ว กรมวิทย พ 2568; 67 (4): 567-583

การสังเคราะห์และคุณสมบัติการป้องกันรังสีเอกซ์ของพอลิเมอร์ผสมระหว่างโพลิไวนิลแอลกอฮอล์และโพลิไวนิลไพโรลิโดนกับบิสมัทออกไซด์

ไพฑูรย์ บุญส่ง

ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ 1 เชียงใหม่ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ อำเภอแม่ริม เชียงใหม่ 50180

บทคัดย่อ การวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาพอลิเมอร์ผสมระหว่างโพลิไวนิลแอลกอฮอล์และโพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP) ที่มีการเติมบิสมัทออกไซด์ (Bi_2O_3) ในสัดส่วนร้อยละ 0-50 โดยน้ำหนัก เพื่อใช้เป็นวัสดุป้องกันรังสีเอกซ์ที่ปราศจากตะกั่ว ได้ศึกษาความสามารถในการลดทอนรังสีเอกซ์ของตัวอย่างที่เตรียมขึ้น โดยพิจารณาจากค่าปริมาณรังสีที่ส่องผ่าน ค่าประสิทธิภาพในการกำบังรังสี ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น ค่าความหนาครึ่งค่า และค่าความหนาของวัสดุที่ลดลง 10 เท่าของวัสดุ ซึ่งใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์เต้านมที่ $^{(M)}$28 kV_p, เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปากที่ $^{(I)}$61 kV_p และเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไปที่ $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p นอกจากนี้เมื่อคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวลทางทฤษฎีด้วยโปรแกรม WinXCom ที่มีพลังงานในช่วง 1 ถึง 200 keV พบว่าความสามารถในการลดทอนรังสีเอกซ์ของพอลิเมอร์ผสมมีค่าเพิ่มขึ้นตามการเพิ่มปริมาณ Bi_2O_3 โดยพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ในอัตราส่วน 50:50 โดยน้ำหนักที่มีความหนาประมาณ 0.49 มิลลิเมตร แสดงค่าประสิทธิภาพในการกำบังรังสีสูงสุด ร้อยละ 97.14, 74.49, 57.01 และ 52.01 ที่ $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ตามลำดับ ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP: Bi_2O_3 ที่สังเคราะห์ขึ้นนี้ โดยเฉพาะพอลิเมอร์ผสมที่มี Bi_2O_3 ปริมาณมากมีศักยภาพในการป้องกันรังสีเอกซ์สำหรับการใช้งานทางการแพทย์ได้

คำสำคัญ: วัสดุกำบังรังสีเอกซ์, พอลิเมอร์โพลิไวนิลแอลกอฮอล์และโพลิไวนิลไพโรลิโดน, บิสมัทออกไซด์

Corresponding author E-mail: Paitoon.sci@gmail.com

Received: 9 February 2025 *Revised: 21 August 2025* *Accepted: 26 August 2025*

บทนำ

รังสีเอกซ์เป็นพลังงานรูปแบบหนึ่งของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีคุณสมบัติในการทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่าง ๆ รวมถึงเนื้อเยื่อและอวัยวะภายในร่างกายได้ จึงนิยมนำรังสีเอกซ์มาใช้ทางการแพทย์เพื่อช่วยวินิจฉัยโรค ในขณะเดียวกันรังสีเอกซ์เป็นรังสีที่มีพลังงานสูง เมื่อเข้าสู่ร่างกายเกินกว่ากำหนดอาจทำให้เกิดความเสี่ยงต่อเซลล์ เกิดความบกพร่องหรือเสื่อมสภาพ นำไปสู่โอกาสเกิดโรคมะเร็ง หรืออาจทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในยีนทำให้มีผลต่อลักษณะทางพันธุกรรมได้[1] ดังนั้น การปฏิบัติงานทางด้านรังสีต้องดำเนินตามหลักการ As Low As Reasonably Achievable (ALARA) เพื่อได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด ประกอบด้วย เวลา ระยะทาง และวัสดุกำบังรังสี[2] การใช้วัสดุกำบังรังสีเอกซ์ที่มีประสิทธิภาพและเหมาะสมกับลักษณะงานเป็นสิ่งจำเป็น โดยทั่วไปธาตุที่ดูดกลืนรังสีเอกซ์ได้ดีเป็นธาตุที่มีเลขอะตอม (atomic number) สูง เช่น ตะกั่ว (lead; Pb) มีเลขอะตอม (Z) เท่ากับ 82 ซึ่งเป็นธาตุที่นิยมนำมาผลิตวัสดุกำบังรังสี อย่างไรก็ตามตะกั่วเป็นธาตุที่มีความเป็นพิษสูงและส่งผลกระทบต่อระบบต่าง ๆ ของร่างกายอีกทั้งไม่เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม[3] ปัจจุบันจึงมีการใช้ธาตุโลหะหรือสารประกอบของธาตุโลหะชนิดอื่น เช่น แบเรียมซัลเฟต (barium sulfate; $BaSO_4$) ทังสเตน (tungsten; W) หรือบิสมัท (bismuth; Bi) เป็นต้น เพื่อทดแทนการใช้ตะกั่ว สารประกอบและธาตุดังกล่าวมีคุณสมบัติในการกำบังรังสีที่ดี แต่ยังมีข้อจำกัดเนื่องจากการใช้สารกลุ่มกำบังรังสีเพียงอย่างเดียวจะมีน้ำหนักมาก ราคาแพง กระบวนการผลิตซับซ้อนและความยืดหยุ่นน้อย เพื่อแก้ไขปัญหานี้ จึงมีการศึกษาสารประกอบกลุ่มกำบังรังสีโดยใช้พอลิเมอร์ชนิดต่าง ๆ เช่น พอลีแลคติคแอซิด (PLA)[4] โพลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA)[5-10] อีพอกซี (epoxy)[9,10] พอลิไวนิลคลอไรด์ (PVC)[11-13] พอลิเอทิลีนความหนาแน่นต่ำ (LDPE)[14] พอลิเอทิลีนความหนาแน่นสูง (HDPE)[15] โพลีไดเมทิลไซลอกเซน (PDMS)[16] โพลิไวนิลแอลกอฮอล์/โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP)[17,18] พอลิสไตรีน (PS)[19] พอลิยูรีเทนสูตรน้ำ (WPU)[20] ยางธรรมชาติ (Natural rubber)[21,22] อะคริโลไนไตรล์-บิวทาไดอีน-สไตรีน (ABS)[23] เป็นต้น

โพลิไวนิลแอลกอฮอล์ (polyvinyl alcohol; PVA) เป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง เป็นสารกึ่งผลึก (semi-crystalline) สามารถละลายในน้ำขึ้นรูปเป็นฟิล์มได้ ราคาถูก หาได้ง่าย มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้ ทนทานต่อสารเคมี มีความยืดหยุ่น มีความแข็งแรง และไม่เป็นพิษต่อสิ่งแวดล้อม สามารถพัฒนาเป็นวัสดุกำบังรังสีเมื่อผสมกับทังสเตนออกไซด์ (WO_3) และบิสมัทออกไซด์ (Bi_2O_3)[5-10] ได้ เป็นต้น ขณะที่โพลิไวนิลไพโรลิโดน (polyvinyl pyrrolidone; PVP) เป็นพอลิเมอร์ที่มีความเป็นอสัณฐาน (amorphous) น้ำหนักโมเลกุลสูง สามารถละลายน้ำและขึ้นรูปเป็นฟิล์มได้ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้ และไม่เป็นพิษต่อสิ่งแวดล้อมเช่นเดียวกันกับ PVA นอกจากนี้ PVP ยังมีความเสถียรทางความร้อนอีกด้วย จากคุณสมบัติเด่นของ PVA และ PVP เมื่อนำพอลิเมอร์ทั้ง 2 ชนิด มาผสมกันจะทำให้วัสดุที่ได้มีความแข็งแรงสูงกว่าพอลิเมอร์เพียงชนิดเดียว เนื่องจากการเกิดพันธะไฮโดรเจนระหว่างหมู่ไฮดรอกซิล (hydroxyl group; -OH) ของ PVA และหมู่คาร์บอนิล (carbonyl; C=O) ของ PVP[17,18] โดยมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (Young's Modulus) ที่ 225-260 MPa และค่าความทนต่อแรงดึง (Tensile Strength) 18.9-20.1 MPa นอกจากนี้ การศึกษาค่าการลดทอนเชิงเส้นสูงสุดของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP เมื่อเติม Bi_2O_3 ปริมาณ 26.24 ร้อยละโดยน้ำหนัก (wt%)[17] ที่ 60 และ 70 kV_p มีค่าเท่ากับ 11.84 และ 10.05 cm^{-1} ตามลำดับ และเมื่อเติม WO_3 ปริมาณ 24 wt%[18] ที่ 60, 70 และ 80 kV_p มีค่าเป็น 4.68, 4.27 และ 4.12 cm^{-1} ตามลำดับ จากผลการศึกษาดังกล่าวทำให้ Bi_2O_3 เป็นสารประกอบทางเลือกที่น่าสนใจในการใช้กำบังรังสีเอกซ์ อีกทั้งเป็นสารประกอบที่มีเลขอะตอมสูง (high Z compound) บิสมัทมีเลขอะตอม Z_{Bi} = 83 ใกล้เคียงกับตะกั่วแต่ไม่เป็นพิษต่อร่างกาย มีราคาถูก และเป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม การเติมอนุภาค Bi_2O_3 ในพอลิเมอร์ พบว่าให้ประสิทธิภาพในการกำบังรังสีได้เทียบเท่ากับอนุภาคเลดออกไซด์ (PbO)[13] ทำให้สามารถนำ Bi_2O_3 มาใช้เป็นสารกำบังรังสีทดแทนตะกั่วได้ ปัจจุบันข้อมูลการศึกษาผลของการเติม Bi_2O_3 ใน

พอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ต่อคุณสมบัติการกำบังรังสีเอกซ์ทางการแพทย์ยังมีไม่มากนัก

งานวิจัยนี้ศึกษาผลการเติม Bi_2O_3 ปริมาณสูงต่อคุณสมบัติการกำบังรังสีของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ในอัตราส่วน (100–x) PVA/PVP : (x) Bi_2O_3 เมื่อ x เท่ากับ 0–50 wt% โดยใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทางการแพทย์ ซึ่งประกอบด้วย เครื่องเอกซเรย์เต้านม เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป เพื่อคำนวณค่าประสิทธิภาพการลดทอนรังสีเอกซ์ (Attenuation Efficiency; AE) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (Linear Attenuation Coefficient; LAC) ค่าความหนาครึ่งค่า (Half-Value Layer; HVL) ค่าความหนาของวัสดุที่ลดลง 10 เท่า (Tenth-Value Layer; TVL) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass Attenuation Coefficient; MAC) ทางทฤษฎีที่คำนวณได้จากโปรแกรม WinXCom[24,25] ในช่วงพลังงาน 1 ถึง 200 กิโล-อิเล็กตรอนโวลต์ (keV) ผ่านกฎ Mixture Rule

วัสดุและวิธีการ

สารเคมี

โพลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA), $(C_2H_4O)_n$ มวลโมเลกุล 89,000–98,000 (Sigma-Aldrich, USA), โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVP), $(C_6H_9NO)_n$ มวลโมเลกุล 360,000 (FLUKA, USA), บิสมัทออกไซด์ (Bi_2O_3) ขนาด 10 ไมโครเมตร (Sigma-Aldrich, USA) และน้ำกลั่นบริสุทธิ์ (RCI Labscan, Thailand)

เครื่องมือและอุปกรณ์

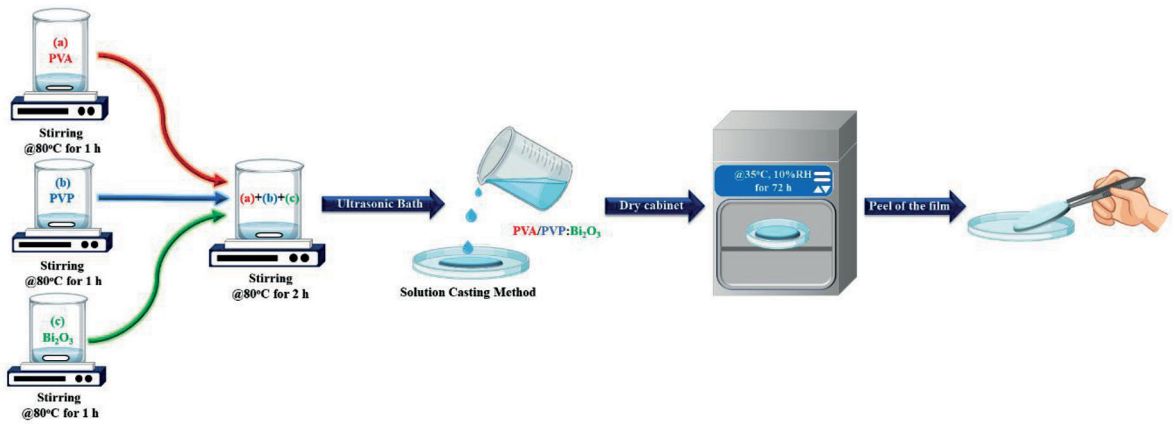
เครื่องชั่งสาร 4 ตำแหน่ง (GR-200, AND, Japan), เครื่องกวนสารให้ความร้อน (MAG HS7, Yellow Line, Germany), ตู้อบควบคุมความชื้น (FCDE160, TORUN, China), เครื่องวัดปริมาณรังสี (RaySafe X2 MAM & R/F Sensor, RaySafe, Sweden), เครื่องอัลตร้าโซนิค (JP-040S, Skymen, China), เครื่องเคลือบตัวอย่างด้วยโลหะนำไฟฟ้า (JEC 3000 FC, JEOL, Japan), กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (JSM-7610F Plus, JEOL, Japan), เครื่องเอกซเรย์เต้านม (Mammography [(M)]) (Selenia Dimensions, Hologic, USA), เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก (Intra-oral Radiography [(I)]) (C610NS, Asahi, Japan) และเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (General X-ray Machine[(G)]) (RAD Speed Pro, Shimadzu, Japan)

การเตรียมพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

การเตรียมวัสดุผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ในอัตราส่วนของ PVA: PVP: Bi_2O_3 ดังแสดงในตารางที่ 1 โดยทำการชั่งสาร PVA 2.0 กรัม ละลายด้วยน้ำกลั่นบริสุทธิ์ ปริมาตร 20 มิลลิลิตร และชั่งสาร PVP 2.0 กรัม ละลายด้วยน้ำกลั่นบริสุทธิ์ ปริมาตร 20 มิลลิลิตร และละลาย Bi_2O_3 ในน้ำกลั่นบริสุทธิ์ ปริมาตร 10 มิลลิลิตร ทำการกวนสารแต่ละชนิดในบีกเกอร์ ขนาด 100 มิลลิลิตร ด้วยเครื่องกวนพร้อมให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง จากนั้นนำสารละลายทั้ง 3 ชนิด มาผสมกัน กวนสารให้เข้ากันโดยให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง จนสารละลายเป็นเนื้อเดียวกัน และนำสารผสมที่ได้มาผ่านเครื่องอัลตร้าโซนิค ความถี่ 40 กิโลเฮิรตซ์ (kilohertz) เป็นเวลา 0.5 ชั่วโมง เพื่อลดฟองอากาศที่เกิดขึ้นระหว่างกระบวนการสังเคราะห์ จากนั้นนำส่วนผสมเทใส่ถาดแก้วและเข้าตู้ควบคุมความชื้นที่อุณหภูมิ 35 องศาเซลเซียส ความชื้นสัมพัทธ์ที่ 10%Rh เป็นเวลา 72 ชั่วโมง จากนั้นลอกแผ่นพอลิเมอร์ผสมออกจากถาดแก้วจะได้พอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 โดยมีขั้นตอนการสังเคราะห์ ดังแสดงในภาพที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงอัตราส่วนของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

สารประกอบ	ร้อยละโดยน้ำหนัก (wt%) ของ Bi_2O_3				
	x = 0	x = 10	x = 30	x = 40	x = 50
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA)	50	45	35	30	25
โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVP)	50	45	35	30	25
บิสมัทออกไซด์ (Bi_2O_3)	0	10	30	40	50



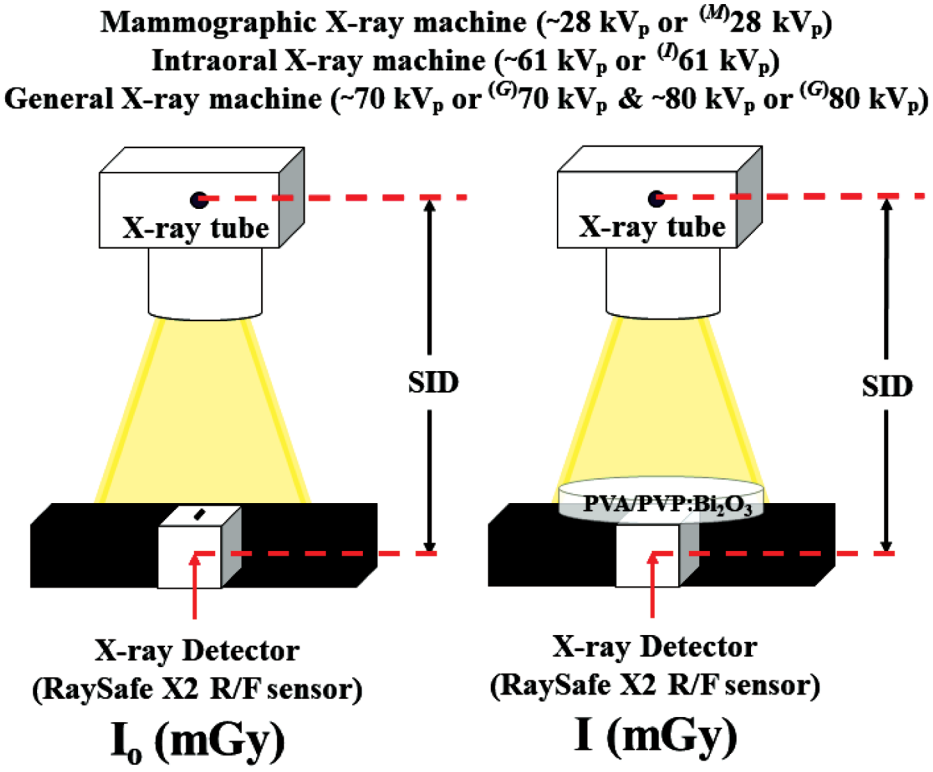
ภาพที่ 1 กระบวนการสังเคราะห์พอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

การศึกษาลักษณะทางกายภาพของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

นำพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ตรวจสอบลักษณะทางกายภาพเบื้องต้นด้วยตาเปล่า (Visual Inspection) จากนั้นนำพอลิเมอร์ผสมมาตัดเป็นชิ้นเล็ก ๆ แล้วนำไปติดบนแท่นทองเหลืองที่มีกระดาษคาร์บอนติดอยู่ เคลือบผิวชิ้นงานด้วยโลหะทอง (Au) ที่มีความบริสุทธิ์มากกว่า 99.99% ลงบนพื้นผิวของพอลิเมอร์ผสมอย่างสม่ำเสมอ โดยเครื่องเคลือบตัวอย่างด้วยโลหะนำไฟฟ้า (Coater) ภายใต้สภาวะสุญญากาศ ตั้งค่ากระแสไฟฟ้าที่ 30 มิลลิแอมแปร์ (mA) เป็นเวลา 60 วินาที เพื่อให้ชิ้นงานสามารถนำไฟฟ้าได้[26,27] และนำชิ้นงานไปศึกษาด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM)

การทดสอบการกำบังรังสีเอกซ์ของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

นำพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 วางบนเครื่องวัดปริมาณรังสี โดยมีระยะทางระหว่างแหล่งกำเนิดรังสีกับพื้นผิว (SID) เท่ากับ 66, 100 และ 100 เซนติเมตร สำหรับเครื่องเอกซเรย์เต้านม เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ตามลำดับ โดยเครื่องเอกซเรย์เต้านม ตั้งค่าเทคนิค 28 kV และ 50 mAs เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก ตั้งค่าเทคนิค 60 kV, 10 mA, 400 ms และเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ตั้งค่าเทคนิค 70 และ 80 kV, 100 ms, 100 mA จากนั้นวัดปริมาณรังสีเอกซ์ที่ผ่านอากาศ (I_0) และปริมาณรังสีเอกซ์ที่ผ่านออกมาจากวัสดุ (I) ดังแสดงในภาพที่ 2 โดยคำนวณค่าปริมาณรังสีเอกซ์ที่ส่องผ่าน (T) ค่าประสิทธิภาพในการกำบังรังสีเอกซ์ (AE) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเอกซ์เชิงเส้น (LAC, μ) ได้ดังสมการที่ 1, 2 และ 3 ตามลำดับ



ภาพที่ 2 การวัดปริมาณรังสีทะลุผ่านพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

$$T\,(\%) = 100 \times \left(\frac{I}{I_0}\right) \qquad (1)$$

$$AE\,(\%) = 100 \times \left(\frac{I_0 - I}{I_0}\right) = 100 \times \left(1 - e^{-\mu t}\right) \qquad (2)$$

$$\mu = \frac{\ln(I_0 / I)}{t} \qquad (3)$$

เมื่อ t คือ ความหนาของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 จากค่าเฉลี่ย (Mean) จำนวน 10 ครั้ง

สำหรับค่าความหนาครึ่งค่า (HVL) ซึ่งเป็นความหนาของวัสดุทำให้ความเข้มของรังสีเอกซ์ลดลง 1/2 เท่า คำนวณได้จากสมการที่ 4 และการคำนวณค่าความหนาของวัสดุที่ทำให้ความเข้มของรังสีเอกซ์ลดลง 1/10 เท่า (TVL) ได้ ดังสมการที่ 5

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} = \frac{0.693}{\mu} \qquad (4)$$

$$TVL = \frac{\ln(10)}{\mu} = \frac{2.303}{\mu} \qquad (5)$$

ส่วนค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass Attenuation Coefficient; MAC หรือ μ_m) ของตัวกลางที่เป็นสารประกอบ สามารถคำนวณได้ด้วยโปรแกรม WinXCom[24,25] โดยใช้สมการที่ 6

$$\mu_m = \sum_i w_i (\mu_m)_i \qquad (6)$$

เมื่อ w_i และ $(\mu_m)_i$ คือ เศษส่วนโดยน้ำหนัก (Weight Fraction) และค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวลเฉพาะตัวของสารประกอบ ตามลำดับ

ผล

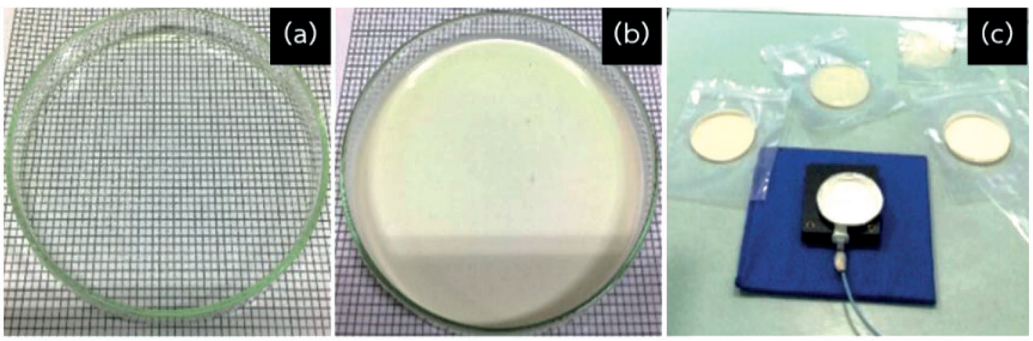
เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่ใช้ในการศึกษานี้ ประกอบด้วย เครื่องเอกซเรย์เต้านม เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป ที่ผ่านมาตรฐานกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ โดยแสดงค่าความต่างศักย์หลอด ค่าเวลาฉายรังสี และปริมาณรังสี ดังแสดงในตารางที่ 2 กรณีใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์เป็นเครื่องเอกซเรย์เต้านม (ตั้งค่าเทคนิค: 28 kV, 50 mAs) พบค่าความต่างศักย์หลอดเฉลี่ยเท่ากับ 27.50±0.04 kV_p (~28 kV_p หรือ $^{(M)}$28 kV_p) ที่มีค่าปริมาณรังสีที่ผ่านอากาศเฉลี่ยเท่ากับ 2.00±0.00 mGy ขณะที่เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก (ตั้งค่าเทคนิค: 60 kV, 10 mA, 400 ms) พบค่าความต่างศักย์หลอดเฉลี่ยเท่ากับ 60.78±0.13 kV_p (~61 kV_p หรือ $^{(I)}$61 kV_p) ซึ่งมีค่าปริมาณรังสีที่ผ่านอากาศเฉลี่ยเป็น 0.14±0.00 mGy กรณีเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป (ตั้งค่าเทคนิค: 70 และ 80 kV, 100 mA, 100 ms) มีค่าความต่างศักย์หลอดเฉลี่ยเท่ากับ 69.80±0.11 kV_p (~70 kV_p หรือ $^{(G)}$70 kV_p) และ 79.96±0.09 kV_p (~80 kV_p หรือ $^{(G)}$80 kV_p) และค่าปริมาณรังสีที่ผ่านอากาศเท่ากับ 0.29±0.00 และ 0.40±0.00 mGy ตามลำดับ

ตารางที่ 2 แสดงค่าความต่างศักย์หลอด ค่าเวลาฉายรังสี และปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์

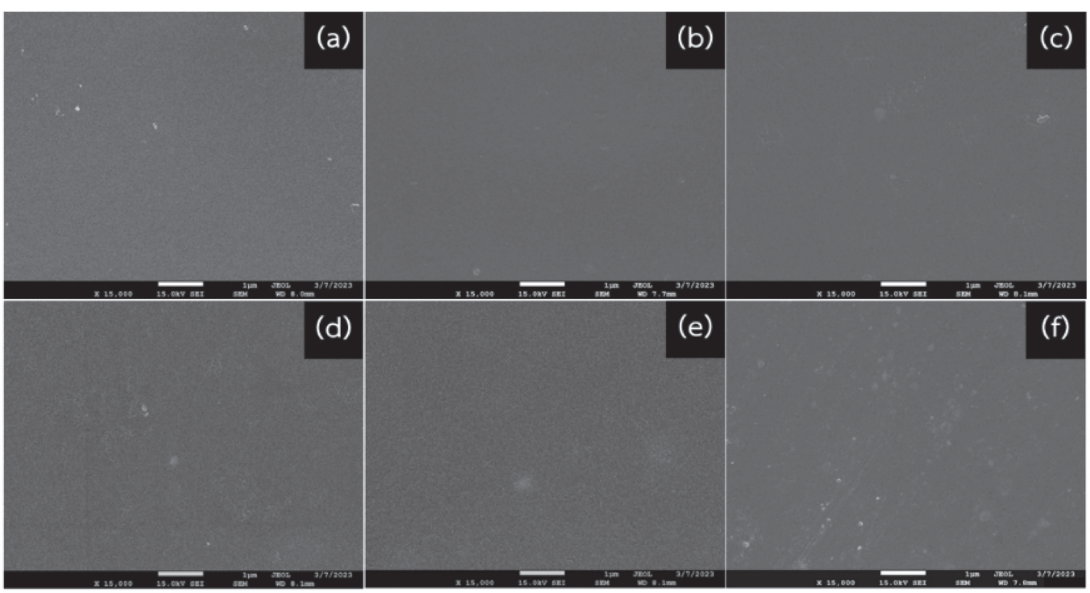
รายการทดสอบ	การฉายรังสี (Exposure)							
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ค่าเฉลี่ย (Mean)	ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (S.D.)	สัมประสิทธิ์ของความผันแปร (C.V.%)
1. เครื่องเอกซเรย์เต้านม (Mammographic X-ray machine) ยี่ห้อ HOLOGIC รุ่น SELENIA Dimensions ตั้งค่าเทคนิค: 28 kV, 50 mAs, SID = 66 cm								
ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	27.50	27.50	27.60	27.50	27.50	27.50	0.04	0.16
ค่าเวลาฉายรังสี (ms)	497.90	497.90	497.90	497.90	497.90	497.90	0.00	0.00
ปริมาณรังสี (mGy)	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	2.00	0.00	0.02
2. เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก (Intraoral X-ray machine) ยี่ห้อ ASAHI รุ่น C610NS ตั้งค่าเทคนิค: 60 kV, 10 mA, 400 ms, SID = 100 cm								
ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	60.90	60.90	60.60	60.80	60.70	60.78	0.13	0.21
ค่าเวลาฉายรังสี (ms)	422.90	423.80	423.10	423.10	423.20	423.22	0.34	0.08
ปริมาณรังสี (mGy)	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.14	0.00	0.13
3. เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป (General diagnostic X-ray) ยี่ห้อ SHIMADZU รุ่น RAD Speed Pro ตั้งค่าเทคนิค: 70 kV, 100 mA, 100 ms, SID = 100 cm								
ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	69.90	69.70	69.90	69.90	69.70	69.80	0.11	0.16
ค่าเวลาฉายรังสี (ms)	99.90	99.90	99.90	99.90	99.80	99.90	0.04	0.04
ปริมาณรังสี (mGy)	0.29	0.29	0.29	0.29	0.29	0.29	0.00	0.06
ยี่ห้อ SHIMADZU รุ่น RAD Speed Pro ตั้งค่าเทคนิค: 80 kV, 100 mA, 100 ms, SID = 100 cm								
ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	79.90	79.90	80.10	79.90	80.00	79.96	0.09	0.11
ค่าเวลาฉายรังสี (ms)	99.90	99.90	99.80	99.80	99.90	99.90	0.05	0.05
ปริมาณรังสี (mGy)	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.00	0.03

การศึกษาลักษณะทางกายภาพของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

ลักษณะทางกายภาพของตัวอย่างพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ในอัตราส่วน (100–x) PVA/PVP: (x) Bi_2O_3 เมื่อ x เท่ากับ 0, 10, 20, 30, 40 และ 50 wt% ที่ขึ้นรูป ดังแสดงในภาพที่ 3 จากการสังเกตลักษณะทางกายภาพเบื้องต้นด้วยตาเปล่า พบว่าตัวอย่างพอลิเมอร์ PVA/PVP ที่ไม่มีการเติม Bi_2O_3 จะมีลักษณะโปร่งแสง ขณะที่การเพิ่มปริมาณ Bi_2O_3 ในพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ทำให้พอลิเมอร์มีสีขาวขุ่นและความโปร่งแสงลดลง ผลการศึกษาลักษณะโครงสร้างทางจุลภาคด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) พบว่าทุกตัวอย่างมีความเป็นเนื้อเดียวกัน ผิวเรียบ และไม่มีรูพรุนปรากฏ ดังแสดงในภาพที่ 4



ภาพที่ 3 ลักษณะทางกายภาพของพอลิเมอร์ผสม (100–x) PVA/PVP: (x) Bi_2O_3 เมื่อ (a) x = 0 wt% และ (b) x = 50 wt% และ (c) ลักษณะตัวอย่างพอลิเมอร์ผสมสำหรับการทดสอบสมบัติการกำบังรังสี



ภาพที่ 4 ภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) แสดงลักษณะพื้นผิวของพอลิเมอร์ผสม (100–x) PVA/PVP: (x) Bi_2O_3 เมื่อ x เท่ากับ 0 (a), 10 (b), 20 (c), 30 (d), 40 (e) และ 50 (f) wt% ที่กำลังขยาย 15,000 เท่า

การทดสอบการกำบังรังสีของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

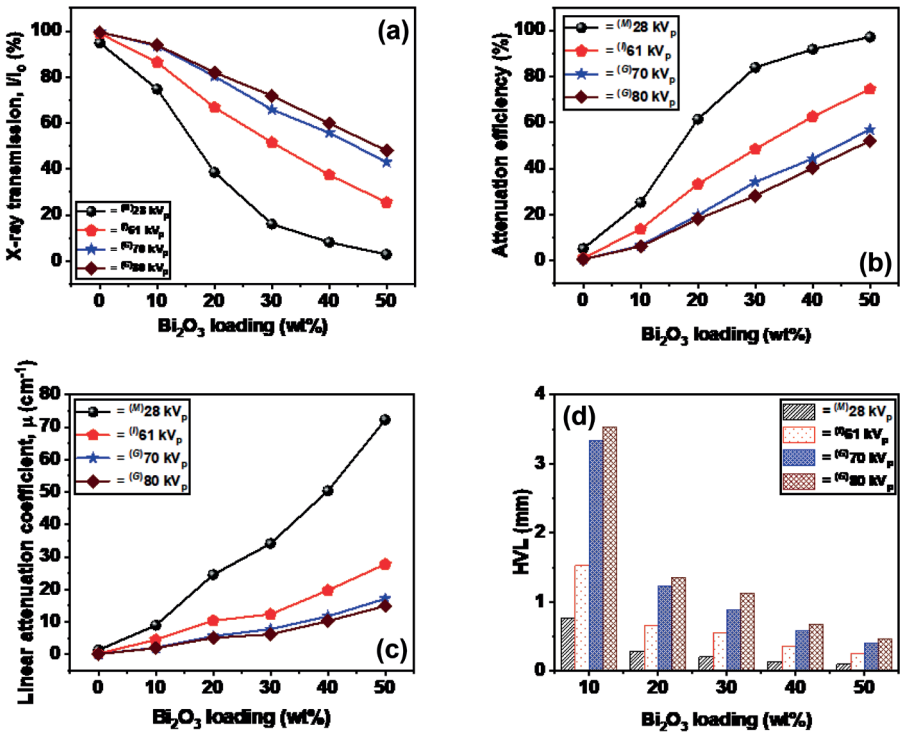
การทดสอบคุณสมบัติการกำบังรังสีตามวิธีการทดสอบและค่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกมา (*I*) จากพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ดังแสดงในตารางที่ 3 สามารถคำนวณร้อยละปริมาณรังสีเอกซ์ส่องผ่าน (T) ได้จากสมการที่ 1 ดังแสดงในภาพที่ 5(a) พบว่าค่า T เพิ่มขึ้น เมื่อค่าความต่างศักย์หลอด kV_p เพิ่มขึ้น ตัวอย่างเช่น ค่า T ของตัวอย่างพอลิเมอร์ผสม x = 50 wt% ความหนา 0.49±0.07 mm มีค่าเท่ากับ 2.86, 25.51, 42.99 และ 47.99% ที่ $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ตามลำดับ ขณะที่การเพิ่มปริมาณของ Bi_2O_3 มากขึ้น จะทำให้ค่า T ลดลงด้วยเช่นกัน ตัวอย่างเช่น ที่ $^{(G)}$80 kV_p ค่า T เท่ากับ 99.50, 93.87, 82.00, 71.87, 59.89 และ 47.99% เมื่อตัวอย่างพอลิเมอร์ผสมที่ x = 0 wt% (หนา 0.39±0.08 mm), x = 10 wt% (หนา 0.32±0.07 mm), x = 20 wt% (หนา 0.39±0.06 mm), x = 30 wt% (หนา 0.54±0.06 mm), x = 40 wt% (หนา 0.50±0.06 mm) และ x = 50 wt% (หนา 0.49±0.07 mm) ตามลำดับ

ตารางที่ 3 ค่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

ปริมาณบิสมัทออกไซด์	ความหนา (mm)	ปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากวัสดุพอลิเมอร์ผสม (mGy) ที่ค่าความต่างศักย์หลอดของเครื่องเอกซเรย์แต่ละชนิด			
		$^{(M)}$28 kV_p	$^{(I)}$61 kV_p	$^{(G)}$70 kV_p	$^{(G)}$80 kV_p
x = 0 wt%	0.39±0.08	1.90	0.14	0.29	0.40
x = 10 wt%	0.32±0.07	1.50	0.12	0.27	0.38
x = 20 wt%	0.39±0.06	0.77	0.09	0.23	0.33
x = 30 wt%	0.54±0.06	0.32	0.07	0.19	0.29
x = 40 wt%	0.50±0.06	0.16	0.05	0.16	0.24
x = 50 wt%	0.49±0.07	0.06	0.04	0.13	0.19

หมายเหตุ: ^{M}เครื่องเอกซเรย์เต้านม, ^{I} เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และ ^{G} เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเชิงเส้น (LAC) ของพอลิเมอร์ผสม (100-x) PVA/PVP: (x) Bi_2O_3 ดังแสดงในภาพที่ 5(c) ชี้ให้เห็นว่าการเติม Bi_2O_3 ในพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ทำให้ค่า LAC สูงกว่าพอลิเมอร์ผสมที่ไม่มีการเติม Bi_2O_3 ตัวอย่างเช่น ที่ $^{(G)}$80 kV_p ค่า LAC เท่ากับ 0.13, 1.96, 5.12, 6.17, 10.30 และ 14.94 cm^{-1} เมื่อ x = 0, 10, 20, 30, 40 และ 50 wt% ตามลำดับ เมื่ออัตราส่วนของ Bi_2O_3 เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ค่า LAC มีค่าเพิ่มขึ้น โดยค่า LAC สูงสุดของงานวิจัยนี้พบเมื่อ x = 50 wt% ดังแสดงในตารางที่ 4 นอกจากนี้ค่า LAC จะมีค่าลดลงเมื่อพลังงานของรังสีเอกซ์หรือโฟตอนสูงขึ้น ตัวอย่างเช่น เมื่อ x = 50 wt% ค่า LAC เท่ากับ 72.28, 27.80, 17.17 และ 14.94 cm^{-1} ที่ $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ตามลำดับ ส่วนค่า HVL และ TVL ของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP กับ Bi_2O_3 พบว่าที่ kV_p เท่ากัน การเพิ่มปริมาณ Bi_2O_3 จะทำให้ค่า HVL และ TVL ลดลง เนื่องจากการเพิ่มปริมาณของบิสมัททำให้ค่า LAC เพิ่มขึ้น เมื่อเปรียบเทียบค่า HVL ของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ที่เติม Bi_2O_3 ในปริมาณที่แตกต่างกัน ดังแสดงในภาพที่ 5(d) พบว่าค่า HVL จะมีค่าต่ำสุดเมื่อใช้ปริมาณ Bi_2O_3 ที่ x = 50 wt% โดยมีค่าเท่ากับ 0.10, 0.25, 0.40 และ 0.46 mm ที่ $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ตามลำดับ



ภาพที่ 5 สมบัติการกำบังรังสีของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 เมื่อ (a) คือ ค่าปริมาณรังสีเอกซ์ส่องผ่าน, (b) คือ ค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี, (c) คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเชิงเส้น และ (d) คือ ค่าความหนาครึ่งค่า

ตารางที่ 4 แสดงค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี (AE) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (LAC) ค่าความหนาครึ่งค่า (HVL) และค่าความหนาของวัสดุที่ลดลง 10 เท่า (TVL) ของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3

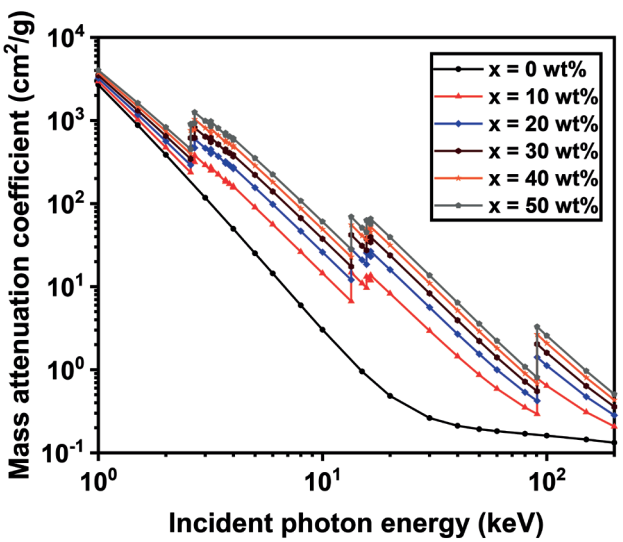
รายการ	ความต่างศักย์หลอด	ปริมาณ Bi_2O_3 (wt%)					
		x = 0	x = 10	x = 20	x = 30	x = 40	x = 50
ค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี (%)	$^{(M)}28\ kV_p$	5.15	25.20	61.41	83.91	91.85	97.14
	$^{(I)}61\ kV_p$	1.00	13.59	33.22	48.41	62.57	74.49
	$^{(G)}70\ kV_p$	0.41	6.47	19.70	34.12	44.26	57.01
	$^{(G)}80\ kV_p$	0.50	6.13	18.00	28.13	40.11	52.01
ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีเชิงเส้น (cm^{-1})	$^{(M)}28\ kV_p$	1.34	9.00	24.57	34.15	50.38	72.28
	$^{(I)}61\ kV_p$	0.25	4.53	10.42	12.37	19.75	27.80
	$^{(G)}70\ kV_p$	0.10	2.08	5.66	7.80	11.75	17.17
	$^{(G)}80\ kV_p$	0.13	1.96	5.12	6.17	10.30	14.94
ค่าความหนาครึ่งค่า (mm)	$^{(M)}28\ kV_p$	5.17	0.77	0.28	0.20	0.14	0.10
	$^{(I)}61\ kV_p$	27.30	1.53	0.66	0.56	0.35	0.25
	$^{(G)}70\ kV_p$	66.36	3.34	1.22	0.89	0.59	0.40
	$^{(G)}80\ kV_p$	54.53	3.53	1.35	1.12	0.67	0.46

ตารางที่ 4 แสดงค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี (AE) ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (LAC) ค่าความหนาครึ่งค่า (HVL) และค่าความหนาของวัสดุที่ลดลง 10 เท่า (TVL) ของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 (ต่อ)

รายการ	ความต่างศักย์หลอด	ปริมาณ Bi_2O_3 (wt%)					
		x = 0	x = 10	x = 20	x = 30	x = 40	x = 50
ค่าความหนาของวัสดุที่ทำให้ความเข้มรังสีเอกซ์ลดลง 1/10 เท่า (mm)	[M]28 kV_p	17.18	2.56	0.94	0.67	0.46	0.32
	[I]61 kV_p	90.68	5.08	2.21	1.86	1.17	0.83
	[G]70 kV_p	220.45	11.09	4.07	2.95	1.96	1.34
	[G]80 kV_p	181.13	11.74	4.49	3.73	2.23	1.54

หมายเหตุ: [M]เครื่องเอกซเรย์เต้านม, [I] เครื่องเอกซเรย์หัตถกรรมในช่องปาก และ [G] เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass Attenuation Coefficient; MAC) ของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 คำนวณทางทฤษฎีด้วยโปรแกรม WinXCom ในช่วงพลังงานระหว่าง 1 ถึง 200 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV) ดังแสดงในภาพที่ 6 จากผลการคำนวณ พบว่าค่า MAC มีค่าสูงในช่วงแรกและลดลงอย่างรวดเร็ว ค่า MAC จะเพิ่มขึ้นเมื่อปริมาณร้อยละโดยน้ำหนัก (wt%) ของ Bi_2O_3 เพิ่มขึ้น ซึ่งค่า MAC จะสูงกว่าเมื่อพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ไม่มี Bi_2O_3 นอกจากนี้ลักษณะของกราฟ MAC ของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ที่มีการเติม Bi_2O_3 จะมีความคล้ายคลึงกัน เนื่องจากพอลิเมอร์ผสมมีธาตุองค์ประกอบที่เหมือนกัน นอกจากนี้ลักษณะของกราฟจะมีความไม่ต่อเนื่องกัน เนื่องจากอยู่ในช่วงของขอบเขตของการดูดกลืนพลังงาน (Absorption Edge) ในวงโคจรอิเล็กตรอนของบิสมัท (Bi) ทำให้ค่า MAC ทางทฤษฎีเพิ่มขึ้น



ภาพที่ 6 ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass attenuation coefficient; MAC) ของพอลิเมอร์ผสม (100-x) PVA/PVP: (x) Bi_2O_3 เมื่อ x = 0-50 wt% ที่คำนวณด้วยโปรแกรม WinXCom

วิจารณ์

เมื่อเปรียบเทียบค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี (AE) ของพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP/Bi_2O_3 กับพอลิเมอร์พื้นชนิดอื่น ๆ ที่เติม Bi_2O_3 ดังแสดงในตารางที่ 5 พบว่าที่ค่าความต่างศักย์หลอด $^{(M)}$28 kV_p มีค่าพลังงานรังสีเอกซ์เฉลี่ยอยู่ ~20 keV[28] ซึ่งตัวอย่าง x = 50 wt% หนา 0.49±0.07 mm มีค่า AE เท่ากับ 97.14% ใกล้เคียงกับพอลีแลคติคแอซิด (PLA) ที่เติมอนุภาคนาโน Bi_2O_3 ในปริมาณ 38 wt% หนา 1.00 mm[4] PVA ที่เติมอนุภาคนาโน Bi_2O_3 ในปริมาณ 18 wt% หนา 0.25 mm[5] PVC ที่เติม Bi_2O_3 ในปริมาณ 50 wt% หนา 1.00 mm[11] ส่วนที่ $^{(I)}$61 kV_p มีค่าพลังงานรังสีเอกซ์เฉลี่ยอยู่ในช่วง ~33–40 keV[29–33] สำหรับตัวอย่าง x = 50 wt% มีค่า AE เท่ากับ 74.49% ซึ่งใกล้เคียงกับพอลิไวนิลคลอไรด์ (PVC) ที่เติม Bi_2O_3 ในปริมาณ 50 wt% หนา 1.00 mm[11] และพอลิเอทิลีนความหนาแน่นสูง (HDPE) ที่เติม n-Bi_2O_3/n-WO_3/GO ในปริมาณ 25 wt% หนา 6.00 mm[15] ซึ่งมีค่า AE น้อยกว่าตัวอย่างพอลิเมอร์ผสม x = 20 wt% หนา 0.39±0.06 mm สังเกตได้ว่าค่า AE มีค่าใกล้เคียงกัน แต่งานวิจัยนี้ใช้พอลิเมอร์ผสมที่มีความหนาน้อยกว่าในการกำบังรังสี

ผลการศึกษาของ Shik NA และคณะ[13] พบว่าพอลิเมอร์ผสม Bi_2O_3 ขนาดอนุภาคระดับนาโนมีความสามารถในการกำบังรังสีได้ดีกว่าอนุภาคระดับไมโคร แต่เมื่อเปรียบเทียบต้นทุนการผลิตราคาของ Bi_2O_3 ขนาดอนุภาคระดับนาโนในสัดส่วนเท่ากันจะสูงกว่า ในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ Bi_2O_3 ขนาดอนุภาคระดับไมโครเพื่อลดต้นทุนการผลิตแต่ยังคงประสิทธิภาพการกำบังรังสีเอกซ์ได้ดี ในการศึกษานี้ตัวอย่างที่ $x \geq$ 40 wt% หนา ~0.50 mm จะมีค่า AE ที่ $^{(M)}$28 kV_p มากกว่า 90% ซึ่งอุปกรณ์กำบังรังสีที่จำหน่ายทั่วไปควรมีค่า AE มากกว่า 90%[34,35] กรณีเมื่อใช้ค่าความต่างศักย์หลอดสูงกว่า 28 kV_p จะทำให้ค่า AE ลดลง ดังนั้นเพื่อให้สามารถนำไปใช้งานได้ในระดับพลังงานรังสีที่สูงขึ้น ควรออกแบบตัวอย่างให้มีความหนาตามสมการ Beer–Lambert Law โดยมีความหนาอย่างน้อยเท่ากับค่า TVL ณ พลังงานรังสีสูงสุดที่ใช้งาน

ค่า LAC และ MAC เพิ่มขึ้นเนื่องจากรังสีหรือโฟตอนจากเครื่องเอกซเรย์เต้านมที่ $^{(M)}$28 kV_p, เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปากที่ $^{(I)}$61 kV_p และเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไปที่ $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ซึ่งจะมีค่าพลังงานรังสีเอกซ์เฉลี่ยประมาณ ~20 keV[28], ~33–40 keV[29–33], ~36–44 keV[30,32] และ ~40–48 keV[30–33] ตามลำดับ เมื่อรังสีผ่านพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 โฟตอนจะชนกับอิเล็กตรอนวงในของ Bi_2O_3 แล้วถ่ายเทพลังงานทั้งหมดให้กับอิเล็กตรอน อิเล็กตรอนที่ถูกชนจะมีพลังงานสูงขึ้นแล้วหลุดออกจากวงโคจร เรียกว่า โฟโตอิเล็กตรอน (Photoelectron) เรียกปรากฏการณ์ในวัสดุนี้ว่า โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric Effect) ซึ่งโอกาสของการเกิดปรากฏการณ์โฟโต-อิเล็กทริกจะสัมพันธ์กับ $(Z/E)^3$ เมื่อ Z และ E คือ เลขอะตอมของวัสดุและระดับพลังงานโฟตอน[8,11] ตามลำดับ โดยปฏิกิริยานี้จะเกิดในระดับพลังงานของโฟตอนน้อยกว่า 500 keV[3] ทำให้รังสีหรือโฟตอนที่ผ่านออกมามีปริมาณลดลงจากเดิม สำหรับพอลิเมอร์ผสมที่มีปริมาณ Bi_2O_3 เพิ่มขึ้น จะทำให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนยังผล (Effective Electron Density) และเลขอะตอมยังผล (Effective Atomic Number) เพิ่มขึ้น[17] ส่งผลให้โอกาสในการเกิดปฏิกิริยาระหว่างโฟตอนกับพอลิเมอร์ผสมเพิ่มขึ้น ทำให้สามารถลดทอนหรือกำบังรังสีเอกซ์ได้ดีกว่า เมื่อพลังงานของรังสีเอกซ์หรือโฟตอนสูงขึ้นจะทำให้ค่า LAC และ MAC มีค่าลดลง เนื่องจากอำนาจในการทะลุทะลวงของโฟตอนผ่านพอลิเมอร์ผสมเพิ่มขึ้น เกิดปฏิกิริยาระหว่างโฟตอนกับวัสดุลดลงทำให้ปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากวัสดุ (I) ถึงเครื่องตรวจจับรังสี (radiation detector) มากขึ้น เมื่อเปรียบเทียบค่า LAC ของพอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 กับงานวิจัยอื่น ๆ ดังแสดงในตารางที่ 6 พบว่าที่ความต่างศักย์หลอด $^{(I)}$61 kVp ค่า LAC ของพอลิเมอร์ผสมเมื่อ x = 30 wt% มีค่าเท่ากับ 12.37 cm^{-1} ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับค่า LAC สูงสุด (11.84 cm^{-1}) ของ PVA/PVP ที่เติม Bi_2O_3 ในปริมาณ 26.24 wt%[17] และมากกว่าค่า LAC สูงสุด (4.68 cm^{-1}) ของ PVA/PVP ที่เติม WO_3 ในปริมาณ 24 wt%[18] เนื่องจากปริมาณและ

เลขอะตอม (Z) ของสารกำบังรังสีที่ใช้แตกต่างกัน นอกจากนี้พบว่า พอลิเมอร์ผสมชนิดนี้ใช้ปริมาณสารกำบังรังสีน้อยกว่าแต่ให้ค่า LAC สูงกว่า เช่น ค่า LAC ของตัวอย่างเมื่อ x = 30 wt% สูงกว่าค่า LAC สูงสุด (5.04 cm^{-1}) ของ Wood/PVC ที่เติม Bi_2O_3 ในปริมาณ 35 wt%[12] ค่า LAC สูงสุด (9.92 cm^{-1}) ของพอลิสไตรีน (PS) ที่เติม lead oxide (PbO) ในปริมาณ 35 wt%[19] และค่า LAC สูงสุด (9.36 cm^{-1}) ของ sulfur-vulcanized natural rubber latex (SVNRL) ที่เติมอนุภาคนาโน Bi_2O_3 ปริมาณ 200 ส่วนในร้อยส่วนของยางโดยน้ำหนัก (Parts per Hundred Rubber)[22] ด้วยเช่นกัน โดยค่าสัมประสิทธิ์ลดทอนเชิงเส้น (LAC, μ) ที่แตกต่างกัน สามารถอธิบายได้ดังสมการ $\mu = \rho Z^4/AE^3$ เมื่อ ρ, Z, A และ E คือ ค่าความหนาแน่นวัสดุกำบัง เลขอะตอมของสารประกอบ น้ำหนักอะตอมของสารประกอบ และพลังงานของโฟตอน ตามลำดับ[36]

ดังนั้นเมื่อพิจารณาค่า LAC, HVL, TVL จากการทดลองและค่า MAC ทางทฤษฎีด้วยโปรแกรม WinXCom พบว่าพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ที่เติม Bi_2O_3 มีคุณสมบัติในการกำบังรังสีใกล้เคียงตะกั่วและเป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อมมากกว่า ขณะที่พอลิเมอร์ผสม PVA/PVP เป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่สามารถขึ้นรูปเป็นฟิล์มได้ มีราคาถูกหาได้ง่าย มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สามารถย่อยสลายทางชีวภาพได้ ทนทานต่อสารเคมี มีความยืดหยุ่น มีความแข็งแรง และไม่เป็นพิษต่อสิ่งแวดล้อม จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่สามารถพัฒนาเป็นต้นแบบชุดป้องกันรังสีเอกซ์ทดแทนการใช้ตะกั่วในอนาคต

ตารางที่ 5 เปรียบเทียบค่าประสิทธิภาพการกำบังรังสี (AE) ของพอลิเมอร์พื้นชนิดอื่นที่เติม Bi_2O_3

พอลิเมอร์พื้น (Polymer matrix)	โลหะออกไซด์	ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	ประสิทธิภาพการกำบังรังสี (%)	ความหนาชิ้นงาน (mm)	เอกสารอ้างอิง
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์/โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP)	50 wt% Bi_2O_3	$^{(M)}$28	97.14	0.49	งานวิจัยนี้
		$^{(I)}$61	74.49		
		$^{(G)}$70	57.01		
		$^{(G)}$80	52.01		
พอลีแลคติคแอซิด (PLA)	38 wt% n-Bi_2O_3	30	100.00	1.00	Noor Azman NZ และคณะ[4]
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA)	18 wt% n-Bi_2O_3	25-35	100.00	0.25	Noor Azman NZ และคณะ[5]
พอลิไวนิลคลอไรด์ (PVC)	50 wt% Bi_2O_3	20-30	97.00	1.00	Nunez-Briones AG และคณะ[11]
		61	73.00		
พอลิเอทิลีนความหนาแน่นสูง (HDPE)	25 wt% n-Bi_2O_3/n-WO_3/GO	60	18.99	6.00	Abdolahzadeh T และคณะ[15]
		80	16.32		
โพลีไดเมทิล-ไซลอกเซน (PDMS)	44.44 wt% Bi_2O_3	80	75.00	1.23	Nambiar S และคณะ[16]

หมายเหตุ: ^{M}เครื่องเอกซเรย์เต้านม, ^{I}เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และ ^{G}เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป

ตารางที่ 6 เปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นและความหนาครึ่งค่าของพอลิเมอร์พื้นชนิดอื่น

พอลิเมอร์พื้น (Polymer matrix)	โลหะออกไซด์	ความต่างศักย์หลอด (kV_p)	ประสิทธิภาพการกำบังรังสีเชิงเส้น (cm^{-1})	ค่าความหนาครึ่งค่า (mm)	เอกสารอ้างอิง
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์/โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP)	50 wt% Bi_2O_3	$^{(M)}$28	72.28	0.10	งานวิจัยนี้
		$^{(I)}$61	27.80	0.25	
		$^{(G)}$70	17.17	0.40	
		$^{(G)}$80	14.94	0.46	
Wood-PVC	35 wt% Bi_2O_3	60	5.04	1.38	Poltabtim W และคณะ[12]
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์/โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP)	26.24 wt% Bi_2O_3	60	11.84	0.59	Bijanu A และคณะ[17]
		70	10.05	0.69	
โพลิไวนิลแอลกอฮอล์/โพลิไวนิลไพโรลิโดน (PVA/PVP)	24 wt% WO_3	60	4.68	1.48	Bijanu A และคณะ[18]
		70	4.27	1.62	
		80	4.12	1.68	
พอลิสไตรีน (PS)	35 wt% PbO	60	9.92	0.70	Osman AF และคณะ[19]
		70	3.94	1.76	
พอลิยูรีเทนสูตรน้ำ (WPU)	60 wt% Bi_2O_3	60	14.52	0.48	Koyuncu B และคณะ[20]
		80	11.53	0.60	
ยางธรรมชาติ (Natural rubber)	57.80 wt%	80	5.60	1.24	Kalkornsurapranee E และคณะ[21]
Sulfur-vulcanized natural rubber latex (SVNRL)	200 phr n-Bi_2O_3	60	9.36	0.74	Thumwong A และคณะ[22]

หมายเหตุ: ^{M}เครื่องเอกซเรย์เต้านม, ^{I}เครื่องเอกซเรย์ทันตกรรมในช่องปาก และ ^{G}เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป

สรุป

พอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ในอัตราส่วน (100-x) PVA/PVP : (x) Bi_2O_3 เมื่อ x เท่ากับ 0–50 wt% สามารถเตรียมขึ้นรูปด้วยวิธีการที่ง่ายและใช้ต้นทุนต่ำ ผลการศึกษาลักษณะทางกายภาพด้วยตาเปล่าและกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM) พบว่า พอลิเมอร์ผสมที่เตรียมขึ้นมีความเป็นเนื้อเดียวกันผิวเรียบ ไม่มีรูพรุน การเติม Bi_2O_3 ลงในพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ทำให้ความโปร่งแสงของตัวอย่างพอลิเมอร์ผสมลดลง ผลการศึกษาสมบัติการกำบังรังสีพบว่าการเติม Bi_2O_3 ทำให้วัสดุมีค่า LAC เพิ่มขึ้น โดยที่มีค่า HVL และ TVL ลดลง การเติม Bi_2O_3 ปริมาณ 50 wt% ในพอลิเมอร์ผสม PVA/PVP ที่มีความหนาประมาณ 0.49 มิลลิเมตร ให้ค่าประสิทธิภาพในการกำบังรังสีสูงสุด เท่ากับ 97.14, 74.49, 57.01 และ 52.01% ที่ $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70 และ $^{(G)}$80 kV_p ตามลำดับ พอลิเมอร์ผสมนี้สามารถลดทอนรังสีเอกซ์พลังงานต่ำได้ดีจึงเหมาะนำไปประยุกต์เป็นวัสดุกำบังรังสีเอกซ์พลังงานต่ำ เช่น ชุดป้องกันรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์เต้านม เป็นต้น อย่างไรก็ตามปัจจุบันผู้วิจัยได้ศึกษาสมบัติการกำบังรังสีของตัวอย่างที่ใช้สารเคมีเกรดห้องปฏิบัติการ (A.C.S. grade) เช่น Bi_2O_3, PVA และ PVP ที่มีความบริสุทธิ์มากกว่า 99% ทำให้ต้นทุนยังสูงเมื่อเปรียบเทียบกับราคาต้นทุน/กิโลกรัมในท้องตลาด

แนวทางแก้ไข คือ อาจเปลี่ยนพอลิเมอร์เป็นเกรดอุตสาหกรรม (commercial grade) ที่มีความบริสุทธิ์ต่ำกว่าจะทำให้ต้นทุนต่ำกว่าชุดป้องกันรังสีเอกซ์ในท้องตลาด พอลิเมอร์ผสมระหว่าง PVA/PVP กับ Bi_2O_3 ยังจำเป็นต้องผ่านการทดสอบประสิทธิภาพในการป้องกันรังสีเอกซ์ให้ครอบคลุมทุกช่วงพลังงานที่ใช้งานจริงในงานรังสีวินิจฉัยโดยไม่เจาะจงเครื่องใดเครื่องหนึ่ง อีกทั้งควรมีการทดสอบสมบัติเชิงกลของวัสดุ เช่น การทดสอบแรงดึง การทดสอบความสามารถในการต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุ เป็นต้น เพื่อพิจารณาปริมาณการเติม Bi_2O_3 ที่เหมาะสมในแต่ละลักษณะการใช้งาน

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ กลุ่มงานรังสีและเครื่องมือแพทย์ ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ 1 เชียงใหม่ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ที่ให้ความอนุเคราะห์เครื่องมือทดสอบ ขอขอบคุณโรงพยาบาลนครพิงค์ จังหวัดเชียงใหม่ ที่เอื้อเฟื้อสถานที่และเครื่องเอกซเรย์สำหรับใช้ในการทดสอบการกำบังรังสีเอกซ์ และขอขอบคุณ รศ.ดร. อนุชา วัชระภาสร ภาควิชาฟิสิกส์และวัสดุศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ที่ให้ความอนุเคราะห์สถานที่ในการเตรียมตัวอย่างทดสอบ ทำให้งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี. การป้องกันอันตรายจากรังสี. กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์คุรุสภาลาดพร้าว; 2546.
2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the international commission on radiological protection (ICRP Publication 103). Ann ICRP 2007; 37(2-4): 1-332.
3. Prabhu S, Bubbly SG, Gudennavar SB. X-ray and γ-ray shielding efficiency of polymer composites: choice of fillers, effect of loading and filler size, photon energy and multifunctionality. Polym Rev 2023; 63(1): 246-88.
4. Noor Azman NZ, Siddiqui SA, Haroosh HJ, Albetran HM, Johannessen B, Dong Y, et al. Characteristics of X-ray attenuation in electrospun bismuth oxide/polylactic acid nanofiber mats. J Synchrotron Radiat 2013; 20: 741-8.
5. Noor Azman NZ, Musa NF, Ab Razak NNN, Ramli RM, Mustafa IS, Rahman AA, et al. Effect of Bi_2O_3 particle sizes and addition of starch into Bi_2O_3-PVA composites for X-ray shielding. Appl Phys A 2016; 122: 818. (9 pages).
6. Oliver N, Ramli RM, Noor Azman NZ. An empirical study on the X-ray attenuation capability of n-WO_3/n-Bi_2O_3/PVA with added starch. Nucl Eng Technol 2022; 54: 3459-69.
7. Ahmad M, Zaki UM, Ramli RM, Rahman AA, Noor Azman NZ. Effect of combination of two different filler loadings of electrospun Bi_2O_3/WO_3/PVA nanofibre mats on X-ray attenuation study. Chem Phys Impact 2021; 2: 100020. (13 pages).
8. Hazlan MH, Jamil M, Ramli RM, Noor Azman NZ. X-ray attenuation characterisation of electrospun Bi_2O_3/PVA and WO_3/PVA nanofibre mats as potential X-ray shielding materials. Appl Phys A 2018; 124: 497. (9 pages).
9. Abunahel BM, Ramli RM, Quffa KM, Noor Azman NZ. Effect of nanofibrous porosity on the X-ray attenuation properties of electrospun n-Bi_2O_3/epoxy-polyvinyl alcohol (PVA) nanofiber mats. Appl Phys A 2018; 124: 540. (9 pages).
10. Abunahel BM, Mustafa IS, Noor Azman NZ. Characteristics of X-ray attenuation in nano-sized bismuth oxide/epoxy-polyvinyl alcohol (PVA) matrix composites. Appl Phys A 2018; 124: 828. (7 pages).

11. Nunez-Briones AG, Benavides R, Mendoza-Mendoza E, Martinez-Pardo ME, Carrasco-Abrego H, Kotzian C, et al. Preparation of PVC/Bi_2O_3 composites and their evaluation as low energy X-ray radiation shielding. Radiat Phys Chem 2021; 179: 109198. (6 pages).
12. Poltabtim W, Wimolmala E, Markpin T, Sombatsompop N, Rosarpitak V, Saenboonruang K. X-ray shielding, mechanical, physical and water absorption properties of wood/PVC composites containing bismuth oxide. Polymers 2021; 13: 2212. (16 pages).
13. Shik NA, Gholamzadeh L. X-ray shielding performance of the EPVC composites with micro- or nanoparticles of WO_3, PbO or Bi_2O_3. Appl Radiat Isot 2018; 139: 61–5.
14. Alshahri S, Alsuhybani M, Alosime E, Almurayshid M, Alrwais A, Alotaibi S. LDPE/bismuth oxide nanocomposite: preparation, characterization and application in X-ray shielding. Polymers 2021; 13: 3081. (15 pages).
15. Abdolahzadeh T, Morshedian J, Ahmadi S. Preparation and characterization of nano WO_3/Bi_2O_3/GO and $BaSO_4$/GO dispersed HDPE composites for X-ray shielding application. Polyolefins J 2022; 9: 73–83.
16. Nambiar S, Osei EK, Yeow JTW. Polymer nanocomposite-based shielding against diagnostic X-rays. J Appl Polym Sci 2013; 127(6): 4939–46.
17. Bijanu A, Rajak G, Paulose R, Arya R, Agrawal V, Gowri VS, et al. Flexible, chemically bonded Bi-PVA–PVP composite for enhanced diagnostic X-ray shielding applications. J Inorg Organomet Polym 2023; 33: 2279–91.
18. Bijanu A, Paulose R, Tomar AS, Agrawal V, Gowri VS, Sanghi SK, et al. Chemically bonded tungsten-based polymer composite for X-rays shielding applications. Mater Today Commun 2022; 32: 104100. (10 pages).
19. Osman AF, Balaa HE, Samad OE, Awad R, Badawi MS. Assessment of X-ray shielding properties of polystyrene incorporated with different nano-sizes of PbO. Radiat Environ Biophys 2023; 62: 235–51.
20. Koyuncu B, Aral N, Candan C, Nergis B. Bismuth oxide nanoparticles/waterborne polyurethane-coated fabrics for ionizing radiation protection. J Coat Technol Res 2024; 21(3): 969-78.
21. Kalkornsurapranee E, Kothan S, Intom S, Johns J, Kaewjaeng S, Kedkaew C, et al. Wearable and flexible radiation shielding natural rubber composites: effect of different radiation shielding fillers. Radiat Phys Chem 2021; 179: 109261.
22. Thumwong A, Chinnawet M, Intarasena P, Rattanapongs C, Tokonami S, Ishikawa T, et al. Comparative study on X-ray shielding and mechanical properties of natural rubber latex nanocomposites containing Bi_2O_3 or $BaSO_4$: experimental and numerical determination. Polymers 2022; 14: 3654. (16 pages).
23. Olivieri F, Avolio R, Gentile G, Mazzone A, Rizzi R, Nacucchi M, et al. High filler content acrylonitrile-butadiene-styrene composites containing tungsten and bismuth oxides for effective lead-free X-ray radiation shielding. Polym Compos 2024; 45: 2101–13.
24. Gerward L, Guilbert N, Jensen KB, Levring H. X-ray absorption in matter: reengineering XCOM. Radiat Phys Chem 2001; 60: 23–4.
25. Gerward L, Guilbert N, Jensen KB, Levring H. WinXCom-a program for calculating X-ray attenuation coefficients. Radiat Phys Chem 2004; 71: 653–4.
26. Sharaby MR, Soliman EA, Abdel-Rahman AB, Osman A, Khalil R. Novel pectin-based nanocomposite film for active food packaging applications. Sci Rep 2022; 12: 20673. (14 pages).

27. Solikhin A, Murayama K. Enhanced properties of poly (vinyl alcohol) composite films filled with microfibrillated cellulose isolated from continuous steam explosion. Int J Plast Technol 2018; 22: 122–36.
28. Williams MB, Simoni PU, Smilowitz L, Stanton M, Phillips W, Stewart A. Analysis of the detective quantum efficiency of a developmental detector for digital mammography. Med Phys 1999; 26: 2273-85.
29. Santos MAP, Fragoso MCF, Lima RA, Hazin CA. X-ray beam qualities for dental radiology purposes. In: Proceedings of International Nuclear Atlantic Conference - INAC; 2009 Sep 27 - Oct 2. Rio de Janeiro, Brazil: Brazilian Association for Nuclear Energy; 2009.
30. Poirie Y, Kuznetsova S, Villarreal-Barajas JE. Characterization of nano-Dot optically stimulated luminescence detectors and high-sensitivity MCP-N thermoluminescent detectors in the 40–300 kV_p energy range. Med Phys 2018; 45(1): 402–13.
31. McCaffrey JP, Shen H, Downton B, Mainegra-Hing E. Radiation attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments. Med Phys 2007; 34(2): 530–7.
32. Cho T, Uehara S, Yoshimura A, Yoshinaga H. Dental x-ray spectrometry with an Si(Li) semiconductor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 1978; 45(6): 965–77.
33. Aoki K, Koyama M. Measurement of backscattered x-ray spectra at the water surface in the energy range 60 kV to 120 kV. Phys Med Biol 2002; 47(7); 1205–17.
34. Shousha, HA, Rabie N, Hassan GM. Experimental investigation of commercially available lead composite aprons used for diagnostic X-rays. Radiat Eff Defects Solids 2011; 166(12): 935–41.
35. Christodoulou EG, Goodsitt MM, Larson SC, Darner KL, Satti J, Chan HP. Evaluation of the transmitted exposure through lead equivalent aprons used in a radiology department, including the contribution from backscatter. Med Phys 2003; 30: 1033–8.
36. Jayakumar S, Saravanan T, Philip J. A review on polymer nanocomposites as lead-free materials for diagnostic X-ray shielding: recent advances, challenges and future perspectives. Hybrid Adv 2023; 4: 100100. (26 pages).

Fabrication and Characterization for X-Ray Radiation Shielding of PVA/PVP: Bi_2O_3 Composites

Paitoon Boonsong

Regional Medical Sciences Center 1 Chiang Mai, Department of Medical Sciences, Mae Rim District, Chiang Mai 50180, Thailand

ABSTRACT This study aims to develop composites of polyvinyl alcohol/polyvinylpyrrolidone (PVA/PVP) with varying bismuth oxide (Bi_2O_3) content (0-50 wt%) as lead-free X-ray shielding materials. The X-ray attenuation performance of composites was investigated in terms of attenuation efficiency, linear attenuation coefficient, half-value layer, and tenth-value layer values. X-ray sources were operated at tube potentials of $^{(M)}$28 kV_p for the mammographic X-ray machine, $^{(I)}$60 kV_p for the intraoral X-ray machine, and $^{(G)}$70 and $^{(G)}$80 kV_p for the general diagnostic X-ray machines. Additionally, the theoretical values of mass attenuation coefficients were also investigated using the WinXCom program at energies ranging from 1 keV to 200 keV. The results demonstrated that the ability of the prepared composites to attenuate the initial X-ray beam was increased with the increase of the Bi_2O_3 amount. The 50 wt% PVA/PVP and 50 wt% of Bi_2O_3 composite with a thickness of approximately 0.49 mm exhibited the best X-ray attenuation efficiencies, reaching 97.14, 74.49, 57.01, and 52.01% at $^{(M)}$28, $^{(I)}$61, $^{(G)}$70, and $^{(G)}$80 kV_p, respectively. These findings suggest that the fabricated PVA/PVP: Bi_2O_3 composites, particularly those with high Bi_2O_3 content, are promising candidates for X-ray shielding in medical applications.

Keywords: X-ray shielding material, Polyvinyl alcohol/polyvinylpyrrolidone polymer, Bismuth oxide