

คุณสมบัติทางกายภาพและชีวภาพของไหมเย็บแผลที่ชุบด้วยลิโวฟลอกซาซิน

ปวรวรรณ ฤทธิพากร^{1*} ธนพร จันทร์โท² พิชญ์มณต์ พุ่มสงวน³ วิมลวรรณ จันทนะสุต⁴ ชนม์นิภา คุณวิทยา⁵

^{1*}สาขาวิชาสุขภาพช่องปากผู้ใหญ่ สำนักวิชาทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, นครราชสีมา, ประเทศไทย

^{2,3,4,5}สำนักวิชาทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, นครราชสีมา, ประเทศไทย

*ผู้ประพันธ์บรรณกิจ อีเมล : r.paw@g.sut.ac.th

รับต้นฉบับ : 27 เมษายน 2566; รับบทความฉบับแก้ไข : 6 ตุลาคม 2566; ตอบรับบทความ : 9 ตุลาคม 2566

เผยแพร่ออนไลน์ : 27 ธันวาคม 2566

บทคัดย่อ

ไหมเย็บแผล (silk suture) เป็นไหมเย็บแผลที่ทางทันตแพทย์นิยมใช้นำมาเย็บแผลในช่องปาก ซึ่งจะคงสภาพแรงดึงและสอดคล้องกับการหายของแผล โดยจะเย็บคงสภาพเพื่อให้เกิดการหายของแผลเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 3–5 วัน คุณสมบัติของเส้นไหมแบบ non-resorbable suture ที่นิยมใช้ในทันตกรรม สามารถทำให้มีเศษอาหารเข้ามาสะสม และส่งผลให้เกิดการติดเชื้อมากกว่าแบบไหมละลาย โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีโรคประจำตัว เช่น เบาหวาน หรือโรคที่มีภูมิคุ้มกันบกพร่อง ปัจจุบันมีการพัฒนาให้ไหมเย็บแผลสามารถเคลือบด้วยยาปฏิชีวนะ เพื่อลดความเสี่ยงในการติดเชื้อแต่ยังไม่พบการศึกษาที่ใช้ไหมที่ทำด้วย silk การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินคุณสมบัติทางกายภาพและชีวภาพของไหมเย็บแผลชนิดไม่ละลายแบบพันเกลียว (non-absorbable and multifilament) ที่แช่ด้วยยาปฏิชีวนะลิโวฟลอกซาซิน ความเข้มข้น 3 มก./มล. ด้วย 2 วิธี คือแบบแห้งและแบบเปียก จากนั้นนำไปทดสอบเปรียบเทียบกับคุณสมบัติทางกายภาพโดยการทดสอบแรงดึง ปริมาตรรูพรุน การมีอยู่ของยาลิโวฟลอกซาซิน และการปลดปล่อยยา โดยเปรียบเทียบกับไหมเย็บแผลปกติ ผลการศึกษาพบว่าไหมเย็บแผลที่แช่ยาลิโวฟลอกซาซินมีความแข็งแรง ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับไหมเย็บแผลปกติ และการปลดปล่อยสารละลายลิโวฟลอกซาซินจากไหมทั้งสองกลุ่ม ไม่แตกต่างกันและสามารถปลดปล่อยยาได้ต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 7 วัน ในกลุ่มเปียกพบว่าค่ารูพรุนมีปริมาณที่น้อยกว่าและขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางรูพรุนมีขนาดที่ใหญ่กว่ากลุ่มแห้งและกลุ่มควบคุม ดังนั้นการใช้ไหมเย็บแผลปกติที่นำไปชุบด้วยยาปฏิชีวนะ มีความแข็งแรงที่ใกล้เคียงกับจากไหมเย็บแผลปกติ และสามารถให้ประโยชน์ในการปลดปล่อยยาเพื่อลดการติดเชื้อบริเวณแผล

คำสำคัญ : การติดเชื้อ ลิโวฟลอกซาซิน ไหมเย็บแผล ค่าทนแรงดึง



Physical and Biological Properties of Silk Suture Soaked in Levofloxacin

Pawornwan Rittipakorn^{1*} Thanaporn Chanto² Pichamon Pumsanguan³ Wimonwun Juntanasut⁴
Chonipa Khunwittaya⁵

^{1*}*School of Adult Oral Health, Institute of Dentistry, Suranaree University of Technology,
Nakorn Ratchasima, Thailand*

^{2,3,4,5}*Institute of Dentistry, Suranaree University of Technology, Nakorn Ratchasima, Thailand*

*Corresponding Author. E-mail address: r.paw@g.sut.ac.th

Received: 27 April 2023; Revised: 6 October 2023; Accepted: 9 October 2023

Published online: 27 December 2023

Abstract

Silk suture was a type of suture material commonly used by dentists to close wounds in the oral cavity. It provides strong tensile strength and was consistent with wound healing by maintaining suture integrity to promote wound healing for at least 3-5 days. However, non-resorbable sutures made of silk were known to accumulate food debris and increase the risk of infection, particularly in patients with underlying conditions such as diabetes or immune deficiencies. There has been recent development in coating silk sutures with antimicrobial agents to reduce the risk of infection, but no studies had been conducted using silk sutures coated with such agents. This study aimed to evaluate the physical and biological properties of non-absorbable and multifilament braid silk sutures that have been coated with levofloxacin. The physical properties of strength, amount of pore with SEM and BET analysis, and the presence of levofloxacin solution were assessed, as were the biological properties of drug release profile. All groups were compared between dry and wet conditions of the coated silk sutures and non-coated silk sutures. The results showed that the levofloxacin-coated silk sutures had no significant difference tensile strength between non-coated silk sutures, and the release of levofloxacin was sustained over a period of 7 days. BET analysis showed that the wet group had less porosity and wider pore diameter than the other groups. Therefore, the use of levofloxacin-coated silk sutures was provided comparable suture strength to non-coated silk sutures while reducing the risk of infection.

Keywords: Infection, Levofloxacin, Suture materials, Tensile strength

1) บทนำ

ไหมเย็บแผล (silk suture) เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีความสำคัญในการเย็บปิดแผล โดยในทางทันตกรรม ต้องอาศัยความแข็งแรง และทนต่อแรงดึงที่เหมาะสมของแผล บริเวณนั้น ซึ่งไหมเย็บแผลควรมีคุณสมบัติทางกายภาพที่เหมาะสม เข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อของร่างกาย และไม่ส่งเสริมให้แบคทีเรียมาเกาะบริเวณแผลผ่าตัด [1] ไหมเย็บแผลจะต้องมีความแข็งแรงที่เพียงพอและสอดคล้องกับกระบวนการหายของแผล จึงสามารถนำไหมออกจากบริเวณแผล โดยจะเย็บคงสภาพเพื่อให้เกิดการหายของแผลเป็นระยะเวลาอย่างน้อย 3 วันขึ้นกับลักษณะของแผลและความแข็งแรงที่ต้องการบริเวณแผลผ่าตัด ที่ส่งผลต่อการเลือกใช้ไหมเย็บแผล

ไหมเย็บแผลในปัจจุบันที่ใช้ทางทันตกรรมมีหลายประเภท เช่น ไหมละลาย (adsorbable) และ ไหมไม่ละลาย (non-adsorbable) หรือแบ่งตามชนิดต้นกำเนิด อาทิเช่น ไหมสังเคราะห์ และไหมธรรมชาติ [2] ในทางทันตกรรมปัจจุบัน นิยมใช้ไหมสังเคราะห์ ชนิดไม่ละลาย ลักษณะหลายเส้นใย (multifilament silk suture) เนื่องจากราคาไม่แพงและหาซื้อง่าย คุณสมบัติทางกายภาพเหมาะสม เมื่อเทียบกับไหมชนิดอื่น จากการศึกษาพบว่าไหมเย็บแบบพันเกลียวหลายเส้นใย (multifilament) พบเชื้อแบคทีเรีย *Staphylococcus aureus* เมื่อส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องผ่าน (Transmission Electron Microscopy: TEM) [3] ทำให้บริเวณเนื้อเยื่อรอบ ๆ ไหมเย็บแผล มีเชื้อแบคทีเรียอยู่บริเวณรอบไหม ทำให้เซลล์เม็ดเลือดขาว (Leukocyte) ที่สามารถซึมผ่านไหมเย็บและทำให้เกิดขั้นตอนการกำจัดเซลล์แบคทีเรีย (Phagocytosis) ได้ค่อนข้างยาก เมื่อไหมเย็บแผลอยู่ในช่องปากและสัมผัสกับ oral fluid จะมีการกระบวนการที่เรียกว่าการซึมผ่านรูเล็ก (capillary action) ซึ่งเกิดการบวมของเส้นไหม ทำให้แบคทีเรียสามารถซึมผ่านทางเส้นไหมสู่บริเวณแผลได้ และคงทนได้ถึง 30 วัน [4]

หนึ่งในหลายปัจจัยของการติดเชื้อ และอักเสบของบริเวณแผลผ่าตัด (Surgical Site Infection: SSI) คือวัสดุไหมเย็บแผล โดยเฉพาะแบบหลายเส้นใย (braided) และการมัดปมไหม ซึ่งสามารถเป็นที่สะสมของเชื้อแบคทีเรีย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในคนไข้ที่มีโรคประจำตัวที่เสี่ยงในการติดเชื้อแทรกซ้อน เช่น โรคหัวใจ และโรคเบาหวาน เป็นต้น ปัจจุบันในท้องตลาดมีไหมเย็บแผลที่เคลือบด้วยสารต้านจุลชีพไตรโคลซานจำหน่าย (Vicryl Plus[®], Ethicon Inc., Somerville, NJ, USA) ซึ่งเป็นไหมละลาย มีการ

ศึกษาพบว่าสามารถลดการเกาะของแบคทีเรียกลุ่ม *Staphylococci* ได้ [5] แต่มีรายงานว่าเมื่ออัตราการเกิดการแตกของแผล (wound dehiscence) ได้มากกว่าไหมแบบธรรมดา [6] มีการศึกษาที่ใช้ไหมแซในสารละลายคลอเฮกซิดีน กลูโคเนตความเข้มข้นร้อยละ 0.12 สามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย และปลดปล่อยตัวยาได้รวดเร็ว ใน 24 ชั่วโมงแรกจากนั้นลดลงจนถึง 7 วัน [7] อีกการศึกษาได้ใช้ไหมเย็บแผลเคลือบด้วยเตตราไซคลิน พบว่าไม่ทำให้ความแข็งแรงของไหมลดลงเมื่อเทียบกับไหมธรรมดา และสามารถยับยั้งแบคทีเรียชนิด *Escherichia coli* ได้มากกว่า *S. aureus* [8] แต่อย่างไรก็ตามมีรายงานว่ามีโอกาสดื้อยาและ มีโอกาสเกิดผลข้างเคียงที่ไม่พึงประสงค์จากการใช้ยา เช่น ไข้ และ ผื่นจากการใช้ยา [9]

ลิโวฟลอกซาซินเป็นยาต้านจุลชีพในกลุ่มฟลูออโรควิโนโลน (Fluoroquinolones) ออกฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรีย (Bactericidal) โดยยับยั้งกระบวนการสร้าง DNA โดยจับที่ Topoisomerase II (DNA gyrase) และ Topoisomerase IV [10] ได้ทั้งแบคทีเรียแกรมบวกและลบ และผลข้างเคียงไม่พึงประสงค์ที่ค่อนข้างต่ำและโอกาสดื้อยาค่อนข้างน้อย ซึ่งเชื้อในช่องปากที่มักพบคือ กลุ่ม *Staphylococci* เช่น *S. aureus* และกลุ่ม Coliform คือ *E. coli* มีการศึกษาของ Chen et al. [11] ใช้ไหมหลายเส้นใยแบบพันเกลียวนำไปเคลือบด้วยสารละลายยาลิโวฟลอกซาซินไฮโดรคลอไรด์ (Levofloxacin Hydrochloride) ผสมกับ พอลิคาโพรแลกโตน (Poly ε-caprolactone: PCL) ใช้สารละลายความเข้มข้น 3 มิลลิกรัม/มิลลิลิตร พบว่ามีความสามารถในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย *S. aureus* และ *E. coli* ได้ต่อเนื่องจนถึง 7 วัน และปลดปล่อยยาได้ต่อเนื่อง 120 ชั่วโมง งานวิจัยทางศัลยกรรมทางตาได้ใช้พอลิคาโพรแลกโตนเคลือบด้วยยาลิโวฟลอกซาซินร้อยละ 8 ด้วยวิธีอิเล็กโตรสปินทำเป็นไหมขนาดเล็กพิเศษพบว่าไม่ทำให้ความแข็งแรงของไหมลดลง [12]

เนื่องจากปัจจุบันไหมเคลือบสารที่มีคุณสมบัติฆ่าเชื้อแบคทีเรีย มักจะเป็นไหมละลายและมีราคาสูง และยังไม่มีการใช้ต้านจุลชีพที่มีผลข้างเคียงน้อย อีกทั้งลิโวฟลอกซาซินเหมาะกับการนำมาใช้ร่วมกับไหมแบบหลายเส้นใยที่นิยมใช้ในทางทันตกรรม [13] จุดประสงค์ของการศึกษานี้ต้องการทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพของไหมเย็บแผลที่เคลือบด้วยสารต้านจุลชีพลิโวฟลอกซาซิน และทดสอบความสามารถในการปลดปล่อยยา เปรียบเทียบกับไหมเย็บแผลปกติ เพื่อนำไปต่อยอดในการใช้งานในอนาคต และเหมาะสมกับการใช้งานสำหรับแผลในช่องปาก อีกทั้งยังสามารถ

นำไปใช้ได้ง่ายและราคาถูกในผู้ป่วยที่มีโรคประจำตัวที่เสี่ยงต่อการติดเชื้อจากแผลสูง

2) วิธีดำเนินการวิจัย

2.1) ขั้นตอนการเตรียมไหมเย็บแผลและ เตรียมสารละลายลิโวฟลอกซาซิน

เตรียมไหมเย็บแผล Silk braided suture 3-0 (UNIK® Braided Silk Wax US3/0) ซึ่งเป็นไหมเย็บแผลทั่วไปที่ใช้ทางการแพทย์ชนิดไม่ละลายแบบพันเกลียว (non-absorbable and multi-filament) นำมาตัดให้ได้ความยาว 30 เซนติเมตร จำนวน 51 เส้น 15 กรัม จากนั้นนำไปทำให้ปราศจากเชื้อด้วยหม้อนึ่งอัดไอน้ำ อุณหภูมิ 121 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 15 นาที 15 ปอนด์ต่อตารางนิ้ว

การเตรียมยาลิโวฟลอกซาซิน (Levofloxacin Hydrochloride, Siam Pharmaceutical®, Bangkok, Thailand) ความเข้มข้นที่ 3 มก./มล. ในรูปของสารละลาย

2.2) กลุ่มตัวอย่าง

แบ่งไหมเย็บแผลขนาด 3-0 ออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่กลุ่มควบคุม คือไหมที่ไม่ได้ชุบสารละลายลิโวฟลอกซาซิน กลุ่มเปื่อย และกลุ่มแห้ง โดยกลุ่มเปื่อย คือนำไหมเย็บไปแช่สารละลายลิโวฟลอกซาซินความเข้มข้นดังข้างต้น เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และทิ้งให้แห้งที่อุณหภูมิห้อง กลุ่มแห้ง คือนำไหมเย็บไปแช่สารละลายลิโวฟลอกซาซิน เป็นเวลา 24 ชั่วโมง และผ่านกระบวนการทำแห้งแบบระเหิด (freeze dry) ด้วยเครื่องทำให้แห้งภายใต้ความเย็นและสุญญากาศ (Labconco 195, USA) จนแห้งสนิท

2.3) การศึกษาลักษณะทางกายภาพของไหมเย็บแผล (Physical Properties)

2.3.1) การศึกษาค่าทนแรงดึงของไหมเย็บแผล ทดสอบค่าทนแรงดึงของไหมเย็บแผลด้วยเครื่อง Universal Testing Machine (รุ่น WAW-200E) ตามมาตรฐาน ASTM D2556 แบ่งเป็นกลุ่มควบคุม และกลุ่มศึกษา รวม 3 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ชิ้น ทำการมัดปมไหมทุกเส้นในการทดลอง ใช้ผู้ทดลอง 1 คนในการมัดปม ให้อยู่ตรงกลางเส้นไหมพอดีโดยใช้ไม้บรรทัดวัด (ปมอยู่ห่างจากปลายทั้งสองข้าง ข้างละ 15 ซม.) จากนั้นให้แรงดึงต่อเนื่องด้วยอัตรา 20 มล./นาที [7] บันทึกค่าการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นและแรงที่ใช้จนไหมเย็บขาดออกจากกัน

2.3.2) การศึกษาลักษณะพื้นผิวและรูปร่างโครงสร้าง 3 มิติ ศึกษาลักษณะพื้นผิวของไหมเย็บแผลด้วยกล้องจุลทรรศน์ชนิดส่องกราด (Scanning Electron Microscope: SEM, FEI Quanta 400) นำไหมเย็บแผลจากกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษา มากลุ่มละ 1 ชิ้น นำไปบันทึกภาพพื้นผิวที่กำลังขยาย 300x, 1000x และ 5000x และศึกษาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางค่าเฉลี่ยรูพรุนของวัสดุ (mean pore diameter) และรูพรุนทั้งหมด (total pore diameter) ด้วยเครื่องวิเคราะห์พื้นผิวและความพรุนของวัสดุ (Brunauer-Emmett-Teller: BET) โดยใช้ไหมเย็บแผลจากกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษา มากลุ่มละ 5 กรัม โดยไหมเย็บแผลจะถูกนำมาทำกระบวนการคายแก๊ส (degassing) ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อให้ไหมอยู่ในสภาวะสุญญากาศ และแทนที่รูพรุนของไหมด้วยแก๊สไนโตรเจน จากนั้นทำการวัดปริมาณแก๊สไนโตรเจนที่ถูกดูดซับบนผิวของไหมเย็บแผล

2.3.3) การศึกษาการมีอยู่ของยาลิโวฟลอกซาซินในไหมเย็บแผล ทำการทดสอบหมู่ฟังก์ชันของสารโดยใช้ฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ (Fourier Transform Infrared Spectrometer: FTIR รุ่น Tensor 27) และไมโครสโคป (Microscope รุ่น Hyperion 3000) โดยแสดงองค์ประกอบทางเคมีของตัวอย่างที่เปลี่ยนแปลงจากเดิมด้วยสเปกตรัมการมีอยู่ของหมู่พันธะคาร์บอนิล (Carbonyl C=O), หมู่พันธะ aromatic C-H และหมู่พันธะ O-H ของกลุ่มคาร์บอกซิล ของตัวยาลิโวฟลอกซาซินบนไหมเย็บ ซึ่งใช้จำนวนตัวอย่างกลุ่มละ 3 ชิ้น

2.4) การศึกษาคุณสมบัติทางชีวภาพของไหมเย็บแผล (Biological Properties)

2.4.1) การทดสอบการปลดปล่อยยา (Drug Releasing Profile) ศึกษาปริมาณยาโดยใช้ลิโวฟลอกซาซิน (Levofloxacin) ความเข้มข้น 3 มก./มล. ในรูปของสารละลายที่ปลดปล่อยออกจากไหมเย็บแผล โดยนำไหมเย็บแผลไปแช่น้ำปราศจากไอออน (deionized water) ปริมาตร 10 มล. ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ทำการเก็บตัวอย่างสารละลายปริมาตร 1 มล. จากนั้นทำการเติมน้ำปราศจากไอออนกลับเข้าไปให้มีปริมาตรเท่าเดิม และทำการวัดความเข้มข้นของสารละลายลิโวฟลอกซาซินโดยใช้เครื่องวัดการดูดกลืนแสง (UV visible spectrometer) ที่ความยาวคลื่น 280 นาโนเมตร ทำการบันทึกผลโดยเก็บตัวอย่างสารละลายในช่วงเวลาที่ 0, 6, 12, 18, 24, 30, 36, 48 ชั่วโมง และต่อเนื่องไปจนถึง 7 วัน โดยมีกลุ่มตัวอย่าง กลุ่มละ 4 ชิ้น วัดซ้ำ 3 ครั้ง ทำการบันทึก

ผล ค่าที่ได้นำมาเทียบกับกราฟมาตรฐานของยาลีโอฟลอกซาซิน เพื่อคำนวณปริมาณยาต่อความยาวของไหมที่ใช้ (มล./30 ซม.)

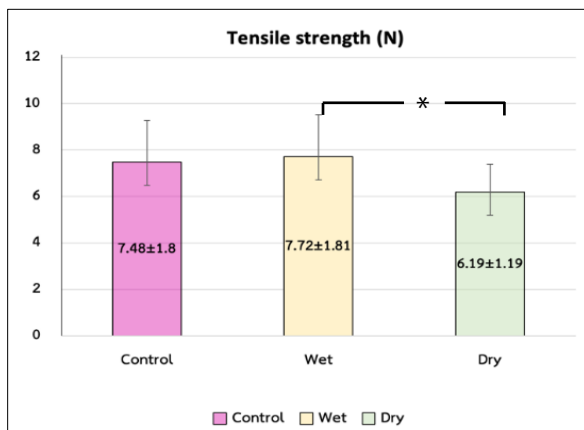
2.5) การวิเคราะห์ข้อมูล

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติระหว่างกลุ่มด้วยโปรแกรม Stata/SE เวอร์ชัน 17 ทดสอบการแจกแจงแบบปกติด้วยสถิติ Shapiro-Wilk test จากนั้นนำมาวิเคราะห์ค่าความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างทั้ง 3 กลุ่มด้วยความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และทดสอบความแตกต่างระหว่างกลุ่มด้วย Least Significant Difference (LSD) ทดสอบเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มศึกษาด้วยสถิติทดสอบที (T-test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

3) ผลการวิจัยและอภิปรายผล

3.1) ผลของการทนแรงดึงของไหมเย็บแผลที่ชุบด้วยยาลีโอฟลอกซาซิน

จากรูปที่ 1 จะพบว่าไหมเย็บแผล ในกลุ่มควบคุม (control) มีค่าทนแรงดึงเฉลี่ย (tensile strength) ที่ 7.48 ± 1.8 นิวตัน ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเทียบกับกลุ่มที่มีค่าทนแรงดึงด้วยวิธีเปียก (wet) ที่ 7.72 ± 1.81 นิวตัน ค่าแรงดึงเฉลี่ยในไหมในกลุ่มแห้ง (dry) มีค่าทนแรงดึงที่ 6.19 ± 1.19 นิวตันซึ่งมีค่าเฉลี่ยน้อยกว่ากลุ่มเปียก ($p < 0.05$)



รูปที่ 1 : ผลการทนแรงดึงของไหมเย็บแผลที่ชุบด้วยยาลีโอฟลอกซาซิน
(*= $p < 0.05$)

จากตารางที่ 1 จะแสดงค่าเฉลี่ยมอดูลัส (Young's modulus) ของไหมในกลุ่มควบคุมและกลุ่มศึกษา ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากตารางที่ 1 พบว่าในส่วนของคุณสมบัติของการยืดไหมจนขาด (break elongation) ในกลุ่มควบคุม

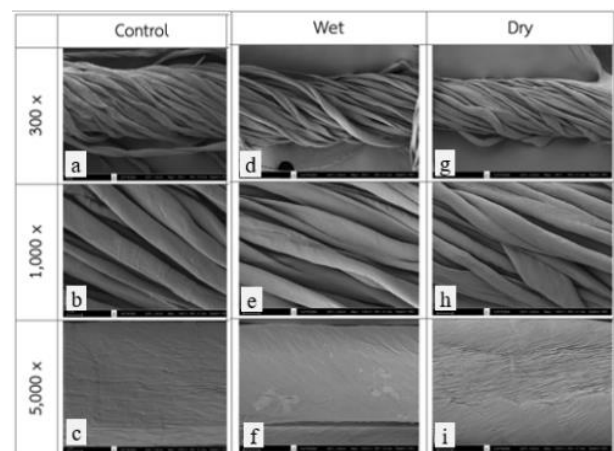
จะสูงกว่าในกลุ่มทดลองแต่ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับการยืดตัวของไหมเย็บ (elongation) จะพบว่าคุณสมบัติการทนแรงดึงของไหมกลุ่มทดลองทั้ง 2 กลุ่มมีคุณสมบัติทนแรงดึงที่ใกล้เคียงกับกลุ่มทดลอง

ตารางที่ 1 : ผลของการวัดค่าเฉลี่ยมอดูลัสของไหมเย็บแผลในกลุ่มควบคุม และกลุ่มที่ชุบด้วยยาลีโอฟลอกซาซิน ($p < 0.05$)

กลุ่ม	ค่าเฉลี่ย Young's Modulus (GPa)	ค่าเฉลี่ย Break Elongation (%)	ค่าเฉลี่ย E- Elongation (GPa)
กลุ่มควบคุม	5.411 (± 2.67)	9.589 (± 2.88)	7.40 (± 2.31)
กลุ่มเปียก	4.561 (± 2.03)	7.38 (± 3.12)	6.824 (± 2.41)
กลุ่มแห้ง	4.928 (± 2.74)	6.68 (± 2.00)	6.565 (± 1.68)

3.2) ผลการศึกษาลักษณะพื้นผิวและรูปร่าง 3 มิติของไหมเย็บ

จากการบันทึกภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์แบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope) ที่กำลังขยายต่าง ๆ ดังรูปที่ 2 จะพบว่าไหมเย็บแสดงลักษณะเป็นวัสดุหลายเส้นใยชนิดเกลียวแบบหยาบ ลักษณะพื้นผิวในกลุ่มแห้ง (dry) จะมีความหยาบขึ้นเล็กน้อย ซึ่งจะเป็นลักษณะเกลียวที่คลายตัวและมีลักษณะพื้นผิวที่ขรุขระมากขึ้น (รูปที่ 2i) เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุม (control) และกลุ่มเปียก (wet) ที่กำลังขยาย 5000x โดยลักษณะพื้นผิวโดยรวมของไหมที่ชุบด้วยสารละลายยาลีโอฟลอกซาซินไม่มีความเปลี่ยนแปลงเมื่อเทียบกับไหมเย็บปกติ



รูปที่ 2 : ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงลักษณะพื้นผิวของไหมกลุ่มควบคุม (a-c); ไหมกลุ่มที่ชุบด้วยยาลีโอฟลอกซาซินกลุ่มเปียก (d-f); และไหมกลุ่มแห้ง (g-i)

3.3) ผลการศึกษาปริมาตรรูพรุนของไหมเย็บด้วยเครื่อง BET Analysis

จากผลค่าเฉลี่ยรูพรุน (mean pore diameter) และปริมาตรรูพรุน (total pore volume) ของไหมเย็บแปดตารางที่ 2 พบว่าค่าเฉลี่ยรูพรุนของไหมเย็บแปดกลุ่มเปียกมีค่ามากกว่ากลุ่มควบคุมและกลุ่มแห้ง และปริมาตรรูพรุนจะมีค่าลดลง สอดคล้องกับค่าเฉลี่ยเส้นผ่านศูนย์กลางที่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อเทียบกับกลุ่มควบคุมและกลุ่มแห้ง เนื่องจากกลุ่มเปียกมีการเกิดการดูดซับทางกายภาพ (physisorption) กับสารละลายลิโวฟลอกซาซิน ทำให้ไหมเย็บมีการบวมและขนาดรูพรุนเพิ่มขึ้นตามการเกิดกระบวนการซึมผ่านรูเล็ก (capillary action) ที่ได้กล่าวในบทนำ ซึ่งอาจจะส่งผลให้มีการผ่านของเซลล์แบคทีเรียได้ง่ายขึ้น จากผลการทดลอง เนื่องจากไหมกลุ่มเปียกมีการดูดซับน้ำและปล่อยให้มีการแพร่ของเหลวแบบพื้นผิว (surface diffusion)

ตารางที่ 2 : ผลการศึกษาปริมาตรและขนาดรูพรุนของไหมเย็บแปด

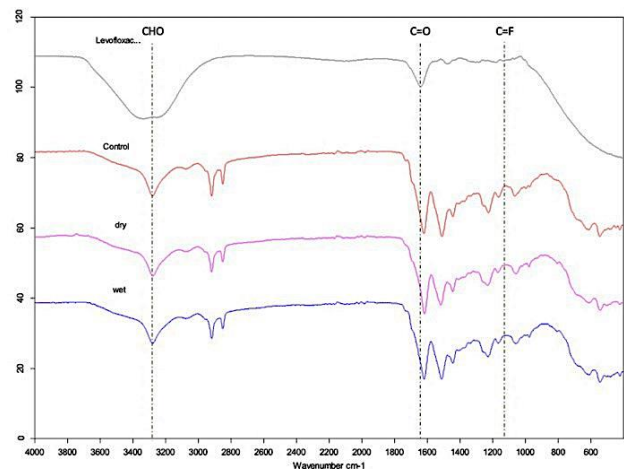
กลุ่ม	ปริมาตรรูพรุน (Total pore volume) ($10^3 \text{ cm}^3/\text{g-1}$)	ค่าเฉลี่ยรูพรุน (Mean pore diameter) (nm)
กลุ่มควบคุม	6.7964	6.9895
กลุ่มเปียก	3.6280*	10.229*
กลุ่มแห้ง	7.0804	5.775

(* = $p < 0.05$)

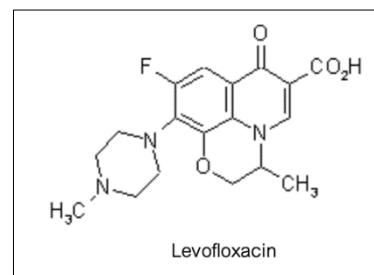
3.4) ผลของการมีอยู่ของยาลิโวฟลอกซาซินในไหมเย็บแปด

ผลของการศึกษาค่าการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดที่ความยาวคลื่นช่วง $400\text{-}4000 \text{ cm}^{-1}$ พบว่าหมู่พันธะของยาลิโวฟลอกซาซินตามโครงสร้างในรูปที่ 4 จะมีลักษณะค่าดูดกลืนสูงสุดของหมู่คาร์บอนิล C=O จะอยู่ที่ช่วง $1690\text{-}1760 \text{ cm}^{-1}$ หมู่พันธะแอลเคน C-H จะมีค่าช่วงความถี่สูงที่ 3300 cm^{-1} และหมู่พันธะ O-H ของกลุ่มคาร์บอกซิล จะสูงที่สุดที่ 3265.81 cm^{-1} [14] สอดคล้องกับไหมเย็บทางทันตกรรมที่มีส่วนประกอบของไกลโคไซด์ (glycoside) เป็นหลัก [15] จากรูปที่ 3 จะเห็นลักษณะการดูดกลืนรังสีที่ใกล้เคียงกันในทุก 3 กลุ่ม เนื่องจากลักษณะหมู่พันธะของตัวยา ลิโวฟลอกซาซินที่มีหมู่พันธะคาร์บอนิล C=O และ C=F จะมีค่าพีคในช่วงสเปกตรัมที่ค่อนข้างทับซ้อนกับช่วงสเปกตรัมของหมู่ฟังก์ชันไหมเย็บแปดทำให้มองเห็นการขยับของพีคในช่วงสเปกตรัมที่ตำแหน่งในกราฟที่ไม่เด่นชัดและตัวยาลิโวฟลอกซาซินอาจจะมี

ค่าความเข้มข้นที่น้อยเกินไป จึงต้องทำการทดสอบรูปแบบการปลดปล่อยยาเพิ่มเติม



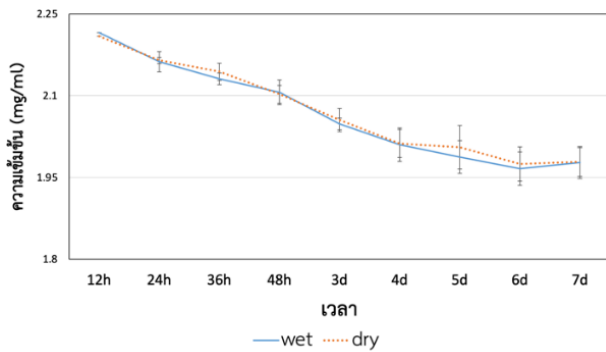
รูปที่ 3 : สเปกตรัมของ FTIR ของลิโวฟลอกซาซิน และไหมเย็บแปด (control) ที่ชุบด้วยลิโวฟลอกซาซินแบบเปียก (wet) และแบบแห้ง (dry)



รูปที่ 4 : โครงสร้างของยาลิโวฟลอกซาซิน [10]

3.5) ผลการศึกษารูปแบบการปลดปล่อยยา

จากรูปที่ 5 เนื่องจากไหมดูดซับสารละลายวิธี Physisorption มีแรงพันธะแวนเดอร์วาลส์ที่ยึดกันแบบไม่มีทิศทางและแรงยึดต่ำไหมเย็บแปดในกลุ่มศึกษา (กลุ่มเปียกและกลุ่มแห้ง) จึงมีการปลดปล่อยยาลิโวฟลอกซาซินอย่างรวดเร็ว (burst release) ในช่วง 12-24 ชั่วโมงแรก และตามด้วยการปลดปล่อยอัตราคงที่ในปริมาณที่ต่อเนื่อง และลดลงเล็กน้อยจนถึงระยะเวลา 7 วัน การปลดปล่อยความเข้มข้นในไหมเย็บแปดกลุ่มเปียกและกลุ่มแห้งมีความเข้มข้นใกล้เคียงกัน (ตารางที่ 3) จากกราฟแสดงรูปแบบการปลดปล่อยยา จะพบว่าสารละลายลิโวฟลอกซาซินจะปลดปล่อยความเข้มข้นที่ต่อเนื่องตั้งแต่ 12 ชั่วโมงแรกจนถึงระยะเวลา 7 วัน สอดคล้องกับการคงสภาพของไหมไว้ในช่องปากระยะเวลา 7 วัน และพบว่าไหมเย็บแปดในกลุ่มศึกษาไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ



รูปที่ 5 : รูปแบบการปลดปล่อยสารละลายลิโอฟลอกซาซิน (3 มก./มล.) จากไหมเย็บแผลในกลุ่มเปียก (wet = เส้นทึบ) และกลุ่มแห้ง (dry = เส้นประ, แกน x เวลา ; h= ชั่วโมง, d= วัน)

ตารางที่ 3 : ค่าเฉลี่ยความเข้มข้นของการปลดปล่อยสารละลายลิโอฟลอกซาซินจากไหมเย็บแผลในกลุ่มเปียก (wet) และกลุ่มแห้ง (dry) ที่เวลาต่างกัน เป็นระยะเวลา 7 วัน

เวลา	กลุ่มเปียก (wet) Mean± SD (mg/ml)	กลุ่มแห้ง (dry) Mean± SD (mg/ml)
12 ชั่วโมง	2.216 ± 0.019	2.209 ± 0.006
24 ชั่วโมง	2.163 ± 0.012	2.165 ± 0.015
36 ชั่วโมง	2.131 ± 0.023	2.144 ± 0.016
48 ชั่วโมง	2.106 ± 0.013	2.103 ± 0.021
3 วัน	2.048 ± 0.031	2.055 ± 0.025
4 วัน	2.01 ± 0.034	2.012 ± 0.041
5 วัน	1.988 ± 0.031	2.005 ± 0.031
6 วัน	1.966 ± 0.029	1.97 ± 0.026
7 วัน	1.978 ± 0.009	1.979 ± 0.015

4) สรุปและวิจารณ์ผล

ไหมเย็บแผลในทางทันตกรรมมีความสำคัญในการเย็บและคงสภาพแผลหลังทำหัตถการผ่าตัด เนื่องจากเป็นต้องเจอกับสภาพแวดล้อมในช่องปากที่มีน้ำลาย และมีการส่งเสริมให้มีคราบต่าง ๆ จากการรับประทานอาหารเข้าไปเกาะได้ง่าย ปกติในช่องปากจะมีแบคทีเรียมาสะสม 750 ล้านเซลล์/มล. ซึ่งสามารถเกาะที่ไหมเย็บแผลได้ถึง 200 พันล้านเซลล์/กรัม [16], [17] ทำให้ จึงมีหลายการศึกษา [11], [18]–[20] ได้ลดข้อเสียดังกล่าว โดยการนำไหมเย็บแผลไปเคลือบกับสารต้านจุลชีพ เช่น เตตราไซคลินไฮโดรคลอไรด์ (Tetracycline Hydrochloride) หรือคลอเฮกซิดีน (Chlorhexidine) ปัจจุบันมีไหมละลายที่ผลิตจำหน่ายยี่ห้อ ETHICON coated vicryl® ที่เคลือบด้วยไตรโคลซาน (Triclosan) จำหน่าย รวมไปถึง

ถึงการวิจัยในห้องปฏิบัติการที่ใช้ไหมชุบไตรโคลซานมีฤทธิ์ในการใช้ฆ่าเชื้อแบคทีเรียในห้องปฏิบัติการและในสัตว์ทดลอง [21], [22] นอกจากนี้ยังมีการวิจัยสังเคราะห์ไหมด้วยโพลีคาแลกโตนเคลือบด้วยยาต้านจุลชีพแอมพิซิลินด้วยวิธีอิเล็กโตรสปิน (Electrospun) เพื่อลดการติดเชื้อในแผลผ่าตัด [23] แต่ยังไม่มีการวิจัยในคลินิกที่ใช้ไหมชุบยาปฏิชีวนะทางทันตกรรม ส่วนยาปฏิชีวนะลิโอฟลอกซาซินผู้วิจัยเลือกนำมาชุบกับไหมเย็บแผล เนื่องจากมีคุณสมบัติในการฆ่าเชื้อแบคทีเรีย และลดโอกาสในการดื้อยา และสามารถคงตัวได้นาน 3 วัน [11] งานวิจัยทางห้องปฏิบัติการพบว่าการใช้ลิโอฟลอกซาซินเคลือบกับโพลีเอทิลีนไกลคอล (PEG) ด้วยวิธีอิเล็กโตรสปินแบบเปียกทำไหมเย็บแผลในงานวิจัยพบว่ามี ความแข็งแรงและมีฤทธิ์ฆ่าเชื้อในงานจำลองศัลยกรรม รวมถึงสามารถมีการปลดปล่อยยาได้นาน 60 วัน [24]

จากผลการศึกษาพบว่าเมื่อนำมาทดสอบแรงดึงในกลุ่มควบคุม ไม่มีความแตกต่างจากกลุ่มที่ชุบด้วยสารละลายลิโอฟลอกซาซิน ด้วยวิธีเปียก ซึ่งสามารถรักษาคุณสมบัติความแข็งแรงคงทนของไหมเย็บแผลได้ ในขณะที่กลุ่มที่เตรียมผิวแบบแห้งจะส่งผลต่อค่าความทนแรงดึงที่ลดลง สอดคล้องกับงานวิจัย Shuttleworth *et al.* [25] ที่เมื่อนำไปทำให้ปราศจากเชื้อด้วยการแช่ด้วยสารละลายกลูตารัลดีไฮด์เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ที่คล้ายกับกลุ่มเปียกพบว่าค่าทนแรงดึงแตกต่างจากไหมเย็บแผลปกติ ส่วนงานวิจัยของ Nagaraja and Shetty [26] นำไหมเย็บไปทำให้ปราศจากเชื้อด้วยวิธีอบแก๊สเอธิลีนออกไซด์ ซึ่งคล้ายกับกลุ่มแห้งพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับกลุ่มปกติ เมื่อนำไปวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จะพบว่าลักษณะพื้นผิวในกลุ่มแห้งมีความหยาบขรุขระเล็กน้อย เมื่อดูที่กำลังขยาย 5000x ซึ่งอาจจะส่งผลให้เกิดการเกาะของแบคทีเรียที่เพิ่มขึ้น ผลการศึกษาปริมาณของรูพรุนพบว่า เมื่อนำไหมเย็บไปชุบกับสารละลายลิโอฟลอกซาซิน แล้วนำมาเข้าสู่กระบวนการทำแห้งแบบระเหิดแบบกลุ่มแห้งนั้น ไม่ได้เพิ่มค่าเฉลี่ยรูพรุนมากขึ้น

เมื่อนำไปทดสอบการมีอยู่ของสารละลายลิโอฟลอกซาซิน โดยดูจากหมู่ฟังก์ชันของยาพบว่าในกลุ่มแห้งมีการเปลี่ยนแปลงค่าดูดกลืนสูงสุดเล็กน้อย เนื่องจากข้อจำกัดของเครื่องมือกรณีวัสดุตัวอย่างมีการทับซ้อนของพีคในสเปกตรัมด้วยซึ่งอาจจะเกิดจากความเข้มข้นที่น้อยของตัวอย่างหรือวัสดุมีน้ำเป็นองค์ประกอบทางผู้วิจัยจึงได้ศึกษารูปแบบการปลดปล่อยสารละลายลิโอฟลอกซาซินเพิ่มเติม พบว่าลักษณะการปลดปล่อยยาเป็นไปตามลักษณะ

จากกระบวนการเกิดการดูดซับทางกายภาพ (physisorption) คือช่วงแรกมีการปล่อยออกมามากที่สุด ใน 12 ชั่วโมงแรก จากนั้นค่อย ๆ ลดลงต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 7 วัน การปลดปล่อยสารละลายที่มีลิโอฟลอกซาซินในระยะเวลาที่คงที่ 7 วันสอดคล้องกับระยะเวลาของการคงอยู่ของไหมเย็บในปาก และช่วยป้องกันการเกาะของแบคทีเรีย ก่อนที่จะมีการสร้างสิ่งป้องกันบาดแผลของร่างกาย [11], [20]. ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้คือยังไม่ได้ทดสอบทางชีวภาพคือประสิทธิภาพการฆ่าเชื้อแบคทีเรียในห้องปฏิบัติการ แต่งานวิจัยหลายชิ้นมีการทดสอบยาลิโอฟลอกซาซินหรือยาในกลุ่มฟลูออโรควิโนโลน (Fluoroquinolones) เคลือบไหมเย็บแผลสามารถมีฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรียกลุ่ม สแตฟีโลค็อกคัส ออเรียส (*S. aureus*) และ สแตฟีโลค็อกคัส เอพิดอร์มิดีส (*S. epidermidis*) ได้ [24], [27], [28]

ดังนั้นการใช้ไหมเย็บแผลปกติที่นำไปชุบด้วยยาปฏิชีวนะลิโอฟลอกซาซิน มีความแข็งแรงที่ใกล้เคียงกับจากไหมเย็บแผลปกติ และสามารถใช้ประโยชน์ในการปลดปล่อยยาเพื่อลดการติดเชื้อบริเวณแผลได้ในระยะที่บาดแผลเริ่มกระบวนการหายและส่งเสริมความแข็งแรงที่สอดคล้องกับระยะเวลาในการเย็บ ซึ่งไหมเย็บแผลปกติสามารถหาได้สะดวก นิยมใช้อย่างแพร่หลาย และราคาไม่แพง ซึ่งไหมเย็บแผลที่ผลิตในท้องตลาดที่ชุบด้วยยาปฏิชีวนะปัจจุบัน มีราคาแพงและไม่ได้มีในทุกโรงพยาบาล ซึ่งจากการใช้ไหมเย็บแผลชุบด้วยยาปฏิชีวนะในงานวิจัยนี้สามารถนำไปต่อยอดทางคลินิกเพื่อประโยชน์ในผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการติดเชื้อที่มากกว่าคนปกติได้

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จลงได้ด้วยความอนุเคราะห์ของเจ้าหน้าที่และผู้ช่วยวิจัย ประจำหน่วยงานอาคารเครื่องมือ 10 - 12 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี สำหรับคำแนะนำ และเอื้อเฟื้อสถานที่ รวมไปถึงมารดาของข้าพเจ้าที่ช่วยเหลือและให้กำลังใจในการศึกษาวิจัยนี้

REFERENCES

[1] J. W. Alexander, J. Z. Kaplan, and W. A. Altemeier, "Role of suture materials in the development of wound infection," *Ann. Surg.*, vol. 165, no. 2, pp. 192–199. Feb. 1967, doi: 10.1097/00000658-196702000-00005.

[2] C. K. S. Pillai and C. P. Sharma, "Review paper: Absorbable polymeric surgical sutures: Chemistry, production, properties, biodegradability, and performance," *J. Biomater. Appl.*, vol. 25, no. 4, pp. 291–366, Nov. 2010, doi: 10.1177/0885328210384890.

[3] B. Blomstedt and B. Österberg, "Physical properties of suture materials which influence wound infection," in *Moderne Nahtmaterialien und Nahttechniken in der Chirurgie*, A. Thiede and H. Hamelmann, Eds., Heidelberg, Germany: Springer Berlin Heidelberg, 1982, pp. 39–46, doi: 10.1007/978-3-642-68736-5_6.

[4] T. Grigg, F. Liewehr, W. Patton, T. Buxton, and J. Mcpherson, "Effect of the wicking behavior of multifilament sutures," *J. Endod.*, vol. 30, no. 9, pp. 649–652, Sep. 2004, doi: 10.1097/01.DON.0000121617.67923.05.

[5] E. Laas *et al.*, "Antibacterial-coated suture in reducing surgical site infection in breast surgery: A prospective study," *Int. J. Breast Cancer*, vol. 2012, 2012, Art. no. 819578, doi: 10.1155/2012/819578.

[6] A. E. Deliaert *et al.*, "The effect of triclosan-coated sutures in wound healing. A double blind randomised prospective pilot study," *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 62, no. 6, pp. 771–773, Jun. 2009, doi: 10.1016/j.bjps.2007.10.075.

[7] S. Suttapreyasri *et al.*, "Physicochemical and antimicrobial properties of silk suture soaked in Chlorhexidine Gluconate," (in Thai), *J. Dent. Assoc. Thai.*, vol. 67, no. 1, pp. 77–90, 2017, doi: 10.14456/JDAT.2017.7.

[8] S. Viju and G. Thilagavathi, "Characterization of tetracycline hydrochloride drug incorporated silk sutures," *J. Text. Inst.*, vol. 104, no. 3, pp. 289–294, Mar. 2013, doi: 10.1080/00405000.2012.720758.

[9] B. G. Katzung, S. B. Masters, and A. J. Trevor, *Basic & Clinical Pharmacology*, 12th ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill Medical, 2012.

[10] D. N. Fish and A. T. Chow, "The clinical pharmacokinetics of levofloxacin," *Clin. Pharmacokinet.*, vol. 32, no. 2, pp. 101–119, Feb. 1997, doi: 10.2165/00003088-199732020-00002.

[11] X. Chen, D. Hou, L. Wang, Q. Zhang, J. Zou, and G. Sun, "Antibacterial surgical silk sutures using a high-performance slow-release carrier coating system," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 7, no. 40, pp. 22394–22403, Oct. 2015, doi: 10.1021/acsami.5b06239.

- [12] K. S. Parikh *et al.*, "Ultra-thin, high strength, antibiotic-eluting sutures for prevention of ophthalmic infection," *Bioeng. Transl. Med.*, vol. 6, no. 2, p. e10204, May 2021, doi: 10.1002/btm2.10204.
- [13] C. Dennis, S. Sethu, S. Nayak, L. Mohan, Y. Y. Morsi, and G. Manivasagam, "Suture materials — Current and emerging trends," *J. Biomed. Mater. Res. A*, vol. 104, no. 6, pp. 1544–1559, Jun. 2016, doi: 10.1002/jbm.a.35683.
- [14] H. B. Gevariya, S. Gami, and N. Patel, "Formulation and characterization of levofloxacin-loaded biodegradable nanoparticles," *Asian J. Pharm.*, vol. 5, no. 2, pp. 114–119, 2011, doi: 10.4103/0973-8398.84552.
- [15] A. Faris *et al.*, "Characteristics of suture materials used in oral surgery: Systematic review," *Int. Dent. J.*, vol. 72, no. 3, pp. 278–287, Jun. 2022, doi: 10.1016/j.identj.2022.02.005.
- [16] C. E. Edmiston *et al.*, "Bacterial adherence to surgical sutures: Can Antibacterial-coated sutures reduce the risk of microbial contamination?," *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 203, no. 4, pp. 481–489, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.jamcollsurg.2006.06.026.
- [17] G. Banche *et al.*, "Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing dental surgery," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 65, no. 8, pp. 1503–1507, Aug. 2007, doi: 10.1016/j.joms.2006.10.066.
- [18] J.-E. Otten, M. Wiedmann-Al-Ahmad, H. Jahnke, and K. Pelz, "Bacterial colonization on different suture materials—A potential risk for intraoral dentoalveolar surgery," *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.*, vol. 74B, no. 1, pp. 627–635, Jul. 2005, doi: 10.1002/jbm.b.30250.
- [19] S. Rothenburger, D. Spangler, S. Bhende, and D. Burkley, "In vitro antimicrobial evaluation of coated Vicryl® plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 with triclosan) using zone of inhibition assays," *Surg. Infect.*, vol. 3, no. s1, pp. s79–s87, Dec. 2002.
- [20] X. Ming, S. Rothenburger, and M. M. Nichols, "In vivo and in vitro antibacterial efficacy of PDS plus (polidioxanone with triclosan) suture," *Surg. Infect.*, vol. 9, no. 4, pp. 451–457, Aug. 2008, doi: 10.1089/sur.2007.061.
- [21] J. McCagherty *et al.*, "Investigation of the in vitro antimicrobial activity of triclosan-coated suture material on bacteria commonly isolated from wounds in dogs," *Am. J. Vet. Res.*, vol. 81, no. 1, pp. 84–90, Jan. 2020, doi: 10.2460/ajvr.81.1.84.
- [22] J. M. Adkins, R. A. Ahmar, H. D. Yu, S. T. Musick, and A. M. Alberico, "Comparison of antimicrobial activity between bacitracin-soaked sutures and triclosan coated suture," *J. Surg. Res.*, vol. 270, pp. 203–207, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.jss.2021.09.010.
- [23] H. Liu, K. K. Leonas, and Y. Zhao, "Antimicrobial properties and release profile of ampicillin from electrospun poly (Epsilon;-caprolactone) nanofiber yarns," *J. Eng. Fibers Fabr.*, vol. 5, no. 4, pp. 10–19, Dec. 2010, doi: 10.1177/155892501000500402.
- [24] F. Kashiwabuchi *et al.*, "Development of absorbable, antibiotic-eluting sutures for ophthalmic surgery," *Transl. Vision Sci. Technol.*, vol. 6, no. 1, pp. 1–8, Jan. 2017, doi: 10.1167/tvst.6.1.1.
- [25] G. N. Shuttleworth, L. F. Vaughn, and H. B. Hoh, "Material properties of ophthalmic sutures after sterilization and disinfection," *J. Cataract Refractive Surg.*, vol. 25, no. 9, pp. 1270–1274, Sep. 1999, doi: 10.1016/S0886-3350(99)00156-X.
- [26] P. A. Nagaraja and D. Shetty, "Effect of re-sterilization of surgical sutures by ethylene oxide," *ANZ J. Surg.*, vol. 77, no. 1-2, pp. 80–83, Jan. 2007, doi: 10.1111/j.1445-2197.2006.03560.x.
- [27] P. Janiga, B. Elayarajah, R. Rajendran, R. Rammohan, B. Venkatrajah, and S. Asa, "Drug-eluting silk sutures to retard post-operative surgical site infections," *J. Ind. Text.*, vol. 42, no. 2, pp. 176–190, Oct. 2012, doi: 10.1177/1528083711432948.
- [28] M. Sriyai *et al.*, "Development of an antimicrobial-coated absorbable monofilament suture from a medical-grade poly (L-lactide-co-ε-caprolactone) copolymer," *ACS Omega*, vol. 6, no. 43, pp. 28788–28803, Nov. 2021, doi: 10.1021/acsomega.1c03569.