

การศึกษาเปรียบเทียบปัจจัยที่มีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน ระหว่างความผายกับการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุน

ภาณุพงษ์ จิระไชยชัย* จันทรีธิดา ภาณุตานนท์ ณ มหาสารคาม* กุลวรา ธาริยะ* กมลพร หวังเชื่อนกลาง**

พิษณุพันธ์ จันทโรยธำ*** สรณันท์ จุญญศักดิ์ชัย**

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน เปรียบเทียบระหว่างความผายกับการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุน ทำการทดลองโดยแบ่งไฟล์ทั้งหมด 9 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ตัว ประกอบด้วยไฟล์ยี่ห้อเคทรี ที่มีความผาย 0.02 และ 0.04 ขนาด 25 30 35 ไฟล์ยี่ห้อเคทรีเอ็กซ์เอฟ ที่มีความผาย 0.04 ขนาด 25 30 และ 35 โดยไฟล์ทั้ง 2 ยี่ห้อ มีลักษณะการออกแบบที่เหมือนกัน ทำการประเมินความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยเปรียบเทียบจำนวนรอบที่ไฟล์หมุนจนกระทั่งหักในคลองรากฟันจำลอง วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุ นำชิ้นส่วนไฟล์ที่หักไปส่องกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนชนิดส่องกราดที่กำลังขยาย 200 เท่า เพื่อดูลักษณะการหัก ผลการศึกษาพบว่าไฟล์ขนาดเดียวกัน ความผายมีผลต่อจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะ ลักษณะการหักของไฟล์ทุกชิ้นมีลักษณะการหักที่เกิดจากความล้าของโลหะจากการหมุน จากการศึกษาสรุปได้ว่า ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุนที่มีลักษณะการออกแบบที่เหมือนกัน ความผายมีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะด้วยวิธีอาร์-เพลสอิทธิฤทธิ์

คำไชรหัส : ความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน/ ความผาย/ การปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะ/ ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุน/ เคทรี/ เคทรีเอ็กซ์เอฟ

บทนำ

ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุน (NiTi rotary file) ได้รับความนิยมใช้เป็นเครื่องมือในการเตรียมคลองรากฟันเป็นอย่างมาก เนื่องจากคุณสมบัติของโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมที่มีความยืดหยุ่นสูง (Super elasticity) และความสามารถคืนกลับรูปร่างเดิมได้ (Shape memory effect) ส่งผลให้ไฟล์มีความสามารถโค้งงอ (Flexibility) และต้านทานต่อการหักมากกว่าไฟล์มือที่ผลิตจากโลหะไร้สนิม (Stainless steel hand file)^{1,2}

การศึกษาจำนวนมากแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพที่ดีกว่าในการเตรียมคลองรากฟันด้วยไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุนเมื่อเทียบกับการใช้ไฟล์มือที่ผลิตจาก

โลหะไร้สนิม โดยการเตรียมคลองรากฟันจะยังคงรักษารูปร่างเดิมของคลองรากฟัน ลดการเกิดข้อผิดพลาดในขั้นตอนการเตรียมคลองรากฟัน และช่วยลดระยะเวลาในการทำงาน³⁻⁵

ถึงแม้ว่าไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมจะมีข้อดีหลายประการ แต่ก็พบข้อด้อยเช่นกัน คือการหักของไฟล์ โดยมีการหัก 2 ลักษณะ ได้แก่ การหักจากการบิด (Torsional fracture) เกิดจากส่วนปลายหรือส่วนใด ๆ ของไฟล์ยึดติดกับผนังคลองรากฟันขณะที่ไฟล์กำลังหมุน เมื่อไฟล์ได้รับแรงบิดที่มากเกินไปก็จะเกิดการหักของไฟล์ และการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน (Cyclic fatigue fracture) เกิดจากการที่ไฟล์หมุนในคลองรากฟันที่โค้ง พื้นผิวไฟล์ด้าน

* ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น

** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลโนนแดง อำเภอโนนแดง จังหวัดนครราชสีมา

*** แผนกทันตกรรม โรงพยาบาลเสาวนทวง อำเภอเสาวนทวง จังหวัดขอนแก่น

ในส่วนโค้งจะถูกแรงกด ขณะที่พื้นผิวไฟล์ด้านนอกส่วนโค้งจะได้รับแรงดึง เมื่อไฟล์หมุน ณ ตำแหน่งคลองรากฟันที่โค้ง ไฟล์จะถูกกดและดึงซ้ำๆ จนโลหะเกิดความล้าและหักในที่สุด⁶

การเตรียมคลองรากฟันที่มีลักษณะโค้งเป็นสิ่งที่ท้าทาย เนื่องจากมีความเสี่ยงที่จะทำให้เกิดข้อผิดพลาดระหว่างการเตรียมคลองรากฟัน เช่น การเตรียมคลองรากฟันผิดจากแนวคลองรากฟันเดิม (Ledge formation) ผังคลองรากฟันใกล้ปลายรากฟันส่วนนอกโค้งถูกตัดมากเกินไป (Apical zip) เกิดรอยทะลุ (Perforation) และไฟล์หักซึ่งข้อผิดพลาดเหล่านี้ย่อมส่งผลกระทบต่อความสำเร็จของการรักษา⁷ โดยการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนเป็นลักษณะการหักของไฟล์ที่พบในการขยายคลองรากฟันที่โค้ง ซึ่งจะเกิดบริเวณที่ไฟล์ถูกทำให้โค้งที่สุด จากการศึกษาของ Cheung และคณะ⁸ พบว่าไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมมีการหักในลักษณะนี้มากที่สุดถึงร้อยละ 93

ลักษณะการออกแบบของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมที่มีผลต่อการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน เช่น ความผาย (Taper) โดยไฟล์ที่มีความผายน้อยจะมีความสามารถโค้งงอได้สูง ส่งผลให้ต้านทานต่อการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนสูงกว่าไฟล์ที่มีความผายมาก^{9,10} การปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม เพื่อให้ต้านทานต่อการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนได้ดียิ่งขึ้น เช่น โลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมที่ผ่านขบวนการอาร์-เฟสฮีทเทรตเมนต์ (R-phase heat treatment, SybronEndo, Glendora, CA, USA)¹¹⁻¹³ และเอ็ม-ไวร์ (M-wire, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA)¹⁴⁻¹⁷

แนวโน้มไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมที่ออกแบบในปัจจุบันจะผลิตด้วยโลหะที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติให้ต้านทานต่อการหักได้มากขึ้น แต่ขณะเดียวกันก็ไม่ผลิตไฟล์ที่มีความผายน้อย เนื่องจากเชื่อว่าไฟล์ที่ผลิตจากโลหะที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติแล้วมีความสามารถต้านทานการหักได้ดีเพียงพอ ตัวอย่างเช่น ไฟล์ยี่ห้อเคทรี (K3: SybronEndo) ผลิตให้มีความผาย 0.12 0.10 0.08 0.06 0.04 และ 0.02 ในขณะที่ไฟล์ยี่ห้อเคทรีเอ็กซ์เอฟ (K3XF: SybronEndo) เป็นไฟล์ที่พัฒนามาจากไฟล์ยี่ห้อเคทรี โดยมีลักษณะการออกแบบของไฟล์เหมือนกัน ต่างกันที่เคทรีเอ็กซ์เอฟผลิตจากโลหะที่ผ่านขบวนการอาร์-เฟส ฮีทเทรตเมนต์

ซึ่งผลิตให้มีความผายเพียง 0.12 0.10 0.08 0.06 และ 0.04 เท่านั้น ร่วมกับยังไม่มีการศึกษาระหว่างความผายและการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะว่าปัจจัยใดมีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนมากกว่า จึงเป็นที่มาของวัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ เพื่อศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยเปรียบเทียบระหว่างความผายกับการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะของไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุน

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การศึกษานี้จะทำการประเมินความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยเปรียบเทียบจำนวนรอบที่ไฟล์หมุนจนกระทั่งหักในคลองรากฟันจำลอง ทำการทดลองโดยมีไฟล์ทั้งหมด 9 กลุ่ม กลุ่มละ 10 ตัว ประกอบด้วยไฟล์ยี่ห้อเคทรี ที่มีความผาย 0.02 และ 0.04 ขนาด 25 30 35 ไฟล์ยี่ห้อ เคทรีเอ็กซ์เอฟที่มีความผาย 0.04 ขนาด 25 30 และ 35

การเตรียมคลองรากฟันจำลอง

เจาะแท่นอะลูมิเนียมเป็นคลองรากฟันจำลองให้มีขนาดพอดีกับไฟล์ ทั้งในส่วนของขนาดและความผาย โดยเจาะแท่นอะลูมิเนียมให้มีขนาดใหญ่กว่าไฟล์จริง ประมาณ 0.1 มิลลิเมตร เพื่อให้ไฟล์หมุนได้อย่างอิสระในคลองรากฟัน และมีความยาวคลองรากฟัน 20 มิลลิเมตร ความโค้งของคลองรากฟัน 45 องศา รัศมีความโค้ง 6 มิลลิเมตร และจุดโค้งสุดห่างจากปลายคลองรากฟัน 8 มิลลิเมตร แท่นโลหะนี้จะคลุมด้วยกระจกใสด้านหน้าเพื่อให้มองเห็นการหมุนและการหักของเครื่องมือ (รูปที่ 1) โดยไม่มีส่วนใดของไฟล์แตะที่กระจก และกระจกนี้สามารถนำออกได้เพื่อนำไฟล์ที่หักออกจากคลองรากฟัน^{11,18}



รูปที่ 1 คลองรากฟันจำลอง

Figure 1 Artificial canal

การเก็บรวบรวมข้อมูล

นำไฟล์หมุนในคลองรากฟันจำลองโดยใช้เครื่องมือเตอรไฟฟ้าหือเวฟวัน (Wave One, Dentsply-Mailleferk, Ballaigues, Switzerland) ตั้งค่าเริ่มต้นของเครื่องให้มีความเร็ว 300 รอบต่อนาที ทอริก 2.5 นิวตันเซนติเมตร ทั้งนี้การทดลองจะทำการบันทึกวีดิทัศน์ เพื่อนำมาหาเวลาที่ไฟล์หมุนจนกระทั่งหักเข้าได้ แล้วนำมาคำนวณหาจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งไฟล์หัก (NCF: Number of cycle to failure) โดยคิดจากสูตร

$$\text{จำนวนรอบในการหมุน} = \frac{\text{เวลาจนกระทั่งไฟล์หัก (วินาที)} \times 300}{60}$$

นำชิ้นส่วนไฟล์ที่หักทุกชิ้นไปศึกษาลักษณะการหักของไฟล์ ภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning electron microscope, Model JSM 5410LV, JEOL Company, Tokyo, Japan) ที่กำลังขยาย 200 เท่า

การวิเคราะห์ข้อมูล

การทดสอบสถิติโดยใช้โปรแกรมเอสพีเอสเอส (SPSS v20: IBM Corp. Somers, NY, USA) พบว่าข้อมูลมีการแจกแจงปกติในทุกกลุ่ม ทำการวิเคราะห์แบบทวิปัจจัย (Bivariable analysis) โดยใช้สถิติทดสอบที (Independent t-test) เพื่อศึกษาปัจจัยด้านความผายที่มีผลต่อความต้านการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่มีความผายต่างกัน โดยไฟล์ผลิตจากโลหะที่เหมือนกันและมีขนาดเท่ากัน และศึกษาปัจจัยการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะที่มีผลต่อความต้านการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่มีชนิดของโลหะต่างกัน โดยไฟล์มีความผายและขนาดเท่ากัน

หลังจากนั้นทำการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัย (Multivariable analysis) โดยใช้สถิติการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุ (Multiple linear regression) เพื่อศึกษาเปรียบเทียบอิทธิพลของปัจจัยที่มีผลต่อความต้านการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน ระหว่างความผายกับการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะวิเคราะห์ข้อมูลทีระดับนัยสำคัญ 0.05

ผล

ผลการทดสอบความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนของไฟล์แต่ละกลุ่มแสดงใน (ตารางที่ 1)

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่ผลิตจากโลหะชนิดเดียวกันและมีขนาดเท่ากันในทุกกลุ่ม พบว่าไฟล์ที่มีความผาย 0.02 มีจำนวนรอบมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อเทียบกับไฟล์ที่มีความผาย 0.04

เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่มีความผายและขนาดเท่ากันในทุกกลุ่ม พบว่าไฟล์ที่ผลิตจากโลหะนิกเกิลไทเทเนียมที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติมีจำนวนรอบมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อเทียบกับไฟล์ที่ผลิตจากโลหะนิกเกิลไทเทเนียมปกติ

ผลต่างของค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่มีความผาย 0.02 และ 0.04 โดยไฟล์ผลิตจากโลหะชนิดเดียวกันและมีขนาดเท่ากัน (a, ตารางที่ 1) มีค่ามากกว่าผลต่างของค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่ผลิตจากโลหะนิกเกิลไทเทเนียมปกติกับโลหะนิกเกิลไทเทเนียมที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติ โดยไฟล์มีความผายและขนาดเท่ากัน (b, ตารางที่ 1) แสดงถึงแนวโน้มที่ความผายจะมีอิทธิพลต่อจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งไฟล์หักมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะ

การเปรียบเทียบอิทธิพลปัจจัยด้านความผายกับการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะ โดยอาศัยการวิเคราะห์แบบพหุปัจจัยโดยใช้สถิติการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุแสดงในตารางที่ 2 พบว่าไฟล์ ขนาด 25 ที่ผลิตจากโลหะที่ได้รับการปรับปรุงคุณสมบัติจะมีโอกาสในการเพิ่มจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก 0.039 เท่าเมื่อเทียบกับไฟล์ที่ผลิตจากโลหะปกติอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.02$) เมื่อไฟล์มีความผายเท่ากัน และเมื่อเปรียบเทียบไฟล์ที่มีความผาย 0.04 จะมีโอกาสในการลดจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก 1.018 เท่าเมื่อเทียบกับไฟล์ที่มีความผาย 0.02 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อไฟล์ผลิตจากโลหะชนิดเดียวกัน ซึ่งผลของการวิเคราะห์ความสัมพันธ์มีลักษณะเดียวกันเมื่อวิเคราะห์ในไฟล์ขนาด 30 และ 35

(ตารางที่ 2) จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์ ความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการ การถดถอยเชิงเส้นพหุจะแสดงให้เห็นว่า ความผายมีผลต่อ หมุนมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะ

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหัก

Table 1 Comparison of number of cycles to failure

Size	File			Number of cycle to failure mean±sd	Mean difference	p-value
	Brand	Alloy	Taper			
25	K3	normal	0.02	8626.50±219.80	7115.50 ^a	< 0.001
	K3	normal	0.04	1511.00±122.45		
	K3XF	modified	0.04	1781.50±159.55	-270.50 ^b	< 0.001
30	K3	normal	0.02	3783.50±132.33	2803.50 ^a	< 0.001
	K3	normal	0.04	980.00±144.34		
	K3XF	modified	0.04	1265.00±155.38	-285.00 ^b	< 0.001
35	K3	normal	0.02	2242.00±117.55	1561.50 ^a	< 0.001
	K3	normal	0.04	680.50±85.62		
	K3XF	modified	0.04	1047.50±111.59	-367.00 ^b	< 0.001

a = mean difference of the number of cycle to failure between fixed tapered NiTi files 0.02 and 0.04 with similar alloy and size

b = mean difference of the number of cycle to failure between regular NiTi files and metallurgic improved NiTi files with similar tapering and size

ตารางที่ 2 การวิเคราะห์พหุปัจจัยระหว่างความผายกับการปรับปรุงโลหะที่มีความสัมพันธ์กับจำนวนรอบใน การหมุนจนกระทั่งไฟล์หัก

Table 2 Multivariable analysis of the association between the type of alloy used for fabricating the files or files tapering to the number of cycles to failure

Model	Variable	β	p-value
I (size 25)	Alloy		
	Normal	1	0.02
	Modify	0.039	< 0.001
	Taper		
	0.02	1	< 0.001
	0.04	-1.1018	< 0.001
II (size 30)	Alloy		
	Normal	1	< 0.001
	Modify	0.106	< 0.001
	Taper		
	0.02	1	< 0.001
	0.04	-1.043	< 0.001
III (size35)	Alloy		
	Normal	1	< 0.001
	Modify	0.257	< 0.001
	Taper		
	0.02	1	< 0.001
	0.04	-1.092	< 0.001

จากการดูลักษณะการหักของไฟล์ทุกชิ้นภายใต้กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพบลักษณะการหักที่เกิดจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยพบบริเวณที่เป็นจุดเริ่มต้นของการหัก (Crack initiation area) (รูปที่ 2) และไม่พบรอยบิดของเกลียวที่เกิดจากส่วนปลายหรือส่วนใด ๆ ของไฟล์ยึดติดกับผนังคลองรากฟันที่ทำให้เกิดการหักจากการบิด (รูปที่ 3)

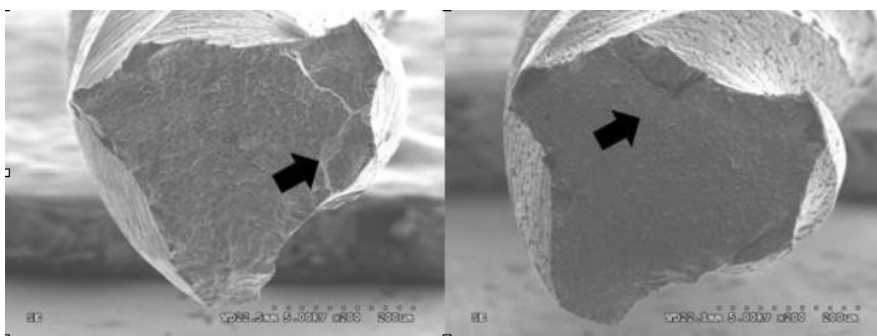
บทวิจารณ์

สำหรับคลองรากฟันจำลองที่ใช้ในการทดลองนี้ได้อ้างอิงมาจากบทความของ Plotino และคณะ¹⁸ ที่แนะนำให้สร้างคลองรากฟันจำลองให้มีขนาดพอดีกับไฟล์ทั้งขนาดและความผายโดยเจาะแท่นอะลูมิเนียมให้มีขนาดใหญ่กว่าไฟล์จริงประมาณ 0.1 มิลลิเมตร เพื่อให้ไฟล์หมุนอย่าง

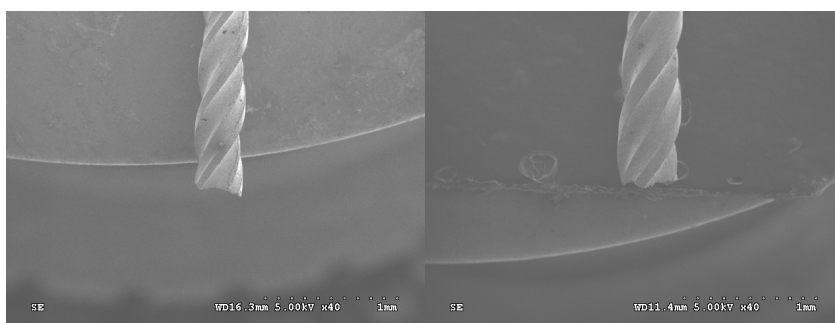
อิสระภายในคลองรากฟันจำลองและใช้คอมพิวเตอร์ควบคุมกลไกการผลิต ซึ่งการสร้างคลองรากฟันจำลองในลักษณะนี้จะทำให้ไฟล์หมุนในมุมและรัศมีความโค้งตามรูปร่างของคลองรากฟันจำลอง แต่หากคลองรากฟันจำลองมีขนาดใหญ่กว่าไฟล์ทำให้ไฟล์มีแนวโน้มดีดตัวกลับไปสู่รูปร่างตรงดั้งเดิมทำให้มุมและรัศมีความโค้งไม่เป็นไปตามที่ต้องการ ซึ่งจะนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของผลการทดสอบได้ (รูปที่ 4)

การทดลองนี้เลือกใช้ไฟล์ยี่ห้อเคอรี่และเคอรี่เอ็กซ์เอฟ เนื่องจากมีลักษณะการออกแบบที่เหมือนกันเพื่อตัดปัจจัยรบกวนอื่นๆ ที่อาจมีผลต่อการทดลองได้ และเลือกทดลองในไฟล์ขนาด 25 30 และ 35 โดยเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับเตรียมคลองรากฟันโค้ง ซึ่งมักเกิดการหักจากความล้าของโลหะจากการหมุน

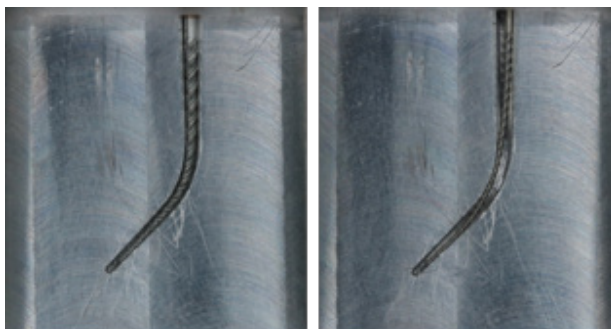
ผลการทดลองนี้พบว่าสอดคล้องกับการศึกษาอื่น



รูปที่ 2 พื้นผิวหน้าตัดแนวขวางของไฟล์ซี่ห่อเคทรี (ซ้าย) และเคทรีเอ็กซ์เอฟ (ขวา) โดยลูกศรสีดำชี้ตำแหน่งจุดเริ่มต้นของการหัก
Figure 2 Scanning electron micrographs show cross-sectional fracture surface of K3 (left) and K3XF (right). The black arrow indicates initiation of cracks



รูปที่ 3 พื้นผิวด้านข้างของไฟล์ซี่ห่อเคทรี (ซ้าย) และเคทรีเอ็กซ์เอฟ (ขวา)
Figure 3 Scanning electron micrographs show lateral surface of K3 (left) and K3XF (right)



รูปที่ 4 ไฟล์ที่มีขนาดพอดีกับคลองรากฟันจำลอง (ซ้าย) และไฟล์ที่มีขนาดเล็กกว่าคลองรากฟันจำลอง (ขวา)
Figure 4 File fits to the artificial canal (left) and file is smaller than artificial canal (right)

โดยความผาย^{9,10} และการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะด้วยวิธีอาร์-เฟสอีทรีทเมนต์¹¹⁻¹³ มีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุน โดยไฟล์ที่มีความผายน้อยจะทำให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเครื่องมือน้อยกว่า ไฟล์มีความสามารถโค้งงอได้สูง ส่งผลให้

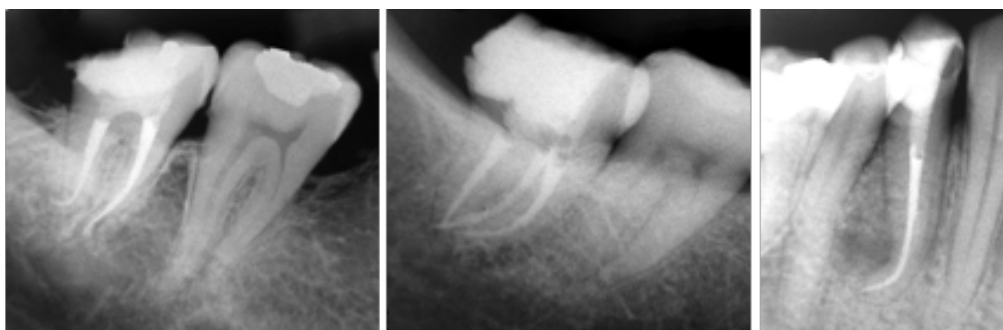
ต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนได้ดีกว่า^{9,10} ขณะที่การปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะด้วยวิธีอาร์-เฟสอีทรีทเมนต์โดยอาร์-เฟสเป็นเฟสหนึ่งของโลหะนิกเกิลไทเทเนียมที่มีโครงสร้างเป็นผลึก ромโบเอ็ดรอล (Rhombohedral crystal) ที่เกิดขึ้นระหว่างการเปลี่ยนแปลง

สภาวะของโลหะจากมาร์เทนไซต์ (Martensite) เป็นออสเทนไนท์ (Austenite) โดยการให้ความร้อน หรือในทางกลับกันคือ จากออสเทนไนท์เป็นมาร์เทนไซต์ เมื่อมีการเย็นตัวของโลหะลง การเกิดโครงสร้างอาร์-เฟสจะเกิดขึ้นในช่วงอุณหภูมิแคบๆ¹⁹ ไฟล์ที่ผลิตจากโลหะที่ผ่านกระบวนการนี้ จะมีความสามารถในการโค้งงอมากกว่าปกติ^{11,13,20} และมีความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนสูงขึ้น¹¹⁻¹³

ขนาดของไฟล์มีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนเช่นกัน พิจารณาจากผลต่างของค่าเฉลี่ยจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักระหว่างไฟล์ที่มีความผาย 0.02 และ 0.04 โดยไม่คำนึงถึงชนิดของโลหะ พบว่าไฟล์ขนาด 25 ผาย 0.02 มีจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักมากกว่าไฟล์ที่มีความผาย 0.04 ประมาณ 5 เท่า ขณะที่ไฟล์ขนาด 30 และ 35 จะมีจำนวนรอบในการหมุนจนกระทั่งหักต่างกันประมาณ 3 และ 2 เท่าตามลำดับ ซึ่งพบว่าลดลงตามขนาดของไฟล์ที่เพิ่มขึ้น

จากการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นพหุแสดงให้เห็นว่าความผายมีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะด้วยวิธีอาร์-เฟสฮีทเทิลเมนต์ ซึ่งสามารถใช้เป็นแนวทางในการเลือกใช้ไฟล์เพื่อลดโอกาสการเกิดการหัก แต่อย่างไรก็ตามการหักของไฟล์นั้นยังต้องคำนึงถึงปัจจัยอื่นๆ ร่วมด้วย เช่น การออกแบบหน้าตัดไฟล์ แรงที่ใช้ในการหมุน จำนวนครั้งที่ใช้งาน รวมถึงรูปแบบการหักอื่นๆ เช่น การหักจากการบิด ซึ่งเป็นข้อควรพิจารณาในการออกแบบการทดลองในครั้งถัดไป

จากผลการทดลองจะเห็นว่าไฟล์ยี่ห้อเคทีที่มีความผาย 0.02 มีความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนค่อนข้างดี อาจนำมาประยุกต์ใช้เป็นแนวทางในการขยายคลองรากฟันในกรณีที่คลองรากฟันมีความโค้งมากๆ ได้ดังนี้ หลังจากการเตรียมช่องเปิดเข้าสู่โพรงเนื้อเยื่อในฟัน ทำการเตรียมคลองรากฟันส่วนต้นและส่วนกลาง (Coronal/middle third preparation) โดยขยายคลองรากฟันด้วยเคไฟล์เบอร์ 10 ถึงเบอร์ 15 ที่ความยาว 2/3 ของความยาวคลองรากฟันเพื่อสร้างทางให้ใส่ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมได้สะดวก (Glide path) ใช้ไฟล์ยี่ห้อเคทีเบอร์ 25 ความผาย 0.12 0.10 0.08 และ 0.06 ขยายคลองรากฟันส่วนต้นและส่วนกลางตามลำดับจากไฟล์ที่มีความผายมากไปหาน้อย ขยายจนถึงระดับที่มีแรงต้านในการใส่ไฟล์ ไฟล์จะลงไปเ็นคลองรากได้มากขึ้นเมื่อลดขนาดความผาย จากนั้นทำการหาความยาวทำงาน (Working length) การเตรียมคลองรากฟันส่วนปลาย (Apical third preparation) ขยายคลองรากฟันด้วยเคไฟล์เบอร์ 10 ถึงเบอร์ 15 ที่ระดับความยาวทำงาน แล้วใช้ไฟล์ยี่ห้อเคทีความผาย 0.02 เบอร์ 15 20 และ 25 ขยายคลองรากฟันถึงระดับความยาวทำงานตามลำดับ หลังจากนั้นเตรียมคลองรากฟันให้มีความผายที่เพียงพอสำหรับการอุดคลองรากฟัน (Step-Back technique) โดยมีหลักการคือ เพิ่มขนาดไฟล์ยี่ห้อเคทีขึ้น 1 เบอร์ ลดความยาวทำงาน 1 มิลลิเมตรจนมีความผายที่เพียงพอ ตัวอย่างฟันของผู้ป่วยที่ได้รับการเตรียมคลองรากฟันด้วยแนวทางที่แนะนำข้างต้น (รูปที่ 5)



รูปที่ 5 คลองรากฟันที่ได้รับการเตรียมตามวิธีที่แนะนำ

Figure 5 Root canal preparation that following introducing steps of canal preparation from this study

บทสรุป

ไฟล์นิกเกิลไทเทเนียมชนิดใช้เครื่องกลหมุนที่มีลักษณะการออกแบบที่เหมือนกัน ความฝายมีผลต่อความต้านทานการหักเนื่องจากความล้าของโลหะจากการหมุนมากกว่าการปรับปรุงคุณสมบัติของโลหะด้วยวิธีอาร์-เฟสฮีทเทรียเมนต์

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้แต่งขอขอบพระคุณ อ.ดร.ทพญ.รัชฎา น้อยสมบัติ ภาควิชาทันตกรรมชุมชน คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สำหรับคำปรึกษาทางด้านสถิติ นายศานิต บัวนิล บุคลากรห้องปฏิบัติการวิจัยคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น และนายวีระสุนทร เคนกา บุคลากรฝ่ายปฏิบัติการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สำหรับความช่วยเหลือในขั้นตอนการทดลอง

เอกสารอ้างอิง

- Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 2002;28(10):716-20.
- Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35(4):379-89.
- Peters OA. Current challenges and concept in the preparation of root canal systems: a review. *J Endod* 2004;30(8):559-67.
- Schafer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod* 2004;30(6):432-5.
- Glickman GN, Koch KA. 21st-century endodontics. *J Am Dent Assoc* 2000;131(6):39S-46S.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26(3):161-65.
- Ansari I, Maria R. Managing curved canals. *Contemp Clin Dent* 2012;3(2):237-41.
- Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005;38(11):802-9.
- Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25(6):434-40.
- Gambarini G. Cyclic fatigue of profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001;34(4):386-9.
- Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod* 2013;39(3):389-93.
- Perez-Higuera JJ, Arias A, de la Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF and Twisted file nickel titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod* 2013;39(1):1585-8.
- Lopes HP, Gamgarra-Soares T, Elias CN, Siqueira JF Jr, Inojosa IF, Lopes WS, et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel titanium wire, M-wire or nickel titanium alloy in R-phase. *J Endod* 2013;39(4):516-20.
- Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue of Profile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34(11):1406-9.
- Arias A, Perez-Higuera JJ, de la Macorra JC. Influence of clinical usage of GT and GTX files on cyclic fatigue resistance. *Int Endod J* 2014;47(3):257-63.
- Elnaghy AM. Cyclic fatigue resistance of Protaper Next nickel titanium rotary files. *Int Endod J* 2014;47(11):1034-9.
- Perez-Higuera JJ, Arias A, de la Macorra JC, Peters OA. Differences in cyclic fatigue resistance between Protaper Next and Protaper Universal instruments at difference levels. *J Endod* 2014;40(9):1477-81.
- Plotino G, Grande N, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2009;35(11):1469-76.
- Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel titanium instruments. *J Endod* 2013;39(2):163-72.
- Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Restarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(6):798-800.

ผู้รับผิดชอบบทความ

ภาณุพงษ์ จิรเดโชชัย

ภาควิชาทันตกรรมบูรณะ

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์: 0 4320 2405 #45144

โทรสาร: 0 4320 2862

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์: goldie_dome@hotmail.com

A Comparative Study of Factors Affecting Cyclic Fatigue Resistance Between Tapering and Metallurgic Improvement of NiTi Rotary Files

Panupong Jiradechochai* Chantida Pawaputanon Na Mahasarakham* Kunwara Thariya* Kamonporn Wangkuenklang**

PichayananChantarayotha*** Soranan Jaroonsakchai**

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate factors affecting cycling fatigue resistance by comparing between different tapers and metallurgic improvement of NiTi rotary files. Total numbers of 90 files; no.25, 30, 35 of K3 files (0.02, 0.04 fixed taper), and no.25, 30, 35 of K3XF files (0.04 fixed taper), were divided into 9 groups of 10 files each. Samples were rotated in an artificial canal until fractured, and the number of cycles to failure were subsequently recorded. The surfaces of fractured instruments were analyzed by using scanning electron microscope at 200 magnification to determine the surface characteristics. The results showed that, among files with the same size, tapering of the files had more effects on the numbers of cycle to failure than metallurgic improvement did. SEM analysis revealed that the fractured surfaces of all instruments was due to cyclic fatigue. In conclusion, tapering of the files has more effects on cyclic fatigue resistance than metallurgic improvement by R-phase heat treatment of NiTi rotary files with identical geometric characteristics.

Key words: Cyclic fatigue resistance/ Taper/ Metallurgic improvement/ NiTi rotary file/ K3/ K3XF

Corresponding author

Panupong Jiradechochai

Department of Restorative Dentistry,

Faculty of Dentistry, Khon Kaen University,

Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.

Tel.: 0 4320 2405 #45144

Fax.: 0 4320 2862

E-mail: goldie_dome@hotmail.com

* Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Amphur Muang, Khon Kaen.

** Dental Department, Nondang Hospital, Amphur Nondang, Nakhon Ratchasima.

*** Dental Department, Khao Suankwang Hospital, Amphur Khao Suankwang, Khon Kaen.