

การศึกษาเปรียบเทียบแรงคืนกลับที่เกิดจากการบิดลวดโค้ง นิกเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันต่างชนิด ที่ระดับการเอนเอียงที่ต่างกัน

ปิยรัตน์ อภิวัฒนกุล

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วัชร เพ็ชรคุปต์

รองศาสตราจารย์ ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน
คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กฤษ กมลขันติกุล

อภัยพร สุพรสวัสดิ์

นิสิตทันตแพทย์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:

รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์วัชร เพ็ชรคุปต์

ภาควิชาทันตกรรมจัดฟัน

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ถนนอังรีดูนังต์ ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทรศัพท์: 02-2188930

อีเมล: vachara_ph@hotmail.com

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแรงบิดและแรงคืนกลับของลวดโค้งปรับระดับนิกเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันต่างชนิดและขนาด เมื่อถูกบิด ณ 20 องศา และคืนกลับสู่ 15, 10 และ 5 องศา โดยนำลวดโค้ง 4 ชนิด คือ เซนทอลลอย (Sentalloy) นีโอเซนทอลลอย (Neo Sentalloy) ไนไท (NiTi) นิตินอล (Nitinol) ซึ่งมีขนาดหน้าตัดต่างกัน ทำให้จำแนกชนิดของลวดได้ เป็น 18 กลุ่ม กลุ่มละ 12 เส้น ทำการศึกษาในห้องปฏิบัติการเพื่อทดสอบแรงบิดและแรงคืนกลับของลวดแต่ละเส้น ในแบบจำลองฟันของชากรรไกรบน โดยใช้เครื่องทดสอบลวดด้วยนิวเวอร์แซล รุ่น LR 10K เปรียบเทียบความแตกต่างของขนาดแรงโดยใช้สถิติครัสคัล-วอลลิสและสถิติการทดสอบมันน์-วิตนีย์ ยู ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 เมื่อเปรียบเทียบขนาดแรงที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับ 18 กลุ่ม กระทำที่ฟันที่ระดับการเอนเอียงต่าง ๆ พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$) ยกเว้นที่ 20, 15, 10 และ 5 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงคืนกลับไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 7, 8, 50 และ 61 คู่ตามลำดับ ตารางและกราฟการเปรียบเทียบขนาดแรงที่เกิดจากลวดทั้ง 18 กลุ่ม จะช่วยทันตแพทย์จัดฟันในการเลือกใช้ลวดและการเปลี่ยนลวดในขั้นตอนการรักษาต่อไป

บทนำ

การรักษาทางทันตกรรมจัดฟันมีวัตถุประสงค์เพื่อแก้ไขการเรียงตัวที่ผิดปกติของฟันให้เป็นปกติในแต่ละขากรรไกร รวมทั้งแก้ไขความสัมพันธ์ของฟันระหว่างขากรรไกรบนและล่างให้ถูกต้อง นอกจากนี้ยังรวมถึงการจัดแนวแกนของฟันให้ถูกต้องทั้งในแนวใกล้ริมฝีปาก ใกล้ลิ้น (labio-lingual) หรือทอร์ก (torque) และในแนวใกล้กลาง-ไกลกลาง (mesio-distal) เพื่อให้ได้ความสวยงามและมีประสิทธิภาพของการบดเคี้ยวที่ดี เครื่องมือจัดฟันติดแน่นแบบเอกไวส์เทคนิค (Edgewise technique) ซึ่งมีร่องของแบร็กเกต (bracket slot) และหน้าตัดของลวดที่ใช้เป็นรูปสี่เหลี่ยม (rectangular) จะมีประสิทธิภาพในการควบคุมทอร์กของฟันแต่ละซี่ได้ดี

Proffit และ Fields¹ ได้กล่าวว่า ในภาวะปกติควรหลีกเลี่ยงการปรับระดับและเรียงแนวฟันโดยลวดหน้าตัดสี่เหลี่ยม โดยเฉพาะลวดหน้าตัดสี่เหลี่ยมที่มีขนาดพอดีกับร่อง (slot) ของแบร็กเกต (bracket) เพราะจะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของรากฟันที่ไม่จำเป็นและไม่ต้องการในขั้นตอนการรักษา อาจเกิดการเคลื่อนของรากฟันกลับไปมา (back and forth movement) ก่อนที่ฟันจะหยุดอยู่ในตำแหน่งเดียวกับการปรับระดับและเรียงแนวฟันโดยใช้ลวดหน้าตัดกลม ทำให้ระยะเวลาการรักษานานขึ้นและเกิดอันตรายต่อรากฟันได้มากขึ้น แต่ในทางตรงกันข้าม Burstone² กล่าวว่าการใช้ลวดหน้าตัดสี่เหลี่ยมจะให้แรงและการหมุน ทำให้สามารถควบคุมรากฟันได้ดีในระหว่างการปรับระดับและเรียงแนวฟัน

การปรับตำแหน่งของฟันด้วยลวดจัดฟัน การเรียงตัวที่ผิดปกติของฟันจะถูกแก้ไข โดยอาศัยการคืนตัว (deactivation) กลับเข้าสู่รูปร่างเดิม (preformed shape) ของลวด ซึ่งจะเกิดแรงกระทำต่อตัวฟันทำให้มีการเคลื่อนที่ของฟันตามลวด Burstone² อธิบายถึงแรงที่กระทำต่อตัวฟันว่าจะแปรตามระยะทางที่ฟันเคลื่อนที่ตามระยะทางที่ลวดคืนตัว สามารถแบ่งขนาดของแรงออกเป็น 4 ช่วง คือ ช่วงแรก แรงมากเกินไป (excessive zone) หมายถึงฟันที่ข้อนเกินไป ตัวฟันอาจได้รับแรงมากเกินไป ซึ่งเนื้อเยื่อปริทันต์ระหว่างรากฟันจะถูกกดกับกระดูกเบ้าฟัน ทำให้เนื้อเยื่อดังกล่าวได้รับอันตรายและก่อให้เกิดการละลายของกระดูกด้านใน (undermining resorption) รวมทั้งอาจเกิดการละลายของรากฟัน (root resorption) ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกปวด ช่วงต่อมาเมื่อฟันเคลื่อนที่ไป แรงที่ได้จะมีขนาดลดลง จนมาอยู่ในช่วงแรงที่เหมาะสม (optimal zone) ตัวฟันได้รับแรงที่พอดีที่จะทำให้เกิดการละลายตัวของกระดูกหุ้มรากฟันโดยตรง (direct bone resorption) ฟันจะเคลื่อนที่ได้ดีและผู้ป่วยจะปวดน้อยลง หากยังใส่ลวดเส้นนี้ต่อไป แรงจะลดลงมาอยู่ในช่วงต่ำกว่าแรงที่เหมาะสม (suboptimal zone) ซึ่งฟันจะเคลื่อนที่ได้ แต่ในอัตราที่ช้ามาก ในช่วงสุดท้าย แรงจะลดลงมาจนอยู่ต่ำกว่าระดับความทนของร่างกาย (subthreshold zone) ซึ่งเป็นแรงขนาดต่ำมากจนไม่สามารถทำให้ฟันเคลื่อนที่ได้ต่อไป ซึ่ง Reitan³ ได้แสดงให้เห็นว่าแรงตั้งแต่ 70 กรัม ขึ้นไปสามารถทำให้เกิดอันตรายต่อรากฟันได้ ดังนั้นแรงที่กระทำต่อฟันที่เหมาะสม จึงเป็นสิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาระหว่างการจัดฟัน โดย Burstone และ Groves⁴ กล่าวถึงแรงที่เหมาะสมสำหรับการเคลื่อนฟันแบบทึบปึงคือ 50-70 กรัม ในทำนองเดียวกัน Gianelly และ Goldman⁵ แนะนำว่าแรงที่เหมาะสมในการเคลื่อนฟันในลักษณะนี้คือ ประมาณ 20-30 กรัม

สำหรับฟันขนาดเล็ก และ 50-70 กรัม สำหรับฟันขนาดใหญ่ การเคลื่อนฟันในทุกลักษณะไม่ควรให้ตัวฟันได้รับแรงจากลวดมากเกินไป

ลวดที่ใช้ทางทันตกรรมจัดฟันมีหลายชนิด แต่ที่ใช้กันอย่างแพร่หลายมากที่สุด คือ ลวดเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ซึ่งเริ่มนำมาใช้ตั้งแต่ช่วงทศวรรษ 1940 นับเป็นลวดที่ได้รับความนิยม เนื่องจากมีคุณสมบัติทางกายภาพ (physical property) ที่เหมาะสม สามารถขึ้นรูปได้ง่าย (excellent formability) มีความแข็งแรง และให้แรงมากเมื่อเทียบกับลวดชนิดที่มีการพัฒนาขึ้นมาใหม่ ๆ ในระยะต่อมา อย่างไรก็ตาม ลวดเหล็กกล้าไร้สนิมเป็นลวดที่นิยมใช้เป็นมาตรฐานในการเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกายภาพของลวดชนิดอื่น ๆ

ในทศวรรษ 1960 Andreasen และคณะ^{6,7} แนะนำให้ใช้ลวดโลหะผสมนิกเกิลไททาเนียม (nickel-titanium alloy) เนื่องจากโลหะผสมนี้มีคุณสมบัติเด่นคือ การคืนกลับและความยืดหยุ่นที่ดี มีช่วงยืดหยุ่น (elastic deflection) กว้าง ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรจากการยืดลวดกับร่องของแบร็กเกตจะเกิดได้ยาก นอกจากนี้โลหะผสมชนิดนี้ยังมีคุณสมบัติในการจำรูปร่าง (shape memory) มีค่าโมดูลัสของสภาพยืดหยุ่นที่ต่ำ ลวดโลหะผสมชนิดนี้จะให้แรงต่อเนื่อง (continuous force) ในระดับต่ำ รวมทั้งมีช่วงการทำงาน (range of action) ที่กว้าง จึงเหมาะสมในการใช้ปรับตำแหน่งฟันที่ข้อนเกินไปได้ดี ลวดโลหะผสมนิกเกิลไททาเนียมที่ใช้ทางทันตกรรมจัดฟันบางชนิด ได้รับการปรับปรุงจนมีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (superelasticity) ทำให้ได้แรงคืนกลับที่ค่อนข้างคงที่มากขึ้น^{8,9}

การศึกษาค้นคว้านี้เป็นการเปรียบเทียบแรงบิดและแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้งนิกเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันแบบหน้าตัดสี่เหลี่ยมต่างบริษัท ต่างขนาดหน้าตัด ที่ระดับการเอียงต่าง ๆ โดยมีวัตถุประสงค์ ดังนี้ (1) เพื่อศึกษาขนาดของแรงคืนกลับที่ระยะการบิดของลวดนิกเกิลไททาเนียม ต่างบริษัท และต่างขนาดหน้าตัด ที่ถูกแรงบิดกระทำ ณ ระดับองศาการบิดต่าง ๆ เมื่อเริ่มต้นคืนกลับจากระยะการบิดที่เท่ากัน (2) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแรงเริ่มต้นและคืนกลับที่ระยะการบิดของลวดนิกเกิลไททาเนียมต่างบริษัทและต่างขนาดหน้าตัด เมื่อถูกแรงบิดกระทำ ณ ระดับองศาการบิดต่าง ๆ กัน (3) เพื่อเป็นแนวทางประยุกต์ใช้ทางคลินิกทันตกรรมจัดฟัน เพื่อให้ได้แรงที่เหมาะสมต่อฟันที่ต้องการแก้ไขโดยการบิด และ (4) เพื่อเป็นข้อมูลในการศึกษาวิจัยต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

ทำการศึกษาในห้องปฏิบัติการที่ควบคุมอุณหภูมิที่ 26 องศาเซลเซียส ซึ่งสูงเกินค่าอุณหภูมิของการเปลี่ยนวิภาค (Transitional Temperature Range: TTR) ของลวดทุกกลุ่มที่นำมาศึกษา โดยนำลวดแต่ละกลุ่ม ใส่ในแบบจำลองฟันขากรรไกรบน (upper arch dentoform) ที่ทำจากยางอีพอกซี (epoxy resin) ที่ผิวฟันปลอมด้านหน้าทุกซี่ติดแบร็กเกตแบบเอจไวส์ มาตรฐานขนาดหน้าตัดช่อง .018x.025 ตารางนิ้ว ระหว่างฟันกรามน้อยซี่ที่สองทั้งสองข้าง ยกเว้นฟันซี่ #21 (ฟันตัดซี่กลางบนซ้าย) ที่ถูกเว้นไว้ในแบบจำลอง แต่ในตำแหน่งนี้จะใช้แบร็กเกตสำหรับฟันซี่นี้เชื่อมกับก้านลวดเหล็กกล้าไร้สนิมที่มีก้านต่อไปทางด้านหลังเพื่อวัดแรงกระทำต่อไป แบบจำลองฟันนี้จะติดกับเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาที่ประดิษฐ์ขึ้น (รูปที่ 1.1 และ 1.2) ซึ่งจะเคลื่อนที่ไปพร้อมกับ upper crosshead และทำให้เกิดการบิดกับแบร็กเกตสำหรับฟันซี่ที่ทำการศึกษา โดยให้อัตราการบิดที่คงที่ 1 องศาเมื่อเทียบกับฟันที่ทดลอง ต่อทุก ๆ 0.66 มิลลิเมตรของการเคลื่อนที่ของ upper crosshead ของเครื่องทดสอบลวดด้วยนิเวอร์แชล (Lloyd Universal Testing Machine) รุ่น LR10K วัดแรงที่ก้านลวดเหล็กกล้าไร้สนิมที่ระยะห่างจากจุดกึ่งกลางแบร็กเกตของฟันที่ศึกษา 20 มิลลิเมตร โดยใช้ตุ้มน้ำหนักขนาด 100 นิวตัน ซึ่งจะบันทึกได้ทั้งแรงบิดและแรงคืนกลับ ลวดนิเกิลไททาเนียมที่ใช้ในการศึกษามี 4 ชนิด คือ Sentalloy (S) ของบริษัทโทมี Neo Sentalloy (NS) ของบริษัทโทมี Niti (NT) ของบริษัทฮอมโก และ Nitinol (NTN) ของบริษัทสามเอ็ม ยูนิเทค โดยลวดแต่ละชนิด จะมีขนาดหน้าตัดต่าง ๆ กัน ตามที่บริษัทผู้ผลิตจัดจำหน่าย ทำให้สามารถจำแนกลวดที่ใช้ในการทดลอง ออกเป็น 18 กลุ่ม คือ

- 1) Sentalloy medium 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว: S1622M
- 2) Sentalloy medium 0.017 x 0.025 ตารางนิ้ว: S1725M
- 3) Sentalloy medium 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว: S1825M
- 4) Sentalloy heavy 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว: S1622H
- 5) Sentalloy heavy 0.017 x 0.025 ตารางนิ้ว: S1725H
- 6) Sentalloy heavy 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว: S1825H
- 7) Neo Sentalloy 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว ชนิด F80: NS1622F80
- 8) Neo Sentalloy 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว ชนิด F160: NS1622F160
- 9) Neo Sentalloy 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว ชนิด F240: NS1622F240

- 10) Neo Sentalloy 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว ชนิด F100: NS1825F100
- 11) Neo Sentalloy 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว ชนิด F200: NS1825F200
- 12) Neo Sentalloy 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว ชนิด F300: NS1825F300
- 13) Niti 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว: NT1622
- 14) Niti 0.017 x 0.025 ตารางนิ้ว: NT1725
- 15) Niti 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว: NT1825
- 16) Nitinol 0.016 x 0.022 ตารางนิ้ว: NTN1622
- 17) Nitinol 0.017 x 0.025 ตารางนิ้ว: NTN1725
- 18) Nitinol 0.018 x 0.025 ตารางนิ้ว: NTN1825

ลวดที่ทำการศึกษจะถูกใส่เข้าไปในร่องของแบร็กเกตของแบบจำลองฟันและแบร็กเกตของฟันที่ทำการศึกษา และยึดด้วยยางโอริง (O-ring) ทุกซี่ ทำการบิดฟันที่ทำการทดลองโดยการเคลื่อน upper crosshead ของเครื่องทดสอบลวดด้วยนิเวอร์แชลด้วยความเร็ว 2.5 มิลลิเมตร/นาที จนได้การบิด 20 องศา แล้วเคลื่อนกลับ ทำการบันทึกที่ 20 องศา และแรงคืนกลับที่ 15 10 และ 5 องศา

โดยในการศึกษานี้ แรงบิด หมายถึงแรงที่ลวดกระทำกับแนวแกนฟันในแนวใกล้ริมฝีปาก-ใกล้ลิ้น

แรงเริ่มต้น หมายถึงแรงที่ลวดกระทำกับฟัน ณ องศาของการบิดเริ่มต้น (20 องศา)

แรงคืนกลับ หมายถึงแรงที่ลวดกระทำกับฟันหลังจากการบิดลวดถึง 20 องศา แล้วคลายการบิดลงมาที่องศาที่ต้องการ (15 10 และ 5 องศา) และนำขนาดของแรงที่บันทึกได้มาวิเคราะห์ทางสถิติโดย

1. หาค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดแรงบิดและขนาดแรงคืนกลับ (เป็น นิวตัน-เซนติเมตร) ที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับต่างชนิด ต่างขนาด หน้าตัดสี่เหลี่ยม ทั้งหมด 18 ประเภท

2. เปรียบเทียบความแตกต่างของขนาดแรงบิดและแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับต่างชนิด ต่างขนาดหน้าตัด ทั้งหมด 18 ประเภท โดยใช้สถิติครัสคัล-วอลลิส (Kruskal Wallis test) ถ้าทดสอบแล้วมีความแตกต่างกันจึงทดสอบต่อโดยใช้สถิติการทดสอบมันน์-วิตนีย์ ยู (Mann Whitney U test) ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ .05

ผล

ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับต่างชนิด ต่างขนาดหน้าตัดทั้งหมด 18 กลุ่ม ได้แสดงในตารางที่ 1 และรูปที่ 2-4 โดยผลจากการวิเคราะห์ขนาดของแรงบิดและแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับต่างชนิด ต่างขนาดหน้าตัดทั้งหมด 18 กลุ่ม ด้วยสถิติครัสคัล-วอลลิส พบว่าขนาดของแรงบิดและแรงคืนกลับของลวด 18 กลุ่ม มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ .05 และผลจากการวิเคราะห์ขนาดของแรงบิดและแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับต่างชนิด ต่างขนาดหน้าตัดทั้งหมด 18 กลุ่ม ด้วยสถิติการทดสอบมันน์-วิตนีย์ พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$) ยกเว้น ที่ 20, 15, 10 และ 5 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงคืนกลับไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 7, 8, 50 และ 61 คู่ ตามลำดับ (รูปที่ 5-8)

บทวิจารณ์

จากการเปรียบเทียบขนาดแรงบิดที่เกิดจากลวดโค้งปรับระดับนิกเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันชนิดเดียวกัน ที่มีขนาดหน้าตัดเท่ากัน แต่กระทำกับฟันที่ระดับการเอนเอียงต่างกัน พบว่าระดับองศาที่มีการเอนเอียงมากจะได้รับแรงมากกว่าระดับองศาที่มีการเอนเอียงน้อย ดังนั้น ระดับการเอนเอียงของฟันจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่ควรพิจารณาในการเลือกใช้ลวด เพราะระดับการเอนเอียงมีความเกี่ยวข้องกับขนาดของแรง

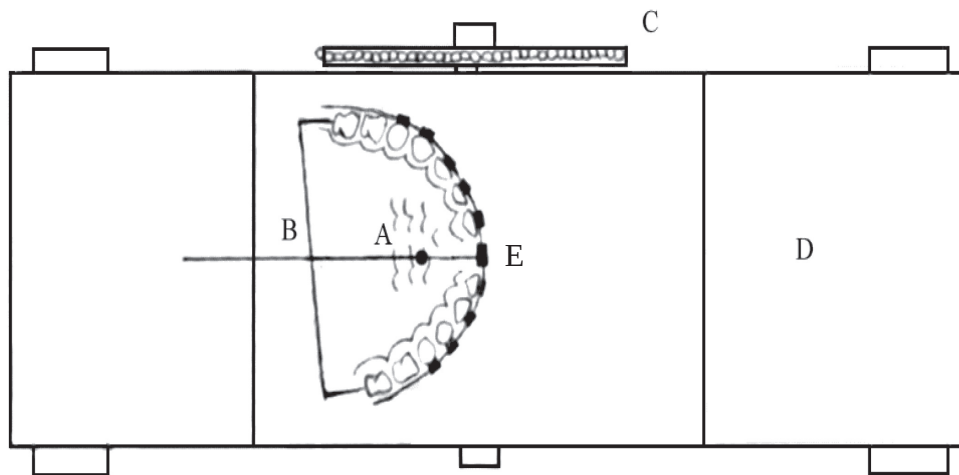
จากผลการศึกษา ณ 20 องศา ลวด NS1622F240 ให้ค่าเฉลี่ยของแรงบิดเริ่มต้น น้อยที่สุดคือ 0.0934 นิวตัน-เซนติเมตร และลวด NS1825F300 ให้แรงบิดเริ่มต้นมากที่สุดคือ 0.9617 นิวตัน-เซนติเมตร ค่าของแรงคืนกลับ ณ 15 10 และ 5 องศา จะลดหลั่นลงมาจากแรงเริ่มต้น 10 และ 5 องศา ซึ่งเป็นลักษณะของลวดผสมนิกเกิลไททาเนียม โดย ณ 15 10 และ 5 องศา

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดนิกเกิลไททาเนียม ชนิด และขนาดต่าง ๆ (นิวตัน-เซนติเมตร)

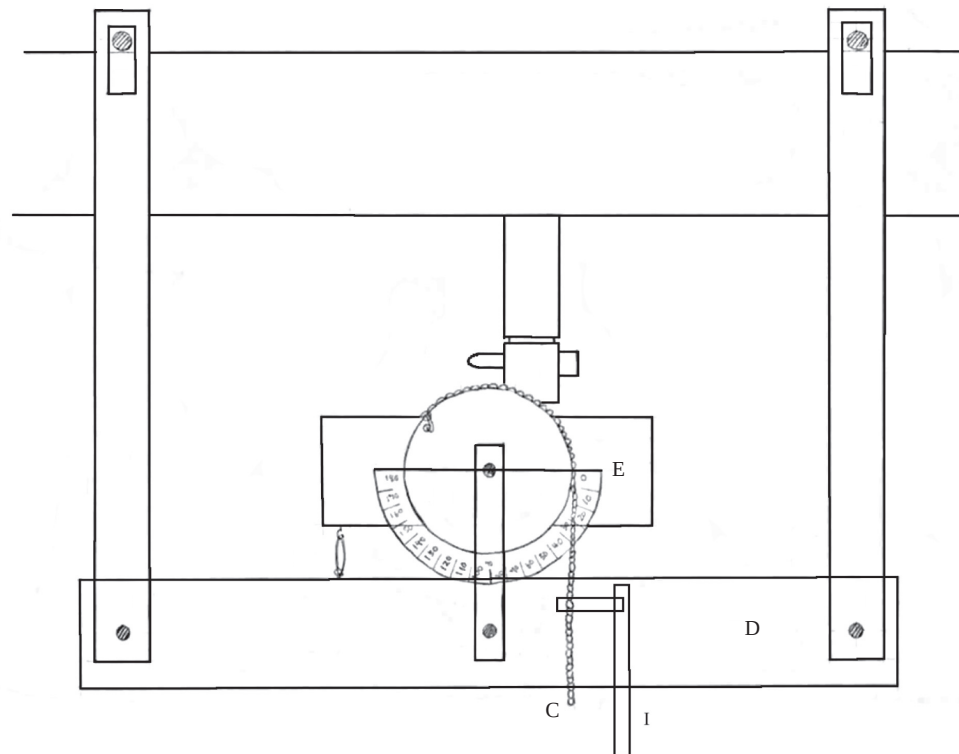
Table 1 Means and standard deviation of torque forces and unloaded forces generated by various types and sizes of nickel-titanium archwire (Newton-cm)

Type	Degree							
	20		15		10		5	
	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.	Mean	s.d.
NS1622F240	0.0934	0.0082	0.0232	0.0069	0.0341	0.0118	0.0127	0.0112
NS1622F80	0.0959	0.0088	0.0114	0.0099	0.0176	0.0103	0.0050	0.0091
NS1622F160	0.1091	0.0166	0.0260	0.0151	0.0238	0.0137	0.0282	0.0129
S1622M	0.1166	0.0210	0.0660	0.0310	0.0490	0.0183	0.0160	0.0072
NTN1622	0.1826	0.0681	0.0774	0.0285	0.0502	0.0341	0.0573	0.0176
S1622H	0.1868	0.0202	0.0410	0.0085	0.0370	0.0138	0.0420	0.0093
NTN1725	0.1983	0.0127	0.0502	0.0117	0.0423	0.0095	0.0033	0.0128
NT1622	0.2596	0.0139	0.0670	0.0120	0.0326	0.0083	0.0411	0.0102
S1725M	0.2995	0.0291	0.1213	0.0215	0.0392	0.0177	0.0237	0.0186
S1725H	0.3498	0.0166	0.1358	0.0265	0.0492	0.0274	0.0213	0.0128
NT1725	0.4763	0.0702	0.2303	0.0266	0.0727	0.0144	0.0242	0.0146
NS1825F100	0.5112	0.0390	0.1983	0.0259	0.0476	0.0140	0.0209	0.0127
S1825M	0.5580	0.0084	0.1680	0.0544	0.0408	0.0099	0.0093	0.0062
NS1825F200	0.5896	0.0143	0.2773	0.0142	0.0506	0.0121	0.0241	0.0176
NTN1825	0.6409	0.0529	0.2071	0.0146	0.1327	0.0159	0.0534	0.0140
S1825H	0.7750	0.0622	0.2897	0.0668	0.0827	0.0343	0.0312	0.0257
NT1825	0.8859	0.0132	0.4061	0.0288	0.1211	0.0184	0.0362	0.0348
NS1825F300	0.9617	0.0571	0.6057	0.0428	0.2410	0.0076	0.0539	0.0119

รูปที่ 1.1

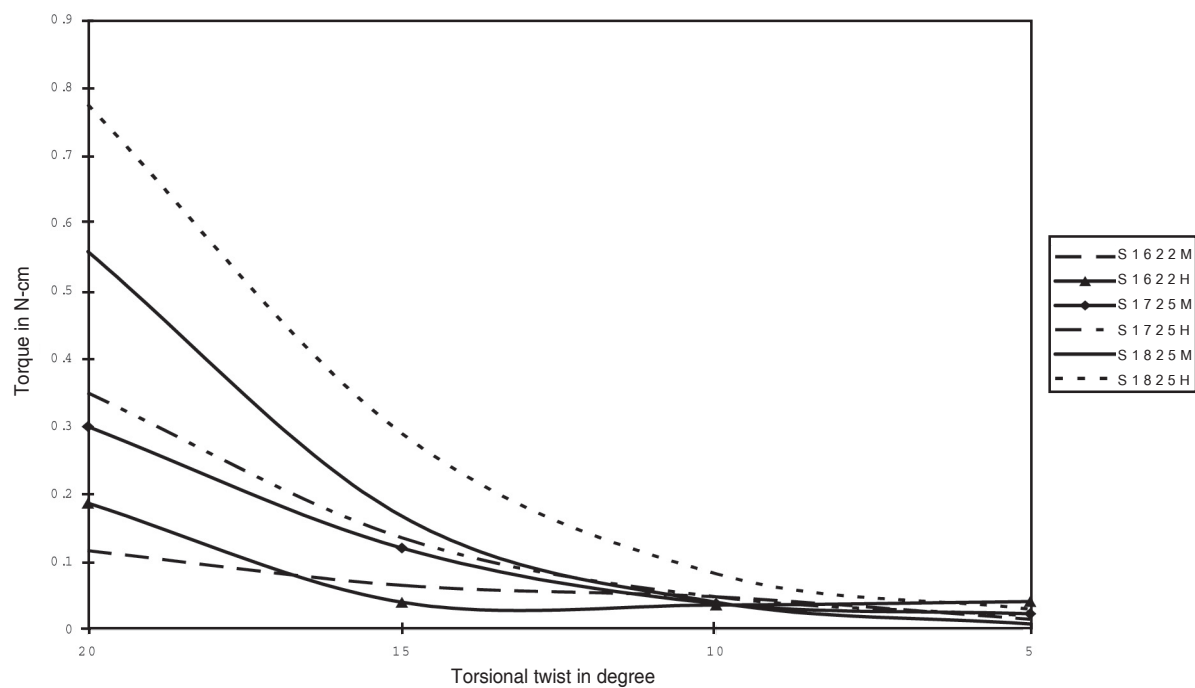


รูปที่ 1.2



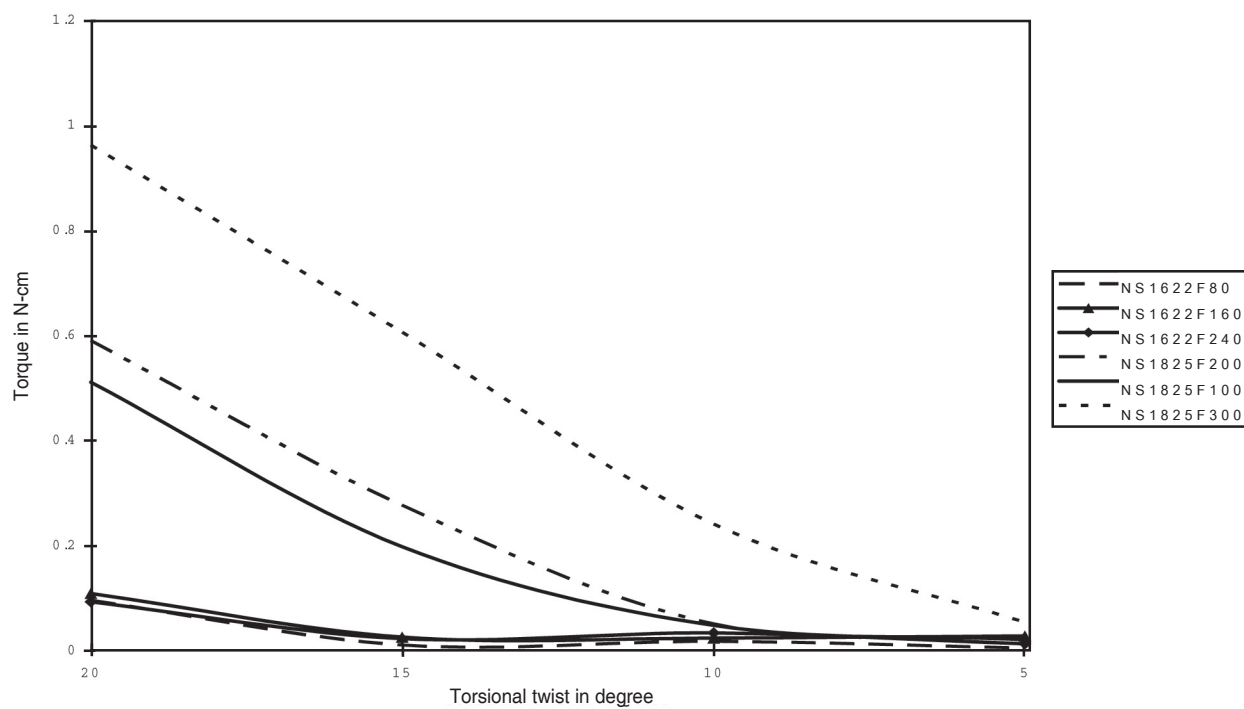
รูปที่ 1.1 และ 1.2 A. ฐานฟันบนจำลอง
B. แท่งเหล็กกล้าไร้สนิมกลม ขนาด 0.014 นิ้ว
C. โซ่
D. ฐานอะลูมิเนียมขนาด 15x4x2 นิ้ว
E. แผ่นอะลูมิเนียมขนาด 12x4x2 นิ้ว

Fig. 1.1 and 1.2 A. Upper arch dentoform
B. Round stainless steel 0.014 inch
C. chain
D. Aluminium base 15x4x2 inch
E. Aluminium plate 12x4x2 inch



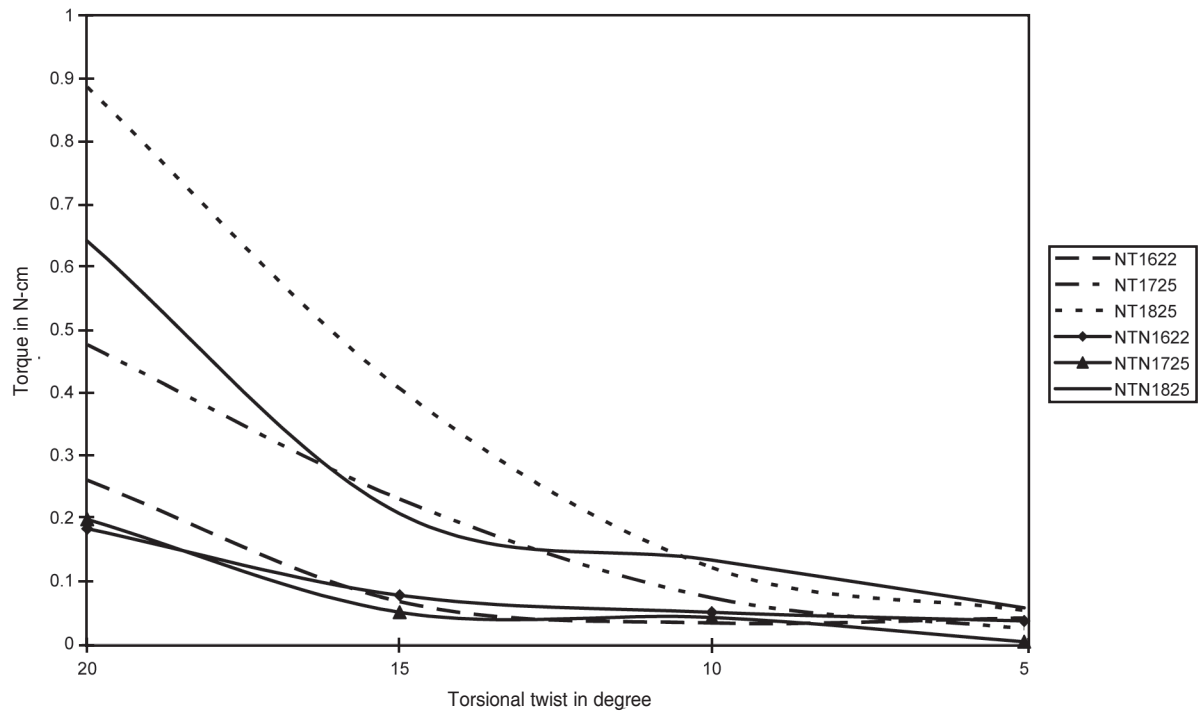
รูปที่ 2 แรงบิดและแรงคืนกลับที่ระดับการเอนเอียงต่าง ๆ (นิวตัน-เซนติเมตร)

Fig. 2 Torque and deactivation forces at various degree of torque (Newton-cm)



รูปที่ 3 แรงบิดและแรงคืนกลับที่ระดับการเอนเอียงต่าง ๆ (นิวตัน-เซนติเมตร)

Fig. 3 Torque and deactivation forces at various degree of torque (Newton-cm)



รูปที่ 4 แรงบิดและแรงคืนกลับที่ระดับการเอนเอียงต่าง ๆ (นิวตัน-เซนติเมตร)
Fig. 4 Torque and deactivation forces at various degree of torque (Newton-cm)

	S1622M	S1622H	S1725M	S1725H	S1825M	S1825H	NS1622F80	NS1622F160	NS1622F240	NS1825F100	NS1825F200	NS1825F300	NT1622	NT1725	NT1825	NTN1622	NTN1725	NTN1825
S1622M	-							*								*		
S1622H		-														*	*	
S1725M			-															
S1725H				-														
S1825M					-													
S1825H						-												
NS1622F80							-		*									
NS1622F160	*							-										
NS1622F240							*		-									
NS1825F100										-				*				
NS1825F200											-							
NS1825F300												-						
NT1622													-					
NT1725										*				-				
NT1825															-			
NTN1622	*	*														-	*	
NTN1725		*														*	-	
NTN1825																		-

รูปที่ 5 แรงบิดของลวด นิกเกิลไททาเนียม ณ 20 องศา ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$)
Fig. 5 Torsional forces from Nickel-titanium wires at 20 degree which was not significantly different ($p < .05$)

	S1622M	S1622H	S1725M	S1725H	S1825M	S1825H	NS1622F80	NS1622F160	NS1622F240	NS1825F100	NS1825F200	NS1825F300	NT1622	NT1725	NT1825	NTN1622	NTN1725	NTN1825
S1622M	-												*				*	
S1622H		-																
S1725M			-	*														
S1725H			*	-														
S1825M					-					*								
S1825H						-					*							
NS1622F80							-											
NS1622F160								-	*									
NS1622F240								*	-									
NS1825F100					*					-								*
NS1825F200						*					-							
NS1825F300												-						
NT1622	*												-			*		
NT1725														-				
NT1825															-			
NTN1622													*			-		
NTN1725	*																-	
NTN1825																		-

รูปที่ 6 แรงคืนกลับของลวด นิกเกิลไททาเนียม ณ 15 องศา ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$)

Fig. 6 Deactivation forces from Nickel-titanium wires at 15 degree which was not significantly different ($p < .05$)

	S1622M	S1622H	S1725M	S1725H	S1825M	S1825H	NS1622F80	NS1622F160	NS1622F240	NS1825F100	NS1825F200	NS1825F300	NT1622	NT1725	NT1825	NTN1622	NTN1725	NTN1825
S1622M	-	*	*	*	*					*	*					*	*	
S1622H	*	-	*	*	*				*	*	*		*			*	*	
S1725M	*	*	-	*	*				*	*	*		*			*	*	
S1725H	*	*	*	-	*				*	*	*		*			*	*	
S1825M	*	*	*	*	-				*	*	*		*			*	*	
S1825H						-								*				
NS1622F80							-	*										
NS1622F160							*	-					*					
NS1622F240		*	*	*	*				-				*				*	
NS1825F100	*	*	*	*	*					-	*					*	*	
NS1825F200	*	*	*	*	*					*	-					*		
NS1825F300												-						
NT1622		*	*	*	*			*	*				-			*		
NT1725						*								-				
NT1825															-			*
NTN1622	*	*	*	*	*				*	*	*		*			-	*	
NTN1725	*	*	*	*	*				*	*						*	-	
NTN1825															*			-

รูปที่ 7 แรงคืนกลับของลวด นิกเกิลไททาเนียม ณ 10 องศา ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$)

Fig. 7 Deactivation forces from Nickel-titanium wires at 10 degree which was not significant difference ($p < .05$)

	S1622M	S1622H	S1725M	S1725H	S1825M	S1825H	NS1622F80	NS1622F160	NS1622F240	NS1825F100	NS1825F200	NS1825F300	NT1622	NT1725	NT1825	NTN1622	NTN1725	NTN1825
S1622M	-		*	*		*			*	*	*			*		*		
S1622H		-				*							*			*		
S1725M	*		-	*	*	*		*	*	*	*			*		*		
S1725H	*		*	-		*		*	*	*	*			*		*		
S1825M			*		-	*		*									*	
S1825H	*	*	*	*	*	-		*	*	*	*		*	*		*		
NS1622F80							-		*								*	
NS1622F160			*	*	*	*		-		*	*			*		*		
NS1622F240	*		*	*		*	*		-	*	*					*	*	
NS1825F100	*		*	*		*		*	*	-	*			*		*		
NS1825F200	*		*	*		*		*	*	*	-			*		*		
NS1825F300												-			*	*		*
NT1622		*				*							-			*		
NT1725	*		*	*		*		*		*	*			-		*		
NT1825												*			-	*		*
NTN1622	*	*	*	*		*		*	*	*	*	*	*	*	*	-		*
NTN1725					*		*		*								-	
NTN1825												*			*	*		-

รูปที่ 8 แรงคืนกลับของลวด นิกเกิลไททาเนียม ณ 5 องศา ที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < .05$)
Fig. 8 Deactivation forces from Nickel-titanium wires at 5 degree which was not significantly different ($p < .05$)

ลวด NS1825F300 จะให้แรงบิดคืนกลับ มากที่สุดคือ 0.6057 และ 0.241 นิวตัน-เซนติเมตรตามลำดับ ณ 5 องศา ลวด NT1825 จะให้แรงคืนกลับมากที่สุดคือ 0.0539 นิวตัน-เซนติเมตร

เมื่อเปรียบเทียบแรงบิดและแรงคืนกลับที่เกิดจากลวดโค้ง ปรับระดับนิกเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันต่างชนิด และต่างขนาด เมื่อถูกบิด ณ ระดับ 20 องศา คืนกลับที่ระดับ 15 10 และ 5 องศา พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในทุกระดับองศา ($p < .05$) ยกเว้น ที่ 20 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 7 คู่ (รูปที่ 5) ที่ 15 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงคืนกลับไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 8 คู่ (รูปที่ 6) ที่ 10 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงคืนกลับไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 50 คู่ (รูปที่ 7) ที่ 5 องศา มีลวดที่ให้ขนาดแรงคืนกลับไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ 61 คู่ (รูปที่ 8)

Proffit และ Fields¹ ได้แนะนำว่า ลวดโค้งควรเคลื่อนได้อย่างอิสระในร่องของแบร็กเกต โดยลวดควรมีขนาดเล็กกว่าร่องของแบร็กเกตอย่างน้อย 0.002 ถึง 0.004 นิ้ว ดังนั้นลวดเส้นแรกที่ใช้ควรมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกิน 0.016 นิ้ว สำหรับร่อง

ของแบร็กเกตขนาด 0.018 นิ้ว ส่วนร่องของแบร็กเกตขนาด 0.022 นิ้ว การใช้ลวดขนาด 0.018 นิ้ว จะเหมาะสม นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้แนะนำให้มัดลวดโค้งไม่แน่นมาก

จากผลการทดลองของการศึกษานี้ให้ขนาดแรงบิดใกล้เคียงกับการศึกษาของ Meling และ Odegard¹² โดยการศึกษาของ Meling และ Odegard ให้ข้อสรุปว่าความแตกต่างของแรงบิดในกลุ่มตัวอย่างเดียวกันมีค่าน้อย แต่ความแตกต่างของแรงบิดระหว่างลวดต่างยี่ห้อกันมีค่ามาก และเมื่อเปรียบเทียบในลวดยี่ห้อเดียวกัน พบว่าลวดที่มีขนาดหน้าตัดแตกต่างกันก็จะให้ขนาดแรงบิดแตกต่างกันด้วย ซึ่งลวดขนาด .016x.022 ตารางนิ้ว ให้ขนาดแรงบิดต่ำที่สุด โดยจากการวิจัยนี้ก็พบว่าลวดขนาด .016x.022 ตารางนิ้วให้ขนาดแรงคืนกลับต่ำที่สุด ณ ระดับการเอนเอียง 10 15 และ 20 องศา ยกเว้นระดับการเอนเอียงที่ 5 องศา ซึ่งลวด .017x.025 ตารางนิ้ว ให้แรงต่ำที่สุด

จากการศึกษานี้ ณ ระดับการเอนเอียง 20 องศา พบว่าในลวดยี่ห้อเดียวกัน ลวดที่มีขนาดหน้าตัดเล็กกว่าจะให้แรงบิดน้อยกว่า จึงเห็นได้ว่าขนาดหน้าตัดมีผลต่อขนาดของแรงบิดที่เกิดขึ้น

โดยขนาดของแรงแปรผันตามขนาดของหน้าตัดของลวด

จากการศึกษาของ Julio A. Gurgel, Stephen Kerr, John M. Powers และ Arnaldo Pinzan¹³ ซึ่งทำการเก็บข้อมูลแรงบิด (Torsional moment) โดยใช้เครื่องวัดแรงบิด (Torsiometer) พบว่าค่าขนาดของแรงบิดน้อยกว่าแรงบิดที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้เมื่อเปรียบเทียบ ณ ระดับการเอนเอียงเดียวกัน นั่นเป็นเพราะการศึกษารุ่นนี้ ได้ทำการวัดแรงบิดจากลวดนิเกิลไททาเนียมที่ถูกตัดออกมายาว 13 มิลลิเมตร ถูกจับปลายทั้งสองข้างโดยแขนของเครื่องวัดแรงบิด และขณะทำการวัดค่าของแรงบิด ลวดจะเกิดการเคลื่อนตัว (Sliding) เล็กน้อย ซึ่งการเคลื่อนตัวนี้จะเกิดจากความแตกต่างของความแข็ง (Stiffness) ของลวด มากกว่าที่จะพบในสภาวะทางคลินิก จากเหตุผลดังกล่าวข้างต้นทำให้ขนาดของแรงบิดที่ได้จากเครื่องวัดแรงบิดอาจจะมีค่าแตกต่างกับขนาดของแรงบิดจริงที่เกิดขึ้นกับฟัน และแตกต่างกับขนาดของแรงบิดที่ได้จากการวิจัยครั้งนี้ด้วย

ส่วนปัจจัยเกี่ยวกับเรื่องอุณหภูมิขณะทำการทดลองไม่มีผลกับคุณสมบัติของลวดนิเกิลไททาเนียมของกลุ่มตัวอย่างที่ทำการศึกษานี้ เนื่องจากลวดที่นำมาศึกษาทั้งหมดเป็นลวดที่มีค่าอุณหภูมิของการเปลี่ยนวัฏภาค (Transitional Temperature Range: TTR) ต่ำมาก (ประมาณ 17 องศาเซลเซียส) ดังนั้นในช่วงอุณหภูมิที่ทำการศึกษา (26 องศาเซลเซียส) ถึงช่วงอุณหภูมิที่ใช้งานจริงในช่องปาก (35-37 องศาเซลเซียส) ลวดนิเกิลไททาเนียมในกลุ่มตัวอย่างจะไม่มีเปลี่ยนแปลงวัฏภาค ดังนั้นคุณสมบัติของลวดนิเกิลไททาเนียมจะไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างอุณหภูมิที่ทำการวิจัยนี้ กับอุณหภูมิที่ใช้งานจริงในช่องปาก เพราะฉะนั้นผลการวิจัยครั้งนี้สามารถนำไปอ้างอิงได้จริงในทางคลินิก

การศึกษาที่ผ่านมามักเป็นการเปรียบเทียบระหว่างลวดเพียงสองหรือสามชนิด¹⁶⁻¹⁹ ยังไม่เคยมีการศึกษาเปรียบเทียบลวดถึง 7 ชนิด ซึ่งมีขนาดหน้าตัดต่างกันและกระทำกับฟันที่ระดับการเอนเอียงแตกต่างกัน ดังเช่นการศึกษานี้ ซึ่งเน้นการจัดอันดับขนาดแรงที่เกิดจากลวดทั้ง 18 กลุ่ม จะช่วยทันตแพทย์จัดฟันในการเลือกใช้ลวด (Wire selection) และการเปลี่ยนลวดในขั้นตอนการรักษาต่อไป (Wire progression) ตามหลักการผันแปรขนาดแรง เพื่อให้ได้ขนาดแรงบิดต่อฟันตามต้องการ

การศึกษาได้จัดอันดับแรงบิดเริ่มต้นที่เกิดจากลวดนิเกิลไททาเนียมไว้เพื่อให้เป็นข้อมูลในการประกอบการพิจารณาเลือกใช้ลวดนิเกิลไททาเนียมต่างชนิดต่างขนาด รวมทั้งพิจารณาจากผลการศึกษาถึงความไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทาง

สถิติของแรงคืนกลับที่ระดับองศาต่าง ๆ กันด้วย เช่น อาจพิจารณาเลือกใช้ลวดที่มีขนาดใหญ่กว่าเพื่อควบคุมแนวแกนฟันได้ดีกว่าลวดขนาดเล็กหากแรงที่ฟันได้รับไม่แตกต่างกัน ในทำนองเดียวกัน อาจเลือกใช้ลวดที่มีราคาต่ำกว่าลวดที่มีราคาสูงกว่าเพื่อให้ได้แรงที่ไม่แตกต่างกัน

บทสรุป

การศึกษาที่ผ่านมามักเป็นการเปรียบเทียบระหว่างลวดเพียงสองหรือสามชนิด¹⁶⁻¹⁹ ยังไม่เคยมีการศึกษาเปรียบเทียบลวดถึง 7 ชนิด ซึ่งมีขนาดหน้าตัดต่างกันและกระทำกับฟันที่ระดับการเอนเอียงแตกต่างกัน ดังเช่นการศึกษานี้ ซึ่งเน้นการจัดอันดับขนาดแรงที่เกิดจากลวดทั้ง 18 กลุ่ม จะช่วยทันตแพทย์จัดฟันในการเลือกใช้ลวดและการเปลี่ยนลวดในขั้นตอนการรักษาต่อไปตามหลักการผันแปรขนาดแรง เพื่อให้ได้ขนาดแรงบิดต่อฟันตามต้องการ

คำขอบคุณ

ผู้จัดทำโครงการวิจัยเรื่อง การศึกษาเปรียบเทียบแรงบิดที่เกิดจากลวดโค้งนิเกิลไททาเนียมทางทันตกรรมจัดฟันที่ระดับการเอนเอียงที่ต่างกัน ขอขอบพระคุณจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้เงินอุดหนุนในการทำวิจัยครั้งนี้ ขอขอบคุณ ผศ.ทพ.ชาญชัย ไช้สงวน ซึ่งเป็นผู้ให้คำปรึกษาทางด้านสถิติ รวมถึงให้คำแนะนำด้านการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูปเอสพีเอสเอส (SPSS) ขอขอบคุณบุคลากรของศูนย์วิจัยทันตวัสดุศาสตร์ที่ช่วยเหลือในขั้นตอนการเก็บข้อมูล ด้วยความช่วยเหลือและความร่วมมือของท่านทั้งหลายเหล่านี้ งานวิจัยในครั้งนี้จึงสำเร็จไปได้ด้วยดี ทางคณะผู้ทำการวิจัยจึงขอขอบพระคุณอีกครั้ง

เอกสารอ้างอิง

1. Proffit WR, Fields HW Jr., editors. Contemporary orthodontics. Third edition, St. Louis, **Missouri: Mosby**; 2000. p.526-51.
2. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. **Am J Orthod** 1981;80: 1-16.
3. Reitan K. Biomechanical principles and reaction. In: Graber TM, Swain B, eds. Orthodontics: current principles and techniques. St. Louis: **CV Mosby Co**; 1985.

4. Burstone CJ, Groves MH. Threshold and optimum force value for maxillary anterior tooth movement. **J Dent Res** 1960;39:695.
5. Gianelly AA, Goldman HM. Biologic basis of orthodontics. Philadelphia: **Lea & Febiger**; 1971: p.164-5.
6. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. **Am J Orthod** 1978;73:142-51.
7. Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics. **Angle Orthod** 1972;42:172-7.
8. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1989;96:100-9.
9. Waters NE, Houston WJ, Stephens CD. The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth. **Am J Orthod** 1981;79: 373-89.
10. Waters NE. A rationale for the selection of orthodontic wires. **Eur J Orthod** 1992;14:240-5.
11. Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1997;112:41-9.
12. Meling TR, Odegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1998;113:546-57
13. Gurgel Jde A, Kerr S, Powers JM, Pinzan A. Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001;120:76-80.
14. Sirichompun C, Phetcharakupt V. Forces generated by various types of orthodontic leveling archwires. **J Dent Assoc Thai** 2003;53:141-153.
15. Phetcharakupt V, Sirichompun C. Comparative study of forces generated by orthodontic leveling archwires tied at different levels of tooth irregularity. **J Dent Assoc Thai** 2003;53:323-339.
16. Andreasen G, Murray J, Fahl J. Arch leveling and alignment effectiveness of two types of wire (II): a graphic interpretation. **Quintessence Int Dent Dig** 1984;15:207-15.
17. Andreasen G, Atha E, Fahl J. Arch leveling and alignment effectiveness of two types of wire (I): a qualitative study. **Quintessence Int Dent Dig** 1984;15:49-57.
18. West AE, Jones ML, Newcombe RG. Multiflex versus superelastic: a randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1995;108:464-71.
19. Evans TJ, Jones ML, Newcombe RG. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1998;114:32-9

Original Article

Comparative Study of Deactivated Torsional Forces Generated by Various Nickel-Titanium Orthodontic Wires at Different Degrees of Twist

Piyarat Apivatanagul

Associate Professor
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Vachara Phetcharakupt

Associate Professor
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Krid Kamonkhantikul

Tunyaporn Surapornsawasd

Dental Student
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University

Correspondence to:

Associate Professor Vachara Phetcharakupt
Department of Orthodontics
Faculty of Dentistry, Chulalongkorn University
Henry Dunant Road, Patumwan, Bangkok 10330
Tel: 02-2188930
E-mail: vachara_ph@hotmail.com

Abstract

The objective of this study was to compare the activated torque and deactivated torque of various sizes nickel-titanium wires at different degrees of twist, including 20 degree and deactivated to 15, 10 and 5 degree. The 4 nickel-titanium wires used in this study were Sentalloy, Neo sentalloy, Niti and Nitinol which were different in cross-sectional surface areas. The wires were divided into 18 groups with 12 wires in each group. This study was conducted in laboratory to test the activated and deactivated force of each wire in maxillary model by using Lloyd Universal Testing Machine. The study compared the different torsional moment by Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U test at 95% confidence interval. Torsional moments of the 18 groups of nickel-titanium wires in various degrees were significantly different ($p < .05$) except at 20, 15, 10 and 5 degrees. For these four degrees mentioned, there were 7, 8, 50 and 61 pairs of wires respectively, which were not significantly different in the deactivated force. Tables and graphs of ranked torsional moments of the nickel-titanium wires could be useful for orthodontists in wire selection during wire progression

Key words: nickel-titanium; torque