

คุณสมบัติทางชีวภาพของปูนพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวและผลกระทบของนาโนซิลิกา
ต่อความแข็งแรงของปูนพอร์ตแลนด์ซีเมนต์ขาวเพื่อการนำไปใช้
เป็นวัสดุทดแทนกระดูก

Biological Properties of White Portland Cement and the Effects of Nano-Silica
on Its Mechanical Strength for Bone Substitute Applications

ธนรัชชานนท์ สุทธิ¹ รัชวุธ สุทธิ² ศิริวิทย์ โนนคำ³ และ ธีรวัฒน์ เหล่านภากุล^{1*}

¹สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

²สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรมและโลจิสติกส์ คณะศิลปศาสตร์และวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยราชภัฏชัยภูมิ

³สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

E-mail: teerla@kku.ac.th*

Tanaratchanon Suthi^{1*}, Ratchawoot Sutthi², Sirawit Nonkham³ and Teerawat Laonapakul^{1*}

¹Department of Industrial Engineering, Faculty of Engineering, Khon Kaen University

²Industrial Engineering and Logistics Program, Faculty of Art and Science, Chaiyaphum Rajabhat University

³Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, Khon Kaen University

E-mail: teerla@kku.ac.th*

Received 23 Apr 2025; Revised 27 May 2025

Accepted 16 Aug 2025; Available online 30 Jun 2026

บทคัดย่อ

ซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว (White Portland Cement, WPC) เป็นวัสดุเซรามิกที่มีองค์ประกอบหลัก ได้แก่ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium Silicate) และไดแคลเซียมซิลิเกต (Dicalcium Silicate) ซึ่งมีปริมาณเฟรียสออกไซด์ต่ำกว่า 0.5% ส่งผลให้มีคุณสมบัติเหมาะสมสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ โดยเฉพาะด้านศัลยกรรมกระดูกและทันตกรรม งานวิจัยนี้มุ่งเน้นการพัฒนาวัสดุผสมระหว่างซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวกับนาโนซิลิกา (Nano-Silica) เพื่อปรับปรุงสมบัติทางกลและทางชีวภาพของวัสดุ วัตถุประสงค์หลักของการศึกษาคือการวิเคราะห์ ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ และสมบัติทางกลของวัสดุผ่านการทดสอบทางชีวภาพแบบภายนอกสิ่งมีชีวิต (in vitro test) โดยใช้สารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือด (Simulated Body Fluid, SBF) และความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างกระดูก (Cytotoxicity) เบื้องต้นของซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว ผลการทดลองชี้ให้เห็นว่าซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวสามารถเหนี่ยวนำการสร้างกระดูกใหม่ (Osteoinduction) และทำหน้าที่เป็นโครงสร้างรองรับกระดูก (Osteoconduction) โดยพบการก่อตัวของไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) บนพื้นผิวของวัสดุหลังจากแช่ในสารละลาย SBF เป็นเวลา 28 วัน นอกจากนี้ยังการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างกระดูก (Cytotoxicity) ซึ่งพบว่าเมื่อปริมาณวัสดุเพิ่มขึ้น อัตราการรอดชีวิตของเซลล์ลดลง อันเนื่องมาจากการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Ca(OH)_2) ซึ่งอาจทำให้ค่าความเป็นด่างสูงเกินไป ในการศึกษาสมบัติทางกล พบว่าการเติมนาโนซิลิกาในปริมาณ 1%, 2% และ 3% ส่งผลให้ค่ากำลังรับแรงอัดของวัสดุเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ โดยค่ากำลังรับแรงอัดสูงสุดอยู่ที่ 58.12 MPa เมื่อเติมนาโนซิลิกา 3% ซึ่งเกิดจากการ

เสริมสร้างโครงสร้างของวัสดุด้วยอนุภาคนาโนซิลิกา ช่วยลดการเกิดรูพรุนและเพิ่มปริมาณเจลแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (C-S-H) ซึ่งเป็นโครงสร้างสำคัญที่ช่วยเพิ่มความแข็งแรงของวัสดุ ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการพัฒนาวัสดุผสมโดยการผสมซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวยกกับนาโนซิลิกาสามารถปรับปรุงสมบัติทางกลและชีวภาพ ทำให้วัสดุดังกล่าวมีศักยภาพสูงในการเป็นวัสดุทดแทนกระดูกสำหรับการใช้งานทางการแพทย์

คำหลัก: ซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว นาโนซิลิกา วัสดุทดแทนกระดูก

Abstract

White Portland Cement (WPC) is a ceramic material primarily composed of tricalcium silicate and dicalcium silicate, with a ferric oxide content of less than 0.5%. This composition makes it suitable for medical applications, particularly in orthopedic and dental surgery. This study focuses on developing composite material by incorporating nano-silica into WPC to enhance its mechanical and biological properties. The primary objective is to evaluate the biocompatibility and mechanical performance of the material through in vitro testing, including immersion in simulated body fluid (SBF) and cytotoxicity assessment on osteoblast cells. The results indicate that WPC exhibits both osteoinductive and osteoconductive properties, as evidenced by hydroxyapatite formation on its surface after 28 days of immersion in SBF. Cytotoxicity testing revealed that higher material concentrations reduced cell viability due to the release of calcium hydroxide ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), which may increase alkalinity beyond biocompatible levels. Regarding mechanical properties, the addition of nano-silica at 1%, 2%, and 3% significantly enhanced the material's compressive strength. The highest compressive strength, 58.12 MPa, was observed at a 3% nano-silica concentration, attributed to structural reinforcement, reduced porosity, and increased formation of calcium silicate hydrate (C-S-H) gel, a key component in improving mechanical strength. These findings demonstrate that the development of a WPC-nano-silica composite enhances both mechanical and biological properties, highlighting its potential as a bone substitute material for medical applications.

Keywords: White Portland Cement, nano silica, Bone substitute materials

1. บทนำ

ซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว (WPC) อยู่ในลุ่มวัสดุเซรามิกส์ เนื่องจากมีส่วนประกอบหลักคือ ไตรแคลเซียมซิลิเกต (Tricalcium Silicate) และไดแคลเซียมซิลิเกต (Dicalcium Silicate) โดยมีเปอร์เซ็นต์เฟอร์รัสออกไซด์ (Ferrous Oxide) ต่ำกว่า 0.5 % ซึ่งซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวถูกนำมาใช้ในงานทางการแพทย์ โดยเฉพาะในงานศัลยกรรมกระดูกและทันตกรรมหรืองานศัลยกรรมกระดูก จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวมีสมบัติทางกลที่ดี มีความสามารถรับแรงของกระดูกได้ [1] มีคุณสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) โดยมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย ลดการอักเสบหรือการ

ปฏิเสธจากระบบภูมิคุ้มกัน [2-3] การเหนี่ยวนำการสร้างกระดูกใหม่ (Osteoinduction) กระตุ้นการสร้างกระดูกใหม่ โดยช่วยกระตุ้นเซลล์กระดูก (Osteoblasts) ให้ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ ความสามารถในการยึดเกาะ (Adhesion) มีคุณสมบัติในการยึดเกาะที่ติดบนพื้นผิวของกระดูกและฟันและใช้เป็นวัสดุสำหรับการซ่อมแซมหรือเติมเต็มส่วนที่ขาดหายของกระดูก [4] การเป็นโครงสร้างรองรับกระดูก (Osteoconduction) ปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวที่มีความพรุนสูงสามารถเป็นโครงสร้างสำหรับการแทรกซึมของเซลล์กระดูกและหลอดเลือดในกระบวนการซ่อมแซมเนื้อเยื่อ [5] ซึ่งคุณสมบัติเหล่านี้เป็นคุณสมบัติสำคัญของวัสดุทดแทนกระดูกในทางการแพทย์ ซึ่งซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว

สามารถขึ้นรูปได้ที่อุณหภูมิห้องมีความแข็งแรงที่ดี และยังสามารถนำมาเป็นวัสดุผสม เช่น ซิลิกา (Silica) เพื่อเพิ่มความสามารถในการกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูก [6] เพื่อให้ได้คุณสมบัติที่เหมาะสมในการทดแทนกระดูก

นาโนซิลิกา (Nano Silica) หรือ ซิลิคอนไดออกไซด์ (SiO_2) เป็นสารประกอบทางเคมีที่เกิดจากธาตุซิลิคอน (Si) และออกซิเจน (O) ซึ่งเป็นองค์ประกอบที่พบได้ทั่วไปในธรรมชาติ มีคุณสมบัติและการใช้งานที่หลากหลาย เช่น อุตสาหกรรมก่อสร้าง ใช้เป็นส่วนผสมในปูนซีเมนต์และคอนกรีตเพื่อเพิ่มความแข็งแรง [7] นอกจากนี้ นาโนซิลิกา มีบทบาทสำคัญในวัสดุทดแทนกระดูก เนื่องจากคุณสมบัติที่ช่วยส่งเสริมกระบวนการสร้างกระดูกใหม่และความสามารถในการปรับปรุงสมบัติทางกลและทางชีวภาพของวัสดุ โดยมีคุณสมบัติดังนี้ สามารถกระตุ้นการสร้างกระดูก (Osteogenesis) ซึ่งซิลิกาสามารถปล่อยไอออนซิลิเกต (Silicate Ions) ซึ่งมีส่วนช่วยในการกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูก (Osteoblasts) ทำให้เกิดการสะสมของแคลเซียมและฟอสเฟตในบริเวณรอบๆ วัสดุ [8] เสริมความแข็งแรงของวัสดุ (Mechanical Strength) ซิลิกาช่วยเพิ่มความแข็งแรงและความทนทานของวัสดุ เช่น การผสมซิลิกาในแคลเซียมฟอสเฟตซีเมนต์ (Calcium Phosphate Cement) หรือ ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) เพื่อให้วัสดุสามารถรองรับแรงกดในกระดูกได้ดี [9] การปรับปรุงความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) ซิลิกาที่อยู่ในวัสดุทดแทนกระดูกสามารถส่งเสริมการเกาะติดของเซลล์เนื้อเยื่อ (Cell Adhesion) ทำให้เซลล์กระดูกเติบโตบนพื้นผิวของวัสดุได้ดี [10] เป็นโครงสร้างรองรับการสร้างกระดูกใหม่ (Osteoconduction) ซิลิกาทำหน้าที่เป็นโครงสร้างให้เซลล์สร้างกระดูกสามารถเจริญเติบโตและแทรกซึมเข้าไปในวัสดุได้ เช่น การใช้ Bioactive Glasses ที่มีส่วนประกอบของซิลิกาในการกระตุ้นการเจริญเติบโตของกระดูกใหม่ [11]. นอกจากนี้ นาโนซิลิกาถูกนำมาใช้เป็นวัสดุนำส่งยา (Drug Delivery) ซึ่งสามารถนำไปใช้ในการส่งยาฆ่าเชื้อหรือยาปฏิชีวนะได้ [12] และพัฒนาโครงสร้างนาโนซิลิกาที่มีรูพรุนสูงเพื่อการปลดปล่อยยาแบบควบคุม โดยเฉพาะการปลดปล่อยยาลดอาการอักเสบไอบูโพรเฟน (Ibuprofen) [13] และนาโนซิลิกายังถูกนำไปใช้งานในด้านทันตกรรม

(Dental Materials) โดยพัฒนานาโนซิลิกาชนิดพิเศษที่สามารถเคลือบผิวฟันให้มีคุณสมบัติกันน้ำและสิ่งสกปรก (Superhydrophobic) เพื่อลดการยึดเกาะตัวของแบคทีเรียและลดความเสียหายของฟัน [14] และพบการศึกษาวัสดุบูรณะฟันที่มีส่วนประกอบของนาโนซิลิกา พบว่ามีความแข็งแรงสูงและสามารถใช้เป็นวัสดุสำหรับรากฟันเทียมได้ [15]

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการขึ้นรูปวัสดุผสมระหว่างซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาวกับนาโนซิลิกาในรูปแบบแน่นโดยการขึ้นรูปวัสดุเซรามิกในลักษณะนี้สามารถทำได้หลายวิธี ซึ่งในงานวิจัยนี้ทางผู้วิจัยเลือกใช้วิธีหล่อขึ้นรูป (Casting Technique) เป็นวิธีการที่สะดวกและสามารถดำเนินการได้ที่อุณหภูมิห้อง การวิจัยในครั้งนี้จะมุ่งเน้นการวิเคราะห์ลักษณะทางกายภาพของวัสดุ ความเข้ากันได้ทางชีวภาพเบื้องต้นของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์สีขาว โดยทดสอบแบบภายนอกสิ่งมีชีวิต (in vitro test) ซึ่งใช้สารละลายจำลองไออนของพลาสมาของเลือด (Simulated Body Fluid, SBF) เพื่อประเมินความเหมาะสมของวัสดุและการศึกษาเกี่ยวกับการมีปฏิกิริยาต่อสภาพแวดล้อมทางชีวภาพ (Bioactivity) การศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity) นอกจากนี้ยังมีการประเมินอิทธิพลของอัตราส่วนของซิลิกาต่อสมบัติทางกล (กำลังรับแรงอัด)

2. วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการศึกษา

2.1 วัสดุ

การขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูกวัสดุผสมใช้ปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว ประเภท 1 งาน เฮอร์ราโซ ยี่ห้อ ตราเสือ บริษัทสยามปูนซีเมนต์ขาว จำกัด (The Saim White Cement Co.,Ltd.) ซึ่งผลิตตามมาตรฐาน ASTM C-150 และ ผงซิลิการะดับนาโนที่สังเคราะห์จากวัสดุธรรมชาติ มีความบริสุทธิ์ 95% จากโครงการงานต้นแบบแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน ศูนย์วิจัยนาโนเทคโนโลยีบูรณาการ ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

2.2 ขั้นตอนการขึ้นรูปวัสดุทดแทนกระดูก

วัสดุทดแทนกระดูกขึ้นรูปด้วยวิธีการ Casting Technique ด้วยแม่พิมพ์อลูมิเนียม (Aluminum Molds) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร สูง 10 มิลลิเมตร

1 ช่องแม่พิมพ์จะใช้อัตราส่วนน้ำตอปูนซีเมนต์ (w/cm) 0.45 [16] ซึ่งเป็นอัตราส่วนที่เหมาะสมและมีค่ารับกำลังแรงอัดที่สูง โดยมีปริมาณปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว 6.567 กรัม และปริมาณน้ำ 2.998 กรัม เติมนานาโนซิลิกา ร้อยละ 1, 2 และ 3 ของน้ำหนักปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว

จากการเตรียมปริมาณของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว นาโนซิลิกา และน้ำ ทำการผสมปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวและซิลิกาแบบแห้ง ระยะเวลา 5 นาที เมื่อครบระยะเวลาที่กำหนดเทลงบนภาชนะผสม จากนั้นเทน้ำ DI ผสมให้เข้ากันอย่างสม่ำเสมอเป็นระยะเวลา 3 นาที แล้วเทลงแม่พิมพ์แล้วเขย่าเพิ่มไล่ฟองอากาศด้วยเครื่องอัลตราโซนิค จากนั้นห่อด้วยฟิล์มถนอมอาหารเพื่อป้องกันการระเหยของความชื้นระยะเวลา 24 ชั่วโมง เมื่อครบ 24 ชั่วโมงแล้วนำชิ้นทดสอบไปต้มน้ำปราศจากไอออน (Deionized Water) เป็นระยะเวลา 28 วัน โดยจะเปลี่ยนน้ำปราศจากไอออน ทุกๆ 2 วัน เพื่อให้ค่า pH ในการต้มเป็นกลาง

2.3 การทดสอบทางชีวภาพ

2.3.1 การทดสอบด้วยสารละลายจำลองไอออนพลาสมาในเลือดมนุษย์ (SBF)

หลังจากกระบวนการเซตตัวและต้มในน้ำปราศจากไอออนอุณหภูมิ 23 °C เป็นระยะเวลา 28 วัน ตัวอย่างถูกนำไปแช่ในสารละลาย SBF (Simulated Body Fluid) ที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา และ 28 วัน โดยสารละลาย SBF มีองค์ประกอบไอออนและความเข้มข้นใกล้เคียงกับพลาสมาในเลือดของมนุษย์ และถูกเตรียมตามขั้นตอนของ Kokubo [17] เมื่อสิ้นสุดระยะเวลาการแช่ ตัวอย่างถูกล้างด้วยน้ำกลั่น และทำให้แห้งโดยใช้เครื่องเป่าลม จากนั้นเก็บไว้ในภาชนะดูดความชื้น การทดสอบคุณสมบัติทางชีวภาพ (Bioactivity) โดยการสังเกตการก่อตัวของอะพาไทต์คล้ายกระดูกบนพื้นผิวของตัวอย่าง การวิเคราะห์การก่อตัวของอะพาไทต์คล้ายกระดูกรวมถึงองค์ประกอบธาตุต่างๆ บนพื้นผิวตัวอย่างดำเนินการโดยใช้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดร่วมกับเทคนิคการวิเคราะห์พลังงานของรังสีเอ็กซ์ (SEM/EDS) ยี่ห้อ TESCAN รุ่น MIRA นอกจากนี้ยังได้วิเคราะห์ความเป็นผลึกของวัสดุด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (XRD)

ยี่ห้อ PANalytical รุ่น EMPYREAN

2.3.2 การทดสอบความเป็นพิษของวัสดุ

การทดสอบความมีชีวิตของเซลล์และพิษต่อเซลล์ทดสอบด้วยวิธีการ Prestoblu โดยเซลล์จะถูกเพาะเลี้ยงในจานแบบ 12 หลุม โดยมีความหนาแน่นของเซลล์ 50,000 เซลล์ต่อหลุม จากนั้นเพาะเลี้ยงเซลล์ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ภายใต้สภาวะคาร์บอนไดออกไซด์ 5% ระยะเวลา 24 ชั่วโมง ก่อนนำชิ้นทดสอบใส่ในหลุมทรานส์เวลล์ นำอาหารเลี้ยงเซลล์ออกปริมาณ 1 มิลลิลิตร จากนั้นนำชิ้นทดสอบที่ผ่านการบ่มและฆ่าเชื้อ แบ่งเป็นน้ำหนัก 10 และ 60 มิลลิกรัม โดยอาหารเลี้ยงเซลล์ที่ไม่มีชิ้นทดสอบเป็นตัวควบคุมเชิงบวก และไดเมทิลซัลฟอกไซด์ 10% (DMSO, Merck) เป็นตัวควบคุมเชิงลบ หลังจาก 24 ชั่วโมงใช้ Prestoblu เจือจางในอัตราส่วน 1:10 (300 μ L/หลุม) แทนที่อาหารเลี้ยงเซลล์เดิม แล้วบ่มต่อ 45 นาทีเพื่อให้เกิดปฏิกิริยา แล้ววัดค่าฟลูออเรสเซนซ์ด้วยเครื่องอ่านไมโครเพลต Varioskan LUX Multimode (Thermo Scientific) โดยวัดที่ความยาวคลื่น 560 นาโนเมตร สำหรับการกระตุ้นและ 590 นาโนเมตรสำหรับการแผ่รังสี ค่าฟลูออเรสเซนซ์ที่ได้จะถูกนำไปใช้ในการคำนวณเปอร์เซ็นต์ความมีชีวิตของเซลล์

2.4 การทดสอบคุณสมบัติทางกลของวัสดุ

หลังการบ่มน้ำ วัสดุถูกทำให้แห้งในเตาควบคุมอุณหภูมิที่อุณหภูมิ 40 องศาเซลเซียสเป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมง การทดสอบกำลังรับแรงอัดของวัสดุถูกทดสอบอ้างอิงตามมาตรฐาน ASTM C109 [13] โดยใช้เครื่องทดสอบไฮดรอลิก ยี่ห้อ SHIMADZU รุ่น EHF-EG10-20L ที่มีกำลังรับน้ำหนักสูงสุด 10 กิโลนิวตัน อัตราความเร็ว 1 มิลลิเมตร/นาที โดยใช้ชิ้นทดสอบขนาดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร สูง 10 มิลลิเมตร จำนวน 3 ชิ้น

3. ผลการทดลองและอภิปรายผล

3.1 การทดสอบทางชีวภาพ

3.1.1 ผลทดสอบด้วยสารละลายจำลองไอออนพลาสมาในเลือดมนุษย์ (SBF)

เมื่อนำตัวอย่างชิ้นทดสอบเบื้องต้นของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวหลังการขึ้นรูป ไปวิเคราะห์ลักษณะ

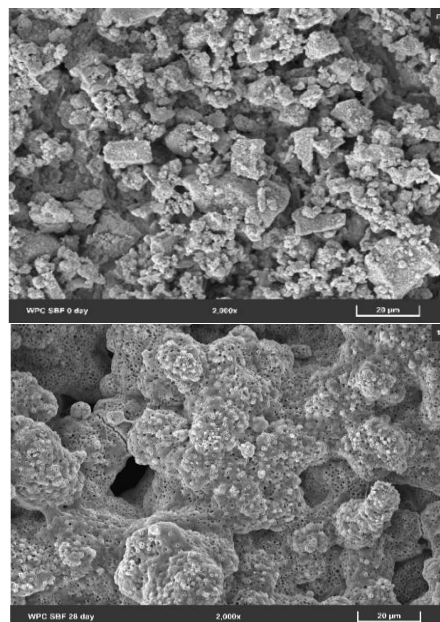
โครงสร้างผลึกด้วยเทคนิค SEM ที่กำลังขยาย 2,000x พบผลึกของแคลเซียมซิลิเกตไฮดรอกไซด์ (C-S-H) และผลึกของแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ซึ่งเกิดจากปฏิกิริยาไฮดรอกไซด์ แสดงดังรูปที่ 1ก) และเมื่อผ่านการแช่สารละลาย SBF ระยะเวลา 28 วัน พบว่าพื้นผิวของชิ้นงานมีความเป็นส่นและพื้นผิวเป็นแผ่นหนาและบางส่วนมีลักษณะเป็นกลุ่มก้อนขนาดใหญ่กระจายตัวทั่วบริเวณพื้นผิว แสดงดังรูปที่ 1ข) จากนั้นวิเคราะห์องค์ประกอบของธาตุด้วยเทคนิค EDS ขึ้นทดสอบก่อนแช่ SBF พบสเปกตรัมหลักของแคลเซียม (Ca) ซิลิกอน (Si) ออกซิเจน (O) ที่เป็นองค์ประกอบทางเคมีหลักของ WPC แสดงดังรูปที่ 2ก) และองค์ประกอบธาตุของชิ้นทดสอบหลังผ่านการแช่ SBF ระยะเวลา 28 วัน จะพบสเปกตรัมของฟอสฟอรัส (P) แสดงดังรูปที่ 2ข) และค่าของแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสเท่ากับ 1.65 มีความใกล้เคียงกันกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งจะมีสัดส่วนเท่ากับ 1.67 [18]

จากการวิเคราะห์โครงสร้างผลึกของชิ้นทดสอบของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวด้วยเทคนิคการเลี้ยวเบนรังสีเอ็กซ์ (XRD) ขึ้นทดสอบก่อนแช่ SBF พบการพิกของ Ettringite ที่มุม 22.8° , 24.2° และ Calcite ที่มุม 29.4° , 36.0° , 39.4° และ 43.1° [19] ซึ่งเป็นโครงสร้างหลักของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวและผลการวิเคราะห์ผลึกของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวที่ผ่านการแช่ SBF ระยะเวลา 28 วัน พบพิกหลักของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มุม $31.7^\circ - 32.2^\circ$ [20] เนื่องจากการแช่ SBF ระยะเวลา 28 วัน ของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว เกิดการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ (Ca^{2+}) และปฏิกิริยาของฟอสเฟตไฮดรอกไซด์ (PO_4^{3-}) ในสารละลายเกิดการตกผลึกของไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวและส่งผลให้ปริมาณแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) ลดลง แสดงดังรูปที่ 3

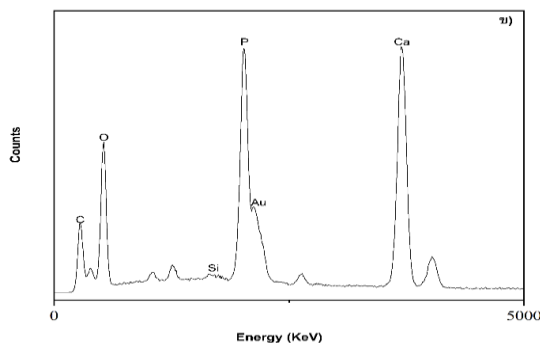
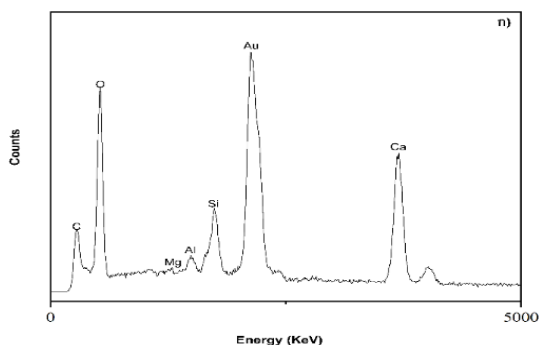
3.1.2 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างกระดูกของวัสดุ

การทดสอบความเป็นพิษเบื้องต้นของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวหลังการขึ้นรูปโดยใช้เซลล์ที่มีชีวิตแล้วดูปฏิกิริยาตอบสนองของเซลล์ระยะเวลา 24 ชั่วโมง น้ำหนักของวัสดุที่ 10 และ 60 มิลลิกรัม ซึ่งน้ำหนัก 10 มิลลิกรัม เซลล์มีอัตราการมีชีวิตร้อยละ 92.75 จากนั้น

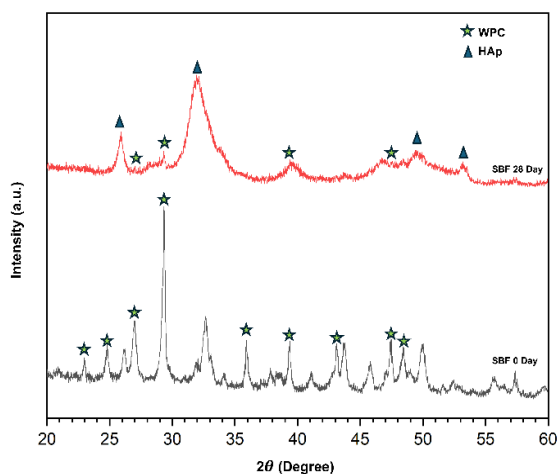
อัตราการมีชีวิตของเซลล์ลดลงเหลือร้อยละ 87.36 ที่น้ำหนัก 60 มิลลิกรัม แสดงดังรูปที่ 4 ปริมาณของปูนซีเมนต์ที่ใช้มีผลกระทบต่อการทำงานและการรอดชีวิตของเซลล์กระดูกอ่อน (Osteoblast) ซึ่งเป็นเซลล์ที่มีบทบาทสำคัญในการสร้างและซ่อมแซมกระดูก หากปริมาณปูนซีเมนต์ที่ใช้มากเกินไป อาจก่อให้เกิดความเป็นพิษสูง (High pH) จากการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) ในปริมาณมาก โดยความเป็นพิษสูง ($\text{pH} > 12$) อาจเป็นพิษต่อเซลล์ Osteoblast ทำให้เซลล์สูญเสียความมีชีวิต (Viability) และการทำงานลดลงและการสร้างกระดูกอาจถูกยับยั้งเนื่องจากความเครียดทางเคมีต่อเซลล์ [21] นอกจากนี้การควบคุมปริมาณปูนซีเมนต์ที่เหมาะสมสามารถรักษาสมาคมของการปลดปล่อยแคลเซียมไฮดรอกไซด์ และ pH ที่เหมาะสม (pH ประมาณ 7.4–8.5) จะส่งผลให้เซลล์ Osteoblast สามารถเกาะติดและเพิ่มจำนวนได้ดี และเซลล์ Osteoblast สามารถเกาะติดและเพิ่มจำนวนได้ดี [22]



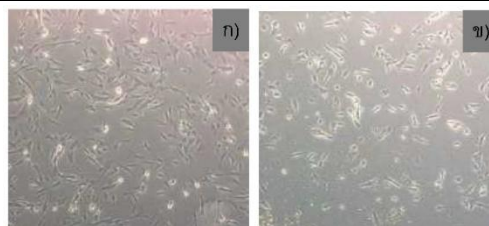
รูปที่ 1 สัณฐานวิทยาของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว ก) ก่อนการแช่สารละลาย SBF, ข) หลังแช่สารละลาย SBF 28 วัน ด้วยเทคนิค SEM ที่กำลังขยาย 2,000 เท่า



รูปที่ 2 องค์ประกอบธาตุของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว ก) ก่อนการแช่สารละลาย SBF, ข) หลังแช่สารละลาย SBF 28 วัน ด้วยเทคนิค EDS

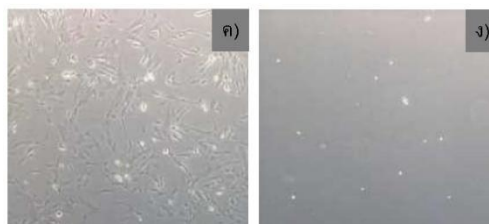


รูปที่ 3 การวิเคราะห์ผลึกของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวก่อนการแช่สารละลาย SBF และหลังแช่สารละลาย SBF 28 วัน ด้วยเทคนิค XRD



10 กรัม

60 กรัม



Positive

Negative

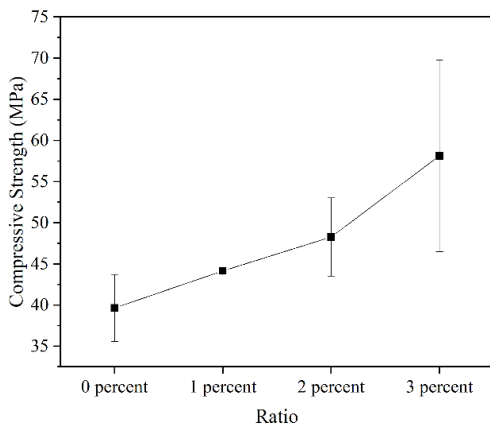
รูปที่ 4 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์สร้างกระดูกที่น้ำหนักรวสุด ก) 10 มิลลิกรัม, ข) 60 มิลลิกรัม, ค) ตัวควบคุมเซลล์แบบมีชีวิต และ ง) ตัวควบคุมเซลล์แบบไม่มีชีวิต

3.2 สมบัติทางกลของวัสดุหลังการขึ้นรูป (กำลังรับแรงอัด)

การศึกษานี้วิเคราะห์ผลของการเติมนาโนซิลิกาในปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวต่อกำลังรับแรงอัดของวัสดุที่ขึ้นรูปและบ่มในน้ำ DI เป็นเวลา 28 วัน ก่อนอบแห้ง 24 ชั่วโมง ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า การเติมนาโนซิลิกาเพิ่มต่อการเพิ่มขึ้นของกำลังรับแรงอัดของวัสดุ โดยก่อนเติมนาโนซิลิกา วัสดุมีค่ากำลังรับแรงอัด 39.63 MPa แต่เมื่อเติมนาโนซิลิกาในอัตราส่วนที่แตกต่างกันพบว่ากำลังรับแรงอัดเพิ่มขึ้น โดยค่ากำลังรับแรงอัดสูงสุดที่ 3% นาโนซิลิกาอยู่ที่ 58.12 MPa ขณะที่ที่อัตราส่วน 1% และ 2% มีค่ากำลังรับแรงอัด 44.13 MPa และ 48.27 MPa ตามลำดับ การวิเคราะห์ทางสถิติแสดงให้เห็นว่า การเติมนาโนซิลิกาในปริมาณ 1% และ 2% มีการกระจายตัวของข้อมูลที่ใกล้เคียงกับวัสดุที่ไม่มีการเติมนาโนซิลิกา ในขณะที่อัตราส่วน 3% มีการกระจายตัวของข้อมูลที่แตกต่างออกไปเมื่อเปรียบเทียบกับอัตราส่วน 2%

การเพิ่มขึ้นของกำลังรับแรงอัดสามารถอธิบายได้จากคุณสมบัติของนาโนซิลิกา ซึ่งเป็นอนุภาคนาโนนาโนเมตรที่มีพื้นที่ผิวสัมผัสสูง สามารถแทรกตัวเข้าไปในช่องว่างระหว่างอนุภาคของปูนซีเมนต์และมวลรวม ลด

การเกิดรูพรุนในโครงสร้างวัสดุ ทำให้ลดการซึมผ่านของน้ำและสารเคมีอื่น ๆ ส่งผลให้วัสดุมีความหนาแน่น (Density) สูงขึ้น และมีความแข็งแรงเชิงกลที่ดีขึ้น [23] นอกจากนี้ นาโนซิลิกายังทำปฏิกิริยากับแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) ซึ่งเกิดจากกระบวนการไฮเดรชันของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว ส่งผลให้เกิดการเพิ่มขึ้นของเจลแคลเซียมซิลิเกตไฮเดรต (C-S-H) ซึ่งเป็นโครงสร้างหลักที่ช่วยเพิ่มความแข็งแรงของวัสดุ [24]



รูปที่ 5 การทดสอบการรับกำลังรับแรงอัดของวัสดุผสมปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว จากการขึ้นรูปที่อัตราส่วนนาโนซิลิกาที่แตกต่างกัน 0%, 1%, 2% และ 3%

4. สรุปผลการทดลอง

การศึกษานี้วิเคราะห์ผลของการแช่วัสดุในสารละลายจำลองไอออนพลาสมาในเลือดมนุษย์ (SBF) เป็นระยะเวลา 28 วัน พบว่ามีการเกิดฟอสฟอรัส (P) บนพื้นผิววัสดุ และสัดส่วนแคลเซียมต่อฟอสฟอรัส (Ca/P) ที่ได้ใกล้เคียงกับค่า 1.67 ซึ่งเป็นค่าของไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite, HAp) นอกจากนี้ ระยะเวลาการแช่ที่เพิ่มขึ้นยังส่งผลให้พื้นผิววัสดุมีความหนาแน่นมากขึ้นและผลึกที่เกิดขึ้นมีขนาดใหญ่ขึ้น การเพิ่มขึ้นของธาตุฟอสฟอรัสและแคลเซียมบ่งชี้ถึงการก่อตัวของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บนพื้นผิวของวัสดุ

สำหรับการทดสอบความเป็นพิษ พบว่าปริมาณปูนซีเมนต์ที่สูงอาจทำให้ค่า pH เพิ่มขึ้นจนส่งผลกระทบต่อเซลล์ การควบคุมปริมาณและการปลดปล่อยไอออน Ca^{2+} อย่างเหมาะสมสามารถช่วยส่งเสริมการ

เจริญเติบโตของเซลล์ Osteoblast และลดการอักเสบได้ นอกจากนี้ การเติมนาโนซิลิกา (Nano-silica) ในปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวช่วยเพิ่มสมบัติทางกลและปรับปรุงความสามารถในการตอบสนองต่อกระบวนการสร้างกระดูก การควบคุมปริมาณปูนซีเมนต์มีความสำคัญในการป้องกันความเป็นพิษสูงและผลกระทบทางชีวภาพที่ไม่พึงประสงค์

ผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวที่ถูกปรับปรุงด้วยนาโนซิลิกามีศักยภาพสูงในงานทางการแพทย์ โดยเฉพาะการปลูกถ่ายกระดูก การเติมนาโนซิลิกาในปริมาณที่เหมาะสม (3% โดยน้ำหนัก) สามารถเพิ่มค่ากำลังรับแรงอัดจาก 39.63 MPa เป็น 48.77 MPa เนื่องจากอนุภาคนาโนซิลิกาช่วยลดรูพรุนในโครงสร้างและเพิ่มความหนาแน่นของวัสดุ รวมถึงกระตุ้นปฏิกิริยากับแคลเซียมไฮดรอกไซด์ ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) ทำให้เกิดเจล C-S-H มากขึ้น และลดการเกิดรอยแตกขนาดเล็ก (Micro-cracks)

เมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุทดแทนกระดูกชนิดอื่น เช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HAp), ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Tricalcium phosphate, TCP) และแก้วชีวภาพ (Bioactive Glass) พบว่าวัสดุเหล่านี้มีสมบัติทางกลต่ำ มีความเปราะและแตกหักง่าย โดยมีค่ารับกำลังแรงอัดเพียง 10–20 MPa ในขณะที่วัสดุผสมระหว่างปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวกับนาโนซิลิกามีค่ากำลังรับแรงอัดสูงกว่าชัดเจน นอกจากนี้ยังสามารถปรับแต่งสมบัติทางกลได้ง่ายโดยการเปลี่ยนอัตราส่วนของนาโนซิลิกา อย่างไรก็ตาม วัสดุผสมดังกล่าวมีค่า pH สูง ซึ่งอาจเป็นพิษต่อเซลล์สร้างกระดูกหากมีปริมาณของปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาวมากเกินไป ดังนั้นการควบคุมองค์ประกอบของวัสดุจึงเป็นปัจจัยสำคัญในการลดผลกระทบทางชีวภาพที่ไม่พึงประสงค์และเพิ่มประสิทธิภาพในการใช้งานทางการแพทย์

ข้อเสนอแนะ

การศึกษาพบว่า ปูนซีเมนต์ปอร์ตแลนด์ขาว (White Portland Cement, WPC) ที่เสริมด้วยนาโนซิลิกา (Nano-SiO₂) มีศักยภาพในการนำไปใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูก โดยแสดงคุณสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้นและสามารถกระตุ้นการตกผลึกของไฮดรอกซีอะพาไทต์

อย่างไรก็ตาม เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของวัสดุให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้ทางคลินิกในอนาคต ควรมีการศึกษาต่อยอดในด้านชีวภาพเพิ่มเติม โดยเฉพาะกลไกการปลดปล่อยไอออน Ca^{2+} และ SiO_4^{4-} จากวัสดุในสภาวะจำลองร่างกาย เพื่อประเมินผลกระทบที่มีต่อการกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูก (Osteoblasts) และการเหนี่ยวนำการสร้างกระดูกใหม่ (Osteoinduction) รวมถึงศึกษาผลของการควบคุมอัตราการปลดปล่อยไอออนในระยะยาว เพื่อลดผลกระทบของค่า pH สูงที่อาจเป็นพิษต่อเซลล์กระดูก นอกจากนี้ ควรมีการศึกษาผลของขนาดและปริมาณของนาโนซิลิกาต่อโครงสร้างจุลภาค ความพรุน และความแข็งแรงของวัสดุ รวมถึงการประเมินผลของการเพิ่มปริมาณนาโนซิลิกาเกิน 3% และการใช้อนุภาคนาโนซิลิกาที่มีขนาดแตกต่างกัน (เช่น 10 nm, 50 nm, 100 nm) ต่อสมบัติเชิงกลของวัสดุ ทั้งนี้ควรพัฒนาเทคนิคการกระจายตัวของนาโนซิลิกาให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น เพื่อลดการจับตัวเป็นกลุ่ม (Agglomeration) ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความแข็งแรงของวัสดุ โดยการพัฒนาแนวทางการกระจายตัวที่เหมาะสมจะช่วยให้อายุการใช้งานของวัสดุมีคุณสมบัติที่เสถียรและเหมาะสมยิ่งขึ้นสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณทุนวิจัยทุนวิจัยสำหรับคณาจารย์บัณฑิตศึกษา เพื่อให้สามารถรับนักศึกษาที่มีความสามารถและศักยภาพสูงเข้าศึกษาในหลักสูตรและทำวิจัยในสาขาที่อาจารย์มีความเชี่ยวชาญมหาวิทยาลัยขอนแก่น และ ทุนอุดหนุนการค้นคว้าและวิจัยในกาทำ ดุษฎีนิพนธ์สำหรับนักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยขอนแก่น

เอกสารอ้างอิง

[1] TAPTIMDEE, Weerapol, et al. Strength and bioactivity of hydroxyapatite/white portland cement (HAp/WPC) under Simulated Body Fluid (SBF) solution. In: Materials Science Forum. Trans Tech Publications Ltd, 2020. p. 88-93.

[2] TORKITTIKUL, Pincha; CHAIPANICH, Arnon. Investigation of the mechanical and in vitro biological properties of ordinary and white Portland cements. *Sci Asia*, 2009, 35.4: 358-64.

[3] TADDEI, Paola, et al. Vibrational study on the bioactivity of Portland cement-based materials for endodontic use. *Journal of Molecular Structure*, 2009, 924: 548-554.

[4] HENCH, Larry L. Bioceramics: from concept to clinic. *Journal of the american ceramic society*, 1991, 74.7: 1487-1510.

[5] NIU, Li-na, et al. A review of the bioactivity of hydraulic calcium silicate cements. *Journal of dentistry*, 2014, 42.5: 517-533.

[6] TAY, Franklin R., et al. Calcium phosphate phase transformation produced by the interaction of the Portland cement component of white mineral trioxide aggregate with a phosphate-containing fluid. *Journal of endodontics*, 2007, 33.11: 1347-1351.

[7] ABHILASH, P. P., et al. Effect of nano-silica in concrete; a review. *Construction and Building Materials*, 2021, 278: 122347.

[8] VALLET-REGI, Maria. Bio-ceramics with clinical applications. John Wiley & Sons, 2014.

[9] KOKUBO, Tadashi; TAKADAMA, Hiroaki. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?. *Biomaterials*, 2006, 27.15: 2907-2915.

[10] JONES, Julian R. Review of bioactive glass: from Hench to hybrids. *Acta biomaterialia*, 2013, 9.1: 4457-4486.

- [11] COATHUP, Melanie J., et al. The osteoinductivity of silicate-substituted calcium phosphate. *JBJS*, 2011, 93.23: 2219-2226.
- [12] LV, Nannan, et al. Binary collaboration of carboxyl-functionalized mesoporous silica microspheres and silver nanoparticle improved imidacloprid bioactivity towards insecticide-resistance insect pests. *Chemical Engineering Journal*, 2025, 160386.
- [13] CHIRRA, Suman, et al. Fabrication of porous nano silica materials by template-assisted strategy for controlled drug delivery studies. *Journal of Porous Materials*, 2024, 1-12.
- [14] CHEN, Chenhui, et al. Amphiphilic Janus nanoparticles for a superhydrophobic coating on the enamel surface to prevent caries. *Materials Today Bio*, 2025, 32: 101627.2554.
- [15] JEYAN, S., et al. Experimental Investigation and Finite Element Analysis of Novel Dental Restorations Material. In: *Advances in Additive Manufacturing Technologies*. CRC Press, 2024. p. 98-102.
- [16] KOKUBO, Tadashi; TAKADAMA, Hiroaki. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?. *Biomaterials*, 2006, 27.15: 2907-2915.
- [17] AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. COMMITTEE C-1 ON CEMENT. Standard Test Method for Compressive Strength of Hydraulic Cement Mortars (Using 2-in. or [50-mm] Cube Specimens). ASTM International, 2013.
- [18] PALMER, Liam C., et al. Biomimetic systems for hydroxyapatite mineralization inspired by bone and enamel. *Chemical reviews*, 2008, 108.11: 4754-4783.
- [19] SHAFEEK, Ahmed M., et al. Influence of ZnO nanoparticle ratio and size on mechanical properties and whiteness of White Portland Cement. *Applied Nanoscience*, 2020, 10.9: 3603-3615.
- [20] RAYNAUD, S., et al. Calcium phosphate apatites with variable Ca/P atomic ratio I. Synthesis, characterisation and thermal stability of powders. *Biomaterials*, 2002, 23.4: 1065-1072.
- [21] CORNÉLIO, Ana Livia Gomes, et al. Cytotoxicity of Portland cement with different radiopacifying agents: a cell death study. *Journal of Endodontics*, 2011, 37.2: 203-210.
- [22] GALOW, Anne-Marie, et al. Increased osteoblast viability at alkaline pH in vitro provides a new perspective on bone regeneration. *Biochemistry and biophysics reports*, 2017, 10: 17-25.
- [23] JO, Byung-Wan, et al. Characteristics of cement mortar with nano-SiO₂ particles. *Construction and building materials*, 2007, 21.6: 1351-1355.
- [24] SOBOLEV, Konstantin, et al. Nanomaterials and nanotechnology for high-performance cement composites. *Proceedings of ACI session on nanotechnology of concrete: recent developments and future perspectives*, 2006, 7: 93-120.