

ผลของปัจจัยต่างๆ ต่อการกระจายความเค้นในการเกิดรอยโรคแอบแฟรกชันในฟันกรามน้อยบน

: การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



นายธนิต เกียรติปานอภิกุล

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2548

ISBN 974-53-1410-2

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECT OF VARIOUS FACTORS ON STRESS DISTRIBUTION OF ABFRACTION
IN MAXILLARY PREMOLAR : FINITE ELEMENT METHOD



Mr. Tanit Kiatpanabhikul

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science program in Prosthodontics

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

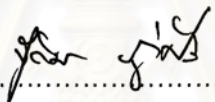
Chulalongkorn University

Academic Year 2005

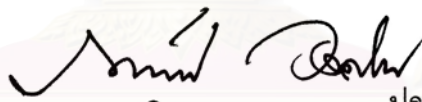
ISBN 974-53-1410-2

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ผลของปัจจัยต่างๆ ต่อการกระจายความเค้นในการเกิดรอยโรค
 แอ็บแฟรกชันในฟันกรามน้อยบน : การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
 โดย นายธนิต เกียรติปานอภิกุล
 สาขาวิชา ทันตกรรมประดิษฐ์
 อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ปรารมภ์ ชาลิมี่
 อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ศาสตราจารย์ ดร.ปราโมทย์ เดชะอำไพ

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
 ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

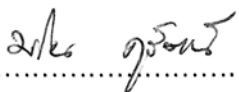

คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง จิตติมา กุศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


ประธานกรรมการ
 (รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ภาณุพงศ์ วงศ์ไทย)


อาจารย์ที่ปรึกษา
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร. ปรารมภ์ ชาลิมี่)


อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
 (ศาสตราจารย์ ดร. ปราโมทย์ เดชะอำไพ)


กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. มโน คุรัตน์)


กรรมการ
 (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. วีระ เลิศจิราการ)

ชนิด เกี่ยวรติปานอภิกุล : ผลของปัจจัยต่างๆ ต่อการกระจายความเค้นในการเกิดรอยโรค
 แอ็บแฟรกชันในฟันกรามน้อยบน : การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (EFFECT OF
 VARIOUS FACTORS ON STRESS DISTRIBUTION OF ABFRACTION IN MAXILLARY
 PREMOLAR : FINITE ELEMENT METHOD) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผศ.ทญ.ดร.ปวรามภ
 ชาลิมิ, อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม : ศ.ดร. ปราโมทย์ เดชะอำไพ จำนวนหน้า 79 หน้า. ISBN
 974-53-1410-2

วัตถุประสงค์ สาเหตุหลักของการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันถูกเชื่อว่าน่าจะเกิดจาก
 ทฤษฎีชีวกลศาสตร์ (biomechanic theory) อย่างไรก็ตามทฤษฎีดังกล่าวยังคงมีการโต้แย้งกันอยู่
 โดยการศึกษาที่ผ่านมาส่วนใหญ่มักจะศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยภายนอก เช่น ขนาดและทิศทางของ
 แรงที่มีผลต่อการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชัน และมีการศึกษาจำนวนน้อยที่สนใจปัจจัยด้านกาย
 วิภาคของฟัน ในการศึกษานี้จะทำการศึกษถึงผลของมุมของปุ่มฟัน ระดับของกระดูกอบรากฟัน
 และความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่แตกต่างกันต่อการสะสมความเค้นดิ่งบริเวณคอฟัน โดยใช้วิธี
 ไฟไนต์เอลิเมนต์สองมิติ

วัสดุและวิธีการศึกษา ทำการสร้างแบบจำลองสองมิติโดยใช้โปรแกรม MSC/Nastran
 for Windows ในการวิเคราะห์การกระจายความเค้นดิ่งในแบบจำลองฟันกรามน้อยบนซี่ที่หนึ่ง
 ขนาดตามค่าเฉลี่ยปกติ ซึ่งมีมุมปุ่มฟันเฉลี่ยด้านใกล้แก้ม 42 องศา ด้านใกล้ลิ้น 35 องศา ระดับ
 กระดูกอยู่ใต้อยต่อเคลือบฟัน-เคลือบรากฟัน 2.0 มม. และ เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.2 มม. เป็น
 แบบจำลองมาตรฐานเพื่อใช้ในการเปรียบเทียบแบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงปัจจัยดังนี้ มุมของ
 ปุ่มฟันเพิ่มขึ้นและลดลง 5 องศาเทียบกับค่าเฉลี่ยปกติ ระดับของกระดูกอบรากฟัน 1 ถึง 4 มม.
 และความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.2 ถึง 0.4 มม. โดยทุกแบบจำลองถูกทดสอบด้วยแรงใน
 แนวแกนและแรงนอกแนวแกนที่กระทำต่อปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและใกล้ลิ้น ในปริมาณ 500 นิวตัน
 วัสดุทั้งหมดในแบบจำลองถูกกำหนดให้มีคุณสมบัติยืดหยุ่นเชิงเส้น คุณสมบัติเชิงกลเหมือนกันใน
 ทุกส่วน คุณสมบัติตอบสนองต่อแรงเหมือนกันทุกทิศทาง และมีการยึดติดระหว่างพื้นผิวของ
 เนื้อเยื่อทุกชนิดเป็นแบบสมบูรณ์

ผลการศึกษา แรงนอกแนวแกนมีผลต่อปริมาณและการกระจายความเค้นดิ่งสะสม
 มากกว่าแรงในแนวแกน ทำให้เกิดความเค้นดิ่งสะสมบริเวณคอฟันสูงสุด โดยลักษณะการกระจาย
 ความเค้นดังกล่าวจะลดลงอย่างชัดเจน เมื่อมุมของปุ่มฟันลดลงและระดับกระดูกอบรากต่ำลง
 ส่วนความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่เพิ่มขึ้นมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความเค้นในระดับที่น้อย

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
 สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์
 ปีการศึกษา 2548

ลายมือชื่อนิสิต.....
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....
 ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

##4676106132 : MAJORS PROSTHODONTICS

๑

KEY WORD : FINITE ELEMENT METHOD / NON CARIOUS CERVICAL LESION ABFRACTION
LESION / STRESS DISTRIBUTION

TANIT KIATPANABHIKUL : THESIS TITLE (EFFECT OF VARIOUS FACTORS ON STRESS
DISTRIBUTION OF ABFRACTION IN MAXILLARY PREMOLAR : FINITE ELEMENT
METHOD) THESIS ADVISOR : ASST. PROF. DR. PRAROM SALIMEE, THESIS
COADVISOR : PROF. DR. PRAMOTE DECHAUMPHAI , 79 pp. ISBN 974-53-1410-2

Objectives Biomechanic theory has been widely accepted in explaining the etiology of abfraction lesion. However, some controversial points still remain. Most of previous studies focused on the external environment including direction and magnitude of force while certain researches were interested in anatomical factors of tooth and alveolar bone. This study was to investigate the variations in stress at cervical area under different anatomical factors : cuspal angulation, alveolar bone level and periodontal ligament (PDL) thickness by using of 2 dimensional finite element analysis (2D FEA).

Materials and Methods 2D FEA model of maxillary first premolar with anatomically average size : buccal cusp 42° lingual cusp 35 °, alveolar bone level below CEJ 2 mm. and PDL thickness 0.2 mm. was performed by using MSC/Nastran for Windows as standard model. Three various anatomic factors which were altered by increasing and decreasing cuspal angulation 5 degree for each cusp, variation of alveolar bone level 1 - 4 mm. and PDL thickness 0.2 - 0.4 mm. All models were loaded with 500 N in different force directions which load to inner incline plane of buccal and lingual cusp. All materials were assumed to be linear elastic, homogeneous, isotropic and perfectly bonded between the interfaces.

Results Non axial force appeared to cause more tensile stress than that of the axial one. The highest stress concentration was founded around cervical area. The stress was shown to decrease considerably when the cuspal angulation or the alveolar bone level was lowered, while alteration of PDL thickness seemed to have very little effect.


Department : Prosthodontics

Field of study : Prosthodontics

Acedemic year 2005

Student signature.....

Advisor's signature.....

Co-advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เนื่องจากคำแนะนำและความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทนต์แพทย์หญิง ปราวรภัก ซาลิมี่ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา ศาสตราจารย์ ดร. ปราโมทย์ เดชะอำไพ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รวมทั้งผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทนต์แพทย์ ดร. มโนคุณรัตน์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทนต์แพทย์ ดร. วีระ เลิศจิราการ กรรมการตรวจสอบร่วม ที่ให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการปรับปรุงเนื้อหาวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากขึ้น นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณ อาจารย์ทนต์แพทย์หญิง ศิริพร อรุณประดิษฐ์กุล และคุณ สุธิ์ โอฟารฤทธินันท์ เป็นอย่างสูงที่ให้คำแนะนำและตอบข้อสงสัยในการใช้งานโปรแกรม MSC/Nastran for Windows

ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณทุกท่านมา ณ ที่นี้ด้วย

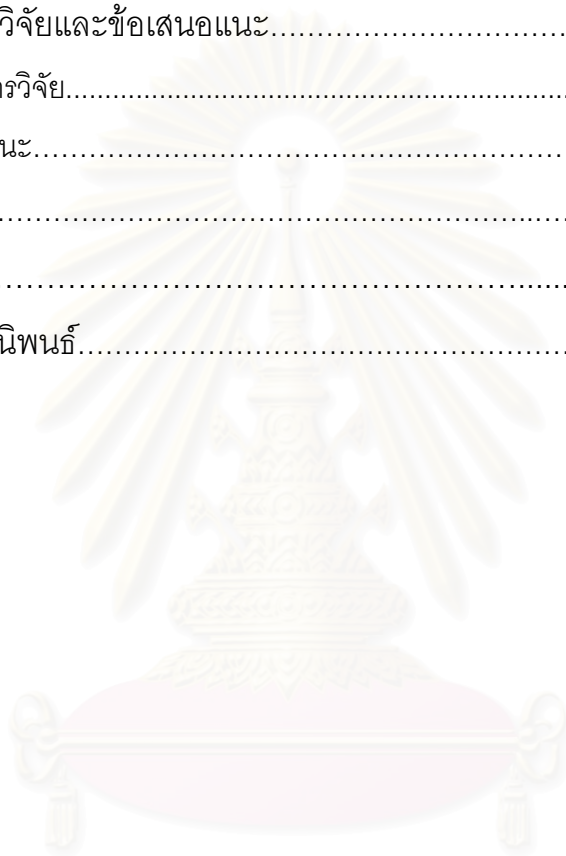


สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูป.....	ฅ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญแผนภูมิ.....	ฐ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาของงานวิจัย.....	1
1.2 คำถามการวิจัย.....	2
1.3 สมมติฐานงานวิจัย.....	2
1.4 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.5 ตัวแปร.....	3
1.6 ข้อตกลงเบื้องต้น.....	3
1.7 ข้อยกเว้นงานวิจัย.....	4
1.8 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
บทที่ 2 ปรัชญาวิธีวิทยา.....	5
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	18
3.1 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	18
3.2 วิธีการวิจัย.....	20
3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	29
3.4 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	29
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	30
4.1 มุมของปุ่มฟัน.....	33
4.2 ระดับกระดูกรอบรากฟัน.....	39
4.3 ความหนาแน่นยึดปริทันต์.....	46

บทที่ 5 อภิปรายผลการวิจัย	53
5.1 มุมของปุ่มฟัน.....	56
5.2 ระดับกระดูกรอบรากฟัน.....	62
5.3 ความหนาเอ็นยึดปริทันต์.....	64
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	66
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	66
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	66
รายการอ้างอิง.....	68
ภาคผนวก	75
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	79



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 1	แสดงลักษณะทางกายวิภาคของแบบจำลองมาตรฐาน	21
รูปที่ 2	แสดงแบบจำลองที่มีความชันมุมของปุ่มฟันที่ต่างกัน.....	23
	รูป ก. แบบจำลองที่มีมุมของ Buccal cusp 37 องศา Lingual cusp 30 องศา.....	23
	รูป ข. แบบจำลองที่มีมุมของ Buccal cusp 42 องศา Lingual cusp 35 องศา.....	23
	รูป ค. แบบจำลองที่มีมุมของ Buccal cusp 47 องศา Lingual cusp 40 องศา.....	23
รูปที่ 3	แสดงแบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบปากฟันต่างกัน.....	24
	รูป ก. แบบจำลองที่ระดับ alveolar crest อยู่ต่ำกว่า CEJ 1 มิลลิเมตร.....	24
	รูป ข. แบบจำลองที่ระดับ alveolar crest อยู่ต่ำกว่า CEJ 2 มิลลิเมตร.....	24
	รูป ค. แบบจำลองที่ระดับ alveolar crest อยู่ต่ำกว่า CEJ 3 มิลลิเมตร.....	24
	รูป ง. แบบจำลองที่ระดับ alveolar crest อยู่ต่ำกว่า CEJ 4 มิลลิเมตร.....	24
รูปที่ 4	แสดงแบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ต่างกัน.....	25
	รูป ก. แบบจำลองที่ไม่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์.....	25
	รูป ข. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.2 มิลลิเมตร.....	25
	รูป ค. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.3 มิลลิเมตร.....	25
	รูป ง. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.4 มิลลิเมตร.....	25
รูปที่ 5	แสดงทิศทางของแรงกระทำต่อปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและใกล้ลิ้น.....	27
	รูป ก. axial force	27
	รูป ข. non axial force	27
รูปที่ 6	แสดงการกระจายความเค้นดึงที่เกิดจากทิศทางของแรงบิดเดี่ยวต่างๆ กันต่อ แบบจำลองที่มีปุ่มฟัน ระดับกระดูกครอบปากฟัน และเอ็นยึดปริทันต์มาตรฐาน.....	31
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	31
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	31
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	31
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	31
รูปที่ 7	แสดงการกระจายความเค้นดึงที่เกิดจากทิศทางของแรงบิดเดี่ยวต่างๆ กันต่อ แบบจำลองที่มีปุ่มฟันลดลง 5 องศา.....	33
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	33
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	33
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	33
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	33

รูปที่ 8	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันต่อ	
	แบบจำลองที่มีปุ่มฟันเพิ่มขึ้น 5 องศา.....	34
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	34
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	34
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	34
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	34
รูปที่ 9	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันของ	
	แบบจำลองที่มีระดับ alveolar crest ต่ำกว่า CEJ 1 มม.....	39
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	39
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	39
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	39
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	39
รูปที่ 10	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันของ	
	แบบจำลองที่มีระดับระดับ alveolar crest ต่ำกว่า CEJ 3 มม.....	40
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	40
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	40
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	40
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	40
รูปที่ 11	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันของ	
	แบบจำลองที่มีระดับระดับ alveolar crest ต่ำกว่า CEJ 4 มม.....	41
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	41
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	41
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	41
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	41
รูปที่ 12	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันต่อ	
	แบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์.....	46
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ buccal cusp	46
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ lingual cusp	46
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ buccal cusp.....	46
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ lingual cusp.....	46

รูปที่ 13	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันต่อ แบบจำลองที่เอ็นอีดีปริทันต์หนา 0.3 มม.....	47
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ Bu cusp	47
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ Li cusp	47
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ Bu cusp.....	47
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ Li cusp.....	47
รูปที่ 14	แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันต่อ แบบจำลองที่เอ็นอีดีปริทันต์หนา 0.4 มม.....	48
	รูป ก. ผลจาก axial force ที่มีต่อ Bu cusp	48
	รูป ข. ผลจาก axial force ที่มีต่อ Li cusp	48
	รูป ค. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ Bu cusp.....	48
	รูป ง. ผลจาก non axial force ที่มีต่อ Li cusp.....	48
รูปที่ 15	แสดงวงจรรอบบดเคี้ยวใน frontal plane	54
รูปที่ 16	แสดงรูปสบฟันใน centric occlusion.....	54
รูปที่ 17	แสดงวงจรรอบบดเคี้ยวของผู้ป่วยนอนกัดฟัน.....	55
รูปที่ 18	แสดงการแตกแรงเวกเตอร์ของมุมที่เกิดแรง non axial force ที่ทำมุมต่อระนาบ ของปุ่มฟัน	56
รูปที่ 19	แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟันด้าน lingual ที่มีความชัน 3 ระดับ...58 รูป ก. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ชันลดลง 5 องศา.....	58
	รูป ข. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันมาตรฐาน.....	58
	รูป ค. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ชันเพิ่มขึ้น 5 องศา.....	58
รูปที่ 20	แสดงทิศทางของการแตกแรงเวกเตอร์ของแรง non axial force ที่กระทำต่อปุ่ม ฟันด้าน lingual ที่มีความชัน 3 ระดับ.....	59
รูปที่ 21	แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟันด้าน buccal ที่มีความชัน 3 ระดับ...60 รูป ก. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ชันลดลง 5 องศา.....	60
	รูป ข. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันมาตรฐาน.....	60
	รูป ค. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ชันเพิ่มขึ้น 5 องศา.....	60
รูปที่ 22	แสดงทิศทางของการแตกแรงเวกเตอร์ของแรง non axial force ที่กระทำต่อปุ่ม ฟันด้าน buccal ที่มีความชัน 3 ระดับ.....	61
รูปที่ 23	แสดงโมเมนต์ของแบบจำลองสมมติที่มีระดับกระดูกต่างกัน.....	62

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงค่ามอดูลัสยืดหยุ่นและอัตราส่วนของปัวซองของเนื้อเยื่อต่างๆ.....	26
ตารางที่ 2 แสดงความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มฟัน (ร้อยละ).....	35
ตารางที่ 3 แสดงความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระดับกระดูกอบรากฟัน (ร้อยละ)	42
ตารางที่ 4 แสดงความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ (ร้อยละ)	49
ตารางที่ 5 แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อ lingual cusp และ buccal cusp.....	57
ตารางที่ 6 แสดงค่า $\sin \theta$	58

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญแผนภูมิ

หน้า

แผนภูมิที่ 1	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีมุมปุ่มฟันต่างกัน.....	36
แผนภูมิที่ 2	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีมุมปุ่มฟันต่างกัน.....	36
แผนภูมิที่ 3	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีมุมปุ่มฟันต่างกัน.....	37
แผนภูมิที่ 4	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีมุมปุ่มฟันต่างกัน.....	37
แผนภูมิที่ 5	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่างกัน.....	43
แผนภูมิที่ 6	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่างกัน.....	43
แผนภูมิที่ 7	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่างกัน.....	44
แผนภูมิที่ 8	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่างกัน.....	44
แผนภูมิที่ 9	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีความหนาเอ็นยึดปริทันต์แตกต่างกัน.....	50
แผนภูมิที่ 10	เปรียบเทียบผล axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีความหนาเอ็นยึดปริทันต์แตกต่างกัน.....	50
แผนภูมิที่ 11	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ buccal cusp ของแบบจำลอง ที่มีความหนาเอ็นยึดปริทันต์แตกต่างกัน.....	51
แผนภูมิที่ 12	เปรียบเทียบผล non axial force ที่มีต่อ lingual cusp ของแบบจำลอง ที่มีความหนาเอ็นยึดปริทันต์แตกต่างกัน.....	51

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหาของงานวิจัย

ในการรักษาผู้ป่วยในทางทันตกรรม ทันตแพทย์สามารถพบฟันที่มีรอยโรคบริเวณคอฟันที่มีลักษณะรูปสามเหลี่ยม (wedge shape) และมีบางส่วนอยู่ใต้เหงือก (1) โดยต่อมามีการบัญญัติศัพท์ว่า รอยโรคแอบแฟรกชัน (abfraction lesion) (2) ซึ่งมักทำให้ผู้ป่วยมีอาการเสียวฟันเวลาดื่มหรือรับประทานอาหารที่มีความร้อน ความเย็น รสหวาน เป็นต้น สาเหตุหลักเชื่อกันว่าจะเกิดจากเหตุผลทางชีวกลศาสตร์ (biomechanic) ซึ่งอธิบายได้โดยหลักคานดีด-งัด (leverage effect) อันเนื่องจากฟันได้รับแรงบิดเคี้ยวหลายทิศทาง โดยเฉพาะอย่างยิ่งแรงนอกแนวแกน (non axial force) จะมีผลทำให้คอฟันซึ่งเป็นตำแหน่งที่ใกล้เคียงจุดหมุน (fulcrum point) เกิด "ความเค้นดึง" (tensile stress) จนทำให้บริเวณนี้เกิดสภาวะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวร (plastic deformation) ทำให้ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) แตกออกและเป็นจุดเริ่มต้นของรอยโรค ต่อมารอยโรคมักจะมีขนาดใหญ่และกว้างขึ้นจากปัจจัยทุติยภูมิอันได้แก่ การกร่อนจากสารที่เป็นกรด (erosion effect) หรือ การขัดสีทางกล (mechanical effect) (3) และแม้ว่าฟันจะได้รับภาระบูรณะบริเวณนี้ไปแล้วก็อาจจะเกิดจากรอยโรคได้อีก สันนิษฐานว่าน่าจะเกิดจากฟันยังคงได้รับแรงนอกแนวแกนในปริมาณมากอยู่ นั่นคือยังไม่ได้กำจัดสาเหตุการเกิดโรคอย่างแท้จริง (4-8)

อย่างไรก็ดีทฤษฎีชีวกลศาสตร์ยังคงมีการโต้แย้งกันอยู่ โดยมีหลายการศึกษาที่ผ่านมาทั้งการศึกษาในห้องปฏิบัติการและทางคลินิกพยายามจะหาสาเหตุหรือความสัมพันธ์ของการเกิดรอยโรคกับปัจจัยต่างๆ เช่น ขนาดและทิศทางของแรงบิดเคี้ยว (9-23) เป็นต้น

วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นหนึ่งในวิธีการที่นิยมและมีความน่าเชื่อถือ แต่อย่างไรก็ดีการศึกษาทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ผ่านมาอาจมีปัจจัยอีกหลายอย่างที่ยังไม่ได้ทำการทดสอบ เช่น ลักษณะทางกายวิภาคของฟันรวมทั้งอวัยวะปริทันต์ ได้แก่ มุมของปุ่มฟัน ระดับของกระดูกครอบรากฟัน และความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ ตามลำดับ โดยคาดว่าปัจจัยต่างๆ เหล่านี้อาจมีผลต่อการสะสมความเค้น ณ ระดับของตัวฟันที่ต่างกันซึ่งอาจมีผลต่อการเกิดรอยโรคแอบแฟรกชันได้

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงต้องการทดสอบผลของปัจจัยต่างๆ เหล่านี้ว่ามีผลอย่างไรต่อการกระจายความเค้นบนตัวฟัน เพื่อที่ทันตแพทย์จะสามารถทำนายอุบัติการณ์การเกิดรอยโรคแอบแฟรกชันได้ อีกทั้งยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้เป็นข้อสังเกตในการตรวจจำแนกรอยโรค

บริเวณคอกพื้นที่มีลักษณะคล้ายๆ กัน เพื่อที่จะทำการป้องกันการลุกลามของรอยโรคและรักษาได้อย่างเหมาะสม

คำถามการวิจัย

1. มุมของปุ่มพื้นที่ต่างกันมีผลต่อการเกิดความเค้นดึงหรือไม่
2. ระดับของกระดูกล้อมรอบรากฟันที่ต่างกันมีผลต่อการเกิดความเค้นดึงหรือไม่
3. ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกันมีผลต่อการเกิดความเค้นดึงหรือไม่

สมมติฐานงานวิจัย

1. มุมของปุ่มพื้นที่ต่างกันมีผลต่อการสะสมความเค้นดึงต่อตัวฟันไม่ต่างกัน
2. ระดับความสูงของกระดูกรอบรากฟันที่ต่างกันมีผลต่อการสะสมความเค้นดึงต่อตัวฟันไม่ต่างกัน
3. ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกันมีผลต่อการสะสมความเค้นดึงต่อตัวฟันไม่ต่างกัน

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

วัตถุประสงค์หลัก

สามารถทำนายผลจากปัจจัยต่างๆ ได้แก่ ระดับมุมของปุ่มพื้นที่ต่างกัน ระดับของกระดูกรอบรากฟัน ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ ที่คาดว่าจะมีผลต่อการสะสมความเค้นดึงบริเวณคอกฟัน อันเป็นสาเหตุให้เกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชัน

วัตถุประสงค์รอง

นำความรู้ไปใช้เป็นข้อสังเกตในการตรวจ จำแนกรอยโรคบริเวณคอกฟัน ที่มีลักษณะคล้ายกัน เพื่อที่จะทำการรักษาและป้องกันการลุกลามของรอยโรค อีกทั้งยังเป็นข้อสังเกตในการที่ทันตแพทย์จะทำการกรอแต่งด้านบดเคี้ยว เพื่อป้องกันหรือหยุดยั้งการลุกลามของรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้

ตัวแปร

ตัวแปรอิสระ

ลักษณะทางกายวิภาคของฟันและอวัยวะปริทันต์ ได้แก่

1. มุมของปุ่มฟันที่มีความชันต่างกัน โดยให้ความชันเพิ่มมากขึ้น และลดลง 5 องศาเมื่อเทียบกับค่าเฉลี่ยมุมปุ่มฟันปกติ ซึ่งมีค่าเฉลี่ยมุมของความชันปุ่มฟันด้านใกล้แก้ม 42 องศาและปุ่มฟันด้านใกล้ลิ้น 35 องศา
2. ระดับของกระดูกครอบรากฟันที่ต่างกัน โดยทำการทดสอบแบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันตั้งแต่ 1 ถึง 4 มิลลิเมตร ใ้รอยต่อเคลือบฟัน-เคลือบรากฟัน ตามลำดับ โดยใช้ระดับกระดูกครอบรากฟัน 2 มิลลิเมตร เป็นค่าเฉลี่ยปกติ
3. ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกัน โดยทดสอบความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ ตั้งแต่ 0 , 0.2 , 0.3 และ 0.4 มิลลิเมตร ตามลำดับ โดยใช้แบบจำลองที่มีความหนา 0.2 มิลลิเมตร เป็นค่าเฉลี่ยปกติ

ตัวแปรตาม

1. รูปแบบการกระจายความเค้นดึงที่เกิดบริเวณรอยต่อเคลือบฟัน – เคลือบรากฟันและบริเวณยอดกระดูกครอบรากฟัน
2. ค่าความเค้นดึงสูงสุด (maximum tensile stress) ที่เกิดบริเวณรอยต่อเคลือบฟัน – เคลือบรากฟันและบริเวณยอดกระดูกครอบราก

ข้อตกลงเบื้องต้น

กำหนดคุณสมบัติของเนื้อเยื่อในแบบจำลอง ให้มีคุณสมบัติเชิงกลเหมือนกันในทุกๆ ส่วน (homogeneous) มีคุณสมบัติทางกลเหมือนกันทุกทิศทาง (isotropic) และมีคุณสมบัติยืดหยุ่นเชิงเส้น (linear elastic) และมีการยึดติดระหว่างพื้นผิวของเนื้อเยื่อทุกชนิดเป็นแบบสมบูรณ์

ข้อจำกัดงานวิจัย

การวิจัยนี้เลือกใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 2 มิติ เพื่อพิจารณาลักษณะการกระจายความเค้นดึงบริเวณรอยต่อเคลือบฟัน - เคลือบรากฟัน และ ยอดกระดูกครอบรากฟัน แม้ว่าการวิเคราะห์โดยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ จะสามารถทำนายผลการกระจายความเค้นได้ใกล้เคียงกว่า แต่ในงานวิจัยชิ้นนี้กำหนดให้แรงมีทิศทาง 2 ลักษณะอยู่ในเฉพาะแกน x และ y ณ ตำแหน่งกึ่งกลางระนาบระหว่างด้านใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น ดังนั้นการศึกษานี้จึงสามารถทำนายผลของ

การกระจายความเค้นได้ชัดเจนตลอดทั้งซี่ฟัน อันเนื่องมาจากมีการกำหนดให้แรงผ่านกึ่งกลาง าระนาบระหว่างด้านใกล้แก้ม - ใกล้ลิ้น ซึ่งก่อให้เกิดแรงเค้นและการดัดโค้งของฟันมากกว่าแรงที่กระทำต่อด้านใกล้กลางหรือไกลกลาง จากเหตุผลดังกล่าวผลสรุปที่ได้จากการศึกษานี้จึงเพียงพอต่อการทำนายผลของปัจจัยที่ทำการทดสอบ อย่างไรก็ตามค่าที่ได้จากการคำนวณไม่สามารถนำไปอ้างอิงได้กับในสภาพเป็นจริง เนื่องจากแบบจำลองเป็นการสมมติขึ้นตามข้อตกลงเบื้องต้นเพื่อให้ ง่ายต่อการเปรียบเทียบตัวแปรที่ต้องการศึกษา ดังนั้นผลที่ได้จึงใช้ได้ในการวิเคราะห์เชิงคุณภาพ เท่านั้น

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทำนายโอกาสการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันจากมุมของปุ่มฟันที่มีความชันต่างกันได้
2. ทำนายตำแหน่งการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันจากระดับความสูงของกระดูกล้อมราก ฟันที่ต่างกันได้
3. ทำนายผลของการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันจากความหนาเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกันได้
4. นำความรู้มาใช้ประยุกต์ใช้ในการป้องกันการเกิด การลุกลามของรอยโรคแอ็บแฟรกชัน
5. เป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับผู้สนใจการศึกษาต่อไป

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

ปริทัศน์วรรณกรรม

รอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากการผุของฟัน (non-carious cervical lesion) เป็นชื่อเรียกรวมของรอยโรคลักษณะต่างๆ ที่มีการทำลายโครงสร้างของฟันบริเวณคอฟัน ซึ่งเกิดจากสาเหตุที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ โดยรอยโรคที่พบมีลักษณะสองรูปแบบ คือ รูปปลีมีขอบคมชัดเจน (wedge shape) และ รูปปร่างถ้วยมนกลมขอบไม่ชัดเจน (saucer shape) ซึ่งรอยโรคอาจอยู่เหนือเหงือกหรืออยู่ใต้เหงือกบางส่วนก็ได้ ปัจจุบันสามารถสรุปสาเหตุการเกิดได้ 3 ทฤษฎี ได้แก่ การกร่อนจากสารเคมีที่มีฤทธิ์เป็นกรด การสึกจากการขัดสี และ ทฤษฎีชีวกลศาสตร์

การกร่อนจากสารเคมีที่มีฤทธิ์เป็นกรด (chemical erosion) โดยมากเกิดจากการรับประทานอาหารที่มีความเป็นกรดสูง เช่น น้ำอัดลม โซดา ผลไม้ที่มีความเป็นกรด (24-26) หรืออาจเกิดจากภาวะโรคทางระบบที่มีการขย้อนกรดภายในกระเพาะอาหารเข้าสู่ช่องปาก เช่น โรคอะนอเร็กเซียเนอโรซิก (anorexia nervosa) หรือ บูลลิเมีย (bulimia) (27) ร่วมกับสภาวะที่มีความบกพร่องในการทำงานของต่อมน้ำลาย อันมีผลทำให้เกิดสภาวะกรดในช่องปากมากยิ่งขึ้น (28) การสึกจากการขัดสี (abrasive wear) อันเนื่องมาจากการแปรงฟันที่ผิดวิธี ยาสีฟันที่มีผงขัดฟันที่หยาบ รวมทั้งความถี่ในการแปรงที่มากเกินไป (29) ส่วนทฤษฎีชีวกลศาสตร์นั้น จากงานศึกษาของ Lee และ Eakle (1) ได้เสนอว่ารอยโรคเล็กๆ บริเวณคอฟันเกิดจากการที่ฟันได้รับ “แรงเค้นดึง” จากแรงบิดเคี้ยวในทิศทางต่างๆ มากถึงปริมาณหนึ่งจนก่อให้เกิดการแตกหักของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ของผิวเคลือบฟันบริเวณคอฟัน ทำให้เกิดรอยโรคที่มีลักษณะรูปปลีและมักมีบางส่วนของรอยโรคอยู่ใต้เหงือก ซึ่งอาจเป็นสาเหตุปฐมภูมิให้คอฟันบริเวณนี้ง่ายต่อการแทรกซึมผ่านของน้ำ สารเคมี รวมทั้งการสึกจากการขัดสีได้ง่ายยิ่งขึ้น ต่อมาจึงมีการบัญญัติศัพท์ลักษณะรอยโรคนี้ว่า แอ็บแฟรกชันในปี ค.ศ. 1991 โดย Grippo (2)

จากทั้ง 3 ทฤษฎีที่กล่าวมานั้น ทฤษฎีการกร่อนจากสารเคมี และ การสึกจากการขัดสี มีการศึกษาทางงานวิจัยสนับสนุนมากมาย แต่ในขณะที่ทฤษฎีที่ 3 ยังคงเป็นที่โต้แย้งกันอยู่ แต่อย่างไรก็ตามในช่วงหลายทศวรรษที่ผ่านมาได้มีความพยายามในการศึกษาทั้งด้านการทดลองในห้องปฏิบัติการและทางคลินิกมากมาย เพื่อทำความเข้าใจ และหาสาเหตุการเกิดที่แท้จริงของรอยโรคแอ็บแฟรกชัน

คำจำกัดความของรอยโรคแฉับแฟกซ์ตามนิยามของ Grippo (2) เป็นรอยโรคที่มีการสูญเสียโครงสร้างพื้นบริเวณคอฟัน อันเนื่องมาจากฟันได้รับการดัดโค้ง (flexure) ตามแรงบิดเคี้ยวซ้ำๆ กันเป็นระยะเวลาานาน โดยเอกลักษณ์ของรอยโรคนี้คือ ลักษณะรูปปลีมี ขอบเขตชัดเจนและมักมีบางส่วนอยู่ใต้เหงือก โดยมีงานวิจัยจำนวนมากเชื่อว่า สาเหตุเกิดจากขนาด (magnitude) และทิศทาง (direction) ของแรงบิดเคี้ยว อันทำให้เกิดแรงเค้นดึง ณ จุดที่เป็นจุดหมุน (fulcrum point) ของฟันจากหลักการทางเชิงกลของคานดีด - จัด จนก่อให้เกิดสภาวะการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรบริเวณคอฟัน

ความชุกของรอยโรค (prevalence)

Oginni, Olusile และ Udoye (30) ศึกษาความชุกของรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากการผุของฟันในประชากรชาวไนจีเรีย 106 คน พบว่าจากจำนวนฟัน 1,012 ที่มีรอยโรคบริเวณคอฟันที่เกิดจากการขัดสีจำนวน 630 ซี่ (62.3%) และเป็นรอยโรคแฉับแฟกซ์ 382 ซี่ (37.7%) ซึ่งพบในชากรรไกรบน 57.6% และชากรรไกรล่าง 42.4% โดยมีเกณฑ์ในการตัดสินว่าเป็นรอยโรคแฉับแฟกซ์คือ ต้องเป็นรอยโรครูปปลีมีบริเวณคอฟันร่วมกับมีการสึกของด้านบดเคี้ยว เนื่องจากมีการศึกษาก่อนหน้านี้เชื่อว่าผู้ป่วยที่มีแรงบดเคี้ยวในปริมาณสูง รวมทั้งภาวะนอนกัดฟันจะก่อให้เกิดการสะสมความเค้นบริเวณคอฟัน (6) ในขณะที่ Piotrowski, Gillette และ Hancock (31) ศึกษาความชุกของรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากการผุของฟันในประชากรชาวอเมริกันพบว่า จากจำนวนฟัน 103 ซี่ในกลุ่มตัวอย่าง 32 คน พบฟันที่มีลักษณะรอยโรคบริเวณคอฟันที่เกิดจากการขัดสีจำนวน 88 ซี่ (85%) และรอยโรคแฉับแฟกซ์ 18 ซี่ (15%) โดยเกณฑ์การตัดสินว่าเป็นรอยโรคแฉับแฟกซ์พิจารณาจากซี่ฟันในชากรรไกรนั้นต้องมีรอยโรครูปปลีมีบริเวณคอฟันเดี่ยวๆ ในชากรรไกรด้านนั้น นอกจากนี้ยังพบว่ารอยโรคแฉับแฟกซ์ที่ตรวจพบไม่สัมพันธ์กับการปรากฏและขนาดของรอยสึกบนด้านบดเคี้ยว จากผลการศึกษาเห็นได้ว่าความชุกของรอยโรคแฉับแฟกซ์มีสัดส่วนที่ค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับการศึกษาของ Oginni และคณะ (30) เนื่องจากขนาดของกลุ่มตัวอย่างที่ทำการศึกษามีจำนวนต่างกัน และเกณฑ์ในการตัดสินลักษณะรอยโรคที่แตกต่างกัน นอกจากนี้การศึกษาของ Oginni และคณะ (30) ยังพบว่ารอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุมักจะเกิดในช่วงอายุ 20-80 ปี มีค่าเฉลี่ย 47.09 ± 13.52 ปี โดยพบว่ารอยโรคบริเวณคอฟันที่เกิดจากการขัดสีมักเกิดที่ฟันกรามน้อยมากกว่าฟันตัดหน้า ฟันเขี้ยว และฟันกรามใหญ่ ตามลำดับ ในขณะที่รอยโรคแฉับแฟกซ์พบที่ฟันกรามน้อยมากกว่าฟันกรามใหญ่ ฟันตัดหน้าและฟันเขี้ยว ตามลำดับ นอกจากนี้ยังพบว่า ร้อยละ 98 ของผู้ถูกสำรวจถือแปรงด้วยมือขวาแต่กลับเกิดรอยโรคทางซีกซ้ายมากกว่า ซึ่งอาจกล่าวได้ว่ารอยโรสดังกล่าวไม่ได้สัมพันธ์กับการขัดสีจากการแปรงฟัน

จากการศึกษา Radentz, Barnes และ Cutright (32) พบว่ารอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุนั้นมีความสัมพันธ์กับการเกิดการร่นของเหงือก (gingival recession) อีกทั้งเชื่อว่าเมื่ออายุเพิ่มมากขึ้นโครงสร้างผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันมักจะเปราะขึ้น ทำให้ผลจากแรงบดเคี้ยวที่มากเกินไปมีผลต่อตัวฟันมากยิ่งขึ้น ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่า จำนวน ขนาด ความลึกและความรุนแรงของรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุเพิ่มขึ้นสัมพันธ์กับอายุของผู้ป่วย (33,34) อีกทั้งพบความล้มเหลวในการบูรณะได้มากกว่า เนื่องจากเมื่ออายุมากขึ้นจะเกิดการร้าว (crazing) และการร้าวระดับไมครอน (microfracture) ในแนวตั้งของตัวฟัน (35)

จากงานวิจัยของ Lee และ Eakle (1) พบว่าอุบัติการณ์การเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันมักจะพบในผู้ป่วยที่มีลักษณะการสบฟันที่ผิดปกติ (malocclusion) และ การนอนกัดฟัน (bruxism) ซึ่งสอดคล้องกับงานของ Telles, Peforaro และ Pereira (36) ที่ศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างรอยโรคบริเวณด้านบดเคี้ยวและรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ พบว่ากลุ่มแรกเป็นกลุ่มที่ผู้ป่วยที่ไม่พบรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ ซึ่งมีค่าเฉลี่ยของฟันที่สึกบริเวณด้านบดเคี้ยวเพียง 10.8 ซี่ต่อคน ในขณะที่อีกกลุ่มตัวอย่างซึ่งเป็นกลุ่มที่มีรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ พบค่าเฉลี่ยฟันที่มีการสึกบนด้านบดเคี้ยวจำนวน 15 ซี่ต่อคน แสดงว่าในผู้ป่วยที่มีรอยโรคบริเวณด้านบดเคี้ยว มีแนวโน้มในการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุมากกว่า ซึ่งการศึกษานี้ให้ผลสรุปคล้ายกับงานของ Xhonga (37) ซึ่งศึกษาในผู้ป่วยนอนกัดฟันที่มีการสึกของด้านบดเคี้ยวมีโอกาสพบรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุถึงร้อยละ 87 ในขณะที่คนปกติมีโอกาสพบรอยโรคนี้เพียงร้อยละ 20 โดยรอยโรคบริเวณคอฟันที่พบมีลักษณะรูปลิ่มมากกว่ารูปลูกั่ว

Aw และ คณะ (38) ทำการศึกษาถึงอุบัติการณ์และความสัมพันธ์ระหว่างรูปแบบการสบฟัน (occlusal scheme) และการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชัน พบว่า การสบฟันชนิดฟันเขี้ยวเป็นตัวนำ (canine guidance) มีโอกาสเปลี่ยนแปลงเป็นการสบฟันชนิดสบเป็นกลุ่ม (group function) เมื่อเวลาผ่านไป อันเนื่องมาจากการสึกของฟันเขี้ยว นอกจากนี้ยังพบว่า การสบฟันชนิดสบเป็นกลุ่มมีอุบัติการณ์การเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้มากกว่าการสบฟันชนิดฟันเขี้ยวเป็นตัวนำ ซึ่งสอดคล้องกับงานของ Levitch และคณะ (33) ที่พบว่าจำนวนและขนาดของรอยโรคบริเวณคอฟันมักจะเพิ่มขึ้นตามอายุที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นถ้ารูปแบบของการสบฟันผิดปกติ ไม่มีความกลมกลืนในการบดเคี้ยวจะก่อให้เกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้ (1) จึงมีการแนะนำวิธีการปรับเปลี่ยนรูปร่างด้านสบฟันให้เป็นทางเลือกหนึ่งในการรักษารอยโรคแอ็บแฟรกชัน (1,39) โดยเชื่อว่าจะไปลดการสะสมความเค้นบริเวณคอฟันลงได้ แต่การรักษาต้องกระทำด้วยความระมัดระวังเนื่องจากการกรอมากเกินไปหรือกรอในตำแหน่งที่ไม่จำเป็นจะก่อให้เกิดการทำลายสมดุลของการสบฟันที่เหมาะสมได้

รูปร่าง ขนาดและตำแหน่งของรอยโรค (shape, size and location)

รูปร่างรอยโรคบริเวณคอฟฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุมาจากฟันผุมี 2 ลักษณะ ซึ่งอาจทำให้เราสับสนในการตรวจและบูรณะทางคลินิก ได้แก่ รอยโรครูปปลีมีขอบคมและบางส่วนอยู่ใต้เหงือก และรอยที่มีรูปร่างรูปซ็อนขอบมน ดังนั้น Kuroe, Itoh และ Caputo (40) จึงศึกษาทางไฟโตฮิสตติคเพื่อสังเกตลักษณะการเกิดความเค้นสะสมระหว่างรอยโรคที่มีรูปร่างลักษณะต่างกันบริเวณคอฟฟันพบว่า รอยโรครูปปลีจะเกิดการสะสมความเค้นบริเวณมุมและยอดของรอยโรคมากกว่ารูปร่างรูปซ็อน

ขนาดของรอยโรคบริเวณคอฟฟันที่ใหญ่มักมีการขยายขนาดขึ้นรวดเร็วหากไม่ได้รับการกำจัดหรือลดปริมาณความเค้นดั่งที่สะสม เนื่องจากรอยโรคดังกล่าวที่มีขนาดใหญ่มักเกิดการโค้งดัดได้มากกว่ารอยโรคขนาดเล็ก ภายใต้แรงบดเคี้ยวที่เท่ากัน (41) เนื่องจากมีการสูญเสียปริมาณของเนื้อฟันบริเวณคอฟฟันมากกว่า ทำให้ทนต่อสภาวะการเปลี่ยนรูปอย่างถาวรต่ำลง ดังนั้นจึงเชื่อว่าการบูรณะคอฟฟันที่ดีจะช่วยลดความเค้นสะสม และหยุดยั้งการขยายขนาดของรอยโรคลงได้ (42) ซึ่งการบูรณะคอฟฟันส่วนใหญ่นิยมใช้วัสดุเรซิน คอมโพสิต (resin composite) เนื่องจากมีงานวิจัยและพัฒนาวัสดุมากมายให้มีคุณสมบัติต่างๆ ดีขึ้นทั้งในแง่การยึดอยู่ ความแข็งแรง ความสวยงามและอื่นๆ ซึ่งมีข้อดีกว่าการบูรณะด้วยอะมัลกัม (amalgam) ซึ่งต้องกรอเตรียมรูปร่างให้เพียงพอต่อการยึดอยู่ของวัสดุ อีกทั้งมีข้อจำกัดเรื่องความสวยงามจึงทำให้ไม่เป็นที่นิยม นอกจากนี้จากการศึกษาของ Kuroe และคณะ (40) พบว่าการบูรณะด้วยวัสดุคอมโพสิตจะช่วยลดความเค้นสะสมบริเวณมุมยอดด้านในของรอยโรค แต่จะมีการกระจายความเค้นสะสมเพิ่มขึ้นที่บริเวณขอบบนและขอบล่างของรอยต่อของวัสดุที่เชื่อมกับเนื้อฟันเมื่อฟันได้รับการดัดโค้ง ซึ่งน่าจะเป็นสาเหตุให้เกิดรอยโรคได้อีกแม้ว่าจะได้รับการบูรณะแล้ว นอกจากนี้ยังอีกหลายการศึกษาพบว่า การยึดอยู่ของวัสดุเรซินคอมโพสิตกับบริเวณคอฟฟันนี้ให้ค่าการยึดอยู่ต่ำกว่าเนื้อฟันบริเวณอื่น เนื่องจากเนื้อฟันบริเวณนี้มีลักษณะแข็งกระด้าง (sclerotic dentin) จึงเกิดการละลายออกของแร่ธาตุ (demineralization) ในเนื้อฟันได้ยากในขั้นตอนการกัดด้วยกรด (43-44) และแม้ว่าจะได้รับการบูรณะไปแล้ว การโค้งดัดของฟันจากแรงบดเคี้ยวยังสามารถทำให้เกิดการแตกออกของฟันระหว่างเนื้อฟันและวัสดุอุดได้ (3,45-47)

จากคำนิยามของ Grippo (2) ที่จำกัดความคำว่าแอ็บแฟรกชันว่าเป็นรอยโรคบริเวณคอฟฟันที่มีรูปร่างเป็นรูปปลี และมักจะพบว่ามีบางส่วนอยู่ใต้เหงือก ดังนั้นจึงมีหลายการศึกษาพยายามหาเหตุผลว่าเหตุใดรอยโรคแอ็บแฟรกชันจึงมักเกิดบริเวณคอฟฟันและมักมีบางส่วนอยู่ใต้เหงือก Darendeliler, Darendeliler และ Kinoglu (48) ศึกษาวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติในฟันหน้าตัดกลาง โดยทดสอบดูการกระจายแรงของความเค้นกด ความเค้นดั่งและแรงเฉือนทั้งในเนื้อ

ฟันและผิวเคลือบฟัน พบว่าความเค้นกด และความเค้นดึงมักจะสะสมที่บริเวณปลายฟันแล้วลดลงตามแนวยาวของฟันจนมาเพิ่มที่ระดับคอฟัน แต่โครงสร้างของฟันสามารถทนรับแรงเค้นกดได้มากกว่าแรงเค้นดึง ดังนั้นจึงสรุปว่าความเค้นดึงทำให้เกิดการแตกออกของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บริเวณนี้ อีกทั้งเชื่อว่าบริเวณคอฟันมีการยึดทางกล (mechanical interlock) ระหว่างผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันต่ำจึงง่ายต่อการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟัน ซึ่งการศึกษานี้ให้ผลสรุปคล้ายกับการศึกษาของ Braem, Lambrechts และ Vanherle (49)

จากการตรวจทางคลินิกมัก พบว่ารอยโรคแอ็บแฟรกชันมักเกิดทางใกล้แก้มมากกว่าใกล้ลิ้น Rees, Hammadeh และ Jagger (50) จึงทดสอบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในฟันหน้าตัดกลางฟันเขี้ยวและฟันกรามน้อย โดยทดสอบให้แรงต่อระนาบเฉียงด้านในของปุ่มฟันด้านใกล้แก้ม พบว่าเกิดความเค้นสะสมบริเวณคอฟันทางด้านใกล้ลิ้นมากกว่าด้านแก้มในฟันเขี้ยวและฟันกรามน้อย และมีขนาดใกล้เคียงกันในฟันหน้าตัดกลาง ซึ่งตรงกันข้ามกับสิ่งที่ตรวจพบในคลินิกที่มักพบด้านใกล้แก้ม จากการศึกษาของ Grippo และ Masi (51) ซึ่งเสนอทฤษฎีความเค้นจากการกร่อน (stress corrosion theory) คือ การเกิดความเค้นต่อวัสดุในสภาวะกรดจะช่วยเร่งให้เกิดการทำลายของวัสดุได้มากกว่า ซึ่งเชื่อว่าน่าจะสามารถอธิบายสาเหตุที่เกิดรอยโรคบริเวณคอฟันด้านใกล้แก้มมากกว่าด้านใกล้ลิ้น จึงทดสอบโดยให้แรงต่อฟันกรามน้อยทั้งในสภาวะปกติที่ไม่มีกรดและในสภาวะกรด พบว่าความเค้นดึงในสภาวะกรดจะก่อให้เกิดการสูญเสียปริมาณของผิวเคลือบฟันมากกว่า นอกจากนี้ด้านใกล้แก้มมีโอกาสง่ายต่อการถูกขัดสีมากกว่า จึงกล่าวได้ว่าปัจจัยทุติยภูมิอันได้แก่ การขัดสีและผลของสารเคมีที่มีฤทธิ์กรดเป็นปัจจัยที่ทำให้รอยโรคบริเวณคอฟันเกิดด้านใกล้แก้มมากกว่าด้านใกล้ลิ้น และกระตุ้นให้รอยโรคมีความรุนแรงมากยิ่งขึ้น (52,53)

อย่างไรก็ตามมีบางการศึกษาที่มีความเห็นแตกต่างกันไปจากแนวคิดของปัจจัยปฐมภูมิและปัจจัยทุติยภูมิ โดยอธิบายในแง่ของความแตกต่างระหว่างมอดูลัสยืดหยุ่นของเนื้อฟันและเคลือบฟันที่ต่างกัน Goel และคณะ (54) เชื่อว่าสาเหตุการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันทางด้านใกล้แก้มน่าจะเกิดจากลักษณะรอยต่อของเนื้อฟันและเคลือบฟัน (dentino enamel junction) โดยสรุปจากการเก็บข้อมูลจากการตัดฟันในแนวตัดขวางของฟันกรามน้อยบนพบว่า ปุ่มฟันด้านใกล้แก้มโดยมีลักษณะรอยต่อระหว่างเนื้อฟัน-เคลือบฟันที่คอด (concavity) ลงไปมากกว่าด้านใกล้ลิ้น นั่นคือมีสัดส่วนของเคลือบฟันต่อเนื้อฟันของปุ่มฟันด้านใกล้แก้มมากกว่าด้านใกล้ลิ้น ลักษณะรอยต่อดังกล่าวมีผลต่อขนาดของแรงเค้นดึงที่ถ่ายทอดลงไปสู่คอฟัน เนื่องจากความแตกต่างของมอดูลัสยืดหยุ่นของเคลือบฟันและเนื้อฟัน และลักษณะของ DEJ ที่มีปริมาณของเคลือบฟันที่น้อยกว่าส่วนอื่นๆ ของฟัน ดังนั้นจึงเกิดการแตกหักของเคลือบฟันบริเวณนี้ได้ง่าย นอกจากนี้จากการศึกษาด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของ Sakaguchi, Brust และ Cross ในปี ค.ศ.1991 (55) อธิบายถึง

สาเหตุที่รอยโรคแฉับแฟรกชันจึงมักเกิดทางด้านใกล้แก้ม พบว่าเกิดจากแต่ละปุ่มฟันมีการขยับได้อย่างอิสระต่างกันเมื่อได้รับแรงบิดเคี้ยวคือ ปุ่มฟันด้านใกล้ลิ้นมีการขยับได้มากกว่าปุ่มฟันด้านใกล้แก้มขยับ ซึ่งผู้วิจัยอธิบายว่าน่าจะเกิดจากปุ่มฟันทางด้านใกล้ลิ้นมีส่วนของเนื้อฟันมากกว่าทำให้มีมอดูลัสยืดหยุ่นน้อยกว่าจึงสามารถถ่ายทอดแรงผ่านรอยต่อระหว่างเคลือบฟัน-เนื้อฟันได้ดีกว่าจึงมีแรงเค้นดึงที่บริเวณคอฟันต่ำกว่า ในขณะที่ปุ่มฟันใกล้แก้มขยับได้น้อยกว่าจึงเกิดรอยโรคดังกล่าวได้มากกว่า

สาเหตุการเกิดรอยโรคแฉับแฟรกชัน

นักวิจัยส่วนใหญ่เชื่อว่า สาเหตุที่แท้จริงของการเกิดรอยโรคแฉับแฟรกชันนั้นเกิดจาก ขนาดของแรง ทิศทางของแรง และผลของหลักคานาคิด – คานัจัด ที่เกิดจากแรงทำให้เกิดการสะสมของความเค้นบริเวณคอฟันจนเกิดการแตกออกของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์เป็นจุดเริ่มต้นของรอยโรค

ขนาดของแรง (magnitude of force)

ขนาดของแรงจะมีผลก็ต่อเมื่อผิวหน้าตัดของฟันคู่สบสัมผัสกัน (9) ดังนั้นเมื่อฟันที่ผิวหน้าตัดยิ่งมากขึ้นก็จะช่วยลดความเค้นสะสมต่อตัวฟันนั้นคือแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ลดลง จากการศึกษาเรื่องการวัดปริมาณแรงบิดเคี้ยวของ Hagberg (10) พบว่าปกติแล้วแรงบิดเคี้ยวจะแตกต่างกันไปในแต่ละบุคคลและชนชาติ โดยเฉลี่ยแล้วค่าเฉลี่ยแรงบิดเคี้ยวสูงสุดบริเวณฟันหน้าตัดกลางมีขนาดประมาณ 100 นิวตันและค่อยๆ เพิ่มขึ้นในฟันหลังจนถึงฟันกรามซึ่งมีขนาดของแรงบิดเคี้ยวราว 500 นิวตัน อย่างไรก็ตามในผู้ป่วยที่มีอุปนิสัยการสบฟันผิดปกติ (parafuncion habit) หรือนอนกัดฟัน อาจมีแรงบิดเคี้ยวได้ถึง 1,000 นิวตัน นอกจากนี้ยังศึกษาเปรียบเทียบระยะเวลาและความถี่ของฟันที่สัมผัสกันระหว่างคนปกติที่ไม่มีสภาวะนอนกัดฟันและคนที่มีสภาวะนอนกัดฟัน พบว่าใน 24 ชั่วโมง กลุ่มที่มีสภาวะนอนกัดฟันนอกจากจะมีแรงบิดเคี้ยวที่เพิ่มมากขึ้นแล้ว ยังมีระยะเวลาและความถี่ของการสัมผัสของฟันตั้งแต่ 30 นาทีถึง 3 ชั่วโมง ในขณะที่คนปกติจะมีช่วงเวลาและความถี่ของฟันที่สัมผัสกันเพียง 10 นาทีเท่านั้น ดังนั้นคนที่มีสภาวะนอนกัดฟันจึงมีโอกาสเกิดรอยโรคแฉับแฟรกชันได้มากกว่าปกติ ซึ่งให้ผลไปในทางเดียวกับการศึกษาของ Xhonga, Wolcott และ Sognnaes (11) ซึ่งพบว่าความชุกของรอยโรคแฉับแฟรกชันมักพบในประชากรที่มีอุปนิสัยนอนกัดฟัน นอกจากนี้ Hammadeh และ Rees (12) ทำการทดสอบทางห้องปฏิบัติการเปรียบเทียบผลของเหลวที่มีฤทธิ์เป็นกรดต่อชิ้นตัวอย่างของเคลือบฟันบริเวณปุ่มฟันและคอฟันของฟันกรามน้อยและฟันกรามใหญ่ตามลำดับ โดยนำเอาเคลือบฟันทั้งสองบริเวณดังกล่าวไปทดสอบแช่ในน้ำอัดลมและน้ำส้ม เพื่อเปรียบเทียบผลของการกร่อนของเคลือบฟัน พบว่าเกิดการกร่อนของเคลือบฟัน

บริเวณคอพั้นของฟันกรามมากกว่าเคลือบฟันบริเวณปุ่มฟันกราม เคลือบฟันบริเวณปุ่มฟันกรามน้อยและเคลือบฟันบริเวณคอพั้นกรามน้อย ตามลำดับ ทั้งการทดสอบในน้ำอัดลมและน้ำส้ม โดยเชื่อว่าเคลือบฟันตำแหน่งคอพั้นนั้นอยู่ใกล้ร่องเหงือก (gingival crevicular fluid) มากกว่าปุ่มฟัน ดังนั้นจึงน่าจะแข็งแรงกว่าเนื่องจากการสะสมกลับของฟลูออไรด์ แต่จากผลการวิจัยพบว่าเกิดการกร่อนมากที่สุดบริเวณคอพั้นของฟันกรามใหญ่ ซึ่งผู้วิจัยอธิบายว่าเกิดจากการที่ฟันกรามใหญ่อยู่ในตำแหน่งใกล้ท่อเปิดน้ำลายพาโรติดีจึงมีการสะสมแร่ธาตุมากเกินไป (hypermineralization) ทำให้เคลือบฟันพรุนและแข็งแรงลดลง แต่ขณะที่เกิดการกร่อนบริเวณคอพั้นของฟันกรามน้อยต่ำที่สุด ดังนั้นถ้าสาเหตุหลักของรอยโรคบริเวณคอพั้นเกิดจากผลของกรดจริงแล้ว ควรที่จะพบรอยโรคที่ฟันกรามใหญ่มากกว่าฟันกรามน้อย แต่โดยส่วนมากที่ตรวจพบในคลินิกปกติแล้วจะพบรอยโรคบริเวณคอพั้นบริเวณฟันกรามน้อยมากกว่าฟันกราม จึงสรุปว่าสาเหตุการเกิดรอยโรคน่าจะเกิดจากแรงเป็นสาเหตุหลักโดยมีฤทธิ์ของกรดเป็นปัจจัยเสริม

อย่างไรก็ตามมีผู้คัดค้านถึงแนวคิดของสาเหตุการเกิดรอยโรคแอบแฟรกชันที่เชื่อว่าเกิดจากแรง โดย Tanaka และคณะ (13) ในปี ค.ศ. 2003 ศึกษาโดยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์สรุปว่าขนาดของแรงในแนวแกน (axial force) นั้นแทบไม่มีผลทำให้เกิดความเค้นดึงบริเวณคอพั้น เนื่องจาก ต้องใช้แรงอย่างน้อย 196 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร จึงจะเริ่มเกิดแรงเค้นดึงบริเวณคอพั้น นั่นคือต้องใช้แรงอย่างน้อย 800 นิวตัน หรือ คนน้ำหนัก 80 กิโลกรัมในแนวตั้งกระทำต่อฟันตัดกลางบน ซึ่งในความเป็นจริงแล้วแรงบดเคี้ยวต่อฟันตัดกลางบนมีขนาดราว 100-200 นิวตัน (10) ในขณะที่ถ้าใช้แรงแนวเฉียงเพียง 1 ใน 20 หรือเพียง 40 นิวตันก็สามารถทำให้เกิดความเค้นดึงขนาดเท่ากันที่บริเวณคอพั้นได้ ดังนั้นสาเหตุรอยโรคน่าจะเกิดจากทิศทางมากกว่าขนาดของแรงบดเคี้ยว

ทิศทางของแรงและผลของคานดีด-คานงัด (direction of force and leverage effect)

มีการศึกษาจำนวนมากที่สนับสนุนว่าสาเหตุที่แท้จริงของการเกิดรอยโรคแอบแฟรกชันน่าจะเกิดจากทิศทางของแรงมากกว่าขนาด โดยงานวิจัยของ Takahashi, Kitagami และ Komori (14) ในปี ค.ศ. 1980 โดยเป็นงานวิจัยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ที่ทดสอบผลของทิศทางของแรงที่มีผลต่อฟันกรามใหญ่ล่างซี่ที่หนึ่ง ฟันกรามน้อยล่างซี่ที่สอง และฟันหน้าตัดกลางบน โดยสรุปผลว่าเมื่อมุมของแรงที่กระทำต่อแนวแกนฟันเพิ่มมากขึ้นจะมีผลให้ฟันเกิดการดัดโค้งมากขึ้น โมเมนต์ต่อตัวฟันเพิ่มมากขึ้น จุดหมุนของฟันจะเข้าไปใกล้แนวแกนฟันมากขึ้น ซึ่งผลดังกล่าวมีผลต่อฟันกรามใหญ่มากกว่าฟันกรามน้อยและฟันหน้าตัดกลาง ตามลำดับ โดยปรกติแล้วรูปแบบการเคี้ยว (chewing pattern) สามารถจำแนกเป็นทิศทางที่กระทำต่อตัวฟันได้สองแบบได้แก่ แรงในแนวแกนและแรงนอกแนวแกน โดย Kim และคณะ (9) ในปี ค.ศ. 2001 ศึกษาผลกระทบของรูปแบบของการ

บดเคี้ยวต่อการเกิดรอยลึกด้านสบฟันสรุปว่า รูปแบบการบดเคี้ยวโดยการบดฟัน (grinding) มีผลทำให้เกิดการสึกของหน้าตัดบดเคี้ยวมากกว่ารูปแบบการเคี้ยวตรงๆ (chopping) นั่นคือแรงนอกแนวแกนมีผลทำให้ด้านบดเคี้ยวของฟันสึกมากกว่าแรงในแนวแกน ซึ่งสอดคล้องกับงานของ Pintado และคณะ (15) ในปี ค.ศ. 2000 ซึ่งสรุปว่ามีความสัมพันธ์กันระหว่างการสึกของหน้าตัดบดเคี้ยวกับการตรวจพบรอยโรคเอ็บแฟรกชัน

แม้ว่าแนวคิดในปัจจุบันเชื่อว่าแรงบดเคี้ยวในแนวแกนสามารถถ่ายทอดแรงไปตามแกนฟันผ่านเอ็นยึดปริทันต์ไปสู่กระดูกรอบรากฟันได้ทำให้เกิดความเค้นดึงบริเวณคอฟันลดลง อย่างไรก็ตามในการศึกษาวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในช่วงแรกของ Yettram, Wright และ Pickard (16) ในปี ค.ศ. 1976 สรุปว่าแรงในแนวแกนในปริมาณที่มากพอจะทำให้เกิดแรงเค้นกดสะสม (compressive stress) ที่บริเวณรอยต่อระหว่างผิวเคลือบฟันและผิวเคลือบรากฟัน เป็นสาเหตุให้เกิดการบิ่นของผิวเคลือบฟันหลุดออกจากเนื้อฟัน และนำไปสู่การเกิดรอยโรคเอ็บแฟรกชัน ซึ่งแนวคิดนี้มีทั้งผู้เห็นด้วยและผู้คัดค้าน โดยผู้คัดค้านให้เหตุผลว่าถ้าเป็นไปตามทฤษฎีนี้จริงรอยโรคควรจะเกิดทุกผิวหน้าฟันในผู้ป่วยทุกรายซึ่งขัดแย้งกับความเป็นจริงที่รอยโรคมักจะเกิดบริเวณผิวฟันด้านใกล้แก้ม ในขณะที่มีผู้เห็นด้วยกับแนวคิดและความเชื่อจากการศึกษาดังกล่าว โดย Spears และคณะ (17) ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งประยุกต์แนวคิดที่เชื่อว่าผิวเคลือบฟันและเนื้อฟันมีคุณสมบัติไม่เหมือนกันในทุกทิศทาง (anisotropic) จึงกำหนดให้คุณสมบัติของวัสดุในแบบจำลองมีลักษณะไม่เท่ากันทุกทิศทาง ดังนั้นแรงบดเคี้ยวจึงถ่ายทอดไปสู่เนื้อฟัน ทำให้เกิดความเค้นดึงที่เนื้อฟันและมีความเค้นกดที่ผิวเคลือบฟัน ซึ่งแนวคิดการเกิดรอยโรคเอ็บแฟรกชันจากแรงบดเคี้ยวในแนวแกนถูกคัดค้านจากนักวิจัยอื่นๆ เนื่องจากส่วนใหญ่เชื่อว่าเกิดจากผลกระทบของคานดัด-คานงัดจากแรงนอกแนวแกนซึ่งก่อให้เกิดความเค้นดึงบริเวณจุดหมุน คือ บริเวณคอฟันนั่นเอง โดยมีงานวิจัยสนับสนุนมากมาย เช่น การศึกษาของ Lukas และ Spranger (18) ด้วยวิธีทางไฟโตอิลาสติกในฟันหน้าตัดบน พบว่าเมื่อให้แรงนอกแนวแกนฟันจะทำให้เกิดการสะสมความเค้นบริเวณคอฟัน แต่มีผู้ให้ความเห็นว่าวิธีการทางไฟโตอิลาสติกไม่เหมาะสมต่อการศึกษานี้ เนื่องจากความเค้นเกิดจากค่ามอดูลัสยืดหยุ่นของพลาสติกโมเดล (plastic model) ซึ่งต่ำกว่ามอดูลัสยืดหยุ่นของผิวเคลือบฟัน ดังนั้นผลของการศึกษานี้จึงเป็นเพียงการทำนายตำแหน่งของความเค้นสะสมเท่านั้นไม่สามารถนำค่าความเค้นที่ได้มาอ้างอิงได้ การศึกษาเกี่ยวกับกลศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับฟันจึงนิยมวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มากขึ้น เนื่องจากให้ผลของการวิเคราะห์ความเค้นที่แม่นยำและน่าเชื่อถือมากกว่า โดย Geramy และ Sharafoddin (19) ในปี ค.ศ. 2003 ศึกษาด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติในฟันหน้าตัดกลางสรุปว่า แรงบดเคี้ยวในทิศทางต่างๆ ยกเว้นแรงในแนวเดียวกับแกนฟันจะทำให้เกิดการดัดโค้งของตัวฟันและการสะสมความเค้น โดยเฉพาะบริเวณรอยต่อระหว่าง

ผิวเคลือบฟันและรากฟัน และทิศทางของแรงที่มีผลทำให้เกิดความเค้นสะสมมากที่สุดคือ แรงที่ทำมุม 45 องศากับแนวแกนฟัน อย่างไรก็ตามไม่ว่าจะเป็นการศึกษาด้วยวิธีการทางไฟโตอิเล็กสติก หรือวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ล้วนให้ข้อสรุปไปในทิศทางเดียวกันว่าแรงนอกแนวแกนจะก่อให้เกิดความเค้นดึงบนผิวฟันในด้านตรงกันข้ามแนวแรง (13,20-21,49) Lee (3) สรุปไว้ว่าปัจจัยที่มีผลต่อรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้แก่ ขนาดและทิศทางของแรง ผลจากคานดีด-คานงัด และระยะห่างระหว่างจุดหมุนถึงตำแหน่งที่ได้รับแรง นอกจากนี้ในผู้ป่วยบางรายยังพบลักษณะรอยโรคแอ็บแฟรกชันซ้อนทับกันอันเนื่องมาจากการที่ฟันได้รับแรงจากการบดเคี้ยวมากกว่าหนึ่งทิศทางมีผลทำให้มีการเปลี่ยนตำแหน่งจุดหมุน และพบว่าจุดหมุนมักจะเคลื่อนลงไปทางคอฟันมากกว่าตำแหน่งเดิม (1,3)

นอกจากนี้ยังมีการศึกษาด้วยกล้องสเตอริโอไมโครสโคป (stereomicroscopic) ในพื้นที่ได้รับแรงบดเคี้ยว เช่น การศึกษาของ Braem, Lambrechts และ Vanherle (49) ในปี ค.ศ. 1992 โดยใช้กล้องสเตอริโอไมโครสโคปให้ผลสรุปคือ แรงเค้นดึงก่อให้เกิดการแตกของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์บริเวณคอฟัน เนื่องจากเนื้อฟันจะมีความยืดหยุ่นมากกว่า ดังนั้นจึงสามารถทนต่อแรงเค้นดึงได้มาก เมื่อฟันได้รับการดัดโค้ง แต่ขณะที่ผิวเคลือบฟันมีความแข็งมากกว่า และมีความยืดหยุ่นน้อยกว่า โดยจากการศึกษาของ Craig และ Peyton ในปี ค.ศ.1958 (22) พบว่าเคลือบฟันสามารถทนต่อแรงเค้นกดได้มากกว่าแรงเค้นดึง 35 เท่า ในขณะที่เนื้อฟันสามารถทนต่อแรงเค้นกดได้มากกว่าแรงเค้นดึง 7 เท่า จากผลของค่ามอดุลัสยืดหยุ่นที่แตกต่างกัน เมื่อฟันได้รับการดัดโค้งจึงมีการแตกออกระหว่างพันธะของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จนเกิดรอยแตกเริ่มต้นของฟัน หลังจากนั้นมักจะมีการทำลายอย่างรวดเร็วจากปัจจัยทุติยภูมิ เช่น สภาวะความเป็นกรดหรือจากการขัดสี โดยจากรายงานการศึกษาของ Nordbo และ Skogedal (28) พบว่า โดยเฉลี่ยแล้วมีการสึกบริเวณคอฟันจากปัจจัยทุติยภูมิ 0.2 ไมครอนต่อวัน และเมื่อรอยโรคมีขนาดใหญ่ขึ้นแล้วมักจะทำให้โครงสร้างฟันบริเวณนี้อ่อนแอลงจนได้รับผลจากแรงเค้นดึงมากขึ้นหรืออาจเกิดอาการทางโพรงประสาทฟันตามมาได้โดยง่าย

อย่างไรก็ดี จากการทดลองทางห้องปฏิบัติการของ Litonjua และคณะ (23) ในปี ค.ศ. 2004 สรุปผลตรงกันข้ามกับแนวคิดที่เชื่อว่า รอยโรคแอ็บแฟรกชันเกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวที่อยู่นอกแนวแกนฟัน โดยได้ทดลองในฟันกรามน้อยคู่เหมือนที่ถอนเพื่อการจัดฟัน โดยทดสอบระหว่างแรงในแนวแกนและนอกแนวแกน (45 องศา) โดยใช้แรง 450 นิวตัน ซ้ำๆ กันจำนวน 1.4 ล้านครั้ง พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันระหว่างกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุมจากการตรวจด้วยกล้องสเตอริโอไมโครสโคป ทำให้ผู้วิจัยสรุปว่า ทิศทางของแรง

ไม่ได้เป็นปัจจัยสำคัญของการเกิดรอยโรคเอ็บแฟรกชัน แต่พบว่าแรงนอกแกนฟันจะก่อให้เกิดการสึกของด้านบดเคี้ยวมากกว่าการกัดตรงๆ

ผลของเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกรอบรากฟัน

(effect of periodontal ligament and alveolar bone)

ในการศึกษาทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในช่วงแรกผู้ศึกษาไม่ได้นำส่วนของเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกรอบรากฟันมาเป็นส่วนหนึ่งของแบบจำลอง แต่เนื่องจากเอ็นยึดปริทันต์ทำหน้าที่ในการกระจายแรงไปยังอวัยวะปริทันต์ (56,57) ดังนั้นจึงมีการศึกษาร่วมกับการศึกษาทางไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่าบทบาทของเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกรอบรากฟันมีความสำคัญต่อการเขียนแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เนื่องจากผลจากการวิเคราะห์จะให้ผลที่แตกต่างกันอย่างมากเมื่อเทียบกับการไม่ได้เขียนส่วนของเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกรอบรากฟัน (58) McCoy ในปี ค.ศ.1983 (59) พบว่าเมื่อกระดูกรอบรากฟันมีการละลายตัวมากขึ้น รอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุมักจะเกิดค่อนลงไปทางรากฟันมากยิ่งขึ้นเนื่องจากเกิดการเปลี่ยนแปลงจุดหมุนไปทางด้านปลายรากฟันมากขึ้น อีกทั้งมักมีการร่นของเหงือกตามไปด้วย ดังนั้นเนื้อฟันจึงง่ายต่อการถูกสัมผัสจากสิ่งแวดล้อมโดยการขัดสีและสารเคมี จากการศึกษาของ Miller และคณะ (60) กล่าวว่ารอยโรคเอ็บแฟรกชันมักจะเกิดกับฟันที่มีกระดูกรอบรากฟันที่สมบูรณ์โดยปราศจากสภาวะปริทันต์อักเสบ หรือ สภาวะที่ฟันมีการโยก เนื่องจากการสูญเสียกระดูกรอบรากฟันจากสภาวะปริทันต์อักเสบก่อให้เกิดการโยกของฟันซึ่งการขยับโยกของฟันจะไปลดผลของคานดีด-คานจัดของแรงกระทำที่มากกระทำต่อจุดหมุนบริเวณคอฟัน

การรักษา

Bader และคณะ (61) ในปี ค.ศ. 1993 ทำการสำรวจข้อมูลจากทันตแพทย์ที่ตรวจและรักษา รอยโรคบริเวณคอฟัน อันประกอบด้วย รอยลึก การกร่อน รอยโรคเอ็บแฟรกชัน และรอยผุบริเวณคอฟัน รวมทั้งหาสาเหตุการเกิดและการรักษาตามต้นเหตุของรอยโรค โดยจากข้อมูลพบว่า มีเพียงรอยโรคเอ็บแฟรกชันอย่างเดียวที่มีการแนะนำการรักษาโดยการกรอปรับการสบฟันร่วมกับการรักษาอื่นๆ ส่วนรอยโรคอื่นที่เหลือได้แก่ รอยลึก รอยกร่อน รวมทั้งรอยผุควรได้รับการรักษาร่วมกัน ระหว่าง การบูรณะ การแนะนำการแปรงฟันที่ถูกวิธี การแนะนำการปรับเปลี่ยนการรับประทานอาหาร รวมทั้งการแนะนำผู้ป่วยไปพบแพทย์เพื่อรักษาโรคทางระบบ เช่น บุลลิเมีย เป็นต้น

ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่าการรักษารอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุนั้น ควรทำการบูรณะคอฟันร่วมกับการกำจัดสาเหตุที่อาจก่อให้เกิดรอยโรคบริเวณนี้ ได้แก่ การหลีกเลี่ยงยาสีฟันที่

มีผงขัดหยาบ การหลีกเลี่ยงการรับประทานอาหารที่มีความเป็นกรด การรักษาสภาวะโรคทางระบบบางอย่าง การใช้ฟลูออไรด์ในการป้องกันฟันผุ อาจรวมทั้งการทำเฝือกสบฟัน (occlusal splint) เพื่อลดแรงบดเคี้ยวที่มากเกินไปในผู้ป่วยนอนกัดฟัน หรือ การแก้ไขสภาวะการสบฟันที่ผิดปกติของคนไข้ เช่น การจัดฟัน การบูรณะฟัน

ปัจจุบันมีการศึกษาทางด้านทันตวัสดุศาสตร์ที่พยายามพัฒนาวัสดุบูรณะออกมาเพื่อให้เหมาะสมกับการบูรณะรอยโรคแอ็บแฟรกชัน บางการศึกษาทดสอบในแง่การยึดอยู่และความล้มเหลวของการบูรณะต่อรอยโรคแอ็บแฟรกชัน ซึ่งส่วนมากพบว่าความล้มเหลวเกิดจากการตัดโค้งของฟันจากแรงบดเคี้ยว มีผลทำให้เกิดการแตกออกของฟันระหว่างวัสดุบูรณะและเนื้อฟัน ก่อให้เกิดการรั่วซึมตามขอบ และสูญเสียการยึดอยู่ในที่สุด (3,35,47,62-65) นอกจากนี้ยังมีการศึกษาทางคลินิกของ Heymann และคณะ (35) ที่สรุปให้ผลสอดคล้องกับงานทางห้องปฏิบัติการก่อนหน้านี้ โดยกล่าวว่ามีความสัมพันธ์ระหว่างรูปแบบของการสบฟัน ตำแหน่งฟัน อายุของผู้ป่วย และแรงบดเคี้ยวต่อการยึดอยู่ของวัสดุบูรณะชนิดต่างๆ กัน โดยเมื่อใช้วัสดุบูรณะและเทคนิคการอุดที่แตกต่างกันจะให้ผลการยึดอยู่ที่ต่างกัน เช่น วัสดุบูรณะแบบ macrofill ให้ผลการเชื่อมยึดที่น้อยกว่า microfill เนื่องจาก microfill มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นที่ใกล้เคียงกับเนื้อฟันมากกว่า นอกจากนั้นในแง่ของเทคนิคการบูรณะพบว่า การใช้เทคนิค bond-etch-rebond ให้ค่าการยึดอยู่ที่ดีกว่าเทคนิค etch-bond และ etch แล้ว bond 2 ชั้นตามลำดับ อย่างไรก็ตามแม้ว่าจะเลือกวัสดุบูรณะและใช้เทคนิคที่เหมาะสมแล้ว ก็สามารถเกิดความล้มเหลวจากการยึดอยู่อันเนื่องมาจากสาเหตุของแรงบดเคี้ยวได้ 2 กรณี ได้แก่ แรงบดเคี้ยวในแนวเฉียงหรือแนวราบซึ่งจะก่อให้เกิดแรงเค้นดิ่งบริเวณรอยต่อของวัสดุและเนื้อฟัน และ แรงบดเคี้ยวในแนวตั้ง ซึ่งก่อให้เกิดแรงเค้นกดสะสมที่รอยต่อของวัสดุและเนื้อฟัน แต่ผลของแรงในแนวเฉียงจะมีโอกาสทำให้เกิดความล้มเหลวได้มากกว่า เนื่องจากใช้แรงในปริมาณน้อยก็ก่อให้เกิดแรงเค้นดิ่งบริเวณรอยต่อของเนื้อฟันและวัสดุได้แล้ว ในขณะที่ต้องใช้แรงบดเคี้ยวในแนวตั้งอย่างมากจึงจะก่อให้เกิดความเค้นกดสะสมจนทำให้เกิดความล้มเหลวในการยึดของวัสดุต่อเนื้อฟัน

บางการศึกษากล่าวว่าปัจจัยอื่นๆ ได้แก่ คุณสมบัติของวัสดุที่มีการหดตัวจากการบ่มตัวด้วยแสง เทคนิคการบูรณะที่ละเอียดอ่อน โดยปราศจากการปนเปื้อนจากความชื้นหรือสารขัดขวางการเชื่อมระหว่างวัสดุและเนื้อฟัน รวมทั้งคุณสมบัติของวัสดุเชื่อมยึด (bonding material) แต่ละระบบของผู้ผลิตที่ต่างกัน เป็นสาเหตุทำให้เกิดความล้มเหลวในการยึดอยู่ของการบูรณะมากกว่าทฤษฎีการตัดโค้งของฟันจากแรงบดเคี้ยว (4-8) ซึ่งอธิบายว่าไม่เกิดการเชื่อมกันของฟันอย่างสมบูรณ์ระหว่างเนื้อฟันและวัสดุ ดังนั้นเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวจะทำให้เกิดการแตกออกของฟันระหว่างเนื้อฟัน และวัสดุแล้วจึงเกิดการรั่วซึมตามขอบวัสดุตามมา ดังนั้นจึงมีหลายการศึกษาที่พยายามทดสอบ

วัสดุบูรณะต่างๆ รวมทั้งเทคนิคที่เหมาะสมต่อการบูรณะรอยโรคบริเวณคอฟฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ ทั้งจากการทดสอบทางคลินิกและการทดลองในห้องปฏิบัติการ เช่น จากการศึกษาของ Powell, Johnson และ Gordon ในปี ค.ศ. 1995 (47) ตรวจสอบทางคลินิกเปรียบเทียบวัสดุเรซิน คอมโพสิต และกลาสไอโอโนเมอร์ด้วยเทคนิคการอุดที่ต่างกันบนรอยโรคบริเวณคอฟฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ พบว่าการบูรณะโดยการใส่กลาสไอโอโนเมอร์รองพื้นก่อนอุดด้วยเรซิน คอมโพสิต ให้ผลการตรวจทางคลินิกดีกว่าการอุดด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ หรือการอุดด้วยเรซิน คอมโพสิตล้วน ซึ่งให้ผลคล้ายกับงานของ Kemp-Scholte และ Davidson (66) ในปี ค.ศ. 1990 ทดสอบดูความแนบจากการบูรณะบริเวณคอฟฟัน และการหดตัวจากปฏิกิริยาการบ่มตัวของวัสดุบูรณะ เมื่อบูรณะด้วยวัสดุเรซิน คอมโพสิตล้วน เปรียบเทียบกับการรองพื้นด้วยวัสดุที่มีมอดูลัสยืดหยุ่นต่ำกว่าก่อนบูรณะด้วยเรซิน คอมโพสิต พบว่าการการรองพื้นด้วยวัสดุที่มีมอดูลัสยืดหยุ่นต่ำจะช่วยลดการเกิดการหดตัวจากการบ่มตัวของวัสดุร้อยละ 20-50 ขึ้นกับวัสดุที่ใช้ โดยพบว่าการรองพื้นด้วยกลาสไอโอโนเมอร์ที่บ่มตัวโดยการฉายแสงให้ผลที่ดีที่สุด โดยมีการหดตัวน้อยที่สุดและความแนบดีที่สุด นอกจากนี้การศึกษาของ Van Dijken (67) ในปี ค.ศ. 2000 ยังทดสอบถึงระบบของวัสดุบูรณะ 3 ชนิด ได้แก่ เรซิน คอมโพสิต ที่ใช้ระบบเชื่อมยึด (bonding system) ชนิด total etch และ single bottle รวมทั้ง resin modified glass ionomer บนเนื้อฟันชนิด sclerotic และ non sclerotic โดยทำการประเมินเมื่อผ่านไปหนึ่งปี และสามปี พบว่าเกิดความล้มเหลวจากการบูรณะบนเนื้อฟัน sclerotic มากกว่า non sclerotic อย่างมีนัยสำคัญและพบความล้มเหลวจากการบูรณะโดยใช้ single bottle มากที่สุดโดยมีอัตราการยึดอยู่ต่ำที่สุดและการรั่วซึมมากที่สุด โดยการบูรณะด้วย total etch และ resin modified glass ionomer อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ทางคลินิกทั้งการตรวจเมื่อผ่านไปหนึ่งปีและสามปี นอกจากนี้ยังพบว่าการกรอเนื้อฟัน sclerotic ไม่มีผลในการช่วยเพิ่มการยึดอยู่ของวัสดุบูรณะซึ่งอธิบายเหตุผลได้ว่า เนื่องจากเนื้อฟันมีลักษณะเป็นเนื้อฟันแข็งกระด้าง การใช้กรดกัดเพื่อที่จะทำให้เกิดการละลายตัวของแร่ธาตุในฟันนั้นทำได้ยากกว่า ดังนั้นเนื้อฟันจึงเชื่อมยึดกับวัสดุได้น้อยกว่าจึงเป็นสาเหตุให้เกิดความล้มเหลวของการบูรณะ (68) โดยมากแล้วการบูรณะนิยมใช้เรซิน คอมโพสิต หรือกลาสไอโอโนเมอร์หรือทั้งสองอย่างร่วมกันในการบูรณะขึ้นอยู่กับข้อบ่งชี้แต่ละกรณีของผู้ป่วย (69-72)

Rees, O'Dougherty และ Pullin (73) ทดสอบวิธีการทางวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อดูแรงเค้นเฉือนต่อรอยโรคบริเวณคอฟฟันเมื่อได้รับการบูรณะด้วยวัสดุเรซินที่ไม่มีส่วนผสมของฟิลเลอร์ (unfilled resin) จากตำแหน่งบริเวณรอยต่อของเนื้อฟันกับวัสดุอุดออกมาถึงผิวนอกของวัสดุพบว่าความเค้นเฉือนมีค่ามากที่สุดบริเวณรอยต่อของเนื้อฟันและวัสดุ ณ ตำแหน่งพื้นของรอยโรคและค่อยๆ ลดลงจนถึงร้อยละ 38 ที่ระดับความหนา 80 ไมครอน ผู้ทำการวิจัยอธิบายว่าเกิดจากคุณสมบัติของวัสดุซึ่งไม่มีส่วนผสมของฟิลเลอร์ ทำให้มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นต่ำลงและมีค่าใกล้เคียงกับเนื้อ

พื้ ดั้งนั้นจึงสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างตามการตัดโค้งของพื้ได้ดีกว่า แต่มีข้อเสียคือมีความแข็งแรงที่ต่ำกว่าการบูรณะด้วยเรซิน คอมโพสิตทั่วไป

จากหลายการศึกษาสรุปว่า การเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันเกิดจากปัจจัยเรื่องแรง ความเค้น และความแตกต่างกันของมอดุลัสยืดหยุ่นระหว่างเนื้อพื้และเคลือบพื้ อันเป็นสาเหตุให้เกิดการแตกออกของพื้ระหว่างผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ซึ่งเป็นจุดเริ่มต้นของรอยโรคแอ็บแฟรกชัน (50,54) ดังนั้นการศึกษาการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จึงมีความน่าเชื่อถือซึ่งจากปริทัศน์วรรณกรรมข้างต้น พบว่ายังมีบางปัจจัยที่ไม่เคยมีการศึกษามาก่อนด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้แก่ มุมของปุ่มพื้ ระดับความสูงของกระดูกรอบรากพื้ ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่หนาต่างกัน ซึ่งผลจากการศึกษาอาจทำให้ได้ข้อสรุปของเหตุปัจจัยหลักหรือเหตุปัจจัยร่วมของการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันอย่างแท้จริงได้



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. เครื่องคอมพิวเตอร์
 - หน่วยประมวลผล(CPU) Pentium M 1.6 GHz.
 - หน่วยความจำชั่วคราว (RAM) 512 Mb.
 - หน่วยความจำถาวร (HDd) 60 Gb.
 - หน่วยประมวลผลกราฟฟิก (Graphic) 64 Mb.
2. โปรแกรมสำหรับวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (MSC/Nastran for Window 4.5, MacNeal-Schwendler Corporation, สหรัฐอเมริกา)
3. กระดาษกราฟสำหรับวาดแบบจำลอง
4. แผ่นซีดีสำหรับบันทึกผลการทดลอง

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element analysis)

เป็นวิธีที่นำมาใช้ศึกษาการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นในโครงสร้างที่มีความซับซ้อนซึ่งอาจประกอบไปด้วย วัสดุหลายประเภทรวมอยู่ด้วยกันซึ่งมีสมบัติเชิงกลแตกต่างกันในแต่ละบริเวณ และสามารถทำการวิเคราะห์ความเค้นได้ใกล้เคียงความเป็นจริงมากกว่าการศึกษาการกระจายความเค้นด้วยวิธีอื่น เช่น วิธีโฟโตอีลาสติก (photoelastic) จึงเป็นวิธีที่ง่าย เร็ว ใช้เวลาและค่าใช้จ่ายน้อย สามารถลอกเลียนสมบัติเชิงกลที่มีความซับซ้อนได้อย่างครบถ้วนกว่าวิธีอื่น รวมทั้งสามารถกำหนดขนาดและทิศทางของแรงที่มี กระทำต่อแบบจำลองได้หลายแนว ผลของการวิเคราะห์ทำให้เห็นการกระจายความเค้นภายในโครงสร้างนั้นได้และสามารถนำไปทำนายความล้มเหลวที่อาจเกิดขึ้นเพื่อหาทางแก้ไขหรือป้องกันจุดบกพร่อง หรือสาเหตุที่ทำให้เกิดความล้มเหลว นั้น (74)PPPPPPPPPPPP ดังนั้นวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงเป็นวิธีการที่ช่วยในการออกแบบชิ้นงาน และโครงสร้างที่มีลักษณะซับซ้อนได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยแรกเริ่มพัฒนาจากงานวิจัยทางด้าน

อวกาศและการบิน โดยใช้หลักการคำนวณทางคณิตศาสตร์ในการแก้ปัญหาที่เรากำหนดขึ้นเป็น เงื่อนไขสมมติและสร้าง

แบบจำลอง จากนั้นจึงแบ่งแบบจำลองเป็นส่วนย่อยเล็กๆ ที่เรียกว่า เอลิเมนต์ (element) ที่มีรูปทรง เรขาคณิตต่างๆ เช่น สามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม รูปทรงสี่หน้า รูปทรงหกหน้า แต่ละเอลิเมนต์ต่อกันด้วย จุด (node) จากนั้นจึงกำหนดคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุแต่ละชนิดในแบบจำลอง รวมทั้งเงื่อนไขของ แรงที่กระทำบนแบบจำลอง ผลของแรงที่เกิดขึ้นในแต่ละจุดและเอลิเมนต์สามารถเขียนเป็นสมการ เชิงคณิตศาสตร์และแก้สมการหาผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นบนความสัมพันธ์ต่อเนื่องบนจุดและเอลิเมนต์ ต่างๆ นำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบก่อให้เกิดระบบสมการพร้อมกันขึ้น ผลที่ได้จะเป็นค่าการเคลื่อนตัวที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งต่างๆ ของโครงสร้าง ซึ่งสามารถนำไปหาค่าอื่นต่อไปได้ เช่น ค่าความเครียด (strain) หรือความเค้นและสามารถแสดงเป็นภาพกราฟฟิกทำให้เห็นภาพการ กระจายความเค้นและการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง

สมการทางคณิตศาสตร์ของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์เชิงกลของของแข็ง (solid mechanic) อาศัยหลักการทางกลของสปริงซึ่งมีปริมาณการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้แก่ การยืด ออกหรือหดเข้าเป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณแรงที่รับและความแข็งของสปริง (stiffness) ดัง สมการ

$$\text{Force}(F) = \text{Stiffness}(K) * \text{Deflection} (\Delta L)$$

ซึ่งความแข็งของสปริงคือ ความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงของรูปร่าง โดยขึ้นอยู่กับค่า มอดูลัสของสภาพยืดหยุ่นและรูปทรงทางเรขาคณิต (geometry) ของวัสดุนั้น (74)

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยทางทันตกรรมอย่างแพร่หลาย อาทิ การศึกษาผลของเดือยฟันต่อการกระจายความเค้นในเนื้อฟันที่รักษาลงรากฟันแล้ว (75-78) การศึกษาแรงเค้นสะสมที่ก่อให้เกิดรอยโรคเอ็บแฟรกชัน (3,13-14,16-17,19-22,32,48,50,79) รวมทั้งการศึกษารกระจายรอบรากเทียมแบบต่างๆ (80) เป็นต้น

วิธีการวิจัย

จากการศึกษาถึงสาเหตุการเกิดรอยโรคแฉับแฟกซ์ที่ผ่านมามีแนวโน้มไปที่ การศึกษาปัจจัยที่เกิดจากแรงบิดเคี้ยว ซึ่งจำแนกได้เป็นขนาดและทิศทางดังที่กล่าวไปในปริทัศน์วรรณกรรมข้างต้น แต่ขณะที่ไม่เคยมีการศึกษาถึงปัจจัยทางด้านลักษณะกายวิภาคของฟัน เช่น มุมและความชันของปุ่มฟัน รวมทั้งลักษณะทางกายวิภาคของอวัยวะปริทันต์ เช่น กระจุกครอบรากฟัน เอ็นยึดปริทันต์ ซึ่งปัจจัยเหล่านี้คาดว่าจะมีผลต่อการสะสมความเค้นของฟันเมื่อได้รับแรงบิดเคี้ยว ดังนั้นการศึกษานี้จึงทดสอบตัวแปรดังกล่าวได้แก่ ความชันของปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและปุ่มฟันด้านไกลลิ้น ระดับความสูงของกระจุกครอบรากฟัน และ ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ ที่ต่างกัน ว่ามีผลอย่างไรต่อการเกิดความเค้นต่อตัวฟัน ซึ่งผลจากการศึกษานี้อาจทำให้ได้สรุปถึงสาเหตุหลักหรือสาเหตุร่วมที่ก่อให้เกิดรอยโรคแฉับแฟกซ์ได้

จากการตรวจทางคลินิกมักพบรอยโรคแฉับแฟกซ์บริเวณฟันกรามน้อยบอยที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาความชุกของ Oginni, Olusile และ Udoye (30) โดยพบว่ามีความชุกของการเกิดรอยโรคแฉับแฟกซ์ของฟันกรามน้อยมากกว่าซี่อื่น ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกฟันกรามน้อยบนซี่ที่หนึ่ง เป็นแบบจำลองในการทดสอบ (81) ซึ่งมีมิติดังนี้

ความยาวส่วนตัวฟัน	9.5	มิลลิเมตร
ความยาวส่วนรากฟัน	14.0	มิลลิเมตร
เส้นผ่านศูนย์กลางในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้นที่ระดับตัวฟัน	10.5	มิลลิเมตร
เส้นผ่านศูนย์กลางในแนวใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้นที่ระดับคอฟัน	9.0	มิลลิเมตร

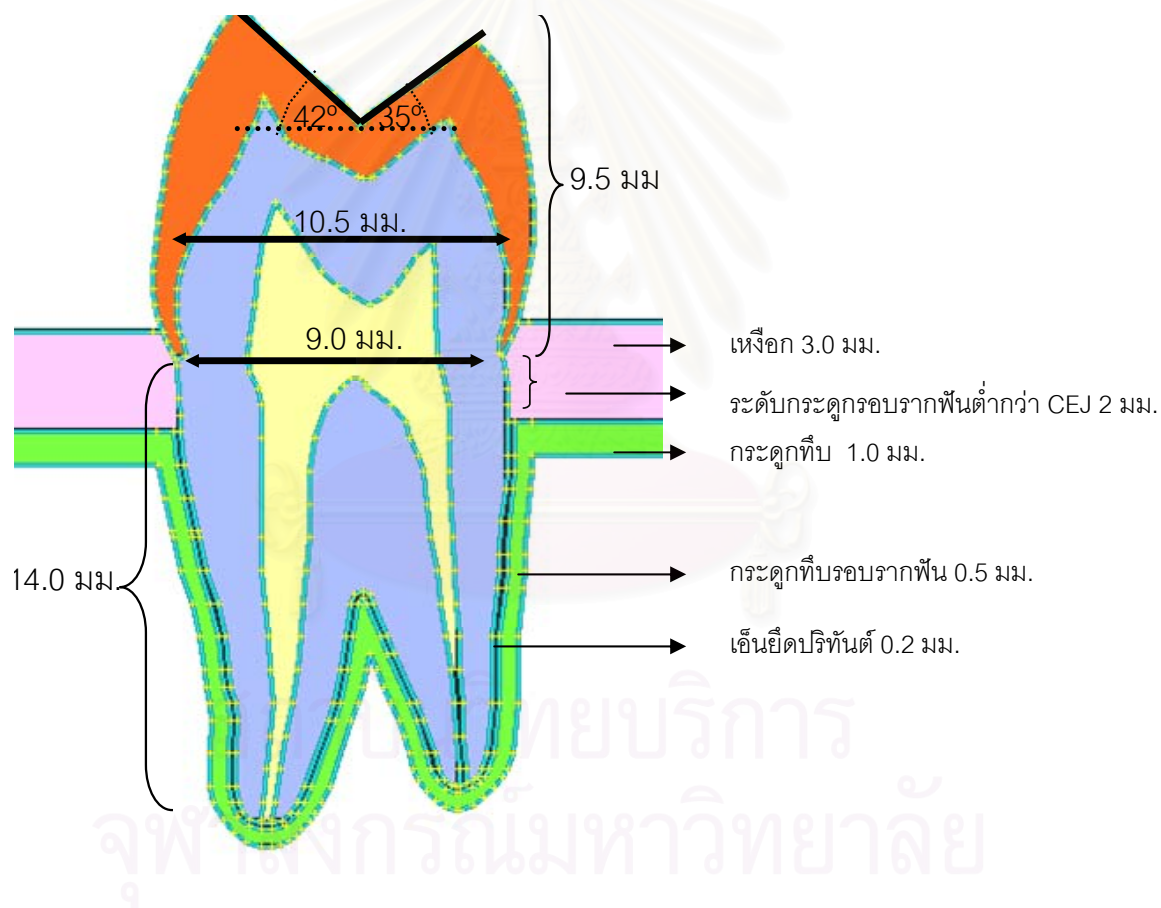
กำหนดให้รากฟันยึดอยู่ในอวัยวะปริทันต์ที่มีสภาวะสมบูรณ์ โดยฝังอยู่ในกระดูกโปร่งที่มีกระดูกที่หนา 1.0 มิลลิเมตร เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.2 มิลลิเมตร กระจุกที่ครอบรากฟันหนา 0.5 มิลลิเมตรล้อมรอบอยู่ เหงือกมีความหนา 3.0 มิลลิเมตร ร่องเหงือกมีความลึก 1.0 มิลลิเมตร ซึ่งมีระดับเดียวกับรอยต่อเคลือบรากฟันและเคลือบฟัน ยอดกระดูกอยู่ต่ำกว่าระดับร่องเหงือก 2.0 มิลลิเมตร และกำหนดให้แบบจำลองสร้างรวมขึ้นของเคลือบรากฟันไว้กับชั้นเนื้อฟัน เนื่องจากเป็นชั้นที่บางมาก (16-60 ไมครอน ที่ระยะหนึ่งในสามของรากฟันส่วนต้นและค่อยๆ เพิ่มขึ้นถึง 200 ไมครอนที่ระยะหนึ่งในสามของรากฟันส่วนปลาย) (82) และมีคุณสมบัติคล้ายเนื้อฟัน (83) โดยรายละเอียดของฟัน กระจุกที่ทับ กระจุกโปร่ง และเอ็นยึดปริทันต์ที่กล่าวมาจะนำมาเป็นแบบจำลองมาตรฐานเพื่อใช้เปรียบเทียบความเค้นกับแบบจำลองอื่นที่มีการเปลี่ยนแปลงตัวแปรที่สนใจในการศึกษาครั้งนี้ได้แก่ ความชันของปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและปุ่มฟันด้านไกลลิ้น ระดับ

ความสูงของกระดูกครอบรากฟัน และ ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ ซึ่งโดยปกติแล้วมุมของปุ่มฟัน อาจจะมีมุมหลากหลายตามพันธุกรรม ชนชาติ หรือ ลักษณะของอาหารที่รับประทาน ดังนั้นแบบ

จำลองมาตรฐานในการศึกษานี้ดังแสดงในรูปที่ 1 จึงใช้ค่าเฉลี่ยมุมของปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและ ใกล้ลิ้นที่อยู่ในช่วงดังต่อไปนี้ (81,84-87)

มุมของปุ่มฟันด้านใกล้แก้มอยู่ในช่วง 38-47 องศาเมื่อเทียบกับแกนฟัน ณ ตำแหน่ง central pit โดยมีค่าเฉลี่ย 42 องศา และ ค่ามัธยฐาน 43 องศา

มุมของปุ่มฟันด้านใกล้ลิ้นอยู่ในช่วง 31.5-40.5 องศาเมื่อเทียบกับแกนฟัน ณ ตำแหน่ง central pit โดยมีค่าเฉลี่ย 35.2 และ ค่ามัธยฐาน 36.5 องศา



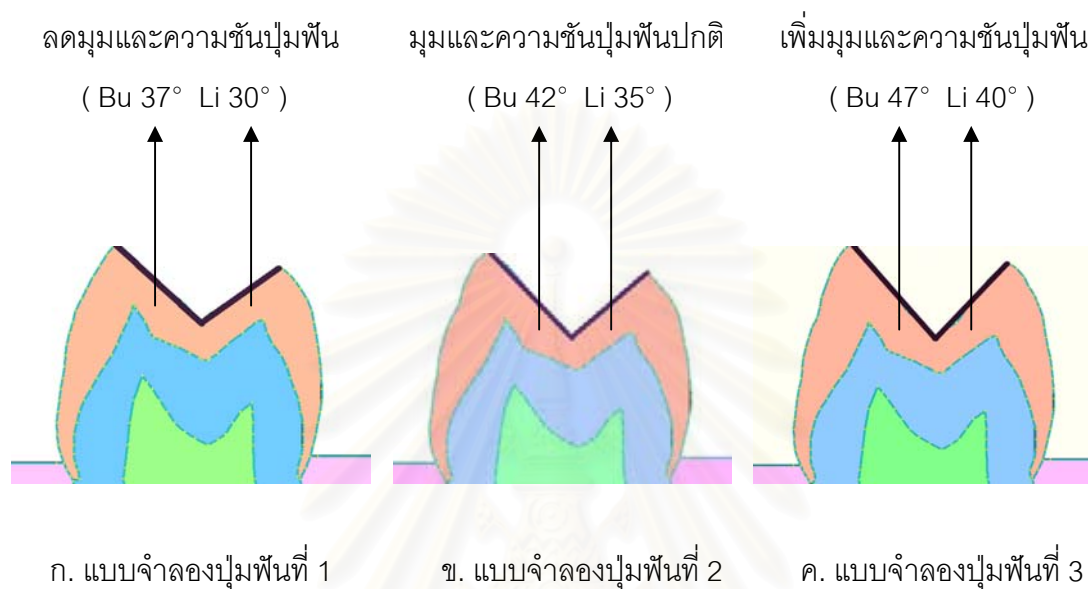
รูปที่ 1 แสดงลักษณะทางกายวิภาคของแบบจำลองมาตรฐาน

โดยการศึกษานี้ทำการศึกษา 3 ปัจจัยดังนี้

1. มุมของปุ่มฟัน โดยการปรับมุมของปุ่มฟันลดลงและเพิ่มขึ้น 5 องศา (รูปที่ 2)
 - 1.1 แบบจำลองที่ลดมุมปุ่มฟัน (buccal cusp 37 ° lingual cusp 30°)
 - 1.2 แบบจำลองมุมของปุ่มฟันในค่าเฉลี่ยปกติ (buccal cusp 42 ° lingual cusp 35°)
(แบบจำลองมาตรฐาน)
 - 1.3 แบบจำลองที่เพิ่มมุมปุ่มฟัน (buccal cusp 47 ° lingual cusp 40°)
2. ระดับกระดูกครอบรากฟัน โดยมีการลดและเพิ่มระดับกระดูกดังนี้ (รูปที่ 3)
 - 2.1 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 1 มม.
 - 2.2 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 2 มม. (แบบจำลองมาตรฐาน)
 - 2.3 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 3 มม.
 - 2.4 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 4 มม.
3. ความหนาเอ็นยึดปริทันต์ โดยมีการลดและเพิ่มความหนาดังนี้ (รูปที่ 4)
 - 3.1 แบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์
 - 3.2 แบบจำลองที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.2 มม. (แบบจำลองมาตรฐาน)
 - 3.3 แบบจำลองที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.3 มม.
 - 3.4 แบบจำลองที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.4 มม.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1. มุมปุ่มพิน



รูปที่ 2 รูปแสดงแบบจำลองที่มีความชันมุมของปุ่มพินที่ต่างกัน

รูป ก. แบบจำลองปุ่มพินที่ 1 มีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มพินด้านใกล้แก้ม 37 องศา และ ปุ่มพินด้านไกลลิ้น 30 องศา เทียบกับแนวระนาบ

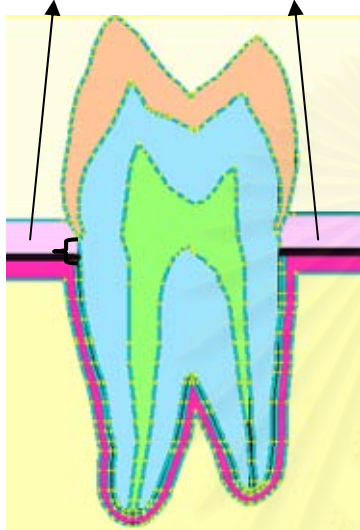
รูป ข. แบบจำลองปุ่มพินที่ 2 มีมุมปุ่มพินด้านใกล้แก้ม 42 องศาและมุมปุ่มพินด้านไกลลิ้น 35 องศา เทียบกับแนวระนาบ

รูป ค. แบบจำลองปุ่มพินที่ 3 มีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มพินด้านใกล้แก้ม 47 องศาและ ปุ่มพินด้านไกลลิ้น 40 องศา เทียบกับแนวระนาบ

2. ระดับความสูงของกระดูกรอบรากฟัน

ระดับกระดูกรอบรากฟัน

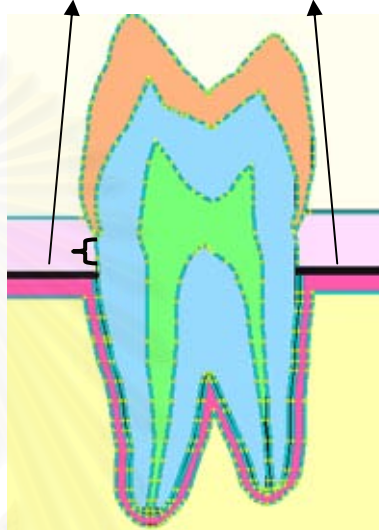
ต่ำกว่า CEJ 1 มม.



ก. แบบจำลองกระดูกรอบรากฟันที่ 1

ระดับกระดูกรอบรากฟัน

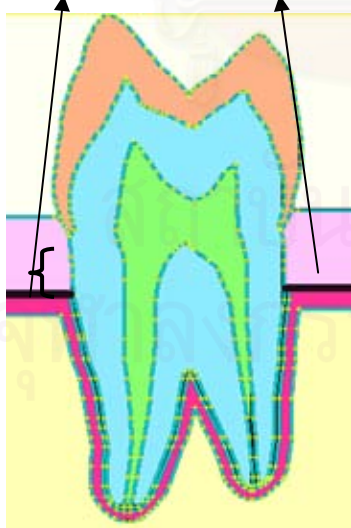
ต่ำกว่า CEJ 2 มม.



ข. แบบจำลองกระดูกรอบรากฟันที่ 2

ระดับกระดูกรอบรากฟัน

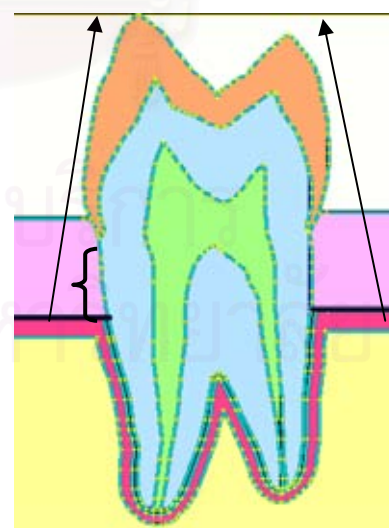
ต่ำกว่า CEJ 3 มม.



ค. แบบจำลองกระดูกรอบรากฟันที่ 3

ระดับกระดูกรอบรากฟัน

ต่ำกว่า CEJ 4 มม.



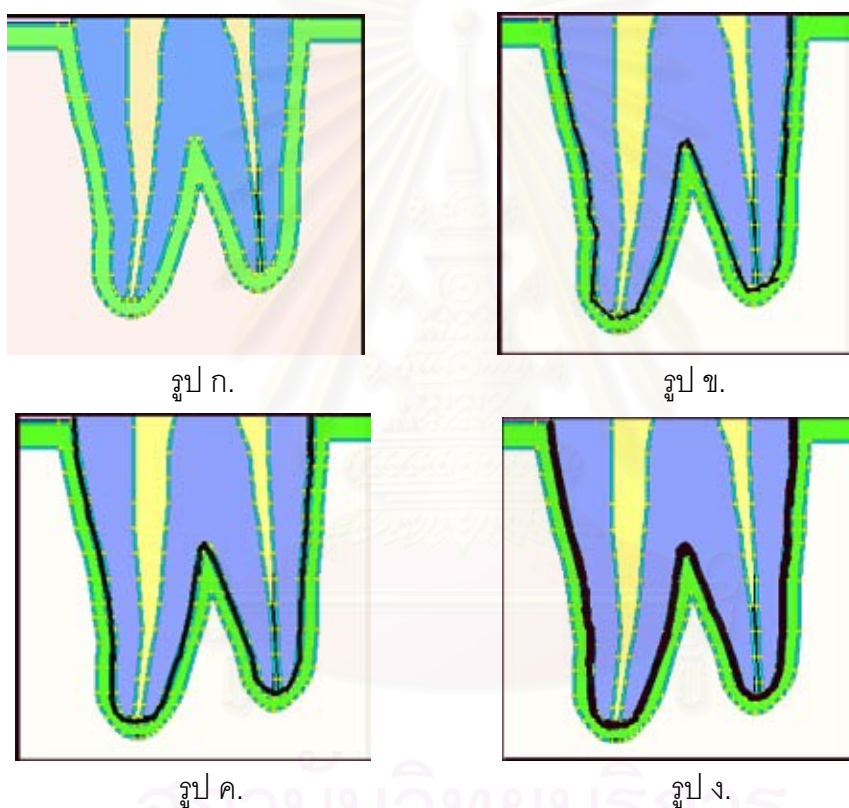
ง. แบบจำลองกระดูกรอบรากฟันที่ 4

รูปที่ 3 รูปแสดงแบบจำลองที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่างกัน

รูป ก.-ง. แสดงแบบจำลองกระดูกอบรอกพื้นที่ 1-4 ซึ่งมีระดับยอดกระดูกต่ำกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบรากฟันและเคลือบฟันตั้งแต่ 1-4 มิลลิเมตร ตามลำดับ

3. ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์

ในการศึกษานี้ต้องการเปรียบเทียบความความเค้นต่อตัวฟันระหว่างการปรากฏและไม่ปรากฏของเอ็นยึดปริทันต์ว่ามีผลของความเค้นสะสมต่อตัวฟันหรือไม่ อีกทั้งทดสอบผลของความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกันว่ามีผลต่อการกระจายความเค้นดั่งังอย่างไร ระหว่างเอ็นยึดปริทันต์หนา 0.2 – 0.4 มิลลิเมตร



รูปที่ 4 รูปแสดงแบบจำลองมีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ต่างกัน

รูป ก. แบบจำลองที่ไม่มีมีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์

รูป ข. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.2 มิลลิเมตร

รูป ค. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.3 มิลลิเมตร

รูป ง. แบบจำลองที่มีความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ 0.4 มิลลิเมตร

เมื่อได้แบบจำลองแล้วจึงแบ่งแบบจำลองออกเป็นหน่วยย่อยเล็กๆ (node และ element) โดยกำหนดให้ส่วนฐานของกระดูกอบรอกฟันในแบบจำลองเป็นส่วนที่ตรึงแน่นไม่มีการ

เคลื่อนย้ายได้เมื่อรับแรง(boundary constraint) ในการวิจัยนี้กำหนดให้เนื้อเยื่อหรือวัสดุทุกชนิด ในแบบจำลองมีคุณสมบัติเชิงกลเหมือนกันในทุกส่วนมีคุณสมบัติทางกลเหมือนกันทุกทิศทาง และมีคุณสมบัติยืดหยุ่นเชิงเส้น

นำค่ามอดูลัสยืดหยุ่น (elastic modulus) และ อัตราส่วนของปัวซอง (Poisson 's ratio) ดังที่กำหนดในตารางที่ 1 ดังนี้

ตารางที่ 1 แสดงค่ามอดูลัสยืดหยุ่นและอัตราส่วนปัวซองของเนื้อเยื่อต่างๆ

Material	Modulus of elasticity (MPa)	Poisson 's ratio
เคลือบฟัน ¹³	8.04×10^4	0.33
เนื้อฟัน ¹³	2.16×10^4	0.31
เอ็นยึดปริทันต์ ¹⁹	6.9×10^{-1}	0.49
โพรงประสาทฟัน ¹³	9.8×10^{-1}	0.45
เหงือก ⁸⁰	3×10	0.45
กระดูกทibia ¹⁹	3.4×10^4	0.26
กระดูกโปรง ¹⁹	1.37×10^4	0.38

มาแทนค่าในสมการเพื่อหาความเค้นที่เกิดขึ้น โดยความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียด เป็นดังสมการที่ 1 และ 2 (74) ดังนี้

$$\{\sigma\} = [C] \{\epsilon\} \quad \text{สมการที่ 1}$$

$$[C] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{pmatrix} 1-\nu & \nu & 0 \\ \nu & 1-\nu & 0 \\ 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{pmatrix} \quad \text{สมการที่ 2}$$

หมายเหตุ

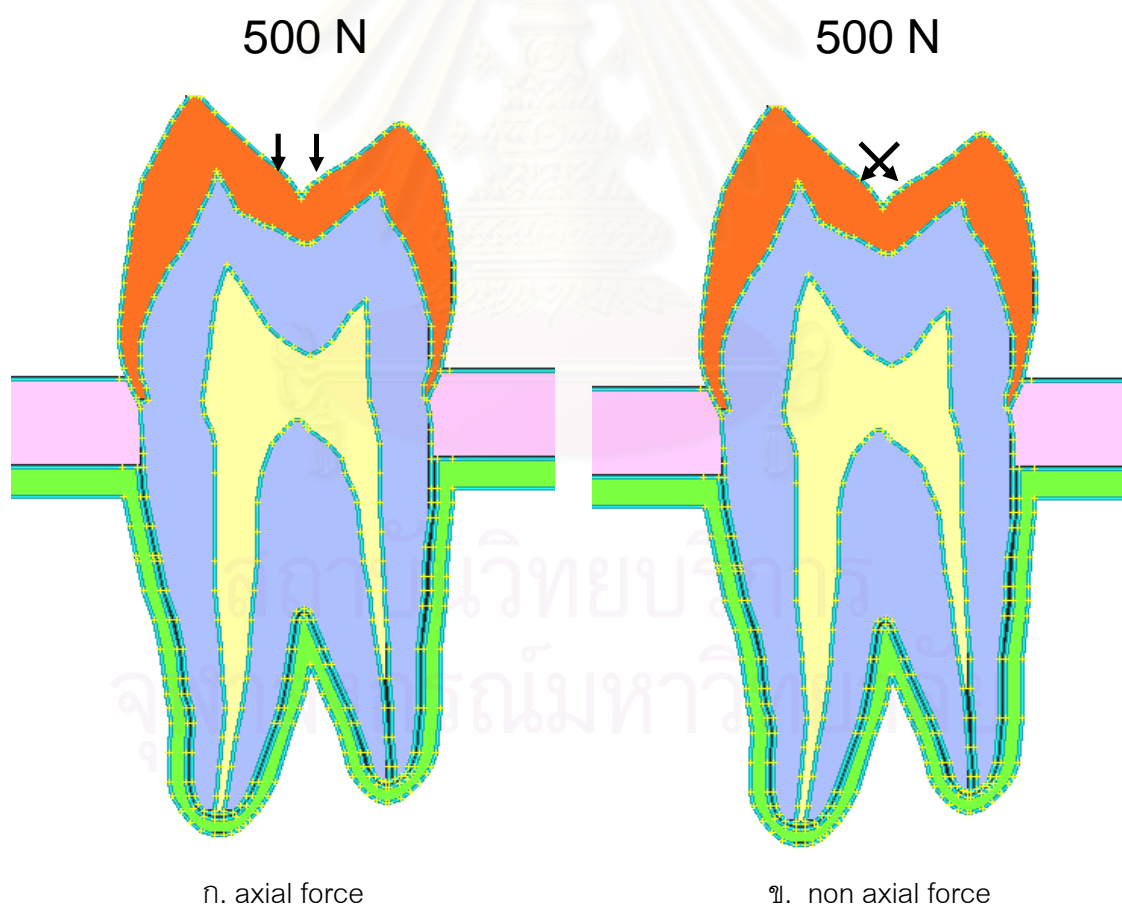
σ = ความเค้น

C = ค่าคงที่

ϵ = ความเครียด

E = ค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น
 V = อัตราส่วนปริมาตรของ

กำหนดแรงที่กระทำบนแบบจำลองเป็นแรงจากการกดเคี้ยวที่มีการสบฟันแบบที่หนึ่ง (class I Angle's classification) มีขนาด 500 นิวตัน (10) โดยกำหนดให้ทิศทางมี 2 ลักษณะ อยู่ในเฉพาะแกน x และ y เท่านั้น ได้แก่ แรงในแนวแกนและแรงนอกแนวแกน โดยแรงในแนวแกน มีทิศทางเดียวกับแนวแกนของฟัน ขณะที่แรงนอกแนวแกนทำมุม 45 องศา กับแนวแกนฟัน ณ ตำแหน่งระนาบเอียงด้านใน (inner incline plane) ห่างจากเซ็นทรัล พิต (central pit) ของปุ่มฟันทั้งสองราว 2-3 มิลลิเมตร เพื่อเปรียบเทียบการวิเคราะห์การกระจายความเค้นต่อตัวฟันระหว่างผลของแรงในแนวแกนและแรงนอกแนวแกนที่มีต่อปัจจัยทั้ง 3 ที่ทดสอบ



รูปที่ 5 แสดงทิศทางของแรงกระทำต่อปุ่มฟันด้านใกล้แก้มและใกล้ลิ้น

รูป ก. axial force

รูป ข. non axial force

ขั้นตอนการใช้โปรแกรม MSC/Nastran for Window 4.5 ประกอบด้วย 3 ขั้นตอนหลักดังนี้

1. **Pre-processing** คือ ขั้นตอน que เริ่มตั้งแต่การสร้างแบบจำลอง การแบ่งเป็นเอลิเมนต์ย่อย การกำหนดคุณสมบัติของส่วนต่างๆ ของแบบจำลอง กำหนดเงื่อนไขขอบเขต กำหนดขนาด และทิศทางของแรงที่มากระทำ
2. **Analysis** คือ ขั้นตอนที่โปรแกรมทำการคำนวณและประมวลผลแก้ไขปัญหาที่กำหนดไว้ในขั้นตอนที่ 1
3. **Post-Processing** คือ ขั้นตอน que นำผลที่ได้จากการคำนวณมาแสดง ซึ่งอาจแสดงในรูปตัวเลขหรือภาพกราฟฟิก (stress contour)

ขั้นตอน Pre-Processing

1. วาดแบบจำลองลงในกระดาษกราฟในอัตราส่วน 10:1 เพื่อขยายขนาดแบบจำลองให้ใหญ่ขึ้นเหมาะกับการอ่านค่าพิกัดของจุดต่างๆ บนแบบจำลอง แล้วนำค่าพิกัดของจุดดังกล่าวมาใช้ในการสร้างจุด (point) ในโปรแกรมจนครบทุกจุด จากนั้นทำการลากเส้นเชื่อมจุด (curve) จนได้แบบจำลองที่ต้องการ
2. กำหนดขอบเขตวัสดุที่มีคุณสมบัติเดียวกัน (boundary surface) จะได้แบบจำลองการบูรณะพื้นที่ก่อนที่จะมีการแบ่งเอลิเมนต์
3. กำหนดค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่นและอัตราส่วนของปัวซองของวัสดุแต่ละชนิดดังตารางที่ 1
4. กำหนดลักษณะเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ เนื่องจากงานวิจัยนี้เป็นแบบสองมิติเพื่อทดสอบการกระจายความเค้น จึงเลือก plane element แบบ plane strain ซึ่งมีรูปร่างเอลิเมนต์เป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า (basic rectangular)
5. กำหนดตำแหน่งที่แรงมากระทำ (load) ทิศทาง และ ปริมาณแรง
6. กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (boundary constraint) บริเวณส่วนฐานของกระดูกรอบรากฟันในแบบจำลองถูกต้องไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ทั้งในแกนนอนและแกนตั้ง ผลการกระจายความเค้นที่ได้บริเวณส่วนฐานของแบบจำลองจึงอาจผิดพลาดเล็กน้อย ซึ่งจะไม่ส่งผลกระทบต่อบริเวณที่จะศึกษา ได้แก่ รากฟัน เนื่องจากขนาดของแบบจำลองมีความกว้างเพียงพอ

7. กำหนดขนาดของเอลิเมนต์ของแต่ละวัสดุของแบบจำลอง โดยบริเวณที่ต้องการศึกษากำหนดให้มีขนาดเอลิเมนต์เล็กกว่าบริเวณอื่น เพื่อให้ได้ค่าความเค้นที่ถูกต้องที่สุด ซึ่งการกำหนดขนาดอาจกำหนดตามขอบเขตของแต่ละวัสดุหรือกำหนดขนาดตามเส้นโค้ง แล้วจึงสร้างเอลิเมนต์ที่ละวัสดุ จากนั้นจึงรวมจุดต่อที่มีการซ้อนทับกันในบริเวณรอยต่อระหว่างวัสดุที่มี

ขอบเขตติดกัน (coincidence node) จะได้จำนวนจุดต่อ และจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองมาตรฐาน ซึ่งใช้เป็นตัวเปรียบเทียบผลการศึกษา กับแบบจำลองอื่นที่มีการปรับเปลี่ยนมุมของปุ่มฟัน ระดับกระดูกรอบรากฟัน รวมทั้งความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่แตกต่างกันดังที่กล่าวมาแล้ว

การเก็บรวบรวมข้อมูล

ผลการวิเคราะห์จะอยู่ใน 2 รูปแบบคือ

1. ผลการวิเคราะห์การกระจายความเค้นที่แสดงโดยสีต่างกัน ได้แก่ สีชมพู สีม่วง สีน้ำเงิน สีฟ้า สีเขียว สีเหลือง สีส้ม สีแดง ตามลำดับความเค้นดิ่งจากน้อยไปมาก
2. ผลการวิเคราะห์การกระจายความเค้นที่แสดงเป็นค่าความเค้นดิ่งสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณคอฟัน

การวิเคราะห์ข้อมูล

จากการศึกษาโรคแอบแฟรกชันที่ผ่านเชื่อว่าสาเหตุของการเกิดรอยโรค เกิดจากผลของแรงเค้นดิ่งมากกว่าแรงเค้นกด เนื่องจากโครงสร้างของเคลือบฟันและเนื้อฟันสามารถทนต่อแรงเค้นดิ่งได้น้อยกว่าแรงเค้นกดถึง 35 และ 7 เท่า ตามลำดับ (22) ดังนั้นการศึกษานี้จึงใช้การเปลี่ยนแปลงปริมาณความเค้นดิ่งสะสมในการทำนายโอกาสการเกิดรอยโรคแอบแฟรกชัน

สังเกตรูปแบบการกระจายความเค้นดิ่ง (pattern of stress distribution) ในแต่ละแบบจำลองว่าสะสมบริเวณใดมากที่สุด โดยสังเกตจากสีที่แสดงปริมาณความเค้นดิ่งสะสม ดังที่กล่าวไปแล้ว หลังจากนั้นจึงตรวจสอบบริเวณที่มีความเค้นสูงที่สุด (maximum tensile stress) เมื่อทำการทดสอบเปลี่ยนแปลงปัจจัย และวิเคราะห์เปรียบเทียบกับแบบจำลองมาตรฐานเป็นค่าร้อยละของการเปลี่ยนแปลงความเค้น

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผลการวิเคราะห์การกระจายความเค้นดึงจากการคำนวณด้วยโปรแกรม MSC/Nastran for windows แสดงผลเป็นภาพแผนภูมิกราฟฟิกของการกระจายความเค้นด้วยสีที่แตกต่างกันเป็นตัวแทนแสดงค่าความเค้นดึงที่แตกต่างกัน โดยดูจากสัญลักษณ์แถบสีที่ระบุค่าทางด้านขวา ซึ่งในงานวิจัยนี้กำหนดให้ระดับค่าความเค้นดึงจากค่าน้อยไปมากแทนค่าด้วย สีชมพู สีม่วง สีน้ำเงิน สีฟ้า สีเขียว สีเหลือง สีส้ม สีแดง ตามลำดับ และ แสดงผลค่าปริมาณความเค้นในหน่วยเมกะปาสคาล (MPa) ดังแสดงเป็นตัวเลขประกอบในรูป* ร่วมกับการปรับระดับค่าสีตามค่าความเค้นดึงสูงสุด-ต่ำสุดที่ต้องการ เพื่อให้เกิดความชัดเจนในการเปรียบเทียบรูปแบบการกระจายความเค้นดึงในแต่ละ แบบจำลอง

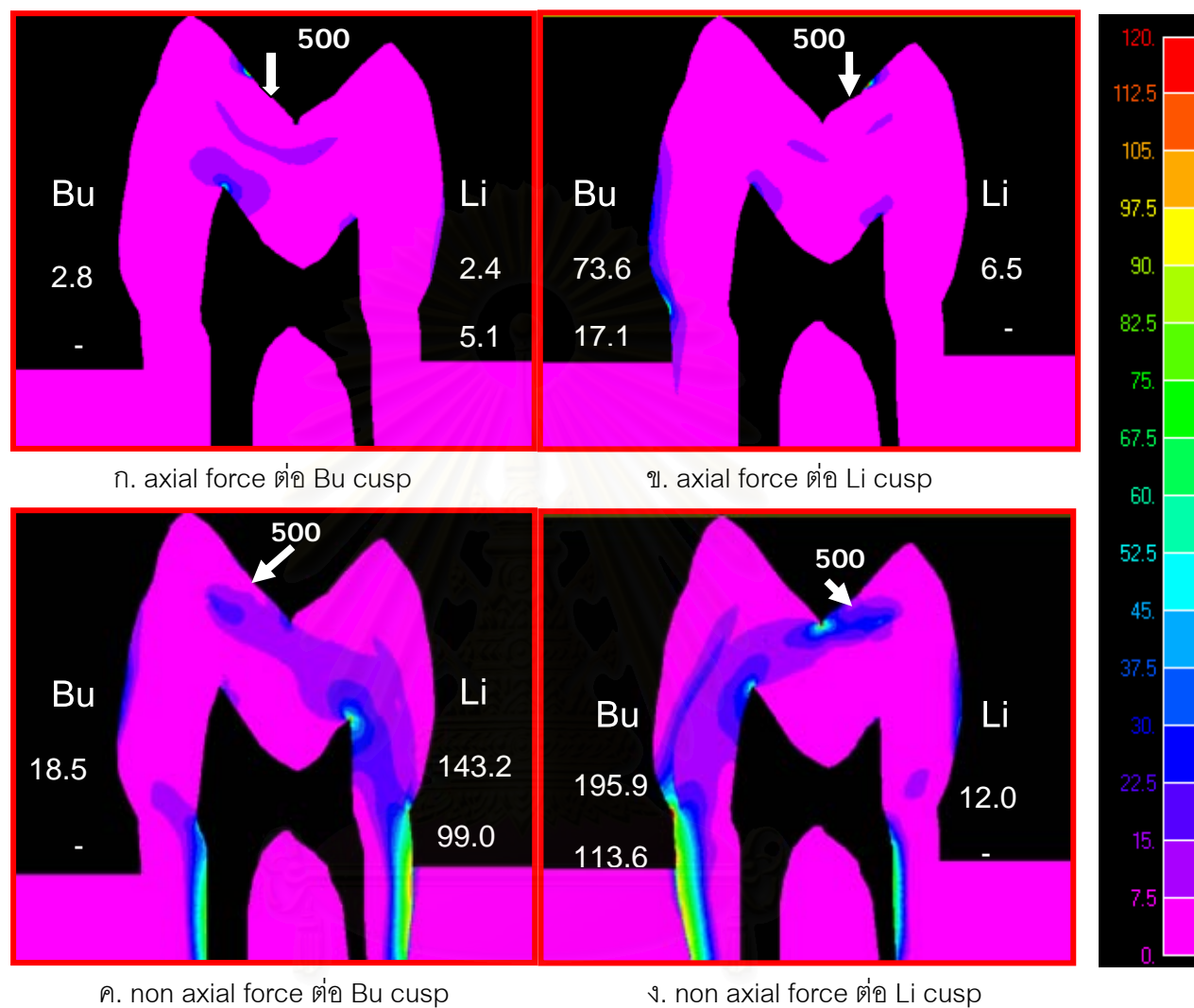
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

* ค่าความเค้นดึง (MPa) ที่แสดงในภาพแผนภูมิกราฟฟิก

ด้านบน แสดงค่าความเค้นดึงบริเวณ CEJ

ด้านล่าง แสดงความเค้นดึงที่บริเวณผิวรากฟันเหนือต่อ alveolar crest ประมาณ 0.5- 1 มิลลิเมตร

แบบจำลองมาตรฐานมีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 6 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงกดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลอง

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองยกเว้น CEJ ด้าน buccal ซึ่งมีความเค้นดิ่งสูงสุด

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า มีปริมาณความเค้นดิ่งสูงสุดที่บริเวณ CEJ ด้าน lingual และรากฟันที่อยู่เหนือต่อ alveolar crest ตามลำดับ

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า ลักษณะการกระจายแรงคล้ายกับผลจาก non axial force ที่มีต่อ Bu cusp แต่เกิดความเค้นที่ด้าน buccal ในปริมาณที่มากกว่า

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

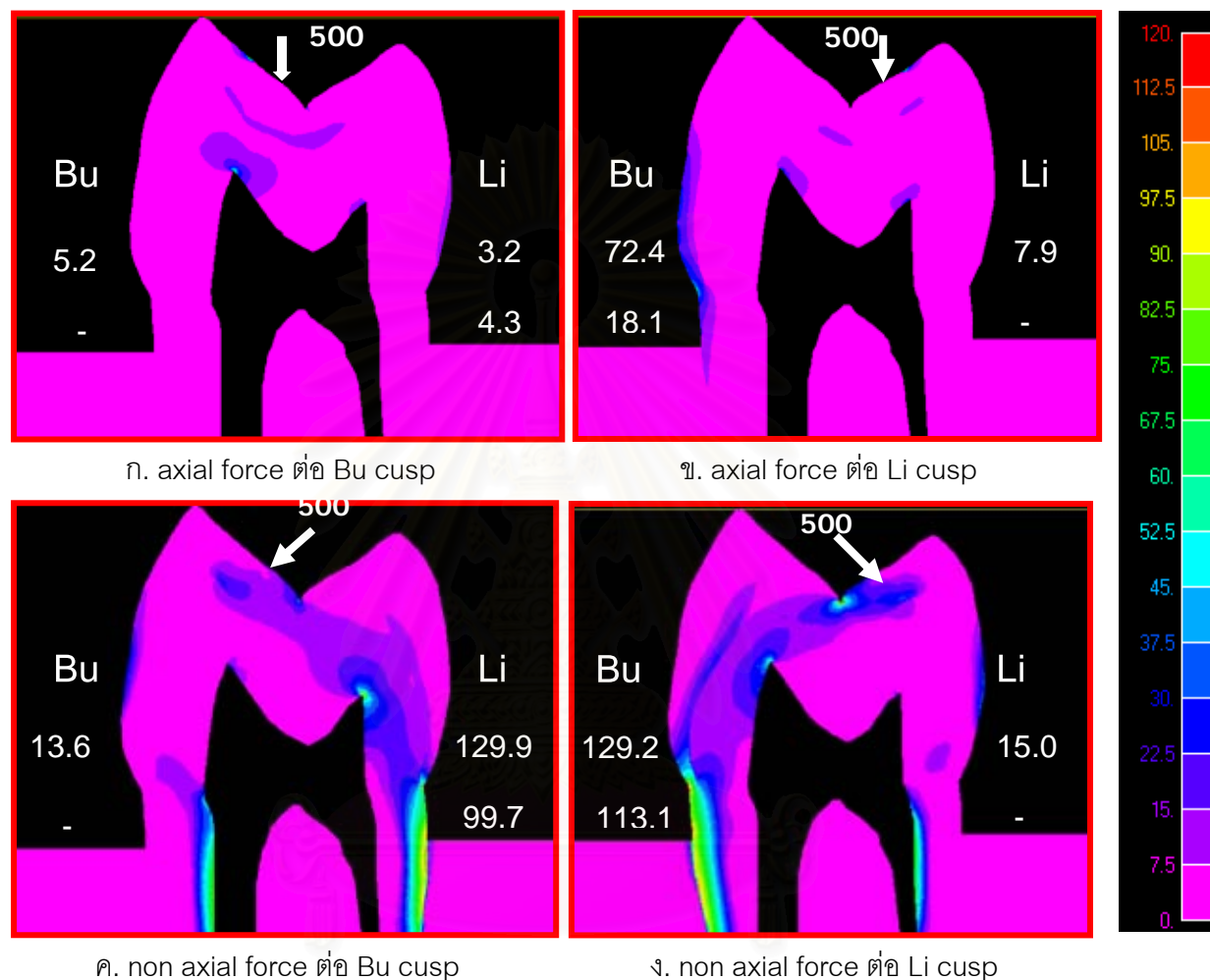
รูปแบบการกระจายความเค้นทั่วไปของแบบจำลองมาตรฐาน

จากรูปที่ 6 พบว่า axial force ต่อ buccal cusp ก่อให้เกิดความเค้นดึงในปริมาณต่ำ ทั้งทั้งแบบจำลอง ซึ่งต่างจากผลของ axial force ต่อ lingual cusp ซึ่งโดยทั่วไปแล้วพบว่าจะมี ความเค้นดึงต่ำยกเว้น CEJ ด้าน buccal ที่ปรากฏปริมาณความเค้นสูงสุดประมาณ 73 MPa ในขณะที่แรง non axial force ต่อ buccal cusp และ lingual cusp จะก่อให้เกิดความเค้นดึง สูงสุดที่ CEJ และรองลงมาที่ alveolar crest ด้านตรงข้ามกับทิศทางของแรง ดังนั้นเมื่อเรียงลำดับ แล้ว ผลของแรง non axial force ต่อ lingual cusp ก่อให้เกิดแรงเค้นดึงที่ CEJ ด้านตรงข้ามกับ แนวแรงมากกว่า non axial force ต่อ buccal cusp, axial force ต่อ lingual cusp และ axial force ต่อ buccal cusp ตามลำดับ

จากผลดังกล่าว พบว่า ตำแหน่งที่น่าจะให้ความสนใจมี 2 ตำแหน่ง ได้แก่ ตำแหน่ง CEJ เนื่องจากมักจะพบรอยโรคแอ็บแฟรกชันบริเวณนี้ และตำแหน่งผิวรากฟันเหนือต่อ alveolar crest ประมาณ 0.5-1.0 มิลลิเมตร

ตอนที่ 1 มุมของปุ่มฟัน

1.1 แบบจำลองที่มีมุมปุ่มฟันต่ำลง 5 องศา (Bu cusp 37° Li cusp 30°) มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังแสดงในรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองที่มีมุมปุ่มฟันต่ำลง 5 องศา

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

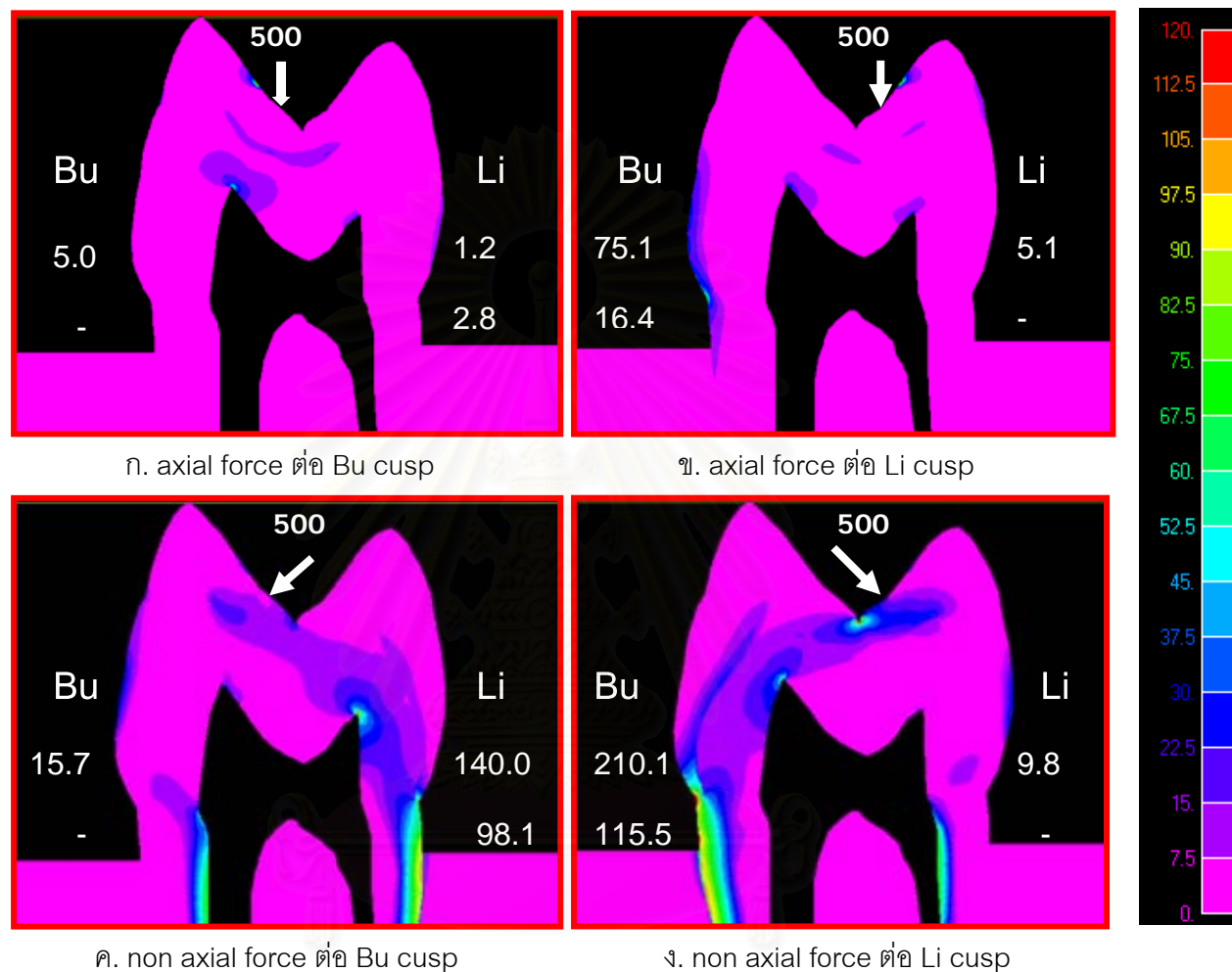
รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่มีปริมาณความเค้นที่ CEJ ด้าน lingual ลดลงร้อยละ 9.3

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน buccal ลดลงร้อยละ 34.0

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

1.2 แบบจำลองมาตรฐาน (Bu cusp 42° Li cusp 35°) มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดัง ดังผลในหน้า 31

1.3 แบบจำลองที่มีมุมปุ่มฟันสูงขึ้น 5 องศา (Bu cusp 47° Li cusp 40°) มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังดังแสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 8 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงกดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองที่มีมุมปุ่มฟันสูงขึ้น 5 องศา

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่มีปริมาณความเค้นดิ่งที่ CEJ ด้าน lingual ลดลงร้อยละ 2.2

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นดิ่งที่ CEJ ด้าน buccal เพิ่มขึ้นร้อยละ 7.2

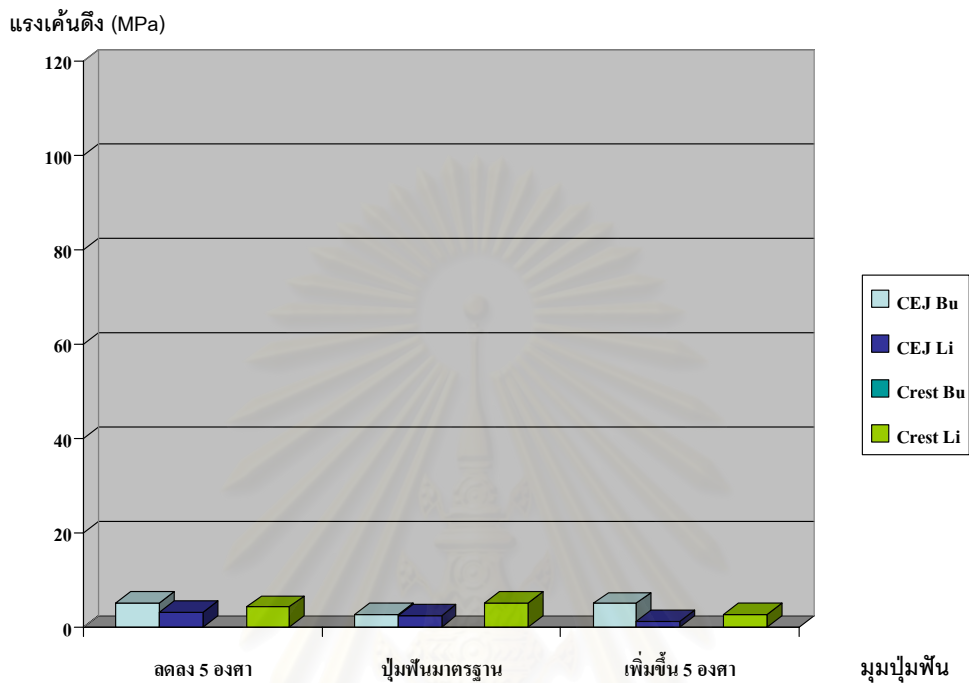
(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

จากผลของแต่ละแบบจำลอง 1.1 – 1.3 สามารถนำมาวิเคราะห์เปรียบเทียบความเค้นดึงตำแหน่ง CEJ ด้านตรงข้ามกับทิศทางแรง non axial force ของแบบจำลองต่างๆ เนื่องจากเกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงปริมาณมากกว่าบริเวณอื่น เมื่อใช้แบบจำลองที่มีมุม buccal cusp 42° และ lingual cusp 35° เป็นแบบจำลองมาตรฐานในการเปรียบเทียบ สรุปเป็นตารางที่ 2 และแผนภูมิที่ 1-4 ดังนี้

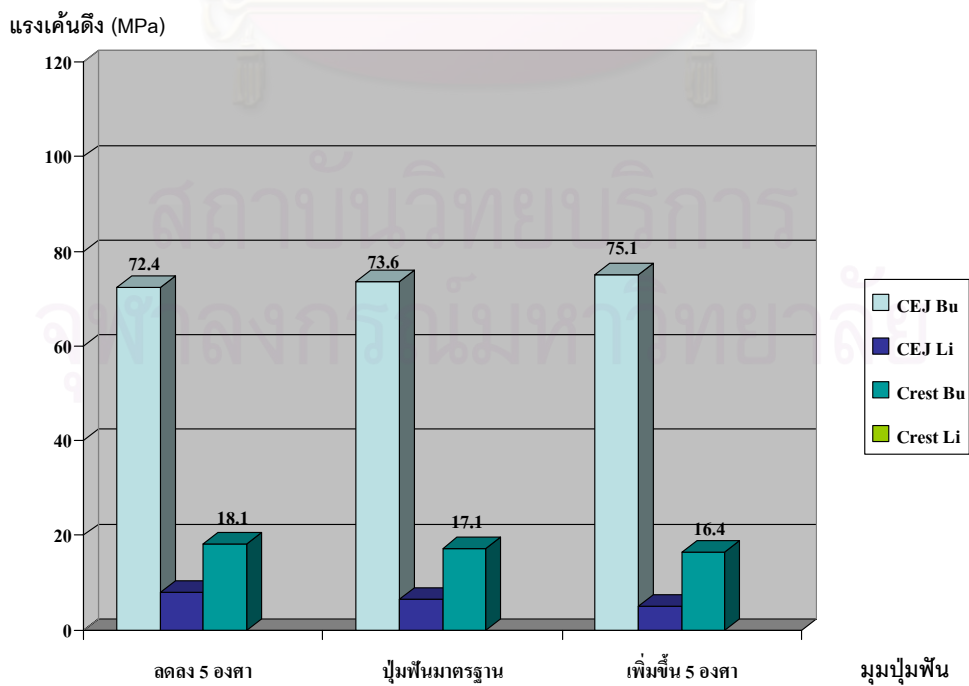
ตารางที่ 2 สรุปผลร้อยละของความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงบริเวณ CEJ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มฟัน

ทิศทางของแรง	CEJ	
	Bu	Li
Non axial force ต่อ Bu cusp		
ผลต่างมุม -5°	ลดลง 26.5 %	ลดลง 9.3 %
ผลต่างมุม $+5^{\circ}$	ลดลง 15.1 %	ลดลง 2.2 %
Non axial force ต่อ Li cusp		
ผลต่างมุม -5°	ลดลง 34.0 %	ลดลง 25.0 %
ผลต่างมุม $+5^{\circ}$	เพิ่มขึ้น 7.2 %	ลดลง 18.3 %

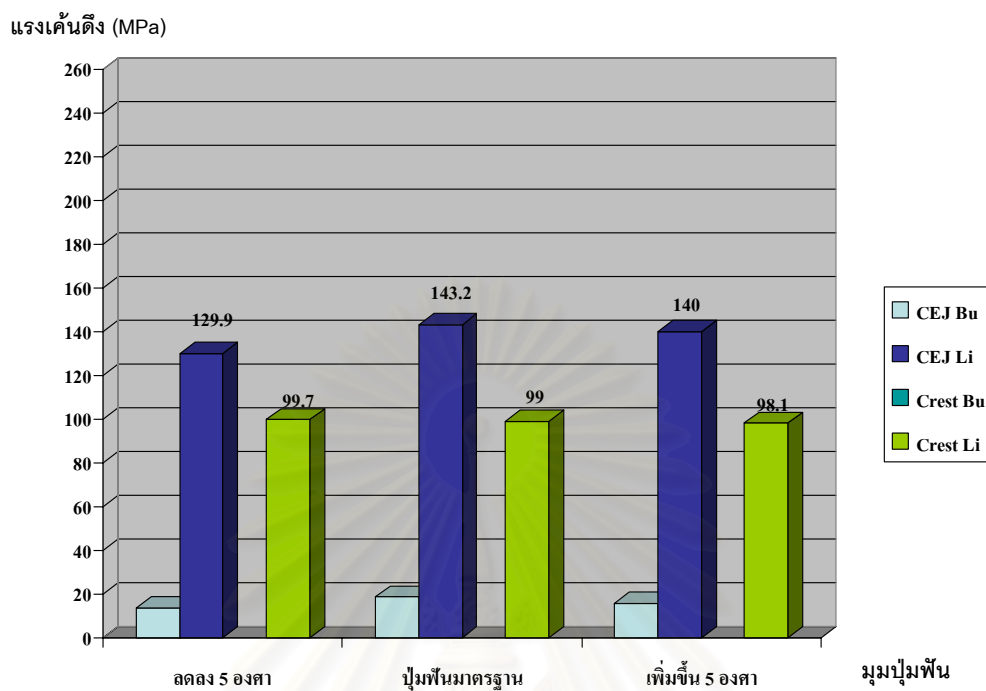
แผนภูมิแสดงผลของแรงต่อแบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มฟันสามารถแสดงผลได้ดังนี้



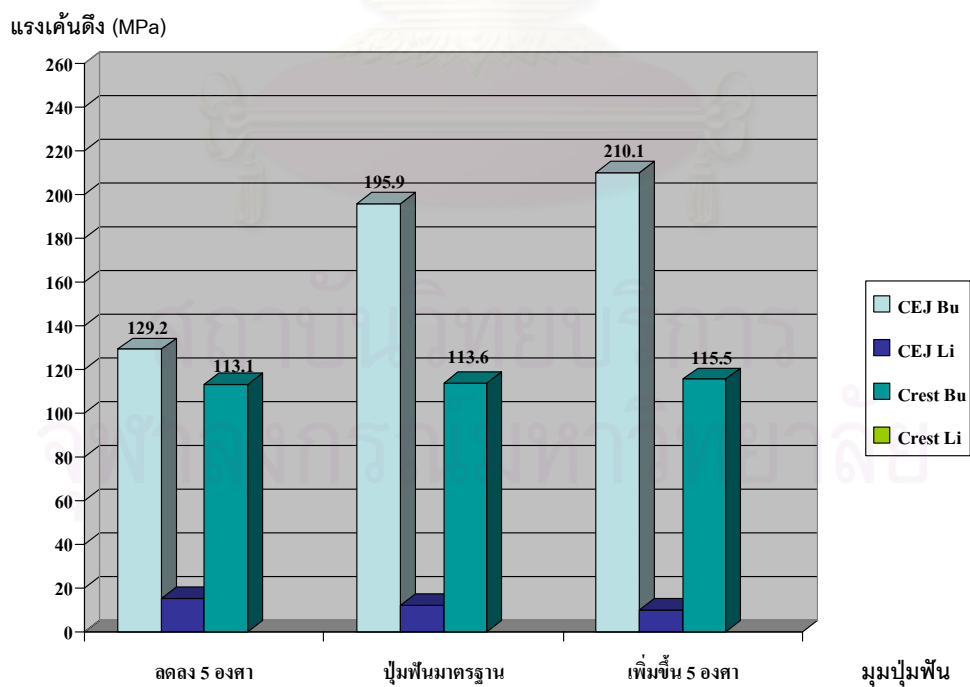
แผนภูมิที่ 1 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Bu cusp



แผนภูมิที่ 2 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Li cusp



แผนภูมิที่ 3 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Bu cusp



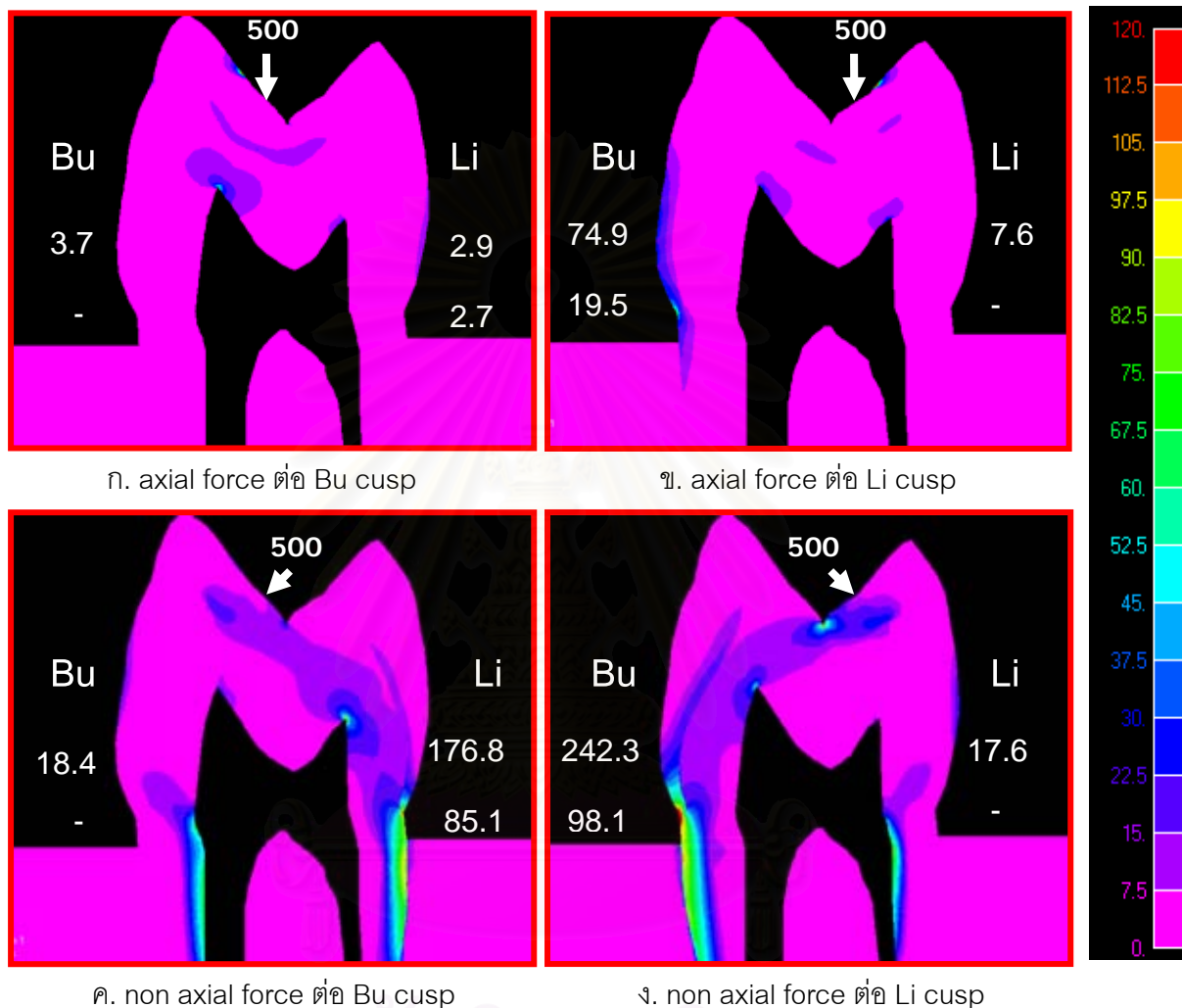
แผนภูมิที่ 4 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Li cusp

เมื่อพิจารณาแต่ละทิศทางของแรงพบว่า ผลของ axial force ต่อ buccal และ lingual cusp มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาณความเค้นดิ่งที่ CEJ ด้านตรงกันข้ามกับทิศทางของแรงในระดับที่น้อย

ส่วนผลของแรง non axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสองพบว่าต่างกัน โดยผลของแรง non axial force ต่อ buccal cusp พบว่าก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นที่ CEJ ด้าน lingual ในระดับที่น้อย อีกทั้งการเปลี่ยนแปลงความเค้นดิ่งไม่สัมพันธ์กับมุมของปุ่มฟันที่เปลี่ยนแปลงไป โดยเมื่อมุมของปุ่มฟันลดลง ความเค้นดิ่งที่ CEJ ด้าน lingual ลดลงร้อยละ 9.3 และ เมื่อเพิ่มมุมของปุ่มฟันกลับพบว่าความเค้นดิ่งลดลงเช่นกันร้อยละ 2.2 ในขณะที่ผลของแรง non axial force ต่อ lingual cusp พบว่า เมื่อปุ่มฟันชันขึ้น 5 องศา ความเค้นจะเพิ่มขึ้นเล็กน้อย คือ ร้อยละ 7.2 แต่เมื่อปุ่มฟันชันลดลง 5 องศา พบว่า ความเค้นลดลงในระดับที่มาก คือ ร้อยละ 34.0

ตอนที่ 2 ระดับความสูงกระดูกรอบรากฟัน

2.1 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 1 มม. มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงกดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองที่มีระดับของกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 1 มม.

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

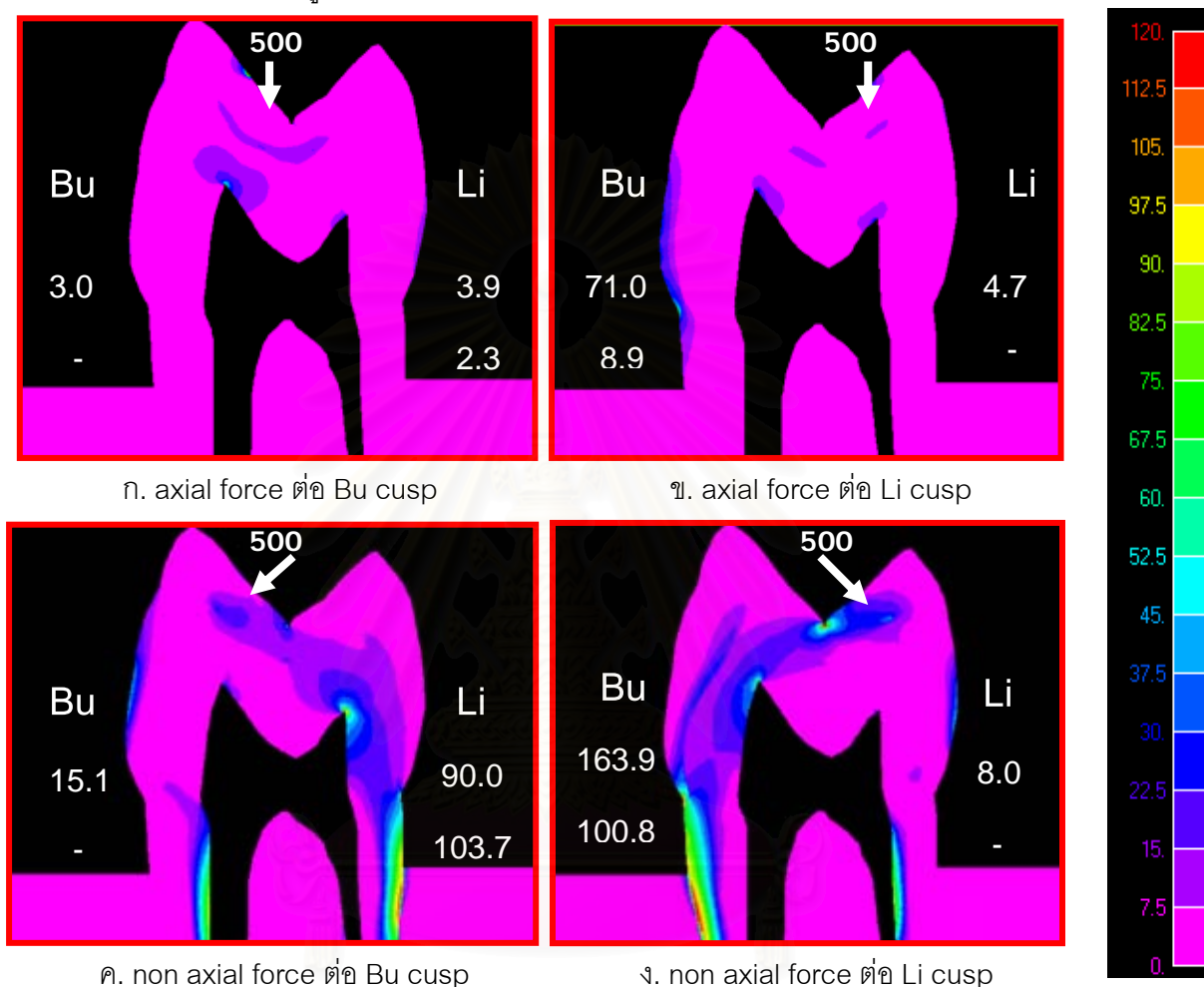
รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน lingual เพิ่มขึ้นร้อยละ 23.5

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน buccal เพิ่มขึ้นร้อยละ 23.7

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

2.2 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 2 มม. (แบบจำลองมาตรฐาน) มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังผลหน้า 31

2.3 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 3 มม. มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังรูปที่ 10



รูปที่ 10 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองที่มีระดับของกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 3 มม.

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

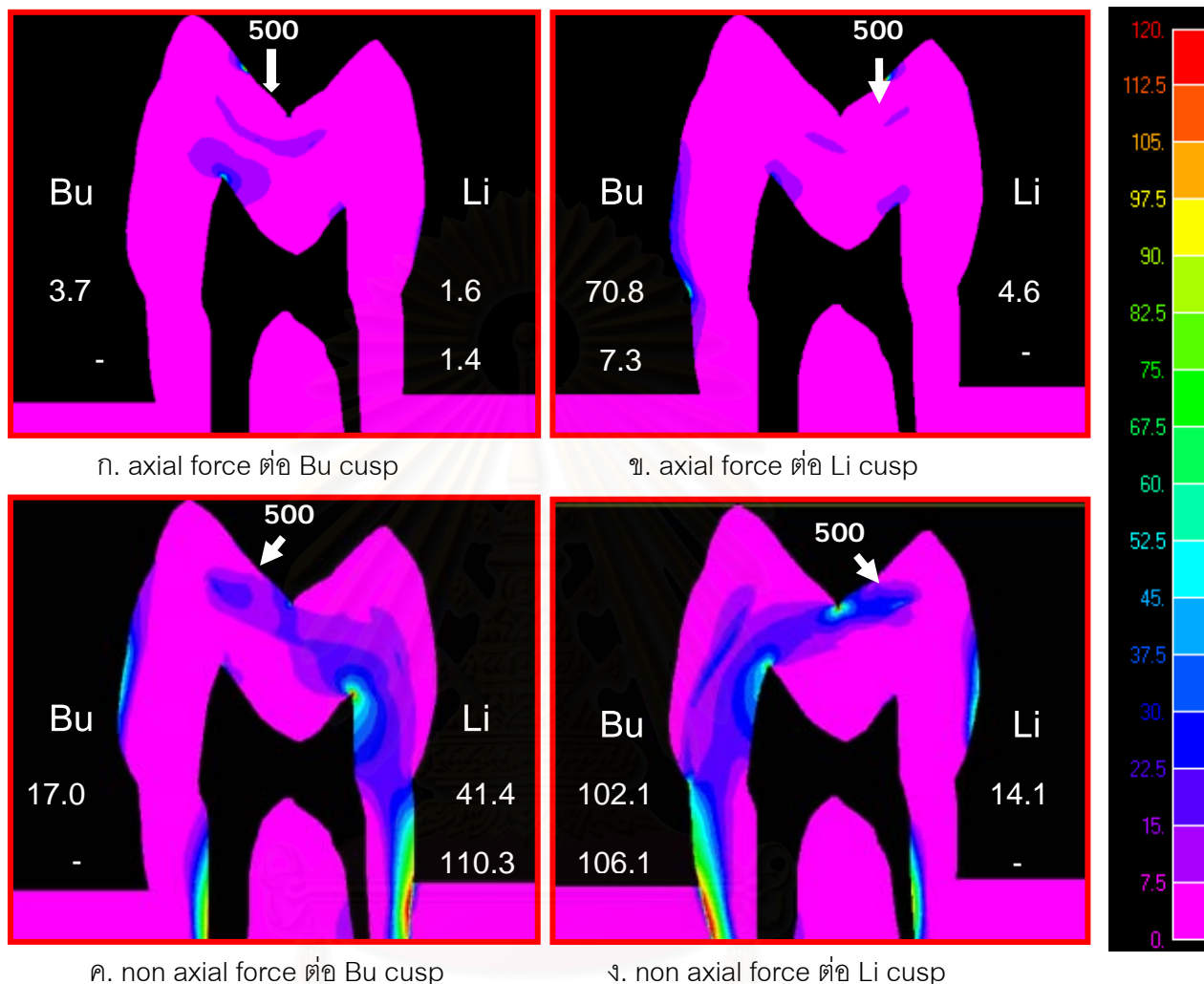
รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งต่างจากแบบจำลองมาตรฐาน โดยความเค้นไปสะสมในกระดูกรอบรากมากขึ้นทำให้ปริมาณความเค้นที่ CEJ ด้าน lingual ลดลงร้อยละ 37.2

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งต่างจากแบบจำลองมาตรฐาน โดยความเค้นไปสะสมในกระดูกรอบรากมากขึ้นทำให้ปริมาณความเค้นที่ CEJ ด้าน buccal ลดลงร้อยละ 16.3

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

2.4 แบบจำลองที่มีระดับกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 4 มม. มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันบนแบบจำลองที่มีระดับของกระดูกรอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 4 มม.

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งต่างจากแบบจำลองมาตรฐาน โดยความเค้นไปสะสมในกระดูกรอบรากมากขึ้นทำให้ปริมาณความเค้นที่ CEJ ด้าน lingual ลดลงร้อยละ 71.1

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า การกระจายความเค้นดิ่งต่างจากแบบจำลองมาตรฐาน โดยความเค้นไปสะสมในกระดูกรอบรากมากขึ้นทำให้ปริมาณความเค้นที่ CEJ ด้าน buccal ลดลงร้อยละ 47.9

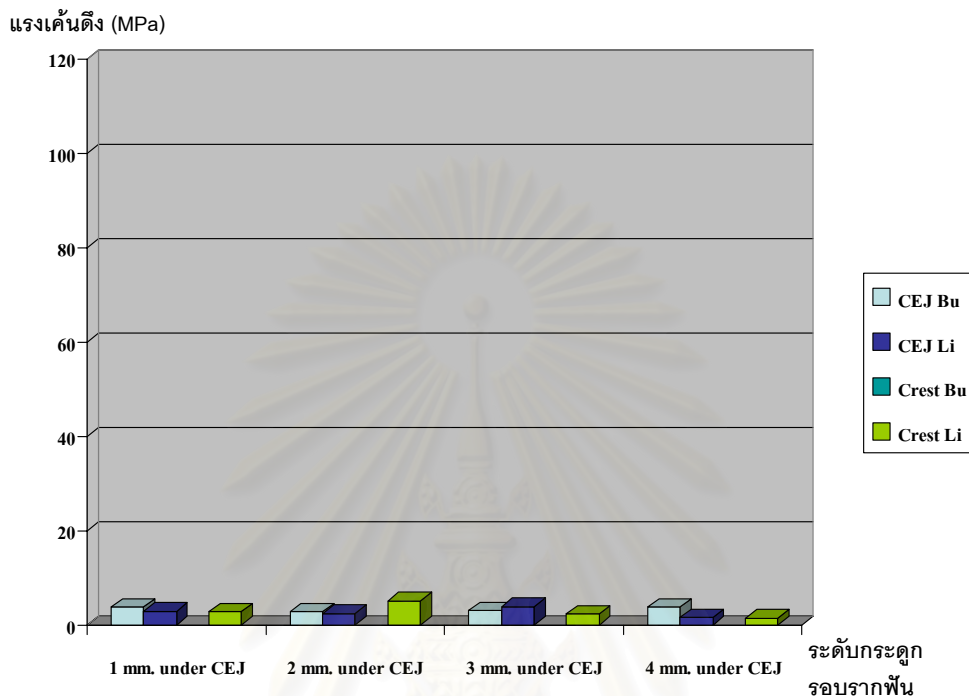
(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

จากผลของแต่ละแบบจำลอง 2.1 – 2.4 สามารถนำมาวิเคราะห์เปรียบเทียบความเค้นดึงตำแหน่ง CEJ ด้านตรงข้ามกับทิศทางแรง non axial force ของแบบจำลองต่างๆ เนื่องจากเกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงปริมาณมากกว่าบริเวณอื่น เมื่อใช้แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากต่ำกว่า CEJ 2 มิลลิเมตรเป็นแบบจำลองมาตรฐานในการเปรียบเทียบ สรุปเป็นตารางที่ 3 และ แผนภูมิที่ 5-8 ดังนี้

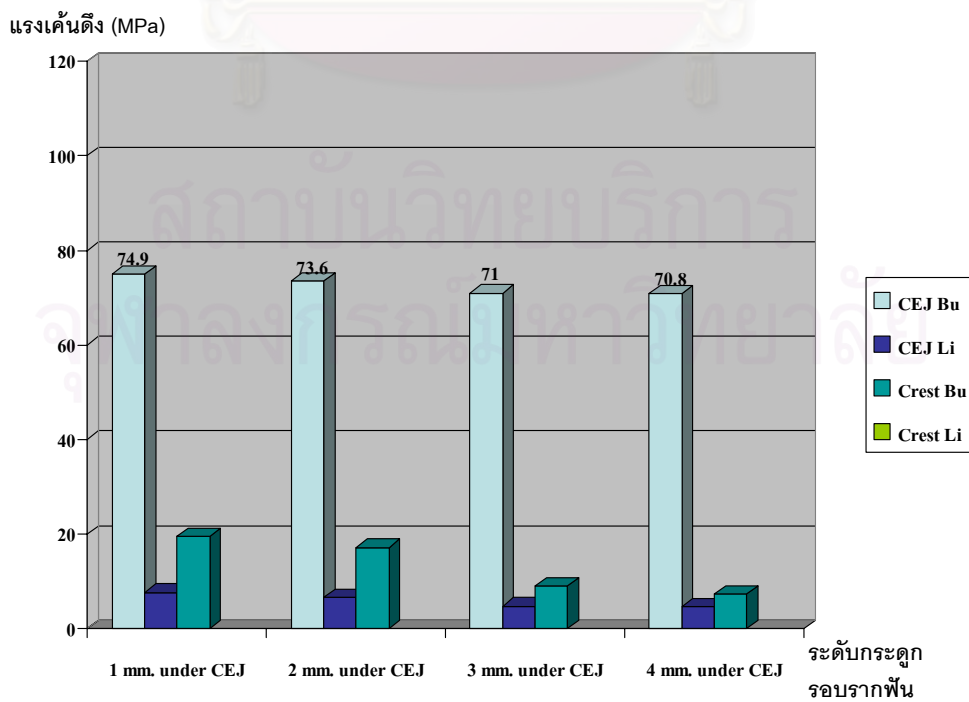
ตารางที่ 3 สรุปผลร้อยละของของความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงบริเวณ CEJ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระดับกระดูกครอบรากฟัน

ทิศทางของแรง	CEJ	
	Bu	Li
Non axial force ต่อ Bu cusp		
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก		
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 0.5 %	เพิ่มขึ้น 23.5 %
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 18.4 %	ลดลง 37.2 %
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 8.1 %	ลดลง 71.1 %
Non axial force ต่อ Li cusp		
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก		
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 23.7 %	เพิ่มขึ้น 46.7 %
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 16.3 %	ลดลง 33.3 %
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 47.9 %	เพิ่มขึ้น 17.5 %

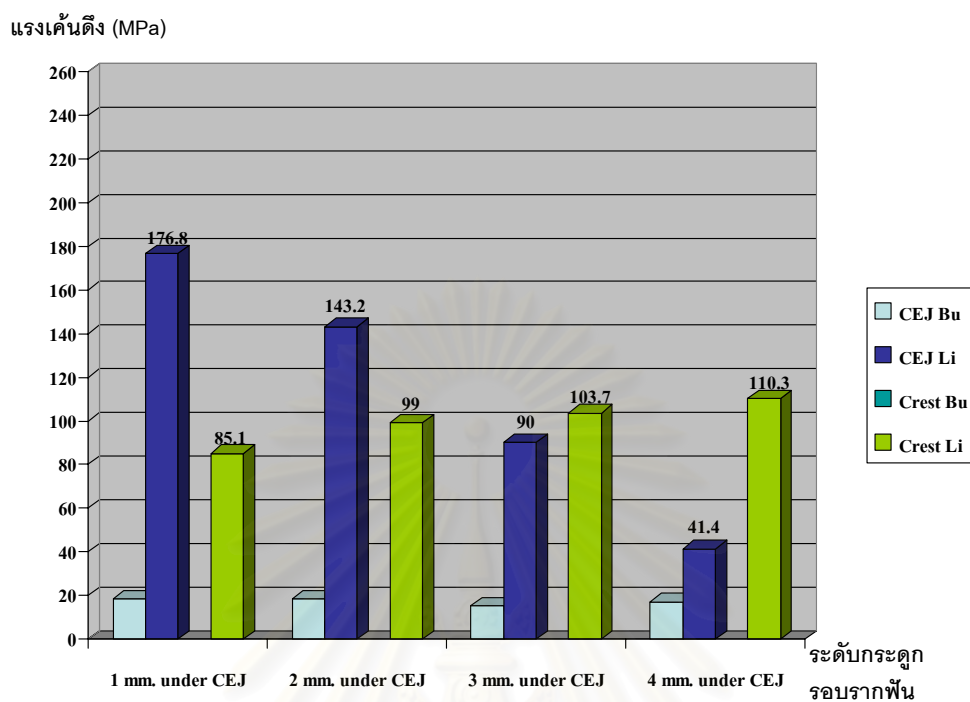
แผนภูมิแสดงผลของแรงต่อแบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงระดับกระดูกรอบรากสามารถ
แสดงผลได้ดังนี้



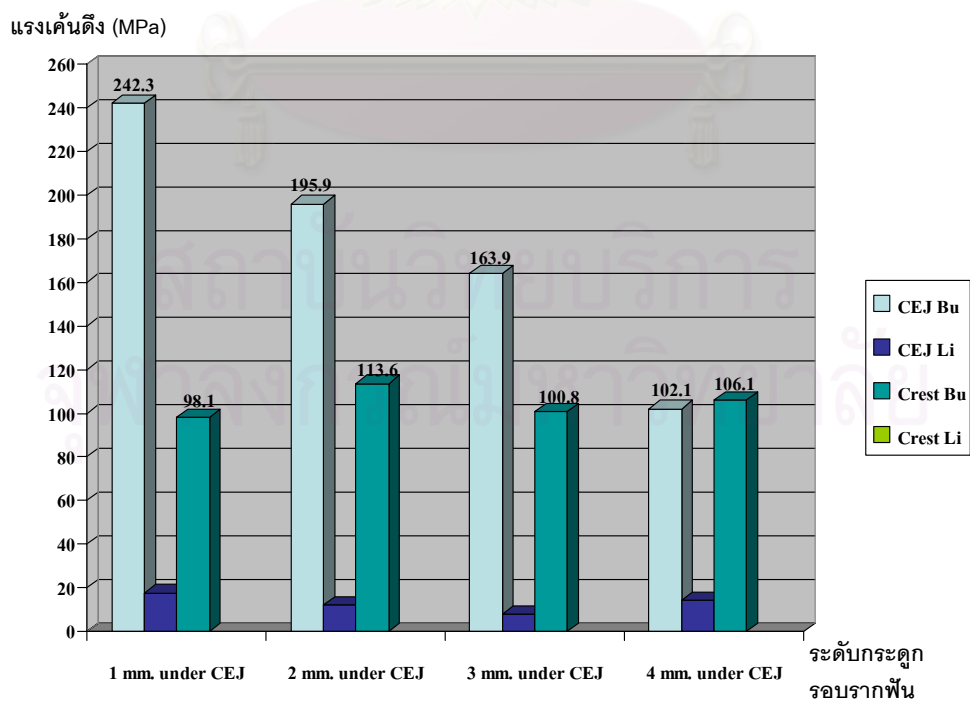
แผนภูมิที่ 5 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Bu cusp



แผนภูมิที่ 6 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Li cusp



แผนภูมิที่ 7 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Bu cusp



แผนภูมิที่ 8 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Li cusp

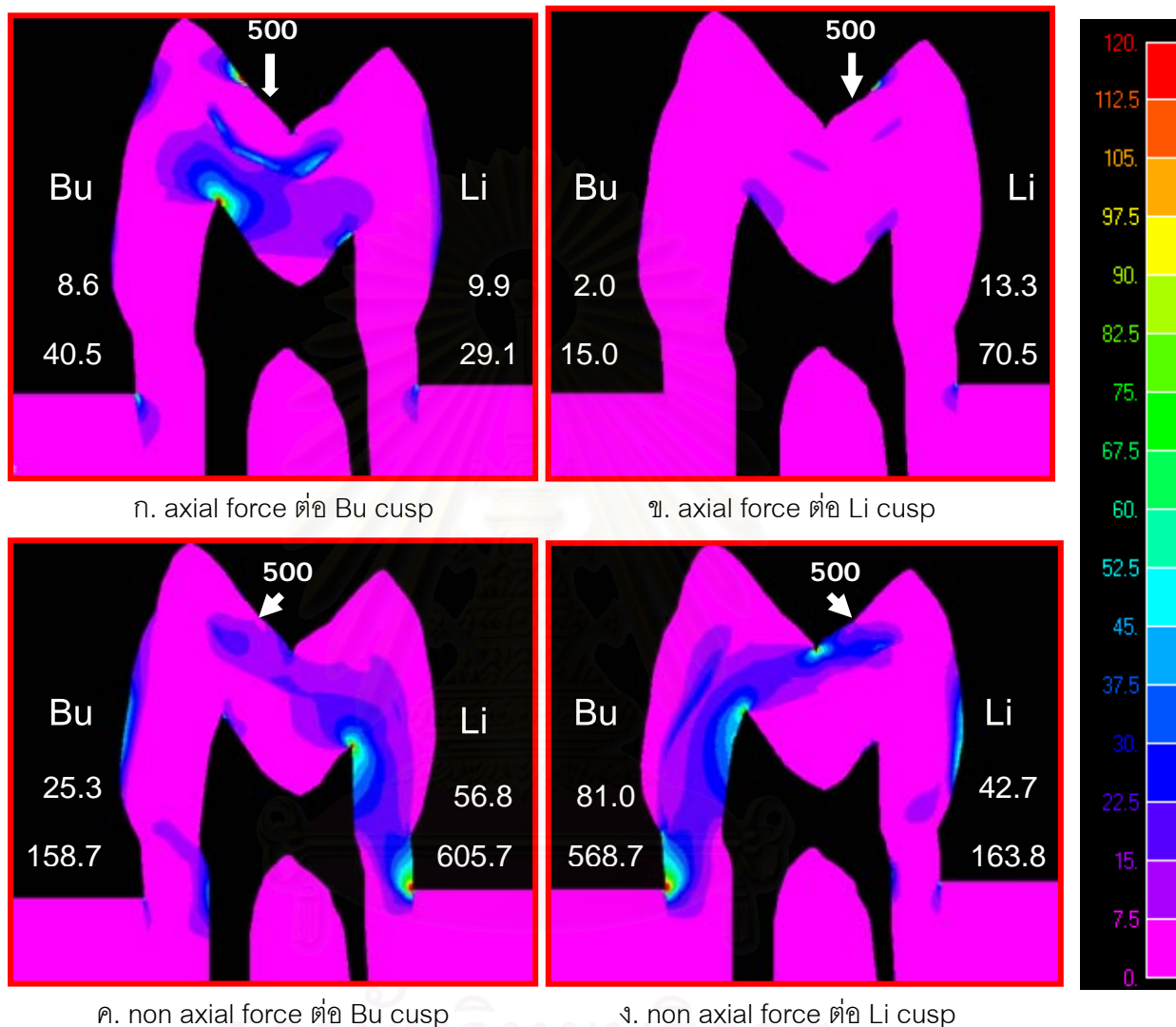
จากการวิเคราะห์ความเค้นดึงที่ตำแหน่ง CEJ ในแต่ละแบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่างๆ กัน พบว่า ผลของแรงมีลักษณะเหมือนกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่รูปแบบการกระจายความเค้นจะต่างกันระหว่างแบบจำลองที่มีระดับกระดูกสูงกว่าหรือเท่ากับ 2 มม. และแบบจำลองที่มีระดับกระดูกต่ำกว่า 2 มม. ลงมา โดยพบว่าแบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 1 และ 2 มม. จะมีความเค้นดึงสูงสุดที่ CEJ และรองลงมาที่รากฟันเหนือต่อ alveolar crest ประมาณ 0.5-1.0 มม. ในขณะที่แบบจำลองที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำกว่า CEJ 3 และ 4 มม. ความเค้นดึงจะสะสมที่บริเวณผิวรากฟันที่อยู่ในกระดูกครอบรากฟันในปริมาณสูงขึ้นและบริเวณ CEJ ต่ำลง โดยบริเวณรากฟันเหนือต่อ alveolar crest 0.5-1 มม. มีการเปลี่ยนแปลงในระดับที่น้อย และไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างระดับกระดูกที่เปลี่ยนแปลงและความเค้นที่เกิดขึ้น

เมื่อพิจารณาแต่ละทิศทางของแรง พบว่าผลของ axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสองก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงที่ CEJ ด้านตรงกันข้ามกับทิศทางของแรงในระดับที่น้อย

ส่วนผลของแรง non axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสอง พบว่าเกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงในระดับที่มาก โดยความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงสัมพันธ์กับระดับกระดูกครอบรากฟันที่เปลี่ยนแปลงไปคือ ในกรณีที่กำหนดแรง non axial force ต่อ buccal cusp เมื่อระดับกระดูกครอบรากฟันเปลี่ยนแปลงจาก 2 มม. เป็น 1 มม. ความเค้นดึงที่ CEJ ด้าน lingual จะเพิ่มขึ้นร้อยละ 23.5 และเมื่อระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำลงจาก 2 มม. เป็น 3 และ 4 มม. ความเค้นดึงที่ CEJ จะลดลงร้อยละ 37.2 และ 71.1 ตามลำดับ และเมื่อกำหนดแรง non axial force ต่อ lingual cusp พบว่า เมื่อระดับกระดูกครอบรากฟันเปลี่ยนแปลงจาก 2 มม. เป็น 1 มม. ความเค้นดึงที่ CEJ ด้าน buccal จะเพิ่มขึ้นร้อยละ 23.7 และเมื่อระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำลงจาก 2 มม. เป็น 3 และ 4 มม. ความเค้นดึงที่ CEJ จะลดลงร้อยละ 16.3 และ 47.9 ตามลำดับ

ตอนที่ 3 ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์

3.1 แบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์ มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้น ดังแสดงรูปที่ 12



รูปที่ 12 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงกดเคี้ยวต่างๆ กันต่อแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์

รูป ก. แสดงลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจาก axial force ที่มีต่อ Bu cusp พบว่า ความเค้นดิ่งจะสะสมที่บริเวณ alveolar crest ทั้งสองด้าน โดยด้าน buccal มีปริมาณความเค้นมากกว่าด้าน lingual ซึ่งแตกต่างจากแบบจำลองที่มีเอ็นยึดปริทันต์

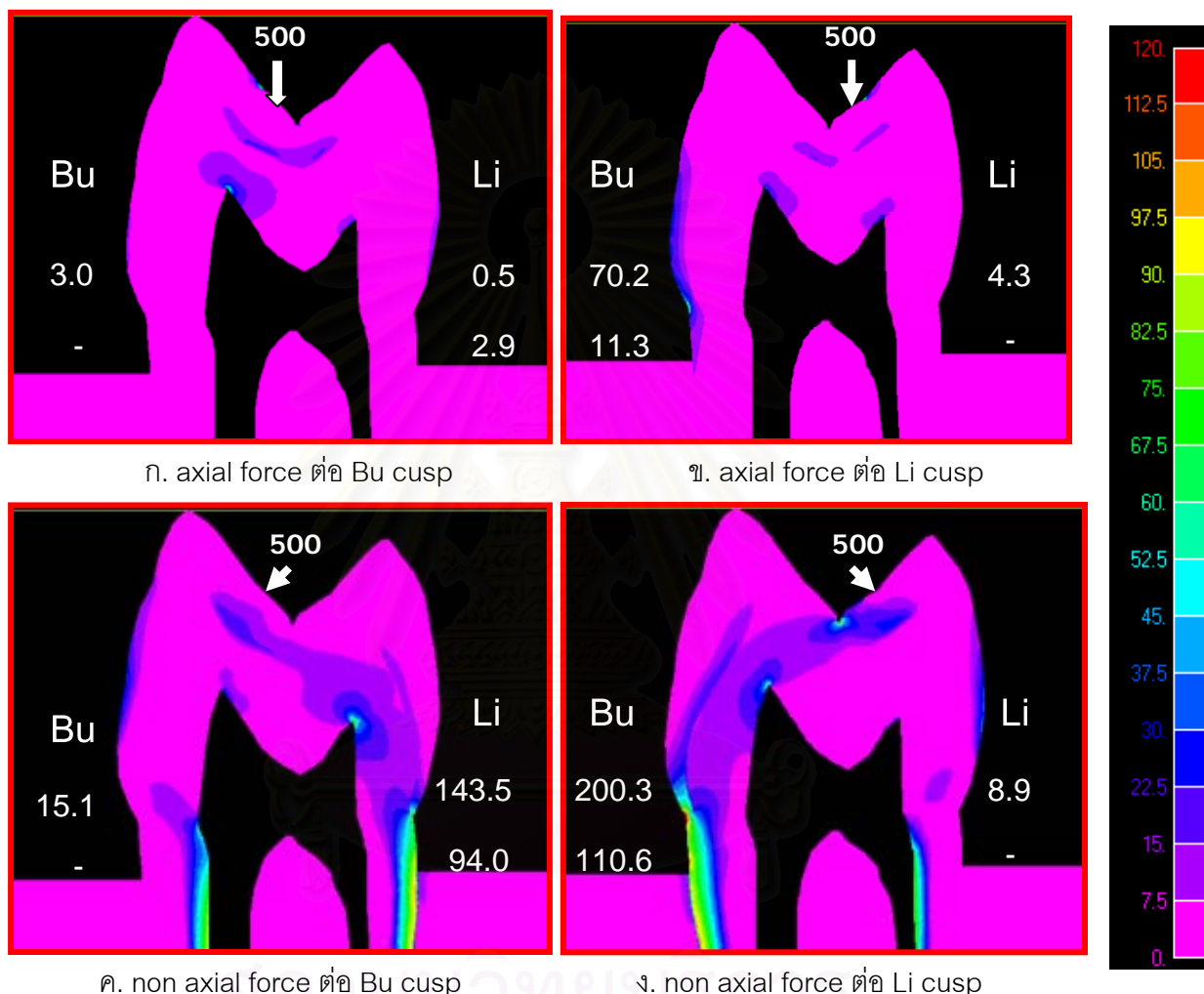
รูป ข. แสดงลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจาก axial force ที่มีต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะคล้ายกับ axial force ต่อ Bu cusp แต่ต่างกันที่จะเกิดแรงเค้นที่ด้าน lingual มากกว่า ด้าน buccal

รูป ค. และ ง. แสดงลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจาก non axial force ที่มีต่อ Bu cusp และ Li Cusp ตามลำดับ พบว่า ความเค้นดิ่งจะสะสมในปริมาณสูงมากที่บริเวณรากฟันด้านตรงข้ามกับทิศทางของแรงเหนือต่อ alveolar crest ประมาณ 0.5-1 มม. และต่ำมากที่ CEJ ซึ่งแตกต่างจากแบบจำลองที่มีเอ็นยึดปริทันต์

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

3.2 แบบจำลองแม่แบบที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.2 มม. (แบบจำลองมาตรฐาน) มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังผลหน้า 31

3.3 แบบจำลองแม่แบบที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.3 มม. มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังรูปที่ 13 ดังนี้



รูปที่ 13 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงบดเคี้ยวต่างๆ กันต่อแบบจำลองที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.3 มม.

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่าความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

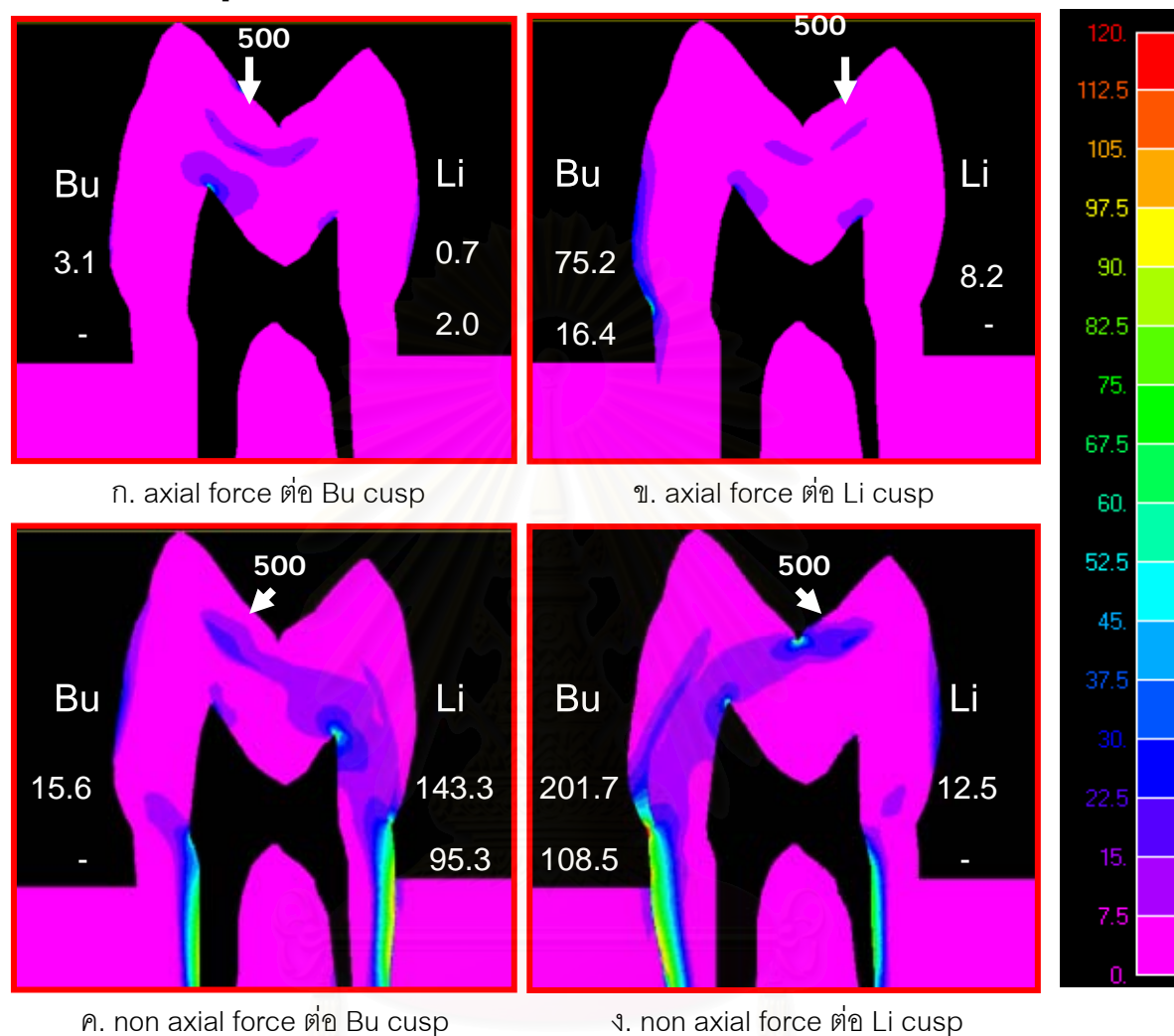
รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน lingual เพิ่มขึ้นร้อยละ 0.2

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน buccal เพิ่มขึ้นร้อยละ 2.2

(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

3.4 แบบจำลองแม่แบบที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.4 มม. มีลักษณะการกระจายความเค้นและขนาดความเค้นดังรูปที่ 14 ดังนี้



รูปที่ 14 แสดงการกระจายความเค้นดิ่งที่เกิดจากทิศทางของแรงกดเคี้ยวต่างๆ กันต่อแบบจำลองที่เอ็นยึดปริทันต์หนา 0.4 มม.

รูป ก. ผลจาก axial force ต่อ Bu cusp พบว่าความเค้นดิ่งมีปริมาณน้อยทั่วทั้งแบบจำลองคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน

รูป ข. ผลจาก axial force ต่อ Li cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นและปริมาณความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน คือมีความเค้นสูงที่ CEJ ด้าน buccal

รูป ค. ผลจาก non axial force ต่อ Bu cusp พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน lingual เพิ่มขึ้นร้อยละ 0.1

รูป ง. ผลจาก non axial force ต่อ Li cusp พบว่า มีลักษณะการกระจายความเค้นดิ่งคล้ายกับแบบจำลองมาตรฐาน แต่ต่างกันที่ปริมาณความเค้นบริเวณ CEJ ด้าน buccal เพิ่มขึ้นร้อยละ 2.9

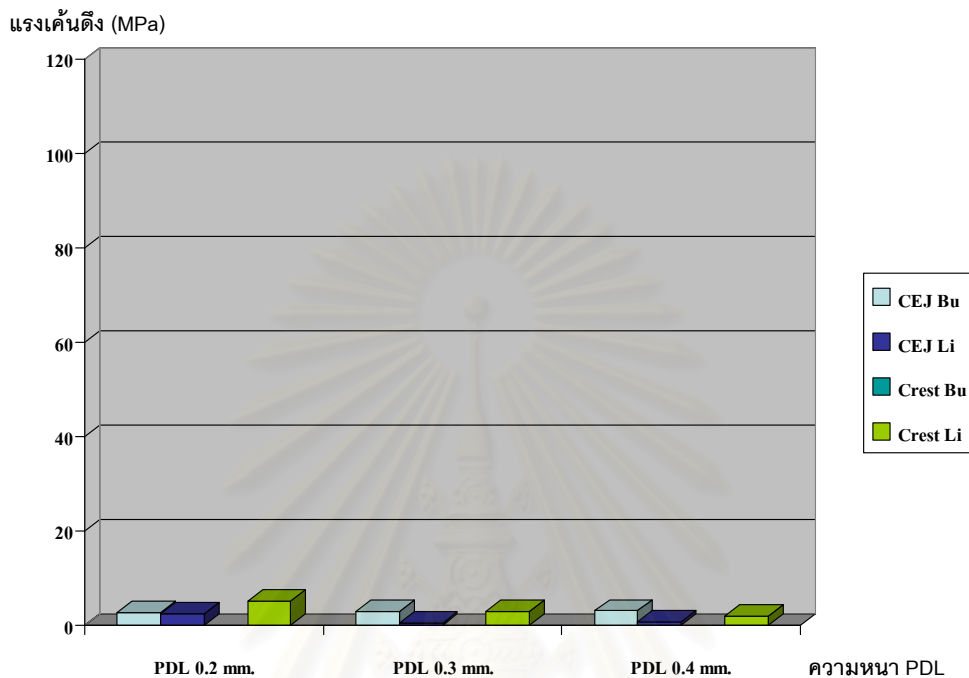
(-) หมายถึง ไม่พบความเค้นดิ่งในบริเวณดังกล่าว

จากผลของแต่ละแบบจำลอง 3.2 – 3.4 สามารถนำมาวิเคราะห์เปรียบเทียบความเค้นดึงตำแหน่ง CEJ ด้านตรงข้ามกับทิศทางแรง non axial force ของแบบจำลองต่างๆ เนื่องจากเกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงปริมาณมากกว่าบริเวณอื่น เมื่อใช้แบบจำลองที่มีความหนาเอ็นยึดปริทันต์ 0.2 มิลลิเมตร เป็นแบบจำลองมาตรฐานในการเปรียบเทียบ สรุปเป็นตารางที่ 4 และแผนภูมิที่ 9-12 ดังนี้ (โดยในการศึกษานี้ไม่นำเอาแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์มาเปรียบเทียบ เนื่องจากลักษณะการกระจายความเค้นดึงต่างจากแบบจำลองที่มีเอ็นยึดปริทันต์)

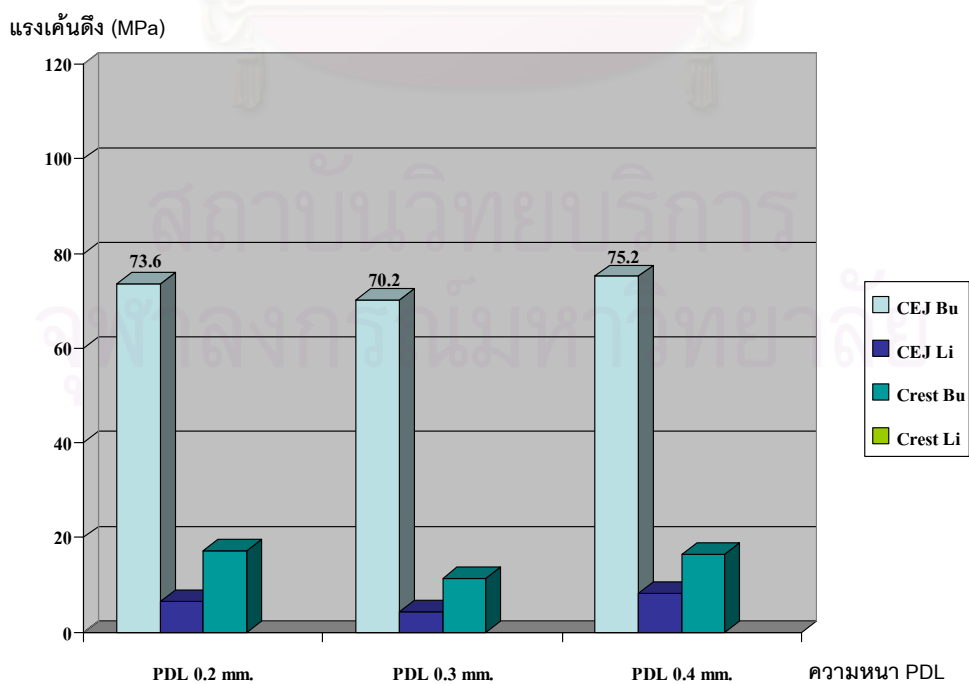
ตารางที่ 4 สรุปผลร้อยละของความเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงจากการเปลี่ยนแปลงความหนาของเอ็นยึดปริทันต์

ทิศทางของแรง	CEJ	
	Bu	Li
Non axial force ต่อ Bu cusp		
ผลต่างความหนา PDL		
0.2 และ 0.3 มม.	ลดลง 18.4 %	เพิ่มขึ้น 0.2 %
0.2 และ 0.4 มม.	ลดลง 15.7 %	เพิ่มขึ้น 0.1 %
Non axial force ต่อ Li cusp		
ผลต่างความหนา PDL		
0.2 และ 0.3 มม.	เพิ่มขึ้น 2.2 %	ลดลง 25.8 %
0.2 และ 0.4 มม.	เพิ่มขึ้น 2.9 %	เพิ่มขึ้น 4.2 %

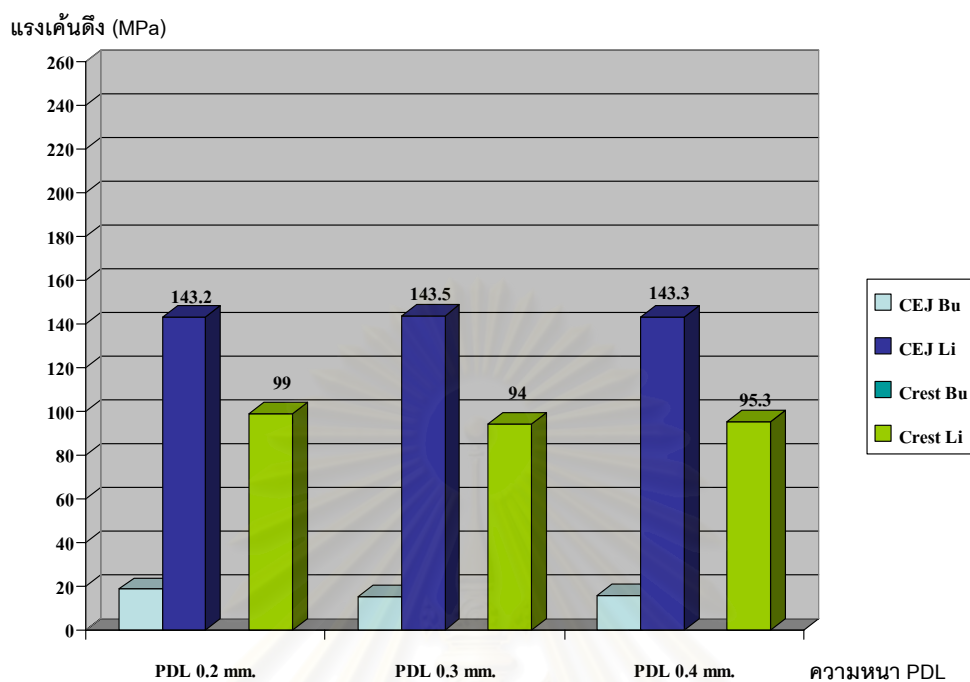
แผนภูมิแสดงผลของแรงต่อแบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงความหนาเอ็นอีดีปริทันต์ สามารถแสดงผลได้ดังนี้



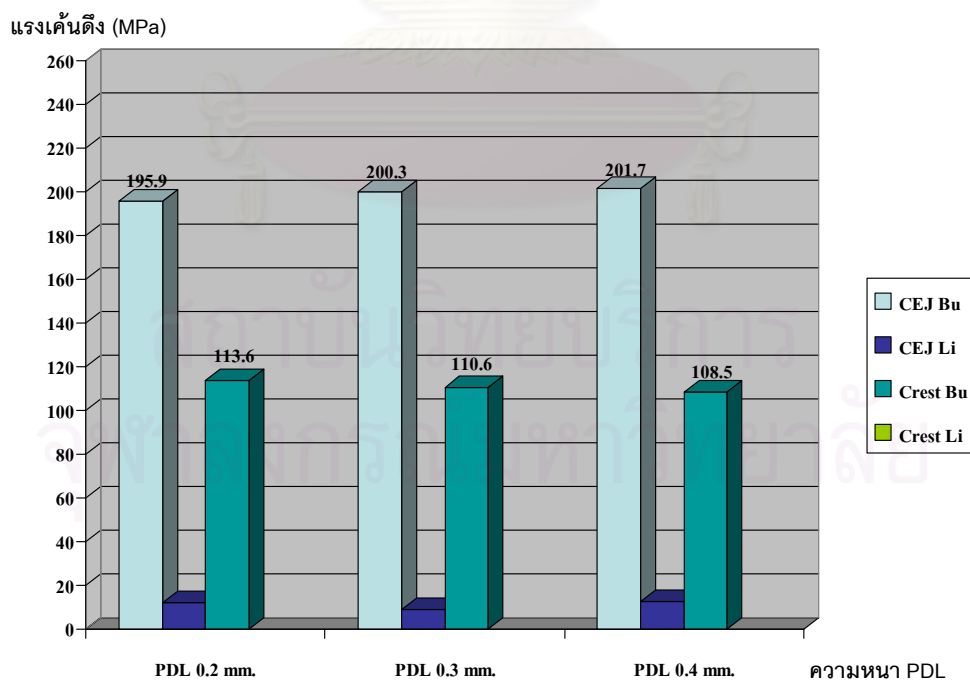
แผนภูมิที่ 9 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Bu cusp



แผนภูมิที่ 10 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ axial force ต่อ Li cusp



แผนภูมิที่ 11 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Bu cusp



แผนภูมิที่ 12 แสดงค่าแรงเค้นดึงจากผลของ non axial force ต่อ Li cusp

จากการวิเคราะห์ความเค้นดึงในแต่ละแบบจำลองพบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นทั่วๆ ไปของแบบจำลองที่มีและไม่มีเอ็นยึดปริทันต์แตกต่างกัน โดยแรงที่กระทำต่อแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์จะก่อให้เกิดความเค้นดึงปริมาณสูงมากที่ alveolar crest และต่ำมากที่ CEJ ซึ่งต่างจากแบบจำลองที่มีเอ็นยึดปริทันต์ที่มีความเค้นดึงบริเวณ CEJ มากกว่า alveolar crest นอกจากนี้ยังพบว่าผลของแรง axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสองของแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์จะก่อให้เกิดการสะสมความเค้นดึงที่ alveolar crest ด้านเดียวกับแนวแรงที่กระทำ ซึ่งต่างจากแบบจำลองที่มีเอ็นยึดปริทันต์ที่จะก่อให้เกิดความเค้นดึงสะสมที่ด้านตรงข้ามกับแนวแรง ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่าการขาดส่วนของเอ็นยึดปริทันต์แบบจำลองมีความสำคัญในการวิเคราะห์ความเค้นดึงด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์อย่างยิ่ง เนื่องจากแบบจำลองที่ไม่มีเอ็นยึดปริทันต์ไม่สามารถอธิบายปรากฏการณ์การเกิดรอยโรคที่ปรากฏทางคลินิกได้

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างความหนาเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างกันตั้งแต่ 0.2 - 0.4 มม. พบว่า ผลของทั้งแรง axial force และ non axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสองก่อให้เกิดการเปลี่ยนความเค้นดึงที่ CEJ ด้านตรงกันข้ามกับทิศทางแรงในระดับที่น้อย โดยไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างความหนาเอ็นยึดปริทันต์กับความเค้นที่เกิดขึ้น

บทที่ 5

การอภิปรายผลการวิจัย

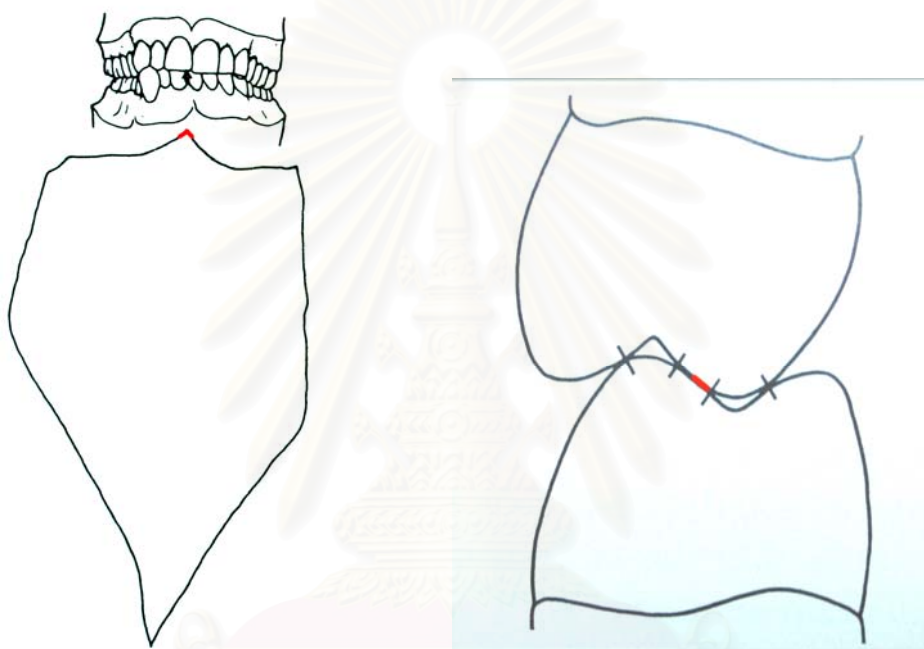
ผลที่เกิดขึ้นในแบบจำลองมาตรฐาน

จากแบบจำลองมาตรฐาน พบว่า รูปแบบการกระจายความเค้นซึ่งเกิดจาก axial force แตกต่างจากผลของ non axial force อย่างมาก โดย axial force ก่อให้เกิดปริมาณความเค้นดิ่งต่ำทั่วทั้งแบบจำลอง อาจเนื่องมาจาก แรงกระทำมีทิศทางที่ขนานไปกับแนวแกนฟัน ดังนั้นจึงสามารถถ่ายทอดและกระจายแรงไปรอบรากฟันได้ดี แต่ที่น่าสังเกต คือ แรง axial force ต่อ lingual cusp ก่อให้เกิดแรงเค้นดิ่งบริเวณ CEJ ด้าน buccal ในปริมาณที่มากถึงประมาณ 73 MPa ซึ่งสูงต่างจาก axial force ต่อ buccal cusp มาก น่าจะเกิดจากลักษณะทางกายวิภาคของฟันกรามน้อยในแบบจำลองนี้ ซึ่งเลียนแบบมาจากฟันธรรมชาติจริง (81) มีลักษณะไม่สมมาตรกัน (asymmetry) เช่น รากฟันด้าน buccal ที่ยาวกว่าด้าน lingual ปุ่มฟันด้าน lingual ที่เล็กกว่าด้าน buccal และรูปร่างโพรงประสาทฟัน (pulp chamber) ของด้าน lingual ที่เล็กกว่าด้าน buccal เหล่านี้เป็นต้น ซึ่งคาดว่ามีส่วนต่อการถ่ายทอดความเค้นดิ่งไปสะสมยังบริเวณผิวฟันด้าน buccal มากกว่าด้าน lingual

เมื่อพิจารณาผลของแรง non axial force มีผลให้เกิดความเค้นดิ่งที่ตำแหน่ง CEJ และ alveolar crest ในปริมาณที่มากกว่าผลของแรง axial force ซึ่งสามารถอธิบายได้จากทิศทางของแรง non axial force ที่ไม่ขนานไปกับแนวแกนฟัน เพราะฉะนั้นความเค้นดิ่งจึงกระจายไปรอบรากฟันได้น้อยกว่า ดังนั้นความเค้นดิ่งจึงไปสะสมที่บริเวณจุดหมุน ได้แก่ ตำแหน่ง CEJ ในทิศตรงกันข้ามกับแนวแรงสูงสุด และตำแหน่งรองลงมาคือ รากฟันเหนือต่อ alveolar crest ประมาณ 0.5-1 มม. ซึ่งน่าจะอธิบายได้จากตำแหน่ง CEJ เป็นตำแหน่งที่เป็นรอยต่อที่มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นของวัสดุที่ต่างกัน คือ เคลือบฟันและเนื้อฟัน ซึ่งวัสดุที่ประกอบด้วยวัสดุหลายชนิดเข้าด้วยกันหากได้รับแรงกระทำจะก่อให้เกิดการสะสมความเค้นในวัสดุที่มีค่ามอดูลัสยืดหยุ่นสูง (74) อีกทั้งเมื่อพิจารณาจากลักษณะรอยต่อ DEJ แล้ว พบว่า มีส่วนของเคลือบฟันที่บางที่สุด (53) ดังนั้นตำแหน่งนี้จึงง่ายต่อการสะสมแรงมากกว่าตำแหน่งอื่น

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบผลของแรง axial force และ non axial force แล้ว พบว่าแรง axial force มีโอกาสก่อให้เกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้น้อยกว่า non axial force เนื่องจาก แรง axial force มีผลให้เกิดความเค้นดิ่งที่ CEJ ในปริมาณที่ต่ำกว่า ดังนั้น non axial force น่าจะเป็นสาเหตุหลักที่ก่อให้เกิดความเค้นดิ่งสะสมที่ CEJ จนก่อให้เกิดการแตกหักของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ปรากฏเป็นรอยโรคแอ็บแฟรกชันตามมา ซึ่งผลดังกล่าวสอดคล้องกับงานของ Tanaka และ

คณะ (13) ที่กล่าวว่าต้องใช้แรง axial force ในปริมาณมากกว่า non axial force หลายเท่า จึงจะก่อให้เกิดความเค้นดึงในปริมาณเท่ากันที่ตำแหน่งคอฟัน แต่อย่างไรก็ดีเมื่อพิจารณาผลของแรง non axial force แล้ว พบว่า แรง non axial force ก่อให้เกิดความเค้นดึงสะสมปริมาณสูงเฉพาะด้านที่อยู่ตรงข้ามกับแนวแรงเท่านั้น จึงอาจกล่าวได้ว่าแรง non axial force จะมีโอกาสก่อให้เกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันที่ CEJ ด้านตรงข้ามกับแนวแรงมากกว่าด้านเดียวกัน



รูปที่ 15 chewing cycle ใน frontal plane

(จาก Mohl ND และ Zarb GA.,
A textbook of occlusion.
Quintessence publishing Co.,
Inc.,1988:132.)

รูปที่ 16 การสบฟันใน centric occlusion ใน

ด้านสบดูล (จาก Ramford SP และ
Ash MM. Occlusion.3rd ed. W.B.
Saunders.1983:396.)

เมื่อพิจารณาถึงวงจรการเคี้ยว (chewing cycle) ในระนาบหน้า (frontal plane) (88) (รูป 15) พบว่า ปกติแล้วฟันคู่สบมักจะสัมผัสกันรอบๆ ตำแหน่งศูนย์เซนตริก (centric occlusion) (89) (รูป 16) และเมื่อทำการเอียงขากรรไกรไปด้านสบทำงาน (working side) ด้านใดด้านหนึ่ง พื้นเอียงด้านในของปุ่มฟันด้านใกล้ลิ้น (inner incline plane of lingual cusp) ของฟันกรามน้อย บน ที่ด้านสบดูล (balancing side) มีโอกาสสัมผัสกับพื้นเอียงด้านในของปุ่มฟันด้านใกล้แก้ม (inner incline plane of buccal cusp) ของฟันคู่สบเพียงช่วงสั้นๆ (แสดงดังเส้นสีแดงในรูป 15 และ 16) ของการเอียงก่อนที่ระนาบพื้นเอียงทั้งสองจะแยกออกจากกัน เนื่องจากผลของการสัมผัส

กันของฟันที่ด้านสบทำงาน ดังนั้นการสัมผัสของคู่สบด้านสบถูกรอบตำแหน่งศูนย์เซนตริกในช่วงเริ่มต้นและช่วงท้ายของวงจรการเคี้ยวนี้เอง น่าจะเป็นสาเหตุของการเกิดแรง non axial force ที่กระทำต่อ lingual cusp

นอกจากนี้ยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่ส่งเสริมให้เกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันมากยิ่งขึ้นได้แก่ ขนาดของแรงบดเคี้ยวที่มากกว่าปรกติ รวมทั้ง ระยะเวลาของฟันที่สัมผัสกันในแต่ละวันมากกว่าปรกติของกลุ่มคนที่มีนิสัยนอนกัดฟัน (10) ดังจะเห็นได้จากหลายการศึกษาที่สรุปถึงความสัมพันธ์กันของกลุ่มประชากรที่นอนกัดฟันและกลุ่มที่ขนาดของแรงบดเคี้ยวสูง รวมทั้งความสัมพันธ์ระหว่างกลุ่มคนที่นอนกัดฟันและรอยโรคแอ็บแฟรกชัน (36,37) จากการศึกษาพบว่าเมื่อเวลาผ่านไปจะพบลักษณะการสึกของด้านบดเคี้ยวรุนแรงมากขึ้น โดยเฉพาะฟันเอียงด้านในของ buccal cusp ของฟันหลังบน และฟันเอียงด้านนอกของ buccal cusp ของฟันหลังล่างของด้านสบทำงาน ดังนั้นฟันเอียงด้านในของ lingual cusp ของด้านสบถูจึงมีโอกาสสัมผัสกับฟันเอียงด้านในของ buccal cusp ของฟันคู่สบมากขึ้น (88) ดังแสดงในรูปที่ 17 ซึ่งแสดงวงจรการเคี้ยวของคนทีนอนกัดฟัน



รูปที่ 17 แสดงวงจรการบดเคี้ยวของผู้ป่วยนอนกัด

ฟันโดยเส้นสีแดง หมายถึงระยะในการบดเคี้ยวรอบตำแหน่ง centric occlusion ในแนวข้าง (จาก Mohl ND และ Zarb GA., A textbook of occlusion. Quintessence publishing Co., Inc., 1988:132.)

จากรูปที่ 18 เมื่อกำหนดให้แรง 500 นิวตัน ทำมุม 45 องศา กับแนวแกนดิ่ง จึงหามุมที่เกิดจากแรงที่กระทำต่อระนาบของปุ่มฟัน (θ_2) ได้จาก

$$\theta_2 + 45 + (90 - \theta_1) = 180$$

$$\theta_2 = 45 + \theta_1$$

ดังนั้นแรงที่แตกเข้าระนาบปุ่มฟันมีค่าเท่ากับ $F \cos \theta_2$ และ

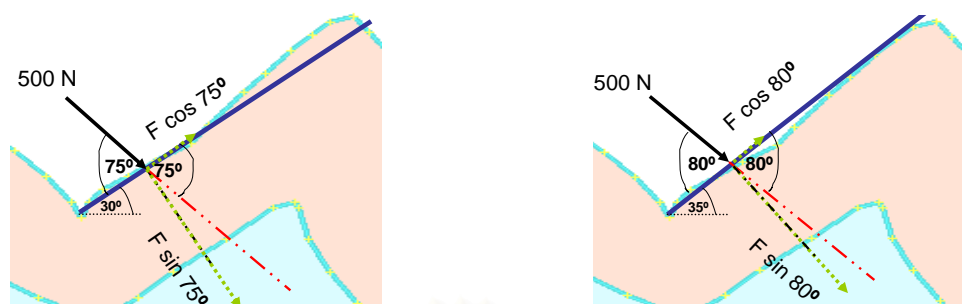
แรงที่แตกตั้งฉากกับระนาบปุ่มฟันมีค่าเท่ากับ $F \sin \theta_2$

จากสมการดังกล่าวสามารถแสดงผลของมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟันด้าน lingual ที่มีความชัน 3 ระดับได้ดังตารางที่ 5 และ รูปที่ 19

ตารางที่ 5 แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อ lingual cusp และ buccal cusp

มุม	lingual cusp			buccal cusp		
	มุมลดลง 5 °	มุมปกติ	มุมเพิ่มขึ้น 5 °	มุมลดลง 5 °	มุมปกติ	มุมเพิ่มขึ้น 5 °
θ_1	30	35	40	37	42	47
θ_2	75	80	85	82	87	92

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูป ก. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันที่ลดลง 5°

รูป ข. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันมาตรฐาน



รูป ค. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันที่ชันเพิ่มขึ้น 5°

- แสดงระนาบของปุ่มฟัน
- - - - - แสดงเส้นสมมติที่ตั้งฉากกับระนาบของปุ่มฟัน
- - - - - แสดงเส้นแรงเวกเตอร์ที่แตกเข้าระนาบปุ่มฟันและตั้งฉากกับระนาบปุ่มฟัน
- - - - - แสดงเส้นสมมติของแนวแรงเดิม

รูปที่ 19 แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟันด้าน lingual ที่มีความชัน 3 ระดับ

รูป ก. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่มีความชันลดลง 5 องศา

รูป ข. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันมาตรฐาน

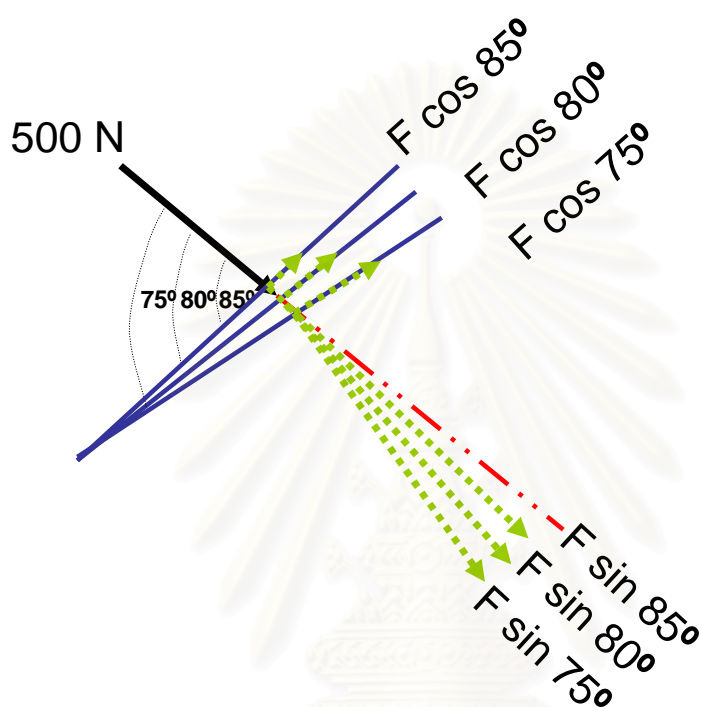
รูป ค. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่มีความชันเพิ่มขึ้น 5 องศา

จากรูปที่ 19 เมื่อแตกแรงของมุมทั้งสามแล้ว พบว่าผลคูณของแรงและค่า $\sin \theta_2$ ของแบบจำลองที่มีปุ่มฟันที่มีความชันเพิ่มขึ้น 5° มีค่ามากกว่าแบบจำลองปกติ และแบบจำลองที่มีปุ่มฟันชันลดลง 5° ตามลำดับ เนื่องจากค่า $\sin 85^\circ$ มากกว่า $\sin 80^\circ$ และ $\sin 75^\circ$ ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 แสดงค่า $\sin \theta$

มุม θ_2 บน Lingual cusp	ค่า $\sin \theta_2$	มุม θ_2 บน Buccal cusp	ค่า $\sin \theta_2$
75 °	0.965	82 °	0.990
80 °	0.984	87 °	0.998
85 °	0.996	92 °	0.999

เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 20 จะเห็นได้ว่า เมื่อมุมของปุ่มฟันชันขึ้นซึ่งก่อให้เกิดทิศทางของ $F \sin 85^\circ$ จะทำให้แรงเคลื่อนออกนอกแนวแกนมากขึ้น ซึ่งน่าจะส่งผลให้แรงถ่ายทอดไปสู่แนวแกนฟันได้ลดลง ดังนั้นจากเหตุผลทั้งสองที่กล่าวมาน่าจะเป็นสาเหตุให้เกิดความเค้นดึงที่ CEJ ด้านตรงข้ามมากขึ้นด้วย

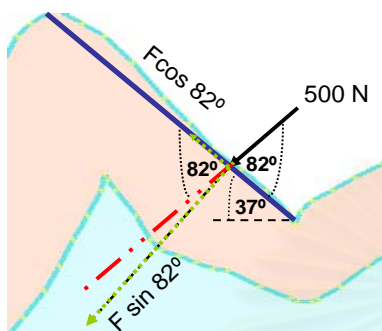


รูปที่ 20 แสดงทิศทางของการแตกแรงเวกเตอร์ของแรง non axial force ที่กระทำต่อปุ่มฟันด้าน lingual ที่มีความชัน 3 ระดับ

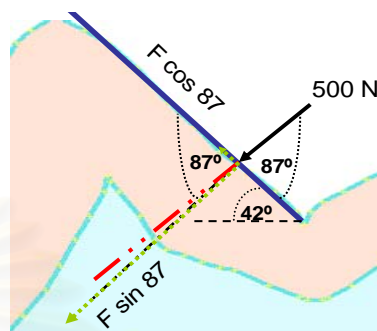
- แสดงระนาบของปุ่มฟัน
- - - - - แสดงเส้นแรงเวกเตอร์ที่เกิดจากการแตกแรงมุม θ_2
- . . . - แสดงเส้นสมมติของแนวแรงเดิม

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

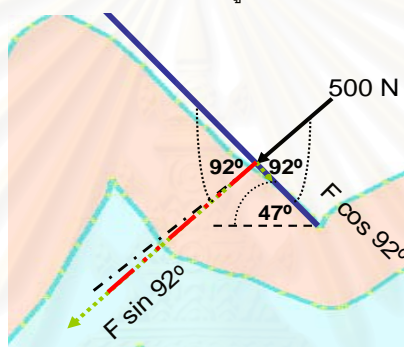
ส่วนแรง non axial force ต่อ buccal พบว่า ความเค้นดึงจะไม่แปรผันกับมุมของปุ่มฟันที่เปลี่ยนแปลงไป โดยเมื่อมุมของปุ่มฟันลดลงความเค้นดึงจะลดลง และเมื่อมุมของปุ่มฟันเพิ่มขึ้นกลับพบว่าความเค้นดึงลดลงเช่นกัน สามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 21 และตารางที่ 5







รูป ก. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันที่ชันลดลง 5°



รูป ข. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันมาตรฐาน



รูป ค. แรง non axial force ต่อปุ่มฟันที่ชันเพิ่มขึ้น 5°

-  แสดงระนาบของปุ่มฟัน
-  แสดงเส้นสมมติที่ตั้งฉากกับระนาบของปุ่มฟัน
-  แสดงเส้นแรงเวกเตอร์ที่แตกเข้าระนาบปุ่มฟันและตั้งฉากกับระนาบปุ่มฟัน
-  แสดงเส้นสมมติของแนวแรงเดิม

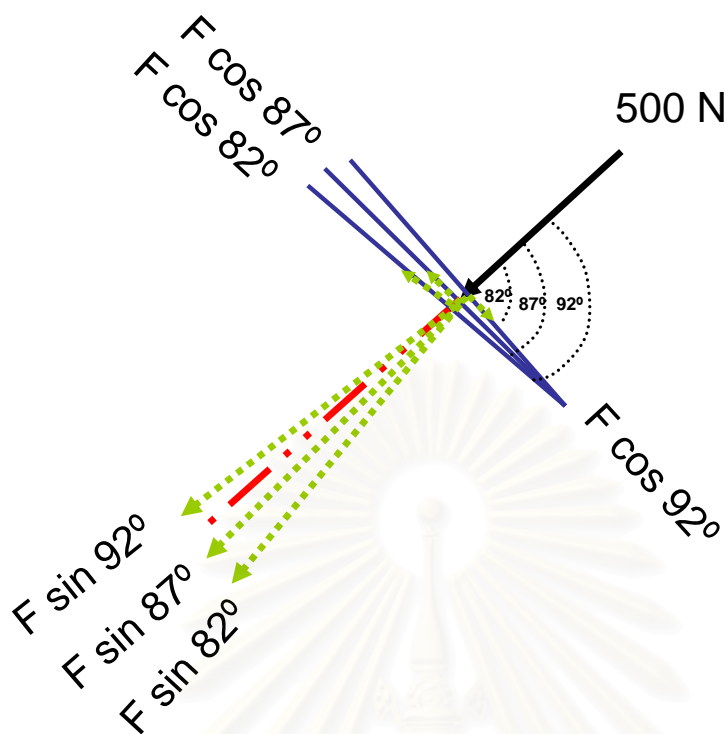
รูปที่ 21 แสดงมุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟันด้าน buccal ที่มีความชัน 3 ระดับ

รูป ก. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ความชันลดลง 5 องศา

รูป ข. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันมาตรฐาน

รูป ค. แรง non axial force ที่กระทำต่อระนาบของมุมปุ่มฟันที่ความชันเพิ่มขึ้น 5 องศา

จากรูปที่ 21 และตารางที่ 5 พบว่า เมื่อแตกแรงแล้วจะได้เวกเตอร์ที่มีลักษณะคล้ายกับ non axial force ต่อ lingual cusp แต่มีข้อแตกต่างคือ มุมที่เกิดจากแรง non axial force ต่อปุ่มฟัน 47 องศา จะก่อให้เกิดมุม θ_2 เท่ากับ 92 องศา (รูป 20 ค.) ดังนั้นเมื่อทำการแตกแรงจึงทำให้เกิดแรง $F \cos 92^\circ$ มีทิศทางเข้าสู่ตัวฟันตามเข็มนาฬิกา ซึ่งตรงข้ามกับทิศทางของ $F \cos \theta_2$ อื่นๆ ที่มีทิศทางทวนเข็มนาฬิกาออกนอกตัวฟัน (รูปที่ 22)



รูปที่ 22 แสดงทิศทางของการแตกแรงเวกเตอร์ของแรง non axial force ที่กระทำต่อปุ่มฟันด้าน buccal ที่มีความชัน 3 ระดับ

- แสดงระนาบของปุ่มฟัน
- แสดงเส้นแรงเวกเตอร์ที่เกิดจากการแตกแรงมุม θ_2
- - - - - แสดงเส้นสมมติของแนวแรงเดิม

จากรูปที่ 22 เห็นได้ว่าเวกเตอร์ของ $F \cos 92^\circ$ มีทิศทางตรงกันข้ามกับกับ $F \cos \theta_2$ อื่นๆ ดังนั้นจึงเกิดการหักล้างกับเวกเตอร์ $F \sin 92^\circ$ มีผลให้ปริมาณความเค้นดึงบริเวณ CEJ ด้าน lingual ลดลงเล็กน้อย

ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่า ปริมาณความเค้นดึงน่าจะขึ้นกับมุมระหว่างแรงและระนาบของปุ่มฟัน โดยถ้ามุมน้อยกว่า 90° องศา ปริมาณความเค้นดึงที่ CEJ จะแปรผันตรงกับมุมของปุ่มฟันที่เพิ่มขึ้นหรือลดลง แต่ถ้ามุมมากกว่า 90° องศา มุมปุ่มฟันที่เพิ่มขึ้นอาจมีผลทำให้ปริมาณความเค้นดึงต่ำลงได้

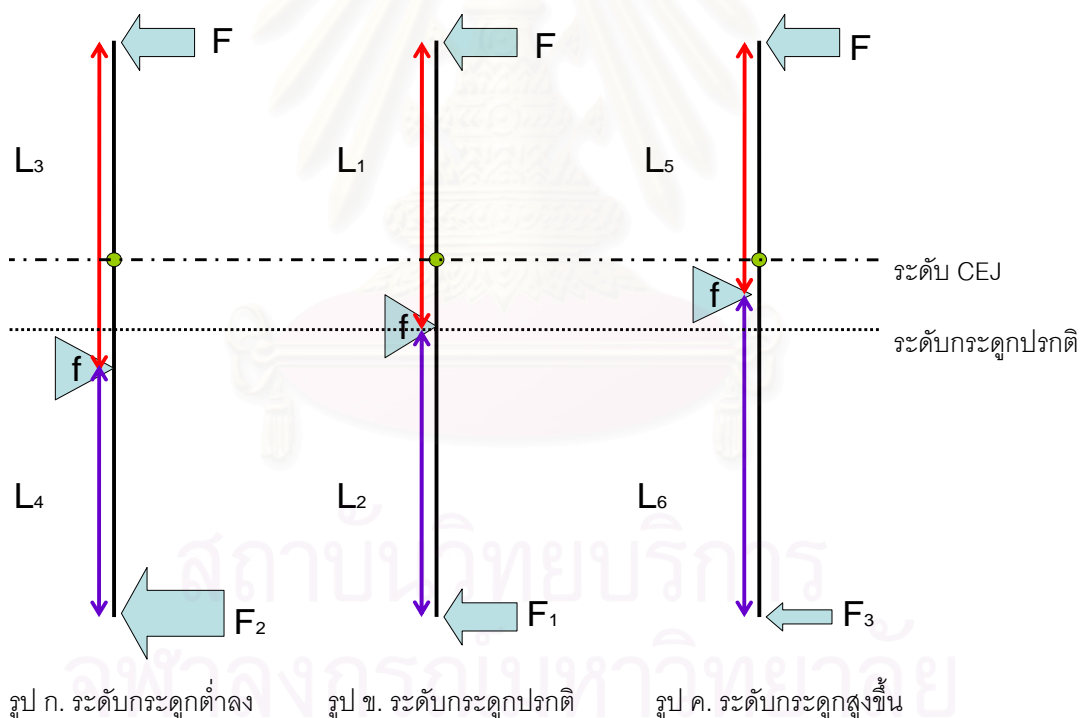
จากผลการศึกษาดังกล่าวข้างต้น เราอาจสามารถทำนายโอกาสการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันเมื่อพบฟันที่มีมุมของปุ่มฟันที่แตกต่างกันได้ โดยฟันที่มีมุมของปุ่มฟันที่มีความชันน้อยกว่าน่าจะมีโอกาสเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันได้ต่ำกว่าฟันที่มีมุมของปุ่มฟันชันมากกว่าโดยเฉพาะเมื่อฟันได้รับแรง non axial force ต่อ lingual cusp

ตอนที่ 2 ระดับของกระดูกรอบรากฟัน (Alveolar bone level)

เมื่อพิจารณาความเค้นดึงของแบบจำลองที่มีการเปลี่ยนแปลงระดับของกระดูกรอบรากฟัน ตั้งแต่ 1-4 มม. ใต้ CEJ พบว่า แรง axial force ต่อ buccal cusp ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงที่บริเวณ CEJ ในระดับที่น้อยเมื่อเทียบกับแบบจำลองมาตรฐาน เนื่องจากแรงเกือบทั้งหมดสามารถถ่ายทอดไปตามแนวแกนฟันได้ ดังแสดงในแผนภูมิที่ 5 และ 6

เมื่อพิจารณาผลของ non axial force จากแผนภูมิที่ 7 และ 8 พบว่า แรง non axial force ต่อปุ่มฟันทั้งสอง ก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่ CEJ ในระดับที่มาก โดยปริมาณความเค้นดึงแปรผันกับระดับกระดูกที่เปลี่ยนแปลง โดยเมื่อระดับกระดูกสูงขึ้นความเค้นจะเพิ่มขึ้น และเมื่อระดับกระดูกต่ำลงความเค้นก็จะลดลง

การที่ความเค้นดึงที่ CEJ มีการเปลี่ยนแปลงแปรผันกับระดับกระดูกที่สูงขึ้นและต่ำลง น่าจะอธิบายได้โดยหลักคานดีด-คานงัดได้จากรูปที่ 23



F หมายถึง แรงกระทำ

f หมายถึง ตำแหน่งจุดหมุนซึ่งสมมติแทนระดับกระดูกรอบราก

L หมายถึง ระยะทางจากแรงถึงบริเวณจุดหมุน

● แสดงตำแหน่งสมมติของ CEJ

รูปที่ 23 แสดงโมเมนต์ของแบบจำลองสมมติที่มีระดับกระดูกต่างกัน

รูป ก. แบบจำลองสมมติที่มีระดับกระดูกต่ำลง

รูป ข. แบบจำลองสมมติที่มีระดับกระดูกปกติ

รูป ค. แบบจำลองสมมติที่ระดับกระดูกสูงขึ้น

จากรูปที่ 23 ซึ่งแสดงไดอะแกรม (diagram) สมมติเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองที่มีระดับกระดูกปกติและแบบจำลองที่มีระดับกระดูกสูงขึ้นและต่ำลง จะเห็นได้ว่าแบบจำลองที่มีระดับกระดูกปกติ (รูป 23 ข.) เมื่อได้รับแรงกระทำ (F) ที่ตำแหน่งปลายด้านหนึ่งจะก่อให้เกิดแรงต้านที่มีทิศทางตรงกันข้าม (F1) ในปริมาณเท่ากัน เมื่อระยะ L1 เท่ากับ L2 แต่เมื่อระดับกระดูกลดลง (รูปที่ 23 ก.) จุดหมุนจะมีระดับต่ำลง มีผลให้ระยะ L3 เพิ่มขึ้น และ L4 ลดลง แต่เนื่องจากแรง F มีปริมาณเท่าเดิม ดังนั้นแรง F2 จึงมีปริมาณเพิ่มมากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับผลที่แสดงในรูปที่ 9 และ 10 ที่พบว่าความเค้นดึงจะเพิ่มสูงขึ้นบริเวณผิวรากฟันที่อยู่ในกระดูกครอบราก นอกจากนี้ยังพบว่าการที่ระดับกระดูกยิ่งต่ำลงเป็นสาเหตุให้ปริมาณความเค้นดึงที่ CEJ มีปริมาณต่ำลง แม้ว่าตำแหน่ง CEJ จะเป็นตำแหน่งที่ถ่ายทอดการสะสมความเค้นดึงที่กล่าวมาแล้วข้างต้น แต่เนื่องจากระยะทางระหว่างจุดหมุนและ CEJ ก็มากขึ้นเช่นกัน ดังนั้นความเค้นดึงที่สะสมอยู่รอบๆ จุดหมุนจึงสามารถกระจายไปยังบริเวณ CEJ ได้น้อยลง ทำให้บริเวณ CEJ มีความเค้นดึงสะสมต่ำลง ดังแสดงในรูป 10 และ 11 ซึ่งผลการศึกษานี้สอดคล้องกับงานของ McCoy ในปี ค.ศ.1983 (59) ที่กล่าวว่ารอยโรคแอ็บแพรอกซันมักเกิดก่อนไปทางปลายรากมากขึ้นเมื่อมีระดับของกระดูกครอบรากฟันต่ำลง

ในทางตรงข้ามเมื่อเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองสมมติที่มีระดับกระดูกปกติและระดับกระดูกที่อยู่สูงขึ้น (รูปที่ 23 ค.) จุดหมุนซึ่งมีระดับสูงขึ้น มีผลให้ระยะ L5 ลดลง และ L6 เพิ่มขึ้น แต่เนื่องจากแรง F มีปริมาณเท่าเดิม ดังนั้นแรง F3 จึงมีปริมาณลดลง ซึ่งสอดคล้องกับผลที่แสดงในรูปที่ 8 ที่พบว่าความเค้นดึงบริเวณผิวรากฟันในกระดูกมีปริมาณลดลง แต่อย่างไรก็ดีการที่ตำแหน่งจุดหมุนเคลื่อนเข้าใกล้ CEJ มากขึ้นนั้น จะไปช่วยส่งเสริมให้ปริมาณความเค้นดึงที่ CEJ เพิ่มมากยิ่งขึ้น น่าจะเกิดจากความเค้นดึงที่สะสมอยู่รอบๆ เหนือต่อจุดหมุนสามารถกระจายไปยังบริเวณ CEJ ได้มากขึ้น เนื่องจากระยะห่างระหว่าง 2 ตำแหน่งดังกล่าวลดลง ดังแสดงในรูปที่ 9

อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่าตำแหน่งผิวรากฟันเหนือต่อ CEJ 0.5-1 มม. ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงในระดับที่น้อย อีกทั้งไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างระดับกระดูกที่เปลี่ยนแปลงและความเค้นที่เกิดขึ้นน่าจะเกิดจากตำแหน่งดังกล่าวไม่ใช่ตำแหน่งที่เกิดความเค้นดึงสะสมสูงที่สุดในแบบจำลอง ดังนั้นปัจจัยอื่นๆ เช่น ความหนาของเนื้อฟันที่แตกต่างกันในแต่ละระดับ ซึ่งเปลี่ยนแปลงตามระดับกระดูกที่เปลี่ยนแปลงไป น่าจะมีผลต่อการกระจายแรงไปยังผิวรากฟันต่างกันเช่นกัน

ดังนั้นผลของการศึกษาในตอนที่ 2 อาจกล่าวได้ว่า ระดับกระดูกครอบรากฟันน่าจะมีผลต่อการเกิดรอยโรคแอ็บแพรอกซัน โดยฟันที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำน่ามีโอกาสเกิดรอยโรคแอ็บแพรอกซันได้ต่ำกว่าฟันที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันสูง และเมื่อระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำลง รอยโรคแอ็บแพรอกซันน่าจะเกิดก่อนไปทางปลายรากมากขึ้น

ดังนั้นผลของการศึกษาในตอนที 3 อาจกล่าวได้ว่า ความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ที่หนาเพิ่มขึ้นจะมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความเค้นที่ CEJ ในระดับที่น้อย



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

จากการวิเคราะห์ความเค้นด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสองมิติในแบบจำลองฟันกรามน้อยบนในการศึกษานี้ โดยทดสอบปัจจัยที่สนใจ ได้แก่ มุมปุ่มฟัน ระดับกระดูกครอบรากฟัน และความหนาเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างๆ กัน พบว่า

1. non axial force จะมีผลต่อการสะสมปริมาณความเค้นดึงบริเวณคอฟันด้านตรงข้ามกับทิศทางของแรง มากกว่าผลของ axial force
2. axial force จะมีผลให้เกิดความเค้นดึงต่ำ โดยผลของ axial force ที่กระทำต่อ lingual cusp จะก่อให้เกิดปริมาณความเค้นที่คอฟันด้านตรงข้ามกับทิศทางของแรง มากกว่าผลของ axial force ที่กระทำต่อ buccal cusp
3. ฟันที่มีมุมปุ่มฟันลดลงจะก่อให้เกิดการสะสมความเค้นดึงบริเวณคอฟันลดลง
4. ฟันที่มีระดับกระดูกครอบรากฟันต่ำลงจะก่อให้เกิดการสะสมความเค้นดึงบริเวณคอฟันลดลง
5. ในฟันที่มีเอ็นยึดปริทันต์หนาขึ้นมีผลต่อเปลี่ยนแปลงความเค้นดึงบริเวณคอฟันในระดับที่น้อย

ข้อเสนอแนะ

การศึกษานี้ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 2 มิติ เนื่องจากมีข้อจำกัดเกี่ยวกับระยะเวลาในการทำวิจัย โดยกำหนดให้ทิศทางมี 2 ลักษณะอยู่ในเฉพาะแกน x และ y ณ ตำแหน่งกึ่งกลางระนาบระหว่างด้านใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น เพื่อทำนายผลของปัจจัยที่ทดสอบได้แก่ มุมปุ่มฟัน ระดับกระดูก และความหนาเอ็นยึดปริทันต์ที่ต่างๆ กัน ซึ่งการศึกษานี้สามารถทำนายผลของการกระจายความเค้นได้ชัดเจนตลอดทั้งซี่ฟัน อันเนื่องมาจากการกำหนดให้แรงผ่านกึ่งกลางระนาบระหว่างด้านใกล้แก้ม-ใกล้ลิ้น อันจะก่อให้เกิดแรงเค้นและการดัดโค้งของฟันมากกว่าแรงที่กระทำต่อด้านใกล้กลางหรือไกลกลาง แต่อย่างไรก็ตามวิธีการดังกล่าวไม่สามารถอธิบายวงจรการบดเคี้ยว (chewing cycle) ที่แท้จริงได้เนื่องจากแรงบดเคี้ยวจะมีลักษณะหลากหลายทิศทาง คือ แรงสามารถเกิดได้ทั้ง 3 แกนได้แก่แกน X, Y และ Z อีกทั้งแรงที่เกิดขึ้นจริงในช่องปากคือแรงที่เกิดซ้ำ

เป็นวงจร (cyclic force) นอกจากนั้นข้อกำหนดเบื้องต้นที่กำหนดให้เคลือบฟัน เนื้อฟัน และองค์ประกอบอื่นๆ มีสมบัติเชิงกลเหมือนกันในทุกๆ ส่วนของวัสดุ คุณสมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง และสมบัติยืดหยุ่นเป็นเชิงเส้น ซึ่งแตกต่างจากสภาพความเป็นจริงที่แต่ละองค์ประกอบมีคุณสมบัติไม่เหมือนกัน อีกทั้งลักษณะทางกายวิภาคของฟันกรามน้อยในการศึกษานี้ซึ่งทำการวาดเลียนแบบมาจากค่าเฉลี่ยขนาดที่ได้จากลักษณะทางกายวิภาคจริง ซึ่งในทางคลินิกอาจพบฟันที่มีลักษณะทางกายวิภาคที่แตกต่างออกไปได้หลายรูปแบบ ดังนั้นผลที่ได้จากการศึกษานี้จึงเป็นการทำนายแนวโน้มและเปรียบเทียบผลของการเปลี่ยนแปลงปัจจัยที่ทดสอบภายใต้ลักษณะทางกายวิภาคของฟันและเงื่อนไขที่กำหนดเท่านั้น เพราะฉะนั้นเพื่อให้ได้ผลของปัจจัยที่ทำการทดสอบที่ใกล้เคียงความจริงมากขึ้นอาจต้องทำการศึกษาดังกล่าวด้วยวิธีการอื่นที่มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้น เช่น การศึกษาดังกล่าวด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ หรือ พิจารณาเป็นปัญหาแบบการสัมผัส (contact problem) โดยอาจเลือกปัจจัยที่เกิดการเปลี่ยนแปลงความเค้นชัดเจนมาทำการศึกษาดังกล่าวต่อไปโดยอาจนำปัจจัยดังกล่าวมาวิเคราะห์ร่วมกัน ซึ่งคาดว่าจะมีผลต่อการเกิดรอยโรคแอ็บแฟรกชันต่อไป



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

1. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosion lesion of teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;52(3):374-380.
2. Grippo JO. Abfraction: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent.* 1991;3(1):14-19.
3. Lee WC. Stress-induced cervical lesions: Review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent.* 1996;75(8):487-494.
4. Heymann HO, Bayne SC. Current concepts in dentine bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(5):26-36.
5. Brackett WW, Gilpatrick RO, Browning WD, Gregory PN. Two year clinical performance of resin modified glass ionomer restorative material. *Oper Dent.* 1999;24(1):9-13.
6. Sidhu SK. A comparative analysis of techniques of restoring cervical lesions. *Quintessence Int.* 1993;24(8):553-559.
7. Van Dijken JW. Clinical evaluation of four dentine bonding agents in class v abrasion lesions: a four year follow up. *Dent mater.* 1994;10(5):319-324.
8. Maneenut C, Tyas MJ. Clinical evaluation of resin modified glass ionomer restorative cements in cervical "abrasion" lesions: one year results. *Quintessence Int.* 1995;26(10):739-743.
9. Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effect of chewing pattern on the occlusal wear. *J Oral Rehabil.* 2001;28(11):1048-1055.
10. Hagberg C. Assessment of biteforce: a review. *J Craniomandib Disord.* 1987; 1(3): 162-169.
11. Xhonga FA, Wolcott RB, Sognaes RF. Dental erosion. I. Erosion-like patterns occurring in association with other dental conditions. *J Am Dent Assoc.* 1972; 84(3):571-6.
12. Hammadeh M, Rees JS. A comparison of the erosive susceptibility of cuspal and cervical using ultrasonic technique. *J Oral Rehabil.* 2003;30(2):204-210.

13. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical formation by occlusal force. *J Oral Rehabil.* 2003;30(1):60-67.
14. Takahashi N, Kitagami T, Komori T. Behavior of teeth under various loading conditions with finite element method. *J Oral Rehabil.* 1980;7(6):453-461.
15. Pintado MR, Delong R, Ko CC, Sakaguchi RL, Douglas WH. Correlation of noncarious cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14 year time span. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):436-443.
16. Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res.* 1976;55(6):154-164.
17. Spears IR, van Noorth R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res.* 1993;72(11):1526-1531.
18. Lee WC. Stress-induced cervical lesions: Review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent.* 1996;75(8):487-494. cited in Lukas D, Spranger H. Untersuchungen Uber die Horizontalbelastung des Zahnes bei definerten Unterkieferlateralbewegungen. *Dtsch Zahnarxtl Z.* 1973;28:280-282.
19. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. *Quintessence Int.* 2003;34(7):526-533.
20. Palamara D, Palamara J, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent mater.* 2000;16(6):412-419.
21. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):188-193.
22. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res.* 1958;37(4):710-718.
23. Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS, Cohen RE. Effects of occlusal load on cervical lesions. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):225-232.
24. Asher C, Read MJ. Early enamel erosion in children associated with the recessive consumption of the citric acid. *Br Dent J.* 1987;162(10):384-387.
25. Smith AJ, Shaw L. Baby fruit juices and tooth erosion. *Br Dent J.* 1987;162(10):65-67.

26. Giunta JL. Dental erosion resulting from chewable vitamin C tablets. *J Am Dent Assoc.* 1983;107(2):253-236.
27. Hellstrom I. Oral complications in anorexia nervosa. *Scand J Dent Res.* 1977; 85(1): 71-86.
28. Bevenius J, L'Estrange P, Angmar-mansson B. Erosion: guideline for the general practitioner. *Aust Dent J.* 1988;33(5):407-411.
29. Nordbo H, Skogedal O. The rate of cervical abrasion in dental students. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(1):45-7.
30. Oginni AO, Olusile AO, Udoye CI. Non carious cervical in Nigerian population: abrasion or abfraction?. *Int Dent J.* 2003;53(3):275-279.
31. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfraction like cervical lesions in a population of U.S. veterans. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(12):1694-1701.
32. Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE. A survey of factors possible associated with cervical abrasion of tooth surfaces. *J periodontal.* 1976;47(3):148-154.
33. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non carious cervical lesion. *J Dent.* 1994;22(4):195-207.
34. Kitchen PC. The prevalence of tooth root exposure and the relation of the extend of such exposure to the degree of abrasion in different age classes. *J Dent Res.* 1941;20:565-581.
35. Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effect on cervical lesion restorations: A two-years clinical study. *J Am Dent Assoc.* 1993;122(5):41-47.
36. Telles D, Pegoraro LF, Pereira JC. Prevalence of noncarious cervical lesion and their relation to occlusal aspects: a clinical study. *J Esthet Dent.* 2000;12(1): 10-15.
37. Xhonga FA. Bruxism and its effect on the teeth. *J Oral Rehabil* 1977;4(1):65-76.
38. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl L. Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(6):725-733.
39. Spranger H. Investigation into the genesis of angular lesions. *Quintessence Int.* 1995;26(2):149-154.

40. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int.* 2000;31(4):267-274.
41. Caputo AA, Standlee JP, Ralph JP. Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function eccentric movements. *J Prosthet Dent.* 1979;41(1):35-39.
42. Grippo JO. Non carious cervical lesions: The decision to ignore or restore. *J Esthet Dent.* 1992;4:55-64
43. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-372.
44. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentine: A brief history and state of art. *Quintessence Int.* 1995;26(2):95-110.
45. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent.* 1994;22(3):141-146.
46. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentine. *J Dent Res.* 1996;75(6):1404-1413.
47. Powell LV, Johnson GH, Gordon GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. *Oper Dent.* 1995;20(1):7-13
48. Darendeliler S, Darendeliler H, Kinoglu T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 1992;19(4): 371-383.
49. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Stress-induced cervical lesions. *J Prosthet Dent.* 1992;67(5):718-22.
50. Rees JS, Hammad M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111(2):149-154.
51. Grippo JO, Masi JV. Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. *J Esthet Dent.* 1991;3(2):71-76.
52. Dowell PD, Addy M, Dummer P. Dentine hypersensitivity: aetiology, differential diagnosis and management. *Br Dent J.* 1985;158(3):92-96.

53. Addy M, Mostafa P, Newcombe RG. Dentine hypersensitivity: the distribution of recession, sensitivity and plaque. *J Dent*. 1987 Dec;15(6):242-248.
54. Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentino enamel junction of human teeth-a finite element investigation. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(4) : 451-459.
55. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater*. 1991;7(3):186-190.
56. Atmaram GH, Mohammed H. Estimate of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res*. 1981;60(5):873-887.
57. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Nakahara H. Potential for load induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. *J Esthet Dent*. 1999; 11(4):215-222.
58. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in the finite element studies. *J Oral Rehabil*. 2001;28(5):425-432.
59. McCoy G. The etiology of gingival erosion. *J Oral Implantol*. 1983;10(3):361-362.
60. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briancon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. *J Clin Periodontol*. 2003 Sep;30(9):828-32.
61. Bader JD, Levitch LC, Shugars DA, Heymann HO, McClure F. How dentists classified and treated non-carious cervical lesions. *J Am Dent Assoc*. 1993; 124(5): 46-54.
62. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dental adhesives. *Oper Dent*. 1987;12(2):53-78.
63. Fissore B, Nicholls JI, Yuodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. *J Prosthet Dent*. 1991;65(1): 80-5.
64. Douglas WH. Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent Res*. 1989;17(5): 209-215.

65. Neo J, Chew CL. Direct tooth colour materials for noncarious lesions: a 3 year clinical report. *Quintessence Int.* 1996;27(3):183-188.
66. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res.* 1990;69(6):1240-1243.
67. Van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive system in class v non carious lesion. *Dent Mater.* 2000;16(4):285-291.
68. Duke ES, Lindemuth J. Variability of clinical dentine substrates. *Am J Dent* 1991; 4(5):241-246.
69. Tyas MJ, Burrow MF. Clinical evaluation of resin modified glass ionomer adhesive system: results at three years. *Oper Dent.* 2002;27(5):438-441.
70. Brackett WW, Browning WD, Ross JA, Gregory PN, Owens BM. 1 year clinical evaluation of compoglass and Fuji2LC in cervical erosion/abrasion lesion. *Am J Dent.* 1999;12(3):119-122.
71. Gladys S, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Evaluation of esthetic parameters of resin modified glass ionomer materials and a polyacid modified resin composite in class v cervical lesions. *Quintessence Int.* 1999;30(9):607-614.
72. Winkler MM, Katona TR, Paydar NH. Finite element analysis of three filling technique for class v light-cured composite restorations. *J Dent Res.* 1996;75(7):1477-1483.
73. Rees JS, O'Dougherty D, Pullin R. The stress reducing capacity of unfilled resin in a class v cavity. *J Oral Rehabil.* 1999;26(5):422-427
74. ปราโมทย์ เดชะอำไพ, ศาสตราจารย์ ดร. ไฟไนต์เฮลิเมนต์เลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. พิมพ์ครั้งที่ 2. สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2542.
75. ศิริพร อรุณประดิษฐ์กุล. ผลของการบูรณะด้วยเดือยและแกนด้วยวิธีการต่างๆต่อการกระจายความเค้นในฟันซึ่งมีผนังคลองรากบาง : วิธีไฟไนต์เฮลิเมนต์, 2545.
76. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res.* 1983;62(6):760-763.
77. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60(7):1301-1310.

78. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effect of posts on dentin stress distribution on pulpless teeth. *J prosthet Dent.* 1992;68(3):421-427.
79. Rees JS, Jacobsen PH. Modelling the effect of enamel anisotropy with the finite element method. *J Oral Rehabil.* 1995;22(6):451-454.
80. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. Finite element survey of eleven endosseous implant. *J Prosthet Dent.* 1990;63:457-465.
81. Zeisz RC. *Dental anatomy : The form and function of the permanent teeth.* The C. V. Mosby Company., St. Louise, United states of America, 1949:117-132.
82. Manson JD, Eley BM. *Outline of periodontics.* 4th ed. Oxford , Wright, 2000:1-23.
83. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element of a mandibular model. *J Oral Rehabil.* 1988;15(6):615-624.
84. Renner RP. *An introduction to dental anatomy and esthetics.* Quintessence publishing Co., Inc., Chicago. illinois, 1985:68-72.
85. Kraus BS, Jordan RE, Abrams L. *A study of the masticatory system : Dental Anatomy.* Waverly Press, Inc., Baltimore, Maryland, 1965:52-60.
86. Jordan RE, Abrams L, Kraus BS. *Kraus' dental anatomy and occlusion.* Mosby-year book, Inc., St Louise, United states of America, 1992:43-48.
87. Ash MM. *Wheeler's Dental anatomy, Physiology and Occlusion.* 7th ed. W.B. Saunders, Philadelphia, 1993:203-209.
88. Mohl ND, Zarb GA. *A text book of occlusion.* Quintessence publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 1988:129-140.
89. Ramford SP, Ash MM. *Occlusion.* 3rd ed. W.B. Saunders. Philadelphia, 1983:384-424 .
90. Kronfeld R. Histologic study of the influence of function on the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc.* 1931;18:1242.



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางสรุปผลของแรงเค้นที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงมุมของปุ่มฟัน (ร้อยละ)

ทิศทางของแรง	แรงเค้นดิ่งที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเพิ่ม-ลดมุมปุ่มฟัน (ร้อยละ)			
	CEJ		Alveolar crest	
	Bu	Li	Bu	Li
Axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างมุม -5°	เพิ่มขึ้น 85.7 %	เพิ่มขึ้น 33.3 %	-	ลดลง 15.7 %
ผลต่างมุม + 5°	เพิ่มขึ้น 78.6 %	ลดลง 50.0 %	-	ลดลง 45.1 %
Axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างมุม -5°	ลดลง 1.6 %	เพิ่มขึ้น 21.5 %	เพิ่มขึ้น 8.8 %	-
ผลต่างมุม + 5°	เพิ่มขึ้น 2.0 %	ลดลง 21.5 %	ลดลง 4.1 %	-
Non axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างมุม -5°	ลดลง 26.5 %	ลดลง 9.3 %	-	เพิ่มขึ้น 0.7 %
ผลต่างมุม + 5°	ลดลง 15.1 %	ลดลง 2.2 %	-	ลดลง 0.9 %
Non axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างมุม -5°	ลดลง 34.0 %	ลดลง 25.0 %	ลดลง 0.4 %	-
ผลต่างมุม + 5°	เพิ่มขึ้น 7.2 %	ลดลง 18.3 %	เพิ่มขึ้น 1.7 %	-

(-) หมายถึง ไม่มีการเปรียบเทียบค่าความเค้นในบริเวณนั้น เนื่องจากแบบจำลองมาตรฐานหรือแบบจำลองที่ทำการเปรียบเทียบไม่มีค่าความเค้นดิ่ง

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางสรุปผลของแรงเค้นที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระดับกระดูกรอบรากฟัน
(ร้อยละ)

ทิศทางของแรง	แรงเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงเมื่อเปลี่ยนระดับกระดูก (ร้อยละ)			
	CEJ		Alveolar crest	
	Bu	Li	Bu	Li
Axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก				
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 32.1 %	ลดลง 20.8 %	-	ลดลง 47.0 %
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 7.1 %	เพิ่มขึ้น 62.5 %	-	ลดลง 54.9 %
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 32.1 %	ลดลง 33.3 %	-	ลดลง 72.5 %
Axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก				
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 1.8 %	เพิ่มขึ้น 16.9 %	เพิ่มขึ้น 14.0 %	-
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 3.5 %	ลดลง 27.7 %	ลดลง 48.0 %	-
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 3.8 %	ลดลง 29.2 %	ลดลง 57.3 %	-
Non axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก				
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 0.5 %	เพิ่มขึ้น 23.5 %	-	ลดลง 14.0 %
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 18.4 %	ลดลง 37.2 %	-	เพิ่มขึ้น 4.7 %
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 8.1 %	ลดลง 71.1 %	-	เพิ่มขึ้น 11.4 %
Non axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างระหว่างระดับกระดูก				
2 และ 1 มม. ใต้ CEJ	เพิ่มขึ้น 23.7 %	เพิ่มขึ้น 46.7 %	ลดลง 13.6%	-
2 และ 3 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 16.3 %	ลดลง 33.3 %	ลดลง 11.3%	-
2 และ 4 มม. ใต้ CEJ	ลดลง 47.9 %	เพิ่มขึ้น 17.5 %	ลดลง 6.6%	-

(-) หมายถึง ไม่มีการเปรียบเทียบค่าความเค้นในบริเวณนั้น เนื่องจากแบบจำลองมาตรฐานหรือแบบจำลองที่ทำการเปรียบเทียบไม่มีค่าความเค้นดึง

ตารางสรุปผลของแรงเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงจากการเปลี่ยนแปลงความหนาของเอ็นยึดปริทันต์ (ร้อยละ)

ทิศทางของแรง	แรงเค้นดึงที่เปลี่ยนแปลงเมื่อเปลี่ยนความหนา PDL (ร้อยละ)			
	CEJ		Alveolar crest	
	Bu	Li	Bu	Li
Axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างความหนา PDL				
0.2 และ 0.3 มม.	เพิ่มขึ้น 7.1 %	ลดลง 79.2 %	-	ลดลง 43.1 %
0.2 และ 0.4 มม.	เพิ่มขึ้น 10.7 %	ลดลง 70.8 %	-	ลดลง 60.8 %
Axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างความหนา PDL				
0.2 และ 0.3 มม.	ลดลง 4.6 %	ลดลง 33.8 %	ลดลง 33.9%	-
0.2 และ 0.4 มม.	เพิ่มขึ้น 2.2 %	เพิ่มขึ้น 26.2 %	ลดลง 4.1 %	-
Non axial force ต่อ Bu cusp				
ผลต่างความหนา PDL				
0.2 และ 0.3 มม.	ลดลง 18.4 %	เพิ่มขึ้น 0.2 %	-	ลดลง 5.1 %
0.2 และ 0.4 มม.	ลดลง 15.7 %	เพิ่มขึ้น 0.1 %	-	ลดลง 3.7 %
Non axial force ต่อ Li cusp				
ผลต่างความหนา PDL				
0.2 และ 0.3 มม.	เพิ่มขึ้น 2.2 %	ลดลง 25.8 %	ลดลง 2.6 %	-
0.2 และ 0.4 มม.	เพิ่มขึ้น 2.9 %	เพิ่มขึ้น 4.2 %	ลดลง 4.5 %	-

(-) หมายถึง ไม่มีการเปรียบเทียบค่าความเค้นในบริเวณนั้น เนื่องจากแบบจำลองมาตรฐานหรือแบบจำลองที่ทำการเปรียบเทียบไม่มีค่าความเค้นดึง

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายณิต เกียรติปานอภิกุล เกิดวันที่ 22 กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2520 ที่จังหวัดกรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีทันตแพทยศาสตรบัณฑิต คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ในปีการศึกษา 2545 และเข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เมื่อปี 2546 ปัจจุบันทำงานตำแหน่งพนักงานสายวิชาการ (อาจารย์) สังกัดคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย