลือกให้มีความเหมาะสมกับปัจจัยที่เกี่ยวข้องได้แก่ ความแรงแรงรังสีของต้นกำเนิดรังสี ชนิดของรังสี พลังงานรังสี และค่าที่ยอมรับได้หลังจากผ่านอุปกรณ์กำบังรังสี เช่น ค่าที่ยอมให้ผู้ปฏิบัติงานรับได้ในระหว่างปฏิบัติงาน เป็นต้น

2.4 หลักการในการเลือกวัสดุกำบังรังสี

ในการเลือกวัสดุที่จะนำมาใช้ผลิตอุปกรณ์กำบังรังสีเอ็กซ์ในงานรังสีวินิจฉัย จะต้องพิจารณาคคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass Attenuation coefficient ; μ/p)

เมื่อรังสีออกจากหลอดเอกซเรย์ รังสีจะมีลักษณะเป็นลำแคบๆซึ่งมีความเข้มรังสีเท่ากับ I_0 เมื่อรังสีดังกล่าวผ่านวัตถุความหนาเท่ากับ X และมีความหนาแน่นเท่ากับ p จะทำให้รังสีที่ผ่านวัตถุดังกล่าวออกมามีความเข้มเท่ากับ I ซึ่งเป็นไปตามกฎการลดทอน (The exponential attenuation law) ตามสมการที่ (8)

$$I/I_0 = e^{x \rho_0 [-(\mu/\rho)]} \quad (8)$$

2) ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (Mass energy absorption coefficient ; μ_{en}/ρ) หมายถึง อัตราการลดลงของรังสีเมื่อผ่านวัตถุออกมา รังสีส่วนหนึ่งจะถูกดูดกลืนพลังงานโดยวัตถุนั้นต่อมวลหรือความหนาของวัตถุนั้นๆ ซึ่งเป็นผลรวมของพลังงานที่เกิดจากอนุภาคที่มีประจุเดินทางผ่านตัวกลาง ตามสมการที่ (9)

$$\mu_{en}/\rho = (1 - g) \mu_{tr}/\rho \quad (9)$$

โดยที่ μ_{en}/ρ = ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนพลังงานเชิงมวล

g = ค่าเฉลี่ยพลังงานศักย์ของอนุภาคที่เกิดจากปฏิกิริยาของรังสีกับวัตถุ

μ_{tr}/ρ = ค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทพลังงานเชิงมวล

2.4.1 ปัจจัยที่มีผลต่อความหนาของอุปกรณ์กำบังรังสี

มีปัจจัยหลายอย่างที่ต้อนำมาใช้ในการตัดสินใจ เพื่อคำนวณหาความหนาของอุปกรณ์กำบังรังสี

- 1) ระยะระหว่างคั่นกำเนิดรังสีหรือหลอดเอกซเรย์กับอุปกรณ์ กำบังรังสี เช่น ผนังด้านที่ขนานกับหลอดเอกซเรย์ควรมีความหนามากกว่าผนังด้านอื่น เนื่องจากผนังด้านนี้จะได้รับรังสีที่รั่วออกมาจากหลอดเอกซเรย์มากกว่ารังสีปฐมภูมิและรังสีกระเจิง ซึ่งโดยส่วนมากแล้วจะสร้างให้หลอดเอกซเรย์อยู่กลางห้องเพื่อไม่ให้ผนังด้านใดด้านหนึ่งได้รับรังสีมากเกินไป เป็นต้น
- 2) ระยะเวลาในการปฏิบัติงานของผู้ปฏิบัติงานของผู้ปฏิบัติงาน (Time of occupancy factor : T) ซึ่ง NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurement) ได้กำหนดไว้ที่ 40 ชั่วโมงต่อสัปดาห์
- 3) บริเวณการทำงานของผู้ปฏิบัติงาน (Control area & Uncontrol area) โดยนำค่าขีดจำกัดการได้รับปริมาณรังสีเป็นพื้นฐาน ในการกำหนดความหนาของอุปกรณ์กำบังรังสีที่ใช้ในบริเวณการทำงานของผู้ปฏิบัติงาน
- 4) การทำงานของหลอดเอกซเรย์ใน 1 สัปดาห์ (Workload :W) ซึ่งได้กำหนดไว้ที่ 500 มิลลิแอมแปร์นาที่ต่อสัปดาห์ สำหรับห้องเอกซเรย์ที่มีการทำงานมาก และ 100 มิลลิแอมแปร์นาที่ต่อสัปดาห์ สำหรับห้องเอกซเรย์ที่มีการทำงานน้อย

5) ระยะเวลาที่มีรังสีตกกระทบผนังห้องเอกซเรย์ (Use factor : U) ซึ่ง NCRP ได้กำหนดให้

- ผนังห้องเอกซเรย์มี Use Factor = 1
- ผนังห้องเอกซเรย์มี Use factor = $\frac{1}{4}$

6) ค่า kVp สูงสุดที่ใช้

2.4.2 อุปกรณ์กำบังรังสี

เราสามารถลดปริมาณรังสีโดยการวางอุปกรณ์ที่มีการลดทอนรังสีได้ระหว่างผู้ปฏิบัติงานและหลอดเอกซเรย์โดยอุปกรณ์ที่ใช้กำบังรังสีสำหรับหลอดเอกซเรย์ ห้องเอกซเรย์และ อุปกรณ์กำบังรังสีส่วนบุคคล ได้แก่ เสื้อตะกั่ว อุปกรณ์ป้องกันรังสีของต่อมไทรอยด์ ถุงมือตะกั่ว กระจกตะกั่ว และฉากตะกั่ว เป็นต้น

ตารางที่ 12 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนาของเสื้อตะกั่วที่สมมูลกับตะกั่ว น้ำหนักเสื้อตะกั่วและความสามารถในการกั้นพลังงานรังสีพลังงานต่าง ๆ ของเสื้อตะกั่ว

| ความหนาที่สมมูล ตะกั่ว (มม.) | น้ำหนัก (ปอนด์) | เปอร์เซ็นต์การลดทอนของรังสี พลังงานต่าง ๆ | | |
|---------------------------------|-----------------|--|--------|---------|
| | | 50 kVp | 75 kVp | 100 kVp |
| 0.25 | 3-10 | 97 | 66 | 51 |
| 0.50 | 6-15 | 99.9 | 88 | 75 |
| 1.00 | 12-15 | 99.9 | 99 | 94 |

(แหล่งที่มา : Bushong SC. Radiologic science for technologists : physics, biology, and protection 9th Edition. St. Louis, Mo. : Elsevier Mosby, c2008.p.624)

ในส่วนของอุปกรณ์กำบังรังสีสำหรับหลอดเอกซเรย์และห้องเอกซเรย์ได้แก่ ตะกั่วสำหรับบุเพื่อป้องกันส่วนต่าง ๆ ของหลอดเอกซเรย์ ม่านตะกั่ว ตะกั่วสำหรับป้องกันรังสีของเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่กระจกตะกั่ว และผนังที่ทำด้วยตะกั่วหรือเทียบเท่า เป็นต้น

2.5 หลักการทางฟิสิกส์ของสไลซ์โปรลชีที

2.5.1 การหาข้อมูล(Data Acquisition)

สไลซ์โปรลชีทีเป็นเทคนิคการสแกนอย่างต่อเนื่อง โดยที่เตียงเอกซเรย์ที่ผู้ป่วยนอนนิ่งอยู่นั้น เคลื่อนที่ไปตามแนวยาวของเตียงเอกซเรย์ขณะเดียวกันหลอดเอกซเรย์และหัววัดเอกซเรย์จะ เคลื่อนที่เป็นแบบวงกลมในระนาบที่ตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของเตียงเอกซเรย์หรือผู้ป่วยดังนั้นจึง สามารถมองในรูปของการสแกนเชิงปริมาตร (volume scanning)

2.5.2 ความหมายของพจน์(Term)ที่เกี่ยวข้อง

ความหนาของสไลซ์ (slice thickness) หมายถึง ความหนาของลำรังสีเอ็กซ์ในหน่วย มิลลิเมตร ความหนานี้จะถูกบังคับด้วยคอลลิเมเตอร์ แทนด้วย ST

พิตช์ (pitch) หมายถึง ระยะทางที่เตียงผู้ป่วยซึ่งนอนนิ่งบนเตียงเคลื่อนที่ไปตามแนวยาว ของเตียงในช่วงเวลาที่หลอดเอกซเรย์หมุนได้ 1 รอบ พิตช์มีหน่วยเป็น มิลลิเมตรแทนด้วย P

อัตราส่วนพิตช์ (pitch ratio) หมายถึง พิตช์(P)หารด้วยความหนาของสไลซ์(ST) ถ้า กำหนดให้อัตราส่วนพิตช์แทนด้วย PR ตามนิยามของอัตราส่วนพิตช์จะได้อัตราส่วนพิตช์เป็นไป ตามสมการ อัตราส่วนพิตช์ไม่มีหน่วย

$$PR = \frac{P}{ST} \quad (10)$$

เปอร์เซ็นต์ฮีลิคซ์ (percent helix) หมายถึง อัตราส่วนพิตช์คูณด้วย 100 มีหน่วยเป็น เปอร์เซ็นต์ แทนด้วย PH สามารถเขียนเป็นสมการอย่างง่ายได้ตามสมการ

$$PH = 100PR \quad (11)$$

สมมติความหนาสไลซ์เท่ากับ 5 มิลลิเมตร และพิตช์เท่ากับ 10 มิลลิเมตรจะสามารถคำนวณ อัตราส่วนพิตช์ได้ตามสมการ (10) จะได้ผลลัพธ์เท่ากับ 2 และสามารถคำนวณเปอร์เซ็นต์ฮีลิคซ์ได้ ตามสมการ (11) จะได้ผลลัพธ์เท่ากับ 200 เปอร์เซ็นต์ เป็นต้น

ดรรชนีภาพ (image index) หมายถึง ระยะทางระหว่างศูนย์กลางของชั้นภาพที่สร้างถัดกัน มีหน่วยเป็น มิลลิเมตรเขียนแทนด้วย II

ขอบเขตภาพ (image extent) หมายถึง ระยะทางระหว่างชั้นภาพที่สร้างภาพแรกจนถึงชั้น ภาพที่สร้างภาพสุดท้าย มีหน่วยเป็น มิลลิเมตรเขียนแทนด้วย IE

ภาพต่อรอบ (image per revolution) หมายถึง พิตช์หารด้วยครชนีภาพ ถ้ากำหนดให้ภาพต่อรอบเขียนแทนด้วย IR จะสามารถเขียน IR ได้ตามสมการที่ 12

$$IR = \frac{P}{II} \quad (12)$$

สมมติในการหาข้อมูลครั้งหนึ่งใช้ความหนาของสไลซ์เท่ากับ 6 มิลลิเมตรมีอัตราส่วนพิตช์เท่ากับ 1.5 และมีค่าครชนีภาพเท่ากับ 1.25 มิลลิเมตรจากสมการ (10) และ (12) จะสามารถคำนวณภาพต่อรอบได้เท่ากับ 7.2 ซึ่งไม่เป็นเลขจำนวนเต็มเสมอไป

จำนวนภาพ (number of images) หมายถึง จำนวนภาพทั้งหมดที่สามารถสร้างขึ้นได้จากการหาข้อมูลครั้งหนึ่ง เขียนแทนด้วย NI สมมติในการหาข้อมูลครั้งหนึ่งมีค่าครชนีภาพเท่ากับ II และมีขอบเขตภาพเท่ากับ IE จะสามารถคำนวณจำนวนภาพได้ตามสมการที่ 13

$$NI = \frac{IE}{II} + 1 \quad (13)$$

2.5.3 ปัญหาสำหรับสไปรอลซีที

ตามวิธีการสแกนแบบวงสว่านที่ได้กล่าวไปแล้วนั้น ในช่วงเวลาของการพัฒนาสไปรอลซีทีเบื้องต้น จะพบปัญหาหลายประการที่ต้องการการแก้ไข ปัญหาเหล่านั้นคือ

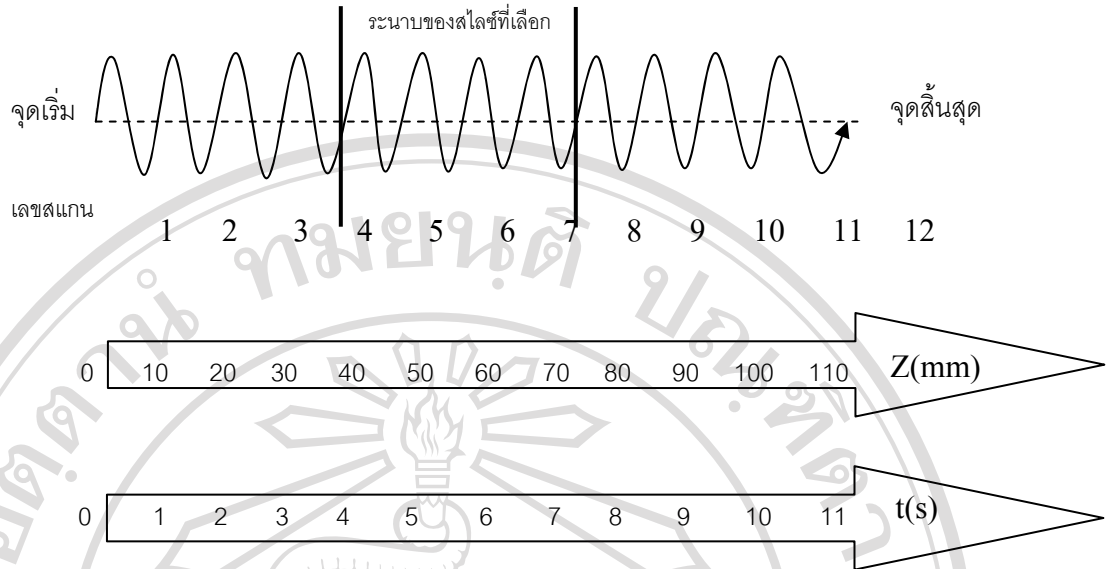
การกำหนดสไลซ์หรือชั้นภาพ สำหรับซีทีโดยทั่วไปการกำหนดสไลซ์ที่ต้องการตัดทำได้สะดวกมากเพราะสไลซ์ในตัวผู้ป่วยที่ต้องการอยู่นิ่งเมื่อเทียบกับระนาบการหมุนของลำรังสีเอ็กซ์ การหาข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุผ่านร่างกายผู้ป่วยออกมา จึงเป็นไปอย่างสมบูรณ์แต่สำหรับสไปรอลซีที ขณะที่ลำรังสีเอ็กซ์ผ่านตรงจุดเริ่มต้นของการสแกน ผู้ป่วยซึ่งนอนนิ่งบนเตียงเอกซเรย์จะถูกเคลื่อนไปในแกนตามยาว การหาข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์ที่หัววัดอ่านค่าได้จึงเป็นไปในแนววงสว่านทำให้การคำนวณการสร้างภาพของสไลซ์ที่ต้องการเกิดปัญหาในการเลือกข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ ที่เหมาะสมมาคำนวณ จึงนับเป็นปัญหาอันดับแรกที่เกิดขึ้นสำหรับสไปรอลซีที

อาร์ติแฟกต์จากการเคลื่อนรุนแรง เป็นความผิดปกติที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของชิ้นวัตถุที่ต้องการขณะสแกน ทำให้ข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพเกิดความคลาดเคลื่อนไปจากชั้นภาพที่ต้องการ

ความหนาของชั้นภาพเพิ่มขึ้น สำหรับภาพซีทีทั่วไปความหนาของชั้นภาพโดยประมาณ เท่ากับความหนาของลำรังสีเอ็กซ์ ทั้งนี้เพราะภาพที่คอมพิวเตอร์สร้างขึ้นนั้น ได้จากการคำนวณจาก ข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านออกมาในขณะที่ผู้ป่วยนอนนิ่งๆ แต่สำหรับภาพซีทีที่ได้จากการ สแกนแบบควงส่ววนข้อมูลความเข้มที่วัดได้นั้นจะทะลุผ่านตัวผู้ป่วยกำลังเคลื่อนที่ตามแนวยาวของ เติงเอกซเรย์ ทำให้ภาพที่คำนวณสร้างขึ้นมีความหนามากกว่าความหนาของลำรังสีเอ็กซ์

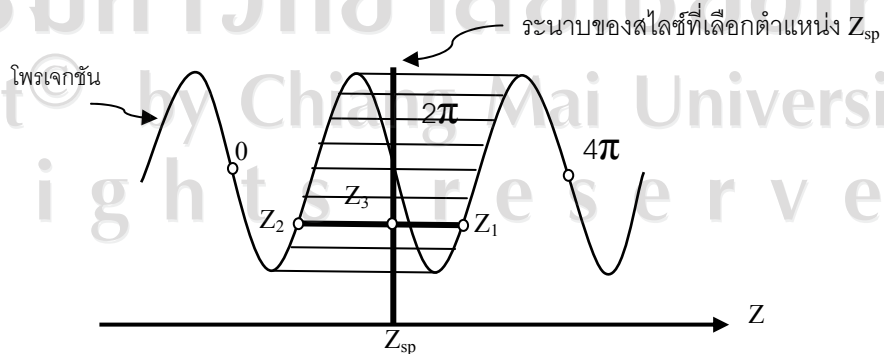
2.5.4 การคำนวณการสร้างภาพ

เนื่องจากการหาข้อมูลแบบสไลปรอลจะได้ข้อมูลเพื่อคำนวณสร้างภาพไม่ครบถ้วน ระยะเวลา ของสไลซ์ที่เลือกอยู่ระหว่างข้อมูลโพเจกชันที่เก็บได้ โดยมีโพเจกชันเพียงบางส่วนเท่านั้นที่ ผ่านสไลซ์ที่เลือก และสามารถหาคำนวณสร้างภาพได้ทันทีแต่เป็นข้อมูลที่น้อยเกินไป ปัญหา ทั้งหมดที่พบในระหว่างการพัฒนาสไลปรอลซีทีตามที่ได้อธิบายมานั้น สามารถแก้ไขได้โดยการใช้ การคำนวณสร้างภาพแบบพิเศษเรียกว่า ดีอาร์เอ (DRA:Dedicated Reconstruction Algorithm) ซึ่งต้องอาศัยวิธีการประมาณค่าในช่วง (Interpolation) ทุกจุดที่อยู่บนเส้นทางควงส่ววนนั้นแทน ข้อมูลโพเจกชันที่ได้ ณ จุดนั้น แต่การคำนวณสร้างภาพจำเป็นต้องคำนวณจากข้อมูลความเข้มของ รังสีเอ็กซ์ที่ผ่านชั้นภาพนั้นออกมาเท่านั้น ดังนั้นข้อมูลที่นำมาคำนวณสร้างภาพของชั้นภาพที่ ต้องการจึงไม่สมบูรณ์เพราะข้อมูลขาดหายไปบางส่วนในระหว่างการสแกนแบบสไลปรอลจึงมี ความจำเป็นที่ต้องมีวิธีการจำลองข้อมูลที่ขาดหายไปนั้นให้กลับมีขึ้นมาและใช้ในการคำนวณการ สร้างภาพ เริ่มต้นที่การแยกข้อมูลในระนาบของชั้นภาพที่สนใจที่ได้จากการสแกนแบบควงส่ววน ออกมา จากนั้นจะกำหนดข้อมูลความเข้มในระนาบของชั้นภาพที่ติดกับระนาบที่สนใจและอยู่ใน ทิศทางหรือมุมเดียวกับข้อมูลในระนาบของชั้นภาพที่สนใจ ต่อจากนั้นจะคำนวณหาสัมประสิทธิ์ ถ่วงน้ำหนัก (WC : weighting coefficient) ระหว่างระนาบทั้งสองนั้น ค่าสัมประสิทธิ์ถ่วง น้ำหนักระหว่างระนาบทั้งสองจะสามารถนำไปคำนวณหาข้อมูลที่สมบูรณ์ในระนาบของชั้นภาพที่ สนใจได้ด้วยเทคนิคการประมาณค่าในช่วงเนื่องจากมุมเปลี่ยน ไปจึงจำเป็นต้องคำนวณหา สัมประสิทธิ์ถ่วงน้ำหนักสำหรับทิศทางนี้เพื่อการประมาณค่าในช่วง โดยการกระทำซ้ำๆแบบนี้จะ ได้ข้อมูลโพเจกชันที่สมบูรณ์ในแต่ละมุมครบถ้วนทุกมุมสำหรับชั้นภาพที่สนใจซึ่งจะถูกนำไปใช้ คำนวณสร้างภาพต่อไป



รูปที่ 13 ข้อมูลโพรเจกชันตามเวลา ตำแหน่ง และมุมต่างๆ จำนวนทั้งหมด 12 รอบของการสแกน ระยะสแกนเท่ากับ 120 มิลลิเมตร เวลาสแกนเท่ากับ 12 วินาที [23]

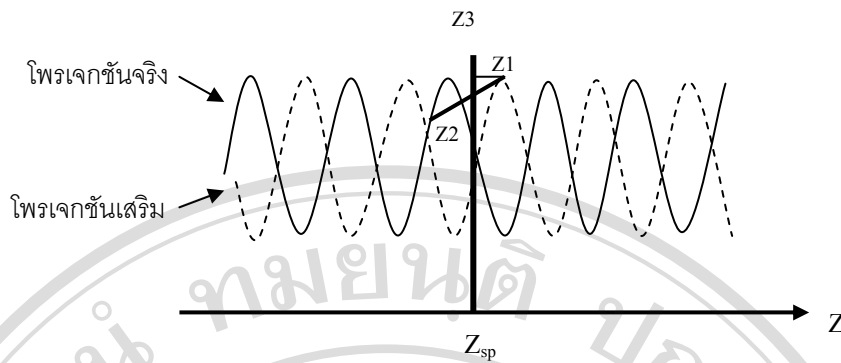
เพื่อให้เข้าใจการหาข้อมูลของสไปรอลซีทีได้ดีขึ้น พิจารณารูปที่ 13 ซึ่งนำข้อมูลโพรเจกชันมาจัดเรียงตามเวลา ตำแหน่งและมุมต่างๆ ตามตัวอย่างนี้ จะเห็นว่าข้อมูลโพรเจกชันทั้งหมดได้จากการสแกนจำนวน 12 รอบ ระยะทางที่ผู้ป่วยหรือเตียงเคลื่อนที่เท่ากับ 120 มิลลิเมตร ใช้เวลาการสแกน 12 วินาที จากรูปจะเห็นได้ชัดเจนว่าระนาบของสไลซ์ที่สนใจมีข้อมูลโพรเจกชันที่สามารถใช้ในการคำนวณสร้างภาพไม่เพียงพอ จำเป็นต้องแก้ไขตามวิธีที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นหรือทำการหาข้อมูลชนิดที่เรียกว่า การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็ม (full scan linear interpolation) และการประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่ง (half scan linear interpolation)



รูปที่ 14 การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็ม [23]

จากรูปที่ 14 แสดงแนวคิดของการประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็ม สมมติว่า ข้อมูลโพเรจชันคือเส้นกราฟคลื่นรูปไซน์ ระยะเวลาของสไลซ์ที่เราเลือกอยู่ที่ตำแหน่ง Z_{sp} ในระนาบนี้มีข้อมูลโพเรจชันผ่านอย่างสมบูรณ์ไม่เพียงพอต่อการคำนวณสร้างภาพ ข้อมูลโพเรจชันที่เพียงพอจะต้องเป็นโพเรจชันที่ผ่านระนาบนี้ทั้งระนาบในทุกทิศทางอย่างน้อย 180 องศาตามที่กล่าวข้างต้นแล้วว่าการประมาณค่าในช่วงจะถูกนำมาใช้ ซึ่งกรณีนี้ก็เช่นกันแต่จะเรียกว่า การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็ม ในกรณีที่เรต้องการทราบค่าโพเรจชันบนระนาบของสไลซ์ที่จุด Z_3 ซึ่งในความเป็นจริงไม่มีข้อมูลโพเรจชันนี้ที่ได้จากการสแกนจริงๆ เราจึงต้องประมาณค่าในช่วงเชิงเส้น จุดโพเรจชันที่ใช้สำหรับการประมาณค่าในช่วงจะเลือกจากตำแหน่ง Z_1 และ Z_2 ซึ่งเป็นข้อมูลโพเรจชันที่อยู่ห่างกัน 360 องศาหรือ 2π โดยอาศัยวิธีการคำนวณแบบเชิงเส้นและมีตำแหน่งมุมของข้อมูลโพเรจชันที่ใช้เป็นแฟลคเตอร์สำคัญ ด้วยวิธีการนี้จะทำให้สามารถประมาณค่าของข้อมูลโพเรจชันในตำแหน่งมุมที่หายไปได้ แต่การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็มมีข้อเสีย คือความคมชัดของภาพในแกน Z หรือแนวขนานกับเตียงผู้ป่วยจะต่ำ

การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่งเกิดขึ้นเพื่อปรับปรุงความคมชัดของภาพในแกน Z ให้ดียิ่งขึ้น โดยใช้หลักการประมาณค่าระหว่างคู่จุดที่อยู่ใกล้กันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ จากรูปที่ 15 แนวคิดของการประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่ง วิธีนี้จำเป็นต้องคำนวณค่าข้อมูลโพเรจชันเสริม (complementary projection) ซึ่งข้อมูลโพเรจชันเสริม (เส้นประ) จะเหมือนกับข้อมูลโพเรจชันที่วัดได้จริงแต่มีเฟสตรงข้ามกับข้อมูลโพเรจชันจริง จากนั้นจึงจะสามารถประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่งได้ ทำนองเดียวกับการประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบเต็ม สมมุติต้องการประมาณค่าข้อมูลโพเรจชันที่จุด Z_3 ข้อมูลโพเรจชันที่อยู่ระหว่างจุด Z_3 ที่เหมาะสมสำหรับการคำนวณประมาณค่าคือข้อมูลที่จุด Z_1 และ Z_2 โดยที่ข้อมูลทั้งสองจุดนี้จะต้องมีตำแหน่งมุมต่างกันประมาณ 180 องศา ปรากฏว่าวิธีการประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่งให้ภาพที่มีความคมชัดในแกน Z ดีกว่า



รูปที่ 15 การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้นชนิดสแกนแบบครึ่ง [23]

2.5.5 ข้อดีของสไปรอลซีที

เวลาการสแกนน้อยลง ลักษณะประจำตัวของการสแกนแบบควงส่วนหรือสไปรอลซีที มีความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัดเมื่อเทียบกับซีทีแบบธรรมดา เนื่องจากการเคลื่อนที่แบบควงส่วน จะครอบคลุมพื้นที่มากกว่า ที่เวลาเท่ากันมีการใช้เทคนิค interpolation ในแนวแกน Z เดิมข้อมูลในส่วนที่ขาดหายไป ทำให้เวลาในการสแกนสั้นลง เช่น เติงเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 10 มิลลิเมตรต่อวินาทีพื้นที่ที่ต้องการสแกนมีความยาว 300 มิลลิเมตรจะใช้เวลาสแกน 30 วินาทีเท่านั้นในขณะที่ผู้ป่วยกลืนหายใจเพียงครั้งเดียว

อิสระในการเลือกชั้นภาพ หลังจากการสแกนแบบควงส่วนสิ้นสุดลง ขั้นตอนการคำนวณสร้างภาพจะเริ่มขึ้น โดยการนำข้อมูลโพรเจกชันที่ได้อย่างต่อเนื่องมาคำนวณสร้างภาพและใช้เทคนิคการประมาณค่าในช่วง ชั้นภาพที่ต้องการสร้างสามารถเลือกสร้างในระนาบที่ตั้งฉากกับแนวยาวของผู้ป่วยระนาบใดก็ได้ที่อยู่ในพื้นที่ของการสแกน ซึ่งทำให้เกิดอิสระในการเลือกชั้นภาพตรงตำแหน่งที่ต้องการได้ นับเป็นลักษณะประจำตัวที่สำคัญอีกประการหนึ่งของสไปรอลซีที การที่สไปรอลซีทีสามารถเลือกชั้นภาพได้อย่างอิสระและสามารถทำได้หลังการสแกนสิ้นสุดลงจึงเป็นข้อดีที่สามารถเลือกชั้นภาพใดก็ได้โดยไม่ต้องเก็บข้อมูลการสแกนใหม่

ภาพ 3 มิติ ลักษณะประจำตัวประการที่สามคือ ความสามารถในการสร้างภาพ 3 มิติ คุณภาพสูงและการสร้างภาพหลายระนาบ (multiplanar reconstruction, MPR) เนื่องจากสไปรอลซีทีมีอิสระในการเลือกชั้นภาพที่ใดก็ได้ในพื้นที่การสแกน ทำให้สามารถนำชั้นภาพที่มีความต่อเนื่องกันมาต่อกันเกิดเป็นภาพ 3 มิติที่มีคุณภาพสูง แต่ในกรณีของการสแกนแบบธรรมดา การนำชั้นภาพมาต่อกันเพื่อให้เกิดภาพ 3 มิติจะได้ภาพที่ขาดความต่อเนื่องราบเรียบเพราะชั้นภาพแต่ละชั้นที่นำมาต่อกันนั้นมีข้อจำกัดและระยะห่างระหว่างชั้นภาพมีมากเกินไป

2.6 นาโนเทคโนโลยี

นาโน (Nano) แปลว่า คนแคระในภาษากรีก แต่โดยมากจะเป็นคำที่เรียกกันติดปาก และย่อมาจากคำว่า นาโนเมตร (Nanometre) ซึ่งหมายถึง สิบกำลังลบเก้าเมตร หรือ 1 ส่วนพันล้านของ 1 เมตร ความหมายของนาโนเทคโนโลยี (Nanotechnology) ที่นิยามขึ้นโดยมูลนิธิวิทยาศาสตร์แห่งชาติ (National Science Foundation, NSF) ของสหรัฐอเมริกา มี 3 มุมมองด้วยกันคือ

- 1) การวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีในระดับอะตอม โมเลกุล หรือ โมเลกุลมหภาค(macromolecule) ที่มีขนาดเล็กอยู่ในช่วง 1 – 100 นาโนเมตร
- 2) การสร้างและการใช้ประโยชน์จากโครงสร้าง อุปกรณ์ หรือระบบต่างๆที่มีสมบัติและหน้าที่ใหม่ๆเกิดขึ้นอันเนื่องมาจากมีขนาดเล็กในระดับนาโน (nanoscale)ของสิ่งนั้นๆ
- 3) ความสามารถในการควบคุมและจัดการได้อย่างถูกต้องและแม่นยำในระดับอะตอม

ดังนั้น ความหมายโดยรวมของนาโนเทคโนโลยี คือ เทคโนโลยีที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการจัดการ การสร้างหรือการวิเคราะห์ วัสดุ อุปกรณ์ เครื่องจักร หรือผลิตภัณฑ์ที่มีขนาดเล็กมากๆในระดับนาโนเมตร (ประมาณ 1 – 100 นาโนเมตร) เทียบเท่ากับระดับอนุภาคของโมเลกุลหรืออะตอม รวมถึงการออกแบบหรือการประดิษฐ์เครื่องมือเพื่อใช้สร้างหรือวิเคราะห์วัสดุที่มีขนาดเล็กมากๆ เช่น การจัดอะตอมและโมเลกุลในตำแหน่งที่ต้องการได้อย่างถูกต้องแม่นยำ ส่งผลให้โครงสร้างของวัสดุหรืออุปกรณ์มีคุณสมบัติพิเศษขึ้น ไม่ว่าจะทางด้านฟิสิกส์ เคมี หรือ ชีวภาพ และสามารถนำไปใช้ให้เกิดประโยชน์ได้ นาโนเทคโนโลยี (Nanotechnology) เป็นเทคโนโลยีการประกอบและผลิตสิ่งต่างๆขึ้นจากการจัดเรียงตัวของอนุภาคขนาดเล็ก เช่น อะตอมหรือ โมเลกุลเข้าด้วยกันด้วยความแม่นยำในระดับนาโนเมตร หรือเรียกอีกชื่อว่า แองสตรอม ยูนิท(Angstrom unit) ซึ่งต้องอาศัยวิทยาการหลากหลายสาขาทั้งเคมี ฟิสิกส์ ชีววิทยา อิเล็กทรอนิกส์ และอื่นๆ โดยเฉพาะสาขา คอมพิวเตอร์ (ระดับการใช้หุ่นยนต์แทนแรงงานมนุษย์) สำหรับการทำงาน

บุคคลที่ได้รับการยกย่องให้เป็นบิดาของนาโนเทคโนโลยี ได้แก่ Richard Feynman (นักฟิสิกส์ผู้ได้รับรางวัลโนเบลในปี 1965 ซึ่งเป็นผู้เปิดความคิดเกี่ยวกับความเป็นไปได้ของนาโนเทคโนโลยีวิทยาศาสตร์ โดยเขาได้กล่าวไว้ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1959 ว่า “อนาคตข้างหน้ามนุษย์จะสามารถสร้างสิ่งต่างๆได้ด้วยการจัดเรียงอะตอมได้ในระดับที่แม่นยำ ซึ่ง ณ วันนี้ยังไม่มียุคฟิสิกส์ใดๆหรือรวมถึงกฎแห่งความไม่แน่นอนใดๆมาขัดขวางความเป็นไปได้” จากนั้นจนถึงปัจจุบันจึงมีการพัฒนาอย่างสืบเนื่องเป็นลำดับ

นาโนเทคโนโลยีเริ่มนำมาใช้ในการผลิตเครื่องมือจักรกลในประวัติศาสตร์มนุษยชาติเมื่อไม่นานมานี้ โดยคาดหวังว่าเครื่องมือดังกล่าวจะสามารถปฏิวัติอุตสาหกรรมทุกประเภท เทคโนโลยี

ใหม่นี้จะทำให้เราเข้าใจถึงชีวโมเลกุล และต้นกำเนิดของสรรพสิ่งต่างๆ ในอีก 20 ปีข้างหน้าได้ดียิ่งกว่าที่เคยทำการศึกษากันมาตลอดสองพันปีที่ผ่านมา เรียกได้ว่าอีกไม่นานจะไม่มีสิ่งใดที่ไม่เกี่ยวข้องกับนาโนเทคโนโลยี เพราะมันจะเป็นองค์ความรู้พื้นฐานให้กับทุกอย่างที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการผลิต

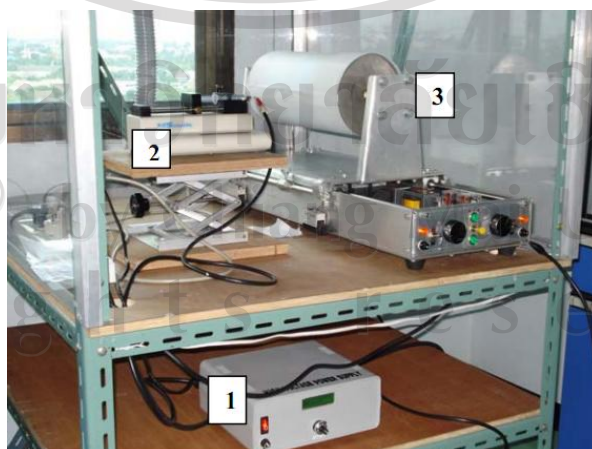
ในยุคแรกของนาโนเทคโนโลยี มีเป้าหมาย คือ ความสามารถที่จะทำการผลิตเครื่องมือที่ทำจากนาโนเทคโนโลยี โดยในปี 2543 ทางมหาวิทยาลัยคอร์เนล ได้ผลิตอุปกรณ์กลไกชิ้นหนึ่งด้วยนาโนเทคโนโลยีเป็นเครื่องแรกของโลก ซึ่งมีชื่อเป็นที่รู้จักในวงการวิทยาศาสตร์ว่า อุปกรณ์กลไก (Nano Electro Mechanism System, NEMS) ที่มีขนาดเล็กกว่าเม็ดเลือดแดง เพื่อควบคุมการตรวจร่างกาย เช่น ระบบภูมิคุ้มกันและอื่นๆ อุปกรณ์นี้สามารถซ่อมแซมเซลล์จนถึงระดับดีเอ็นเอได้ ซึ่งหมายความว่า เป็นครั้งแรกที่งานซึ่งอยู่ในความควบคุมอย่างถูกต้องแม่นยำนั้น สามารถทำให้สำเร็จได้ถึงระดับโมเลกุล จากนั้นไปผลิตภัณฑ์ใหม่ๆ ตั้งแต่ยา หรือวิธีบำบัดรักษาโรคต่างๆ สามารถออกแบบหรือผลิตขึ้นแบบอะตอมต่ออะตอม และถึงแม้ว่าสิ่งประดิษฐ์ด้วยนาโนเทคโนโลยีข้างต้นจะไม่มีสิ่งมีชีวิต แต่จัดเป็นผลงานเลือดผสมชิ้นแรกระหว่างวิทยาการชีวภาพและวิศวกรรม

ปัจจุบันนาโนเทคโนโลยีได้ครอบคลุมความหมายไปถึงเทคโนโลยีที่สามารถกำหนดถึงระดับอะตอมให้มีโครงสร้างอย่างที่ต้องการได้โดยไม่ต้องอาศัยการผ่านเป็น สารมัธยันตร์ (intermediate) ในกระบวนการผลิตจึงไม่เกิดผลผลิตพลอยได้ รวมทั้งของเสีย ยกตัวอย่างเช่น ถ้าต้องการผลิตพลาสติก กระบวนการผลิตแบบดั้งเดิม สารเคมีที่ทำปฏิกิริยาจะนำมารวมเข้าด้วยกันผ่านหลากหลายขั้นตอนภายใต้สภาวะที่จำเพาะ เพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ตามที่ต้องการ ซึ่งปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นไม่สามารถเปลี่ยนแปลงสารเคมีทั้งหมดให้กลายเป็นผลิตภัณฑ์เพียงอย่างเดียวได้ แต่จะมีผลผลิตพลอยได้และของเสียเกิดขึ้นควบคู่กันไปด้วย ในทางตรงกันข้ามถ้าผลิตพลาสติกโดยใช้นาโนเทคโนโลยี การผลิตจะกระทำได้โดยการป้อนสารซึ่งเป็นอะตอมของธาตุบริสุทธิ์ เช่น คาร์บอน, ไฮโดรเจน และออกซิเจน เข้าไปแล้วกำหนดให้แต่ละอะตอมก่อพันธะเคมีต่อกัน ผลลัพธ์ที่ได้จะปราศจากสารมัธยันตร์ไม่มีผลผลิตพลอยได้ และของเสียใดๆ เกิดขึ้น และสามารถสร้างผลิตภัณฑ์สุดท้ายเป็นพลาสติกตามที่ต้องการได้โดย ทุกอนุของตัวทำปฏิกิริยาจะกลายเป็นผลิตภัณฑ์สุดท้ายได้ทั้งหมดหรือถ้าต้องการผลิตเนื้อไม้ไม่ว่า มะฮอกกานี สัก สน และอื่นๆ เพียงเลือกซอฟต์แวร์เกี่ยวกับเนื้อไม้ที่ต้องการ และ เปิดสวิทช์ป้อนสาร จะได้เนื้อไม้โดยไม่ต้องทำลายป่าไม้และสิ่งแวดล้อมใดๆเลย ยังอาจคิดคาดหวังต่อไปอีกได้ว่า แม้แต่สินค้าอุปโภคบริโภค อาจทำขึ้นมาจากอะตอมที่อาจนำมาจากบรรยากาศรอบตัว เหล่านี้เป็นวิทยาการที่มีเป้าหมายให้ผลเป็นเทคโนโลยีสะอาดและอนุรักษ์สิ่งแวดล้อม (Green and Clean Technology) อย่างแท้จริง ซึ่งจะเป็นประโยชน์อย่างมากมายต่อหลากหลายสาขาและคาดหมายว่าอาจเป็นจริงได้ภายในอนาคตอันใกล้

2.6.1 เครื่องปั่นเส้นใยด้วยเทคนิคไฟฟ้าสถิต(Electro-spinning)

เครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเป็นเครื่องมือที่ใช้เตรียมเส้นใยขนาดเล็กในระดับนาโนเมตร โดยใช้เทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (Electro-spinning) ซึ่งเป็นกระบวนการปั่นเส้นใยแบบหนึ่ง สามารถใช้เตรียมเส้นใยที่มีขนาดเล็กมากได้ โดยทั่วไปเส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดต่ำกว่า 100 นาโนเมตร จนถึงหลายไมโครเมตร เทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนี้จะแตกต่างจากเทคนิคการผลิตเส้นใยโดยทั่วไป คือ ใช้แรงทางไฟฟ้าในการก่อให้เกิดการยืดตัวของสารละลายพอลิเมอร์ ซึ่งอัตราการยืดตัวสุดท้ายของเส้นใยที่ได้จะมีค่าสูงมาก เมื่อเปรียบเทียบกับกระบวนการปั่นเส้นใยแบบอื่นๆ ที่สามารถใช้ผลิตเส้นใยที่มีความละเอียดสูง กระบวนการผลิตเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะมีความซับซ้อนในการผลิตเส้นใยน้อยกว่า ใช้อุปกรณ์ที่มีราคาไม่สูงมากนัก อีกทั้งยังสามารถเตรียมเส้นใยได้ในเวลาอันรวดเร็วกว่ามาก สามารถเตรียมเส้นใยได้จากสารละลายพอลิเมอร์ตั้งต้นในปริมาณที่น้อยๆ ได้ อย่างไรก็ตามถึงแม้ว่าความเร็วในการปั่นเส้นใยจะสูงก็ตาม แต่เนื่องจากขนาดของเส้นใยที่ได้มีขนาดเล็กมากทำให้ต้องใช้เวลาพอสมควรเพื่อให้ได้ปริมาณของเส้นใยที่มากพอ ส่วนลักษณะของเส้นใยที่ได้จะเป็นเส้นใยที่ไม่ได้ทอ (non-woven fabric) เนื่องจากแผ่นเส้นใยนี้อาจเกิดการซ้อนทับกันของเส้นใยจึงมีลักษณะที่สำคัญ คือ เป็นวัสดุที่มีความพรุนสูง โดยที่รูพรุนที่ได้มีขนาดเล็กมาก จึงสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้หลายอย่าง การประยุกต์ในทางการแพทย์ อาทิเช่น ใช้เป็น วัสดุนำส่งยา วัสดุปิดแผล รวมถึง โครงสร้างเนื้อเยื่อวิศวกรรม เป็นต้น ส่วนประกอบเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ดังรูปที่ 16

- 1) High Voltage Power Supply เป็นเครื่องกำเนิดศักย์ไฟฟ้าแรงสูง
- 2) Polymer Solution Injection System เป็นระบบฉีดสารละลายพอลิเมอร์
- 3) Ground Target เป็นฉากรับที่ต่อกับสายดิน



รูปที่ 16 ส่วนประกอบของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ปั่นใย

2.6.2 หลักการเกิดเส้นใย

หลักการเกิดเส้นใย เริ่มจากการให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่สารละลายพอลิเมอร์เพิ่มขึ้นเรื่อยๆ จนทำให้หยดของพอลิเมอร์ที่บริเวณปลายเข็มของหลอดบรรจุ ซึ่งมีลักษณะเป็นทรงกลม เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเป็นลักษณะทรงกรวย ทั้งนี้เป็นผลเนื่องมาจากการผลัดกันของประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้น เมื่อเพิ่มศักย์ไฟฟ้าขึ้นไปอีกส่วนจะมีการสะสมของประจุเพิ่มมากขึ้นทำให้แรงผลัดกันของประจุที่เพิ่มขึ้นนี้มากกว่าแรงตึงผิวของสารละลายพอลิเมอร์ ทำให้เกิดกระแสพอลิเมอร์พุ่งออกมาและจะพุ่งไปยังอุปกรณ์รองรับ โดยแนวทางการเคลื่อนที่ของกระแสพอลิเมอร์นี้ จะเป็นเส้นตรงในช่วงแรก ระยะเป็นเส้นตรงนี้จะขึ้นกับค่าอัตราส่วนระหว่างศักย์ไฟฟ้าต่อระยะทางจากปลายช่องเปิดถึงอุปกรณ์รองรับ หลักการเกิดเส้นใย โดยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนี้แบ่งออกได้เป็น 3 ขั้นตอน ได้แก่

- 1) ขั้นตอนการเกิดกระแสพอลิเมอร์
- 2) ขั้นตอนการยืดตัวของกระแสพอลิเมอร์ ในระหว่างที่เคลื่อนตัวจากปลายช่องเปิดไปยังฉากรับ
- 3) ขั้นตอนการแข็งตัวของกระแสพอลิเมอร์เป็นเส้นใย

2.6.3 ปัจจัยที่มีผลต่อการปั่นเส้นใย

ปัจจัยที่มีผลต่อการปั่นเส้นใยแบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่มได้แก่

- 1) คุณสมบัติของสารละลายพอลิเมอร์ เช่น ความหนืด แรงตึงผิว ค่าการนำไฟฟ้า เป็นต้น
- 2) ปัจจัยที่เกิดจากการเปลี่ยนค่าตัวแปร เช่น ขนาดของเข็มฉีดยา ปริมาณของตัวผสมที่เติมลงไป เป็นต้น
- 3) ปัจจัยจากสารตั้งต้น (สารละลายพอลิเมอร์ หรือ พอลิเมอร์หลอมเหลว) ความเข้มข้นของสารละลาย