

แรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดด้วยอีลาสโตเมอร์
ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์

นางสาววรินทรา อุดตมะปัญญา

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาทันตกรรมจัดฟัน ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2554
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

STATIC FRICTION BETWEEN STAINLESS STEEL WIRE AND BRACKET LIGATED WITH
ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER

Miss Warintra Udtamapanya

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Orthodontics

Department of Orthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Academic Year 2011

หัวข้อวิทยานิพนธ์

แรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้า
ไร้สนิมเมื่อมัดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยาง
ธรรมชาติอีพอกไซต์

โดย

นางสาววรินทรา อุดตมะปัญญา

สาขาวิชา

ทันตกรรมจัดฟัน

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

รองศาสตราจารย์ทันตแพทย์ วัชระ เพชรคุปต์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ดร.นุชนาฏ ณ ระนอง

คณะทันตแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ทันตแพทย์หญิง วัชรารภรณ์ ทักษจันทร์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง พรทิพย์ ชิวชรัตน์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ วัชระ เพชรคุปต์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ดร.นุชนาฏ ณ ระนอง)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ปิยารัตน์ อภิวัฒน์กุล)

วรินทร์า อุดตมะปัญญา : แรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเอเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์. (STATIC FRICTION BETWEEN STAINLESS STEEL WIRE AND BRACKET LIGATED WITH ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER) อ. ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์หลัก : รศ.ทพ.วัชระ เพชรคุปต์,อ. ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ดร. นุชนาฏ ฌ ระนอง, 100 หน้า.

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเอเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน3แบบ

วัสดุและวิธีการ นำลวดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีหน้าตัดขนาด 0.016 x 0.022 นิ้ว²มาเคลื่อนผ่านร่องของแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดเอจด์ไวส์มาตรฐานสำหรับฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งที่มีร่องขนาด 0.018 x 0.025 นิ้ว²โดยมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเอเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร ได้แก่ สูตรที่ไม่มีซิลิกา มีซิลิกา 30 phr มีซิลิกา 45 phr และมีซิลิกา 55 phr โดยแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดของวงยางแบ่งเป็น 3 แบบ ได้แก่ หน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยม ทั้งหมด 360 ตัวอย่างมาทดสอบหาขนาดแรงเสียดทานสถิตโดยใช้เครื่องซีมดส์ยูนิเวอร์แซลทดสอบมาขึ้น ทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทิศทางเดียวของค่าเฉลี่ยและเปรียบเทียบแบบพหุคูณของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตด้วยการวิเคราะห์แทมเฮนที่ระดับความเชื่อมั่น 0.05

ผลการศึกษา เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเอเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์สูตรที่ไม่มีซิลิกาให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุด รองลงมาเป็นสูตรที่มีซิลิกา 30 phr 45 phr และ 55 phr ตามลำดับ และสำหรับรูปร่างหน้าตัดของยาง พบว่ายางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลมให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุด รองลงมาเป็นวงรี และสี่เหลี่ยมตามลำดับโดยทุกกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 ยกเว้นระหว่างกลุ่มที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี

ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน.....ลายมือชื่อ.....
 สาขาวิชาทันตกรรมจัดฟัน.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์.....
 ปีการศึกษา2554.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5376128032 : MAJOR ORTHODONTICS

KEYWORDS : STATIC FRICTION / STAINLESS STEEL WIRE / STAINLESS STEEL BRACKET / ELASTOMERIC LIGATURE / EPOXIDIZED NATURAL RUBBER

WARINTRA UDTAMAPANYA : STATIC FRICTION BETWEEN STAINLESS STEEL WIRE AND BRACKET LIGATED WITH ELASTOMERIC LIGATURE FABRICATED FROM EPOXIDIZED NATURAL RUBBER. ADVISOR : ASSOC.PROF.VACHARA PHETCHARAKUPT, CO-ADVISOR : NUSHANAD NA RANONG,Ph.D.,100 pp.

Objective To compare the static frictional forces between stainless steel wire and bracket ligated with elastomeric ligatures fabricated from 4 formulations of epoxidized natural rubber and 3 different cross section configurations

Materials and methods The 0.016 x 0.022 inch stainless steel wire was used with the 0.018 inch slot first premolar standard edgewise stainless steel bracket and ligated with elastomeric ligatures fabricated from 4 formulations of epoxidized natural rubber which were rubber without silica, with 30phr silica, with 45phr silica, and with 55phr silica and each formulation has 3 different cross section configurations which were round, eclipse and rectangular.The static frictional force was measured by using the Shimadzu Universal Testing Machine. One-Way analysis of variance and multiple comparisons with Tamhane’s T2 were used to analyze the different of the static frictional force between groups at statistically significant level of 0.05

Results Elastomeric ligature without silica groups showed the lowest static frictional force followed by the 30phr silica, 45phr silica, and 55phr silica groups respectively.For the cross section configuration, the round groups showed the lowest static frictional force followed by the eclipse and rectangular groups respectively. There were statistically significant differences of static frictional force among all groups at level 0.05 except for the round and eclipse cross section groups

Department : Orthodontics Student’s Signature

Field of Study : Orthodontics Advisor’s Signature

Academic Year : 2011 Co-advisor’s Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความกรุณาของรองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ วัชระ เพชรคุปต์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก และดร.นุชนาฏ ณ ระนอง อาจารย์ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ร่วม ซึ่งท่านได้ให้ทั้งคำปรึกษา ข้อชี้แนะ กำลังใจ และความช่วยเหลือในทุกด้าน จนกระทั่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้เขียนวิทยานิพนธ์ขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

ขอกราบขอบพระคุณบิดา และมารดาผู้ให้การสนับสนุน ให้กำลังใจ คอยดูแลเป็น ห่วงเป็นใยเสมอมาจนผู้เขียนวิทยานิพนธ์สำเร็จการศึกษา

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง พรทิพย์ ชิวชรัตน์ ประธาน กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ปิยารัตน์ อภิวัดมนกุล กรรมการสอบ วิทยานิพนธ์ที่ให้ความกรุณาในการแนะนำ และแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆของงานวิจัย และการเขียน วิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณอาจารย์ไพพรรณ พิทยานนท์ที่ช่วยให้คำปรึกษาทางด้านสถิติและ การวิเคราะห์ข้อมูลในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณบริษัททันตสยาม วิสาหกิจ จำกัด บริษัทแอดคอร์ด คอร์ปอเรชั่น จำกัด และสถาบันวิจัยยาง กรมวิชาการเกษตรที่ให้การสนับสนุนเครื่องมือและวัสดุที่ใช้ใน การศึกษา

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้ความร่วมมือ และให้คำปรึกษาในการใช้เครื่องมือทดสอบต่างๆใน การศึกษา

ขอขอบพระคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับ นิสิตประจำปีงบประมาณ 2554

ท้ายนี้ ขอขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านในภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันต แพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำหรับความรู้ที่มอบให้ และการสนับสนุนเสมอมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฌ
สารบัญภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
คำถามการวิจัย.....	6
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	6
สมมติฐานการวิจัย.....	7
กรอบแนวคิดการวิจัย.....	7
ขอบเขตของการวิจัย.....	8
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	8
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	9
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	10
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	11
วิธีดำเนินการวิจัย.....	12
ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลงานวิจัย.....	12
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	13
แรงเสียดทาน.....	13
ประเภทของแรงเสียดทาน.....	14
แรงเสียดทานในทางทันตกรรมจัดฟัน.....	19
ปัจจัยที่มีผลต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตในเครื่องมือจัดฟัน	
แบบติดแน่น.....	23
ปัจจัยทางกายภาพ.....	25

ลวด.....	25
แปร์ริกเกต.....	29
วิธีการและวัสดุที่ใช้มัดลวดเข้ากับแปร์ริกเกต.....	33
ลักษณะเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟัน.....	38
ปัจจัยทางชีวภาพ.....	42
ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์.....	43
อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์.....	43
ยางธรรมชาติ.....	46
ยางธรรมชาติอีพอกไซด์.....	49
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	50
ประชากร.....	50
กลุ่มตัวอย่าง.....	51
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	52
ตัวแปรของการวิจัย.....	53
วิธีการทดลอง.....	53
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	56
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	56
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	57
การทดสอบขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแปร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม.....	57
บทที่ 5 อภิปรายผลการวิจัย สรุปผล และข้อเสนอแนะ.....	66
อภิปรายผลการวิจัย.....	66
สรุปผลการวิจัย.....	70
ข้อเสนอแนะ.....	70
รายการอ้างอิง.....	72
ภาคผนวก.....	91
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	92
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	100

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่1 แสดงการคำนวณหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง.....	51
ตารางที่2 แสดงค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิต (means) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) ค่าน้อยสุด (minimum) ค่ามากที่สุด (maximum).....	59
ตารางที่3 แสดงค่า p-value ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เมื่อทดสอบการกระจายของข้อมูล โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติวันแซมเปิลโคลโมโกรอฟสมอร์นอฟ(One-Sample Kolmogorov-Sminov).....	61
ตารางที่4 ผลการวิเคราะห์ด้วยสถิติ Tamhane's T2.....	62
ตารางที่5 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิต ระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 0 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคลโมโกรอฟสมอร์นอฟ (One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05.....	92
ตารางที่6 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิต ระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 30 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคลโมโกรอฟสมอร์นอฟ (One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05.....	93
ตารางที่7 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิต ระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 45 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคลโมโกรอฟสมอร์นอฟ (One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05.....	94
ตารางที่8 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิต ระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 55 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคลโมโกรอฟสมอร์นอฟ (One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05.....	95

ตารางที่9	ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม(ซิลิกา 0 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบ เชิงซ้อนแถม เฮนส์ทีทู(Tamhane's T2)ที่ระดับนัยสำคัญ0.05.....	96
ตารางที่10	ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม(ซิลิกา 30 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบ เชิงซ้อนแถม เฮนส์ทีทู(Tamhane's T2)ที่ระดับนัยสำคัญ0.05.....	97
ตารางที่11	ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม(ซิลิกา 45 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบ เชิงซ้อนแถม เฮนส์ทีทู(Tamhane's T2)ที่ระดับนัยสำคัญ0.05.....	98
ตารางที่12	ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม(ซิลิกา 55 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบ เชิงซ้อนแถม เฮนส์ทีทู(Tamhane's T2)ที่ระดับนัยสำคัญ0.05.....	99

สารบัญภาพ

	หน้า
ภาพที่1	แสดงลักษณะของแรงเสียดทานขณะที่วัตถุเคลื่อนที่..... 13
ภาพที่2	แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แรงเสียดทานสถิต (static friction) และ แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)..... 15
ภาพที่3	แสดงความสัมพันธ์ของแรงกระทำ (applied force) ของแรงเสียดทานสถิต (static friction) และ แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)..... 16
ภาพที่4	แสดงถึงพื้นผิวของวัตถุที่มีการสัมผัสกันจริง ในระดับจุลกายวิภาค เรียกจุดที่ สัมผัสกันนี้ว่า “ Asperities ” 17
ภาพที่5	แสดงถึงความแข็งตึงของลวด(stiffness) พิจารณาได้จากค่าความชันของ เส้นกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรง และระยะเบี่ยงเบน (load- deflection curve)..... 28
ภาพที่6	แสดงความสัมพันธ์ของความกว้างของแบร็กเกตในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal width) กับมุมวิกฤติ..... 31
ภาพที่7	แสดงลักษณะการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเก เจอร์แบบนอนคอนเวกชันนอล(ซ้าย) เมื่อเปรียบเทียบกับมัดด้วยยางอีลาส โตเมอริกลิเกเจอร์แบบธรรมดา(ขวา)..... 35
ภาพที่8	การมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์แบบเลข 8(ซ้าย) การมัดแบบ ธรรมดา(ขวา)..... 36
ภาพที่9	แบร็กเกตสมาร์ทคลิป์ (smart clip) ของบริษัท สามเอ็มยูนิเทค(3M Unitek)..... 37
ภาพที่10	แบร็กเกตตามอนทรี (Damon 3) ของบริษัท ออร์มโคคอร์ปอเรชั่น (Ormco Corporation)..... 38
ภาพที่11	แสดงมุมที่ลวดกระทำต่อแบร็กเกตใน (A) สภาวะไร้แรง(passive configuration) และ (B) สภาวะมีแรง (active configuration)..... 40
ภาพที่12	ระยะปลอดภัยระหว่างลวดและแบร็กเกตลักษณะต่างๆ..... 41
ภาพที่13	ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงรูปร่างหน้าตัดของ วงยางทั้ง 3 แบบที่นำมาทดสอบ..... 52

ภาพที่14	เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series(ซ้าย) และการยึดแท่งโลหะที่กำหนดตำแหน่งแบร์กเกตกับ ส่วนฟิกซ์เฮด (fixed head).....	54
ภาพที่15	การนำลวดใส่ในร่องของแบร์กเกต (ซ้าย) การยึดลวดเข้ากับส่วนครอสเฮด (cross head) (ขวา).....	55
ภาพที่16	การจัดตำแหน่งของลวดในแนวหน้า-หลัง(ซ้าย) การวัดระยะห่างด้วยเวอร์เนีย คาลิเปอร์(ขวา).....	55
ภาพที่17	แสดงค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 เส้น และแต่ละเส้นมีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบ....	60

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การเคลื่อนที่ของฟันทางทันตกรรมจัดฟัน ควรมีการใช้แรงที่มีขนาดเหมาะสม (optimum force) เพื่อให้การเคลื่อนที่ของฟันเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ รวดเร็ว โดยไม่ทำให้เกิดอันตรายต่อเนื้อเยื่อปริทันต์โดยรอบ (periodontal tissue) หรือทำให้เกิดความเสียหายต่อเนื้อเยื่อปริทันต์น้อยที่สุด (Schwartz, 1932; Storey และ Smith 1952; Rossouw, 2003) กล่าวคือ แรงนั้นจะต้องไม่รบกวนต่อความมีชีวิต (vitality) ของเส้นใยปริทันต์ (periodontal ligament) จากการตีบของหลอดเลือดที่มาเลี้ยงเส้นใยปริทันต์ในบริเวณนั้น และการละลายของกระดูกที่เกิดขึ้นควรเป็นการละลายกระดูกแบบโดยตรง (direct or frontal bone resorption) ดังนั้น แรงดังกล่าว ควรมีค่าไม่เกินแรงดันของเลือดในหลอดเลือดฝอย คือ 20-26 กรัมต่อตารางเซนติเมตร (Schwarz, 1932)

กลวิธีในการเคลื่อนที่ของฟันเพื่อปิดช่องว่าง (Mechanic of tooth movement for closing space) (McLaughlin, Bennett และ Trevisi, 2001) สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ

1. การเคลื่อนฟันแบบเซกเมนต์ (Segmental or Sectional mechanic movement)

คือ การเคลื่อนฟันเป็นส่วนๆ โดยลวดเป็นตัวพาฟันไปตามทิศทางของแรง และโมเมนต์ที่ให้กับฟัน เช่น การใช้โคลสซิงลูบชนิดต่างๆ (closing loops) ฟันจะเคลื่อนที่ไปตามลูบที่ถูกกระตุ้น (activated) ด้วยระบบนี้มีข้อดีที่สามารถกำหนดทิศทางขนาดโมเมนต์และ ควบคุมอัตราส่วนระหว่างแรงต่อโมเมนต์ได้ (moment-force ratio) รวมทั้งสามารถขจัดปัญหาจากแรงเสียดทาน (friction) ของลวดที่มีต่อแบร็กเก็ตอย่างไรก็ตาม วิธีนี้มีข้อเสีย คือ ทันตแพทย์ต้องใช้เวลาข้างแก้อืในการตัดลวดมาก (more chairtime needed) แรงที่เกิดขึ้นเป็นแรงที่มาก (heavy force) และมีระยะการกระตุ้นที่สั้น (short range of activation) ดังนั้นวิธีนี้จึงไม่แนะนำให้ใช้เป็นประจำ (McLaughlin, Bennett และ Trevisi, 2001)

2. การเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถล (Sliding mechanic movement)

คือ กลวิธีในการเคลื่อนที่ของพื้นโดยพื้นจะเคลื่อนไปตามลวดโค้งที่ไถลผ่านทางร่องของแบร์ริกเกตหรือท่อ(tube)เมื่อพื้นได้รับแรงกระทำที่เหมาะสม วิธีนี้มีข้อดีที่ไม่ต้องเสียเวลาในการตัดลวดมากนัก ได้แรงที่เหมาะสมและใช้ในการเคลื่อนที่ของพื้นเชิงยวได้ จึงเป็นที่นิยมใช้มานาน แต่มีข้อด้อย คือไม่สามารถกำหนดขนาดและทิศทางของแรงที่แน่นอน และพบว่าเมื่อมีแรงส่วนหนึ่งสูญเสียไปเนื่องจากแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดกับร่องของแบร์ริกเกตขณะที่พื้นมีการเคลื่อนที่

เห็นได้ว่าปัจจัยหนึ่งที่ทำให้เกิดความแตกต่างกันระหว่างกลวิธีการเคลื่อนที่ทั้งสองนี้คือแรงเสียดทานโดยแรงเสียดทานมีบทบาทที่สำคัญในการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถล ซึ่งพื้นจะมีการล้มเอียงและตั้งตรงสลับกันไป เมื่อใดก็ตามที่มีการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร์ริกเกตย่อมมีแรงเสียดทานเกิดขึ้นเสมอ

แรงเสียดทานคือแรงที่เกิดจากการต้านไม่ให้พื้นผิวหนึ่งเคลื่อนที่ผ่านไปบนพื้นผิวอีกชนิดหนึ่ง และมีทิศทางตรงกันข้ามกับการเคลื่อนที่ เมื่อใดก็ตามที่มีพื้นผิวสองพื้นผิวสัมผัสกันและเริ่มมีการเคลื่อนที่ผ่านกัน จะมีแรงเสียดทานเข้ามาเกี่ยวข้องด้วยทุกครั้ง และแรงเสียดทานนี้คงมีอยู่ตลอดเวลา トラバドที่ยังมีการสัมผัสกันและเคลื่อนผ่านกันของพื้นผิวทั้งสอง กล่าวในอีกแง่หนึ่งได้ว่า แรงจัดพื้นที่ทันตแพทย์ให้ต้องมากกว่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเท่านั้น พื้นจึงจะมีการเคลื่อนที่ได้ (Besancon, 1985; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Rossouw, 2003)

ปริมาณของแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นเป็นส่วนหนึ่งกับ (1) แรงกดระหว่างพื้นผิววัตถุสองอย่างที่มีการสัมผัสกันอยู่ (2) ธรรมชาติของพื้นผิวที่สัมผัสกันนั้น เช่น (2.1) ส่วนประกอบของวัสดุ (2.2) ความหยาบของพื้นผิว เป็นต้น (Dowling, Jones, Lagerstrom และ Sandham, 1998)

แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นนี้จะส่งผลให้การเคลื่อนที่พื้นช้าลง และต้องการหลักยึดเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นเราจึงต้องควบคุมปริมาณแรงเสียดทานให้น้อยที่สุด เพื่อให้ได้แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนที่พื้น ถ้ามีแรงเสียดทานมากอาจทำให้ต้องพิจารณาเพิ่มแรงในการเคลื่อนที่พื้นมากขึ้นเช่นกัน แต่แรงที่มากเกินไป ย่อมทำให้เกิดความเสียหายต่ออวัยวะปริทันต์และทำให้แรงนั้นกลายเป็นแรงที่เหมาะสมต่อการเคลื่อนที่พื้นที่เป็นหลักยึดแทน ทำให้เกิดการสูญเสียหลักยึดร่วมด้วย (anchorage loss) (Drescher, Bourael และ Schumacher, 1989; Kapila, Angolkar,

Duncanson และ Nanda, 1990; Omana, Moore และ Bagby, 1992; Downing, McCabe และ Gordon, 1994; Edward, Davies และ Jones, 1995; Rossouw, 2003)

แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถลแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ ดังนี้ (Frank และ Nikolai, 1980; Besancon, 1985; Ruina, Andy และ Rudra, 2002)

1. แรงเสียดทานสถิต (Static friction)

คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะที่วัตถุและแบร์ริกเกตยังหยุดนิ่งอยู่กับที่ และแรงนี้ต้านไม่ให้วัตถุเคลื่อนที่ผ่านร่องของแบร์ริกเกตแรงเสียดทานสถิตจึงมีค่าเท่ากับแรงที่น้อยที่สุดที่ทำให้วัตถุเริ่มมีการเคลื่อนที่ผ่านไปร่องของแบร์ริกเกต

2. แรงเสียดทานจลน์ (Kinetic friction)

แตกต่างจากแรงเสียดทานสถิต กล่าวคือแรงเสียดทานจลน์จะเกิดขึ้นในขณะที่วัตถุเลื่อนไถลผ่านร่องของแบร์ริกเกตด้วยความเร็วคงที่ และเกิดขึ้นตลอดเวลาที่วัตถุมีการสัมผัสกับแบร์ริกเกตซึ่งแรงเสียดทานจลน์จะมีค่าน้อยกว่าแรงเสียดทานสถิตเสมอ (Kajdas และคณะ, 1990; Meriam และ Kraige, 2002; Sheppard และ Tongue, 2005)

ในระยะเริ่มต้น การให้แรงจัดฟันต้องมากกว่าแรงเสียดทานสถิต เพื่อให้ฟันที่หยุดนิ่งอยู่กับที่ เริ่มมีการเคลื่อนที่ขึ้น หลังจากนั้น เมื่อฟันมีการเคลื่อนที่ไปแล้ว ต้องให้แรงจัดฟันที่มีค่ามากกว่าแรงเสียดทานจลน์ เพื่อให้ฟันสามารถเคลื่อนที่ด้วยความเร็วที่คงที่ต่อไปได้ (Bednar, Gruendeman และ Sandrik, 1991)

ในทางปฏิบัติ การเคลื่อนที่ของฟันด้วยลวดทางทันตกรรมจัดฟัน มิได้เป็นการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องโดยตลอด (continuous) แต่เป็นการเคลื่อนที่สลับหยุดพักเป็นช่วงสั้นๆ (very short steps or jumps) ดังนั้นจึงเชื่อว่าแรงเสียดทานสถิตมีบทบาทสำคัญกว่าแรงเสียดทานจลน์ เนื่องด้วยแรงจัดฟันที่ทันตแพทย์ให้จำเป็นต้องมากกว่าแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์ริกเกตทุกครั้ง ฟันจึงจะมีการเคลื่อนที่ได้ (Frank และ Nikolai, 1980; Omana, Moore และ Bagby, 1992)

จากการศึกษาที่ผ่านมาถึงปัจจัยหลายอย่างที่มีผลต่อขนาดของแรงเสียดทาน ชนิดลวดเป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อแรงเสียดทาน อันเนื่องมาจากคุณสมบัติเฉพาะตัวของลวดที่

แตกต่างกัน เช่น ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม(stainless steel wire) มีแรงเสียดทานน้อยกว่าลวดนิกเกิลไทเทเนียม(Nickel-Titanium wire)และ ลวดเบตาไทเทเนียม (Beta-Titanium wire) เนื่องจากมีพื้นที่ผิวที่เรียบที่สุด(Frank และNikolai,1980; Tidy, 1989; Nishio, da Motta, Elias และ Mucha,2004; Tecco, Tetè,และ Festa ,2009) ขณะเดียวกันมีการศึกษาพบว่าลวดชนิดเดียวกันที่มีขนาดใหญ่กว่าจะมีแรงเสียดทานมากกว่าลวดที่มีขนาดเล็กกว่า (Andreasen และ Quevado,1970; Frank และ Nikolai ,1980; Drescher ,Bourael และ Schumacher,1989; Tidy, 1989; Meriam และ Kraige , 2002; Cacciafesta และคณะ,2003;Tecco, Tetè, และ Festa ,2009)มีผู้ทำการศึกษาในเรื่องของหน้าตัดของลวด พบว่า ลวดชนิดเดียวกัน ขนาดเท่ากัน หน้าตัดสี่เหลี่ยมจะทำให้เกิดแรงเสียดทานมากกว่าหน้าตัดกลม (Frank และNikolai,1980; Tecco, Tetè, และ Festa ,2009)

เช่นเดียวกัน ทั้งชนิดและวัสดุที่ใช้ทำแบร็กเกตก็ส่งผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น เช่น แบร็กเกตที่ผลิตจากเซรามิก (ceramic) ก่อให้เกิดแรงเสียดทานที่มากกว่าแบร็กเกตที่ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (Andreasen และ Quevedo, 1970; Frank และNikolai,1980; Kusy และ Whitley, 1990; Keith , Jones และ Davies,1993; Vaughan, Duncanson, Nanda และ Currier,1995; Griffiths, Sherriff และ Ireland ,2005; Tecco, Tetè, และ Festa ,2009)ทั้งนี้ยังรวมไปถึงความกว้างของแบร็กเกตและขนาดของร่องแบร็กเกตก็มีผลต่อแรงเสียดทานเช่นเดียวกัน (Nicolls, 1968; Andreasen และ Quevado,1970; Frank และ Nikolai,1980; Drescher ,Bourael และ Schumacher,1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda,1989; Tidy, 1989; Kusy และ Whitley, 1999; Nishio, da Motta, Elias และ Mucha,2004)

นอกจากนี้ พบว่าเมื่อให้มุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตเพิ่มขึ้น แรงเสียดทานจะเพิ่มขึ้นเช่นเดียวกัน ดังนั้นจึงควรมีการปรับระดับฟันเพื่อให้ตำแหน่งของร่องแบร็กเกตอยู่ในแนวระนาบเดียวกันให้มากที่สุดก่อนที่จะเริ่มเคลื่อนฟันไปตามลวด เพื่อลดปริมาณแรงเสียดทานให้เหลือน้อยที่สุด (Andreasen และ Quevado,1970; Frank และ Nikolai,1980; Drescher ,Bourael และ Schumacher,1989; Dickson, Jones และ Davies, 1994; Tselepis , Brockhurst และ West, 1994; Ogata และคณะ,1996; Kusy และ Whitley, 1999; Thorstenson และ Kusy,2003; Nishio, da Motta, Elias และ Mucha,2004)

ลักษณะ วิธีการ และวัสดุที่ใช้ในการมัดแบร็กเกตกับลวดเป็นปัจจัยสำคัญอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น (Sims, Waters, Birnie และ Pethybrige ,1993;

Edwards,Davies และ Jones , 1995; Dowling , Jones,Lagerstrom และ Sandham , 1998) มีการศึกษาพบว่า การมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ในลักษณะแบบเลข 8 (figure eight) จะทำให้มีแรงเสียดทานมากกว่าการมัดแบบปกติ (conventional tie)(Sims, Waters, Birnie และ Pethybrige ,1993; Edwards,Davies และ Jones , 1995;Thorstenson และKusy,2003) และในการศึกษาเปรียบเทียบกันระหว่างการใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ (elastomeric ligature) และการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel ligature wire) ส่วนใหญ่แล้วพบว่า การมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ จะเกิดแรงเสียดทานที่มากกว่าการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (Berger,1990;Bednar, Gruendeman และ Sandrik,1991; Shivapuja และ Berger,1994) ซึ่งแตกต่างจากการศึกษาที่พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเกิดขึ้นระหว่าง การมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (Edward,Davies และ Jones,1995; Cordasco และคณะ,2009) ส่วนการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิมที่เคลือบผิวด้วยเทฟลอน (Teflon-coated stainless steel ligature) จะเกิดแรงเสียดทานน้อยกว่าการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิมแบบธรรมดา(De Franco, Spiller และVon Fraunhofer,1995;Edward,Davies และ Jones,1995)และยังพบว่า การมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกัน ยังส่งผลให้มีแรงเสียดทานเกิดขึ้นแตกต่างกันด้วย (Chimenti, Franchi, Grazia ,Giuseppe และ Lucci ,2005) นอกจากนี้ ยังมีผู้ผลิตคิดค้นแบร็กเกตชนิดใหม่ ที่สามารถใช้ได้โดยไม่ต้องอาศัยการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ หรือ ลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม คือ เซลฟ์ไลเกติงแบร็กเกต (self-ligating bracket)ซึ่งพบว่าทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวด และแบร็กเกตน้อยที่สุด หรือไม่พบแรงเสียดทานเกิดขึ้นเลย (Sims, Waters, Birnie และ Pethybrige , 1993;Griffiths, Sherriff และ Ireland ,2005;Tecco และคณะ, 2005, 2007, 2011; Ehsani และคณะ, 2009)

เนื่องจากความสะดวกสบายในการใช้ การประหยัดเวลา และค่าใช้จ่ายทำให้การใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตยังคงเป็นที่นิยม และในประเทศไทยมีทรัพยากรทางธรรมชาติมากมาย หนึ่งในนั้นคือ ยางธรรมชาติ จึงมีผู้เริ่มทำการผลิตยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์จากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ซึ่งทำจากยางธรรมชาติที่นำมาปรับปรุงโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเปอร์ออกไซด์และเกิดปฏิกิริยาอีพอกไซด์ขึ้นขึ้น มีการศึกษาถึงคุณสมบัติของยางอีลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์นี้ ซึ่งผลการศึกษาพบว่าสามารถนำยางธรรมชาตินี้มาพัฒนา และประยุกต์ใช้ในงานทางทันตกรรมจัดฟันได้(ตุลย์ ศรีอัมพร ,2551) อย่างไรก็ตามไม่เคยมีผู้ทำการทดลองในแง่ของสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอีพอก

ไซต์ที่มีปริมาณซิลิกาในส่วนผสมที่แตกต่างกันและรูปร่างหน้าตัดของวงยางส่งผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์ริกเกตหรือไม่ ในการศึกษานี้จึงได้นำยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์ 4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดที่แตกต่างกัน 3 แบบมาศึกษาเพื่อเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม

คำถามงานวิจัย

- (1) สูตรผสมทางเคมีที่แตกต่างกันของยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์มีผลต่อแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมหรือไม่
- (2) รูปร่างหน้าตัดที่แตกต่างกันของยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์มีผลต่อแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมหรือไม่

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- (1) เพื่อเป็นแนวทางการพัฒนาสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอีพอกไซต์ และลักษณะรูปร่างหน้าตัดที่เหมาะสมของยาง ในการนำมาผลิตเป็นยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนที่ใช้ในทางทันตกรรมจัดฟัน
- (2) เพื่อศึกษาถึงขนาดของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์
- (3) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์ 4 สูตร
- (4) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ซิลิโคนที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์ที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน

สมมติฐาน

- (1) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสูตรผสมทางเคมีที่แตกต่างกัน
- (2) มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิม และแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน

กรอบแนวคิดในการวิจัย



ขอบเขตของการวิจัย

- (1) รูปแบบการวิจัยเป็นการวิจัยเชิงทดลอง(experimental research)ในห้องปฏิบัติการที่อุณหภูมิลำบาก ในสภาวะแห้ง
- (2) เป็นการศึกษาเพื่อหาแรงเสียดทานสถิตในการเคลื่อนที่ของลวดเหล็กกล้าไร้สนิมในร่องของแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน
- (3) การศึกษานี้ไม่ได้ครอบคลุมคุณสมบัติประการอื่นของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ เช่น แรงดึง การบวม น้ำ ความแข็งแบบชอร์เอ แรงเสียดทานจลน์ เป็นต้น
- (4) มุมกระทำระหว่างเส้นลวดตรงทางทันตกรรมจัดฟันกับแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal) และแนวใกล้ด้านบดเคี้ยว-ใกล้เหงือก (occluso-gingival) เป็นมุม 0 องศาทุกครั้งที่ทำการทดลอง
- (5) แบร็กเกตที่ใช้ในการศึกษาเป็นแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดเอดจ์ไวส์มาตรฐาน (standard edgewise bracket) สำหรับฟันกรามน้อยซี่แรก ขนาด 0.018×0.025 นิ้ว²
- (6) ลวดที่ใช้ในการศึกษาเป็นลวดเหล็กกล้าไร้สนิมแบบตรงขนาด 0.016×0.022 นิ้ว²

ข้อตกลงเบื้องต้น

- (1) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้สำหรับมัดลวดเหล็กกล้าไร้สนิมกับแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นยางที่ผลิตมาจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตรตามที่ผู้ผลิตกำหนด และแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกันเป็น 3 แบบ ซึ่งนำมาจากผู้ผลิตเพียงบริษัทเดียว
- (2) ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้ในการศึกษาเป็นลวดที่มีขนาดและส่วนประกอบตามมาตรฐานของบริษัทผู้ผลิต คือขนาด 0.016×0.022 นิ้ว² และนำมาจากผู้ผลิตเพียงบริษัทเดียว คือ บริษัทออร์มโคคอร์ปอเรชัน ประเทศสหรัฐอเมริกา (Ormco Corporation, USA)
- (3) แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมที่ใช้ในการศึกษาเป็นแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมสำหรับฟันกรามน้อยซี่แรกขนาดมาตรฐานที่มีขนาดร่องของแบร็กเกต 0.018×0.025 นิ้ว² และมีค่าทิป (tip) และค่าทอร์ก (torque) ในร่องของแบร็กเกตเป็น 0 องศา ที่มี

ขนาดและรูปร่างเหมือนกันหมดตามมาตรฐานของบริษัทผู้ผลิตและนำมาจากผู้ผลิตเพียงบริษัทเดียว คือ ไดนาล็อก(Dyna-lock) ของบริษัทสามเอ็ม ยูนิเทค ประเทศเยอรมันนี่ (3M Unitek, Germany)

- (4) ค่าแรงเสียดทานสถิตได้จากการวัดด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series ในงานวิจัยนี้ใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน ที่ความเร็ว 0.1 มิลลิเมตร/นาที เป็นเวลา 5 นาที รวมได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตรการแปลผลแรงเสียดทานสถิตทำได้โดยการประเมินจากกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงลวด กับระยะทางที่ลวดถูกดึงเคลื่อนที่ผ่านแบร์กเกตไป เมื่อเส้นกราฟที่เกิดจากแรงดึงเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดของเส้นกราฟจุดแรกก่อนที่จะมีลดลงหรือคงที่ของเส้นกราฟ โดยที่จุดสูงสุดนี้ แรงที่อ่านได้ คือ ค่าแรงเสียดทานสถิต
- (5) การวิจัยนี้ เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ จึงไม่ครอบคลุมถึงปัจจัยทางชีวภาพต่างๆ เช่น น้ำลาย คราบจุลินทรีย์ แรงบดเคี้ยว อาหาร เครื่องดื่ม สภาพความเป็นกรด-ด่าง เป็นต้น
- (6) การศึกษานี้เป็นการศึกษาเพื่อหาค่าแรงเสียดทานสถิต เนื่องจากแรงเสียดทานสถิตเป็นแรงเสียดทานสูงสุดที่เกิดขึ้นกับวัตถุสองชนิดที่สัมผัสกันขณะอยู่นิ่งกับที่ ก่อนที่จะมีการเคลื่อนที่ผ่านกันเกิดขึ้น หรืออาจกล่าวได้ว่า ต้องมีการให้แรงที่สูงกว่าแรงเสียดทานสถิต จึงจะทำให้วัตถุมีการเคลื่อนที่ได้ แรงเสียดทานสถิตจึงมีบทบาทมากกว่าแรงเสียดทานจลน์ในการเคลื่อนที่ทางทันตกรรมจัดฟัน
- (7) การศึกษานี้มีผู้ทำการทดลองเพียงคนเดียวตลอดการทดลอง

ข้อจำกัดของการวิจัย

- (1) การศึกษานี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการซึ่งกระทำภายนอกช่องปาก ทำให้ไม่สามารถครอบคลุมปัจจัยทางชีวภาพมากมาย อาทิเช่น น้ำลาย สภาพความเป็นกรด-ด่าง ช่วงอุณหภูมิในช่องปากที่แปรเปลี่ยนตามอาหารที่รับประทาน แรงบดเคี้ยว ผลกระทบที่ทำความสะอาดช่องปากที่ผู้ป่วยใช้ เป็นต้น ดังนั้นการวิจัยนี้ใช้เป็นเพียงแนวทางในการศึกษาคุณสมบัติของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ แต่ไม่สามารถนำไปอ้างอิงถึงสภาพการใช้งานจริงในช่องปากได้อย่างสมบูรณ์

- (2) การศึกษานี้เป็นการศึกษาที่กำหนดให้มุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตเป็น 0 องศา ซึ่งในสภาวะจริงที่มีการเคลื่อนที่ของฟัน จะเกิดมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตที่มุมต่างๆกัน
- (3) การศึกษานี้ใช้แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม และลวดเหล็กกล้าไร้สนิม ทำให้ไม่สามารถครอบคลุมการใช้ลวดและแบร็กเกตที่ทำจากวัสดุชนิดอื่น ขนาดอื่นได้

คำสำคัญ

- (1) แรงเสียดทานสถิต (static friction)
- (2) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ (elastomeric ligature)
- (3) ยางธรรมชาติอีพอกไซด์ (epoxidized natural rubber)
- (4) ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel wire)
- (5) แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel bracket)

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

(1) แรงเสียดทานสถิต (static friction)

หมายถึง แรงเสียดทานระหว่างพื้นผิวของวัตถุแข็ง 2 ชนิดที่สัมผัสกันขณะที่อยู่นิ่ง แรงเสียดทานนี้จะเกิดขึ้นเมื่อมีแรงกระทำกับวัตถุหนึ่งแต่ยังไม่เคลื่อนที่ หากมีการให้แรงที่มากกว่าแรงเสียดทานสถิตวัตถุจะเริ่มมีการเคลื่อนที่ไปบนอีกวัตถุหนึ่ง ซึ่งในการวิจัยนี้หมายถึงแรงเสียดทานสถิตสูงสุดที่ทำให้ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมเริ่มมีการเคลื่อนที่ผ่านแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม โดยสามารถบันทึกค่าแรงเสียดทานสถิตได้ ณ ตำแหน่งสูงสุดตำแหน่งแรกก่อนที่จะมีการลดลงหรือคงที่ของกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงและระยะทางที่ลวดเคลื่อนที่ผ่านแบร็กเกต

(2) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ (elastomeric ligature)

หมายถึง ยางวงแหวนรูปกลมที่ใช้ยึดลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องของแบร็กเกตบางครั้งอาจเรียกว่าอีลาสโตเมอร์ริง (elastomeric ring) หรือโอ-ริง (O-ring) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าส่วนใหญ่ผลิตมาจากยางสังเคราะห์โพลียูรีเทน

(3) **ยางธรรมชาติอีพอกไซด์ (epoxidized natural rubber) หรือยางอีเอ็นอาร์ (Epoxidized natural rubber ; ENR)**

หมายถึง ยางธรรมชาติชนิดหนึ่งที่เกิดจากการปรับโครงสร้าง โดยใช้สารเคมีพวกกรดเปอร์ออกไซด์ทำให้เกิดปฏิกิริยาอีพอกไซด์ขึ้นขึ้นยางชนิดนี้จะมีลักษณะเป็นสีน้ำตาลเข้มกว่ายางธรรมชาติปกติ และมีลักษณะเป็นยางแข็ง โดยมีการผลิตขึ้นเพื่อปรับปรุงสมบัติบางประการของยางธรรมชาติให้ดีขึ้น เช่น การเพิ่มความแข็งของยาง และลดการเกิดปฏิกิริยากับออกซิเจน และโอโซน เป็นต้น

(4) **ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel wire)**

เป็นอุปกรณ์ในทางทันตกรรมจัดฟันที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม ทำหน้าที่ช่วยควบคุมการเคลื่อนที่ของฟันรวมทั้งตำแหน่งของฟันทั้งในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal) และแนวใกล้ด้านบดเคี้ยว-ใกล้เหงือก (occluso-gingival) ขณะทำการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน โดยใส่ลวดอยู่ในร่องของแบร็กเกตจัดฟัน

(5) **แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel bracket)**

เป็นอุปกรณ์ในทางทันตกรรมจัดฟันที่ใช้ยึดอยู่บนตัวฟัน ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม มีหน้าที่ช่วยกำหนดตำแหน่งในการปรับระดับและควบคุมการเคลื่อนที่ของฟันร่วมกับการใช้ลวดจัดฟัน ขณะทำการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- (1) เป็นแนวทางในการพัฒนาสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอีพอกไซด์เพื่อนำมาผลิตยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้งานในทางทันตกรรมจัดฟัน
- (2) เป็นแนวทางในการเลือกรูปทรงหน้าตัดของวงยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่เหมาะสมเพื่อให้เกิดการเคลื่อนฟันอย่างมีประสิทธิภาพ
- (3) ใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการวิจัยต่อไป

วิธีดำเนินการวิจัย

เป็นการวิจัยเชิงทดลองในห้องปฏิบัติการ (laboratory experimental research)

ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

เริ่มงานวิจัยตั้งแต่เดือน เมษายน 2554 จนถึงเดือน มีนาคม 2555 โดยมีลำดับขั้นตอนดังนี้

กิจกรรม	ปี พ.ศ.2554								ปีพ.ศ.2555			
	พ.ค	มิ.ย	ก.ค	ส.ค	ก.ย	ต.ค	พ.ย	ธ.ค	ม.ค	ก.พ	มี.ค	เม.ย
ทบทวนวรรณกรรม และวางแผนงานวิจัย	←————→											
ดำเนินการวิจัย						←————→						
เก็บรวบรวมผล						←————→						
วิเคราะห์ข้อมูล						←————→						
สรุปผล							←————→					
เตรียมรายงานวิจัย ฉบับสมบูรณ์								←————→				
เตรียมผลงานวิจัย ตีพิมพ์เผยแพร่									←————→			
เตรียมเสนอ ผลงานวิจัย										←————→		

บทที่ 2

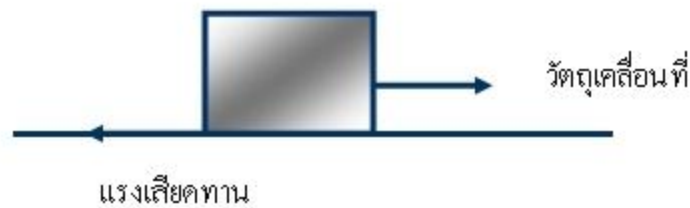
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แรงเสียดทาน (friction force) (Besancon,1985; Drescher,Bourael และ Schumacher,1989; Kapila, Angolkar และ Duncanson,1990; Dickson, Jones และ Davies,1994; Rossouw, 2003)

หมายถึง แรงต้านทานการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นเมื่อมีการสัมผัสกันระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุสองชนิดที่กำลังเคลื่อนที่ผ่านกันไป แรงต้านทานที่เกิดขึ้นนี้จะอยู่ในแนวที่ขนานกับผิวสัมผัสของวัตถุคู่หนึ่ง แต่มีทิศทางตรงกันข้ามกับทิศทางของแรงที่ทำให้วัตถุเกิดการเคลื่อนที่ (Besancon,1985)แรงเสียดทานมีลักษณะที่สำคัญ ดังนี้

- 1.เกิดขึ้นระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุ
- 2.มีทิศทางตรงกันข้ามกับทิศทางที่วัตถุเคลื่อนที่ หรือตรงข้ามทิศทางของแรงที่

พยายามทำให้วัตถุเคลื่อนที่ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงลักษณะของแรงเสียดทานขณะที่วัตถุเคลื่อนที่

ประเภทของแรงเสียดทาน

แรงเสียดทานมี 6 ประเภทด้วยกัน(สมศักดิ์ คำปสิวิ,2526) ได้แก่

- 1.แรงเสียดทานแบบแห้ง (dry friction)
- 2.แรงเสียดทานของไหล (fluid friction)
- 3.แรงเสียดทานหล่อลื่น (lubricated friction)
- 4.แรงเสียดทานในการกลิ้ง (rolling friction)
- 5.แรงเสียดทานผิว (skin friction)
- 6.แรงเสียดทานภายใน (internal friction)

1.แรงเสียดทานแบบแห้ง(dry friction)

เกิดขึ้นระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุของแข็งสองชนิดที่ไม่ได้มีการหล่อลื่น แรงเสียดทานแบบแห้งยังสามารถแบ่งออกได้ ดังต่อไปนี้ (Besancon,1985; Omana ,Moore และ Bagby,1992; Pizzoni, Ravnholt และ Melsen,1998; Loftus, Artun, Nicholls , Alonzo และ Stoner, 1999; Rossouw, 2003)

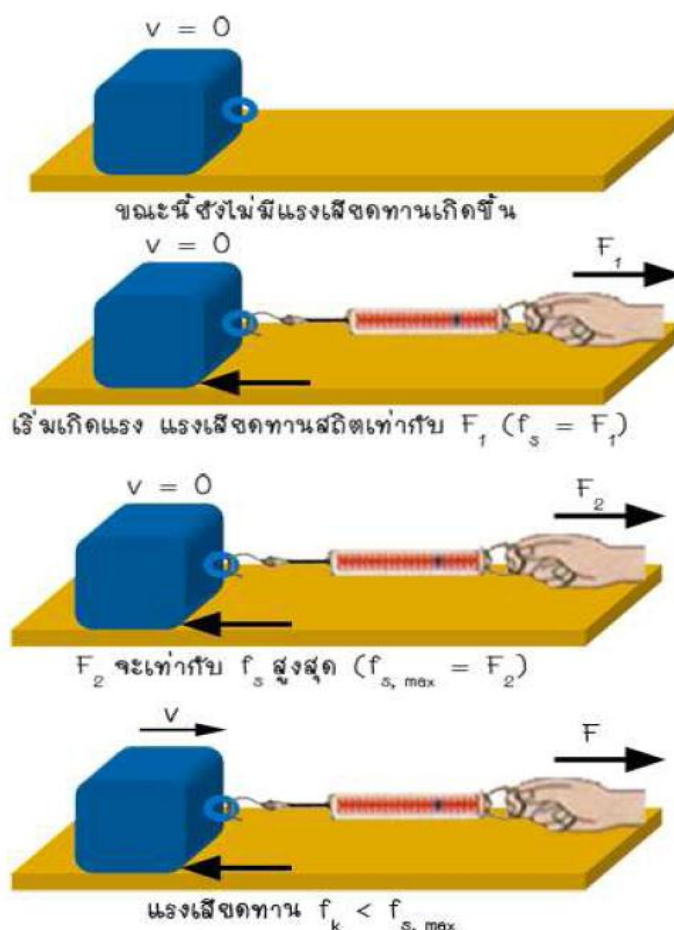
1.1. แรงเสียดทานสถิต (static friction)

คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุของแข็งสองชนิด ในสภาวะที่วัตถุได้รับแรงกระทำแล้วอยู่นิ่ง ยังไม่เกิดการเคลื่อนที่ผ่านกัน โดยปกติแรงเสียดทานจะเกิดขึ้นเมื่อเริ่มออกแรงกระทำต่อวัตถุ และจะมากขึ้นตามแรงที่กระทำ โดยจะมีค่ามากที่สุด เมื่อออกแรงจนวัตถุเริ่มขยับ หรือเริ่มที่จะเคลื่อนที่ แรงเสียดทานชนิดนี้ เรียกว่า “แรงเสียดทานสถิต(f_s)” และค่าแรงเสียดทานที่น้อยที่สุดที่ทำให้วัตถุเริ่มมีการขยับ เรียกว่า “แรงเสียดทานสถิตสูงสุด ($f_{s,max}$)”

1.2. แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)

คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุที่มีการเคลื่อนที่ผ่านกัน ในสภาวะที่วัตถุได้รับแรงกระทำแล้วเกิดการเคลื่อนที่ด้วยความเร็วคงที่ โดยที่แรงเสียดทานจลน์ จะมีค่าน้อย

กว่าแรงเสียดทานสถิตเสมอ (Kajdas และคณะ, 1990; Meriam และ Kraige, 2002; Sheppard และ Tongue, 2005)

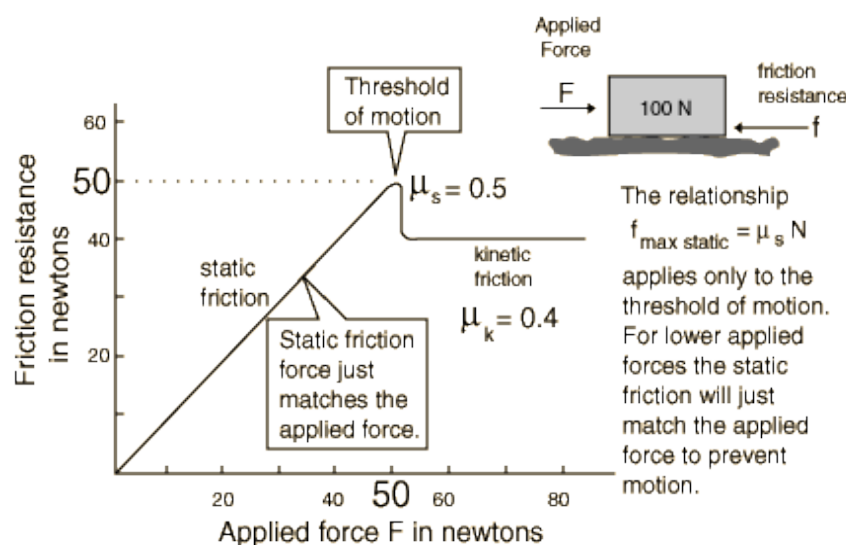


รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง แรงเสียดทานสถิต (static friction) และ แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)

แรงเสียดทานแห้ง (dry friction) ได้ถูกค้นพบเมื่อปี ค.ศ.1781 โดย Charles-Augustin de Coulomb บางครั้งจึงเรียกว่า แรงเสียดทานแบบคูลอมบ์ (Coulomb friction) โดย Coulomb พบว่าแรงเสียดทานชนิดนี้เป็นผลของแรงที่พื้นผิวกระทำหรือกดลงบนอีกพื้นผิวหนึ่ง ซึ่งมีทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวนั้นๆ ควบคู่กับค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน (Coefficient of friction)

Amonton-Coulomb Laws (Rossouw , Kamelchuck และ Kusy , 2003) เป็นกฎซึ่งอธิบายกลไกของแรงเสียดทานแบบแห้ง (dry friction) ดังนี้ คือ ขณะที่วัตถุหยุดนิ่ง ยังไม่มีการเคลื่อนไถล แรงเสียดทานจะมีค่าได้ตั้งแต่เป็นศูนย์จนถึงแรงกระทำสูงสุด (F_{max}) แรงใดก็ตามที่

มีค่าน้อยกว่าแรงกระทำสูงสุด (F_{\max}) พยายามที่จะเคลื่อนไถลผิวสัมผัสของวัตถุหนึ่งผ่านไปบนผิวของอีกวัตถุหนึ่งจะถูกต้านด้วยแรงเสียดทานที่มีค่าเท่ากัน แต่มีทิศทางตรงกันข้าม และเมื่อมีแรงใดก็ตามที่มีค่ามากกว่า แรงกระทำสูงสุด (F_{\max}) จนสามารถเอาชนะแรงเสียดทานสถิตสูงสุด (static friction $f_{s,\max}$) ได้ ทำให้การเคลื่อนไถลผ่านกันของวัตถุสองชนิดเริ่มเกิดขึ้น และหลังจากนั้นเมื่อเกิดการเคลื่อนไถลของวัตถุอย่างคงที่แล้ว (instant sliding) แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างผิววัตถุสองชนิดขณะนั้นจะเรียกว่า แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction, f_k)



รูปที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ของ แรงกระทำ (applied force) แรงเสียดทานสถิต (static friction) และ แรงเสียดทานจลน์ (kinetic friction)

ความสัมพันธ์ของแรงเสียดทานกับแรงได้ตอบที่พื้นกระทำต่อแรงที่วัตถุกดทับพื้นมีค่า ดังนี้

$$f = \mu N$$

เมื่อ f แทนแรงเสียดทาน มีหน่วยเป็น นิวตัน

μ แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน มีค่าคงที่ ขึ้นอยู่กับ

ลักษณะของผิวสัมผัส มีสองชนิด คือ

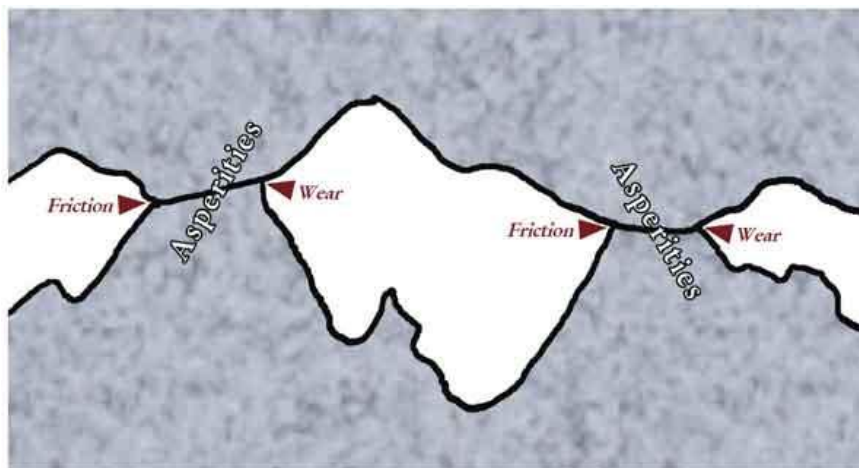
- μ_s แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิต

- μ_k แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์

N แทนแรงปฏิกิริยาตั้งฉาก หรือ แรงที่พื้นผิวหนึ่งกดลงบนอีกพื้นผิวหนึ่ง มีหน่วยเป็นนิวตัน

สัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิตจะมีค่ามากกว่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์เสมอ ในการเคลื่อนที่อย่างช้าๆ นั้น ค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิต (μ_s) จะเพิ่มขึ้นตามเวลาที่พื้นได้รับแรง และยังคงไม่เคลื่อนที่ ส่วนค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์ (μ_k) จะมีค่ามากในขณะที่พื้นเคลื่อนที่ในอัตราความเร็วที่ต่ำ เมื่ออัตราความเร็วมีค่าเพิ่มขึ้นค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์จะมีค่าลดลง

เมื่อพิจารณาแรงเสียดทานในระดับจุลกายวิภาค(microscopic)จะเห็นได้ว่าแรงเสียดทานไม่ได้เกิดขึ้นบนพื้นผิวทั้งหมดของวัตถุสองชิ้นที่มีการสัมผัสกัน แต่เกิดแรงเสียดทานขึ้นเฉพาะบางจุดบนพื้นผิวทั้งหมดเท่านั้นที่มีการสัมผัสกันเกิดขึ้นจริง เรียกตำแหน่งเหล่านั้นว่า asperities และวัตถุจะเคลื่อนที่ได้ก็ต่อเมื่อแรงที่ให้มากพอที่จะทำให้เกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) ในลักษณะแรงเฉือนในวัตถุที่อ่อนกว่า ณ ตำแหน่งที่มีการสัมผัสกัน (asperities) ดังรูปที่ 4 (Rossouw ,Kamelchuck และ Kusy,2003)



รูปที่ 4 แสดงถึง พื้นผิวของวัตถุที่มีการสัมผัสกันจริง ในระดับจุลกายวิภาค เรียกจุดที่สัมผัสกันนี้ว่า “ Asperities ”

2.แรงเสียดทานของไหล(fluid friction)

เป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างชั้นย่อย (layers) ของของไหล (fluid) ซึ่งหมายถึงรวมถึงของเหลวหรือแก๊ส (gas) ที่กำลังมีการเคลื่อนที่ผ่านกัน แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นต่อการไหลนี้ เรียกได้อีกอย่างว่าความหนืด (viscosity) โดยปกติ ของไหลที่มีความหนืดมากกว่า เช่น น้ำผึ้ง (honey) ย่อมมีแรงเสียดทานของไหลที่มากกว่า ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ผ่านกันยากกว่าของไหลที่มีความหนืดน้อยกว่า เช่น น้ำ พบว่าของไหลทุกชนิดมีความหนืด ทำให้ของไหลทุกชนิดย่อมมีแรงเสียดทานของของไหลไม่มากก็น้อย ส่วนของไหลที่ไม่พบว่ามีความหนืดเลย สามารถเรียกได้ว่าเป็น “ ของไหลอุดมคติ (ideal fluid or inviscid fluid) ”

3.แรงเสียดทานหล่อลื่น(lubricated friction)

คือ แรงเสียดทานของไหลที่เกิดขึ้นเมื่อมีของไหลกั้นอยู่ระหว่างผิวสัมผัสของวัตถุแข็งคู่หนึ่ง หรือ เรียกได้อีกแง่หนึ่งว่า การใช้สารหล่อลื่น (lubrication) กั้นกลางระหว่างวัตถุแข็ง การใช้สารหล่อลื่นที่เพียงพอจะช่วยทำให้การเคลื่อนที่ผ่านกันของวัตถุแข็งเป็นไปอย่างราบรื่น มีอัตราการสึกน้อย ถ้าหากมีการหล่อลื่นที่น้อยเกินไป จะทำให้เกิดการทำลายที่ผิวของวัตถุแข็งสองชนิดที่มีการเคลื่อนที่ผ่านกันไป

4.แรงเสียดทานในการกลิ้ง(rolling friction)

คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างการกลิ้งของวัตถุรูปทรงกลมกับพื้นผิว เช่น การหมุนของล้อรถบนถนน เป็นต้น

5.แรงเสียดทานผิว(skin friction)

เป็นแรงเสียดทานของของไหลที่ต้านทานกับพื้นผิวสัมผัสของวัตถุที่กำลังเคลื่อนที่ผ่านของไหลนั้น เช่น การลาก(drag)สิ่งของผ่านของไหล เป็นต้น

6.แรงเสียดทานภายใน(internal friction)

เมื่อวัตถุของแข็งได้รับแรง หรือการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่มากพอจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างคืนกลับไม่ได้ (irreversible) ของโครงสร้างโมเลกุลภายในวัตถุนั้น ทำให้เกิดเป็นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (plastic deformation) แรงเสียดทานภายใน ก็คือแรงเสียด

ทานที่ต้านทานการเคลื่อนที่ของโมเลกุลในวัตถุที่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร(plastic deformation)

แรงเสียดทานในทางทันตกรรมจัดฟัน

การเคลื่อนฟันในทางทันตกรรมจัดฟันมีหลายกลไกด้วยกัน แต่ที่นิยมใช้เป็นหลักคือ กลไกการเคลื่อนฟันแบบเลื่อนไถล (sliding mechanic) ซึ่งสามารถพบได้ตั้งแต่ในขั้นตอนการปรับระดับฟัน(leveling) การเคลื่อนฟันเขี้ยว (canine retraction) การดึงฟันหน้าทั้งสี่ซี่เข้ามาปิดบริเวณช่องว่างที่ถูกถอนฟันไป (anterior contraction) การเรียงฟันให้อยู่ในส่วนโค้งของขากรรไกร (aligning) การแก้ไขการหมุน (rotation) ของฟัน รวมถึงการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของส่วนโค้งแนวฟันของขากรรไกร(changing arch form) เห็นได้ว่าในทุกขั้นตอนจะมีกลไกการเคลื่อนฟันแบบเลื่อนไถล (sliding mechanic) เข้ามาเกี่ยวข้องด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่ง ในกรณีที่ผู้ป่วยถูกถอนฟันและต้องมีการปิดช่องว่างที่เกิดขึ้น ในทางคลินิกจะมีกลไกการเคลื่อนที่ของฟันเพื่อปิดช่องว่างสามารถแบ่งได้เป็น 2 วิธีหลัก คือ (McLaughlin, Bennett และ Trevisi, 2001)

1. การเคลื่อนฟันแบบเซกเมนต์ (Segmental or Sectional mechanic movement)

คือ การเคลื่อนฟันเป็นส่วนๆ และลวดจะเป็นตัวพาฟันไปตามทิศทางของแรง และโมเมนต์ที่ให้กับฟัน เช่น การใช้โคลสซิ่งลูปชนิดต่างๆ (closing loops) ฟันจะเคลื่อนที่ไปตามลูปที่ถูกกระตุ้นด้วยระบบนี้ทำให้ข้อดีที่เราสามารถกำหนดทิศทาง ขนาดโมเมนต์ และ ควบคุมอัตราส่วนระหว่างแรงและโมเมนต์ได้ และยังสามารถจัดปัญหาที่เกิดจากแรงเสียดทานของลวดที่มีต่อแบร็กเกตได้ แต่วิธีนี้มีข้อเสีย คือ ทันตแพทย์ต้องใช้เวลาข้างเก้าอี้ในการดัดลวดมากแรงที่เกิดขึ้นเป็นแรงที่มาก และมีระยะเวลาการกระตุ้นที่สั้น ดังนั้นวิธีนี้จึงไม่แนะนำให้ใช้เป็นประจำ

2. การเคลื่อนฟันแบบเลื่อนไถล (Sliding mechanic movement)

คือ กลไกการเคลื่อนฟัน โดยฟันจะเคลื่อนไปตามลวดโค้งที่ไถลผ่านทางร่องของแบร็กเกตหรือท่อ เมื่อฟันได้รับแรงกระทำที่เหมาะสม วิธีนี้มีข้อดีที่ไม่ต้องเสียเวลาในการดัดลวดมากนัก ได้แรงที่เหมาะสม และควบคุมการเคลื่อนที่ของฟันเขี้ยวได้ดี จึงเป็นที่นิยมใช้กันมานาน แต่มีข้อด้อยที่เราไม่สามารถกำหนดขนาดและทิศทางของแรงที่ถูกต้องแน่นอน และจะมีแรงส่วน

หนึ่งสูญเสียไปเนื่องจากความเสียหายที่เกิดขึ้นระหว่างลวดกับร่องแบร์ริกเกตในขณะที่มีการเคลื่อนฟัน

ในทางปฏิบัติ การเคลื่อนที่เพื่อปิดช่องว่างที่นิยมใช้กันจากอดีตจนถึงปัจจุบัน คือ กลไกการเคลื่อนฟันแบบเลื่อนไถล สิ่งที่เกิดขึ้นตามมาอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ คือ แรงเสียหายที่เกิดขึ้นระหว่างลวดกับแบร์ริกเกตกล่าวคือ เมื่อมีการเลื่อนไถลผ่านกันของวัตถุสองชิ้นย่อมมีแรงเสียหายเกิดขึ้นตามมาเสมอ (Kusy และ Whitley, 1997) และทันตแพทย์จัดฟันจำเป็นต้องให้แรงที่มากกว่าแรงเสียหาย ฟันจึงจะเริ่มมีการเคลื่อนที่ได้ (Besancon, 1985; Kapila, Angolkar และ Duncanson, 1990; Rossouw, 2003) แรงเสียหายที่เกิดขึ้นนี้จะส่งผลให้การเคลื่อนฟันช้าลง และต้องการหลักยึดเพิ่มมากขึ้น

Kusy และ Whitley (1997) ได้แบ่งแรงต้านทานการเคลื่อนของฟัน (resistance to sliding, RS) ออกเป็น 3 ส่วนด้วยกัน (Kusy และ Whitley, 1997; Articulo, Kusy, Saunders และ Kusy, 2000; Thorstensen และ Kusy, 2001)

- (1) แรงเสียหายสถิต และ แรงเสียหายจลน์ (friction, FR) เกิดเนื่องมาจากการสัมผัสกันระหว่างพื้นผิวของลวดและแบร์ริกเกต
- (2) การไบต์ดิง (binding, BI) เกิดขึ้นเมื่อฟันมีการเคลื่อนแบบล้มเอียง (tipping) หรือลวดมีการโค้งงอ และมีการสัมผัสกันระหว่างลวดและมุมของแบร์ริกเกตเป็นการสัมผัสเป็นจุด (point contact) และเมื่อมีการไบต์ดิงที่มากขึ้น จะส่งผลให้เกิดรอยบากบนเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟันตามมา (notching, NO)
- (3) รอยบาก (notching, NO) เกิดขึ้นเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) บนลวด หรือ เกิดรอยบากบนลวดบริเวณที่มีการสัมผัสกันระหว่างลวดกับมุมของแบร์ริกเกต

$$RS = FR + BI + NO$$

ฟันจะหยุดเคลื่อนที่เมื่อรอยบากบนลวดติดอยู่ที่มุมของแบร์ริกเกตและเมื่อรอยบากนั้นหลุดออกไป ฟันจึงจะกลับมาที่มีการเคลื่อนที่อีกครั้ง

แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถล สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะ (Frank และ Nikolai, 1980; Besancon, 1985; Ruina, Andy และ Rudra, 2002) คือ

1. แรงเสียดทานสถิต (Static friction) คือ แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะที่ลวดและแบร์ริกเกตยังหยุดนิ่งอยู่กับที่ และต้านไม่ให้ลวดเคลื่อนที่ผ่านร่องของแบร์ริกเกตซึ่งจะมีค่าเท่ากับแรงที่น้อยที่สุดที่ทำให้ลวดเริ่มมีการเคลื่อนที่ผ่านไปร่องของแบร์ริกเกต
2. แรงเสียดทานจลน์ (Kinetic friction) แตกต่างจากแรงเสียดทานสถิต กล่าวคือแรงเสียดทานจลน์จะเกิดขึ้นในขณะที่ลวดเคลื่อนไถลผ่านร่องของแบร์ริกเกตและเกิดขึ้นตลอดเวลาที่ลวดมีการสัมผัสกับแบร์ริกเกตและพบว่าแรงเสียดทานจลน์จะมีค่าน้อยกว่าแรงเสียดทานสถิตเสมอ (Kajdas และคณะ, 1990; Meriam และ Kraige, 2002; Sheppard และ Tongue, 2005)

ในทางปฏิบัติ การเคลื่อนที่ของฟันด้วยลวดทางทันตกรรมจัดฟัน มิได้เป็นการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องโดยตลอด แต่เป็นการเคลื่อนที่สลับหยุดพักเป็นช่วงสั้นๆ ดังนั้นจึงเชื่อว่าแรงเสียดทานสถิตมีบทบาทสำคัญกว่าแรงเสียดทานจลน์ ด้วยเหตุผลที่ว่า แรงจัดฟันที่ทันตแพทย์ให้ต้องมากกว่าแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวด และแบร์ริกเกตทุกครั้ง ฟันจึงจะมีการเคลื่อนที่ได้ (Frank และ Nikolai, 1980)

โดยปกติแล้ว ในการเคลื่อนที่ของฟันทางทันตกรรมจัดฟัน การเคลื่อนที่ของส่วนตัวฟันมักจะนำหน้าการเคลื่อนที่ในส่วนของรากฟันเสมอ เนื่องมาจากการเคลื่อนที่แบบล้มเอียง (tipping) หรือการเกิดล้มเอียงโมเมนต์ (tipping moment) ในส่วนของตัวฟัน โมเมนต์นี้เป็นผลรวมของตำแหน่งที่ให้แรงที่สัมพันธ์กับจุดศูนย์กลางความต้านทานของฟัน (center of resistance, Cre) และ ปริมาณแรงต้านทานต่อการเคลื่อนที่ของฟัน (the amount of resistance of a tooth to movement) (Yamaguchi, Nanda, Morimoto และคณะ, 1996) การเคลื่อนที่แบบล้มเอียงเหล่านี้ทำให้เกิดแรงเสียดทานที่เพิ่มขึ้น เนื่องมาจากการบิดตัวของลวดและแบร์ริกเกต ทำให้จำกัดการเคลื่อนที่ของฟัน การมัดลวดเข้ากับร่องของแบร์ริกเกตทำให้เกิดแรงต้านโมเมนต์ (counter-moment) ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของรากฟันตามส่วนของตัวฟันไป (Drescher, Bourauel และ Schumacher, 1989) การเคลื่อนที่สลับกันระหว่างการเคลื่อนที่ของตัวฟันและตามด้วยรากฟันนี้ ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของฟันใกล้เคียงกับการเคลื่อนที่ของฟันไปพร้อมๆกันทั้งซี่ (translation or bodily movement) ในระหว่างการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถล ดังนั้น

จึงควรมีการลดแรงเสียดทานทั้งแรงเสียดทานสถิต และแรงเสียดทานจลน์เพื่อทำให้ได้มาซึ่งการเคลื่อนฟันที่เหมาะสม (Nikolai ,1985)

เป็นที่ทราบกันดีว่าการให้แรงแบบเบาและต่อเนื่อง (light continuous force) ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของฟันอย่างมีประสิทธิภาพ โดยก่อให้เกิดความเจ็บปวด ความรู้สึกไม่สบายของผู้ป่วยน้อยที่สุด และมีการทำลายของเนื้อเยื่อปริทันต์ล้อมรอบฟันน้อยที่สุด (Rygh, Bowling, Hovlandsdal, และ Williams, 1986) อย่างไรก็ตาม พื้นที่ผิวของรากฟัน ความหนาแน่นของกระดูกล้อมรอบรากฟัน การมีสิ่งกีดขวางการสบฟัน (occlusal interferences) รวมถึงแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกต สิ่งเหล่านี้ล้วนมีอิทธิพลต่อผลลัพธ์ของแรงที่ให้กับฟัน (Peterson, Spencer และ Andreasen, 1982; Quinn และ Yoshikawa, 1985)

กล่าวกันว่า แรงเสียดทานทำให้มีการสูญเสียแรงที่ทันตแพทย์ใช้ในการจัดฟัน ถึงร้อยละ 12-60 (Kusy และ Whitley, 1997) ดังนั้นจึงควรควบคุมปริมาณแรงเสียดทานให้น้อยที่สุดเพื่อให้ได้แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟัน หากมีแรงเสียดทานที่มากอาจทำให้ต้องพิจารณาเพิ่มแรงในการเคลื่อนฟันมากขึ้น แต่ถ้าให้แรงที่มากเกินไป ย่อมทำให้เกิดความเสียหายต่ออวัยวะปริทันต์โดยรอบ และอาจทำให้แรงนั้นกลายเป็นแรงที่เหมาะสมต่อการเคลื่อนฟันที่เป็นหลักยึดแทน ทำให้เกิดการสูญเสียหลักยึดร่วมด้วย (Anchorage loss) (Drescher ,Bourael และ Schumacher, 1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Omana, Moore และ Bagby, 1992; Proffit และ Fields, 1993; Downing, McCabe และ Gordon, 1994; Edward, Davies และ Jones, 1995; Rossouw, 2003)

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า มีปัจจัยต่างๆมากมายที่ส่งผลทั้งทางตรง และทางอ้อม ต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวด และแบร็กเกตในขณะที่มีการเคลื่อนฟันทางทันตกรรมจัดฟัน สรุปได้ดังนี้

ปัจจัยที่มีผลต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กรักเกิดในเครื่องมือจัดฟันแบบติดแน่น

(Andreasen และ Quevedo, 1970; Frank และ Nikolai, 1980; Tidy, 1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Proffit และ Fields, 1993; Vaughan, Duncanson, Nanda และ Currier, 1995; Rose และ Zernix, 1996; Kusy และคณะ, 1990, 1991, 1997, 1999, 2001, 2004; Kapur และคณะ, 1999; Braun, Bluestein, Moore และ Benson, 1999; Rossouw, 2003)

ปัจจัยทางกายภาพ (physical/mechanical factors)

1. ลวดโค้ง (archwire)

- 1.1. วัสดุที่ใช้ทำลวด (material)
- 1.2. ขนาดและรูปร่างหน้าตัดของลวด (cross-sectional size and shape of archwire)
- 1.3. ลักษณะพื้นผิวของลวด (surface texture)
- 1.4. ความแข็งตึงของลวด (stiffness)
- 1.5. การสึกกร่อนของลวด (corrosion)

2. แบร็กรักเกิด (bracket)

- 2.1. วัสดุที่ใช้ทำแบร็กรักเกิด (material) และลักษณะพื้นผิวของแบร็กรักเกิดรวมถึงการปรับสภาพผิวของแบร็กรักเกิด (surface condition of bracket/surface treatment)
- 2.2. กระบวนการผลิตแบร็กรักเกิด (manufacturing process)
- 2.3. ขนาดของร่องแบร็กรักเกิด (bracket slot width and depth)
- 2.4. ลักษณะของแบร็กรักเกิด (bracket prescription/bracket design : First-order bend (in-out), Second-order bend (angulation/toe-in), Third order bend (torque))

2.5. การใช้แบร็กเกตซ้ำ (repeated use of bracket) และการสึกกร่อนของแบร็กเกต (corrosion)

3. วิธีการมัดลวดโค้งเข้ากับแบร็กเกต (ligation method of archwire to bracket)

3.1. ชนิดของวัสดุที่ใช้มัด (material)

3.2. วิธีในการมัด (ligation method)

3.3. การใช้แบร็กเกตชนิดมัดเอง (self-ligating bracket)

4. ลักษณะเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟัน (orthodontic appliance)

4.1. ระยะห่างระหว่างแบร็กเกต (interbracket distance)

4.2. ระดับของร่องแบร็กเกตเมื่อเทียบกับฟันข้างเคียง (level of bracket slot between adjacent teeth)

4.3. มุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกต (angulation and torque of bracket and wire)

4.4. ระยะปลอดระหว่างแบร็กเกตกับลวด (bracket-wire clearance)

4.5. แรงและวิธีที่ใช้ในการเคลื่อนฟัน (magnitude of force and method of tooth movement)

ปัจจัยทางชีวภาพ (biological factors)

1. น้ำลาย (saliva)

2. แผ่นคราบจุลินทรีย์ (dental plaque) แผ่นฟิล์มน้ำลาย (acquired pellicle) และเศษอาหาร (food particles)

3. การทำงานของอวัยวะต่างๆในช่องปาก เช่น การทำงานกล้ามเนื้อบดเคี้ยว การทำงานของลิ้น (function of intra-oral structure)

ปัจจัยทางกายภาพ (physical factors)

1. ลวดโค้ง (archwire)

1.1. วัสดุที่ใช้ทำลวด (material)

ลวดทางทันตกรรมจัดฟันที่ใช้กันอยู่ทั่วไปมีอยู่ 4 ชนิด ได้แก่ ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม ลวดโคบอลท์-โครเมียม-นิกเกิล ลวดนิกเกิลไทเทเนียม และ ลวดเบตาไทเทเนียมหรือ ไทเทเนียมโมลิบดีนัม ซึ่งลวดแต่ละชนิดมีคุณสมบัติที่แตกต่างกันออกไป ส่งผลให้มีแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างการจัดฟันแตกต่างกัน มีผู้ทำการศึกษาในเรื่องของชนิดของลวดที่มีผลต่อแรงเสียดทานทางทันตกรรมจัดฟันมากมายจากผลการศึกษาส่วนใหญ่บ่งชี้ว่าหากควบคุมปัจจัยอื่นให้เหมือนกันทั้งหมด โดยมีตัวแปรเดียวคือชนิดลวดที่แตกต่างกันออกไป พบว่าลวดเหล็กกล้าไร้สนิมก่อให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตน้อยที่สุด และลวดเบตาไทเทเนียมหรือ ไทเทเนียมโมลิบดีนัมก่อให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตมากที่สุดส่วนลวดนิกเกิลไทเทเนียมก่อให้เกิดแรงเสียดทานอยู่ระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและลวดเบตาไทเทเนียม(Frank และ Nikolai, 1980; Gamer, Allai และ Moore, 1986; Stannard, Gau และ Hanna, 1986; Kusy, Whitley, Mayhew และ Buckthal, 1988; Drescher, Bourauel และ Schumacher, 1989; Tidy, 1989; Angolkar, Kapila, Duncanson และ Nanda, 1990; Kusy และ Whitley, 1990; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Pratten, Popli, Germane, and Gunsolley, 1990; Ho และ West, 1991; Ireland, Sherriff และ McDonald, 1991; Kusy, Whitley และ Prewitt, 1991; Omana, Moore และ Bagby, 1992; Vaughan, Duncanson, Nanda และ Currier, 1995; Michelberger และคณะ, 2000; Proffit, 2000; Cacciafesta และคณะ, 2003; Nishio, da Motta, Elias และ Mucha, 2004; Tecco และคณะ, 2007)

Cash และคณะ (2004) ทำการศึกษาถึงแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตของ ลวดเบตาไทเทเนียมสีต่างๆ ได้แก่ สีฟ้า (aqua), สีน้ำผึ้ง (honeydew), สีม่วงน้ำเงิน (purple) และ สีม่วงแดง (violet) ลวดเบตาไทเทเนียมที่มีไอออน (ion-implanted beta titanium) และ ลวดทิโมเลียม (Timolium™) เปรียบเทียบกับ ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมพบว่าลวดเหล็กกล้าไร้สนิมให้แรงเสียดทานที่น้อยที่สุด รองลงมาคือลวด เบตาไทเทเนียมที่มีไอออนลวดทิโมเลียม และ เบตาไทเทเนียมสีน้ำผึ้ง ส่วนลวดเบตาไทเทเนียมแบบสีฟ้าม่วงน้ำเงินและม่วงแดงให้แรงเสียดทานสูงไม่ต่างไปจากลวดเบตาไทเทเนียมทั่วไป (Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D และ McDonald, 2004)

1.2. ขนาดและรูปร่างหน้าตัดของลวด (cross-sectional size and shape of archwire)

ลวดที่ใช้ทางทันตกรรมจัดฟันโดยทั่วไป มีอยู่ 2 รูปร่างหน้าตัดด้วยกัน คือ หน้าตัดกลม และหน้าตัดสี่เหลี่ยม ซึ่งมีหลายขนาด เช่น 0.012, 0.014, 0.016 และ 0.018 นิ้ว² ในลวดรูปร่างหน้าตัดกลม และ 0.016x0.016, 0.016x0.022, 0.019x0.025 และ 0.021x0.025 นิ้ว² ในลวดรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม เป็นต้น ทันตแพทย์สามารถเลือกใช้ลวดที่มีรูปร่างหน้าตัด และ ขนาดที่แตกต่างกันออกไปได้ตามความเหมาะสมกับวัตถุประสงค์ในแต่ละขั้นตอนระหว่างการรักษาทางทันตกรรมจัดฟัน เช่น การใช้ลวดรูปร่างหน้าตัดกลมที่มีขนาดตั้งแต่เล็กไปใหญ่ในการเริ่มเรียงฟัน (leveling phase) การใช้ลวดที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมที่ใหญ่ขึ้นเพื่อให้สามารถใส่ลวดให้พอดีกับร่องของแบร็กเกตทำให้สามารถควบคุมการเคลื่อนของฟันได้ทุกทิศทาง รวมถึงการทำทอร์ค

จากการศึกษาถึงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของลวดกับแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตส่วนใหญ่พบว่า เมื่อใช้แบร็กเกตชนิด และขนาดเดียวกัน การเพิ่มขนาดของลวดส่งผลให้มีค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่เพิ่มขึ้นตามไปด้วย เนื่องจากมีการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร็กเกตที่มากขึ้น (Andreasen และ Quevedo, 1970; Frank และ Nikolai, 1980; Peterson, Spensor และ Andreasen, 1982; Huffman และ Way, 1983; Garner, Allai และ Moore, 1986; Baker, Nielberg, Weimer และ Hanna, 1987; Drescher, Bourauel และ Schumacher, 1989; Tidy, 1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Angolkar, Kapila, Duncanson และ Nanda, 1990; Bednar, Gruendeman และ Sandrik, 1991; Ho และ West, 1991; Ireland, Sherriff และ McDonald, 1991; Tanne, Matsubara, Shibaguchi และ Sakuda, 1991; Sims, Waters, Birnie และ Pethybridge, 1993; Ogata และคณะ, 1996; Thomas, Sherriff และ Birnie, 1998; Braun, Bluestein, Moore และ Benson, 1999; Thorstenson และ Kusy, 2002; Cacciafesta และคณะ, 2003; Smith, Rossouw และ Watson, 2003; Nishio, da Motta, Elias และ Mucha, 2004; Tecco และคณะ, 2005) อย่างไรก็ตามมีผู้ทำการศึกษาพบว่า หากมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตเป็น 0 องศา ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของลวดที่เพิ่มขึ้นจะไม่มีความสัมพันธ์กับแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกต เนื่องจากไม่มีการบิดดิ่งที่มุมของลวดและแบร็กเกต หรือกล่าวได้ว่า เมื่อใดก็ตามที่ลวดอยู่ในภาวะไร้แรง (passive) โดยที่ไม่มีการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร็กเกตขนาดของลวดจะไม่ส่งผลใดๆ ต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวด และแบร็กเกต (Thorstenson และ Kusy, 2002; Redlich, Mayer, Harari และ Lewinstein, 2003)

การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างรูปร่างหน้าตัดของลวดกับแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตส่วนใหญ่พบว่า เมื่อมีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเป็น 0 องศา ลวดที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมจะก่อให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่สูงกว่าลวดที่มีรูปร่างหน้าตัดกลมเนื่องจากลวดที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมมีบริเวณที่เป็นเหลี่ยมมุมและมีพื้นที่ผิวสัมผัสที่มากกว่าลวดกลมซึ่งบริเวณมุมของลวดและพื้นที่ผิวสัมผัสที่มากกว่านั้นทำให้ลวดมีโอกาสที่จะสัมผัสแบร์ริกเกตระหว่างการเลื่อนไถลผ่านกัน และเกิดการบิดดิ่งขึ้น ผลที่ตามมาคือแรงเสียดทานที่มากขึ้น (Peterson, Spencer และ Andreasen, 1982; Garner, Allai และ Moore, 1986; Drescher, Bourauel และ Schumacher, 1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda, 1990; Angolkar, Kapila, Duncanson และ Nanda, 1990; Vaughan, Duncanson, Nanda และ Currier, 1995; Ogata และคณะ, 1996; Smith, Rossouw และ Watson, 2003)

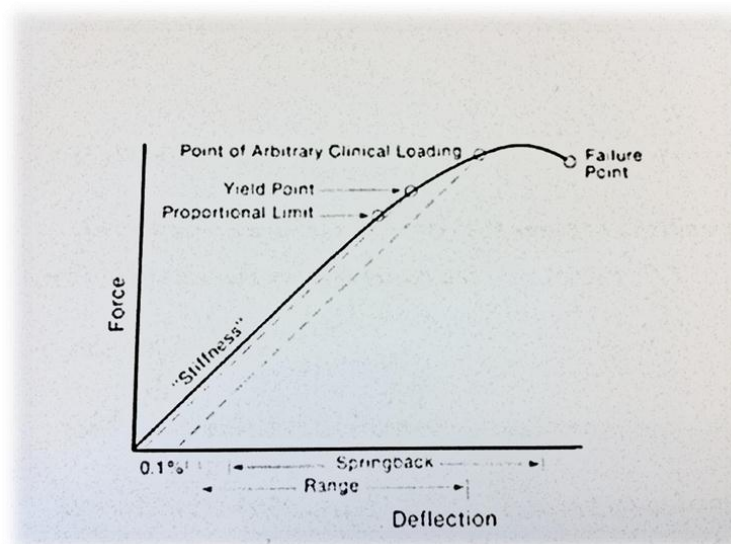
1.3. ลักษณะพื้นผิวของลวด (surface texture)

ลวดแต่ละชนิดประกอบด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป ทำให้ลักษณะพื้นผิวมีความหยาบความละเอียดที่ต่างกันออกไป ด้วยจากการศึกษาของ Kusy และคณะ (1988) โดยการใช้เครื่องสเปกโตรสโคปีแบบเลเซอร์ (laser spectroscopy) พบว่า ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมมีพื้นผิวที่เรียบที่สุด รองลงมาคือ ลวดโคบอลต์โครเมียม ลวดเบตาไทเทเนียม และ ลวดนิกเกิลไทเทเนียมมีพื้นผิวที่หยาบที่สุด อย่างไรก็ตามจากการศึกษาของ Kusy และ Whitley (1990) ถึงผลของพื้นผิวที่หยาบต่อค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานในแบบจำลองพันทางทันตกรรมจัดฟันในภาวะแห้งพบว่า ลวดนิกเกิลไทเทเนียมซึ่งมีพื้นผิวที่หยาบที่สุด แต่กลับมีแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่น้อยกว่าลวดเบตาไทเทเนียม โดย Kusy และ Whitley (1990) ได้อธิบายว่าลวดเบตาไทเทเนียมเกิดการยึดติด (adhesion) และการขัดสี (abrasion) ที่มากกว่าจึงเกิดแรงเสียดทานมากกว่าจึงสรุปได้ว่า ในการเคลื่อนที่แบบเลื่อนไถลทางทันตกรรมจัดฟัน ความหยาบของพื้นผิวของลวดเพียงอย่างเดียวไม่สามารถนำมาเป็นตัวชี้วัดถึงค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่เกิดขึ้นได้

1.4. ความแข็งตึงของลวด (stiffness)

ความแข็งตึงของลวด (stiffness) สามารถพิจารณาได้จากค่าความชัน (slope) ของเส้นกราฟที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงและระยะเบี่ยงเบน (load-deflection curve) ดังรูปที่ 5 โดยลวดที่มีความแข็งตึงสูง หมายถึงลวดที่ต้องใช้แรงมากในการทำให้เกิดระยะเบี่ยงเบนเพียง

เล็กน้อย ซึ่งความแข็งตึงของลวดยังขึ้นอยู่กับขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง รวมทั้งความยาวของลวดด้วย โดยที่การเพิ่มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของลวดเป็น 2 เท่า ค่าความแข็งตึงของลวดจะเพิ่มขึ้น 16 เท่า ในขณะที่ถ้าเพิ่มความยาวของเส้นลวดเป็น 2 เท่า ค่าความแข็งตึงก็จะเพิ่มขึ้น 8 เท่า



รูปที่ 5 แสดงถึงความแข็งตึงของลวด(stiffness) พิจารณาได้จากค่าความชันของเส้นกราฟ ที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงและระยะเบี่ยงเบน (load-deflection curve)

การศึกษาค่าความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งตึงลวดกับแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตพบว่า เมื่อมีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตมากกว่ามุมวิกฤติ ทำให้เกิดการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร์ริกเกตลวดที่มีค่าความแข็งตึงที่สูงกว่า จะก่อให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่มากกว่า เช่น เมื่อใช้แบร์ริกเกตชนิดและขนาดเดียวกัน การใช้ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม จะทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตมากกว่าการใช้ลวดนิกเกิลไทเทเนียมที่มีค่าความแข็งตึงที่น้อยกว่า เนื่องจาก เมื่อมีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตมากกว่ามุมวิกฤติ จะทำให้เกิดแรงกดลงบนลวด ทำให้ลวดที่มีค่าความแข็งตึงน้อยกว่ามีการโค้งงอมากกว่า มุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตจึงลดลง ส่งผลให้สามารถดึงลวดผ่านร่องของแบร์ริกเกตไปได้ง่ายขึ้น (Frank และNikolai,1980;Articolo และKusy,1999; Thorstenson และ Kusy,2002;Nishio, da Motta, Elias และ Mucha,2004)

อย่างไรก็ตาม มีบางการศึกษาที่ให้ผลขัดแย้งกัน กล่าวว่ เมื่อลวดมีค่าความแข็งตึงน้อย จะทำให้เกิดการผิดรูปที่ง่ายกว่า และส่งผลให้เกิดการไบต์ดิงที่มุมของแบร์ริกเกตกับลวดได้ง่ายกว่า ทำให้เกิดจุดสัมผัสระหว่างลวดและแบร์ริกเกตหลายจุด ซึ่งต่างจากลวดที่มีค่าความแข็ง

ตั้งสูง ที่จะมีจุดสัมผัสระหว่างลวดและแบร็กเก็ตแค่ 2 จุด ทำให้แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในลวดที่มีค่าความแข็งตึงน้อยจะสูงกว่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นในลวดที่มีค่าความแข็งตึงที่มากกว่า (Bednar, Gruendeman และ Sandrik, 1991; Nanda, 1997)

1.5. การสึกกร่อนของลวด (corrosion)

สภาพในช่องปากซึ่งมีความเป็นกรด-ด่างอยู่ส่งผลต่อการสึกกร่อนของลวด จากการศึกษาของ Wichelhaus และคณะ (2005) พบว่า ลวดที่มีการสึกกร่อนมากขึ้น เมื่อผ่านการใช้งานในช่องปากทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเก็ตมากขึ้นเช่นเดียวกัน เนื่องจากการสึกกร่อนทำให้พื้นผิวของลวดมีความขรุขระ (surface roughness) มากขึ้นส่งผลให้เกิดการไบโอดีงเพิ่มขึ้น (Wichelhaus, Geserick, Hibst และ Sander, 2005)

2. แบร็กเก็ต (bracket)

2.1. วัสดุที่ใช้ทำแบร็กเก็ต (material) และลักษณะพื้นผิวของแบร็กเก็ตรวมถึงการปรับสภาพผิวของแบร็กเก็ต (surface condition of bracket/surface treatment)

โดยทั่วไปในทางทันตกรรมจัดฟัน มักใช้แบร็กเก็ตที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม แต่ในปัจจุบันได้มีการผลิตแบร็กเก็ตจากวัสดุต่างๆ หลากหลายออกไป ได้แก่ แบร็กเก็ตเซรามิก (ceramic bracket) แบร็กเก็ตพลาสติก หรือคอมโพสิต และ แบร็กเก็ตไทเทเนียม เพื่อวัตถุประสงค์อื่นๆ เช่น ต้องการความสวยงามที่เพิ่มขึ้น หรือเลือกใช้กับผู้ป่วยที่แพ้เหล็กที่เป็นส่วนประกอบของเหล็กกล้าไร้สนิม ซึ่งการใช้แบร็กเก็ตที่ทำจากวัสดุต่างชนิดออกไป ส่งผลให้แบร็กเก็ตแต่ละชนิด มีสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานที่แตกต่างกันด้วย อย่างไรก็ตามการใช้แบร็กเก็ตเหล็กกล้าไร้สนิม ยังคงเป็นที่นิยมมากที่สุด

การศึกษาค้นคว้าความสัมพันธ์ของวัสดุที่ใช้ทำแบร็กเก็ตและแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเก็ตพบว่าแบร็กเก็ตเหล็กกล้าไร้สนิมทำให้เกิดแรงเสียดทานน้อยกว่าแบร็กเก็ตที่ทำจากเซรามิกหรือพลาสติกอย่างมีนัยสำคัญ (Angolkar, Kapila, Duncanson และ Nanda, 1990; Pratten, Popli, Germane และ Gunsolley, 1990; Kusy และ Whitley, 1990; Ho และ West, 1991; Ireland, Sherriff และ McDonald, 1991; Kusy, Whitley และ Prewitt, 1991; Tanne, Matsubara, Shibaguchi และ Sakuda, 1991; Sims, Waters, Birnie และ Pethybridge, 1993;

Tselepis, Brockhurst และ West, 1994; Smith, Rossouw และ Watson, 2003; Nishio, da Motta; Elias และ Mucha, 2004)

จากการศึกษาของ Kusy และคณะ(1998) พบว่าเมื่อใช้แบร็กเกตไทเทเนียม และแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมกับลวด 3 ชนิดด้วยกันคือ ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม ลวดนิกเกิลไทเทเนียม และลวดเบตาไทเทเนียม พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างแบร็กเกตทั้ง 2 ชนิดนี้ (Kusy, Whitley, Ambrose และ Newman, 1998; Kapur, Sinha และ Nanda, 1999; Kusy และ O'grady, 2000)

มีผู้คิดค้นวิธีการเพื่อแก้ไขในเรื่องของแรงเสียดทานที่เพิ่มมากขึ้นในแบร็กเกตชนิดพลาสติก และเซรามิก โดยการใส่ร่องของแบร็กเกตที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิม (metal slot) หรือทอง-พาลาเดียม (gold-palladium slot) เข้าไปในตัวแบร็กเกตเหล่านี้ พบว่าสามารถลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวด และแบร็กเกตได้ (Cacciafesta และคณะ, 2003; Doshi และ Bhad-Patil, 2011) แต่จากการศึกษาของ Thorstenson และ Kusy (2003) กลับพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นเมื่อใส่ร่องโลหะ (metal slot) หรือไม่ใส่ในแบร็กเกตพลาสติก และเซรามิก

มีผู้ทำการศึกษาโดยปรับสภาพผิวของลวด และแบร็กเกต (surface modification at the wire-bracket interface) เพื่อลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นขณะมีการเคลื่อนที่ของฟัน ยกตัวอย่างเช่น การฝังไอออนลงในผิวของลวด และแบร็กเกต (ion implantation) จากผลการศึกษาพบว่าสามารถลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นได้อย่างมีนัยสำคัญ (Kusy และคณะ, 1992; Saunders และ Kusy, 1994; Mendes และ Rossouw, 2003)

2.2. กระบวนการผลิตแบร็กเกต (manufacturing process)

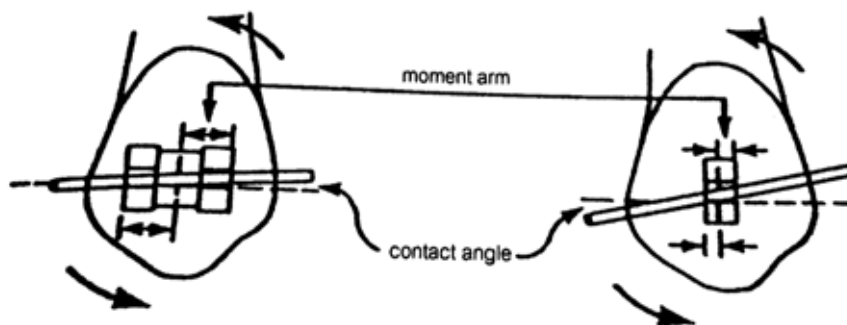
แบร็กเกตที่ผ่านขั้นตอนกระบวนการผลิต (manufacturing process) ที่แตกต่างกัน ทำให้แบร็กเกตนั้นมีคุณสมบัติทางกายภาพที่ต่างกัน และย่อมส่งผลให้มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่แตกต่างกันด้วย

จากการศึกษาของ Vaughan และคณะ(1995) พบว่า แบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดซินเทอรั (sinter stainless steel bracket) ทำให้เกิดแรงเสียดทานจลน์ระหว่างลวดและแบร็กเกตที่น้อยกว่าแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดหล่อแบบ (conventional cast stainless steel

bracket) เนื่องมาจากแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดชินเทอร์ผ่านกระบวนการผลิตโดยการบีบอัด อณูเล็กๆของโลหะ และหลอมเชื่อมอณูเหล่านั้นไว้ด้วยกันในแบบพิมพ์ ภายใต้ความร้อนและความดันสูง ทำให้แบร็กเกตที่ได้ออกมามีผิวที่เรียบ และมีมุมโค้งมน จึงเกิดการไบต์ติ่งระหว่างลวดและแบร็กเกตน้อยกว่าแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิมชนิดหล่อแบบที่เกิดจากตัด และกลิ้งก้อนโลหะธรรมดา ส่งผลให้แบร็กเกตที่ได้ออกมามีพื้นผิวที่หยาบ และมีมุมที่แหลมคมกว่านั่นเอง(Vaughan, Duncanson, Nanda และ Currier,1995)

2.3. ขนาดของร่องแบร็กเกต(bracket slot width and depth)

แบร็กเกตที่มีความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal width) ที่มากกว่าเมื่อมีการเอียงทำมุมระหว่างลวดและแบร็กเกตเท่ากับแบร็กเกตที่มีความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางที่น้อยกว่า จะทำให้ลวดมีการสัมผัสกับขอบของแบร็กเกตก่อน ทำให้เกิดแรงเสียดทานที่มากกว่า กล่าวได้อีกทางหนึ่งว่า ความกว้างของแบร็กเกตในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางแปรผกผันกับมุมวิกฤติ และแปรตามกันกับค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตดังรูป ที่ 6



รูปที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ของความกว้างของแบร็กเกตในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal width) กับมุมวิกฤติ

โดยมุมวิกฤติ คือมุมแรกที่ลวดทำมุมกับร่องของแบร็กเกตเมื่อลวดเริ่มมีการสัมผัสกับแบร็กเกตตั้งนั้น เมื่อแบร็กเกตมีความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางที่มากกว่า จะทำให้มุมวิกฤติมีค่าลดลง ทำให้เกิดการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร็กเกตเร็วกว่าในแบร็กเกตที่มีความ

กว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางที่น้อยกว่า แรงเสียดทานจึงมากกว่าด้วย (Frank และ Nikolai,1980; Peterson, Spencer และ Andreasen, 1982; Drescher, Bourauel และ Schumacher,1989;Tidy,1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda,1990;Kusy และ Whitley, 1990; Bednar, Gruendeman และ Sandrik,1991;Omana,Moore และ Bagby,1992) ในขณะที่เดียวกัน เมื่อมีการมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ที่ีมีขนาดเท่ากัน แบริกเกตที่มีความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลางที่มากกว่าจะทำให้ยางอีลาสโตเมอร์นั้นต้องถูกยืดออกในปริมาณที่มากกว่า ทำให้มีแรงกดลงบนลวดในร่องของแบริกเกตมากกว่า จึงส่งผลต่อไปให้มีแรงเสียดทานที่มากขึ้นตามไปด้วย (Frank และNikolai,1980; Drescher, Bourauel และ Schumacher,1989; Kapila, Angolkar, Duncanson และ Nanda,1990;Bednar,Gruendeman และSandrik,1991;Ogata และคณะ,1996;Kusy และWhitley,1999)

นอกจากนี้แล้วแบริกเกตที่มีความกว้างในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-dstal width) ที่มากกว่า ส่งผลให้มีระยะระหว่างแบริกเกตที่ลดลง จึงมีผลทางอ้อมให้ลวดมีค่าความแข็งตึง (stiffness) ที่มากขึ้น ดังนั้น แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตจึงมากขึ้นตามไปด้วย

ส่วนในเรื่องขนาดของแบริกเกตพบว่าเมื่อมีการใช้ลวดขนาดเดียวกัน ในร่องของแบริกเกตที่มีขนาดใหญ่กว่า จะทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตที่ลดลง เนื่องจากมีการบิดตึงระหว่างลวดและแบริกเกตที่น้อยลง (Kusy,2000)

2.4. ลักษณะของแบริกเกต(bracket prescription/bracket design : First-order bend(in-out),Second-order bend(angulation/toe-in),Third order bend(torque))

ในปัจจุบันนิยมใช้แบริกเกตที่มีการปรับค่ามุมต่างๆในตัวเอง ทั้งมุมทิวป(tip)และมุมทอร์ก(torque) เพื่อลดเวลาในการทำงาน โดยลดความจำเป็นในการดัดลวดลงไป เรียกแบริกเกตชนิดนี้ว่า preadjusted brackets การที่มีการปรับมุมต่างๆในตัวแบริกเกตนั้นย่อมส่งผลต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตจากการศึกษาของ Sims,Waters และBirnie (1994) พบว่าเมื่อทำการเคลื่อนฟันโดยใช้ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมขนาด 0.018 x 0.025 นิ้วในแบริกเกตที่มีการปรับมุมต่างๆ 3 ชนิด แรงต้านทานการเคลื่อนที่จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อแบริกเกตที่ใช้มีการปรับมุมทิวปและ มุมทอร์กที่มากขึ้น จึงสรุปได้ว่า การปรับมุมทิวปและ มุมทอร์กในร่องของแบริกเกตแบบ preadjusted ส่งผลต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตนอกจากนี้ การใส่ลวดที่มีทอร์กลง

ในร่องของแบร็กเกตส่งผลให้ค่าแรงเสียดทานสถิตเพิ่มขึ้นเช่นเดียวกัน เนื่องจากการไบตติ้งเพิ่มมากขึ้น(Peterson, Spencer และ Andreasen, 1982)

2.5. การใช้แบร็กเกตซ้ำ (repeated use of bracket) และการสึกกร่อนของแบร็กเกต(corrosion)

ในแบร็กเกตที่มีการใช้ซ้ำ เมื่อนำมาส่องด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด(SEM) จะพบว่า มีการสึกกร่อนของผิวของแบร็กเกตเกิดขึ้น ทำให้พื้นผิวของแบร็กเกตมีความหยาบมากขึ้น ส่งผลให้มีการไบตติ้งระหว่างลวดและแบร็กเกตที่มากกว่าแบร็กเกตใหม่ แรงเสียดทานจึงเพิ่มมากขึ้นตามไปด้วย (Kapur,Sinha และNanda,1999)

อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาของ Jones,Tan และ Davies(2002) พบว่า การเตรียมสภาพผิวของร่องแบร็กเกตใหม่ (reconditioning of slot bracket) ทำให้แบร็กเกตนั้นมีสภาพไม่แตกต่างจากแบร็กเกตใหม่อย่างมีนัยสำคัญ ทำให้แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเช่นเดียวกัน

3.วิธีการมัดลวดโค้งเข้ากับแบร็กเกต(ligation method of archwire to bracket)

3.1. ชนิดของวัสดุที่ใช้มัด (material)

วัสดุที่ใช้ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตที่นิยมใช้กันในปัจจุบันมีอยู่ 2 ชนิด คือ ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ (elastomeric ligation) และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel ligation wire)

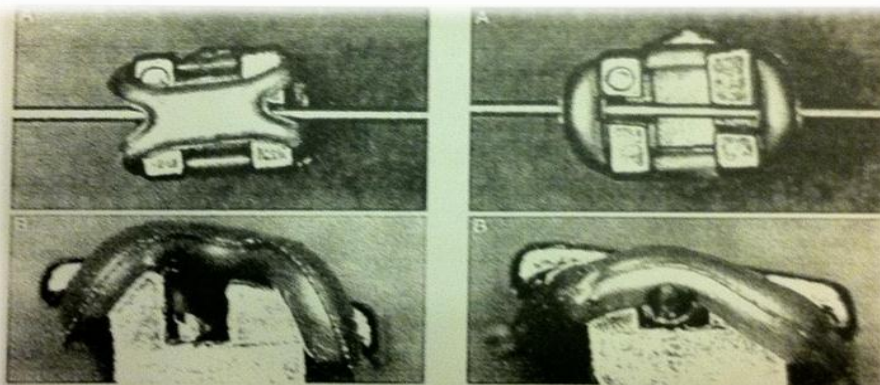
ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ใช้กันในปัจจุบันผลิตมาจากยางสังเคราะห์โพลียูรีเทน (polyurethane) เมื่อมีการนำมาใช้มัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตในทางทันตกรรมจัดฟันซึ่งต้องใช้ในสภาวะช่องปาก พบว่า ยางจะเกิดการคลายความเค้น (stress relaxation) อย่างรวดเร็วตั้งแต่ 2 ชั่วโมงแรก ทำให้แรงลดลงเกือบครึ่งหนึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับแรงตั้งต้น (Ash และ Nikolai,1978)

มีการศึกษาพบว่า เมื่อมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตมาจากยางสังเคราะห์โพลียูรีเทนที่เป็นของคนละบริษัทกัน แรงเสียดทานที่เกิดขึ้นก็จะแตกต่างกันไป และถึงแม้ว่าเป็นอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ของบริษัทเดียวกัน แต่มีสีที่แตกต่างกัน

ก็ส่งผลให้แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์กเกตนั้นแตกต่างกันเช่นเดียวกันแสดงให้เห็นว่าสี่
 สัปดาห์ที่ใส่เข้าไปในยางมีผลต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น(Khambay,Millet และMcHugh,2005)

ในการศึกษาเปรียบเทียบกันระหว่างการใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และการ
 มัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม ผลการศึกษาที่ได้มีความแตกต่างกันออกไปโดยการศึกษาส่วนใหญ่พบว่าการมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ ทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและ
 แบร์กเกตที่มากกว่าการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม(Berger,1990;Bednar,Gruendeman
 และ Sandrik, 1991; Ireland, Sherriff และ McDonald,1991; Shivapuja และ
 Berger,1994;Taylor และ Ison, 1996; Voudouris,1997; Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003;
 Thorstenson และ Kusy,2003) แต่มีการศึกษาที่พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ
 เกิดขึ้นระหว่างการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (Frank และ
 Nikolai, 1980; Edward,Davies และ Jones,1995; Cordasco และคณะ, 2009)นอกจากนี้ยังม
 การศึกษาที่พบว่าการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ จะเกิดแรงเสียดทานที่น้อยกว่าการมัด
 ด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม(Schumacher, Bourauel และDrescher, 1990) ทั้งนี้ผลการศึกษา
 ที่แตกต่างกัน เนื่องจากแรงที่ใช้ในการมัดลวดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิมนั้นแตกต่างกันในแต่ละ
 การศึกษา

Baccetti และFranchi (2006) ได้ทำการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบค่าแรงเสียดทาน
 ที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์กเกตเมื่อมีการมัดลวดเข้าในร่องแบร์กเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์
 ลิเกเจอร์แบบธรรมดา (conventional elastomeric ligature) กับการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์
 ลิเกเจอร์แบบนอนคอนเว็นชันนอล (non-conventional elastomeric ligature) ซึ่งมีลักษณะของ
 วงยางคล้ายเลข 8 ทำให้ขณะมัดลวด วงยางยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์แบบนอนคอนเว็นชันนอล
 จะปิดทับร่องของแบร์กเกตโดยทำให้เกิดลักษณะคล้ายท่อขึ้น (tube-like) ต่างจากการใช้ยาง
 อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์แบบธรรมดาที่จะมีการกดทับลวดเข้ากับร่องของแบร์กเกตดังรูปที่ 7 จาก
 ผลการศึกษาพบว่า เมื่อมีการมัดลวดเข้าในร่องแบร์กเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์แบบ
 ธรรมดาจะทำให้เกิดแรงเสียดทานสถิตมากกว่าเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์แบบ
 นอนคอนเว็นชันนอล



รูปที่ 7 แสดงลักษณะการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเก็ตด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์แบบนอนคอนเว็นชันนอล(ซ้าย) เมื่อเปรียบเทียบกับการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์แบบธรรมดา (ขวา)

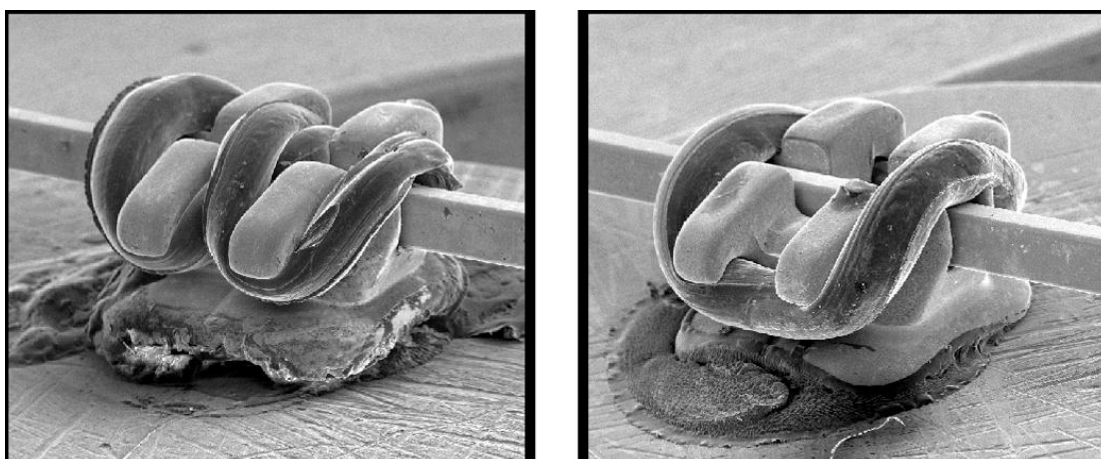
เมื่อไม่นานมานี้ได้มีบริษัทผู้ผลิตคิดค้นยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่เคลือบด้วยโพลีเมอริก (polymeric) เรียกว่า Super Slick (TP Orthodontics, LaPorte, Ind) จากการศึกษาพบว่า ยาง Super Slick ก่อให้เกิดแรงเสียดทานในขณะใช้งานที่มากกว่ายางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ดั้งเดิมชนิดหน้าตัดกลม แต่น้อยกว่ายางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ดั้งเดิมชนิดหน้าตัดสี่เหลี่ยม (Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003; Griffiths, Sherriff และ Ireland ,2005)

นอกจากนี้ ยังมีการศึกษาเกี่ยวกับการใช้ลวดที่เคลือบด้วยเทฟลอน (Teflon-coated ligature) ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเก็ตเปรียบเทียบกับการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม พบว่า การมัดด้วยลวดที่เคลือบด้วยเทฟลอน ทำให้เกิดแรงเสียดทานที่น้อยที่สุด (Greenberg และ Kusy, 1979; De Franco, Spiller และ Von Fraunhofer, 1994; Edward, Davies และ Jones, 1995)

Chimenti และคณะ (2005) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างของแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิม และแบร็กเก็ตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกัน พบว่ายางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางขนาดเล็ก และกลาง ให้ค่าแรงเสียดทานสถิตน้อยกว่ายางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่อย่างมีนัยสำคัญ (Chimenti, Franchi, Di Giuseppe และ Lucci, 2005)

3.2. วิธีในการมัด (ligation method)

วิธีที่ใช้ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกตที่แตกต่างกัน มีผลให้แรงกดที่เกิดขึ้นต่อลวดในร่องของแบร็กเกตแตกต่างกันออกไป วิธีการมัดที่ทำให้เกิดแรงกดมากย่อมทำให้มีแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่มากขึ้นตามไปด้วย มีการศึกษาเปรียบเทียบการมัดด้วยลวดยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์แบบเป็นเลข 8 กับการมัดแบบธรรมดา พบว่า การมัดแบบเลข 8 ทำให้เกิดแรงเสียดทานมากกว่าเนื่องจากแรงที่กดลงบนลวดเพิ่มขึ้น (Sims, Waters, Bernie และ Pethybridge, 1993; Edward, Davies และ Jones, 1995; Thorstenson และ Kusy, 2003; Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003)



รูปที่ 8 การมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์แบบเลข 8 (ซ้าย) การมัดแบบธรรมดา (ขวา)

ส่วนการมัดลวดเข้ากับร่องแบร็กเกตด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิมแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่เกิดขึ้น ขึ้นอยู่กับว่าทันตแพทย์ผู้ทำการรักษาต้องการมัดลวดแน่นเพียงใด

3.3. การใช้แบร็กเกตชนิดเซลฟ์ไลเกติง (self-ligating bracket)

ในปัจจุบัน มีผู้ให้ความสำคัญกับเรื่องของแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่เกิดขึ้นว่าจะทำให้มีแรงต้านทานการเคลื่อนที่ (resistance to sliding) และฟันมีการเคลื่อนที่ได้ช้าลง ดังนั้นจึงมีผู้คิดค้นผลิตแบร็กเกตชนิดเซลฟ์ไลเกติงขึ้นมา เพื่อหวังผลในการช่วยลดแรง

เสียดทานที่เกิดขึ้น จากการศึกษาศึกษาสามารถสรุปได้ว่าการใช้แบร็กเกตชนิดเซลฟ์ไลเกติง ทำให้เกิดแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์และลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม หรือไม่เกิดแรงเสียดทานเลย (Frank และ Nikolai, 1980; Berger,1990; Bednar, Gruendeman และ Sandrik, 1991; Sims, Waters, Bernie และ Pethybridge,1993; Shivapuja และBerger,1994; Taylor และ Ison, 1996; Read-Ward, Jones และ Davies,1997; Thomas, Sherriff และ Birnie, 1998; Thorstenson และKusy,2001; Cacciafesta และคณะ, 2003; Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003; Mendes และ Rossouw, 2003; Smith, Rossouw และ Watson, 2003; Cordasco และคณะ, 2009; Ehsani, Mandich, El-Bialy และ Flores-Mir, 2009)

อย่างไรก็ตาม แบร็กเกตชนิดเซลฟ์ไลเกติง แบ่งออกเป็น 2 ประเภทตามวิธีการยึดลวดไว้ในร่องแบร็กเกตคือ แบบคลิปหนีบ (active clip) และแบบแผ่นเลื่อนไถล (passive slide) ตัวอย่างของแบร็กเกตแบบคลิปหนีบ ได้แก่ แบร็กเกตสมาร์ทคลิป (smart clip) ของบริษัท สามเอ็มยูนิเทค(3M Unitek) ส่วนตัวอย่างของแบร็กเกตแบบแผ่นเลื่อนไถล ได้แก่ แบร็กเกตดามอนทรี (Damon 3) ของบริษัท ออร์มโคคอร์ปอเรชั่น (Ormco Corporation)



รูปที่ 9 แบร็กเกตสมาร์ทคลิป (smart clip) ของบริษัท สามเอ็มยูนิเทค(3M Unitek)



รูปที่ 10 แบริกเกตตามอนทรี (Damon 3) ของบริษัท ออร์มโคคอร์ปอเรชั่น
(Ormco Corporation)

จากการศึกษาพบว่า แบริกเกตชนิดเซลฟ์ไลเกติง แบบแผ่นเลื่อนไกล ให้แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตที่น้อยกว่าแบบคลิปหนีบ เนื่องจากแบริกเกตแบบแผ่นเลื่อนไกล ไม่พบแรงกดลงบนลวดในร่องของแบริกเกต(Thorstenson และKusy,2002; Smith, Rossouw และ Watson, 2003; Stefanos และคณะฯ, 2010)

4. ลักษณะเครื่องมือทางทันตกรรมจัดฟัน (orthodontic appliance)

4.1. ระยะห่างระหว่างแบริกเกต(interbracket distance)

ระยะห่างระหว่างแบริกเกตส่งผลทางอ้อมต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตเมื่อมีระยะห่างระหว่างแบริกเกตเพิ่มมากขึ้นส่งผลทำให้ความแข็งตึงของลวดลดลง ลวดมีความยืดหยุ่นมากขึ้น ทำให้เกิดค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตลดลง ในทางกลับกัน ถ้ามีระยะห่างระหว่างแบริกเกตน้อย ลวดจะมีความแข็งตึงมาก ค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบริกเกตก็จะมากขึ้นด้วย (Nanda,1997; Kusy และWhitley,2000; Moore, Harrington และ Rock,2004; Henao และKusy,2005)

4.2. ระดับของร่องแบร็กเกตเมื่อเทียบกับฟันข้างเคียง (level of bracket slot between adjacent teeth)

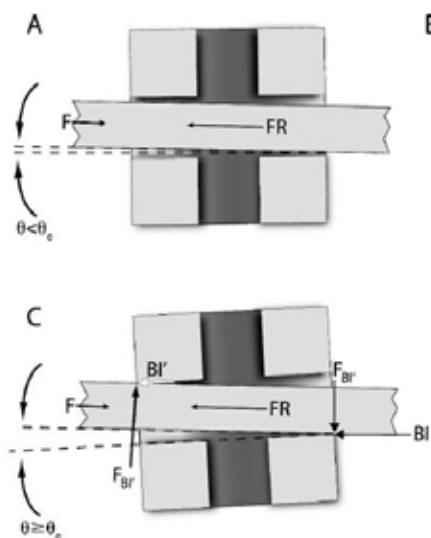
ในทางทันตกรรมจัดฟันโดยทั่วไปแล้ว ขณะเริ่มต้นการรักษา ฟันมักไม่อยู่ในระดับเดียวกัน ทำให้เวลาที่ทันตแพทย์ติดแบร็กเกตระดับของร่องแบร็กเกตจะไม่อยู่ในแนวเดียวกันเมื่อเทียบกับฟันข้างเคียง และถ้าระดับของร่องแบร็กเกตมีความต่างกันมาก จะส่งผลให้เกิดการบิดตัวของลวดและผนังของร่องแบร็กเกตที่มากขึ้น แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตจึงมากขึ้นตามไปด้วย (Frank และ Nikolai, 1980; Tidy, 1989; Ogata และคณะ, 1996)

4.3. มุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกต(angulation and torque of bracket and wire)

ในการหาค่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างที่มีการเคลื่อนที่ของลวดผ่านร่องของแบร็กเกตสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ช่วง เมื่อแบ่งตามมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตว่ามีค่ามากหรือน้อยกว่ามุมวิกฤติ (Kusy และWhitley, 1999; Thorstenson และKusy, 2001; Whitley และ Kusy, 2007) ดังนี้

- สภาวะไร้แรง(passive configuration) เกิดเมื่อมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตมีค่าน้อยกว่าค่ามุมวิกฤติ แรงเสียดทานที่ต้านต่อการเลื่อนไถล จะมีค่าเท่ากับแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไถลของลวดผ่านแบร็กเกตซึ่งขึ้นอยู่กับหลายปัจจัยดังที่ได้กล่าวมา รวมถึงแรงที่ใช้ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร็กเกต

- สภาวะมีแรง(active configuration) เกิดเมื่อมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตมีค่ามากกว่าค่ามุมวิกฤติ แรงเสียดทานที่ต้านต่อการเลื่อนไถล จะมีค่าเท่ากับแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนไถลของลวดผ่านแบร็กเกตรวมกับไบต์ดิ่งที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกต โดยที่ค่าไบต์ดิ่งนั้นจะมีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงกับมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกต



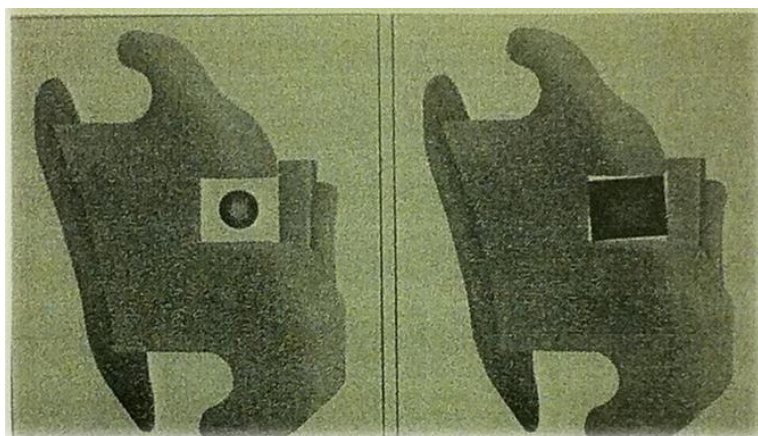
รูปที่ 11 แสดงมุมที่ลวดกระทำต่อแบร์ริกเกตใน (A) สภาวะไร้แรง(passive configuration) และ (B) สภาวะมีแรง(active configuration) (S.Jack Burrow,2010)

จากการศึกษาพบว่า ในสภาวะมีแรง(active configuration) เมื่อมีค่ามุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเพิ่มมากขึ้น จะส่งผลให้แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเพิ่มมากขึ้นเช่นเดียวกันในลวดทุกชนิด เนื่องมาจากการที่มีโบริดดิ้งเพิ่มมากขึ้นดังที่ได้กล่าวไว้ (Andreasen และQuevedo,1970; Frank และNikolai,1980; Peterson,Spencer และAndreasen,1982; Tidy,1989;Bednar,Gruendeman และSandrik,1991;Ho และ West, 1991; Dickson,Jones และDavies,1994; Tselepis,Brockhurst และ West,1994; Articolo และKusy,1999; Braun ,Bluestein ,Moore และ Benson ,1999; Jones, Tan และ Davies,2002; Thorstenson และ Kusy,2002;Redlich, Mayer, Harari และ Lewinstein,2003)

มีการศึกษาพบว่า เมื่อมีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตน้อย ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมจะให้แรงเสียดทานน้อยที่สุด ตามมาด้วยลวดนิกเกิลไทเทเนียมและลวดเบตาไทเทเนียมมีค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตสูงที่สุด ในทางกลับกัน ถ้ามีมุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่มากขึ้น ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมจะให้ค่าแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตที่มากที่สุด รองลงมาคือลวดเบตาไทเทเนียม และลวดนิกเกิลไทเทเนียมให้แรงเสียดทานที่น้อยที่สุด ทั้งนี้ อาจเนื่องมาจาก ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปที่มากกว่าส่งผลให้เกิดการโบริดดิ้งที่มากกว่า แรงเสียดทานจึงเพิ่มมากขึ้นตามไปด้วย (Peterson ,Spencer และAndreasen,1982; Articolo และ Kusy,1999)

4.4. ระยะปลอดระหว่างแบร็กเกตกับลวด (bracket-wire clearance)

หมายถึง ช่องว่างที่อยู่ระหว่างลวดและร่องของแบร็กเกต ดังรูปที่ 12 ถ้าหากช่องว่างนี้มีขนาดลดลง จะส่งผลให้มีแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่เพิ่มมากขึ้น เนื่องจากมีการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร็กเกตที่มากกว่า (Andreasen และ Quevedo, 1970; Read-Ward, Jones และ Davies, 1997; Loftus และคณะ, 1999)



รูปที่ 12 ระยะปลอดระหว่างลวดและแบร็กเกตลักษณะต่าง ๆ

4.5. แรงและวิธีที่ใช้ในการเคลื่อนฟัน (magnitude of force and method of tooth movement)

แรงที่ใช้ในการเคลื่อนฟันควรอยู่ในช่วงที่เหมาะสม กล่าวคือแรงที่ไม่มากเกินไปจนทำให้เกิดอันตรายต่ออวัยวะปริทันต์โดยรวม หรือน้อยเกินไปจนไม่สามารถทำให้ฟันเคลื่อนที่ไปได้ จากการศึกษาพบว่า แรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟันควรเป็นแรงที่เบา และต่อเนื่อง (light continuous force) และเมื่อใดก็ตามที่ใช้แรงที่มากเกินไป จะส่งผลให้ฟันมีการล้มเอียงเกิดขึ้น ทำให้เกิดการสัมผัสกันระหว่างลวดและแบร็กเกตแรงเสียดทานจึงมีค่ามากขึ้นเช่นเดียวกัน

ส่วนวิธีที่ใช้ในการเคลื่อนฟันสามารถกำหนดได้จากตำแหน่งที่ให้แรงบนฟันโดยเทียบกับจุดศูนย์กลางความต้านทานของฟัน (center of resistance, Cre) โดยหากแรงที่ไม่ผ่านจุดศูนย์กลางความต้านทานของฟัน ผลที่ตามมา คือ ฟันมีการเคลื่อนที่แบบล้มเอียงทำให้เกิดมุมกระทำระหว่างลวดและแบร็กเกตมากกว่าการเคลื่อนฟันแบบบอดีลี ขนาดของแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตจึงมากกว่า ดังนั้นหากต้องการลดขนาดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น จึงควรให้แรงผ่าน หรือใกล้กับจุดศูนย์กลางความต้านทานของฟันให้มากที่สุด เพื่อให้ฟันมีการเคลื่อนที่แบบบอดีลี (Yamaguchi, Nanda , และ Morimoto , 1996)

ปัจจัยทางชีวภาพ (biological factors)

1. น้ำลาย (saliva)

ในการศึกษาเกี่ยวกับอิทธิพลของน้ำลายที่มีต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตให้ผลการศึกษาออกมาแตกต่างกัน เนื่องจากวิธีการออกแบบการทดลองในสภาวะเปียกที่แตกต่างกันกล่าวคือ มีทั้งการศึกษาที่ใช้ น้ำลายของมนุษย์ น้ำลายเทียม หรือใช้น้ำเปล่า

จากการศึกษาพบว่าน้ำลายมีแนวโน้มในการเพิ่มแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตให้มากขึ้น (Stannard, Gau และ Hanna, 1986; Baker Nielberg, Weimer และ Hanna, 1987; Pratten, Popli, Germane, and Gunsolley, 1990; Edward, Davies และ Jones, 1995; Kusy และ Whitley, 2000; Thorstenson และ Kusy, 2001, 2002, 2003) แต่บางการศึกษากลับให้ผลตรงกันข้ามว่า น้ำลายมีส่วนช่วยในการหล่อลื่นทำให้แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตลดลง (Ho และ West, 1991; Shivapuja และ Berger, 1994; Tselepis, Brockhurst และ West, 1994; Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003) อย่างไรก็ตามจากการศึกษาที่ผ่านมาสามารถสรุปได้ว่าน้ำลายมีผลต่อแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตที่เกิดขึ้น แต่ยังไม่สามารถสรุปได้แน่ชัดว่าน้ำลายช่วยเพิ่ม หรือลดแรงเสียดทาน

2. แผ่นคราบจุลินทรีย์ (dental plaque) แผ่นฟิล์มน้ำลาย (acquired pellicle) และเศษอาหาร (food particles)

การมีแผ่นคราบจุลินทรีย์ (dental plaque) แผ่นฟิล์มน้ำลาย (acquired pellicle) และเศษอาหาร (food particles) ทำให้เกิดการสึกกร่อนของลวดและแบร็กเกตและยังเป็นการสะสม เกาะติดอยู่บนพื้นผิวของแบร็กเกตส่งผลให้ผิวของลวด และแบร็กเกตมีความหยาบมากขึ้นแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตจึงมากขึ้นเช่นเดียวกัน (Normando และคณะ, 2011)

3. การทำงานของอวัยวะต่างๆในช่องปาก เช่น การทำงานกล้ามเนื้อบดเคี้ยว การทำงานของลิ้น (function of intra-oral structure)

ในขณะที่คนไข้มีการพูด เคี้ยว และกลืน จะมีการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อรอบๆช่องปาก ซึ่งไปสัมผัสกับลวดและแบร็กเกต ทำให้ลวดและแบร็กเกตมีการขยับตัวแบบกลับไปกลับมา (oscillating displacement) ส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงความสัมพันธ์ที่บริเวณพื้นผิวสัมผัสของลวด และแบร็กเกต (bracket-wire interface) ซึ่งจากการศึกษาพบว่า เมื่อมีแรงกระทำ

ต่อลวดและแบร์ริกเกตโดยทำให้เกิดการสันสะเทือน ในลักษณะคล้ายกับการทำงานของกล้ามเนื้อรอบช่องปากในชีวิตประจำวัน พบว่า แรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร์ริกเกตมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญ (Braun, Bluestein, Moore และ Benson, 1999; O'Reily, Dowling, Lagerstorm และ Swartz, 1999; Iwasaki, Beatty, Randall และ Nickel, 2003)

ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์

อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ (elastomeric ligature)

ในทางทันตกรรมจัดฟัน วัสดุที่นิยมใช้ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร์ริกเกตคือยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ หรือที่เรียกกันว่า โอ-ริง (o-ring) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้กันในปัจจุบันเป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าซึ่งส่วนใหญ่แล้วผลิตจากโพลียูรีเทน (polyurethane, PU)

โพลียูรีเทนผลิตขึ้นครั้งแรกในช่วงสงครามโลกครั้งที่ 2 เพื่อใช้ทดแทนยางธรรมชาติ และยังใช้ในการผลิตกระดาษ การผลิตก๊าซมีสตาโรด ผ้าที่มีความทนทาน ใช้ในการเคลือบผิวเครื่องบิน เคลือบโลหะ ไม้ และอิฐ เพื่อป้องกันการกัดกร่อนและสารเคมี โดยผลิตจากปฏิกิริยาของโพลีอัล (polyall) กับไดไอโซไซยาเนต (diisocyanate) หรือโพลีเมอร์ไอโซไซยาเนต (polymeric isocyanate) และมีตัวเร่งปฏิกิริยาที่เหมาะสม โพลียูรีเทนส่วนใหญ่เป็นพลาสติกชนิดเทอร์โมเซต (thermoset) คือ ไม่สามารถหลอมเหลว และขึ้นรูปใหม่ได้ ซึ่งผลิตออกมาหลายรูปแบบได้แก่ โฟมยืดหยุ่น โฟมแข็ง สารเคลือบป้องกันสารเคมี กาว สารพ่น และอีลาสโตเมอร์

เริ่มมีการนำยางอีลาสโตเมอร์ หรืออีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์นี้เข้ามาใช้ในทางทันตกรรมตั้งแต่ช่วงกลางศตวรรษที่ 19 และได้กลายมาเป็นส่วนหนึ่งในการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันตั้งแต่นั้นเป็นต้นมา โดยทันตแพทย์ได้ใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร์ริกเกตและใช้อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ในการให้แรงที่เบา และต่อเนื่องสำหรับการดึงฟันเขี้ยว การปิดช่องว่างระหว่างฟัน การแก้ไขการหมุนของฟัน และ การลดความกว้างของส่วนโค้งขากรรไกร (De Genova, McInnes-Ledoux, Weinburg และ Shaye, 1985)

วิธีการในการผลิตยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ แบ่งออกเป็น 2 วิธีด้วยกัน คือ การผลิตโดยการฉีดเข้าไปในแบบหล่อ (injection molding) หรือ โดยการตัด (cutting) จากหลอดยาง

อีลาสโตเมอร์ริก (elastomeric tubing) ซึ่งโดยทั่วไปหลอดจะมีรูปร่างหน้าตัดเป็นสี่เหลี่ยม (rectangular section)

นอกจากนี้ ในปัจจุบันยังมีการผลิตยางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์ออกมาหลากหลายรูปแบบด้วยกัน ทั้งการผลิตออกมาเป็นสีต่างๆกัน นอกเหนือไปจากสีใส และสีเทา การใส่ฟลูออไรด์เข้าไปในยาง (fluoride-impregnated modules) และ ยังมีการเคลือบสารหล่อลื่นที่ตัวยาง (lubricated modules) (Griffiths, Sherriff และ Ireland ,2005) จากการศึกษาพบว่ายางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์สีใส รูปร่างกลมที่ผลิตจากการฉีดเข้าไปในแบบหล่อ ก่อให้เกิดแรงเสียดทานน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับการใช้ยางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์ที่มีสีต่างๆที่มีการใส่ฟลูออไรด์เข้าไป และ ยางสีเทารูปร่างสี่เหลี่ยม (gray rectangular modules) ที่เกิดจากการผลิตโดยการตัดจากหลอดยางอีลาสโตเมอร์ริก (Dowling, Jones, Lagerstrom และ Sandham, 1998) ส่วนการใช้ยางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์ที่มีสารเคลือบนั้น (lubricated modules) เกี่ยวข้องกับการลดแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น (Griffiths, Sherriff และ Ireland ,2005; Chimenti, Franchi, Di Giuseppe และ Lucci, 2005) และยังมีการผลิตยางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางที่แตกต่างกัน ซึ่งพบว่าเมื่อผลต่อแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างหลอด และ แบร์ริกเกตเช่นเดียวกัน (Chimenti, Franchi, Di Giuseppe และ Lucci, 2005)

อย่างไรก็ตาม พบว่ายางอีลาสโตเมอร์ริกไลเกเจอร์ที่ทำมาจากโพลียูรีเทน นี้ มีข้อด้อยอยู่หลายประการด้วยกัน หนึ่งในนั้น คือในเรื่องของคุณสมบัติเชิงกลที่ขึ้นอยู่กับ (1) อุณหภูมิ และ (2) เวลา เช่น เมื่อเวลาผ่านไปโพลียูรีเทนจะเกิดการสูญเสียรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) และในสภาวะที่มีอุณหภูมิสูงขึ้น โพลียูรีเทนจะกลายเป็นของเหลว นิ่มเหมือนยาง อีกกรณีหนึ่งเมื่อโพลียูรีเทนสัมผัสกับน้ำ หรือ อยู่ในสภาวะที่ชื้นช่วงระยะเวลาหนึ่งที่น่าพอใจ โพลียูรีเทนจะเริ่มเกิดการบวมตัว และมีปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) เกิดขึ้นอย่างช้าๆทำให้โพลียูรีเทนถูกทำลาย (deteriorate) (Young และ Sandrik, 1979) นอกจากนี้ โพลียูรีเทนค่อนข้างไวต่อระบบที่ปล่อยสารอนุมูลอิสระ (free radicals system) โดยเฉพาะโอโซน และ แสงอัลตราไวโอเล็ต (ultraviolet) โดยจะเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชัน (oxidation) ทำให้โพลียูรีเทนสูญเสียคุณสมบัติบางอย่างไป ได้แก่ ความเค้นแรงดึง (tensile stress) และความสามารถในการยืดหยุ่น (flexibility) ลดลง สิ่งเหล่านี้สามารถป้องกันได้โดยการเติมสารแอนติออกซิแดนซ์ (antioxidants) และสารแอนติโอโซนเนท (antiozonates) ทำให้ลดผลจากปฏิกิริยาเหล่านี้ และเพิ่มอายุการใช้งาน

ของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ทำจากโพลียูรีเทน (Wong,1976; Young และ Sandrik, 1979; Billmeyer,1984)

ข้อด้อยอีกประการหนึ่งที่สำคัญ คือในทางปฏิบัติเวลาใช้งานจริง ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และอีลาสโตเมอร์เซนนีจะต้องอยู่ในสภาวะช่องปาก ซึ่งโพลียูรีเทนมีรูปพรุนขนาดเล็กทั่วไปในเนื้อของวัสดุ เป็นที่สะสมของเศษอาหาร ของเหลว คราบจุลินทรีย์ได้ (Chung, Wei และ Reynolds,1989) และยังเกิดการดูดซับน้ำ และน้ำลาย มีการติดสี และอาจเกิดการแตกหักของพันธะภายในนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (permanent deformation) (Andreasen และ Bishara ,1970) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และอีลาสโตเมอร์เซนเหล่านี้ยังมีการเสื่อมสลายของแรงจากการปล่อยความเค้น (stress relaxation) ทำให้ยางมีประสิทธิภาพลดลงอย่างมีนัยสำคัญ และการเสื่อมสลายของแรงระหว่างการใช้งาน ทำให้ทันตแพทย์จัดฟันไม่สามารถประเมินแรงที่แท้จริงที่เหลืออยู่ และถูกส่งไปยังฟันได้(Andreasen และ Bishara ,1970; Bishara และ Andreasen ,1970; Baty, Storie และ von Fraunhofer, 1994)

มีการศึกษาพบว่าแรงจากอีลาสโตเมอร์เซนนั้นไม่คงที่ และมีการเสื่อมสลายเมื่อเวลาผ่านไป (Andreasen และ Bishara ,1970; Bishara และ Andreasen ,1970; Kovatch และคณะฯ, 1976; Wong,1976; Ash และ Nikolai, 1978; Killiany และ Duplessiss, 1985; Rock, Wilson และFisher,1985; Kuster, Intevall และ Burgin,1986; Williams และ von Fraunhofer, 1990; Chang และ Sherriff,1991; Storie, von Fraunhofer และ Regennitter, 1992; Baty, Volz และ von Fraunhofer,1994; Josell, Leiss และ Rekow,1997) โดยที่อัตราการเสื่อมสลายของแรงเกิดมากที่สุดในช่วงแรกหลังการใช้งาน หลังจากนั้นจะมีการเสื่อมสลายของแรงอย่างต่อเนื่องด้วยอัตราเร็วที่ต่ำดำเนินต่อไปในอีก 2-3 อาทิตย์ ส่งผลให้แรงที่เหลืออยู่จะค่อนข้างคงที่ แต่อยู่ในระดับที่ต่ำกว่าตอนเริ่มใช้งานมาก(Josell, Leiss และ Rekow,1997)

ส่วนการศึกษาเพื่อเปรียบเทียบแรงเสียดทานระหว่างลวดและแบร็กเกตเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และมัดด้วยลวดเหล็กกล้าไร้สนิม ส่วนใหญ่แล้วพบว่าการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ จะเกิดแรงเสียดทานที่มากกว่าการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (Rock และ Wilson,1989; Berger,1990; Bednar, Gruendeman และ Sandrik,1991; Shivapuja และ Berger,1994; Taylor และIson,1996; Hain, Dhopatkar และ Rock, 2003; Thorstensen และKusy,2003) ซึ่งแตกต่างจากบางรายงานการศึกษาที่พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเกิดขึ้นระหว่างการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ และลวดมัดเหล็กกล้าไร้

สนิม (Frank และ Nikolai, 1980; Edward, Davies และ Jones, 1995) ขณะที่ Schumacher และคณะฯ (1990) พบว่าการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ จะเกิดแรงเสียดทานที่น้อยกว่าการมัดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (Schumacher, Bourauel และ Drescher, 1990) ผลการศึกษาที่แตกต่างกันนี้ อาจเกิดจากปริมาณแรงที่ใช้ในการมัดลวดเข้ากับร่องของแบร์กเกิดด้วยลวดมัดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel ligature wire) นั้นไม่เท่ากัน

ยางธรรมชาติ

ยางธรรมชาติจัดเป็นพืชเศรษฐกิจที่สำคัญของประเทศไทยในปัจจุบันมีการนำเอายางธรรมชาติมาใช้ในวงการอุตสาหกรรม และนำมาผลิตเป็นวัสดุอุปกรณ์ต่างๆมากมาย เช่น อุตสาหกรรมยางยนต์(ยางล้อรถยนต์ชิ้นส่วนต่างๆของยางรถยนต์ยางในรถ) อุตสาหกรรมผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์ (ถุงมือยางสายยาง) อุตสาหกรรมการกีฬา (ลูกเทนนิส ลูกบอลต่างๆ) อุตสาหกรรมผลิตภัณฑ์ทางวิศวกรรม (ท่อยาง สายพาน) และอุตสาหกรรมอื่นๆ (รองเท้า พื้นรองเท้า เฟอร์นิเจอร์ ถุงยางอนามัย) เป็นต้นยางธรรมชาติมีชื่อทางเคมี คือ ซิส-1,4-โพลีไอโซพรีน (cis-1,4-polyisoprene) นั่นคือมีไอโซพรีนเป็นหน่วยย่อยที่มีโครงสร้างทางเคมีประกอบไปด้วยคาร์บอน 5 อะตอมและไฮโดรเจน 8 อะตอม(C₅H₈)มีการเรียงตัวในแบบ ซิส-1,4 (cis-1,4 configuration) กลายเป็นโพลีเมอร์ขนาดใหญ่คือ โพลีไอโซพรีน และเนื่องจากส่วนประกอบของยางธรรมชาติเป็นไฮโดรคาร์บอนที่ไม่มีขั้ว ดังนั้นยางธรรมชาติจะละลายได้ดีในตัวทำละลายที่ไม่มีขั้ว เช่น เบนซีน เฮกเซน เป็นต้น โดยทั่วไปยางธรรมชาติมีการเรียงตัวของโมเลกุลแบบอสัณฐาน (amorphous) แต่เมื่อยางธรรมชาติอยู่ในภาวะที่มีอุณหภูมิต่ำ หรือถูกยืดออก โมเลกุลของยางจะสามารถจัดเรียงตัวเป็นระเบียบได้ ดังนั้นยางธรรมชาติจึงสามารถเกิดผลึก(crystallization)ได้ และเมื่อยางเกิดผลึกเนื่องจากการยืดตัว(strain induced crystallization) ส่งผลให้ยางธรรมชาติมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีคือยางจะมีความทนทานต่อแรงดึง(tensile strength) ความทนทานต่อการฉีกขาด(tear resistance) และความทนทานต่อการขัดสี(abrasion resistance)สูงนอกจากนี้ลักษณะเด่นอีกประการของยางธรรมชาติ คือมีความยืดหยุ่น(elasticity)สูงเมื่อนำแรงกระทำจากภายนอกต่อยางออกไป ยางจะสามารถกลับคืนสู่รูปร่างเดิมหรือใกล้เคียงเดิมได้อย่างรวดเร็ว และยางธรรมชาติยังมีการเหนียวติดกัน(tack)ที่ดี จึงมีการนำมาใช้เป็นผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการประกอบยึดชิ้นส่วนต่างๆเข้าด้วยกัน เช่นในอุตสาหกรรมยางรถยนต์ เป็นต้นคุณสมบัติอื่นๆของยางธรรมชาติ ได้แก่ การเกิดความร้อนสะสมต่ำและมีความต้านทานต่อการซึมผ่านของแก๊สได้ดี (Baranwal, 2001)

อย่างไรก็ตามยางดิบจะมีข้อจำกัดในการใช้งาน เนื่องจากมีคุณสมบัติเชิงกลต่ำ ลักษณะทางกายภาพไม่เสถียรขึ้นอยู่กับการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิมาก โดยยางธรรมชาติจะมีลักษณะอ่อนตัว เหนียวเยิ้ม และเหนอะหนะเมื่ออยู่ในภาวะอุณหภูมิสูง ในทางตรงกันข้ามเมื่ออยู่ในภาวะที่มีอุณหภูมิต่ำยางจะมีลักษณะแข็งและเปราะแทน นอกจากนี้ยางธรรมชาติยังมีประสิทธิภาพการทนต่อสารละลายไม่มีขั้ว น้ำมันและสารเคมีต่ำ ดังนั้นจึงมีการปรับปรุงคุณสมบัติของยางเพื่อให้สามารถนำยางมาใช้งานได้โดยผสมยางกับสารเคมีต่างๆ เช่น กำมะถัน ผงเขม่าดำ ซิลิกา แคลเซียม คาร์บอเนต (Calcium carbonate) และสารตัวเร่งต่างๆ เป็นต้น หลังจากนั้นจะได้เป็นยางผสมหรือยางคอมพาวด์(rubber compound)ออกมายางคอมพาวด์นี้จะถูกนำไปขึ้นรูปในแม่พิมพ์ภายใต้ความร้อนและความดัน เรียกกระบวนการนี้ว่า วุลคาไนเซชัน(vulcanization) และยางที่ผ่านการขึ้นรูปแล้วนี้จะเรียกว่ายางสุก หรือยางคงรูป(vulcanizate) ซึ่งมีความเสถียร และไม่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิมากเหมือนยางดิบ และมีคุณสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้นอย่างไรก็ตามยางธรรมชาติมีข้อเสียเนื่องจากโมเลกุลของยางธรรมชาติมีพันธะคู่(double bond) อยู่มากทำให้ยางอ่อนไหวต่อการทำปฏิกิริยากับออกซิเจน และโอโซนโดยมีแสงแดดและความร้อนเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ส่งผลให้ยางธรรมชาติมีการเสื่อมสลายอย่างรวดเร็วภายใต้แสงแดด ออกซิเจน โอโซนและความร้อน ดังนั้นจึงต้องมีการเติมสารเคมีในกลุ่มที่ช่วยต้านการเสื่อมสลาย(antidegradants)เพื่อเพิ่มอายุการใช้งานของยาง

สารเคมีสำหรับยาง หมายถึงสารเคมีต่างๆที่ผสมลงไปนยางเพื่อให้เกิดปฏิกิริยาทางเคมี และได้ออกมาเป็นผลิตภัณฑ์ยางที่มีคุณสมบัติตามที่ต้องการ โดยสารเคมีที่ใช้กันโดยทั่วไปสามารถแบ่งออกได้ดังนี้

1. สารเคมีที่ทำให้เกิดการคงรูป หรือสารวุลคาไนเซชัน(vulcanizing agent) ได้แก่ กำมะถัน สารเปอร์ออกไซด์(peroxide)
2. สารเร่ง(accelerator) เป็นสารที่ช่วยเร่งการเกิดปฏิกิริยาระหว่างยาง เช่น ไดฟีนิลกัวนิดีน(diphenylguanidine)
3. สารกระตุ้นปฏิกิริยา(activator) เป็นสารที่ช่วยให้ปฏิกิริยาระหว่างยาง และสารเคมีต่างๆเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ ได้แก่ ซิงค์ออกไซด์ และกรดสเตียริก
4. สารตัวเติม(filler)ช่วยเพิ่มความแข็งแรงของยาง เช่น ซิลิกา เขม่าดำ แคลเซียม คาร์บอเนต เป็นต้น

5. สารพลาสติไซเซอร์(plasticizer) เป็นสารที่ใช้ในกระบวนการแปรรูปยาง ได้แก่ น้ำมันปิโตรเลียม น้ำมันเอสเทอร์ เป็นต้น

6. สารต้านการเสื่อมสภาพของยาง(antedegradant) ได้แก่ สารต้านปฏิกิริยาออกซิเดชัน(antioxidant) สารต้านปฏิกิริยาการเสื่อมสภาพเนื่องจากโอโซน (antiozonant)

7. สารอื่นๆ เช่น สี เป็นต้น

โดยทั่วไปสารตัวเติมสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ คือ สารตัวเติมกลุ่มที่เสริมแรงซึ่งมีขนาดอนุภาคเล็กได้แก่สารจำพวกเขม่าดำ และซิลิกา สารกลุ่มนี้สามารถเกิดปฏิกิริยากับยางได้ดี ส่วนอีกกลุ่มคือสารตัวเติมกลุ่มที่ไม่เสริมแรงจะมีขนาดอนุภาคค่อนข้างใหญ่ได้แก่ สารจำพวกแคลเซียมคาร์บอเนต เป็นต้นสารกลุ่มนี้เป็นจะมีปฏิกิริยากับยางต่ำ โดยสารตัวเติมกลุ่มที่ช่วยเสริมแรงเป็นสารที่ใส่เข้าไปในยางเพื่อช่วยเพิ่มความแข็งแรงให้ยาง เพิ่มความแข็งแรง ความทนทานต่อแรงดึง การสึกกร่อน และการฉีกขาดของยาง นอกจากนี้สารตัวเติมในกลุ่มที่ไม่เสริมแรงบางชนิดยังช่วยลดต้นทุนในการผลิต เนื่องจากสารตัวเติมบางชนิดนั้นมีราคาถูกกว่ายางธรรมชาติมาก สารตัวเติมที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในอุตสาหกรรมยางได้แก่เขม่าดำ(carbon black) และซิลิกา(silica)โดยทั่วไปเขม่าดำเป็นที่นิยมใช้มากกว่า เนื่องจากสามารถเสริมความแข็งแรงได้มากกว่า และมีราคาถูกกว่าซิลิกา แต่มีข้อจำกัด คือ การที่มีสีดำทำให้ไม่สามารถนำมาใช้เติมลงในผลิตภัณฑ์ที่ต้องการให้มีสีอื่นนอกจากสีดำได้ ดังนั้นจึงต้องใช้สารตัวเติมซิลิกาแทนโดยสารตัวเติมซิลิกามีลักษณะเป็นอนุภาคของแข็งขนาดเล็กที่ใส่เข้าไปในยางเพื่อปรับปรุงคุณสมบัติของยางดังกล่าวแต่หากเติมสารชนิดนี้มากเกินไปจะทำให้ยางมีคุณสมบัติความต้านทานต่อการกระดองลดลง(Eirich, 1978)โดยทั่วไปซิลิกาสามารถเตรียมได้จากการตกตะกอนของสารละลายโซเดียมซิลิเกตหรือได้จากแหล่งธรรมชาติเช่นแกลบ (Rice Husk) (Costa, 2002) และเถ้าลอย (Fly ash) (Sombatsompop, 2004)โดยทั่วไปปริมาณสารตัวเติมที่ใช้ในผลิตภัณฑ์ยางมีตั้งแต่ 20-150 ส่วนต่อยางหนึ่งร้อยส่วน (Part per hundred rubber, phr) ซึ่งปริมาณที่ใช้มากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับชนิด และจุดประสงค์ของการใช้สารตัวเติม คุณสมบัติและชนิดของผลิตภัณฑ์ที่ต้องการ

ยางธรรมชาติอีพอกไซด์ หรือยางอีเอ็นอาร์ (Epoxidized natural rubber ; ENR)

เป็นยางธรรมชาติชนิดหนึ่งที่เกิดจากการปรับโครงสร้าง โดยใช้สารเคมีพวกกรดเปอร์ออกไซด์ ซึ่งยางจะมีลักษณะเป็นสีน้ำตาลเข้มกว่ายางธรรมชาติปกติ และอยู่ในรูปของยางแห้ง โดยมีการผลิตขึ้นเพื่อปรับปรุงสมบัติบางประการของยางธรรมชาติให้ดีขึ้น เช่น ทำให้ยางมีความเป็นขั้วมากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่ไม่มีขั้วได้ดีขึ้น สามารถทนต่อโอโซนและการซึมผ่านของอากาศได้ดี เพราะพันธะคู่ในโครงสร้างยางธรรมชาติมีปริมาณน้อยลง อย่างไรก็ตามก็จะมีสมบัติบางประการที่ด้อยกว่ายางธรรมชาติ เช่น มีความยืดหยุ่นต่ำลง (เสาวนีย์ ก่อวุฒิ กุลรังษี, 2547)

ปัจจุบันได้มีผู้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติของยางธรรมชาติอีพอกไซด์ หรือยางอีเอ็นอาร์เพิ่มมากขึ้น และพบว่ายางธรรมชาติอีพอกไซด์นี้สามารถนำมาผสมรวมกับสารโพลีเมอร์ชนิดต่างๆ เพื่อให้ยางมีคุณสมบัติทางกลและทางกายภาพที่ดีขึ้น เช่น โพลีเมทิลเมทาคริเลท (polymethylmethacrylate) โพลีพรอพิลีน (polypropylene) อีพอกซีเรซิน (epoxy-resin) โพลีเอทิลีน (polyethylene) เป็นต้น (Nakason , Tobprakhon และ Kaesarnan , 2005 ; นิภาพรรณ ,2005 ; Thitithammawong , Nakason, Sabakaro และ Noordermeer , 2007; Nakason, Jarntong, Kaesarnan และ Kiatkamjornwong, 2009)

ตุลย์ ศรีอัมพร (2551) ทำการศึกษาพบว่า ยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ มีคุณสมบัติทั้งทางกายภาพ และเชิงกลใกล้เคียงกับยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้าและพบว่ายางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์นั้นแสดงสมบัติเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อมนุษย์ในทางชีวภาพ จึงมีความเป็นไปได้สูงในการนำยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์มาใช้ในงานทางทันตกรรมจัดฟัน

การศึกษาค้นคว้าได้นำยางสูตรใกล้เคียงกับที่ ตูลย์ ศรีอัมพร (2551) ได้ทำการทดสอบในเรื่องของคุณสมบัติทางกายภาพ และเชิงกล โดยในการศึกษานี้เป็นการทดสอบในเรื่องของแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวด และแบร์ริเกตเมื่อมีการมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ เนื่องจากแรงเสียดทานสถิตมีบทบาทสำคัญในการเคลื่อนที่ของฟันโดยเฉพาะเมื่อใช้เทคนิคการเลื่อนไถล โดยศึกษาทั้งในแง่ของสูตรของยางธรรมชาติทั้ง 4 สูตรที่แตกต่างกันในปริมาณสารตัวเติมซึ่งในที่นี้คือซิลิกา รวมทั้งรูปร่างหน้าตัดของยางที่แตกต่างกัน 3 แบบ ว่ามีผลอย่างไรต่อแรงเสียดทานที่เกิดขึ้น

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากร

แบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมสำหรับฟันกรามน้อยซี่แรกขนาดมาตรฐานที่มีขนาดร่องของแบร์ริกเกต 0.018×0.025 นิ้ว² และมีค่าทิป (tip) และ ค่าทอร์ก (torque) ในร่องของแบร์ริกเกต เป็น 0 องศา ยี่ห้อไดนาล็อก (Dyna-lock) ของบริษัทสามเอ็ม ยูนิเทค ประเทศเยอรมันนี (3M Unitek, Germany)

ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมหน้าตัดสี่เหลี่ยมขนาด 0.016×0.022 นิ้ว² ของบริษัทออร์มโคคอร์ปอเรชัน ประเทศสหรัฐอเมริกา (Ormco Corporation, USA)

ยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร แต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัด 3 แบบได้แก่ หน้าตัดรูปวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยมมุมมน โดยมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากัน คือ 0.98 ± 0.16 มิลลิเมตร

สูตรที่ 1 อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 0 ส่วนต่ออย่างหนึ่งร้อยส่วน (phr)

สูตรที่ 2 อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 30 ส่วนต่ออย่างหนึ่งร้อยส่วน (phr)

สูตรที่ 3 อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 45 ส่วนต่ออย่างหนึ่งร้อยส่วน (phr)

สูตรที่ 4 อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์และเติมสารตัวเติมชนิดซิลิกา 55 ส่วนต่ออย่างหนึ่งร้อยส่วน (phr)

กลุ่มตัวอย่าง

การคำนวณขนาดตัวอย่าง

จาก pilot

$$n = \frac{2\sigma^2 (z_{1-\alpha/2} + z_{1-\beta})^2}{(\mu_1 - \mu_2)^2}$$

เมื่อทำการศึกษานำร่องการทดสอบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร็กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่เป็นผลิตภัณฑ์ทางการค้า 3 ยี่ห้อ โดยมีกลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 10 ตัวอย่าง ได้ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ซึ่งสามารถนำมาคำนวณค่ากลุ่มตัวอย่างได้ดังนี้

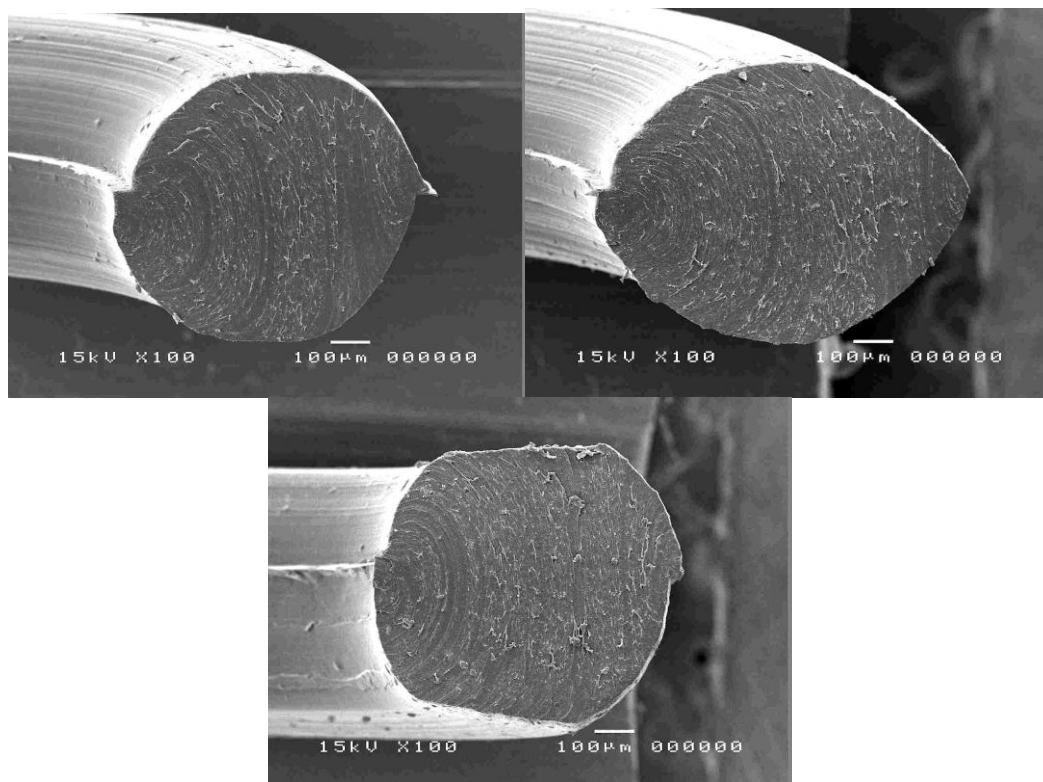
กลุ่ม	μ_1	S_1	μ_2	S_2	$Z_{1,\alpha/2}$	$Z_{1,\beta}$	S_1^2	S_2^2	σ^2	n(ทำกัน)
1 กับ 2	0.817675	0.0544753	1.065225	0.0385109	1.96	0.842	0.00	0.00	0.00	0.57
1 กับ 3	0.817675	0.0544753	0.790025	0.0467807	1.96	0.842	0.00	0.00	0.00	52.95
2 กับ 3	1.065225	0.0385109	0.790025	0.0467807	1.96	0.842	0.00	0.00	0.00	0.38

ตารางที่ 1 แสดงการคำนวณหาขนาดกลุ่มตัวอย่าง

พบว่าจำนวนตัวอย่างในแต่ละกลุ่มที่ได้จากการคำนวณคือ 52.95 หรือ 53 ตัวอย่าง ซึ่งเป็นค่าสูงสุดที่คำนวณได้จากตาราง แต่เนื่องด้วยจากการศึกษาที่ผ่านมาของ Chimenti, Franchi, Di Giuseppe และ Lucci(2005) ซึ่งทำการศึกษาในเรื่องของแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร็กเกตเมื่อใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ (elastomeric ligature) ที่มีขนาดต่างๆกัน ได้ใช้กลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 10 ตัวอย่าง รวมถึงจากการศึกษานำร่องในการศึกษานี้ ได้ใช้กลุ่มตัวอย่างกลุ่มละ 10 ตัวอย่างเช่นเดียวกัน และพบว่าค่าที่ได้ออกมามีการกระจายตัวแบบปกติ (normal distribution) และมีค่าความเบี่ยงเบนที่น้อยมากอีกทั้งเนื่องจากการทดลองนี้ใช้เครื่องมือ ได้แก่ แบร็กเกต และ ลวด เพียงชิ้นเดียวตลอดการทดลอง เพื่อลดตัวแปรอื่นที่อาจมีผลต่อการทดลอง ทำให้หากทำการทดลองจำนวนครั้งมากเกินไปอาจเกิดการสึกกร่อนของเครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง และเกิดผลกระทบต่อผลการทดลองที่เกิดขึ้นดังนั้นในการศึกษานี้จึงกำหนดให้ใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร แต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัด 3 แบบ รวมทั้งหมด 12 กลุ่ม จำนวนตัวอย่างกลุ่มละ 30 ตัวอย่าง รวมเป็น 360 ตัวอย่าง

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- (1) แบริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมสำหรับพื้นกรามน้อยซี่แรกขนาดมาตรฐานที่มีขนาดร่องของแบริกเกต 0.018×0.025 นิ้ว²
- (2) ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมหน้าตัดสี่เหลี่ยมขนาด 0.016×0.022 นิ้ว²
- (3) ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตร แต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัด 3 แบบ ได้แก่ หน้าตัดรูปวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยมมุมมน



รูปที่ 13 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงรูปร่างหน้าตัดของวงยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ทั้ง 3 แบบ คือ วงกลม(บนซ้าย) วงรี(บนขวา) และสี่เหลี่ยม(ล่าง)

- (4) คีมแมทธิว(Mathew plier) สำหรับมัดวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์เข้ากับแบริกเกต
- (5) เอกซ์พลอเรอร์(Explorer)สำหรับถอดวงอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ออกจากแบริกเกต

- (6) แ่งโลหะสำหรับยึดแบร์ริกเกตและไม้บรรทัดโลหะเพื่อช่วยให้แบร์ริกเกตอยู่ในตำแหน่งเดิมทุกครั้งในการทดลอง
- (7) กาวไซยาโนอะคริเลต (Cyanoacrylate glue) สำหรับยึดแบร์ริกเกตกับแ่งโลหะ
- (8) เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series เป็นเครื่องมือสำหรับวัดแรงในการดึงลวดผ่านแบร์ริกเกตโดยมีส่วนประกอบของเครื่องมือ ดังนี้
 - ฟิกซ์เฮด (fixed head) คือ ส่วนของเครื่องมือที่ใช้ยึดชิ้นงานให้อยู่กับที่ในการวิจัยนี้ทำหน้าที่ยึดแ่งโลหะที่มีแบร์ริกเกตติดอยู่ให้อยู่กับที่
 - ครอสเฮด (cross head) คือ ส่วนของเครื่องมือที่เคลื่อนที่ได้ ในการวิจัยนี้ทำหน้าที่ยึดเครื่องมือที่ช่วยยึดลวด และทำหน้าที่เคลื่อนเส้นลวดผ่านแบร์ริกเกต

โดยแรงที่เกิดขึ้นจะถูกแปลออกมาเป็นกราฟบนหน้าจอแสดงผล ทำให้สามารถอ่านค่าแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นได้ ในการวิจัยนี้ครอสเฮดที่เป็นตัวยึดเครื่องมือที่ยึดลวดโดยให้เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 0.1 มิลลิเมตรต่อนาที เป็นเวลา 5 นาที จะได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตร โดยใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน

ตัวแปรของการวิจัย

1. ตัวแปรอิสระ ได้แก่

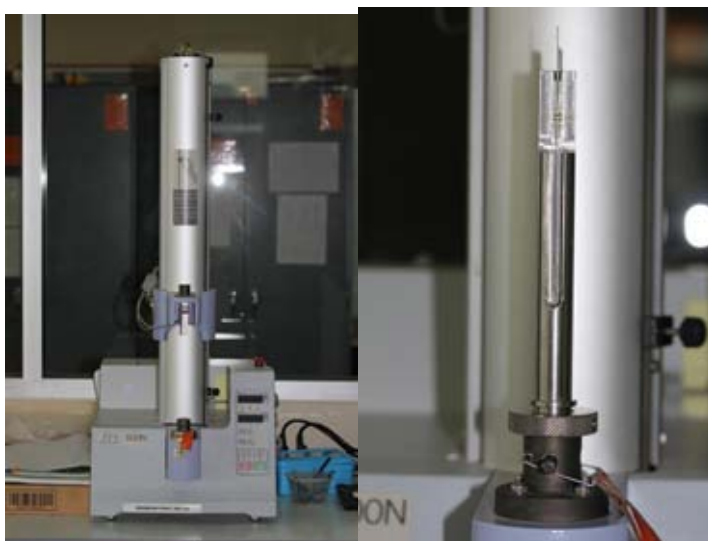
1.1 สูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติที่แตกต่างกัน 4 สูตรตามปริมาณของสารตัวเติมซิลิกา

1.2 รูปร่างหน้าตัดของวงยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ ที่แตกต่างกัน 3 แบบ คือ หน้าตัดวงกลม วงรี และ สี่เหลี่ยมมุมมน

2. ตัวแปรตาม ในงานวิจัยนี้ หมายถึงแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม

วิธีการทดลอง

1. คัดเลือกลวดเหล็กกล้าไร้สนิมแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมและวงยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์แบบสุ่ม
2. สุ่มตัวอย่างลวด และแบร์ริกเกตมาอย่างละ 1 ชิ้น และวงยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ ทั้ง 4 สูตร 3 หน้าตัด มากลุ่มละ 30 ตัวอย่าง ทั้งหมด 12 กลุ่ม
3. ทำเครื่องหมายบนเส้นลวด ณ บริเวณที่เป็นตำแหน่งเริ่มต้นของการเคลื่อนพัน
4. ติดแบร์ริกเกตลงบนแท่งโลหะสำหรับยึดแบร์ริกเกตโดยแท่งโลหะนี้จะต่อกับส่วนฟิกซ์เฮด (fixed head) ของเครื่องมือวัด ซึ่งส่วนนี้จะไม่เกิดการเคลื่อนที่ไปมา



รูปที่ 14 เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series(ซ้าย) และการยึดแท่งโลหะที่กำหนดตำแหน่งแบร์ริกเกตกับส่วนฟิกซ์เฮด (fixed head)

5. นำลวดใส่ในร่องของแบร์ริกเกตโดยยึดแนวเส้นตรงตั้งที่อยู่บนแท่งโลหะ ซึ่งเป็นแนวที่ตั้งฉากกับพื้นดิน ดังรูปที่ 15(ซ้าย)



รูปที่ 15 การนำลวดใส่ในร่องของแบร์ริกเก็ต (ซ้าย)การยึดลวดเข้ากับส่วนครอสเฮด(cross head) (ขวา)

6. ยึดส่วนปลายของลวดไว้ให้แน่นด้วยครอสเฮด (cross head) ดังรูปที่ 15 (ขวา) ซึ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 0.1 มิลลิเมตร ต่อนาที เป็นระยะเวลา 5 นาที จะได้ระยะทางรวม 0.5 มิลลิเมตร ขณะที่ยึดลวดในแนวหน้าหลัง ให้ดูช่องว่างระหว่างลวด และ แท่งโลหะ ควรห่างเท่ากัน โดยตลอด ใช้เวอร์เนียคาลิเปอร์ช่วยในการวัดดังรูปที่ 16



รูปที่ 16 การจัดตำแหน่งของลวดในแนวหน้า-หลัง(ซ้าย) การวัดระยะห่างด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์(ขวา)

7. จากนั้นมัดลวดในร่องของแบร์ริกเกตด้วยวงยางอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติ ทั้ง 12 กลุ่ม โดยทำการทดลอง กลุ่มละ 30 ครั้ง รวมทั้งสิ้น 360 ครั้ง

8. ทำการทดสอบด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series ในงานวิจัยนี้ใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน ความเร็ว 0.1 มิลลิเมตร/นาที เป็นเวลา 5 นาที รวมได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตร แล้วบันทึกผล

การเก็บรวบรวมข้อมูล

บันทึกค่าแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีการมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 4 สูตรที่มีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน โดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series ในงานวิจัยนี้ใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน ความเร็ว 0.1 มิลลิเมตร/นาที เป็นเวลา 5 นาที รวมได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตร การแปลผลแรงเสียดทานสถิตทำได้โดยประเมินจากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงกับระยะทางที่แบร์ริกเกตเคลื่อนไป เมื่อเส้นกราฟที่เกิดจากแรงดึงเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดของเส้นกราฟจุดแรกก่อนที่จะมีลดลงหรือคงที่ของเส้นกราฟ โดยที่จุดสูงสุดนี้ แรงที่อ่านได้ คือ ค่าแรงเสียดทานสถิต

การวิเคราะห์ข้อมูล

ใช้โปรแกรม SPSS software, version 17

บันทึกค่าแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมจนครบทุกกลุ่มจากนั้นนำมาทดสอบการกระจายตัวของข้อมูลด้วยวิธีโคลโมโกรอฟสมอนอฟ (Kolmogorov-Smirnov method) จากนั้นจึงนำผลการทดสอบมาทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทิศทางเดียวของค่าเฉลี่ย (One-way ANOVA) และทำการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบบราวน์ฟอร์ซิท (Brown-Forsyth) จากการทดสอบพบว่าค่าความแปรปรวนของข้อมูลแต่ละกลุ่มมีค่าไม่เท่ากัน จึงนำข้อมูลมาวิเคราะห์ทางสถิติเพื่อเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มโดยใช้สถิติการเปรียบเทียบแบบพหุคูณ (Multiple comparison test) ด้วยวิธีแทมเฮนทีทู (Tamhane's T2) โดยการวิเคราะห์ทางสถิติทั้งหมดกำหนดให้มีระดับนัยสำคัญ 0.05

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

การทดสอบแรงเสียดทานสถิตระหว่างแบริคเกตและลวดเหล็กกล้าไร้สนิม

การศึกษานี้เป็นการศึกษาค่าแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบริคเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดให้อยู่ในร่องของแบริคเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสูตรผสมทางเคมี 4 สูตร และแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบ โดยมีเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากัน

กลุ่มตัวอย่างประกอบด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ 12 กลุ่ม กลุ่มละ 30 ตัวอย่าง

กลุ่มที่ 1 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 0 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงกลม

กลุ่มที่ 2 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 0 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงรี

กลุ่มที่ 3 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 0 phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม

กลุ่มที่ 4 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 30 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงกลม

กลุ่มที่ 5 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 30 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงรี

กลุ่มที่ 6 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 30 phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม

กลุ่มที่ 7 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 45 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงกลม

กลุ่มที่ 8 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 45 phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงรี

กลุ่มที่ 9 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 45phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม

กลุ่มที่ 10 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 55phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงกลม

กลุ่มที่ 11 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 55phr และมีรูปร่างหน้าตัดวงรี

กลุ่มที่ 12 ยางอีลาสโตเมอร์ลิเทเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีส่วนผสมซิลิกา 55phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม

โดยนำกลุ่มตัวอย่างมาทดสอบค่าแรงเสียดทานสถิตด้วยเครื่องทดสอบแรงดึง แรงอัด Universal Testing Machine, Shimadzu, EZTest EZ-L/EZ-s Series ในงานวิจัยนี้ใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 50 นิวตัน ความเร็ว 0.1 มิลลิเมตรต่อนาที เป็นเวลา 5 นาที รวมได้ระยะทาง 0.5 มิลลิเมตร การแปลผลแรงเสียดทานสถิตทำได้โดยประเมินจากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่ใช้ในการดึงกับระยะทางที่แบร์กเกิดเคลื่อนไป เมื่อเส้นกราฟที่เกิดจากแรงดึงเพิ่มขึ้นจนถึงจุดสูงสุดของเส้นกราฟจุดแรกก่อนที่จะมีลดลงหรือคงที่ของเส้นกราฟ โดยที่จุดสูงสุดนี้ แรงที่อ่านได้ คือ ค่าแรงเสียดทานสถิต ข้อมูลที่ได้นำมาหาค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าน้อยสุด ค่ามากที่สุด ตามตารางที่ 2

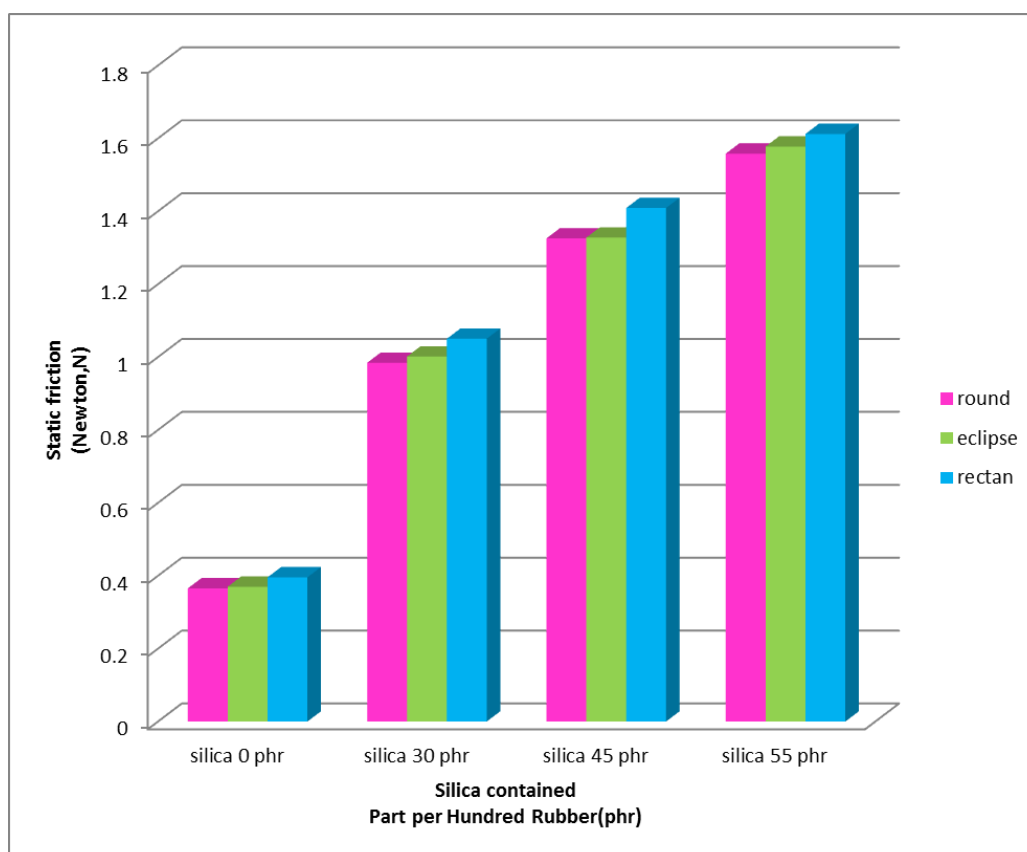
ขนาดแรงเสียดทานสถิต (นิวตัน)

กลุ่มตัวอย่าง	ค่าเฉลี่ย	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	ค่าน้อยสุด	ค่ามากที่สุด	จำนวน	สัมประสิทธิ์ของความแปรปรวน
1	0.36547	0.02776221	0.32250	0.40950	30	7.59
2	0.37002	0.02535395	0.30650	0.40950	30	6.85
3	0.39571	0.02727005	0.35900	0.49025	30	6.89
4	0.98437	0.03312397	0.91175	1.06700	30	3.36
5	1.00162	0.03202893	0.95600	1.09925	30	3.20
6	1.05027	0.05696112	0.98000	1.17150	30	5.42
7	1.32572	0.01760813	1.29675	1.35850	30	1.33
8	1.32798	0.01767059	1.29925	1.35875	30	1.33
9	1.40890	0.01270955	1.38750	1.42925	30	0.90
10	1.55824	0.06821737	1.37250	1.64250	30	4.38
11	1.57777	0.03397539	1.50300	1.63675	30	2.15
12	1.61227	0.02045857	1.58275	1.67250	30	1.27

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิต (means) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation,SD) ค่าน้อยสุด (minimum,min) ค่ามากที่สุด (maximum,max)

จากตารางที่ 2 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกต เหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดให้อยู่ในร่องของแบร์ริกเกตด้วยยางอีลาสโตเมอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ในกลุ่มที่มีส่วนผสมซิลิกา 55phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมมีค่ามากที่สุด รองลงมาคือยางที่มีสูตรผสมทางเคมีเหมือนกัน แต่มีรูปร่างหน้าตัดวงรี และวงกลมตามลำดับ รองลงมาคือกลุ่มที่มัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ในกลุ่มที่มีส่วนผสมซิลิกา 45phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม วงรี และวงกลมตามลำดับ ถัดลงมา คือกลุ่มที่มัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ในกลุ่มที่มีส่วนผสมซิลิกา 30phr และมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมวงรี และวงกลมตามลำดับ ส่วนกลุ่มที่มัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ในกลุ่มที่มีส่วนผสมซิลิกา 0 phr หรือ

ไม่มีส่วนผสมของซิลิกาเลยมีค่าแรงเสียดทานสถิตที่น้อยที่สุด โดยมีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมวงรี และวงกลมตามลำดับ ดังรูปที่ 17



รูปที่ 17 แสดงค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมีลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ซิลิกาเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสูตรผสมทางเคมี 4 สูตร และแต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัดแตกต่างกัน 3 แบบ

เมื่อทำการทดสอบการกระจายของข้อมูล โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติ One-Sample Kolmogorov-Sminov ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05 โดยทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยโปรแกรมสำเร็จรูป SPSS software, version 17for Windows พบว่าข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างทุกกลุ่มมีการกระจายเป็นแบบปกติ ดังตารางที่ 3

กลุ่มตัวอย่าง	ค่าp-value
1.ซีลีกา 0 วงกลม	0.584
2.ซีลีกา 0 วงรี	0.998
3.ซีลีกา 0 สีเหลี่ยม	0.363
4.ซีลีกา 30 วงกลม	0.994
5.ซีลีกา 30วงรี	0.234
6.ซีลีกา 30สีเหลี่ยม	0.460
7.ซีลีกา 45วงกลม	0.986
8.ซีลีกา 45วงรี	0.952
9.ซีลีกา 45สีเหลี่ยม	0.601
10.ซีลีกา 50วงกลม	0.195
11.ซีลีกา 50วงรี	0.214
12.ซีลีกา 50สีเหลี่ยม	0.843

ตารางที่ 3 แสดงค่า p-value ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เมื่อทดสอบการกระจายของข้อมูล โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติ One-Sample Kolmogorov-Sminov

เมื่อทราบว่าข้อมูลทุกกลุ่มตัวอย่างมีการกระจายตัวแบบปกติแล้ว จึงทำการวิเคราะห์ค่าความแปรปรวนของค่าแรงเสียดทานสถิตว่ามีขนาดที่เท่ากันหรือไม่โดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติ Brown-Forsythe Test จากผลการวิเคราะห์พบว่ามีความแตกต่างกันของความแปรปรวนของข้อมูล จึงได้เลือกใช้การวิเคราะห์ทางสถิติความแปรปรวนแบบทิศทางเดียว (One-Way ANOVA) ในการวิเคราะห์ความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิต ซึ่งพบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 จากนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ ข้อมูลต่อโดยใช้การวิเคราะห์ทางสถิติ Tamhane's T2 เพื่อหาว่าค่าเฉลี่ยของแรงเสียดทานสถิตที่ เกิดขึ้นเมื่อมัดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์คุโนที่มีความ แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ได้ผลตามที่แสดงในตารางที่4

Type	Type	P-value
silica 0 phrround	silica 0 phreclipse	1.000
	silica 0 phr rectan	.005
	silica 30 phr round	.000
	silica 30 phr eclipse	.000
	silica 30 phr rectan	.000
	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 0 phr eclipse	silica 0 phr rectan	.024
	silica 30 phr round	.000
	silica 30 phr eclipse	.000
	silica 30 phr rectan	.000
	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000

Type	Type	P-value
silica 0 phr rectan	silica 30 phr round	.000
	silica 30 phr eclipse	.000
	silica 30 phr rectan	.000
	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 30 phr round	silica 30 phreclipse	.952
	silica 30 phr rectan	.000
	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 30 phr eclipse	silica 30 phr rectan	.012
	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000

Type	Type	P-value
silica 30 phr rectan	silica 45 phr round	.000
	silica 45 phr eclipse	.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 45 phr round	silica 45 phr eclipse	1.000
	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 45 phr eclipse	silica 45 phr rectan	.000
	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 45 phr rectan	silica 55 phr round	.000
	silica 55 phr eclipse	.000
	silica 55 phr rectan	.000
silica 55 phr round	silica 55 phr eclipse	1.000
	silica 55 phr rectan	.013
silica 55 phr eclipse	silica 55 phr rectan	.001

*The mean difference is significant at the 0.05 level

ตารางที่ 4 ผลการวิเคราะห์ด้วยสถิติ Tamhane's T2

จากผลการวิเคราะห์ทางสถิติ Tamhane's T2พบว่า

1. **มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ** ของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ที่มี **สูตรผสมทางเคมีที่แตกต่างกัน** ได้แก่ การมีปริมาณของซิลิกาที่แตกต่างกัน
2. **ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ** ของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ ที่มี **รูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี**
3. **มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ** ของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่มี **รูปร่างหน้าตัดวงกลม และสี่เหลี่ยม**
4. **มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ** ของค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่มี **รูปร่างหน้าวงรี และสี่เหลี่ยม**

กล่าวคือ สูตรทางเคมีที่แตกต่างกันมีผลต่อค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมอย่างมีนัยสำคัญ และรูปร่างหน้าตัดของยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซค์ที่แตกต่างกันมีผลต่อค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมอย่างมีนัยสำคัญ เฉพาะรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมเมื่อเทียบกับรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

อภิปรายผลการวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา และเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์ 4 สูตร ได้แก่ สูตรที่ไม่มีซิลิกาเป็นส่วนผสม สูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสม 30 phr สูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสม 45 phr และสูตรที่มีซิลิกาเป็นส่วนผสม 55 phr และ แต่ละสูตรมีรูปร่างหน้าตัด 3 แบบ ได้แก่ รูปร่างหน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยม

การศึกษาวิจัยครั้งนี้เลือกใช้ยางอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซต์ เนื่องจากยางธรรมชาติเป็นโพลีเมอร์ชนิดหนึ่งที่มีสมบัติเด่นหลายประการที่วัสดุอื่นไม่สามารถเทียบเคียงได้ โดยเฉพาะสมบัติความยืดหยุ่น (elasticity) คือ เมื่อให้แรงดึงยางจะสามารถยืดตัวได้หลายเท่าของความยาวเดิม และเมื่อปล่อยแรงออกยางก็จะกลับคืนสู่รูปร่างและความยาวเดิม ยางธรรมชาติถูกนำไปใช้ในการผลิตผลิตภัณฑ์ต่างๆ มากมาย แต่ยางธรรมชาติก็มีข้อเสียหลักคือ การเสื่อมสภาพเร็วภายใต้แสงแดด ออกซิเจน โอโซน และความชื้น เนื่องจากโมเลกุลของยางธรรมชาติมีพันธะคู่ (double bond) อยู่มาก ทำให้ยางไวต่อการทำปฏิกิริยากับออกซิเจนและโอโซนโดยมีแสงแดดและความชื้นเป็นตัวเร่งปฏิกิริยา ดังนั้นในระหว่างการผลิตผลิตภัณฑ์จึงต้องมีการเติมสารเคมีบางชนิด (สารในกลุ่มของ antidegradants) เพื่อยืดอายุการใช้งาน นอกจากนี้ยางธรรมชาติยังมีประสิทธิภาพการทนต่อสารละลายไม่มีขี้ น้ำมันและสารเคมีต่ำ จึงได้มีการนำยางธรรมชาติมาปรับโครงสร้างโดยใช้สารเคมีจำพวกกรดเพอร์ออกซี (peroxy acid) เรียกว่า ยางธรรมชาติอีพอกไซต์ (ENR) โดยมีการผลิตขึ้นเพื่อปรับปรุงสมบัติบางประการของยางธรรมชาติให้ดีขึ้น เช่น ทำให้ยางมีความเป็นขี้มากขึ้น สามารถทนต่อน้ำมันและตัวทำละลายที่ไม่มีขี้ได้ดีขึ้น สามารถทนต่อโอโซน และการซึมผ่านของอากาศได้ดี เพราะพันธะคู่ในโครงสร้างยางธรรมชาติมีปริมาณน้อยลง(เสวนีย์ ก่อวุฒิกุลรังสี, 2547) จึงสามารถนำมาประยุกต์เป็นอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ที่ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟันได้ เนื่องจากคุณสมบัติที่ต้องการของอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ คือสามารถยืดเส้นลวดจัดฟันให้อยู่ในร่องของแบร์ริกเกต มีความยืดหยุ่นเพียงพอในการถอด

ใส่ขณะใช้งาน ก่อให้เกิดแรงเสียดทานที่เหมาะสมระหว่างลวดและแบร์ริกเกตขณะที่พื้นมีการเคลื่อนที่ ไม่เกิดการเสื่อมสลายเมื่อสัมผัสกับน้ำ น้ำลาย น้ำมัน กรด หรือด่าง และอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงจากอาหาร เครื่องดื่มที่รับประทาน ไม่เป็นที่ยึดเกาะของเศษอาหาร และคราบจุลินทรีย์ และในการศึกษาครั้งนี้เลือกทดสอบยางธรรมชาติอีพอกไซดที่มีปริมาณของสารตัวเติมซิลิกาที่แตกต่างกัน สารตัวเติมมีอยู่ด้วยกันอยู่หลากหลายชนิด ชนิดที่ใช้กันอย่างกว้างขวางในอุตสาหกรรมยาง ได้แก่ สารตัวเติมจำพวกเขม่าดำและซิลิกา เขม่าดำเป็นสารตัวเติมที่ถูกนำมาใช้เพื่อเสริมแรงมากที่สุดในโรงงานอุตสาหกรรม แต่เนื่องจากเขม่าดำเป็นสารตัวเติมที่มีสีดำจึงทำให้ผลิตภัณฑ์ที่ได้มีสีดำเช่นเดียวกัน(ธนัญญา เสาวภาคย์,2548) ดังนั้นในการผลิตอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์การเลือกใช้สารตัวเติมซิลิกาจึงเป็นการเหมาะสมกว่า โดยสารตัวเติมซิลิกามีลักษณะเป็นอนุภาคของแข็งขนาดเล็กที่ถูกเติมลงไปในยางเพื่อวัตถุประสงค์หลายอย่าง ได้แก่ เป็นสารเพิ่มความแข็งแรงในยาง เพิ่มความต้านทานต่อแรงดึง การสึกหรอ และการฉีกขาดของยาง รวมทั้งยังช่วยลดต้นทุนในการผลิต เนื่องจากสารตัวเติมส่วนใหญ่มีราคาถูกกว่ายางธรรมชาติ จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการใช้สารตัวเติมซิลิกาเข้าไปในอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดมากขึ้น ส่งผลให้อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์มีความต้านทานต่อแรงดึงที่สูงขึ้น มีความแข็งแรงแบบชอร์เอนมากขึ้น (ตุลย์ ศรีอัมพร,2551) ทั้งนี้เนื่องจากปริมาณของอนุภาคซิลิกาที่เพิ่มมากขึ้นในขณะที่มีเนื้อยางในปริมาณเท่าเดิม ความหนาแน่นของวงยางจึงเพิ่มมากขึ้น ส่งผลให้ยางมีความแข็งแรงแบบกระด้างมากขึ้น และความหล่อลื่นของเนื้อยางบริเวณพื้นผิวลดลงมีความขรุขระมากขึ้น พื้นผิวที่มีความขรุขระมากกว่าย่อมส่งผลให้มีแรงเสียดทานสูงขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้ เมื่อพิจารณาสูตรผสมทางเคมีของยางธรรมชาติอีพอกไซดทั้ง 4 สูตรพบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมที่เกิดขึ้น มีความแตกต่างกัน โดยมีค่าเรียงลำดับจากน้อยไปมาก ดังนี้ อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดที่ไม่มีส่วนผสมของซิลิกา (0.38 นิวตัน) อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดที่มีส่วนผสมของซิลิกา 30 phr (1.01 นิวตัน) อีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดที่มีส่วนผสมของซิลิกา 45 phr (1.35 นิวตัน) และอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดที่มีส่วนผสมของซิลิกา 55 phr (1.58 นิวตัน) ซึ่งเมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดทั้ง 4 สูตรมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05นอกจากนี้ระหว่างการทดลองเมื่อสังเกตจากการใช้งานพบว่าอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดที่มีส่วนผสมของซิลิกา 45

และ 55phr นั้นมีความเปราะ และฉีกขาดได้ง่ายเมื่อเทียบกับยางกลุ่มอื่นๆ ทั้งนี้เนื่องจากถ้ามีการเติมสารซิลิกาลงในยางมากเกินไป จะทำให้ยางมีความเปราะ และแข็งกระด้างมากขึ้น (Eirich, 1978)

นอกจากนี้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ยังได้ทดสอบในเรื่องของรูปร่างหน้าตัดของยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่แตกต่างกัน เนื่องจากยังไม่เคยมีการศึกษาวิจัยในลักษณะนี้ การศึกษาส่วนใหญ่ของยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์จะเป็นการศึกษาเกี่ยวกับการสูญเสียแรง การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง การใส่สี การใส่ฟลูออไรด์ รวมถึงเส้นผ่านศูนย์กลางที่แตกต่างกัน (Bishara และ Andreassen, 1970; Ash และ Nikolai, 1978; Baty, von Fraunhofer และ Volz Baty, 1992; Storie และ von Fraunhofer, 1994; Chimenti, Franchi, Di Giuseppe และ Lucci, 2005)

Griffiths และคณะ (2005) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นระหว่างลวดเหล็กกล้าไร้สนิมและแบร์ริเกต 3 ชนิด ได้แก่ (1) แบร์ริเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (2) เซลฟ์ไลเกดิงแบร์ริเกตในรูปแบบที่ปิดบานเลื่อน และเปิดบานเลื่อน และ (3) แบร์ริเกตเซรามิก เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ 3 แบบ ได้แก่ (1) Super Slick (TP Orthodontics, LaPorte, Ind) ซึ่งเป็นอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่มีการเคลือบสารพอลิเมอร์ (polymeric-coated) (2) อีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และ (3) อีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม ผลการศึกษาพบว่า เซลฟ์ไลเกดิงแบร์ริเกตก่อให้เกิดแรงเสียดทานน้อยที่สุด รองลงมาคือการมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม Super Slick และ อีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมตามลำดับ โดยพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในทุกกลุ่มการทดลอง (Griffiths, Sherriff และ Ireland, 2005) เช่นเดียวกับ Dowling และคณะ (1998) ซึ่งได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นเมื่อมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์ 5 ชนิด ได้แก่ (1) ยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลม สีเทา (2) ยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลม สีใส (3) ยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลม สีส้ม (4) ยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดวงกลม สีเทาและเคลือบด้วยฟลูออไรด์ และ (5) ยางอีลาสโตเมอร์ลิติกเกเจอร์รูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม สีเทา โดย 4 แบบแรกเกิดจากการผลิตโดยการฉีดเข้าไปในแบบหล่อ (injection moulding) จึงทำให้เกิดยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม ส่วนแบบสุดท้ายเกิดจากการผลิตโดยการตัดจากหลอดยางอีลาสโตเมอร์ (die-punching) ซึ่งทำให้ได้ยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมจากผลการศึกษาพบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างค่าเฉลี่ย

แรงเสียดทานสถิตเมื่อมัดลวดด้วยยางทั้ง 5 ชนิด โดยยางอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลมสี่เหลี่ยม ก่อให้เกิดแรงเสียดทานสถิตน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับการใช้ยางอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ที่มีสี่เหลี่ยม (สี่เหลี่ยม และสี่เหลี่ยม) ยางที่มีการใส่ฟลูออไรด์เข้าไป และ ยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม สี่เหลี่ยม ซึ่งให้ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตมากที่สุด (Dowling, Jones, Lagerstrom และ Sandham, 1998) ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาในครั้งนี้ เมื่อพิจารณารูปร่างหน้าตัดของอีลาสโตเมอร์กลีเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่แตกต่างกัน 3 แบบ ได้แก่ (1) รูปร่างหน้าตัดวงกลม (2) รูปร่างหน้าตัดวงรี และ (3) รูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม พบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นมีความแตกต่างกัน โดยเรียงลำดับจากน้อยไปมากได้ดังนี้ รูปร่างหน้าตัดวงกลม รูปร่างหน้าตัดวงรี และ รูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยม โดยเมื่อทำการวิเคราะห์ทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตของทุกกลุ่มมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นระหว่างที่กลุ่มที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี ทั้งนี้เนื่องจากวงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมจะมีพื้นที่ผิวสัมผัสที่มากกว่า และมีบริเวณที่เป็นเหลี่ยมมุมซึ่งทำให้มีค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิตมากกว่า แต่พื้นที่ผิวสัมผัสที่เพิ่มมากขึ้นไม่ส่งผลต่อค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์ (Besancon, 1985) ส่งผลให้วงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดสี่เหลี่ยมมีค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตมากที่สุด เมื่อเทียบกับวงยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี เนื่องจากความสัมพันธ์ของแรงเสียดทานกับแรงได้ตอบที่พื้นกระทำต่อแรงที่วัตถุกดทับพื้นมีค่า ดังนี้

$$f = \mu N$$

เมื่อ f แทนแรงเสียดทาน มีหน่วยเป็น นิวตัน

μ แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทาน มีค่าคงที่ ขึ้นอยู่กับ

ลักษณะของผิวสัมผัส มีสองชนิด คือ

- μ_s แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิต

- μ_k แทนสัมประสิทธิ์ความเสียดทานจลน์

N แทนแรงปฏิกิริยาตั้งฉาก หรือ แรงที่พื้นผิวหนึ่งกดลงบนอีกพื้นผิวหนึ่ง มีหน่วย

เป็นนิวตัน

เมื่อสัมประสิทธิ์ความเสียดทานสถิตมีค่าสูงขึ้น แรงเสียดทานสถิตจึงมีค่าเพิ่มมากขึ้นด้วย (ชาญถนัดงาน, 2523; สมศักดิ์ คำปลิว, 2526; Besancon, 1985)

สรุปผลการวิจัย

1. ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่มีสูตรผสมทางเคมีที่แตกต่างกัน 4 สูตรมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเมื่อวิเคราะห์ทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 โดยเรียงลำดับจากน้อยไปมากได้ดังนี้ อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่ไม่มีส่วนผสมของซิลิกา อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่มีส่วนผสมของซิลิกา 30phr อีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่มีส่วนผสมของซิลิกา 45phr และอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่มีส่วนผสมของซิลิกา 55phr ตามลำดับ

2. ค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิมเมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ที่มีรูปร่างหน้าตัดที่แตกต่างกัน ได้แก่ รูปร่างหน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยม พบว่ามีค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตเรียงลำดับจากน้อยไปมากได้ดังนี้ รูปร่างหน้าตัดวงกลม วงรี และสี่เหลี่ยมตามลำดับโดยไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตที่เกิดขึ้นสำหรับยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม และวงรี แต่พบว่ามีค่าเฉลี่ยแรงเสียดทานสถิตที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างยางที่มีรูปร่างหน้าตัดวงกลม กับสี่เหลี่ยม และวงรี กับสี่เหลี่ยม

ข้อเสนอแนะ

1. การศึกษาในครั้งนี้เป็นการทดลองในห้องปฏิบัติการซึ่งกระทำภายนอกช่องปาก ทำให้ไม่สามารถครอบคลุมปัจจัยทางชีวภาพมากมาย อาทิเช่น น้ำลาย สภาพความเป็นกรด-ด่าง ช่วงอุณหภูมิในช่องปากที่แปรเปลี่ยนตามอาหารที่รับประทาน แรงบดเคี้ยว ผลิตภัณฑ์ทำความสะอาดช่องปากที่ผู้ป่วยใช้ เป็นต้น ดังนั้น ดังนั้นการวิจัยนี้ใช้เป็นเพียงแนวทางในการศึกษาคูณสมบัติของยางอีลาสโตเมอร์ลิกเกเจอร์ที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซดต์ แต่ยังไม่สามารถนำไปอ้างอิงถึงสภาพการใช้งานจริงในช่องปากได้อย่างสมบูรณ์ จึงควรที่จะมีการศึกษาต่อไปในสภาวะที่ใช้งานจริงในช่องปากผู้ป่วย

2. การศึกษาในครั้งนี้เป็นการศึกษาที่กำหนดให้มุมกระทำระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเป็น 0 องศา ซึ่งในสภาวะจริงที่มีการเคลื่อนไหวของฟัน จะเกิดมุมกระทำระหว่างลวดและ

แบร์ริเกตที่มุมต่างๆกัน ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาในเครื่องมือที่สามารถจำลองมุมกระทำที่เกิดขึ้นระหว่างลวดและแบร์ริเกต เปรียบเสมือนการเคลื่อนที่ของฟันจริงในช่องปากให้มากที่สุด

3. การศึกษาในครั้งนี้เป็นการวัดค่าแรงเสียดทานสถิตทันทีที่มีการมัดลวดด้วยยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่ายางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์จะมีการสูญเสียแรงเมื่อเวลาผ่านไป โดยเฉพาะใน 24 ชั่วโมงแรกภายหลังจากการมัดลวดเข้ากับแบร์ริเกตภายในช่องปาก และในสภาวะจริงยางอีลาสโตเมอริกลิเกเจอร์ต้องคงอยู่ในช่องปากเป็นระยะเวลา 4 ถึง 6 สัปดาห์ซึ่งย่อมมีการสูญเสียแรงเกิดขึ้น ดังนั้นในการศึกษาครั้งต่อไปควรต้องมีการจำลองการใช้งานในสภาวะช่องปากที่ระยะเวลาต่างๆกัน เพื่อให้ได้ข้อมูลที่มีความใกล้เคียงกับการใช้งานจริงในช่องปากให้มากที่สุด

รายการอ้างอิง

ภาษาไทย

ชาญ ถนัดงาน. สถิติศาสตร์. กรุงเทพมหานคร: ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า วิทยาเขตพระนครเหนือ, 2523.

ธัญญา เสาวภาคย์. การเสริมแรงยางธรรมชาติโดยใช้สารตัวเติมผสมของซิลิกาและผงเขม่าดำ
วิทยานิพนธ์ปริญญาามหาบัณฑิต, สาขาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีพอลิเมอร์คณะ
วิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล, 2548.

นิภาพรรณ ไสตถิยานนท์. พอลิเมอร์ผสมระหว่างอีพอกซีเรซิน และยางธรรมชาติอีพอกซีไดซ์
วิทยานิพนธ์ปริญญาามหาบัณฑิต, สาขาวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์ประยุกต์ และ เทคโนโลยี
สิ่งทอ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2547.

ตุลย์ ศรีอัมพร. สมบัติทางกายภาพ ทางกล และความเข้ากันได้ทางชีวภาพของอีลาสโตเมอร์กิลิก
เจอร์จัดพื้นที่ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกซีไดซ์ วิทยานิพนธ์ปริญญาามหาบัณฑิต, สาขาวิชา
ทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์คณะทันต แพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์
มหาวิทยาลัย , 2551.

สมศักดิ์ คำปลิว. กลศาสตร์วิศวกรรม ภาควิชาสถิติศาสตร์. กรุงเทพมหานคร: เทพรัตน์การพิมพ์, 2526.

เสาวนีย์ ก่ออุตติกุลรังษี. การผลิตยางธรรมชาติ. ภาควิชาเทคโนโลยียาง และโพลีเมอร์ คณะ
วิทยาศาสตร์ และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตปัตตานี, 2547.

หน่วยเทคโนโลยียางคณะวิทยาศาสตร์มหาวิทยาลัยมหิดล. ยางธรรมชาติ. [ออนไลน์]. 2554.
แหล่งที่มา : <http://rubber.sc.mahidol.ac.th> [10 ธันวาคม 2554]

ภาษาอังกฤษ

Andreasen GF, and Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. J Biomech 3,2(1970):151-160.

Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, and Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 98,6(1990): 449-506.

Ash J, and Nikolai R. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. J Dent Res 57(1978): 685-690.

Articolo LC, and Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 115,1(1999): 39-51.

Articolo LC, Kusy K, Saunders CR , and Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. Eur J Orthod 22,4(2000): 409-425.

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M, and Defraia E. Orthodontic forces released by low-friction versus conventional systems during alignment of apically or buccally malposed teeth. Eur J Orthod 33,1(2011): 50-54.

Baccetti T, and Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthod 76,2(2006) : 211-6.

Baker CSL, Gelling IR, and Newell R. Epoxidized Natural Rubber. Rubber Chem Technol 58,1(1985): 67-85.

- Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, and Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orthop 91,4(1987):316-320.
- Baranwal KC, and Stephens HL. Basic Elastomer Technology : Fillers-B. Non-Black.The Rubber Division American Chemical Society (2001):83.
- Baty DL. Force displacement and dimensional stability of various colored elastomeric chains in air, distilled water and artificial saliva.Louisville:University of Louisville,1992.
- Baty DL, Storie DJ, and von Fraunhofer JA.Synthetic elastomeric chains: a literature review.Am J Orthod Dentofacial Orthop 105,6(1994):536-542.
- Bednar JR, Gruendeman GW, and Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 100,6(1991): 513-522.
- Besancon RM. The encyclopedia of physics. 3rd ed. New York:Van Nostrand Reinhold, 1985.
- Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative in vitro study.Am J Orthod Dentofacial Orthop 97,3(1990): 219-228.
- Berger JL.The SPEED appliance: a 14-year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism.Am J Orthod Dentofacial Orthop 105,3(1994):217-223.
- Billimeyer FW. Textbook of Polymer science. 3rd ed. New York: John Wiley, 1984.

- Bishara S, and Andreasen GF. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in vitro and in vivo. Angle Orthod 40(1970): 319-328.
- Braun S, Bluestein M, Moore BK, and Benson G. Friction in Perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop 115,6(1999): 610-627.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, and Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 124,4(2003): 395-402.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, and Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 124,4(2003): 403-409.
- Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, and McDonald F. A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. Eur J Orthod 26,1(February 2004):105-111.
- Chang CH, and Sherriff M. Stress relaxation properties of orthodontic elastics. J Dent Research 70(1990): 702.
- Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, and Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. Angle Orthod 75,3(2005): 421-425.
- Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, and Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. Angle Orthod 79,3(2009):551-557.

Chung PC, Wei SH, Reynolds IR. In vitro testing of elastomeric modules. Br J Orthod 16,4(November 1989): 265-269.

Cordasco G, Farronato G , Festa F , Nucera R,Parazzoli E, and Grossi GB.In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. Eur J Orthod 31,6(2009): 643–646.

Costa H, Visconte L, Nunes R, and Furtado C. Mechanical and Dynamic Mechanical Properties of Rice Husk Ash-Filled Natural Rubber Compounds.J Appl Polym Sci 83(2002): 2331-2346.

Damon DH.The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. J Clin Orthod 32,11(1998): 670-680.

De Franco DJ, Spiller RE Jr, and von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. Angle Orthod 65,1(1995): 63-72.

De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, and Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains-a product comparison study. Am J Orthod 87(1985): 377-384.

Dickson JA, Jones SP, and Davies EH.A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations—an in vitro study.Br J Orthod 21,1(1994): 15-22.

Doshi UH, and Bhad-Patil WA.Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 139,1(2011) :74-79.

- Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom L and Sandham JA. An investigation into the behavioral characteristics of orthodontic elastomeric modules. Br J Orthod 25(1998):197-202.
- Downing A, McCabe J, and Gordon PA. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. Br J Orthod 21,4(1994): 349-357.
- Drescher D, Bourauel C, and Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96,5(1989): 397-404.
- Edwards GD, Davies EH, and Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. Br J Orthod 22,2(May 1995):145-153.
- Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, and Flores-Mir C. Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets : A Systematic Review. Angle Orthod 79,3(2009):592-601.
- Eirich FR. Science and Technology of Rubber. New York : Academic Press, 1978
- Frank CA, and Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistance between orthodontic bracket and archwire. Am J Orthod 78,6(1980): 593-609.
- Garner LD, Allai WW, and Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 90,3(1986): 199-203.
- Griffiths HS, Sherriff M, and Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop 127,6(2005):670-675.

Hain M, Dhopatkar A, and Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 123,4(2003): 416-422.

Henao SP, and Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. Angle Orthod 74,2(2004):202-211.

Henao SP, and Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. Angle Orthod 75,1(2005): 75-85.

Ho KS, and West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. Aust Orthod J 12,2(1991): 95-99.

Huffman DJ, and Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. Am J Orthod 83,6(1983):453-9.

Ireland AJ, Sherriff M, and McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. Eur J Orthod 13,4(1991): 322-328.

Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, and Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 123,4(2003): 408-415.

Jones SP, Tan CC, and Davies EH. The effects of reconditioning on the slot dimensions and static frictional resistance of stainless steel brackets. Eur J Orthod 24,2(2002): 183-190.

Kajdas C, Harvey S S K, and Wilusz E. Encyclopedia of tribology. Amsterdam : Elsevier Science Publishers, 1990.

Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG , and Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 98,2(1990): 117-126.

Kapur R, Sinha PK, and Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116,3(1999): 271-274.

Kapur R, Sinha PK, and Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116,4(1999):400-404.

Keith O, Jones SP and Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. Br J Orthod 20,2(1993) : 109-115.

Khambay B, Millett D, and McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. Eur J Orthod 26,3(2004):327-332.

Killiary D, and Dupplexis J. Relaxation of elastomeric chains. J Clin Orthod 19 (1985):592-593.

Kovatch J, Lautenschlager D, and Keller J. Load extension-time behavior of orthodontic alstiks. J Dent Res 55(1976): 783-786

Krishnan M, Kalathil S, and Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthop 136,5(2009):675-682.

Kuster R, Ingervall B, and Bergin W. Laboratory and intraoral test of the degradation of elastic chains. Eur J Orthod 8(1986): 202-208.

Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, and Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. Angle Orthod 58,1(1988): 33-45.

Kusy RP, and Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. Dent Mater 5,4(1989): 235-240.

Kusy RP, and Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 23,9(1990): 913-925.

Kusy RP, and Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 98,4(1990): 300-312.

Kusy RP, Whitley JQ, and Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. Angle Orthod 61,4(1991): 293-302.

Kusy RP, Tobin EJ, Whitley JQ, and Sioshansi P. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta titanium in the low load, low velocity, single pass regime. Dent Mater 8(1992): 167-172.

Kusy RP, and Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. Semin Orthod 3,3(1997): 166-177.

Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, and Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. Am J Orthod Dentofacial Orthop 114,5(1998):558-72.

- Kusy RP, and Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. Eur J Orthod 12,2(1999): 199-208.
- Kusy RP, and Whitley JQ .Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: Influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. J Biomed Mat Res 52,4(2000): 797-811.
- Kusy RP, and O'grady PW.Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II--The active configuration. Am J Orthod Dentofacial Orthop 118,6(2000):675-684.
- Kusy RP, and Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. Angle Orthod 71,5(2001): 364-374.
- Kusy RP, Whitley JQ, and de Araújo Gurgel J.Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 126,5(2004):589-603.
- Jones SP, Tan CH, and Davies EH.The effects of reconditioning on the slot dimensions and static frictional resistance of stainless steel brackets. Eur J Orthod 24(2002): 183-190.
- Josell SD, Leiss JB, and Rekow ED.Force degradation in elastomeric chains. Semin Orthod 3,3(1997):189-197.
- Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, and Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116,3(1999): 336-345.

- McLaughlin RP, Bennett JC, and Trevisi HJ. Systemized Orthodontic Treatment Mechanics. Toronto: Mosby Elsevier Health Sciences, 2001.
- Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. Semin Orthod 9,4(2003): 236-250.
- Meriam JL. and Kraige LG. Engineering Mechanics: Statics and Dynamics. 5th ed
New Jersey : John Wiley and Sons, 2002.
- Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, and Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 118,6(2000): 662-674.
- Moore MM, Harrington E, and Rock WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. Eur J Orthod 26,6(2004): 579-583.
- Nakasorn C, Tobprakhon A, and Kaesarnan A. Thermoplastic vulcanizates based on poly(methylmethacrylate)/epoxidized natural rubber blends: Mechanical, thermal, and morphological properties. Journal of Applied Polymer Science 98,3(2005): 1251-1261.
- Nakasorn C, Jarnthong M, Kaesarnan A, and Kiatkamjornwong S. Influences of Blend Properties and Curing Systems on Dynamic, Mechanical, and Morphological Properties of Dynamically Cured Epoxidized Natural Rubber/High-Density Polyethylene Blends. Polymer Engineering and Science 49,2(2009): 281-292.
- Nanda R . Biomechanics in clinical orthodontics. Philadelphia : W B Saunders, 1997.

- Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances. Dent Pract Dent Rec 18,10(1968):362-6.
- Nikolai RJ. On the application of engineering mechanics to the force and structural analyses of orthodontic appliances. Am J Orthod 87,3(1985):253-255.
- Nishio C, da Motta AF, Elias CN, and Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 125,1(2004):56-64.
- Normando D, Araújo AM, Marques ID, Barroso Tavares Dias CG, and Miguel JA. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. Eur J Orthod 2011: 19. [Epub ahead of print]
- O'Reilly D, Dowling PA, Lagerstrom L, and Swartz ML. An ex-vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. Br J Orthod 26,3(1999): 219-227.
- Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, and Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. Am J Orthod Dentofacial Orthop 109,5(1996): 535-542.
- Omana HM, Moore RN, and Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. J Clin Orthod 26,7(1992): 425-432.
- Peterson L, Spencer R, and Andreasen G. A comparison of frictional resistance of Nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. Quint Inter Digest Dig 13,5(1982): 563-571.

Pizzoni L, Ravnholt G, and Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets.

Eur J Orthod 20,3(1998): 283-291.

Pratten DH, Popli K, Germane N, and Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 98,5(1990):

398-403.

Proffit WR, and Fields WH. Contemporary Orthodontics. 2nd ed. St Louis : Mosby, 1993.

Quinn RS, and Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J

Orthod 88,3(1985):252-260.

Read-Ward GE, Jones SP, and Davies EH. A comparison of self-ligating and

conventional orthodontic bracket systems. Br J Orthod 24,4(1997): 309-317.

Redlich M, Mayer Y, Harari D, and Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during

sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. Am J Orthod Dentofacial

Orthop 124,1(2003): 69-73.

Riley JL. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. J Dent

Research 58(1979): A21.

Rock W, Wilson H, and Fisher S. A laboratory investigation of orthodontic elastomeric

Chains. Br J Orthod 12(1985): 202-207.

Rossouw Friction : An Overview. Semin Orthod 9,4(2003): 218-222.

- Rossouw PE, Kamelchuk LS, and Kusy RP. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics. Semin Orthod 9,4(2003): 223-235.
- Rose CM, and Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. J Clin Orthod 30,2(1996):78-84.
- Ruina, Andy, and Rudra. Introduction to Statics and Dynamics. Oxford :Oxford University Press,2002.
- Rygh P, Bowling K, Hovlandsdal L, and Williams S. Activation of the vascular system: a main mediator of periodontal fiber remodeling in orthodontic tooth movement. Am J Orthod 89(1986): 453-468.
- Saunders CR, and Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 106,1(1994): 76-87.
- Schwarz AM. Tissue changes incidental to tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 18(1932): 331-352.
- Schumacher HA, Bourauel C, and Drescher D. The effect of the ligature on the friction between bracket and archwire. Am J Orthod Dentofacial Orthop 51,2(1990): 106-116.
- Schumacher HA, Bourauel C, and Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. J Orofacial Orthop 60,5(1999): 335-347.

- Sheppard SD, and Tongue BH. Statics: Analysis and Design of Systems in Equilibrium.
New York : Wiley, 2005.
- Shivapuja PK, and Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-
ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 106,5(1994): 472-480.
- Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, and Pethybridge RJ. A comparison of the forces
required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and
a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. Eur J Orthod 15,5(1993)
: 377-385.
- Sims AP, Waters NE, and Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce
tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when
subjected to determined tip or torque values. Br J Orthod 21,4(1994): 367-373.
- Smith DV, Rossouw PE, and Watson P. Quantified simulation of canine retraction:
evaluation of frictional resistance. Semin Orthod 9,4(2003): 262-280.
- Sombatsompop N, Thongsang S, Markpin T, and Wimolmala E. Fly Ash Particles and
Precipitated Silica as Fillers in Rubbers: Untreated Fillers in Natural Rubber and
Styrene-Butadiene Rubber Compounds. J Appl Polym Sci 93(2004):2119-2130.
- Stannard JG, Gau JM, and Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under
dry and wet conditions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 89,6(1986): 485-491.
- Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, and Mante FK. Friction between various self-
ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. Am J Orthod
Dentofacial Orthop 138,4(2010):463-467.

- Storey E, and Smith R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 56(1952): 11-18.
- Storie D, von Fraunhofer JA, and Regennitter F. Degradation and therapeutic potential of fluoride releasing orthodontic elastics. Louisville:University of Louisville,1992.
- Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, and Sakuda M.Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. Angle Orthod 61,4(1991): 285-290.
- Taylor NG, and Ison K.Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. Angle Orthod 66,3(1996): 215-222.
- Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, and D'Attilio M.Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. Angle Orthod 75,6(2005): 1041-1045.
- Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, and Festa F.An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. Eur J Orthod 29,4(2007):390-397.
- Tecco S, Tetè S, and Festa F.Friction between archwires of different sizes, cross-section and alloy and brackets ligated with low-friction or conventional ligatures. Angle Orthod 79,1(2009):111-116.
- Tecco S, Di Iorio D, Nucera R, Di Bisceglie B, Cordasco G, and Festa F.Evaluation of the Friction of Self-Ligating and Conventional Bracket Systems. Eur J Dent 5,3(2011): 310–317.

- Thitithammawong A, Nakasorn C, Sabakaro K, and Noordermeer JWM. Thermoplastic vulcanizates based on epoxidized natural rubber/polypropylene blends: Selection of optimal peroxide type and concentration in relation to mixing conditions. European Polymer Journal 43,9(2007): 4008-4018.
- Thomas S, Sherriff M, and Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. Eur J Orthod 20,5(1998): 589-596.
- Thorstenson GA, and Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. Am J Orthod Dentofacial Orthop 120,4(2001): 361-370.
- Thorstenson BS. Comparison to resistance to sliding between different self-ligating brackets with second order angulation in the dry and saliva states. Am J Orthod Dentofacial Orthop 121,5(2002): 472-482.
- Thorstenson GA, and Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. Am J Orthod Dentofacial Orthop 122(2002): 295-305.
- Thorstenson GA, and Kusy RP. Influence of Stainless Steel Inserts on the Resistance to Sliding of Esthetic Brackets with Second-Order Angulation in the Dry and Wet States. Angle Orthod 73,2(2003):167-175.

Thorstenson GA, and Kusy RP. Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. Angle Orthod 73,4(2003): 418-430.

Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofacial Orthop 96,3(1989):249-54.

Tongue BH, and Sheppard SD. Dynamics: Analysis and Design of Systems in Motion. New York : Wiley, 2005.

Tselepis M, Brockhurst P, and West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 106,2(1994): 131-138.

Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, and Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 107,1(1995): 20-27.

Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, and Kuftinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. Angle Orthod 80,1(2010):188-194.

Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, and Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. Dent Mater 21,10(2005):938-945.

Williams J, and von Fraunhofer JA. Degradation of the elastic properties of orthodontic Chains. Louisville :University of Louisville, 1992.

Wong AK. Orthodontic Elastic Materials. Angle Orthod 46,2(1976):196-205.

Yamaguchi K, Nanda RS, Moromoto N, and Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 109,1(1996):50-56.

Yeh CL, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, and Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. Am J Orthod Dentofacial Orthop 131,6(2007):704.e11-22.

Young J, and Sandrik J. Influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. Angle Orthod 49(1979): 104-109.

ภาคผนวก

การวิเคราะห์ข้อมูล

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

Group		staticfriction	
silica 0 phr round	N	30	
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.3654667
		Std. Deviation	.02776221
	Most Extreme Differences	Absolute	.142
		Positive	.142
		Negative	-.137
		Kolmogorov-Smirnov Z	.776
	Asymp. Sig. (2-tailed)	.584	
silica 0 phr eclipse	N	30	
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.3700167
		Std. Deviation	.02535395
	Most Extreme Differences	Absolute	.072
		Positive	.060
		Negative	-.072
		Kolmogorov-Smirnov Z	.395
	Asymp. Sig. (2-tailed)	.998	
silica 0 phr rectan	N	30	
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.3957083
		Std. Deviation	.02727005
	Most Extreme Differences	Absolute	.168
		Positive	.168
		Negative	-.089
		Kolmogorov-Smirnov Z	.922
	Asymp. Sig. (2-tailed)	.363	

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.

ตารางที่ 5 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอริกอิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 0 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคโลมโโกรอฟสมิรโนฟ (One-Sample Komogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

Group		staticfriction	
silica 30 phr round		N	30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	.9843750
		Std. Deviation	.03312397
	Most Extreme Differences	Absolute	.078
		Positive	.075
		Negative	-.078
		Kolmogorov-Smirnov Z	.425
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.994
silica 30 phr eclipse		N	30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.0016250
		Std. Deviation	.03202893
	Most Extreme Differences	Absolute	.189
		Positive	.189
		Negative	-.132
		Kolmogorov-Smirnov Z	1.036
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.234
silica 30 phr rectan		N	30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.0502667
		Std. Deviation	.05696112
	Most Extreme Differences	Absolute	.156
		Positive	.156
		Negative	-.124
		Kolmogorov-Smirnov Z	.853
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.460

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.

ตารางที่ 6 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 30 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคโลมโโกรอฟสเมอ์รโนฟ (One-Sample Komogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

Group		staticfriction	
silica 45 phr round	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.3257167
		Std. Deviation	.01760813
	Most Extreme Differences	Absolute	.083
		Positive	.076
		Negative	-.083
		Kolmogorov-Smirnov Z	.455
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.986
silica 45 phr eclipse	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.3279833
		Std. Deviation	.01767059
	Most Extreme Differences	Absolute	.094
		Positive	.090
		Negative	-.094
		Kolmogorov-Smirnov Z	.517
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.952
silica 45 phr rectan	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.4089000
		Std. Deviation	.01270955
	Most Extreme Differences	Absolute	.140
		Positive	.140
		Negative	-.120
		Kolmogorov-Smirnov Z	.765
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.601

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.

ตารางที่ 7 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 45 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคโลมโโกรอฟสเมอ์รโนฟ (One-Sample Komogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

Group		staticfriction	
silica 55 phr round	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.5582417
		Std. Deviation	.06821737
	Most Extreme Differences	Absolute	.197
		Positive	.108
		Negative	-.197
		Kolmogorov-Smirnov Z	1.079
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.195
silica 55 phr eclipse	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.5777667
		Std. Deviation	.03397539
	Most Extreme Differences	Absolute	.193
		Positive	.125
		Negative	-.193
		Kolmogorov-Smirnov Z	1.056
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.214
silica 55 phr rectan	N		30
	Normal Parameters ^{a,b}	Mean	1.6122750
		Std. Deviation	.02045857
	Most Extreme Differences	Absolute	.112
		Positive	.112
		Negative	-.082
		Kolmogorov-Smirnov Z	.616
	Asymp. Sig. (2-tailed)		.843

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.

ตารางที่ 8 ผลการทดสอบการกระจายแบบปกติของข้อมูลของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวดและแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม เมื่อมัดลวดด้วยอีลาสโตเมอร์ลิเกเจอร์ผลิตจากยางธรรมชาติอีพอกไซด์ที่มีสารตัวเติมซิลิกา 55 phr โดยใช้การทดสอบสถิติวันแซมเปิลโคโลมโโกรอฟสเมอ์รโนฟ (One-Sample Komogorov-Smirnov Test) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

Multiple Comparisons

staticfriction
Tamhane

(I) Group	(J) Group				95% Confidence Interval	
		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
silica 0 phr round	silica 0 phr eclipse	-.00455000	.00686431	1.000	-.0289149	.0198149
	silica 0 phr rectan	-.03024167	.00710492	.005	-.0554497	-.0050337
	silica 30 phr round	-.61890833	.00789079	.000	-.6469514	-.5908652
	silica 30 phr eclipse	-.63615833	.00773863	.000	-.6636449	-.6086718
	silica 30 phr rectan	-.68480000	.01156908	.000	-.7267236	-.6428764
	silica 45 phr round	-.96025000	.00600218	.000	-.9817610	-.9387390
	silica 45 phr eclipse	-.96251667	.00600830	.000	-.9840466	-.9409867
	silica 45 phr rectan	-1.04343333	.00557456	.000	-1.0636882	-1.0231785
	silica 55 phr round	-1.19277500	.01344662	.000	-1.2418684	-1.1436816
	silica 55 phr eclipse	-1.21230000	.00801055	.000	-1.2407832	-1.1838168
	silica 55 phr rectan	-1.24680833	.00629628	.000	-1.2692557	-1.2243610
silica 0 phr eclipse	silica 0 phr round	.00455000	.00686431	1.000	-.0198149	.0289149
	silica 0 phr rectan	-.02569167	.00679823	.024	-.0498182	-.0015652
	silica 30 phr round	-.61435833	.00761582	.000	-.6414807	-.5872359
	silica 30 phr eclipse	-.63160833	.00745805	.000	-.6581461	-.6050706
	silica 30 phr rectan	-.68025000	.01138331	.000	-.7216594	-.6388406
	silica 45 phr round	-.95570000	.00563581	.000	-.9758309	-.9355691
	silica 45 phr eclipse	-.95796667	.00564232	.000	-.9781184	-.9378149
	silica 45 phr rectan	-1.03888333	.00517802	.000	-1.0576246	-1.0201421
	silica 55 phr round	-1.18822500	.01328713	.000	-1.2369038	-1.1395462
	silica 55 phr eclipse	-1.20775000	.00773983	.000	-1.2353337	-1.1801663
	silica 55 phr rectan	-1.24225833	.00594804	.000	-1.2634136	-1.2211030
silica 0 phr rectan	silica 0 phr round	.03024167	.00710492	.005	.0050337	.0554497
	silica 0 phr eclipse	.02569167	.00679823	.024	.0015652	.0498182
	silica 30 phr round	-.58866667	.00783337	.000	-.6165155	-.5608178
	silica 30 phr eclipse	-.60591667	.00768008	.000	-.6332032	-.5786301
	silica 30 phr rectan	-.65455833	.01153000	.000	-.6963724	-.6127443
	silica 45 phr round	-.93000833	.00592650	.000	-.9512335	-.9087832
	silica 45 phr eclipse	-.93227500	.00593269	.000	-.9535195	-.9110305
	silica 45 phr rectan	-1.01319167	.00549299	.000	-1.0331350	-.9932483
	silica 55 phr round	-1.16253333	.01341301	.000	-1.2115383	-1.1135284
	silica 55 phr eclipse	-1.18205833	.00795400	.000	-1.2103516	-1.1537651
	silica 55 phr rectan	-1.21656667	.00622417	.000	-1.2387453	-1.1943880

ตารางที่ 9 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์ริกเกตเหล็กกล้าไร้สนิม(ซิลิกา 0 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแทมเฮนส์ที่ทุที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

Multiple Comparisons

staticfriction
Tamhane

(I) Group	(J) Group				95% Confidence Interval	
		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
silica 30 phr round	silica 0 phr round	.61890833	.00789079	.000	.5908652	.6469514
	silica 0 phr eclipse	.61435833	.00761582	.000	.5872359	.6414807
	silica 0 phr rectan	.58866667	.00783337	.000	.5608178	.6165155
	silica 30 phr eclipse	-.01725000	.00841239	.952	-.0470982	.0125982
	silica 30 phr rectan	-.06589167	.01203019	.000	-.1091579	-.0226255
	silica 45 phr round	-.34134167	.00684895	.000	-.3660680	-.3166154
	silica 45 phr eclipse	-.34360833	.00685431	.000	-.3683502	-.3188665
	silica 45 phr rectan	-.42452500	.00647747	.000	-.4482279	-.4008221
	silica 55 phr round	-.57386667	.01384534	.000	-.6240470	-.5236863
	silica 55 phr eclipse	-.59339167	.00866319	.000	-.6241289	-.5626544
silica 55 phr rectan	-.62790000	.00710809	.000	-.6534011	-.6023989	
silica 30 phr eclipse	silica 0 phr round	.63615833	.00773863	.000	.6086718	.6636449
	silica 0 phr eclipse	.63160833	.00745805	.000	.6050706	.6581461
	silica 0 phr rectan	.60591667	.00768008	.000	.5786301	.6332032
	silica 30 phr round	.01725000	.00841239	.952	-.0125982	.0470982
	silica 30 phr rectan	-.04864167	.01193094	.012	-.0916117	-.0056716
	silica 45 phr round	-.32409167	.00667308	.000	-.3481483	-.3000351
	silica 45 phr eclipse	-.32635833	.00667858	.000	-.3504311	-.3022855
	silica 45 phr rectan	-.40727500	.00629122	.000	-.4302668	-.3842832
	silica 55 phr round	-.55661667	.01375919	.000	-.6065565	-.5066769
	silica 55 phr eclipse	-.57614167	.00852483	.000	-.6063927	-.5458906
silica 55 phr rectan	-.61065000	.00693879	.000	-.6355109	-.5857891	
silica 30 phr rectan	silica 0 phr round	.68480000	.01156908	.000	.6428764	.7267236
	silica 0 phr eclipse	.68025000	.01138331	.000	.6388406	.7216594
	silica 0 phr rectan	.65455833	.01153000	.000	.6127443	.6963724
	silica 30 phr round	.06589167	.01203019	.000	.0226255	.1091579
	silica 30 phr eclipse	.04864167	.01193094	.012	.0056716	.0916117
	silica 45 phr round	-.27545000	.01088518	.000	-.3155745	-.2353255
	silica 45 phr eclipse	-.27771667	.01088855	.000	-.3178493	-.2375840
	silica 45 phr rectan	-.35863333	.01065536	.000	-.3982205	-.3190462
	silica 55 phr round	-.50797500	.01622568	.000	-.5656436	-.4503064
	silica 55 phr eclipse	-.52750000	.01210908	.000	-.5710042	-.4839958
silica 55 phr rectan	-.56200833	.01105007	.000	-.6025413	-.5214753	

ตารางที่ 10 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (ซิลิกา 30 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบ เสน่ห์ทีทุที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

Multiple Comparisons

staticfriction
Tamhane

(I) Group	(J) Group				95% Confidence Interval	
		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
silica 45 phr round	silica 0 phr round	.96025000	.00600218	.000	.9387390	.9817610
	silica 0 phr eclipse	.95570000	.00563581	.000	.9355691	.9758309
	silica 0 phr rectan	.93000833	.00592650	.000	.9087832	.9512335
	silica 30 phr round	.34134167	.00684895	.000	.3166154	.3660680
	silica 30 phr eclipse	.32409167	.00667308	.000	.3000351	.3481483
	silica 30 phr rectan	.27545000	.01088518	.000	.2353255	.3155745
	silica 45 phr eclipse	-.00226667	.00455447	1.000	-.0184255	.0138922
	silica 45 phr rectan	-.08318333	.00396476	.000	-.0973274	-.0690392
	silica 55 phr round	-.23252500	.01286294	.000	-.2801679	-.1848821
	silica 55 phr eclipse	-.25205000	.00698659	.000	-.2773008	-.2267992
	silica 55 phr rectan	-.28655833	.00492815	.000	-.3040644	-.2690523
silica 45 phr eclipse	silica 0 phr round	.96251667	.00600830	.000	.9409867	.9840466
	silica 0 phr eclipse	.95796667	.00564232	.000	.9378149	.9781184
	silica 0 phr rectan	.93227500	.00593269	.000	.9110305	.9535195
	silica 30 phr round	.34360833	.00685431	.000	.3188665	.3683502
	silica 30 phr eclipse	.32635833	.00667858	.000	.3022855	.3504311
	silica 30 phr rectan	.27771667	.01088855	.000	.2375840	.3178493
	silica 45 phr round	.00226667	.00455447	1.000	-.0138922	.0184255
	silica 45 phr rectan	-.08091667	.00397401	.000	-.0950953	-.0667380
	silica 55 phr round	-.23025833	.01286579	.000	-.2779078	-.1826089
	silica 55 phr eclipse	-.24978333	.00699185	.000	-.2750493	-.2245174
	silica 55 phr rectan	-.28429167	.00493560	.000	-.3018232	-.2667602
silica 45 phr rectan	silica 0 phr round	1.04343333	.00557456	.000	1.0231785	1.0636882
	silica 0 phr eclipse	1.03888333	.00517802	.000	1.0201421	1.0576246
	silica 0 phr rectan	1.01319167	.00549299	.000	.9932483	1.0331350
	silica 30 phr round	.42452500	.00647747	.000	.4008221	.4482279
	silica 30 phr eclipse	.40727500	.00629122	.000	.3842832	.4302668
	silica 30 phr rectan	.35863333	.01065536	.000	.3190462	.3982205
	silica 45 phr round	.08318333	.00396476	.000	.0690392	.0973274
	silica 45 phr eclipse	.08091667	.00397401	.000	.0667380	.0950953
	silica 55 phr round	-.14934167	.01266905	.000	-.1965479	-.1021355
	silica 55 phr eclipse	-.16886667	.00662284	.000	-.1931244	-.1446089
	silica 55 phr rectan	-.20337500	.00439729	.000	-.2191472	-.1876028

ตารางที่ 11 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (ซิลิกา 45 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแทม เฮนส์ที่ทุที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

Multiple Comparisons

staticfriction
Tamhane

(I) Group	(J) Group				95% Confidence Interval	
		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
silica 55 phr round	silica 0 phr round	1.19277500	.01344662	.000	1.1436816	1.2418684
	silica 0 phr eclipse	1.18822500	.01328713	.000	1.1395462	1.2369038
	silica 0 phr rectan	1.16253333	.01341301	.000	1.1135284	1.2115383
	silica 30 phr round	.57386667	.01384534	.000	.5236863	.6240470
	silica 30 phr eclipse	.55661667	.01375919	.000	.5066769	.6065565
	silica 30 phr rectan	.50797500	.01622568	.000	.4503064	.5656436
	silica 45 phr round	.23252500	.01286294	.000	.1848821	.2801679
	silica 45 phr eclipse	.23025833	.01286579	.000	.1826089	.2779078
	silica 45 phr rectan	.14934167	.01266905	.000	.1021355	.1965479
	silica 55 phr eclipse	-.01952500	.01391395	1.000	-.0698990	.0308490
silica 55 phr rectan	-.05403333	.01300277	.013	-.1020062	-.0060605	
silica 55 phr eclipse	silica 0 phr round	1.21230000	.00801055	.000	1.1838168	1.2407832
	silica 0 phr eclipse	1.20775000	.00773983	.000	1.1801663	1.2353337
	silica 0 phr rectan	1.18205833	.00795400	.000	1.1537651	1.2103516
	silica 30 phr round	.59339167	.00866319	.000	.5626544	.6241289
	silica 30 phr eclipse	.57614167	.00852483	.000	.5458906	.6063927
	silica 30 phr rectan	.52750000	.01210908	.000	.4839958	.5710042
	silica 45 phr round	.25205000	.00698659	.000	.2267992	.2773008
	silica 45 phr eclipse	.24978333	.00699185	.000	.2245174	.2750493
	silica 45 phr rectan	.16886667	.00662284	.000	.1446089	.1931244
	silica 55 phr round	.01952500	.01391395	1.000	-.0308490	.0698990
silica 55 phr rectan	-.03450833	.00724081	.001	-.0605122	-.0085045	
silica 55 phr rectan	silica 0 phr round	1.24680833	.00629628	.000	1.2243610	1.2692557
	silica 0 phr eclipse	1.24225833	.00594804	.000	1.2211030	1.2634136
	silica 0 phr rectan	1.21656667	.00622417	.000	1.1943880	1.2387453
	silica 30 phr round	.62790000	.00710809	.000	.6023989	.6534011
	silica 30 phr eclipse	.61065000	.00693879	.000	.5857891	.6355109
	silica 30 phr rectan	.56200833	.01105007	.000	.5214753	.6025413
	silica 45 phr round	.28655833	.00492815	.000	.2690523	.3040644
	silica 45 phr eclipse	.28429167	.00493560	.000	.2667602	.3018232
	silica 45 phr rectan	.20337500	.00439729	.000	.1876028	.2191472
	silica 55 phr round	.05403333	.01300277	.013	.0060605	.1020062
silica 55 phr eclipse	.03450833	.00724081	.001	.0085045	.0605122	

ตารางที่ 12 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลความแตกต่างของขนาดแรงเสียดทานสถิตระหว่างลวด และแบร์กเกตเหล็กกล้าไร้สนิม (ซิลิกา 55 phr) โดยใช้สถิติการเปรียบเทียบเชิงซ้อนแบบ เสน่ห์ที่ทุที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาววรินทรา อุดตมะปัญญา เกิดเมื่อวันที่ 5 พฤษภาคม พ.ศ.2525 ที่จังหวัด กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยเมื่อปี พ.ศ. 2548 จากนั้นได้รับการบรรจุเป็นพนักงานมหาวิทยาลัย ตำแหน่งอาจารย์ประจำภาควิชาเวชศาสตร์ช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยเป็นระยะเวลา 2 ปี และได้ลาออกมาทำงานเป็นทันตแพทย์เอกชนประจำโรงพยาบาลกรุงเทพ เป็นระยะเวลา 3 ปี จนกระทั่งได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมจัดฟัน คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2553