BME-177

การออกแบบและพัฒนาเครื่องจำลองการเคี้ยวของมนุษย์เพื่อการทดลองทางทันตกรรม

Design and Development of Human Mastication Simulator for Dental Experiment

พุฒิพร จันทร์แก้ว และ ไพโรจน์ สิงหถนัดกิจ*

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
*ติดต่อ: pairod.s@chula.ac.th, เบอร์โทรศัพท์ 0-2218-6595

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาเครื่องจำลองการเคี้ยวของมนุษย์เพื่อใช้สำหรับการทดสอบทางทันตกรรม เครื่องจำลองการเคี้ยวที่ออกแบบสามารถจำลองการขบกันของฟัน 1 คู่ คุณลักษณะหลัก ๆ ของเครื่องจำลองการเคี้ยว คือ สามารถจำลองการเคลื่อนที่ของฟันล่างให้เกิดวิถีการเคี้ยว (chewing path) โดยใช้กลไกข้อต่อ 4 ชิ้น (four bar linkage) เครื่องจำลองการเคี้ยวนี้สามารถปรับเปลี่ยนความเร็วในการทดสอบได้ระหว่าง 1 – 2 เฮิรตซ์ มีการควบคุมแรงในการเคี้ยวด้วยตุ้มน้ำหนักที่สามารถปรับเปลี่ยนให้ได้แรงเคี้ยวได้สูงสุด 500 นิวตัน ชุดทดลองที่สร้างขึ้นสามารถวัดแรงกระแทกระหว่างการขบกันของฟันโดยใช้โหลดเซลล์ พร้อมทั้งอ่านและบันทึกแรงที่เกิดขึ้นผ่านชุดประมวลผลและชุดเก็บข้อมูล มีเครื่องนับรอบการหมุนของเพลาสำหรับนับรอบการขบของฟันระหว่างการทดสอบ โดยติดเครื่องนับจำนวนรอบกับเพลาที่เชื่อมต่อกับเพลาของมอเตอร์ จากการสอบทวนชุดทดสอบที่สร้างขึ้นพบว่า เครื่องจำลองการเคี้ยวสามารถทำงานได้ตามข้อกำหนดการออกแบบ โดยสามารถควบคุมแรงที่กระทำต่อชิ้นงานทดสอบได้ต่ำสุด 70 นิวตัน และมีวิถีการเคี้ยวตามที่ออกแบบไว้

คำหลัก: เครื่องจำลองการเคี้ยวของมนุษย์; วิถีการเคี้ยว (chewing path); กลไกข้อต่อ 4 ชิ้น (four bar linkages)

Abstract

This paper presents the design and development of a human chewing simulator for using in dental testing. Chewing simulator is designed to simulate the gnash of a pair of teeth. The simulator is able to simulate the movement of the lower teeth of human chewing path using a four bar linkage mechanism. The testing speed of the chewing simulator is adjustable according to the chewing frequency which is between 1 to 2 Hz. The chewing force is also adjustable and controlled by dead weights at the maximum load of 500 N. The chewing simulator can measure the impact force generated during the gnash of the teeth using a load cell. The chewing force can be read and recorded through the data acquisition system. The number of chewing cycle can be collected using a mechanical counter connecting to the shaft of the motor. According to the verification of the chewing simulator, the mechanism properly operate according to the design requirements with a minimum chewing force of 70 N. The chewing path of the simulator is also verified and found to be well compared with the designed path.

Keywords: Human mastication simulator; chewing path; four bar linkages mechanism.

1. บทนำ

ฟันเป็นอวัยวะที่สำคัญอย่างหนึ่งของมนุษย์ เมื่อฟันเกิดความเสียหายร่างกายมนุษย์ไม่สามารถซ่อมแซมให้กลับมาอยู่ในสภาพปรกติได้ จะต้องมีการบูรณะฟัน (dental restoration) ด้วยวิธีการต่าง ๆ ตามแต่สภาพความเสียหาย เช่น การอุดฟัน การครอบฟัน เป็นต้น วิธีการและวัสดุอุปกรณ์ที่ทันตแพทย์ใช้ในการรักษาจำเป็นต้องได้รับการสอบทวนก่อนว่าสามารถให้ผลการรักษาที่มีประสิทธิภาพปลอดภัยและทำให้ฟันมีอายุการใช้งานยาวนานเพียงพอ การศึกษาโดยการทดลองในห้องปฏิบัติการโดยใช้ชุดทดลองที่สามารถจำลองการเคี้ยวของมนุษย์เป็นทางเลือกหนึ่งในการศึกษาและวิจัยทางทันตกรรมที่น่าจะให้ผลที่น่าเชื่อถือและสามารถลดระยะเวลาในการทดลองเมื่อเปรียบทียบกับการทดสอบทางคลินิก

งานวิจัยนี้เกี่ยวข้องกับการศึกษาและพัฒนาเครื่องจำลองการเคี้ยวเพื่อใช้ในการทดลองทางทันตกรรม ขอบเขตของการศึกษาประกอบด้วยการศึกษากลไกลักษณะการเคลื่อนที่และแรงที่เกิดขึ้นในการเคี้ยวของมนุษย์เพื่อให้เข้าใจพฤติกรรมการเคี้ยวของมนุษย์ ในปัจจุบันมีการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับใช้ทดสอบวัสดุทางทันตกรรมในห้องปฏิบัติการอยู่พอสมควร วัตถุประสงค์หลักของการศึกษาส่วนใหญ่คือการจำลองสภาวะการทดสอบที่มีความใกล้เคียงกับสภาวะในช่องปากของมนุษย์มากที่สุดเพื่อให้เกิดผลการทดสอบที่มีความคล้ายคลึงกับสิ่งที่เกิดขึ้นในทางคลินิก เนื่องจากหากสภาวะและเงื่อนไขของผลการทดสอบทางห้องปฏิบัติการแตกต่างกับสิ่งที่เกิดขึ้นจริงในทางคลินิก ผลการทดสอบดังกล่าวอาจนำไปสู่การรักษาที่ผิดพลาดได้[1]

การวิจัยที่เกี่ยวกับการทดสอบทันตวัสดุจำนวนมากมีการประยุกต์ใช้เครื่องทดสอบเอนกประสงค์ (universal testing machine) มาใช้ในการทดสอบ โดยปรับเปลี่ยนวิธีการจับยึดชิ้นงานทดสอบ หัวกดที่ใช้กดบนผิวชิ้นงาน หรือเพิ่มเงื่อนไขสภาวะแวดล้อมในการทดสอบ เพื่อใช้ทดสอบความเสียหายจากความล้า (fatigue test) หรือการทดสอบการแตกหักของทันตวัสดุ [2 - 4] สำหรับเครื่องทดสอบทันตวัสดุโดยเฉพาะที่มีขายในเชิงพาณิชย์ ได้แก่ เครื่อง Willytec [5] ซึ่งเป็นเครื่องทดสอบที่มีการเคลื่อนไหวใน 2 แกน คือ แนวตั้งและแนวนอน แต่ละแกนควบคุมโดย step motor ตัวเครื่องมีก้านหัวกดที่ทำหน้าที่เป็นตัวกระแทกกับผิวชิ้นงานในแนวดิ่งโดยใช้ก้อนน้ำหนักในการควบคุมแรงกด ส่วนความเร็วในการทดสอบถูกควบคุมด้วย step motor เช่นกัน สามารถเปลี่ยนขนาด รูปทรง และวัสดุของหัวกดได้ ตัวจับยึดชิ้นงานทดสอบจะอยู่ในห้อง (chamber) ที่ทำหน้าที่รองรับน้ำกลั่นที่ปล่อยเข้าออกขณะทำการทดสอบ และการควบคุมอุณหภูมิจะกระทำอยู่ภายในห้องดังกล่าวนี้ ชุดจับยึดชิ้นงานทดสอบทั้งหมดตั้งอยู่บนฐานที่สามารถเลื่อนไปมาในแนวนอนที่ควบคุมด้วย step motor เพื่อให้เกิดแรงกระทำต่อชิ้นงานทดสอบในลักษณะเฉือน Heintze et al[6] ใช้เครื่องนี้ทดสอบการแตกหักของฟันกรามเทียมที่ใช้ทันตวัสดุประเภทเซรามิก นอกจากนี้ยังมีการพัฒนาหุ่นยนต์จำลองการเคี้ยว (robotic chewing simulator) [7, 8] ที่มีหลักการควบคุมขากรรไกรล่างให้เคลื่อนไหวเลียนแบบการพฤติกรรมการเคี้ยวของมนุษย์โดยประยุกต์ใช้ Stewart platform [9] ซึ่งเป็นแท่นที่สามารถเคลื่อนไหวได้ 6 องศาอิสระ (degree of freedom) ประกอบด้วยกระบอกสูบ (actuator) 6 ชุดควบคุมการเคลื่อนไหวของขากรรไกรล่าง ทำให้หุ่นยนต์จำลองการเคี้ยวนี้สามารถเคี้ยวได้แบบ 3 มิติ คือสามารถเคี้ยวในระนาบด้านหน้าและระนาบด้านข้างควบคู่กันไปได้

นอกเหนือจากงานวิจัยที่เกี่ยวกับการทดสอบทันตวัสดุโดยตรงแล้ว ยังมีการพัฒนาเครื่องทดลองหรือหุ่นยนต์ที่มีลักษณะการเคี้ยวใกล้เคียงกับมนุษย์เพื่อวัตถุประสงค์อื่น เช่น การฟื้นฟูความผิดปกติของข้อขมับและขากรรไกรล่าง (temporomandibular joint disorders) และการใช้ทดสอบลักษณะของเนื้ออาหารหลังการเคี้ยว เป็นต้น งานวิจัยเหล่านี้สนใจกลไกที่ใช้

เพื่อทำให้เกิดการเคี้ยวที่ใกล้เคียงกับการเคี้ยวของมนุษย์ ตัวอย่างงานวิจัยหนึ่งที่น่าสนใจเป็นของ Xu et al [10] ที่พัฒนากลไกการเคี้ยวให้ใกล้เคียงกับพฤติกรรมการเคี้ยวของมนุษย์ทั้งในเรื่องของการเคลื่อนที่และแรงที่กระทำ โดยใช้กลไกที่ประกอบด้วยข้อต่อ 4 ชิ้น (four bar linkage) เป็นพื้นฐาน ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ที่มีลักษณะใกล้เคียงขากรรไกรล่างขณะเคี้ยว เมื่อมองจากด้านหน้า โดยมีฟันหน้าเป็นจุดอ้างอิง วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อทดสอบชิ้นอาหารก่อนและหลังการเคี้ยว ข้อดีของกลไกนี้คือไม่ซับซ้อน ง่ายต่อการใช้งานเนื่องจากใช้มอเตอร์ขับเพียงตัวเดียวเท่านั้น และไม่จำเป็นต้องมีระบบควบคุมที่ซับซ้อน นอกจากนี้งานวิจัยนี้ยังได้มีการพัฒนาเพิ่มเติมการเคลื่อนไหวของขากรรไกรล่างในระนาบด้านข้างเพื่อใช้สำหรับเครื่องช่วยฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ที่มีความผิดปกติของข้อขมับและขากรรไกรล่าง [11] แต่งานวิจัยทั้งสองล้วนแล้วแต่มีการเคลื่อนไหวของขากรรไกรล่างในระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้น ยังไม่ได้มีการรวมการเคลื่อนไหวของทั้งสองระนาบเข้าด้วยกัน

การทดสอบด้วยวิธีที่ได้กล่าวไปข้างต้นมีข้อได้เปรียบและข้อเสียเปรียบแตกต่างกันไป การทดสอบโดยใช้เครื่องทดสอบเอนกประสงค์ มีข้อดีที่เครื่องที่มีมาตรฐาน การควบคุมแรงและการวัดแรงสามารถทำได้โดยง่ายและมีความแม่นยำ เชื่อถือได้ แต่มีข้อจำกัดในการทดสอบทางทันตกรรมเพราะไม่สามารถทำให้เกิดทิศทางของแรงหรือการกระแทกที่กระทำต่อชิ้นงานทดสอบให้ได้เหมือนกับที่เกิดขึ้นในการเคี้ยวของมนุษย์ เมื่อพิจารณาถึงการทดลองโดยใช้เครื่อง Willytec ซึ่งเป็นเครื่องที่มีขายในเชิงพาณิชย์ก็เป็นเครื่องที่มีราคาแพง ถึงแม้ว่าการทดลองโดยใช้เครื่องนี้จะพัฒนาให้เหมาะสมกับการทดสอบทางทันตกรรมมากกว่าการทดสอบด้วยทดสอบเอนกประสงค์ แต่ยังเป็นเพียงการจำลองการบดเคี้ยวของฟันอย่างง่ายเท่านั้น กล่าวคือการประมาณช่วงการบดเคี้ยวของฟันเป็นการกระแทกในแนวดิ่งตรง ๆ และการเลื่อนไถลไปตามผิวของฟันเท่านั้น ในส่วนของหุ่นยนต์จำลองการเคี้ยวมีความสมบูรณ์ในแง่ของการสร้างวิถีการเคี้ยวได้ครบใน 3 มิติ แต่เป็นเครื่องที่มีระบบที่ซับซ้อนทั้งกลไกและการควบคุม นอกจากนี้การควบคุมให้เกิดวิถีการเคี้ยวตามต้องการและการควบคุมแรงในการเคี้ยวให้เป็นไปตามค่าที่แม่นยำก็ยังทำได้ยาก ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงประยุกต์ใช้กลไกข้อต่อเป็นกลไกที่ก่อให้เกิดวิถีการเคี้ยวที่ใกล้เคียงกับการเคี้ยวของมนุษย์ เพราะมีความซับซ้อนน้อย ง่ายต่อการประยุกต์ใช้งาน การควบคุมแรงในการเคี้ยวใช้แนวคิดการควบคุมแรงแบบเครื่อง Willytec คือการถ่วงตุ้มน้ำหนักเพื่อให้ได้แรงกดตามต้องการ การทำงานของเครื่องนี้คือยังเป็นการจำลองการเคี้ยว 2 มิติ ในระนาบด้านหน้าเท่านั้น สาเหตุที่เลือกใช้กลไกจำลองการเคี้ยวในระนาบด้านหน้าเพราะวิถีการเคี้ยวในแนวนี้ประกอบด้วยการขบและการบดกันของฟัน ในขณะที่วิถีการเคี้ยวของระนาบด้านข้างเป็นการขบหรือการกระแทกของฟันในแนวเฉียงเป็นหลักนั้นมีการบดกันของฟันน้อย

2. การออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบ

2.1 คุณลักษณะของเครื่องจำลองการเคี้ยว

การออกแบบเครื่องจำลองการเคี้ยวในบทความนี้จะต้องคำนึงถึงปัจจัยต่าง ๆ โดยอ้างอิงจากผลการศึกษาเกี่ยวกับการเคี้ยวของมนุษย์ คุณลักษณะของเครื่องจำลองการเคี้ยวของมนุษย์ที่เป็นข้อกำหนดในการออกแบบมี 3 ข้อ ดังต่อไปนี้

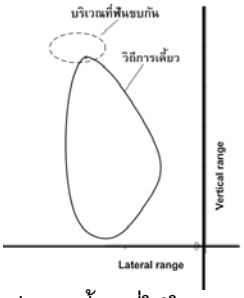
2.1.1 วิถีการเคี้ยว

กลไกการทำงานของเครื่องจำลองการเคี้ยวในการศึกษานี้อ้างอิงข้อมูลจากผลการศึกษาการเคี้ยวของมนุษย์ โดยการเคี้ยวเกิดจากเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างในขณะที่ขากรรไกรบนบนอยู่นิ่ง โดยฟันบนขากรรไกรล่างจะขบเข้ากับฟันบนขากรรไกรบน เมื่อมองจากทางด้านหน้าจะพบว่าวิถีการเคี้ยวมีลักษณะดังรูปที่ 1 จะเห็นว่าการเคลื่อนไหวของขากรรไกรล่างขณะเคี้ยวทำให้เกิดทิศทางการขบกันของฟัน 2 รูปแบบควบคู่กันไปคือ การขบเน้น (clenching) เพื่อกัดเนื้ออาหารให้ขาดจากกัน และการบด (grinding) เพื่อบดเคี้ยวอาหารให้ละเอียด [12]

ลักษณะการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างขณะเคี้ยวแบ่งออกเป็น 3 ช่วง [13, 14] คือ ช่วงอ้าปาก (opening phase), ช่วงหุบปาก (closing phase) และช่วงที่ฟันขบกัน (occlusion phase) แรงกระทำต่อชิ้นงานทดสอบกระทำเป็นวัฏจักร (cyclic load) เช่นเดียวกับลักษณะของแรงในการเคี้ยวของมนุษย์ โดยแรงกระทำต่อฟันคู่ที่ขบกันมีลักษณะเป็นแรงกระแทกและแรงเฉือน กลไกจำลองการเคี้ยวจึงต้องถูกออกแบบให้สามารถสร้างวิถีการเคี้ยวที่ใกล้เคียงกับวิถีการเคี้ยวดังกล่าวข้างต้น โดยส่วนที่สำคัญอยู่ที่มุมองศาของการเข้ากระทบกันของฟันและระยะที่ฟันขบกันจะต้องมีความใกล้เคียงกับการเคี้ยวของมนุษย์มากที่สุด ซึ่งในงานวิจัยนี้จะเน้นการจำลองการเคี้ยวในแบบการเคี้ยวบด โดยมีความถี่ในการเคี้ยว 1 – 2 เฮิรตซ์ซึ่งเท่ากับความถี่ในการเคี้ยวอาหารของมนุษย์ตามปรกติ

รูปที่ 1 ภาพแสดงลักษณะการเคี้ยวของมนุษย์ [12]

วิถีการเคี้ยวที่ต้องการเป็นลักษณะของการบดเคี้ยว เพื่อใช้เปรียบเทียบผลการทดสอบทางทันตกรรมที่มีทั้งแรงกระแทกและแรงเฉือนเหมือนการเคี้ยวของมนุษย์ โดยวิถีการเคี้ยวที่ใช้ในการออกแบบเป็นดังรูปที่ 2 โดยมีทิศทางทวนเข็มนาฬิกา



รูปที่ 2 วิถีการเคี้ยวที่ใช้ในการออกแบบ

2.1.2 แรงเคี้ยวและการวัดแรง

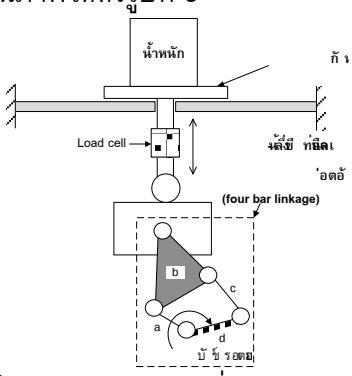
จากผลการศึกษาต่าง ๆ พบว่าแรงกัดเฉลี่ยสูงสุดของมนุษย์มีค่าประมาณ 444 นิวตัน ในขณะที่แรงขณะเคี้ยวอาหารมีค่าประมาณ 36.8 – 140 นิวตัน ดังนั้นข้อกำหนดในการออกแบบช่วงของแรงเคี้ยวของเครื่องต้องสามารถให้แรงเคี้ยวได้ถึง 500 นิวตัน [15 - 17] เพื่อให้ครอบคลุมช่วงแรงดังกล่าว ชุดจำลองการเคี้ยวนี้จึงถูกกำหนดให้สามารถจำลองการเคี้ยวที่มีแรงบดเคี้ยวได้ถึง 500 นิวตัน

2.1.3 สภาพแวดล้อมในการทดลอง

ถึงแม้สภาพแวดล้อมในการทดลองควรจะมีสภาพคล้ายคลึงกับในช่องปากของมนุษย์ กล่าวคือมีน้ำลายขณะเคี้ยว แต่ในงานวิจัยนี้จะยังไม่ได้มุ่งเน้นไปในส่วนนี้เนื่องจากต้องการเน้นไปที่วิถีการเคี้ยวของเครื่องทดสอบและการควบคุมต่าง ๆ ของเครื่องเป็นหลัก

2.2 โครงสร้างและกลไก

การออกแบบกลไกเพื่อให้การเข้าขบกันของฟันที่เป็นชิ้นงานทดสอบมีลักษณะใกล้เคียงกับการขบกันของฟันขณะเคี้ยวของมนุษย์อ้างอิงจากกลไกของ Xu et al [10] เพื่อให้ง่ายต่อการทำความเข้าใจลักษณะของกลไกและระบบการทำงานของชุดจำลองสามารถแสดงเป็นแผนภาพได้ดังรูปที่ 3



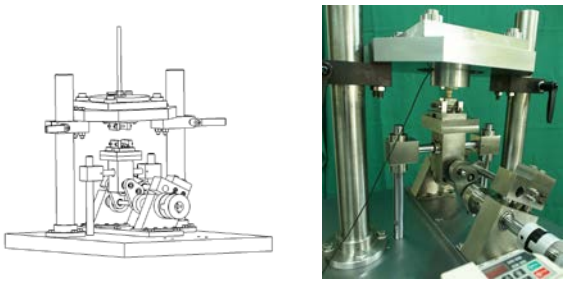
รูปที่ 3 กลไกการทำงานของเครื่องจำลองการเคี้ยว

การทำงานของชุดจำลองประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ๆ ดังนี้ ส่วนแรกคือการสร้างวิถีการเคี้ยวตามที่กำหนดโดยใช้ชุดกลไกข้อต่อสี่ชิ้น (four bar linkage) ซึ่งประกอบด้วยข้อต่อ 4 ตัว ได้แก่ ข้อเหวี่ยง (crank, a), ตัวคู่ต่อ (coupler, b), ตัวตาม (follower, c) และข้อต่อส่วนฐาน (ground link, d) กลไกทั้งหมดขับเคลื่อนด้วยมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับและเรียกรวมว่าชุดกลไกขับเคลื่อน มีหลักการทำงาน คือ มอเตอร์จะหมุนชุดกลไกข้อต่อโดยขับผ่านข้อเหวี่ยง เมื่อข้อเหวี่ยงหมุนจะทำให้ชุดกลไกทั้งหมดเคลื่อนที่ไปดันตัวคู่ต่อ

เคลื่อนที่เป็นวิถีการเคี้ยวตามที่ต้องการ ซึ่งการที่จะทำให้เกิดวิถีการเคี้ยวดังกล่าวจะต้องกำหนดความยาวของข้อต่อต่าง ๆ ดังนี้ คือ ข้อเหวี่ยง a ยาว 10 มิลลิเมตร, ตัวคู่ต่อ b ยาว 35 มิลลิเมตร, ตัวตาม c ยาว 30 มิลลิเมตร และข้อต่อส่วนฐาน d ยาว 50 มิลลิเมตร [10] โดยส่วนปลายของตัวคู่ต่อ b จะติดตั้งอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานชุดล่างเพื่อจับชิ้นงานทดสอบ (ฟันล่าง) เพื่อให้เคลื่อนที่ขึ้นไปกระแทกกับชิ้นงานทดสอบที่ยึดติดกับอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานชุดบนในทิศทางตามการเคลื่อนที่ของวิถีการเคี้ยว ส่วนที่สองคือการควบคุมแรงในการเคี้ยวด้วยน้ำหนักที่ติดตั้งอยู่บนฐานด้านบนของชุดทดลอง โดยมีหลักการทำงานอย่างง่าย ๆ คือ เมื่อชุดกลไกขับเคลื่อนดันชิ้นงานทดสอบที่ยึดติดอยู่กับอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานชุดล่างขึ้นไปชนกับชิ้นงานทดสอบที่ยึดติดอยู่กับอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานชุดบนแล้ว จะยกฐานสำหรับวางตุ้มน้ำหนักขึ้นทำให้น้ำหนักรวมของฐานสำหรับวางตุ้มน้ำหนักและตุ้มน้ำหนักส่งผ่านลงสู่ชิ้นงานและสามารถวัดแรงเคี้ยวที่เกิดขึ้นได้ด้วยโหลดเซลล์ (load cell) ที่ติดตั้งอยู่ระหว่างอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานชุดบนกับฐานสำหรับวางตุ้มน้ำหนัก นอกจากนี้ในการออกแบบจะต้องพิจารณาเรื่องความแข็งแรงของชิ้นส่วนต่าง ๆ ตามหลักการทางวิศวกรรม [18, 19]

2.3 ภาพรวมเครื่องต้นแบบเมื่อเสร็จสมบูรณ์

เครื่องจำลองการเคี้ยวนี้สามารถควบคุมแรงเคี้ยวให้อยู่ระหว่าง 70 – 500 นิวตัน ใช้มอเตอร์ขับเคลื่อนกลไกและควบคุมความถี่การเคี้ยวได้อยู่ระหว่าง 0.1 – 2 เฮิรตซ์ (ความถี่ใช้งานจริง 1 – 2 เฮิรตซ์) โดยใช้อินเวอร์เตอร์ (inverter) ควบคุมความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์เพื่อปรับความถี่การเคี้ยว สามารถบันทึกแรงที่วัดจากโหลดเซลล์ โดยบันทึกผ่านกล่องแปลงสัญญาณ เพื่อแสดงผลเป็นกราฟ โดยเครื่องจำลองการเคี้ยวที่ออกแบบแล้วเสร็จมีลักษณะดังรูปที่ 4



(ก) (ข)

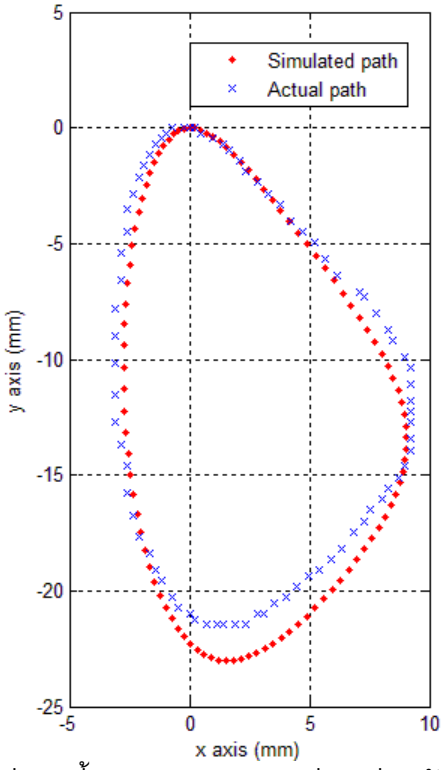
รูปที่ 4 ภาพเครื่องจำลองการเคี้ยว, (ก) แบบของเครื่องต้นแบบ, (ข) เครื่องต้นแบบที่สร้างเสร็จ

3. การสอบทวนและผลการสอบสวนเครื่องต้นแบบ

หลังจากสร้างเครื่องต้นแบบเสร็จสมบูรณ์ จะต้องสอบทวนอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นเพื่อตรวจสอบการทำงานให้เป็นไปตามข้อกำหนดการออกแบบ โดยการสอบทวนเครื่องมี 2 ส่วน ส่วนแรกคือการสอบทวนวิถีการเคี้ยวเปรียบเทียบกับวิถีการเคี้ยวที่ใช้ในการออกแบบครื่อง และส่วนที่สองคือการสอบทวนการวัดและการควบคุมแรงเคี้ยวให้เป็นไปตามข้อกำหนดการออกแบบ

3.1 วิถีการเคี้ยว

การสอบทวนเป็นการเปรียบเทียบวิถีการเคี้ยวที่ออกแบบไว้โดยนำวิถีการเคี้ยวที่ได้มาจากจำลองการเคลื่อนที่ของกลไกในคอมพิวเตอร์ (computer simulation) กับวิถีการเคี้ยวที่ได้จากการทดสอบเครื่องต้นแบบโดยถ่ายวีดีโอบันทึกการเคลื่อนไหวของกลไกแล้วนำมาพล็อตตำแหน่งเป็นวิถีการเคี้ยว รูปที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบวิถีการเคี้ยวที่ออกแบบไว้และวิถีการเคี้ยวที่วัดได้จากชุดทดสอบจริง



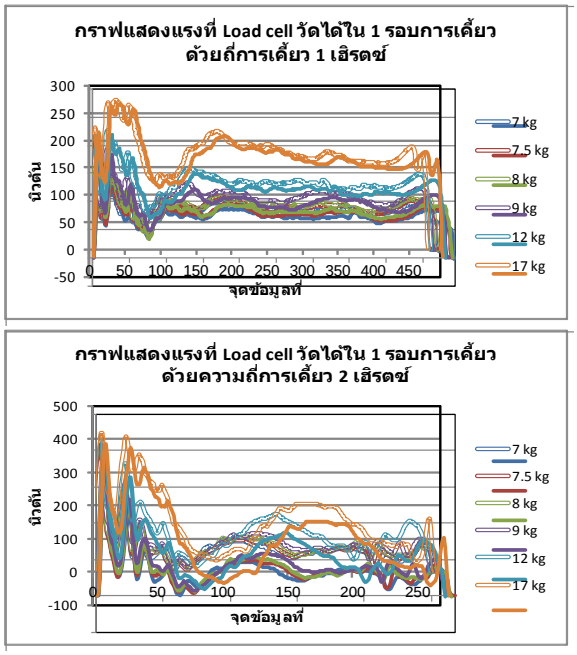
รูปที่ 5 วิถีการเคี้ยวของชุดทดสอบเปรียบเทียบกับวิถีการเคี้ยวจากการออกแบบ

จากรูปที่ 5 จะเห็นว่าได้ว่าวิถีการเคี้ยวของเครื่องมีความใกล้เคียงกับวิถีการเคี้ยวที่ต้องการ โดยส่วนที่มีความสำคัญที่สุดคือบริเวณตำแหน่งด้านบนสุดของวิถีการเคี้ยวที่จะเป็นบริเวณที่ฟันล่างเข้าขบกับฟันบน สังเกตุได้ว่าวิถีการเคี้ยวของชุดทดลองจะไม่ทับกันกับวิถีการเคี้ยวที่ออกแบบไว้อย่างสมบูรณ์แบบ ทั้งนี้เพราะในการทำงานจริงของชุดทดสอบมีเรื่องของค่าความเผื่อของขนาดชิ้นส่วนต่าง ๆ และค่าความเผื่อในการประกอบเข้ามาเกี่ยวข้องทำให้วิถีการเคี้ยวของชุดทดสอบคลาดเคลื่อนไปจากวิถีการเคี้ยวที่ออกแบบไว้เล็กน้อย

3.2 การวัดและควบคุมแรงเคี้ยว

การสอบทวนแรงเคี้ยวทำโดยใช้ชิ้นงานทดสอบที่ทำจากเหล็กที่มีผิวเรียบ ทดสอบการขบเคี้ยวที่ความถี่และโหลดต่าง ๆ กัน เพื่อสอบทวนความแม่นยำของการควบคุมแรง การทดสอบในแต่ละลำดับจะใช้ความถี่การเคี้ยวต่างกัน 2 ระดับ คือ 1 และ 2 เฮิรตซ์ โดยแต่ละความถี่การเคี้ยวจะใช้นำหนักในการทดสอบเท่ากับ 7, 7.5, 8, 9, 12 และ 17 กิโลกรัม ตามลำดับ

ผลการสอบทวนการควบคุมแรงเคี้ยวและการวัดแรงของเครื่องแสดงได้ผลดังรูปที่ 6 เมื่อนำข้อมูลจากรูปที่ 6 มาคำนวณแรงเฉลี่ยจะได้ข้อมูลดังแสดงในตารางที่ 1



รูปที่ 6 ผลการทดสอบวัดแรงเคี้ยวของเครื่อง

ตารางที่ 1 ผลการทดสอบวัดแรงที่น้ำหนักต่าง ๆ กันด้วยความถี่การเคี้ยว 1 และ 2 เฮิรตซ์

Test No.	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	แรงเฉลี่ย (นิวตัน)	
		1 Hz	2 Hz
1	7	75.14	69.78
2	7.5	79.95	71.92
3	8	84.04	78.18
4	9	97.76	87.78
5	12	123.74	117.93
6	17	178.50	153.38

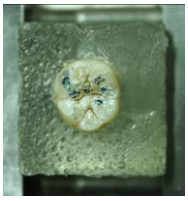
จากผลการวัดแรงเคี้ยวของชุดทดลองโดยใช้โหลดเซลล์ที่แสดงในตารางที่ 1 พบว่าคลาดเคลื่อนไปจากขนาดของน้ำหนักที่ใช้ถ่วงเพื่อควบคุมแรงเคี้ยวเล็กน้อย โดยการทดสอบที่ความถี่การเคี้ยว 1 เฮิรตซ์ แรงที่วัดได้จะมีค่ามากกว่า 8 เปอร์เซนต์โดยเฉลี่ย

ในขณะที่การทดสอบที่ความถี่การเคี้ยว 2 เฮิรตซ์ พบว่าแรงที่วัดได้จะมีค่าน้อยกว่า 1.57 เปอร์เซนต์โดยเฉลี่ย ทั้งนี้เนื่องจากแรงที่เกิดขึ้นในการทดสอบนี้เป็นแรงแบบพลศาสตร์ (dynamic force) และเมื่อสังเกตุจากการาฟจะพบว่ามีแรงในลักษณะที่เป็นแรงกระแทก (impact force) ในตอนเริ่มต้นที่ชิ้นงานเริ่มกระแทกกัน ทำให้แรงเฉลี่ยที่คำนวณออกมามีค่าต่างไปจากขนาดของน้ำหนักที่ใช้ควบคุมแรงเคี้ยว อย่างไรก็ตามจะเห็นว่าแรงที่โหลดเซลล์วัดได้แปรผันตามน้ำหนักที่วางไว้ ซึ่งตรงตามแนวคิดในการออกแบบ

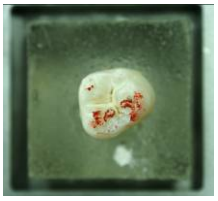
3.3 การขบกันของฟัน

การสอบทวนการขบกันของฟันทำได้โดยสังเกตุลักษณะการขบกันของฟันในชุดทดลองโดยใช้ชิ้นงานทดสอบเป็นฟันกรามที่หล่อติดกับวัสดุเรซิน 2 ชุด นำมายึดติดกับชุดจับยึดชิ้นงานชุดบนและชุดล่าง เพื่อให้ทำหน้าที่เป็นฟันบนและฟันล่าง การทดสอบจะใช้แผ่นกระดาษสีสำหรับพิมพ์รอยการขบของฟันที่ใช้ในงานทันตกรรม แผ่นกระดาษชนิดนี้จะมีสีแตกต่างกัน 2 ด้าน ด้านหนึ่งจะเป็นสีน้ำเงินในขณะที่ด้านตรงข้ามเป็นสีแดง เมื่อฟันขบกันโดยมีกระดาษนี้คั่นกลางจะทำให้สีบนกระดาษติดกับผิวของฟันส่วนที่มีการขบกัน ลักษณะการขบกันของฟันที่ทดสอบเป็นดังรูปที่ 7

(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 7 ผลการทดสอบการขบกันของฟัน,(ก) การขบของฟัน, (ข) ฟันกรามซี่ล่าง, (ค) ฟันกรามซี่บน

จากรูปที่ 7 จะเห็นว่าบริเวณของฟันที่มีการสัมผัสกันของฟันล่างจะเป็นแนวอยู่กลางฟันตามแนวการเคลื่อนที่ของฟันล่าง ในขณะที่ฟันบนส่วนที่สัมผัสกันจะเป็นส่วนที่นูนขึ้นมาของฟัน การสอบทวนในส่วนนี้แสดงให้เห็นว่าการสัมผัสกันของฟันเป็นแบบกระแทกที่มีการไถลในเวลาเดียวกัน

4. สรุป

จากผลการสอบทวนเครื่องต้นแบบพบว่ามีการทำงานเป็นไปตามตามข้อกำหนดการออกแบบ กล่าวคือ วิถีการเคี้ยวเป็นไปตามวิถีการเคี้ยวที่ออกแบบไว้ให้มีความคล้ายคลึงกับวิถีการเคี้ยวของมนุษย์ในลักษณะของการการบดเคี้ยว ในส่วนของการควบคุมแรงเคี้ยวด้วยวิธีการถ่วงน้ำหนักนั้นจัดว่ามีความแม่นยำโดยสังเกตุได้จากแรงที่อ่านได้จากโหลดเซลล์มีค่าใกล้เคียงกับน้ำหนักที่ตั้งไว้ เมื่อพิจารณาลักษณะของฟันในส่วนที่สัมผัสกันขณะเกิดการขบเคี้ยวจะมีลักษณะที่มีการกระแทกและไถลไปตามผิวฟันตามที่ต้องการให้เกิดขึ้นเหมือนกับที่เกิดในการเคี้ยวของมนุษย์ สำหรับการใช้เครื่องในการทดสอบทางทันตกรรมนั้นจะต้องมีการทดลองต่อไปอีกในอนาคต

5. เอกสารอ้างอิง

[1] Kelly, J.R. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations, The Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 81(6), June 1999, pp. 652 - 661.

[2] Kim, J.H., Kim, J.W., Myoung, S.W., Pines, M. and Zhang, Y. (2008). Damage maps for layered ceramics under simulated mastication, *Journal of Dental Research*, vol. 87(7), 2008, pp. 671 - 675.

[3] Bogna, S., Mutlu, Ö., Malgorzata, R., Albert, T., and Christoph, H.F.H (2011). Fracture load and failure analysis of zirconia single crowns veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation, *Dental Materials Journal*, vol. 30(4), 2011, pp. 554 – 562.

[4] Mohammed, Z., Omar, E.M., Laura, T., Philip A.W., and Yoav, F (2008). Fracture strength and

fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology, *Journal of Prosthodontics*, vol. 17, 2008, pp. 370 – 377.

[5] Kern, M., Strub, J.R. and Lu, X.Y. (1999). Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator, *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 26, 1999, pp. 372 – 378.

[6] Heintze, S.D., Albrecht, T., Cavalleri, A. and Steiner M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator, *Dental Materials*, vol. 27, 2011, pp. e10 - e19.

[7] Kazem, A., and Daniel, R (2007). Prototyping Artificial Jaws for the Bristol Dento-Munch Robo-Simulator 'A parallel robot to test dental components and materials', paper presented in *the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale 2007*, Lyon, France.

[8] Enrico, C., Maria, M., Tiziano, T., and Marco, B (2008). Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup, *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 21(6), 2008, pp. 501 - 508.

[9] Stewart, D. (1995 - 1996). A platform with six degrees of freedom, *Institution of Mechanical Engineers*, vol. 180(15), 1965 - 66, pp. 371 - 386.

[10] Xu, W.L., Lewis, D., Bronlund, J.E. and Morgenstern, M.P. (2008). Mechanism, design and motion control of a linkage chewing device for food evaluation. *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, 2008, pp. 376 – 389.

[11] Wang, X.Y., Xu, W.L., Etzel, K.,Potgieter, J. and Diegel O. (2010). Mechanism Design and Analysis of a Wearable Device for Rehabilitation of Temporomandibular Disorder, paper presented in *the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics 2010*, Tianjin, China.

[12] Hideaki, T., Takeyuki, Y., Masayuki, N., Atsuo, T., Kayoko, O., and Masatoshi, O (1998). Quantification of Masticatory Efficiency with a Mastication Robot, paper presented in *the IEEE International Conference on Robotics & Automation 1998*, Leuven, Belgium.

[13] Ogawa, T., Ogawa, M. and Koyano, K. (2001). Different responses of masticatory movements after alteration of occlusal guidance related to individual movement pattern, *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 28, 2001, pp. 830 - 841.

[14] Gallo, L.M., Airoldi, G.B., Airoldi, R.L. and Palla, S. (1997). Description of mandibular finite helical axis pathways in asymptomatic subjects, *Journal of Dental Research*, vol. 76(2), February 1997, pp. 704 - 713.

[15] Homewood, C.I.K. (1998). Cracked tooth syndrome incidence, clinical findings and treatment. *Australian Dental Journal*, vol. 43(4), 1998.

[16] Eva, H., Gunnar, E.C. and Martti, H. (1976). Bite force and state of dentition, *Acta Odontologica Scandnavica*, vol. 35, 1976, pp. 297 - 303.

[17] Kaoru, K., Eiko, H., Tomoko, S, Haruka, D., Teruaki, A., and Keishiro, K (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber, *Archives of Oral Biology*, vol. 49, 2004, pp. 805 - 816.

[18] สมยศ จันเกษม, คิโยคัตสึ ซึงะ (2523). การออกแบบชิ้นส่วนเครื่องกล, กรุงเทพฯ: สมาคมส่งเสริมความรู้ด้านเทคนิคระหว่างประเทศ

[19] วริทธิ์ อึ๊งภากรณ์, ชาญ ถนัดงาน (2544). การออกแบบเครื่องจักรกล เล่ม1, กรุงเทพฯ: บริษัทซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด (มหาชน)