

การกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยา
ของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง
ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

เพชรรัตน์ ธรรมญาณรังสี

TNI

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
บัณฑิตวิทยาลัย สาขาเทคโนโลยีวิศวกรรม
สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น
ปีการศึกษา 2562

STRESS DISTRIBUTION AFFECTED BY VARIOUS NON-CARIOUS CERVICAL LESIONS
MORPHOLOGIES ON MAXILLARY FIRST PREMOLAR: FINITE ELEMENT ANALYSIS

Phetcharat Dhammayannarangi

TNI

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of Requirements
for The Degree of Master of Engineering Program in Engineering Technology

Graduate School

Thai-Nichi Institute of Technology

Academic Year 2019

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของ
ลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ
ของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งด้วยระเบียบวิธีทาง
ไฟไนต์เอลิเมนต์

โดย

เพชรรัตน์ ธรรมฐานรังสี

สาขาวิชา

เทคโนโลยีวิศวกรรม

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจิระจรัส

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยเป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

.....คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(รองศาสตราจารย์ ดร. พิชิต สุขเจริญพงษ์)

วันที่.....เดือน.....พ.ศ.....

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ พันตแพทย์หญิง ดร. ชลิตา ลิ้มจิระจรัส)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. จินตวัฒน์ ไชยชนวงค์)

.....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย นิเวศน์รังสรรค์)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

(รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจิระจรัส)

เพ็ชรรัตน์ ธรรมณารังสี : การกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของ
ลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง
ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์. อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐพล
ลิมจิระจารี, 62 หน้า.

การบดเคี้ยวทำให้เกิดแรงเชิงกลและความเค้นในโครงสร้างฟัน ซึ่งเป็นสาเหตุสำคัญของการ
สึกหรอที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบริเวณคอฟัน ปัจจุบันพบบ่อยถึง 38.7 เปอร์เซ็นต์ ส่วนใหญ่มักเกิดที่ฟัน
กรามน้อย (First premolars) ที่พบบ่อยที่สุด 2 แบบแรก ได้แก่ การสึกหรอรูปไข่ตามแนวขวาง
(Horizontal oval - Round) และการสึกหรอรูปลิ้มตามขวาง (Horizontal oval - Wedge) ทาง
ทันตกรรมสนใจเรื่องวิธีการอุดฟันที่จะช่วยให้วัสดุมีความทนทาน งานวิจัยนี้จึงสร้างแบบจำลอง
สามมิติที่ประกอบด้วยโครงสร้างของฟันทั้ง 7 ส่วนและมีขนาดจริงของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง
จากภาพถ่าย CBCT และทำการวิเคราะห์การกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของ
ลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และใช้
แบบจำลองที่พัฒนาขึ้นศึกษาการกระจายความเค้นในฟันที่ได้รับการอุดแบบต่างๆ ผลการวิเคราะห์
พบว่าการอุด จะเกิดความเค้นหลักสูงสุดในการสึกหรอรูปลิ้มตามขวาง ตามด้วยการสึกหรอรูปไข่
ตามแนวขวาง ซึ่งมากกว่าความเค้นหลักสูงสุดในฟันปกติเป็น 231 เปอร์เซ็นต์ และ 169 เปอร์เซ็นต์
ตามลำดับ หลังจากทำการอุดรอยสึกแล้วจะเกิดความเค้นหลักสูงสุด น้อยที่สุดในการสึกหรอรูปไข่
ตามแนวขวางที่ถูกอุดเป็นชิ้นเดียวด้วยวัสดุอ่อน โดยสามารถกระจายความเค้นได้ดีกว่าลักษณะการ
อุดแบบอื่นๆ ซึ่งแสดงนัยได้ว่า การอุดแบบชิ้นเดียวด้วยวัสดุอ่อนเป็นการอุดที่สามารถทนต่อการบด
เคี้ยวและจะมีอายุการใช้งานที่ยาวนานกว่าแบบอื่นๆ นอกจากนี้ผลการศึกษาายังแสดงด้วยว่า แม้ว่าจะ
ได้รับการรักษาด้วยการอุดที่สมบูรณ์แล้วแต่ฟันที่เคยสึกหรอจะไม่สมบูรณ์เหมือนเดิม อย่างไรก็ตาม
เมื่อพบการสึกหรอทุกรูปแบบควรทำการรักษาฟันที่ด้วยการอุดแบบชิ้นเดียวด้วยวัสดุอ่อน

บัณฑิตวิทยาลัย

สาขาวิชา เทคโนโลยีวิศวกรรม

ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนักศึกษา

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา

PHETCHARAT DHAMMAYANNARANGSI : STRESS DISTRIBUTION AFFECTED BY
VARIOUS NON-CARIOUS CERVICAL LESIONS MORPHOLOGIES ON MAXILLARY FIRST
PREMOLAR: FINITE ELEMENT ANALYSIS. ADVISOR : ASSOCIATE PROFESSOR DR.
NUTTAPOL LIMJEERAJARUS, 62 PP.

Occlusion generates mechanical forces and stresses in tooth structures, which can cause non-carious cervical lesion (NCCLs). NCCLs were found in 38.7% of the total population, mostly on first premolars. Two most common types of NCCLs are the horizontal oval-round (HOR) shape, and the horizontal oval-wedge (HOW) shape. In dentistry, the NCCLs restoration method by which restored material would last longer without re-intervention becomes the topic of interest. Thus, the aim of this study is to develop a multi-component and true-scale 3D model of the maxillary first premolar from CBCT images and to use that model to analyze the distribution affected by various NCCLs morphologies and restoration patterns using Finite Element Analysis (FEA). Simulation results revealed that the maximum principal stress occurring in the HOW and HOR shapes was 231% and 169% as compared with that in the sound tooth model, respectively. After restoration, the lowest maximum principal stress occurred in the HOR shape restored by bulk fill pattern with a soft material by which the stress could be more efficiently distributed to other adjacent components. This result implied that NCCLs restoration using a bulk fill pattern with a soft material in HOR shape would last longer than other restoration patterns. In addition, the results also showed that a NCCLs-restored tooth would never be the same as the sound tooth. Nevertheless, the simulation results suggested that NCCLs should be restored immediately with a soft material in the bulk fill pattern.

Graduate School

Field of Engineering of Technology

Academic Year 2019

Student's Signature.....

Advisor's Signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงด้วยดีอันเนื่องมาจากสถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น ที่สนับสนุนทุนการศึกษาตลอดหลักสูตร และความกรุณาของรองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ่มจีระจรัส เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์กรุณาสละเวลาอันมีค่าของท่านมาให้คำแนะนำ ข้อคิดเห็นต่างๆ และแนวทางการพัฒนากระบวนการในการทำวิจัย เพื่อพัฒนางานวิจัยให้มีคุณภาพและสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้อย่างกว้างขวาง ตลอดจนตรวจสอบข้อบกพร่องและชี้แนะแนวทางแก้ไขที่เหมาะสมมาโดยตลอด

ขอขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ทย.ดร.ชลิดา ลิ่มจีระจรัส (หน่วยปฏิบัติการวิจัย เนื้อเยื่ออินทรีย์ คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) ที่กรุณาเสียสละเวลาเป็นประธานคณะกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ อบรมให้ความรู้เพิ่มเติมและช่วยจัดหาตัวอย่างและอุปกรณ์ทางทันตกรรมสำหรับการทำวิจัยในครั้งนี้ จนสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. จินตวัฒน์ ไชยชนะวงศ์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พรชัย นิเวศน์รังสรรค์ ที่กรุณาเสียสละเวลาเป็นคณะกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ และให้แนวคิด ข้อคิดเห็นต่างๆ และตรวจสอบข้อบกพร่อง อันเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการวิจัยในครั้งนี้

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณคุณแม่และครอบครัวที่ให้โอกาสในการศึกษาและขอบคุณอาจารย์ เพื่อนๆ และผู้มีพระคุณทุกท่านทั้งผู้ที่กล่าวนามและไม่ได้กล่าวนามใน ณ ที่นี้ผู้เขียนมีความซาบซึ้งในความกรุณาอันดียิ่งจากทุกท่านและขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

เพ็ชรรัตน์ ธรรมญาณรังสี

TNI

THAI - JAPAN INSTITUTE OF TECHNOLOGY

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูป.....	ฎ
สัญลักษณ์.....	ฏ
 บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา	6
1.3 สมมติฐานการศึกษา.....	6
1.4 ขอบเขตการศึกษา.....	6
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
1.6 แผนการดำเนินงาน	7
 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	8
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	8
2.1.1 โครงสร้างของฟัน	8
2.1.2 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography : CT).....	10
2.1.3 กลศาสตร์ของวัสดุ.....	11
2.1.4 ระเบียบวิธีไฟไนต์เมลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM).....	16
2.1.5 ทฤษฎีเพื่อวิเคราะห์ปัญหาของแข็ง.....	18

สารบัญ (ต่อ)

บทที่		หน้า
2	2.2 งานการวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	19
	2.2.1 งานวิจัยทางสัณฐานวิทยา.....	19
	2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ.....	19
	2.2.3 งานวิจัยการพัฒนาแบบจำลองและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธี ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	21
3	ระเบียบวิธีวิจัย	28
	3.1 ขอบเขตการศึกษา.....	29
	3.2 การเลือกต้นแบบและตัวอย่าง	29
	3.3 การพัฒนาแบบจำลอง	30
	3.4 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง	32
	3.5 ค่าตัวแปรของแบบจำลอง.....	33
	3.6 การวิเคราะห์แบบจำลอง	34
	3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง	36
	3.8 การทดสอบคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์.....	37
	3.9 การวิเคราะห์แบบจำลองที่มีลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิด จากฟันผุแตกต่างกันและการซ่อมแซม.....	38
4	ผลและการวิเคราะห์ผลการวิจัย	40
	4.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น	40
	4.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน.....	42
	4.3 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลแบบการกดแกนเดียวของเนื้อเยื่อเอ็นยึด ปริทันต์.....	46
	4.4 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะ ทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนพื้นกรามน้อยด้านบนซี่ ที่หนึ่งเมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS	47

สารบัญ (ต่อ)

บทที่	หน้า
4	4.5 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนพื้นกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งหลังทำการซ่อมแซมเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยว ด้วยโปรแกรม ANSYS 49
5	สรุปผลการวิจัย 53
	5.1 สรุปผลการวิจัย 53
	5.1.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น 53
	5.1.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน 53
	5.1.3 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลแบบการกดแกนเดียวของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ 54
	5.1.4 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS..... 54
	5.1.5 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนพื้นกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งหลังทำการซ่อมแซมเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS 54
	5.2 ข้อเสนอแนะ 55
	บรรณานุกรม 56
	ประวัติย่อผู้วิจัย 62

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
1.1 แผนงานและระยะเวลาดำเนินงาน	7
2.1 ขนาดของฟันกรามน้อยด้านบนฝั่งซ้าย	21
2.2 ความยาวของฟันกรามน้อยด้านบนฝั่งซ้าย	21
2.3 แสดงแรงการบดเคี้ยวและพื้นที่ในการบดเคี้ยว.....	22
3.1 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Orthotropic	33
3.2 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Isotropic.....	34
3.3 การจำแนกกรณีศึกษาตามลักษณะรอยโรคและวัสดุที่ใช้ในการบูรณะ	39
4.1 แสดงค่า Young's Modulus และค่า normal stiffness factor (FKN) ที่ใช้ในการ วิเคราะห์ทั้ง 3 สถานการณ์.....	43

TNI

THAI - NICHI INSTITUTE OF TECHNOLOGY

สารบัญรูป

รูป	หน้า
1.1 โครงสร้างของฟัน	1
1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ.....	2
1.3 ลักษณะการสึกกร่อนด้านหน้าและด้านข้างที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุที่พบบ่อย (ก) การสึกหรอ รูปไข่ตามแนวขวาง (ข) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาว และ (ค) การสึกหรอรูปลิ้น ตามขวาง	3
1.4 แผนภูมิแสดงสัดส่วนของความคงทนในการซ่อมแซมฟันด้วย Composite เทียบกับเวลาที่ คนไข้ไม่ต้องรับการรักษาใดๆเพิ่มเติม และเปรียบเทียบกับ การอุดด้วยวัสดุอื่น.....	4
2.1 ลักษณะการเรียงตัวของฟันและอายุที่ฟันแท้จะขึ้นมาแทนที่.....	8
2.2 ลักษณะโครงสร้างภายนอกของฟันและภายในของฟัน	9
2.3 (ก.) ภาพถ่ายเอกซเรย์จะมีการทับซ้อนของอวัยวะ [17] (ข.) ภาพถ่ายจาก CT 2 มิติ ในแนวตัดขวาง (ค.) ภาพถ่ายของ CT ที่นำไปประมวลผลเป็นภาพ 3 มิติ.....	11
2.4 ความเค้นกดและความเค้นดึง	12
2.5 ความเค้นเฉือน	13
2.6 แผนภาพความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain).....	14
2.7 ลักษณะของเอลิเมนต์และจุดต่อของแต่ละเอลิเมนต์.....	16
2.8 ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ.....	17
2.9 ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ.....	18
2.10 ลักษณะเอลิเมนต์ 3 มิติ.....	18
2.11 ลักษณะความเค้นที่เกิดตามพื้นผิวของวัตถุ.....	19
2.12 (ก) การจำแนกลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (ข) การสึกหรอ แบบ Horizontal oval – round (ค) การสึกหรอแบบ Horizontal oval – wedge	23
2.13 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกรามน้อย	24
2.14 ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นอัดหลักสูงสุดของรอยโรคที่มีลักษณะแตกต่างกัน	25
2.15 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกราม	25
2.16 การกระจายของความเค้นเมื่อรอยโรคมีขนาดต่างกัน	26
2.17 ลักษณะการบูรณะการสึกหรอบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน	27

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป	หน้า
3.1	แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทําวิจัย..... 28
3.2	การเปรียบเทียบขนาดของฟันต้นแบบ (๑) ทั้งความยาว ความกว้างด้านใกล้-ไกลกลางลำตัว (MD) และความกว้างด้านกระพุ้งแก้ม-เพดานปาก (BL) กับขนาดมาตรฐานของฟันบน ด้านซ้าย (L) และด้านขวา (R) ของคนเอเชียทั้งผู้ชาย (M) และผู้หญิง (F)..... 30
3.3	การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างแบบจำลอง 31
3.4	การเขียนแบบจำลองของโครงสร้างฟัน..... 31
3.5	แบบจำลองเสมือนจริงของฟันกรามน้อย 32
3.6	การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง 33
3.7	ลักษณะของเอลิเมนต์ของแบบจำลอง 35
3.8	การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด..... 35
3.9	ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง (ก) ความสัมพันธ์ของระยะทางกับแรงลัพธ์ (ข) การกระจายของความเค้นอัดหลัก..... 37
3.10	(ก) เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (ข) การติดตั้งชุดอุปกรณ์หัดกดและฐานสำหรับทดสอบ แรงดึงแรงอัด (ค) การทดสอบแรงอัด 38
4.1	การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน..... 41
4.2	การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจายความเค้นและค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ เอ็นยึดปริทันต์ (ข) การเสียรูปของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ 42
4.3	(ก) แบบจำลองอย่างง่ายของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง (ข) การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด..... 43
4.4	(ก) การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่าย (ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน..... 44
4.5	(ก) การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่ายในเนื้อเยื่อเอ็นยึด ปริทันต์ (ข) ค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ เอ็นยึดปริทันต์..... 45

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป	หน้า
4.6	แสดงผลการทดสอบการกดในแนวแกนเดียวเฉลี่ย..... 47
4.7	การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันปกติและฟันที่เกิดการสึก แบบ Horizontal oval-round และแบบ Horizontal oval-wedge (ก) การกระจาย ความเค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายใน เคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟันและรอยสึก..... 48
4.8	การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval-round และได้รับการซ่อมแซมที่แตกต่างกัน (ก) การกระจายความ เค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน และรอยสึก 50
4.9	การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval-wedge และได้รับการซ่อมแซมที่แตกต่างกัน (ก) การกระจายความ เค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟันเคลือบรากฟัน และรอยสึก 51

TNI

THAI - NICHI INSTITUTE OF TECHNOLOGY

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในงานวิจัย

สัญลักษณ์	ความหมาย
σ	ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ย
P	แรงกระทำตั้งฉาก
A_o	พื้นที่หน้าตัด
τ_{avg}	ความเค้นเฉือนเฉลี่ย
V	แรงเฉือนที่เกิดขึ้นภายใน
ε_{avg}	ความเครียดตั้งฉากเฉลี่ย
$\Delta s'$	ระยะที่เปลี่ยนแปลงไป
Δs	ระยะเริ่มต้นก่อนจะมีการเปลี่ยนแปลง
γ	ความเครียดเฉือนเฉลี่ย
θ	มุมสุดท้ายของวัตถุเมื่อมีการเสียรูป
σ_{pl}	ขีดจำกัดความเป็นสัดส่วน
σ_e	ขีดจำกัดสภาพยืดหยุ่น
σ_Y	ความเค้นคราก
σ_u	ความเค้นประลัย
σ_f	ความเค้นทำลาย
ε	ความเครียดตามยาว
E	Elastic modulus
ν	อัตราส่วนปัวซอง
ε_{lat}	ความเครียดในแนวรัศมีหรือในแนว
ε_{long}	ความเครียดในแนวแกน
x, y, z	แนวแกน
$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$	ความเค้นฉากในแนวแกน
$\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$	ความเค้นเฉือนบนระนาบ
F_x, F_y, F_z	แรงที่กระทำกับวัตถุในแนวแกน
$\{\sigma\}$	เมทริกซ์ความเค้น
$\{\varepsilon\}$	เมทริกซ์ความเครียด
$[C]$	เมทริกซ์ความสัมพันธ์ของการยืดหยุ่นของวัสดุ

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในงานวิจัย(ต่อ)

สัญลักษณ์

[K]

{ F }

{ δ }

ความหมาย

เอลิเมนต์เมทริกซ์แข็งเกร็ง

ภาระของสมการเวกเตอร์สืบเนื่องมาจากความเค้นตัน
จากวัตถุและแรงที่พื้นผิว

เวกเตอร์ของทิศทาง

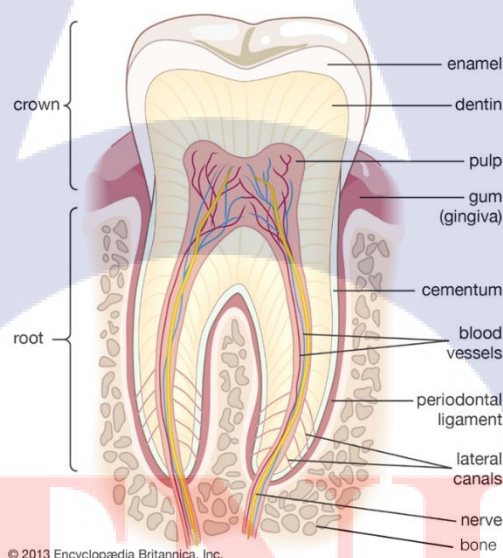


บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

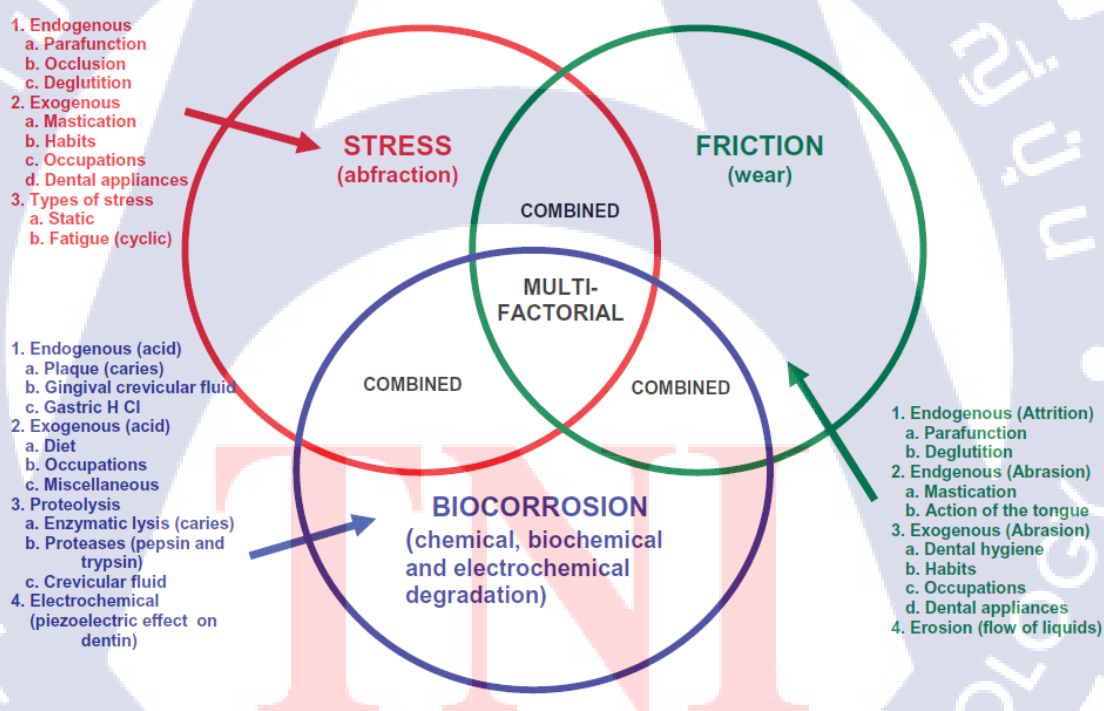
ฟันเป็นอวัยวะสำคัญของร่างกาย ทำหน้าที่ฉีกและบดเคี้ยวอาหารให้มีขนาดที่พอเหมาะ ในช่องปากที่เป็นด่านแรกของระบบย่อยอาหาร ก่อนส่งไปยังส่วนต่างๆ ทำให้อาหารไหลผ่านจากหลอดอาหารไปสู่กระเพาะอาหารได้สะดวก กระเพาะอาหารไม่ต้องทำงานหนักในการใช้แรงบีบรัดเพื่อย่อยอาหารและดูดซึมสารอาหารเข้าสู่ร่างกายได้ง่าย โดยปกติโครงสร้างฟันจะประกอบไปด้วย 7 ส่วนประกอบหลักได้แก่ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน (Dental pulp) เอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal ligament: PDL) เคลือบรากฟัน (Cementum) เหงือก (Gingiva) และกระดูกฟัน (Bones) ดังรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 โครงสร้างของฟัน [1]

บริเวณรอยต่อของเคลือบฟันกับเคลือบรากฟันหรือบริเวณคอฟัน (Cement - enamel junction) ซึ่งเป็นบริเวณที่เคลือบฟันบางที่สุด มักเกิดการสูญเสียโครงสร้างของฟันที่มีสาเหตุสำคัญ 2 สาเหตุ คือ รอยโรคที่เกิดจากฟันผุ (Caries cervical lesions) ซึ่งเกิดจากแบคทีเรียที่อาศัยอยู่ในช่องปากทำการย่อยสลายเศษอาหารจำพวกแป้งและน้ำตาลกลายเป็นกรดแลคติก (Lactic) ที่มีฤทธิ์ในการสลายแร่ธาตุซึ่งเป็นโครงสร้างของฟันจนทำให้เกิดการผุกร่อนเช่นเดียวกับบริเวณอื่น และรอยโรค

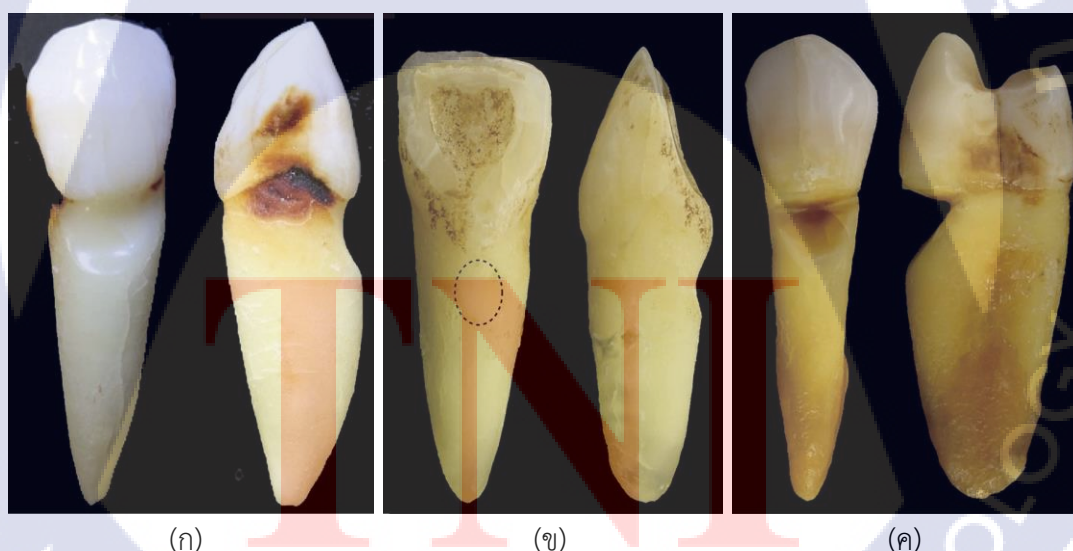
ที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (Non-carious cervical lesions: NCCLs) ที่ในปัจจุบันพบรอยโรคสูงถึง 38.7% [2] มีทั้งหมด 4 ประเภท [3] ได้แก่ การสึกกร่อนจากการบดเคี้ยว (Attrition) บริเวณที่ฟันบนและฟันล่างสบกันขณะบดเคี้ยว การสึกกร่อนจากการขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟัน การสึกกร่อนจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์เป็นกรด และการสึกกร่อนแบบแอมแปรฟรอกชัน (Abfraction) คือการแตกหักขนาดเล็กของเคลือบฟัน เคลือบรากฟัน และเนื้อฟันจากการรับภาระเกินความล้ำสูงสุดกว่า 20 ปีที่ทันตวิจัยพยายมหาสาเหตุที่แท้จริงของการเกิดรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ ในปี 2555 J. O. Grippo และคณะ [4] ได้อธิบายถึงสาเหตุหลักของการสูญเสียโครงสร้างของฟันบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุว่าไม่ได้เกิดจากการขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟันเพียงอย่างเดียว หรือมีสาเหตุหลักจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์เป็นกรด หรือจากการย่อยสลายทางเคมี เพียงอย่างเดียวอย่างหนึ่งแต่มีปัจจัยหลัก 3 ปัจจัย คือ การกัดกร่อนทางเคมี (Corrosion) แรงเสียดทาน (Friction) จากแปรงสีฟันและยาสีฟัน และความเค้น (Stress) ที่เห็นได้ชัดในการสึกกร่อนแบบแอมแปรฟรอกชัน ดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ [4]

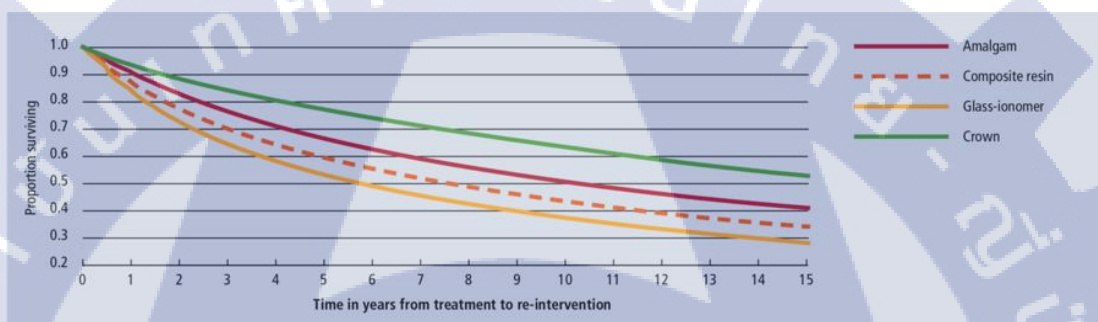
การใช้งานทั้งในหน้าที่ของฟันอย่างการบดเคี้ยวและการฉีกอาหารและนอกหน้าที่ของฟัน เช่น การนอนกัดฟัน การกัดเล็บ การขบฟันเวลาเครียด หรือการคาบยาสูบ ล้วนทำให้แรงเชิงกลทั้ง

แรงกด แรงดึง และแรงเฉือน อันเป็นต้นกำเนิดของความเค้นในโครงสร้างฟันทำให้เกิดความล้าที่เร่งให้เกิดการสึกหรอ ซึ่งความเข้มของความเค้นจะเปลี่ยนแปลงตำแหน่งไปตามแรงเชิงกลที่ได้รับ ทำให้การสึกหรอมีลักษณะทางสัณฐานวิทยาแตกต่างกันไปทั้งตำแหน่งที่พบ รูปร่าง ขนาด ความลึก และมุมมอง ในการวิจัยทางคลินิกมากมายพยายามจำแนกลักษณะและความรุนแรงของการสึกหรอบริเวณคอฟัน [2, 5-8] เพื่อแบ่งระดับความรุนแรงและเลือกแนวทางทางการรักษาที่เหมาะสม เช่น B.G. Smith และ J.K. Knight [5] ได้แบ่งระดับตั้งแต่ระดับ 0 คือพบการสึกหรอแต่ยังไม่เห็นขอบเขตชัดเจน ไปจนถึงระดับ 4 ที่การสึกหรอมีความลึกมากกว่า 2 มิลลิเมตร ถึงขั้นเนื้อฟันหลุดตายภูมิหรือถึงเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันทำให้เกิดการติดเชื้อได้ง่าย และฟันอาจเกิดการแตกหักได้ การศึกษาลักษณะของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุจากการตรวจทางคลินิก T. C. Aw และคณะ[6] พบว่ารอยโรคมีความกว้าง 1-2 มิลลิเมตร ทำมุมเอียงระหว่างกัน 45-135 องศา และมีความลึก 1-2 มิลลิเมตร การศึกษาความแพร่หลายและลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุในปัจจุบัน Y. Igarashi และคณะ [2] พบว่าการสึกหรอบริเวณคอฟันส่วนใหญ่มักเกิดบนฟันเขี้ยว (Canines) และฟันกรามน้อย (First premolars) ที่พบบ่อยมี 3 ประเภท ได้แก่ การสึกหรอรูปไข่ตามแนวขวาง (Horizontal oval - round) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาว (Vertical oval - round) และการสึกหรอรูปปลีตามขวาง (Horizontal oval - wedge) ดังรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 ลักษณะการสึกกร่อนด้านหน้าและด้านข้างที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุที่พบบ่อย [2] (ก) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวขวาง (ข) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาว และ (ค) การสึกหรอรูปปลีตามขวาง

อาการสึกหรอบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุมีแนวทางการรักษาด้วยการบูรณะและอุดปิดรอยโรคหรือครอบฟัน โดยวัสดุที่นิยมใช้กันในปัจจุบันเป็นจำพวก Composite resin ซึ่งเริ่มมีการนำวัสดุประเภทนี้มาใช้ตั้งแต่ปี 2503 [9] เนื่องจากเป็นวัสดุที่มีสีเดียวกับฟันจึงมีความสวยงามเวลาอุด เป็นวัสดุที่ไม่มีสารปรอทตกค้างเหมือน Amalgam อีกทั้งยังเป็นวัสดุที่ช่วยถนอมฟันไม่ให้ถูกถอนหลังจากถูกบูรณะแล้วมากกว่าการทำครอบฟัน แต่จากการติดตามผลการรักษาพบว่าภายใน 5 ปีแรกหลังจากการรักษา คนไข้กว่า 40 เปอร์เซ็นต์จะต้องกลับมาทำการอุดซ่อมแซมหรือถูกถอนฟันและภายใน 15 ปี จะเหลือคนไข้เพียง 34 เปอร์เซ็นต์เท่านั้นที่ไม่ต้องมารับการรักษาใดๆเพิ่มเติม ดังรูปที่ 1.4 [9] ดังนั้นการรักษาฟันสึกเพื่อให้ฟันอยู่กับคนไข้ยาวนานที่สุดไม่ใช่เพียงแค่การบูรณะให้ฟันมีรูปร่างและใช้งานได้อย่างปกติ แต่ต้องพยายามกำจัดและป้องกันสาเหตุเหล่านั้นไม่ให้เกิดการสึกซ้ำอีก



รูปที่ 1.4 แผนภูมิแสดงสัดส่วนของความคงทนในการซ่อมแซมฟันด้วย Composite เทียบกับเวลาที่คนไข้ไม่ต้องได้รับการรักษาใดๆเพิ่มเติม และเปรียบเทียบกับวัสดุอื่น [9]

ปัจจุบันการวิจัยทางคลินิก (Clinical research) ได้ลดการสึกหรอของโครงสร้างฟันโดยใช้ฟันยางเพื่อลดการเสียดสีจากการขบเคี้ยวฟัน และการวิจัยระดับห้องปฏิบัติการ (Laboratory research) พยายามศึกษาลักษณะของความเข้มข้นและการกระจายความเค้นที่เป็นปัจจัยสำคัญของการเกิดฟันสึกรูปแบบต่างๆ ด้วยการนำฟันที่ถูกถอนออกจากช่องปากมาทดสอบแรงกระทำซ้ำ (Cyclic loading) แล้วทำการส่องกล้องหารอยแตกรอยร้าวเล็กๆ ภายในโครงสร้างฟัน หรือจำลองสถานการณ์ต่างๆ ที่คาดว่าจะเกิดของฟันสึก เช่น ลักษณะและความถี่ในการแปรงฟัน เป็นต้น รวมถึงพยายามวัดผลการกระจายแรงในการทดสอบแรงกดเคี้ยวลักษณะต่างๆ จากเครื่อง Universal Testing Machine โดยใช้ strain gauge ในการวัดผลเพื่อศึกษาแรงเชิงกลภายนอกโครงสร้างของฟัน อีกทั้งเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันภายในฟันและเอ็นยึดปริทันต์ของฟันถอนที่ถูกเก็บไว้เป็นเวลานานหรือที่ได้จากการแช่แข็งก็อาจมีการเสื่อมสภาพไป [10] ในขณะเดียวกันก็พบแนวทางการรักษาเชิงเวชศาสตร์ฟันฟู (Regenerative medicine) ที่มุ่งเน้นการซ่อมแซมส่วนที่ได้รับความเสียหายจากโรค

ต่างๆ ด้วยการสร้างเซลล์ใหม่ [11] โดยใช้ฟองน้ำขนาดเล็กที่ย่อยสลายได้ซึบยาที่กระตุ้นให้เซลล์ต้นกำเนิด (Stem cell) สร้างเนื้อเยื่อฟันเพิ่มอุดในโพรงที่เกิดการสึกหรอ และผลจากแรงเชิงกลที่เหมาะสมต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ สามารถทำให้เซลล์และเนื้อเยื่อนั้นฟื้นฟูด้วยตัวเองได้ แต่ไม่สามารถนำไปใช้ในทางคลินิกเช่นกัน เพราะยังไม่มีวิธีการใดสามารถวัดผลของแรงที่เกิดขึ้นกับโครงสร้างภายในของฟันหรือส่วนประกอบที่บางมากอย่างเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันหรือเอ็นยึดปริทันต์ ดังนั้นการสร้างแบบจำลองโครงสร้างของฟันให้อยู่ในรูปแบบของสามมิติจึงเป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายเพื่อทำการวิเคราะห์พฤติกรรมทางกลต่างๆ ในโครงสร้างของฟัน เช่น ในปี 2557 J. C. Guimarães และคณะ [12] ได้สร้างแบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยโดยนำฟันกรามน้อยมาเคลือบด้วย Epoxy resin แล้วตัดเป็นชั้นย่อยๆ เพื่อศึกษาการกระจายตัวของความเค้นบนฟันกรามน้อยปกติกับฟันที่เกิดการสึก ในปีเดียวกัน P.V. Soares และคณะ [10] ได้สร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่มีส่วนประกอบของเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน เพื่อศึกษาพฤติกรรมทางชีววิทยาเชิงกลในฟันกรามน้อยที่มีรากเดี่ยวเปรียบเทียบกับฟันกรามน้อยที่มีรากคู่ และในปี 2559 S. Benazzi และคณะ [13] ได้สร้างแบบจำลองของฟันกรามจากการถ่ายภาพ micro CT ของหัวกะโหลกที่ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 6 ส่วน ถือเป็นแบบจำลองที่มีความเหมือนจริงอย่างมาก และสามารถจำลองลักษณะการสบกันของฟันในขณะบดเคี้ยวได้เป็นอย่างดี เพื่อศึกษาผลของแรงที่เกิดจากการบดเคี้ยว เป็นต้น ซึ่งการวิเคราะห์โครงสร้างจะใช้หลักการทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ที่มีความแม่นยำในการวิเคราะห์พฤติกรรมทางกลของฟัน [14-15] มาช่วยในการศึกษาปัญหาเชิงกลที่เกี่ยวข้องกับความเค้นจากแรงเชิงกลที่กระทำบนฟัน

งานวิจัยนี้จึงจะทำการศึกษาผลกระทบจากแรงเชิงกลที่กระทำต่อโครงสร้างของฟันหรือการกระจายของความเค้นบนฟันที่เกิดการสึกหรอบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ โดยสร้างแบบจำลองโครงสร้างของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง (Maxillary first premolar) ที่พบรอยโรคมากที่สุด [2] จากภาพถ่าย CBCT-scan ที่เป็นข้อมูลในการรักษาคนไข้จริง ให้อยู่ในรูปแบบสามมิติที่ขนาดเหมือนจริง (True scale) และมีส่วนประกอบหลักของฟันหลายส่วน (Multi-component) กำหนดคุณสมบัติของวัสดุของเคลือบฟัน เนื้อฟัน และกระดูกเบ้าฟันแบบ Orthotropic Elasticity ในการวิเคราะห์ และจะมีการทดสอบความถูกต้องของรูปแบบจำลองเพื่อให้การวิเคราะห์ผลของคำตอบจากแบบจำลองในการศึกษาโดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด รวมทั้งจะศึกษาความเข้มข้นและการกระจายความเค้นบริเวณวัสดุอุดในการซ่อมแซมรอยโรคลักษณะต่างๆ เพื่อศึกษาวิธีการและวัสดุที่ใช้ในการซ่อมแซมที่จะช่วยเสริมความคงทนในการซ่อมแซมรอยโรค

ทางผู้วิจัยเล็งเห็นความสำคัญของการพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันที่มีความเหมือนจริงที่สุด ทั้งในด้านความซับซ้อนของโครงสร้างและขนาด ทำให้สามารถวิเคราะห์ผลจาก

แรงเชิงกลที่กระทำต่อโครงสร้างของฟันละวัสดุอุดได้อย่างมีประสิทธิภาพ ตลอดจนเป็นแนวทางการรักษาที่เหมาะสม และเป็นจุดเริ่มต้นของการเชื่อมองค์ความรู้ทั้งในระดับห้องปฏิบัติการ (Laboratory research) และในทางคลินิก (Clinical research) เข้าด้วยกัน ซึ่งเป็นบันไดสู่การค้นคว้าวิจัยและพัฒนาทั้งในทางวิศวกรรมและทางทันตกรรมต่อไป

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริง คือ ประกอบด้วยโครงสร้างหลายชั้น (Multi-components) และมีขนาดตามจริง (True dimension)

1.2.2 เพื่อวิเคราะห์การกระจายความเค้นจากแรงเชิงกลที่เกิดจากการบดเคี้ยว บนฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ

1.2.3 เพื่อวิเคราะห์การกระจายความเค้นบนวัสดุอุดในการซ่อมแซมรอยโรคที่มีลักษณะทางสัณฐานวิทยาที่แตกต่างกันของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ

1.3 สมมติฐานการศึกษา

1.3.1 การสึกหรอรูปลิ้มตามขวาง (Wedge - horizontal oval) บนฟันกรามน้อย จะทำให้เกิดการกระจายตัวของความเค้นมากที่สุด และมีค่าความเค้นสูงที่สุด

1.4 ขอบเขตการศึกษา

1.4.1 สร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย (First Premolar) เท่านั้น

1.4.2 ใช้โปรแกรม ANSYS Space Claim ในการขึ้นรูปแบบจำลอง และใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ในการวิเคราะห์โครงสร้าง

1.4.3 วิเคราะห์ในรูปแบบของสถิตยศาสตร์ (Static Structural Analysis)

1.4.4 แบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อยจะไม่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Isothermal)

1.4.5 ข้อมูลบางส่วนได้รับจากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 สามารถพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของโครงสร้างฟันกรามน้อยเสมือนจริงจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ได้

1.5.3 สามารถวิเคราะห์การกระจายของความเค้นบนวัสดุชุดในการซ่อมแซมรอยโรคที่มีลักษณะทางสัญญาณวิทยาที่แตกต่างกันของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เพื่อพัฒนาแนวทางการรักษาต่อไปในอนาคต

แผนการดำเนินงานได้มีการวางแผนดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานและระยะเวลาดำเนินงาน

[illegible]

บทที่ 2

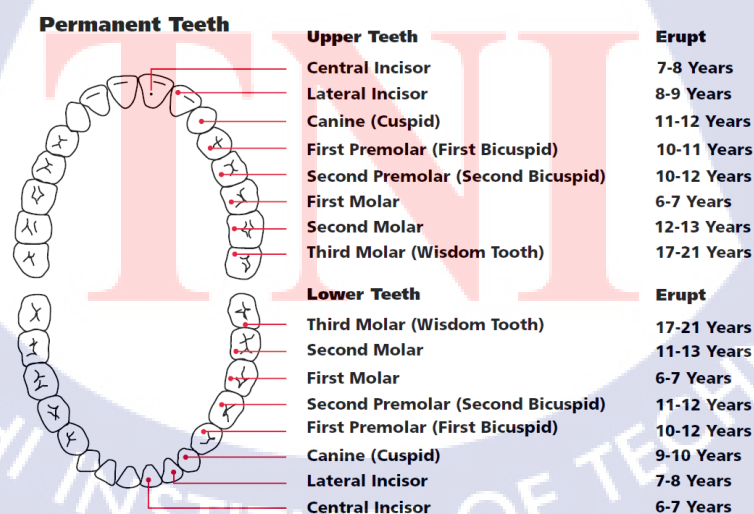
ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ศึกษารวบรวมเอกสารและรายงานผลการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับโครงสร้างของฟัน กลศาสตร์ของวัสดุ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งใช้ในการอธิบายถึงการกระจายความเค้นจากแรงบดเคี้ยวในโครงสร้างฟันและวัสดุอุดฟัน ซึ่งจะทำการนำเสนอเป็นหัวข้อตามลำดับ โดยในหัวข้อ 2.1 จะกล่าวถึงโครงสร้างของฟัน หัวข้อที่ 2.2 จะกล่าวถึงการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography : CT) หัวข้อที่ 2.3 จะอธิบายถึงระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM) และหัวข้อที่ 2.4 จะนำเสนองานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาวิจัยในครั้งนี้

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 โครงสร้างของฟัน

ฟัน (Teeth) ถือเป็นอวัยวะสำคัญในระบบย่อยอาหาร ทำหน้าที่ย่อยเชิงกล โดยการบดเคี้ยว หรือฉีกอาหารให้มีขนาดเล็กลงเพื่อส่งไปยังอวัยวะต่อไป และช่วยในการออกเสียงให้มีความชัดเจน ซึ่งในมนุษย์จะมีฟันอยู่ 2 ชุด คือ ฟันน้ำนม (Primary teeth หรือ Deciduous teeth) จะเริ่มขึ้นเมื่ออายุประมาณ 6 เดือน มีทั้งหมด 20 ซี่ หลังจากนั้นเมื่ออายุประมาณ 6 ขวบ ฟันน้ำนมจะหลุดออกไป และ ฟันถาวรหรือฟันแท้ (Secondary teeth หรือ Permanent teeth) จะขึ้นมาแทนที่ มีทั้งหมด 32 ซี่ เป็นฟันที่มีความแข็งแรงและมีความสำคัญในการบดเคี้ยวหรือฉีกอาหาร



รูปที่ 2.1 ลักษณะการเรียงตัวของฟันและอายุที่ฟันแท้จะขึ้นมาแทนที่ [16]
หากจำแนกฟันตามรูปร่างและหน้าที่ของฟัน สามารถแบ่งได้ 4 ประเภท ดังนี้

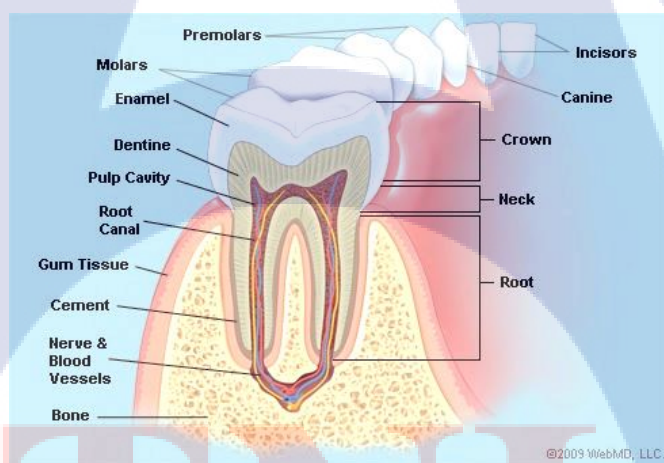
- ฟันตัด (Incisor) แบ่งเป็น ฟันตัดซี่กลาง (Central incisor) และฟันตัดซี่ข้าง (Lateral incisor) ลักษณะเหมือนจอบหรือสิ่ว ปลายฟันตัดแบนเรียบ ทำหน้าที่ในการตัดและฉีกอาหาร พุดอกเสียง และเพื่อความสวยงาม

- ฟันเขี้ยว (Canine) มีปุ่มฟันแหลมคมปุ่มเดียว ทำหน้าที่ในการกัดและฉีกอาหาร

- ฟันกรามน้อย (Premolar) มีปุ่มฟัน 2-3 ปุ่มที่เตี้ยกว่าฟันเขี้ยว ทำหน้าที่บดเคี้ยวอาหาร

- ฟันกราม (Molar) มีปุ่มฟันเตี้ยๆ 3-6 ปุ่ม ทำหน้าที่บดเคี้ยวอาหาร

โครงสร้างภายนอกของฟันสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ประกอบไปด้วย ส่วนที่เป็นตัวฟัน (Crown) จะโผล่พ้นเหงือกและปรากฏให้สามารถมองเห็นได้ในช่องปาก และส่วนรากของฟัน (Root) จะอยู่ข้างใต้ของเหงือกและรอบล้อมไปด้วยของกระดูก ซึ่งไม่สามารถมองเห็นได้จากในช่องปาก ดังรูปที่ 2.2 บริเวณที่สองส่วนต่อกัน เรียกว่า แนวคอฟัน (Cervical Line)



รูปที่ 2.2 ลักษณะโครงสร้างภายนอกของฟันและภายในของฟัน [17]

โครงสร้างภายในฟันประกอบด้วย 7 ส่วนหลัก ได้แก่

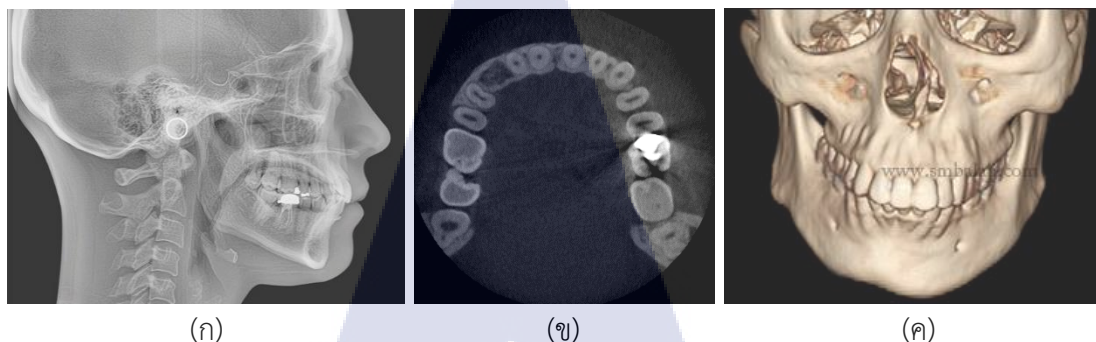
- เคลือบฟัน (Enamel) เป็นส่วนปกคลุมด้านนอกสุดของตัวฟัน เป็นส่วนที่แข็งที่สุดของฟัน ทำหน้าที่เหมือนเกราะหุ้มฟันเพื่อช่วยปกป้องอันตรายให้แก่ชั้นของเนื้อฟัน และเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบฟันโดยทั่วไปมีสีขาวใส เป็นมันวาว

- เนื้อฟัน (Dentine) คือ ส่วนที่อยู่ถัดจากชั้นเคลือบฟันเข้าไป เป็นส่วนประกอบหลักของฟัน มีสีเหลือง เนื้อฟันจะอ่อนกว่าเคลือบฟัน แต่มีความแข็งมากกว่ากระดูก

- เคลือบรากฟัน (Cementum) เป็นส่วนที่ห่อหุ้มปกคลุมรากฟันทั้งหมด มีสีเหลืองอ่อนและทึบแสง
- เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน (Dental pulp) เป็นเนื้อเยื่ออ่อนที่อยู่ในช่องว่างกลางฟัน ประกอบด้วย หลอดเลือดและเส้นประสาท ซึ่งผ่านเข้าโพรงประสาทฟันทางรูเปิดที่ปลายรากฟัน เข้าสู่ช่องว่างกลางฟันที่เรียกว่า โพรงประสาทฟัน (pulp cavity) เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันทำหน้าที่นำสารอาหารมาหล่อเลี้ยงฟัน และรับความรู้สึกจากฟันผ่านทางเส้นประสาทไปยังสมอง
- เหงือก (Gingiva) คือ เนื้อเยื่อที่ปกคลุมอยู่ภายในช่องปาก เหงือกจะยึดติดกับกระดูกเบ้าฟัน (alveolar process) โดยทำหน้าที่ต้านทานแรงเสียดสีจากอาหารระหว่างการบดเคี้ยว และการกลืน ในสภาวะปกติจะมีลักษณะแน่น (firm) มีสีชมพูอ่อน
- เอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal ligament) คือ เนื้อเยื่อยึดต่อที่อยู่ระหว่างฟันกับกระดูกเบ้าฟัน ปลายข้างหนึ่งของเอ็นยึดปริทันต์จะฝังตัวอยู่ในเคลือบรากฟัน ส่วนปลายอีกข้างหนึ่งฝังอยู่ในกระดูกเบ้าฟัน ทำหน้าที่ช่วยยึดฟันไว้ให้อยู่ในกระดูกเบ้าฟัน
- กระดูกเบ้าฟัน (Alveolar bone) คือ ส่วนของกระดูกขากรรไกรบนและล่างที่อยู่ล้อมรอบรากฟัน ทำหน้าที่รองรับฟัน รวมทั้งเป็นที่ฝังตัวของเส้นใยเอ็นยึดปริทันต์ เพื่อยึดให้อยู่กับกระดูกเบ้าฟัน

2.1.2 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography : CT)

Computed Tomography เป็นระบบที่คิดค้นขึ้นเพื่อแก้ไขปัญหาของภาพเอกซเรย์ ในการวิเคราะห์ที่ต้องการความละเอียดมากขึ้น เป็นเทคโนโลยีที่ใช้ภาพรังสีเอกซเรย์ที่อาศัยคอมพิวเตอร์ประมวลผลเพื่อสร้าง ภาพตัดขวางเฉพาะจุดของวัตถุที่ทำการสแกน เนื่องจากภาพเอกซเรย์เป็นภาพลักษณะ 2 มิติ ทำให้ภาพเงาของอวัยวะต่างๆ ซ้อนทับกัน ทำให้เห็นภาพได้ไม่ชัดเจนเพียงพอ ดังรูปที่ 2.3(ก) โดยเครื่อง CT จะใช้รังสีเอกซเรย์เช่นเดียวกัน แต่แทนที่จะใช้ฟิล์มแผ่นเดียวมารับภาพเงาที่เกิดขึ้น เครื่อง CT จะมีหัวอ่านหลายสิบตัวอยู่ในเพื่อบรรยากาศที่เกิดขึ้น โดยระบบ CT ก็จะมีการหมุนต้นกำเนิดรังสีไปโดยรอบเพื่อให้เกิดภาพเงาจากหลายๆมุม จากนั้นระบบจะนำข้อมูลทั้งหมดที่ได้มาประมวลผลและสร้างภาพในลักษณะ 3 มิติ ดังรูปที่ 2.3(ข) และ (ค) ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้สามารถเห็นภายในได้โดยไม่ต้องผ่าตัด ภาพตัดขวางที่ได้จะถูกนำมาใช้เพื่อการวินิจฉัยและการรักษาทางการแพทย์ในสาขาต่างๆ และเนื่องจากภาพทั้งหมดเกิดจากภาพตัดขวางจำนวนมาก เราจึงสามารถให้เครื่องทำการสร้างภาพแบบ Tomography คือเป็น Slice ย่อยๆ ออกมาให้เราได้



รูปที่ 2.3 (ก.) ภาพถ่ายเอกซเรย์จะมีการทับซ้อนของอวัยวะ [18] (ข.) ภาพถ่ายจาก CT 2 มิติ ในแนวตัดขวาง (ค.) ภาพถ่ายของ CT ที่นำไปประมวลผลเป็นภาพ 3 มิติ [19]

Computed Tomography มีจุดประสงค์หลักเพื่อตรวจหาความผิดปกติในเนื้อเยื่อ กระดูก หรือโครงสร้างของร่างกาย และช่วยในการบอกตำแหน่งที่แม่นยำในการนำเครื่องมือเข้าไปรักษา การบันทึกภาพตัดขวางของร่างกายในระดับที่ต่างกัน เป็นการถ่ายภาพที่ไม่สามารถเห็นได้ด้วยการถ่ายภาพเอกซเรย์โดยทั่วไป ช่วยในการวินิจฉัยโรคในขั้นแรกเริ่มหรือเห็นความผิดปกติได้ดีกว่า และนำไปสู่ความสำเร็จในการรักษาโรคได้มากขึ้น

ในทางทันตกรรมนิยมใช้การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์แบบลำรังสีรูปกรวย (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) เพื่อประกอบการวางแผนการรักษาในงานทันตกรรมรากเทียม หาตำแหน่งและรูปร่างของฟันฝัง ฟันเกิน ฟันคุด และตำแหน่งกายวิภาคที่สำคัญ ประเมินลักษณะข้อต่อขากรรไกร รูปร่างของคลองรากฟันที่ซับซ้อน แสดงให้เห็นพยาธิสภาพปลายรากขนาดเล็กที่ไม่เห็นจากภาพรังสีรอบปลายราก รอยหักของฟันกระดูกใบหน้า และขากรรไกร รวมทั้งรอยโรคต่างๆของกระดูกใบหน้าและขากรรไกร เป็นต้น

2.1.3 กลศาสตร์ของวัสดุ

กลศาสตร์ของวัสดุเป็นวิชาศึกษาถึงแรงภายในของวัสดุ (Internal loads) การเสียรูป (Deformations) และเสถียรภาพของวัสดุ เมื่อมีแรงภายนอก (External loads) มากระทำ

2.1.3.1 ความเค้น (stress)

การกระจายของแรงภายในเป็นสิ่งสำคัญในการพิจารณาปัญหาด้านวัสดุ ความเข้มของแรงภายในที่จุดใดๆ เรียกว่า ความเค้น ซึ่งเป็นอัตราส่วนของแรงที่กระทำบนพื้นที่ใดๆของวัสดุ แบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ ความเค้นตั้งฉาก (Normal stress) และ ความเค้นเฉือน (Shear stress)

- ความเค้นตึงฉากเฉลี่ย (Average normal stress)

เป็นแรงกระทำบนหน้าตัดที่เกิดขึ้นในแนวตั้งฉากกับหน้าตัด หากมีทิศทางออกจากหน้าตัดเราจะเรียกว่า ความเค้นตึง (Tensile Stress) แต่หากแรงที่ตั้งฉากนั้นมีทิศทางพุ่งเข้าหาหน้าตัดเราจะเรียก ความเค้นกด (Compressive Stress) ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ [20]

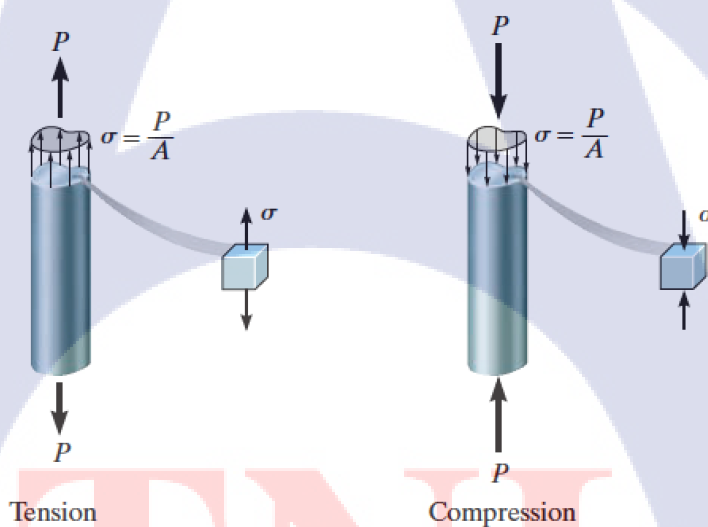
$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (2.1)$$

เมื่อ

σ คือ ความเค้นตึงฉากเฉลี่ย (Average normal stress) (หน่วย : N/m², MPa)

P คือ แรงกระทำตั้งฉาก (Normal force) (หน่วย : N)

A_0 คือ พื้นที่หน้าตัด (หน่วย : m²)



รูปที่ 2.4 ความเค้นกดและความเค้นตึง [20]

- ความเค้นเฉือนเฉลี่ย (Average shear stress)

เป็นความเค้นที่เกิดจากแรงภายใน กระทำในทิศทางขนานกับพื้นที่หน้าตัด โดยตลอดทั้งพื้นที่หน้าตัดนั้นจะมีความเค้น โดยเฉลี่ยเท่ากันทั้งหมด ไม่ว่าจะอยู่ตำแหน่งใดของพื้นที่หน้าตัด ดังรูปที่ 2.5 ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการ [20]

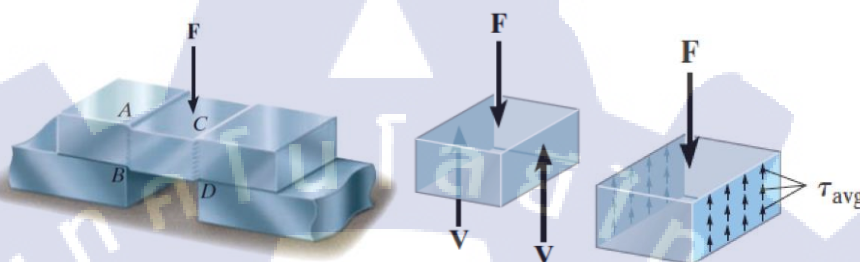
$$\tau_{avg} = \frac{V}{A_0} \quad (2.2)$$

เมื่อ

τ_{avg} คือ ความเค้นเฉือนเฉลี่ย (Average normal stress) (หน่วย : N/m², MPa)

V คือ แรงเฉือนที่เกิดขึ้นภายใน (Shear force) จากสมมูลย์ของแรง $V = P/2$ (หน่วย : N)

A_0 คือ พื้นที่หน้าตัด (หน่วย : m²)



รูปที่ 2.5 ความเค้นเฉือน [20]

แรงเฉือนแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทคือ

- Single Shear Stress เป็นแรงเฉือนที่เกิดขึ้นที่ในเนื้อวัสดุเพียงหน้าตัดเดียว
- Double Shear Stress เป็นแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบนหน้าตัด 2 หน้าตัดในเนื้อ

วัสดุเดียวกัน

2.1.3.2 ความเครียด (Strain)

เมื่อมีแรงมากระทำกับวัสดุ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของขนาดและรูปร่าง เรียกว่า การเสียรูปของวัสดุ (Deformation) บางครั้งไม่สามารถมองเห็นด้วยตาเปล่า ขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของวัสดุ ซึ่งในการอธิบายการเสียรูปของวัตถุโดยการเปลี่ยนแปลงความยาวอ้างอิงและมุมที่เปลี่ยนไป สามารถอธิบายได้ด้วยหลักการของความเครียด (Strain) โดยหน่วยของความเครียดมักบอกเป็นอัตราส่วนของความยาวต่อความยาว เช่น mm/mm หรือ in/in ส่วนในห้องปฏิบัติการมักแสดงในรูปของเปอร์เซ็นต์ เช่น 0.001 m/m = 0.1% ความเครียดแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ ความเครียดตั้งฉาก (Normal strain) และความเครียดเฉือน (Shear strain) สามารถคำนวณได้จากสมการ [19]

$$\epsilon_{avg} = \frac{\Delta s' - \Delta s}{\Delta s} \quad (2.3)$$

$$\gamma = \frac{\pi}{2} - \theta \quad (2.4)$$

เมื่อ

ε_{avg} คือ ความเครียดตั้งฉากเฉลี่ย (Average normal strain) (หน่วย : m/m)

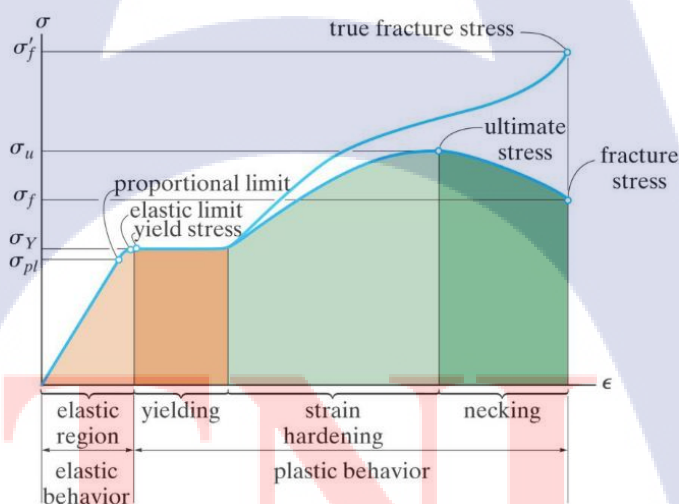
$\Delta s'$ คือ ระยะที่เปลี่ยนแปลงไป (หน่วย : m)

Δs คือ ระยะเริ่มต้นก่อนจะมีการเปลี่ยนแปลง (หน่วย : m)

γ คือ ความเครียดเฉือนเฉลี่ย (Average shear strain) (หน่วย : rad)

θ คือ มุมสุดท้ายของวัตถุเมื่อมีการเสียรูป (หน่วย : rad)

ความแข็งแรงของวัสดุขึ้นอยู่กับความสามารถในการต้านทานการเปลี่ยนรูปเมื่อมีแรงมากระทำ ซึ่งคุณสมบัตินี้สามารถทราบได้จากการทดสอบการดึง (tension) หรือการอัด (compression) จากผลการทดสอบเมื่อนำมาพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain) หรือ Stress- strain diagram ดังรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แผนภาพความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain) [20]

ช่วงพฤติกรรมยืดหยุ่น (Elastic behavior) เป็นช่วงที่เมื่อมีแรงใดๆมากระทำกับวัสดุแล้ววัสดุจะยังสามารถคืนสู่รูปร่างปกติได้ ช่วงแรกของพฤติกรรมยืดหยุ่นจะมีความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดเป็นเส้นตรง (Linear elastic) จุดที่มีค่าความเค้นสูงที่สุดของช่วงนี้เรียกว่าขีดจำกัดความเป็นสัดส่วน (Proportional limit : σ_{pl}) จากนั้นเมื่อวัสดุเสียรูปต่ออีกเพียงเล็กน้อยจะเข้าสู่ ขีดจำกัดสภาพยืดหยุ่น (Elastic limit : σ_e)

ช่วงครากตัว (Yielding) เป็นช่วงที่อยู่ในช่วงพฤติกรรมแบบพลาสติก (Plastic behavior) คือเมื่อวัสดุ ถูกแรงมากกระทำต่อไปแล้วจะไม่สามารถคืนตัวได้ จุดที่ค่าความเค้นมีค่าถึงจุดครากตัวเรียกว่า ความเค้นคราก (Yield stress หรือ Yield point : σ_Y) หลังจากนั้นจะเป็นช่วงที่เรียกว่า ช่วงต้านแรงหลักครากตัว (Strain hardening) จากนั้นเมื่อชิ้นงานถูกดึงต่อไปจะเข้าสู่จุดที่มีค่าความเค้นสูงที่สุดหรือเรียกว่า ความเค้นประลัย (Ultimate stress : σ_u)

ช่วงที่เกิดคอคอด (Necking) เมื่อผ่านจุดที่มีค่าความเค้นสูงสุดแล้วชิ้นงานจะเข้าสู่ช่วงคอคอด จากนั้นชิ้นงานจะเสียหาย ค่าความเค้นสุดท้ายที่ทำให้ชิ้นงานเสียหายเรียกว่า ความเค้นทำลาย (Fracture stress : σ_f)

2.1.3.3 กฎของฮุก (Hooke's laws)

จากการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นตึงฉาก σ และความเครียดตามยาว ϵ ภายใต้การดึงทดสอบโดยเฉพาะในช่วงยืดหยุ่นที่ความเค้นและความเครียดมีความสัมพันธ์กันเป็นเส้นตรง Robert Hooke พบว่าอัตราส่วนของระหว่างความเค้นและความเครียดในช่วงนี้จะมีค่าคงที่สามารถเขียนเป็นสมการที่ได้ดังนี้

$$\sigma \propto \epsilon \quad (2.5)$$

จากนั้น Thomas Young ได้พบค่าคงตัวของความเป็นสัดส่วนหรือเรียกว่า Young's modulus หรือนิยมเรียกกันว่า Elastic modulus แทนสัญลักษณ์ด้วย E สามารถคำนวณได้จากสมการ [20]

$$\sigma = E\epsilon \quad (2.6)$$

ความสัมพันธ์กฎของฮุก (Hooke's laws) สามารถประยุกต์ใช้ได้กับแรงเฉือนได้เช่นกัน

2.1.3.4 อัตราส่วนปัวซอง (Poisson's ratio)

เป็นค่าคงตัวของวัสดุนั้นจากการนำค่าสัมบูรณ์ของความเครียดตามแนวขวางหารด้วยความเครียดตามแนวการยืดตัว เมื่อวัสดุต่างๆ มีแรงมากกระทำในทิศทางใดทางหนึ่งแล้ว วัสดุจะมีการหดตัวในทิศทางขวางกับแนวการยืดตัว เมื่อสมมติให้วัสดุมีคุณสมบัติเป็นวัสดุไอโซทรอปิก (Isotropic material) สามารถคำนวณได้จากสมการ [20]

$$\nu = - \frac{\epsilon_{lat}}{\epsilon_{long}} \quad (2.7)$$

เมื่อ

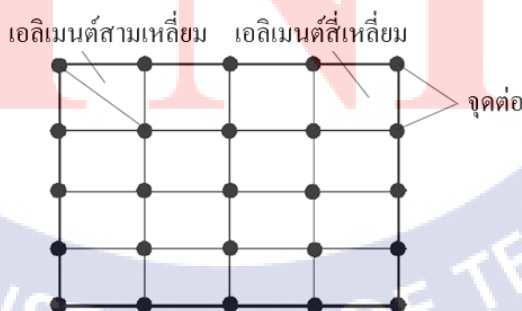
ν คือ อัตราส่วนปัวซอง (Poisson's ratio)

ϵ_{lat} คือ ความเครียดในแนวรัศมีหรือในแนวด้านข้าง (Lateral Strain)

ϵ_{long} คือ ความเครียดในแนวแกน (Longitudinal Strain)

2.1.4 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM)

ในการวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมที่มีความซับซ้อน ผลลัพธ์ (Solution) ขึ้นอยู่กับองค์ประกอบหลัก 3 ประการคือ สมการเชิงอนุพันธ์ เงื่อนไขขอบเขต และรูปร่าง ดังนั้นผลของคำตอบแม่นยำ (Exact solution) ที่ถูกสร้างขึ้นมาจึงเต็มไปด้วยตัวแปรต่างๆ ตามตำแหน่งที่เกิดขึ้นบนรูปร่างของปัญหานั้นๆ หรือสามารถกล่าวอีกอย่างว่า ผลของคำตอบแม่นยำจะประกอบไปด้วยค่าจำนวนอนันต์ค่า ซึ่งสำหรับปัญหาในทางปฏิบัตินั้นไม่สามารถเป็นไปได้นี้เนื่องจากจำนวนตัวแปรอนันต์ค่า วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นกระบวนการเชิงตัวเลขเพื่อหาผลลัพธ์โดยประมาณ (Approximate solution) โดยทำการลดค่าทั้งหมดที่มีจำนวนอนันต์ค่าเป็นค่าเชิงประมาณในจำนวนที่นับได้ (Finite) ด้วยการแบ่งโดเมน (Domain) ของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ (Element) ย่อยๆ ที่มีขนาดต่างๆ กัน ซึ่งเอลิเมนต์เหล่านี้เชื่อมต่อกันที่จุดต่อ (Nodes) ดังรูปที่ 2.7 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่จะคำนวณค่าตัวแปรตาม (Dependent variables) ที่ต้องการ ในทางวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้สามารถบ่งบอกว่า ผลของคำตอบแม่นยำของแต่ละเอลิเมนต์นั้นมีค่าเท่าไร และจำเป็นต้องสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขต่างๆ อาทิเช่น แรงที่กระทำ อุณหภูมิ จุดยึดของปัญหา หรือคุณสมบัติของวัสดุ เป็นต้น มากำหนดให้กับปัญหานั้นหมายความว่า หลักการของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะต้องเริ่มต้นคิดจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ โดยทำการพิจารณาการสร้างสมการสำหรับแต่ละเอลิเมนต์จะต้องให้มีความสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาที่ได้ทำการพิจารณา [21-22]



รูปที่ 2.7 ลักษณะของเอลิเมนต์และจุดต่อของแต่ละเอลิเมนต์

ต่อจากนั้นนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้สร้างขึ้นมาทำการประกอบเข้าด้วยกันจนได้เป็นรูปร่างของปัญหาที่นำมาทำการพิจารณาได้อย่างแท้จริง แล้วจึงนำมาประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตที่ได้กำหนดมาให้ลงไปในการที่ได้จัดเตรียมไว้เป็นรูปเรื่องของปัญหา เสร็จแล้วจึงทำการคำนวณจากสมการของปัญหาเพื่อหาคำตอบของระบบสมการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยคำตอบจะเป็นจะเป็นเชิงประมาณตามตำแหน่งต่างๆของปัญหานั้น

ในการวิเคราะห์ปัญหานั้น เอลิเมนต์มีส่วนสำคัญในการวิเคราะห์โครงสร้างด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จึงจำเป็นจะต้องเลือกเอลิเมนต์ที่เหมาะสมที่สุดกับรูปร่างแบบจำลองของปัญหา เพราะว่าการคิดวิเคราะห์ปัญหาทางโครงสร้างเอลิเมนต์ก็เป็นอีกแบบหนึ่ง หรือจะวิเคราะห์ปัญหาของไหลด้วยเอลิเมนต์ก็จะเป็นอีกแบบ แต่รูปร่างของเอลิเมนต์เหมือนกัน แตกต่างกันที่การคำนวณระหว่างจุดต่อถึงจุดต่อ (Node to Node) ซึ่งเอลิเมนต์ที่นิยมใช้หลักๆในปัจจุบันในการวิเคราะห์โครงสร้างจะแบ่งได้ออกเป็น 3 แบบคือ เอลิเมนต์แบบ 1 มิติ (Line – dimensional element) เอลิเมนต์แบบ 2 มิติ (Two -dimensional element) และเอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Three – dimensional element)

2.1.4.1 เอลิเมนต์แบบ 1 มิติ (Line – dimensional element)

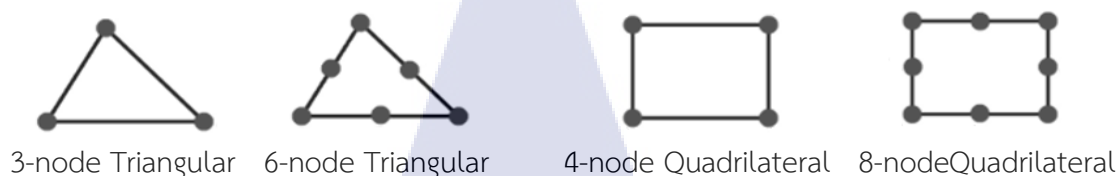
เป็นเอลิเมนต์ที่นิยมนำมาใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาของจำพวกโครงสร้าง (Structure) เพื่อทำการวิเคราะห์ในเรื่องของการโก่งของคาน หรือโครงสร้างที่มีความแ่งหรือเป็นท่อ ซึ่งเอลิเมนต์ 1 มิติ มีข้อดีคือให้คำตอบในการวิเคราะห์การโก่งของคาน (Deflection of beams) ได้ดี แต่ไม่สามารถดูลักษณะของการเกิดความเค้น (Stress) ได้รูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ

2.1.4.2 เอลิเมนต์แบบ 2 มิติ (Two – dimensional element)

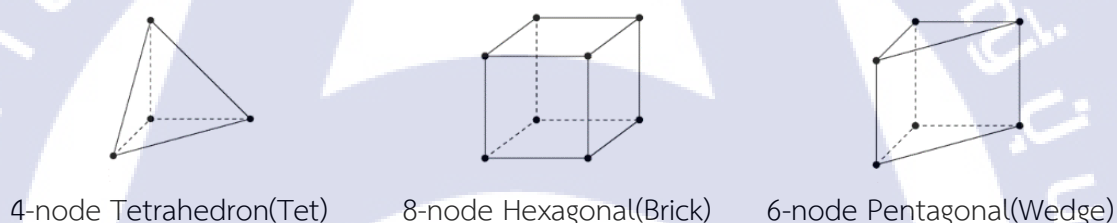
เป็นเอลิเมนต์นิยมใช้กับการวิเคราะห์โครงสร้างหรือการวิเคราะห์ของไหลแบบ 2 มิติ ซึ่งจะคิดโดยการอ้างอิงกับแนวระนาบใดระนาบหนึ่ง มีข้อข้อดีคือสามารถคำนวณให้ความถูกต้องของคำตอบได้ดีและใช้เวลาในการวิเคราะห์ไม่นาน แต่ก็ไม่ได้มีความเหมือนจริงที่สุดเพราะของที่เป็นปัญหาทั้งส่วนใหญ่ก็จะเป็นรูปของ 3 มิติ ซึ่งลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์มีมากมายดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ

2.1.4.3 เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Three – dimensional element)

รูปร่างเอลิเมนต์ชนิดนี้เป็นเอลิเมนต์ที่วิเคราะห์ปัญหาทั่วไปของปัญหา 3 มิติ และมีความเหมือนจริงในการจำลองปัญหา แต่เป็นเอลิเมนต์ที่ใช้ระยะเวลานานที่สุดเมื่อเทียบกับเอลิเมนต์ 1 มิติ และเอลิเมนต์ 2 มิติ เพราะมีทิศทางที่เพิ่มขึ้นมา ทำให้มีตัวแปรเพิ่มขึ้นในการคำนวณจึงทำให้การคำนวณนั้นใช้ระยะเวลาในการหาคำตอบ แต่จะได้รับความผลของคำตอบหรือลักษณะการแสดงผลของการเกิดปัญหาได้ดียิ่งขึ้น ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ลักษณะเอลิเมนต์ 3 มิติ

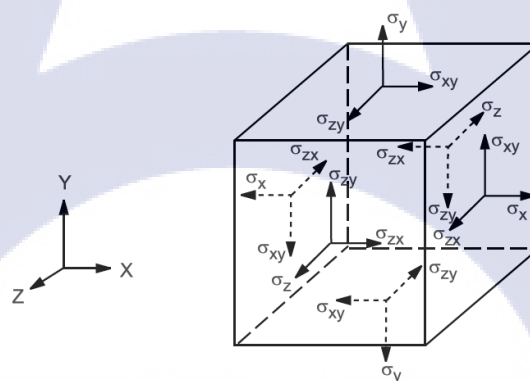
2.1.5 ทฤษฎีเพื่อวิเคราะห์ปัญหาของแข็ง

การแก้ไขปัญหาด้านของแข็งจะมีการคำนวณเพื่อหาผลลัพธ์ต่างเช่น การเคลื่อนตัว ตามตำแหน่งต่างๆ ที่เกิดจากการยืดหรือการหดตัวของวัสดุ หรือการหาผลลัพธ์ความเค้นและความเครียดของปัญหาของแข็งที่ตามมา โดยใช้หลักการสมมุติตัวแปรที่ต่างกันบนเอลิเมนต์เป็นเอลิเมนต์ในรูปทรงต่างๆ เพื่อที่จะให้สามารถจัดเรียงเอลิเมนต์ให้เสมือนกับของจริงมากที่สุด ซึ่งแต่ละเอลิเมนต์จะมีสมการคำนวณหาผลลัพธ์ต่างๆ อาทิเช่น การกระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นของปัญหา

สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ ในการวิเคราะห์ของแข็งจะให้สมการเชิงอนุพันธ์ สามารถเขียนสมการให้อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยได้ดังนี้

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x &= 0 \\
 \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y &= 0 \\
 \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + F_z &= 0
 \end{aligned} \tag{2.8}$$

โดยให้ σ_x , σ_y , σ_z เป็นตัวแทนของความเค้นฉากย่อย (Normal stress components) ในแนวแกน x , y , z ตามลำดับ และในส่วนของความเค้นเฉือนย่อย (Shearing stress components) จะแทนด้วย τ_{xy} , τ_{xz} , τ_{yz} และแรงที่กระทำกับวัตถุ (Force of body) จะอธิบายแทน F_x , F_y , F_z ตามแนวแกนที่ได้กล่าวไปในขั้นต้น นอกจากนั้นความเค้นที่เกิดขึ้นตามพื้นผิวของวัตถุได้แสดงดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ลักษณะความเค้นที่เกิดขึ้นตามพื้นผิวของวัตถุ

นอกเหนือจากนี้ในการวิเคราะห์ของแข็งในรูปทรงสามมิติอาจมีความเครียดเกิดขึ้นอยู่ก่อน ทำให้เกิดความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียด (Stress-Strain Relations) จากสมการทั่วไปคือ [23]

$$\{\sigma\} = [C]\{\epsilon\} \tag{2.9}$$

โดย

$$\{\sigma\}^T = [\sigma_x \ \sigma_y \ \sigma_z \ \sigma_{xy} \ \sigma_{yz} \ \sigma_{xz}] \quad (2.10)$$

$$\{\varepsilon\}^T = [\varepsilon_x \ \varepsilon_y \ \varepsilon_z \ \varepsilon_{xy} \ \varepsilon_{yz} \ \varepsilon_{xz}] \quad (2.11)$$

$$[C] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

เมื่อ $\{\sigma\}$ คือความเค้นที่เกิดขึ้น $\{\varepsilon\}$ แทนด้วยความเครียดที่เกิดขึ้นบนวัตถุ ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในสมการ $\{\varepsilon\} = \{\varepsilon - \varepsilon_0\}$ ในการยืดหยุ่นขั้นต้นได้ และ $[C]$ คือความสัมพันธ์ของการยืดหยุ่นของวัสดุ (elastic stiffness matrix) ในทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะทำการแบ่งเอลิเมนต์เป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ และแก้สมการด้วยวิธีถ่วงน้ำหนักเศษตกค้าง ซึ่งสุดท้ายแล้วในการแก้สมการจะได้สมการดังนี้

$$\{F\} = [K]\{\delta\} \quad (2.13)$$

โดยที่ $[K]$ คือเอลิเมนต์เมทริกซ์แข็งเกร็ง $\{F\}$ คือภาระของสมการเวกเตอร์สืบเนื่องมาจากความเค้นต้นจากวัตถุ และแรงที่พื้นผิว และ $\{\delta\}$ คือเวกเตอร์ของทิศทาง

2.2 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 งานวิจัยทางสัณฐานวิทยา

ในปี 2554 S. Ruengdit และคณะ [24] ได้ศึกษาการบอกเพศจากขนาดของฟันของประชากรไทยโดยการวัดขนาดของฟันทุกซี่ทั้งบนและล่าง ด้านซ้ายและด้านขวาของผู้ชายและผู้หญิงเปรียบเทียบกัน พบว่าฟันกรามน้อยด้านบนฝั่งซ้ายมีขนาดดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ขนาดของฟันกรามน้อยด้านบนฝั่งซ้าย

Tooth variable	Male			Female		
	N	Mean	S.D.	N	Mean	S.D.
MD	62	7.5966	0.48937	101	7.4716	0.43893
BL	61	9.9301	0.53103	102	9.6127	0.53378

ในปี 2555 E. Özcan และคณะ [25] ได้รวบรวมสถิติทางสัณฐานวิทยาของฟันกรามน้อย และศึกษาลักษณะทางสัณฐานวิทยาของฟันกรามน้อยของประชากรตุรกี พบว่าฟันกรามน้อยของคนส่วนใหญ่ประมาณ 60% มักมีรากฟันสองราก

ต่อมาในปี 2558 K. Dashrath และคณะ [26] ได้ศึกษาลักษณะทางสัณฐานวิทยาและความยาวของฟันกรามน้อยของประชากรประเทศเนปาล พบว่าฟันกรามน้อยด้านบนมีความยาวดังตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 ความยาวของฟันกรามน้อยด้านบนฝั่งซ้าย

Tooth variable	Male			Female		
	N	Mean	S.D.	N	Mean	S.D.
Tooth Length	20	21.02	2.09	46	20.99	1.65

2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ

จากการค้นคว้าหาสาเหตุของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุอย่างยาวนาน ในปี 2555 J. O. Grippo และคณะ [4] ได้อธิบายการสูญเสียโครงสร้างของฟันบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุว่าเป็นการค่อยๆสูญเสียโครงสร้างฟันในบริเวณที่มีความเข้มข้นของความเค้นสูง แต่การสึกหรอนี้ไม่ได้เกิดจากความเค้นเพียงอย่างเดียวหรือเกิดจากสาเหตุหลักของการสูญเสียโครงสร้างของฟันอย่างการขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟันเพียงอย่างเดียว หรือมีจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์เป็นกรด หรือจากการย่อยสลายทางเคมี เพียงอย่างเดียวหนึ่ง แต่เกิดจากปัจจัยหลัก 3 ปัจจัย คือ การผุกร่อนทางชีวภาพ (Biocorrosion) แรงเสียดทาน (Friction) และความเค้น (Stress) ร่วมกัน ดังรูปที่ 1.2 เพราะการสึกหรอแบบนี้มีต้นกำเนิดจากหลายสาเหตุขึ้นอยู่กับแต่ละบุคคล โดยตำแหน่งที่พบรอยโรคจะขึ้นอยู่กับการมีส่วนร่วมของกลไกการเกิดทั้ง 3 สาเหตุหลัก แปรผันไปตามแต่ละบุคคล

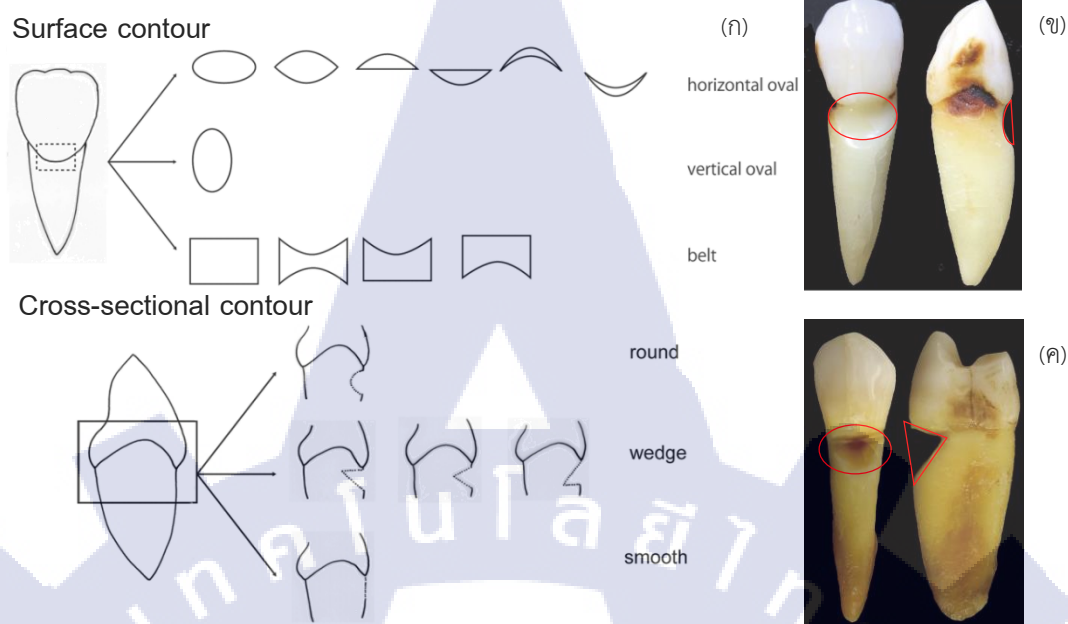
และในปีเดียวกันในปี Y. Abe และคณะ [27] ได้ทำการทดลองหาพื้นที่ของแรงการบิดเคี้ยว และแรงดันของแต่ละคน ในกลุ่มนักเรียนของมหาวิทยาลัยฮิโรชิมา (Hiroshima University) จำนวน

99 คน เป็นผู้ชายมีอายุเฉลี่ย 25.5 ± 3.6 ปี จำนวน 49 คน และผู้หญิงมีอายุเฉลี่ย 23.9 ± 3.1 ปี จำนวน 50 คน ซึ่งทำการบันทึกผลของการบดเคี้ยวโดยใช้วัสดุที่เป็นซิลิโคน (Silicon) หรือ EXABITE II เพื่อนำมาทำการตรวจสอบเกี่ยวกับการสบกันของฟันในขณะการบดเคี้ยว แต่ในการวัดแรงนั้น จำเป็นจะต้องใช้แผ่นวัดแรงดัน (Pressure-sensitive sheet) และนำมาใช้กับเครื่อง DePROS 709 วิเคราะห์ลักษณะการกระจายของแรงดัน ซึ่งในการวิเคราะห์ได้นำหลักทางสถิติเข้ามาเป็นเครื่องมือในการทดสอบความถูกต้องของข้อมูลที่ทำทดสอบ ซึ่งให้ความเชื่อมั่นของผลการทดสอบอยู่ที่ 95 % ผลของการทดลองทำให้ทราบว่าฟันกรามน้อย (Maxilla first premolar) มีแรงดันบดเคี้ยวเฉลี่ยอยู่ที่ 68.3 MPa ที่พื้นที่เท่ากับ 0.8 ตารางมิลลิเมตรดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 แรงการบดเคี้ยวและพื้นที่ในการบดเคี้ยว [27]

	Code	n	Force (N)				Area (mm ²)				Pressure (MPa)			
			Median	Mean	s.d.	95% CI	Median	Mean	s.d.	95% CI	Median	Mean	s.d.	95% CI
Maxilla														
Central incisor	U-CI	139	48.9	58.7	41.0	6.8	0.9	1.1	0.9	0.2	57.3	62.5	21.0	3.5
Lateral incisor	U-LI	96	31.7	39.4	27.6	5.5	0.6	0.7	0.7	0.1	60.4	65.6	26.5	5.3
Canine	U-C	114	30.7	38.1	23.8	4.4	0.5	0.7	0.5	0.1	62.3	68.3	22.9	4.2
First premolar	U-PM1	142	36.6	43.2	30.7	5.0	0.7	0.8	0.7	0.1	64.5	68.3	24.7	4.1
Second premolar	U-PM2	156	38.3	49.4	34.7	5.4	0.6	0.9	0.8	0.1	60.1	63.3	20.4	3.2
First molar	U-M1	196	142.2	166.1	97.2	13.6	2.8	3.4	2.2	0.3	51.7	52.7	10.4	1.5
Second molar	U-M2	195	187.5	211.1	124.6	17.5	3.7	4.5	3.0	0.4	49.3	50.0	10.0	1.4
Mandible														
Central incisor	L-CI	128	44.5	53.3	37.4	6.5	0.9	1.0	0.9	0.1	55.1	60.9	22.0	3.8
Lateral incisor	L-LI	98	31.8	37.7	27.3	5.4	0.5	0.7	0.7	0.1	64.8	67.5	26.4	5.2
Canine	L-C	100	31.1	34.4	20.5	4.0	0.5	0.6	0.4	0.1	62.9	69.2	27.6	5.4
First premolar	L-PM1	134	33.2	40.7	27.7	4.7	0.6	0.7	0.6	0.1	63.6	67.8	25.0	4.2
Second premolar	L-PM2	159	38.1	45.9	31.9	5.0	0.6	0.8	0.8	0.1	61.5	65.6	22.4	3.5
First molar	L-M1	196	135.2	150.3	91.9	12.9	2.6	3.0	2.0	0.3	51.9	54.3	12.7	1.8
Second molar	L-M2	196	205.4	236.4	129.7	18.2	4.3	5.1	3.2	0.4	48.9	49.3	8.7	1.2

ต่อมาในปี 2560 Y. Igarashi และคณะ [2] ได้ศึกษาความแพร่หลายและลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบริเวณคอฟันจากฟันตัวอย่างทั้งหมด 6,541 ซี่ จากมหาวิทยาลัยทันตแพทยศาสตร์ (Nihon University School of Dentistry) ที่เมือง Matsudo ประเทศญี่ปุ่น พบรอยโรค 38.7% เป็นฟันบน 41.6% และได้ทำการจำแนกลักษณะการสึกหรอบนใหม่โดยใช้รูปร่างของผิวและรูปร่างด้านตัดขวางรอยโรคเป็นเกณฑ์ ดังรูปที่ 2.12(ก) โดยรูปแบบที่พบบ่อยได้แก่ แบบ Horizontal oval – round ดังรูปที่ 2.12(ข) บนผิวด้านกระพุ้งแก้ม (Buccal) ของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งที่น่าจะมีสาเหตุหลักมาจากแรงเสียดทานและการถูกร่อนทางเคมี และ Horizontal oval – wedge ดังรูปที่ 2.12(ค) บนผิวด้านกระพุ้งแก้ม (Buccal) ของฟันกรามน้อยด้านบนบนเช่นกัน ซึ่งน่าจะมีสาเหตุหลักจากแรงเสียดทานและการสูญเสียโครงสร้างฟันจากแรงบดเคี้ยวอาหาร



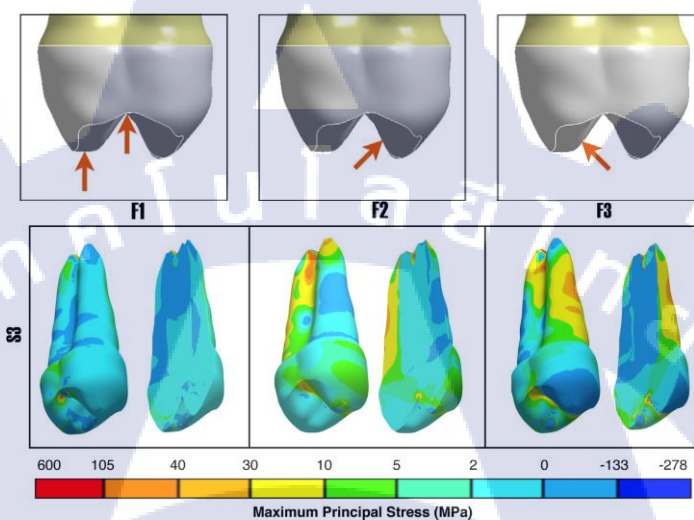
รูปที่ 2.12 (ก) การจำแนกลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (ข) การสีกหรือแบบ Horizontal oval – round (ค) การสีกหรือแบบ Horizontal oval – wedge

2.2.3 งานวิจัยการพัฒนาแบบจำลองและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในปี 2544 A.M. O'Mahony และคณะ [28] ได้ศึกษาการเพิ่มขึ้นของความเค้นและความเครียดในการปลูกรากฟันเทียมภายใต้ภาระในแนวเฉียง จากความยืดหยุ่นแบบ Anisotropic ของกระดูกขากรรไกรล่างแบบแข็งและแบบมีรูพรุน โดยเปรียบเทียบการกำหนดคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุแบบ Isotropic กับ Anisotropic ของกระดูกขากรรไกรล่างในการวิเคราะห์แบบจำลองสามมิติด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS ในการปลูกรากฟันเทียม เอลิเมนต์ที่ใช้เป็นแบบ 10 node-Tetrahedral และกำหนดให้การปลุกถ่ายกับกระดูกเชื่อมต่อกันโดยสมบูรณ์ (Perfect bonding) จากผลการวิเคราะห์พบว่าการกำหนดคุณสมบัติทางกลของวัสดุเป็นแบบ Anisotropic ทำให้ความเค้นและความเครียดเพิ่มขึ้น 20-30% จากผลการวิเคราะห์ที่กำหนดคุณสมบัติทางกลแบบ Isotropic ในกระดูกขากรรไกรส่วนแข็ง และทำให้ความเค้นเพิ่มขึ้น 3-4 เท่า จากผลการวิเคราะห์ที่กำหนดคุณสมบัติทางกลแบบ Isotropic ในกระดูกขากรรไกรส่วนที่มีรูพรุน

ในปี 2557 J. C. Guimarães และคณะ [12] ได้ศึกษาการกระจายตัวของความเค้นบนพื้นกรามน้อยปกติกับฟันที่เกิดการสีก โดยใช้โปรแกรมสร้างแบบจำลองสามมิติของพื้นกรามน้อยจากการนำพื้นกรามน้อยที่เคลือบด้วย Epoxy resin ไปตัดเป็นชิ้นย่อยๆ และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม Ansys workbench V.13 โดยให้แรงที่กระทำเป็นแรงจากการบดเคี้ยว

105 นิวตันทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่ แรงกดลงจากด้านบนตามแนวแกนยาวของฟัน และกดที่ยอดฟันแต่ละด้านโดยทำมุม 35° กับแนวแกนยาวของฟันดังรูปที่ 2.13 จากผลการทดลองเกิดความคลาดเคลื่อนระหว่างผลการทดลองของแบบจำลองจาก Epoxy resin กับผลการคำนวณระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเพียง 4.6% และความเค้นที่เกิดจากแรงกดด้านบนจะกระจายตัวตามแนวแกนของฟัน ซึ่งตรงข้ามกับแรงที่กดทำมุม 35° บนยอดที่เกิดความเค้นภายในและบริเวณรากฟัน

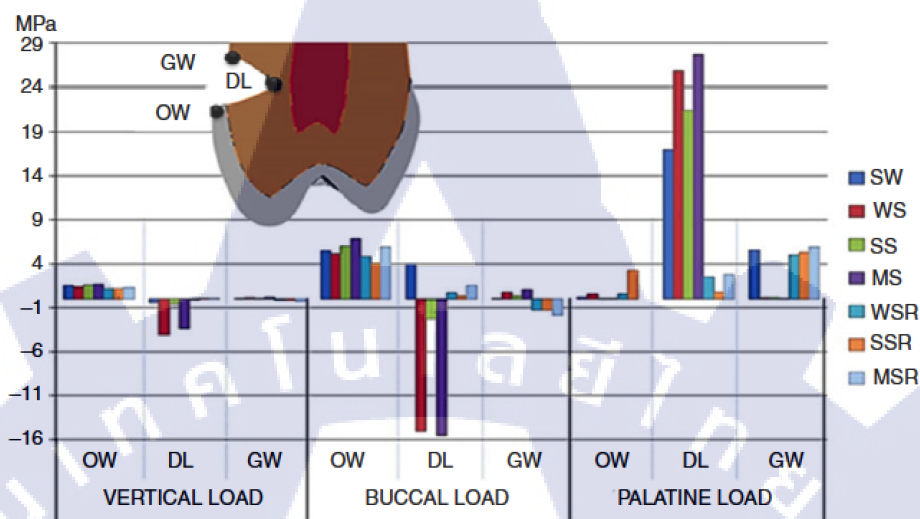


รูปที่ 2.13 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกรามน้อย [13]

ในปีเดียวกัน P. V. Soares และคณะ [10] ได้ศึกษาพฤติกรรมทางชีววิทยาเชิงกลของแรงที่กระทำในแนวแกนและแนวเฉียงบนฟันกรามน้อยที่มีรากฟันเดี่ยวและรากฟันคู่อย่างละ 7 ซี่ โดยติดตั้ง Strain gauge ในแนวขนานและแนวตั้งฉากกับฟันที่บริเวณรากฟัน และสร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่มีส่วนประกอบของเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน จากการถ่ายภาพทีละโครงสร้างของฟัน โดยใช้โปรแกรม Rhinoceros 3D 4.0 และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยวิเคราะห์วัสดุแบบเชิงเส้น (linear elastic deformation) สร้างเอลิเมนต์แบบ 10-node quadratic tetrahedral และให้แรงที่กระทำขนาด 10 นิวตัน ผลของการทดลองทำให้ทราบว่าเกิดความเค้นสูงภายในส่วนเคลือบฟันและเนื้อฟัน บริเวณที่แรงกระทำ และบริเวณคอฟัน โดยฟันที่มีลักษณะรากคู่จะมีความเค้นสูงกว่าฟันที่มีลักษณะรากเดี่ยว

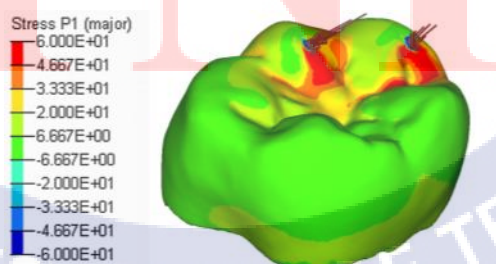
ต่อมาในปี 2558 P. V. Soares และคณะ [29] ได้ทำศึกษาภาระและการซ่อมแซมรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันที่มีลักษณะแตกต่างกัน โดยการสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยวิธีเช่นเดียวกันในปี 2557 และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโปรแกรม ANSYS Workbench พบว่ารูปแบบ

ของการกระจายความเค้นในโครงสร้างของฟันมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยจากลักษณะของรอยโรคที่แตกต่างกันดังรูปที่ 2.14



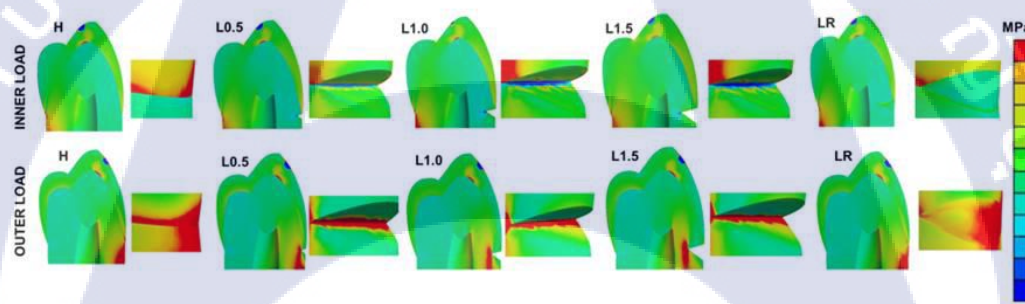
รูปที่ 2.14 ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นอัดหลักสูงสุดของรอยโรคที่มีลักษณะแตกต่างกัน [29]

ในปี 2559 S. Benazzi และคณะ [13] ได้ศึกษาการสร้างแบบจำลองแบบไดนามิกของการเสียรูปของฟันและวิเคราะห์ความต่อเนื่องในการบดเคี้ยวด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยการถ่ายภาพ micro CT ของหัวกะโหลกที่ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 6 ส่วน ถือเป็นแบบจำลองที่มีความเหมือนจริงอย่างมาก และใช้โปรแกรม Occlusal Fingerprint Analyser ในการจำลองวัฏจักรการบดเคี้ยว เพื่อวิเคราะห์ผลของแรงที่เกิดจากการบดเคี้ยว จากผลการทดลองแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณพื้นที่ที่เกิดการสบกันของฟันคือ 923 N และมีการกระจายตัวของความเค้นที่ส่วนเคลือบฟันบริเวณปุ่มฟันด้านไกลส่วนกลางของร่างกาย (Distal Cusps) และขยายตัวจนถึงร่องฟัน ทั้งฟันกรามด้านบนและด้านล่าง ดังรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกราม [13]

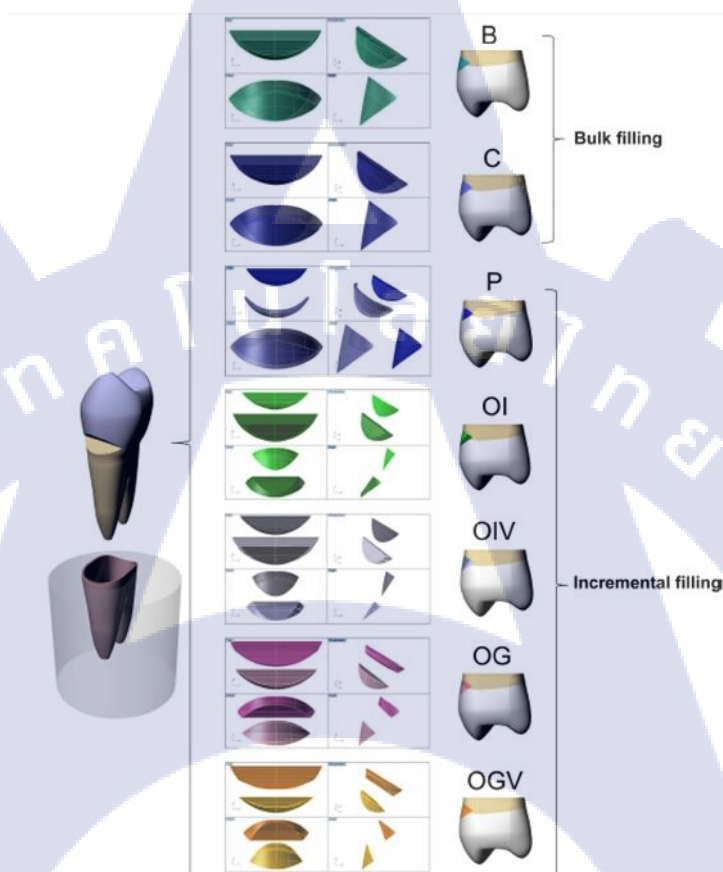
ในปีเดียวกัน L. F. Zeola และคณะ [30] ได้ศึกษาพฤติกรรมทางกลจากแรงกดเคี้ยวที่ได้รับผลจากขนาดของรอยโรค โดยการฟันกรามน้อย 10 ซี่ที่ยังไม่พบความผิดปกติติดตั้ง Strain gauges เพื่อทำการทดสอบทั้ง 5 แบบ ภายใต้แรงกระทำขนาด 100 นิวตันลงบนยอดฟัน แบบแรกคือฟันปกติที่ยังไม่เกิดความผิดปกติ จากนั้นสร้างรอยโรคแบบ V-shape ความลึก 0.5 1.0 และ 1.5 มิลลิเมตร และแบบสุดท้ายทำการบูรณะ และทำการสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยวิธีการแบบเดียวกับงานวิจัยของ P. V. Soares และคณะ ในปี 2557 และ 2558 และวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS โดยกำหนดให้คุณสมบัติทางของเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันเป็นแบบ Elastic, Isotropic และเป็นเนื้อเดียวกันกับเคลือบฟันและเนื้อฟันที่กำหนดคุณสมบัติทางกลแบบ Orthotropic ให้แรงกระทำขนาด 100 นิวตันลงบนยอดฟัน เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของขนาดของรอยโรคกับความเข้มของความเค้น พบว่าขนาดของรอยโรคที่ลึกขึ้นจะทำให้ความเข้มของความเค้นสูงขึ้นทั้งขนาดและขอบเขต ดังรูปที่ 2.16 และทำให้ความต้านทานการแตกหักของฟันลดลงแต่เมื่อทำการอุดฟันแล้วจะทำให้ฟันมีความแข็งแรงเท่ากับก่อนเกิดการสึกหรอ



รูปที่ 2.16 การกระจายของความเค้นเมื่อรอยโรคมีขนาดต่างกัน

และในปี 2561 A. M. O'Mahony และคณะ [31] ได้ศึกษาความเค้นที่เกิดจากการกดตัวของวัสดุอุดด้วยวิธีการบูรณะการสึกหรอบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน สามารถแบ่งได้เป็นสองประเภทใหญ่คือ การบูรณะเป็นชิ้นใหญ่ (Bulk filling) และการค่อยๆบูรณะเพิ่มขึ้น (Increment filling) โดยสร้างแบบจำลองสามมิติของฟันด้วยวิธีการเดียวกับในงานวิจัยของ P. V. Soares และคณะ ในปี 2557 และ 2558 และ L. F. Zeola ในปี 2559 ที่มีรอยแผลขนาดความสูง 2.5 มิลลิเมตร ความกว้าง 5 มิลลิเมตร และความลึก 1.5 มิลลิเมตร จากนั้นทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม ANSYS โดยใช้เอลิเมนต์แบบ Tetrahedron กำหนดให้วัสดุทั้งหมดเป็นเนื้อเดียวกัน มีพฤติกรรมแบบเชิงเส้น และมีคุณสมบัติทางกลแบบ Isotropic โครงสร้างทั้งหมดในแบบจำลองเชื่อมต่อกันอย่างสมบูรณ์ การวิเคราะห์หัตถ์ของวัสดุอุดทำโดยการลดอุณหภูมิลง 1 °C พบว่าการอุดแบบ group B จะทำให้เกิด

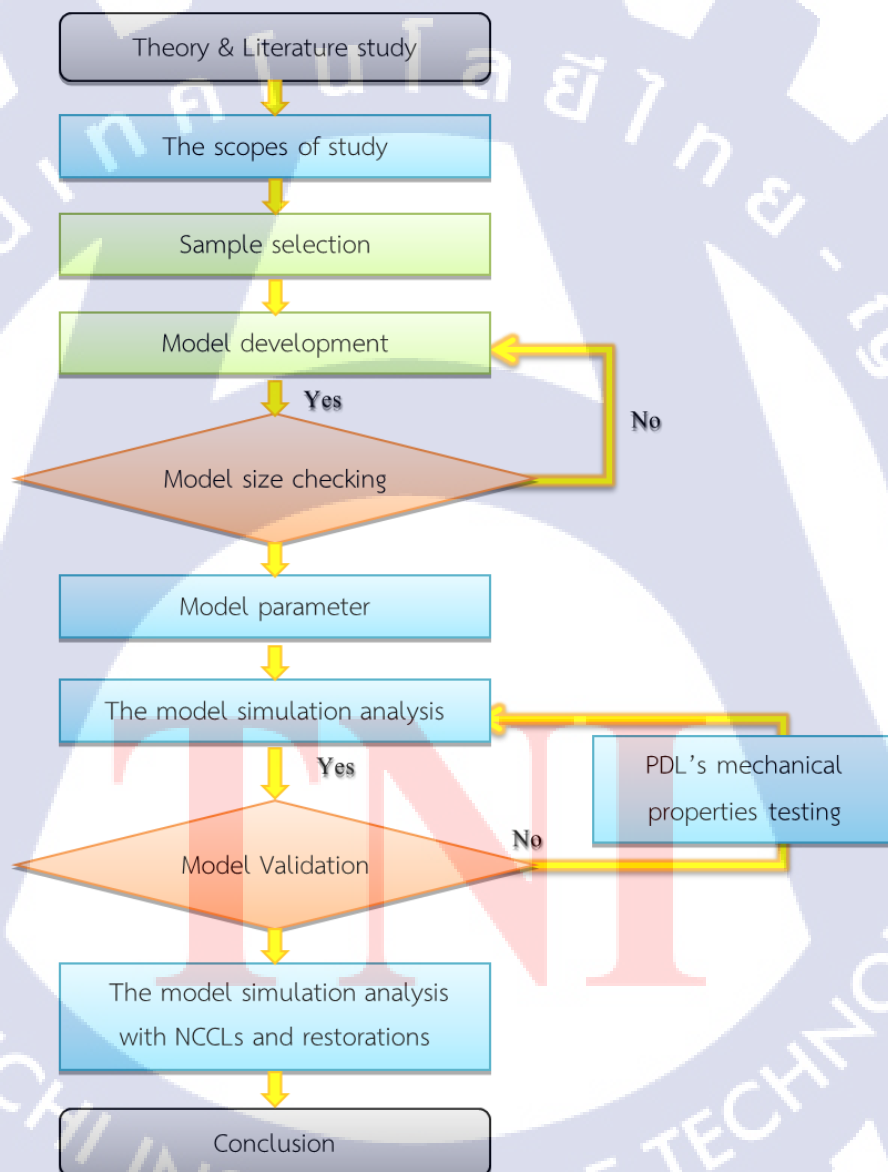
ความเข้มของความเค้นน้อยที่สุด เป็นการบูรณะเป็นชิ้นใหญ่ (Bulk filling) ด้วย Filtek™ Bulk Fill ส่วนการบูรณะด้วย Filtek™ Z350 XT ควรค่อยๆบูรณะ (Increment filling) 2 ครั้ง แบบ group OG และ OGV ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 ลักษณะการบูรณะการสีกหรือบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย

การศึกษาในครั้งนี้จะประกอบไปด้วย การศึกษาวิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริง และการศึกษาการกระจายตัวของแรงเชิงกลที่เกิดจากแรงบดเคี้ยวบนแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย โดยมีขั้นตอนต่างๆ ซึ่งสามารถแสดงเป็นแผนภาพการดำเนินงาน ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทำวิจัย

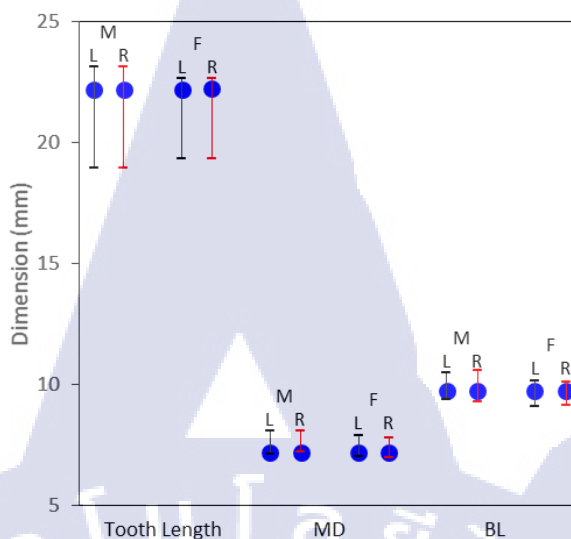
3.1 ขอบเขตการศึกษา

ฟันกรามน้อยเป็นฟันที่ทำหน้าที่ทั้งในการตัดฉีกและบดเคี้ยวอาหาร ในงานวิจัยนี้จึงจะสร้างรูปแบบจำลองของฟันกรามน้อย (Maxillary first premolar) ด้านบนเท่านั้น ซึ่งฟันกรามน้อยของคนส่วนใหญ่จะมีสองราก [25] ดังนั้นจึงได้เลือกภาพถ่าย CBCT ของฟันกรามน้อยลักษณะสองรากที่มีขนาดของฟันกรามน้อยตามขนาดมาตรฐานของคนเอเชียมาเป็นต้นแบบในการสร้างแบบจำลองของงานวิจัยนี้ โดยจะพัฒนาการสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อยให้มีความเสมือนจริงที่สุด (Realistic) ซึ่งจะประกอบด้วยส่วนประกอบหลักหลาย ๆ ส่วน ได้แก่ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน (Pulp) เคลือบรากฟัน (Cementum) เนื้อเยื่อปริทันต์ (Periodontal ligament : PDL) และกระดูกขากรรไกรบน (Maxillary bone) และมีขนาดเสมือนจริงจากภาพถ่าย CBCT

ในการวิเคราะห์โครงสร้างของแบบจำลองเพื่อศึกษาการกระจายของความเค้น การให้แรงที่กระทำจะเป็นแรงเชิงสถิตศาสตร์ (Static load condition) และกำหนดให้คุณสมบัติวัสดุต่างๆของโครงสร้างฟันเป็นวัสดุเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) มีการเสียรูปแบบเชิงเส้น (Linear Elastic) และไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ (Isothermal) โดยจะใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ของโปรแกรม ANSYS เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ และจะวิเคราะห์ในฟังก์ชันของ Static structural analysis

3.2 การเลือกต้นแบบและตัวอย่าง

การสึกหรอบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุมักพบที่ฟันบนถึง 41.6% [2] และลักษณะทางสัณฐานวิทยาของการสึกหรอที่พบบ่อยที่สุด 2 อันดับแรก มักเกิดที่ฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่ง ดังนั้นภาพถ่าย CBCT ซึ่งผ่านการตรวจสอบระเบียบแนวทางจริยธรรมการทำวิจัยในคนที่ได้รับความร่วมมือจากคณะทันตแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยจุฬาลงกรณ์ที่นำมาเป็นต้นแบบในการสร้างแบบจำลอง จึงเป็นภาพถ่ายของฟันกรามน้อยปกติด้านบนของผู้ป่วยชาย ซึ่งฟันกรามน้อยของคนไข้มีรูปร่างและขนาดตามมาตรฐานของคนเอเชียทั้งผู้ชายและผู้หญิง [24-26] ทั้งความยาว ความกว้างด้านกระพุ้งแก้มถึงด้านลิ้น และความกว้างด้านโกลกลางถึงด้านใกล้กลางของร่างกาย ดังรูปที่ 3.2 ที่แสดงว่าขนาดของฟันกรามน้อยต้นแบบจากภาพถ่าย CBCT อยู่ในช่วงค่าเฉลี่ยของขนาดมาตรฐานของคนเอเชียทั้งผู้ชายและผู้หญิง ซึ่งตามสถิติทางสัณฐานวิทยา ฟันกรามน้อยของคนส่วนใหญ่ประมาณ 60 % มักมีรากฟันสองราก [25] ดังนั้นภาพถ่าย CBCT ของฟันกรามน้อยที่นำมาศึกษาจึงเป็นฟันกรามน้อยที่มีลักษณะสองราก



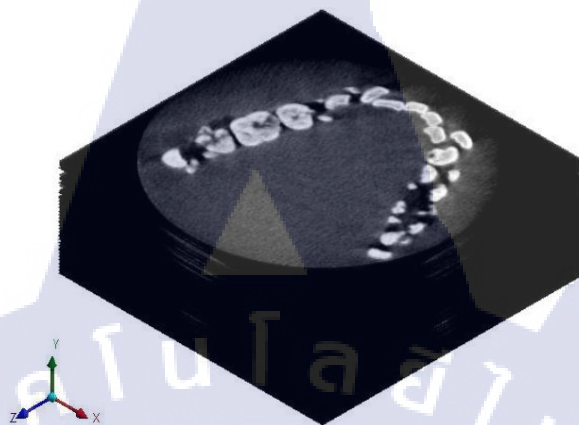
รูปที่ 3.2 การเปรียบเทียบขนาดของฟันต้นแบบ (•) ทั้งความยาว ความกว้างด้านใกล้-ไกลกลางลำตัว (MD) และความกว้างด้านกระพุ้งแก้ม-เพดานปาก (BL) กับขนาดมาตรฐานของฟันบนด้านซ้าย (L) และด้านขวา (R) ของคนไทยทั้งผู้ชาย (M) และผู้หญิง (F)

3.3 การพัฒนาแบบจำลอง

ในการสร้างรูปแบบจำลองนั้นสามารถทำได้ในโปรแกรมออกแบบหรือเขียนแบบ (Computer-Aided Design : CAD) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่นิยมใช้ในการสร้างแบบจำลองหรือออกแบบชิ้นงานต่างๆ ในปัจจุบันมีบริษัทชั้นนำมากมายที่พัฒนาโปรแกรมออกแบบ เช่น CATIA, Autodesk, Solid work, NX และ ANSYS เป็นต้น จุดที่สำคัญของการสร้างแบบจำลองนั้นคือ ขนาดและรูปทรงของแบบจำลองจะต้องเท่ากับวัตถุของจริงมากที่สุด การเลือกใช้โปรแกรมมีส่วนสำคัญที่ทำให้การสร้างแบบจำลองนั้นมีความง่ายหรือซับซ้อนเช่นกัน ยกตัวอย่างเช่น ทำการสร้างรูป แบบจำลองในโปรแกรม CATIA หรือ โปรแกรม Solid work ก็ตามแล้วนำมาวิเคราะห์ โครงสร้างในโปรแกรม ANSYS ในการทำลักษณะนี้อาจจะเกิดปัญหขึ้นในการถ่ายเทข้อมูลจากโปรแกรมหนึ่งไปยังอีกโปรแกรมหนึ่ง ทำให้มีความคลาดเคลื่อนหรือผิดพลาดของรูปแบบจำลองขึ้น เช่น พื้นที่ผิวหายไป มีเส้นที่ผิดปกติแสดงขึ้นมา หรือในกรณีที่ชิ้นส่วนประกอบในรูปแบบจำลองนั้น ชิ้นส่วนบางชิ้นอาจจะหายไป เป็นต้น เพราะฉะนั้นจำเป็นต้องระมัดระวังเรื่องการใช้โปรแกรมในการทำงาน

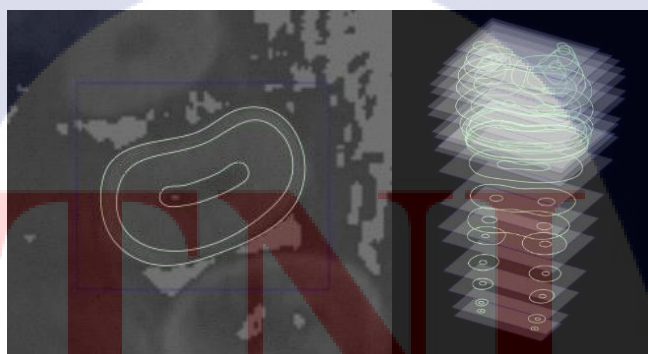
ในงานวิจัยนี้จะสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย (Maxillary first premolar) ที่มีขนาดเทียบเท่ากับขนาดของฟันจริงมากที่สุด โดยจะใช้โปรแกรม ANSYS spaceclaim เป็นเครื่องมือในการสร้างแบบจำลอง โดยจะนำภาพถ่าย CBCT มาทำการจัดเรียง

ซ้อนกันตามระยะห่างที่ได้กำหนดขณะที่ทำการถ่ายภาพ CBCT scan กับคนไข้ไว้ในแนวแกนตั้ง เท่ากับ 0.16 มิลลิเมตร ของแต่ละภาพ ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างแบบจำลอง

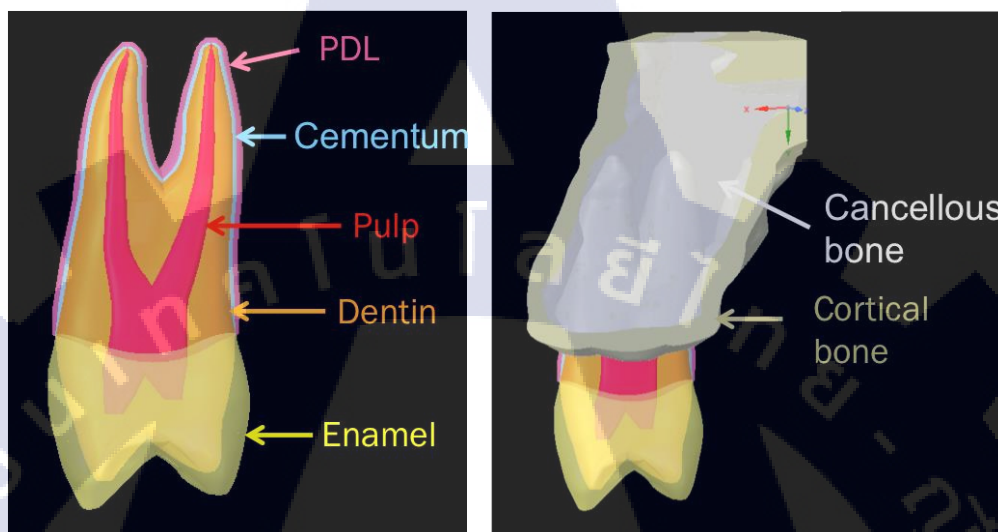
เสร็จแล้วจึงทำการเขียนแบบตามภาพถ่าย CBCT ที่นำมาเรียงซ้อนกัน โดยที่จะทำการสร้างแบบจำลองจากด้านในออกมาด้านนอกนั่นก็คือ เริ่มวาดจากเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เนื้อฟัน และเคลือบฟัน ตามลำดับ จนครบทุกภาพ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 การเขียนแบบจำลองของโครงสร้างฟัน

ในการขึ้นรูปสามมิติที่ละส่วนประกอบจะใช้คำสั่ง Blend แต่ส่วนเคลือบรากฟันและเอ็นยึดปริทันต์เป็นส่วนประกอบที่บางมากจนไม่สามารถมองเห็นขอบเขตที่ชัดเจนจากภาพถ่าย CBCT จึงวาดขอบเขตตามความหนาเฉลี่ยที่ได้จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยส่วนเคลือบรากฟันมีความหนาประมาณ 0.195 มิลลิเมตร [32] เริ่มจากรอยต่อของเคลือบฟัน ส่วนเอ็นยึดปริทันต์ที่ทำหน้าที่ในการ

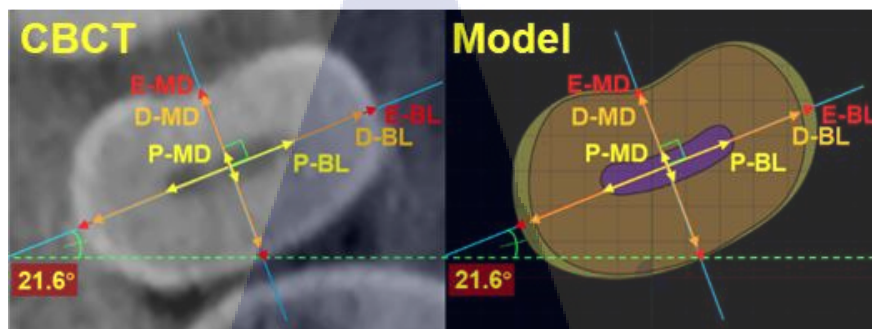
ยึดฟันและกระดูกเบ้าฟันมีความหนาประมาณ 0.25 มิลลิเมตร [33] เริ่มจากระดับเดียวกับกระดูกเบ้าฟัน ซึ่งกระดูกขากรรไกรด้านบนเป็นกระดูกที่ยึดแน่นกับกระดูกใบหน้าชั้นอื่นๆ โดยไม่ผ่านข้อต่อจึงเป็นเหมือนกระดูกชิ้นเดียวกันกับกระดูกใบหน้า ดังนั้นแบบจำลองของกระดูกขากรรไกรจะสร้างจนถึงระดับของโพรงจมูก ซึ่งเป็นจุดสูงสุดของกระดูกขากรรไกรด้านบน ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แบบจำลองเสมือนจริงของฟันกรามน้อย

3.4 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง

การพัฒนาสร้างแบบจำลองนั้นอาจมีความคลาดเคลื่อนของการขึ้นรูปแบบจำลอง จึงจำเป็นต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง เพื่อให้แน่ใจว่าแบบจำลองมีขนาดเท่ากับขนาดจริง เนื่องจากขนาดของส่วนประกอบแต่ละส่วนของแบบจำลองจะส่งผลต่อผลลัพธ์ในการวิเคราะห์ลักษณะการกระจายแรงอย่างมีนัยสำคัญ โดยจะทำการวัดขนาดของฟันจากภาพถ่าย CBCT ด้วยโปรแกรม RadiAnt DICOM Viewer ที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในทางการแพทย์เปรียบเทียบกับแบบจำลองในโปรแกรม ANSYS spaceclaim ทั้งความกว้างด้านใกล้กลางลำตัวถึงใกล้กลางลำตัว (MD) และความกว้างด้านกระพุ้งแก้มถึงเพดานปาก (BL) ซึ่งจะใช้มมอ้างอิงเหมือนกันในแต่ละชั้นที่เลือก ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง

3.5 ค่าตัวแปรของแบบจำลอง

ในการวิเคราะห์แบบจำลองที่มีโครงสร้างของเคลือบฟัน เนื้อฟัน เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบรากฟัน เอ็นยึดปริทันต์ และกระดูกขากรรไกรบน รวมไปถึงวัสดุอุดเพื่อการบูรณะฟัน คุณสมบัติทางกลที่จะใช้ในการวิเคราะห์โครงสร้างของแบบจำลอง สามารถหาได้จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ซึ่งสามารถสรุปได้ ดังตารางที่ 3.1 และ 3.2 โดยวัสดุที่นำมาทำการวิเคราะห์เป็นวัสดุที่ใช้ในการรักษารอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุในปัจจุบัน

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Orthotropic

Properties	Young's Modulus (GPa)			Poisson's Ratio			Shear Modulus (GPa)			Reference
Direction/ Plane	X	Y	Z	XY (Sagittal plane)	YZ (Coronal plane)	XZ (Axial plane)	XY (Sagittal plane)	YZ (Coronal plane)	XZ (Axial plane)	
Model component										
Enamel	63.27	63.27	73.72	0.23	0.45	0.23	20.89	24.07	20.89	[34]
Dentin	5.61	5.61	17.07	0.3	0.33	0.3	1.7	6	1.7	[34]
Cancellous bone	1.148	0.21	1.148	0.01	0.055	0.322	0.068	0.068	0.434	[28]
Cortical bone	12.2	8.7	7.2	0.5	0.42	0.5	4.2	3.5	2.8	[35]

ตารางที่ 3.2 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Isotropic

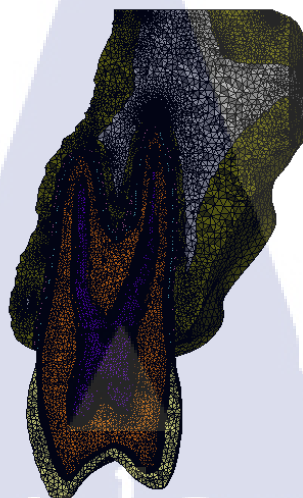
Model component	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Reference
Pulp	0.00207	0.45	[36]
Cementum	15.5	0.31*	[37],[38]
PDL	0.00099**	0.45	[39]
FiltekTM Bulk Fill	13.46	0.18	[9]
G-aenial Universal Flo	7.9	0.3	[31]
FiltekTM Z350 XT	13.45	0.17	[9]

* Reference ลำดับที่ 2

**มาจากการทดลอง

3.6 การวิเคราะห์แบบจำลอง

หลังจากสร้างรูปแบบจำลองและทำการตรวจสอบความถูกต้องเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการสร้างเอลิเมนต์ให้กับแบบจำลองโดยใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ซึ่งเป็นโปรแกรมทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ที่มีชื่อเสียงและมีความน่าเชื่อถืออันดับต้นๆของโลกในการคำนวณหรือวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรม ซึ่งโปรแกรม ANSYS สามารถวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมได้ถึง 3 ด้านคือ ปัญหาทางด้านโครงสร้าง (Structures) ปัญหาทางของไหล (Fluids) และปัญหาทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetics) ซึ่งปัญหาของงานวิจัยนี้จะอยู่ในส่วนของปัญหาทางโครงสร้าง (Structure) เป็นหลัก และด้วยรูปทรงของแบบจำลองโครงสร้างฟันนั้นไม่ใช่รูปทรงที่มีความสมมาตรเชิงเรขาคณิต จึงเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม (Tetrahedral elements) ในการวิเคราะห์เพราะเอลิเมนต์สามเหลี่ยมนั้นสามารถเข้ารูปทรงของปัญหาได้ง่ายและได้ผลคำตอบที่ถูกต้อง แต่จะมีข้อเสียในเรื่องของระยะเวลาในการคำนวณที่ยาวนานกว่าเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมเมื่อเปรียบเทียบในกรณีที่ใช้จำนวนเอลิเมนต์เท่ากัน จำนวนของเอลิเมนต์ที่มากขึ้นจะทำให้การคำนวณหาผลคำตอบใช้เวลานานขึ้น จึงจำเป็นต้องหาจำนวนของเอลิเมนต์ที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ ดังนั้นในการวิเคราะห์แบบจำลองเสมือนจริงของฟันปกติของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง ซึ่งประกอบด้วยโครงสร้างของเคลือบฟัน เนื้อฟัน เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบรากฟัน เอ็นยึดปริทันต์ และกระดูกขากรรไกรนี้ จะวิเคราะห์โดยใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม (Tetrahedral 10 Node) จำนวนเอลิเมนต์ (Element) เท่ากับ 2,249,004 เอลิเมนต์และมีจำนวนจุดต่อ(Node) เท่ากับ 4,141,489 จุดต่อ ดังรูปที่ 3.7

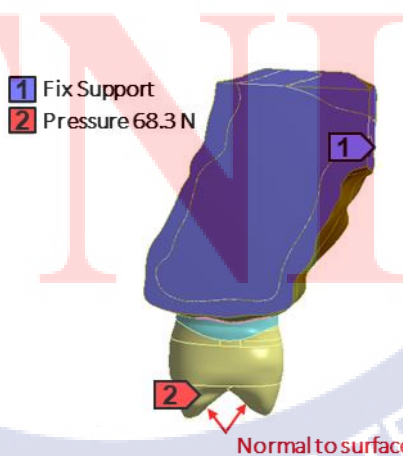


รูปที่ 3.7 ลักษณะของเอลิเมนต์ของแบบจำลอง

การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์โครงสร้างของแบบจำลอง จะกำหนดให้ ผิวด้านบนของกระดุกขากรรไกรบน และผิวด้านข้างอีก 3 ด้าน ที่ทำการตัดขวางขากรรไกร ถูกยึดอยู่กับที่ (Fix support) และกำหนดให้แรงกระทำลงบนยอดฟันทั้งด้านกระพุ้มแก้มและด้านเพดานปาก เป็นแรงกดแบบสถิตยศาสตร์ (Static) ดังรูปที่ 3.8 ขนาด 68.3 MPa บนพื้นที่ 0.8 ตารางมิลลิเมตร ตามงานวิจัยของคุณ Y. Abe และคณะ [27] ภายใต้เงื่อนไขการวิเคราะห์ดังนี้

- แบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อยจะไม่มีมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Isothermal)
- ส่วนประกอบของฟันเป็นวัสดุเนื้อเดียวกัน ไม่มีสมบัติเฉพาะในทิศทางใดทิศทางหนึ่ง

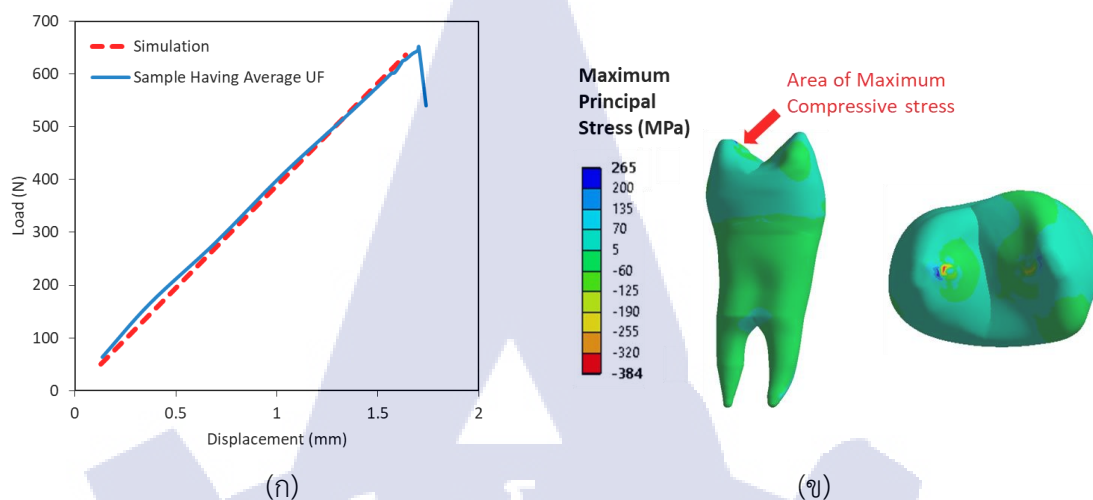
เป็นพิเศษ และมีความยืดหยุ่นเชิงเส้น



รูปที่ 3.8 การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด

3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

ในการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองทางผู้วิจัยได้อ้างอิงจากผลงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ได้รับการตีพิมพ์ [40] ซึ่งได้ทำการศึกษาการสร้างแบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยเสมือนจริงที่มีหลายองค์ประกอบจากภาพถ่าย CBCT ด้วยโปรแกรม ANSYS spaceclaim และทำการตรวจสอบความถูกต้องของผลการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench ในสถานการณ์ทดสอบกดโดยค่อยๆ เพิ่มแรงกระทำจนทำให้เกิดค่า Maximum principle stress สูงกว่าค่า Ultimate compressive strength เพื่อหาแรงกดสูงสุดที่โครงสร้างฟันเกิดการแตกหัก (Critical load) เปรียบเทียบกับการทดสอบกดด้วยเครื่อง Universal testing โดยทำการทดสอบจนโครงสร้างฟันเกิดการแตกหัก จากนั้นนำแรงกดสูงสุด (Critical load) ที่ได้จากการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench และผลการทดสอบมาเปรียบเทียบกัน ความคลาดเคลื่อนของแรงกดสูงสุดเฉลี่ย (Average critical load) คือ 2.45% และเมื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองในรูปแบบของความสัมพันธ์ของระยะทางกับแรงลัพธ์ ดังรูปที่ 3.9(ก) พบว่าความแตกต่างโดยเฉลี่ยของแรงลัพธ์จากการกดที่ระยะทางเท่ากันคือ $4.1 \pm 5.6\%$ ความคลาดเคลื่อนทั้งหมดที่เกิดขึ้นน้อยกว่า 10% ถือเป็นค่าที่ยอมรับได้ และความเค้นอัดหลักเกิดขึ้นที่ฝั่งด้านเพดานปาก (Palatal side) สูงกว่าและมีการกระจายมากกว่าด้านกระพุ้มแก้ม (Buccal side) ดังนั้นค่าความเค้นอัดหลักฝั่งด้านเพดานปากจะเพิ่มขึ้นไปถึงความเค้นอัดหลักสูงสุดที่เคลือบฟันจะแตกหักก่อนด้านกระพุ้มแก้ม (Buccal side) ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเคลือบฟันฝั่งด้านเพดานปาก (Palatal side) จะเกิดการแตกหักก่อนอย่างแน่นอน แต่การที่ไม่พบการกระจายของความเค้นอัดหลักที่สูงกว่าความต้านทานแรงกดสูงสุดลงไปในส่วนของเนื้อฟันแสดงว่าการแตกหักจะไม่เกิดขึ้นที่เนื้อฟัน เป็นไปตามผลการทดสอบที่ชิ้นส่วนที่แตกออกมาจากฟันตัวอย่างเป็นส่วนของเคลือบฟันบริเวณสูงกว่ารอยต่อระหว่างเคลือบฟันกับเคลือบรากฟัน ดังรูปที่ 3.9(ข)



รูปที่ 3.9 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง (ก) ความสัมพันธ์ของระยะทางกับแรงลัพธ์ (ข) การกระจายของความเค้นอัดหลัก

หลังจากนั้นจะทำการให้แรงบิดเคี้ยวเฉลี่ยลงบนยอดฟันทั้งสองด้านในแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพิ่มเติมในโครงสร้างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเข้าฟันทั้งแบบแข็งและแบบมีรูพรุนที่ได้พัฒนาให้มีความเสมือนจริงเหมือนสภาวะในช่องปาก

3.8 การทดสอบคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

ในการทดสอบแรงกดเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะนำฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งที่ถูกถอนภายในหนึ่งวัน มาลอกเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ให้ติดกันเป็นชิ้นมากที่สุด แล้วตัดด้วยแม่พิมพ์ตัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร โดยจะทำการแช่น้ำเกลือเพื่อให้เซลล์ยังตื่นตัวตลอดเวลา จากนั้นติดตั้งเข้ากับเครื่องทดสอบแรงกด (Universal Testing Machine : UTM) ยี่ห้อ Shimadzu รุ่น EZ-S วัดผลด้วยโหลดเซลล์ขนาด 50 นิวตัน โดยใช้หัวกดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร หัวกดจะเคลื่อนที่ด้วยความเร็ว 0.05 มิลลิเมตรต่อวินาที และบันทึกผลการทดลองในรูปของความสัมพันธ์ของระยะที่หัวกดเคลื่อนที่ในแนวตั้งกับแรงที่กดลงในแนวแกนกับเซลล์ จนกระทั่งเซลล์ถูกกดจนบี้แบน

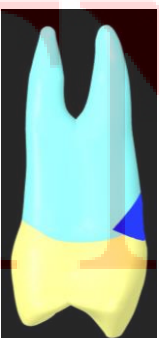


รูปที่ 3.10 (ก) เครื่องทดสอบแรงดึงแรงอัด (ข) การติดตั้งชุดอุปกรณ์หัวกดและฐานสำหรับทดสอบแรงดึงแรงอัด (ค) การทดสอบแรงอัด

3.9 การวิเคราะห์แบบจำลองที่มีลักษณะทางสัญญาณวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ แตกต่างกันและการซ่อมแซม

แบบจำลองเสมือนจริงของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งที่ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องเป็นแบบจำลองที่สมบูรณ์พร้อมสำหรับการจำลองสถานการณ์ต่างๆ ซึ่งในงานวิจัยนี้ผู้วิจัยต้องการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัญญาณวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เพื่อหาสาเหตุของรอยโรคและสามารถบูรณะซ่อมแซมฟันซี่อย่างเหมาะสมจากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องเรื่องลักษณะรอยโรคดังที่ได้กล่าวในบทที่ 2 และการศึกษาเพิ่มเติมเรื่องวัสดุที่ใช้ในการอุดฟันที่นิยมใช้กันในปัจจุบัน สามารถจำแนกกรณีศึกษาได้ทั้งสิ้น 10 กรณี ดังแสดงในตารางที่ 3.3 โดยมีความกว้างของรอยโรค 3 มิลลิเมตรตลอดคอฟันด้านกระพุ้งแก้ม ตามขนาดความกว้างเฉลี่ยของรอยโรคที่เกิดขึ้น [8] และมีความลึกห่างจากเนื้อเนื้อโพรงประสาทฟัน 0.5 มิลลิเมตรซึ่งเป็นความกว้างที่น้อยที่สุดที่เนื้อฟันสามารถฟื้นฟูตัวเองเพื่อปกป้องเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน [41]

ตารางที่ 3.3 การจำแนกกรณีศึกษาตามลักษณะรอยโรคและวัสดุที่ใช้ในการบูรณะ

Restoration NCCLs	No	Bulk Filling		Incremental Filling	
		FiltekTM Bulk Fill (Hard material)	G-ænial Universal Flo (Soft material)	FiltekTM Bulk Fill + FiltekTM Z350 XT	G-ænial Universal Flo + FiltekTM Z350 XT
Sound tooth	S 				
Horizontal oval – round	R 	RF 	RG 	RFZ 	RGZ 
Horizontal oval - wedge	W 	WF 	WG 	WFZ 	WGZ 

FiltekTM Z350 XT (Exterior restorative material)

บทที่ 4

ผลและการวิเคราะห์ผลการวิจัย

ผลที่ได้จากการศึกษานั้น ถูกนำเสนอและวิเคราะห์ในบทนี้ตามลำดับดังต่อไปนี้

4.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น

4.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน

4.3 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลแบบการกดแกนเดียวของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

4.4 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS

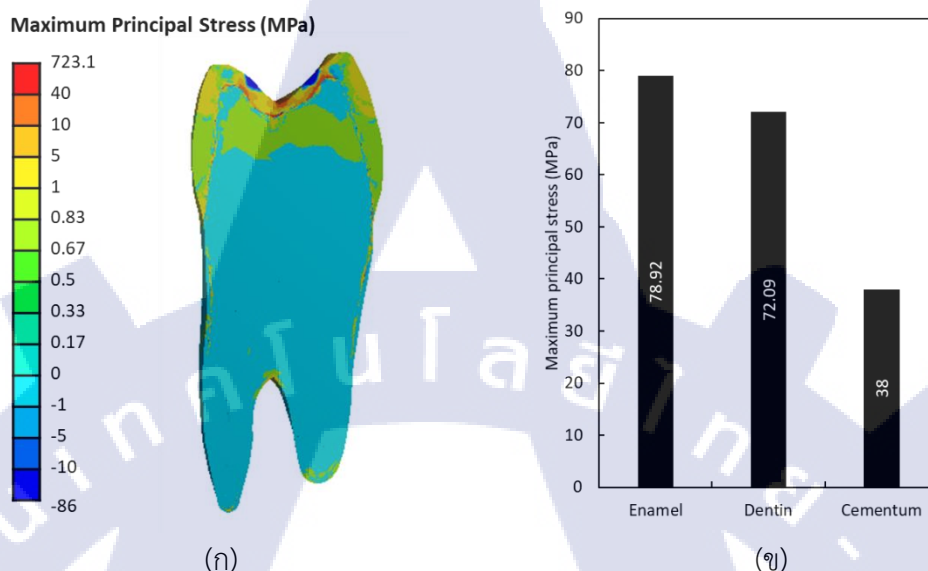
4.5 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งหลังทำการซ่อมแซมเมื่อได้รับแรงกดเคี้ยว ด้วยโปรแกรม ANSYS

4.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น

แบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยเสมือนจริงที่ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องของผลการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench ในสถานการณ์ทดสอบกดโดยค่อยๆ เพิ่มแรงกระทำจนทำให้เกิดค่า Maximum principle stress สูงกว่าค่า Ultimate compressive strength เพื่อหาแรงกดสูงสุดที่โครงสร้างฟันเกิดการแตกหัก (Critical load) พร้อมทั้งเปรียบเทียบกับผลการทดสอบกดด้วยเครื่อง Universal testing ที่ทำการทดสอบจนโครงสร้างฟันเกิดการแตกหัก แบบจำลองนี้ที่ประกอบด้วยเคลือบฟัน เนื้อฟัน เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบรากฟัน และเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่ใช้คุณสมบัติของซิลิโคนในการวิเคราะห์ ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการสร้างกระดูกเบ้าฟันทั้งส่วนที่มีโครงสร้างแข็งและส่วนที่มีรูพรุนเพิ่มเติมและการกำหนดค่าคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ให้ค่า Young's Modulus เท่ากับ 0.0000689 GPa และ Poisson's Ratio เท่ากับ 0.45 แล้วทำการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench อีกครั้ง โดยให้แรงกดเคี้ยวเฉลี่ยกระทำลงบนยอดฟันทั้งสองข้าง

ผลการวิเคราะห์แสดงการกระจายความเค้นจากผิวเคลือบฟันที่ได้รับแรงกดไปยังโครงสร้างภายในฟันต่างๆ ก่อนถ่ายเทไปยังกระดูกเบ้าฟัน โดยจุดที่เกิดความเข้มข้นของความเค้นอัดหลักสูงคือบนผิวเคลือบฟันที่รับแรงกดเคี้ยวเฉลี่ยโดยตรงและบริเวณคอฟันรองลงมา ในเนื้อฟันจะเกิดใกล้กับรอยแยกของยอดเนื้อฟัน ส่วนเคลือบรากฟันจะอยู่ที่บริเวณคอฟันดังรูปที่ 4.1(ก) และค่าความเข้มข้น

ความเค้นอัดหลักจะเกิดสูงสุดในโครงสร้างที่มีความแข็งแรงอย่างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟันตามลำดับดังรูปที่ 4.1(ข)

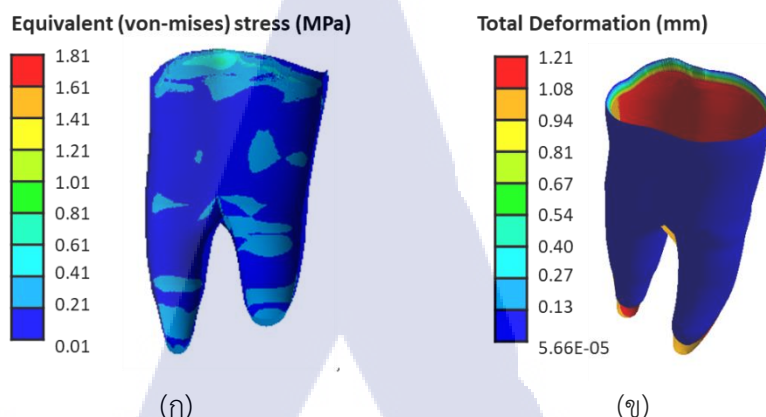


รูปที่ 4.1 การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง

(ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน

(ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน

ส่วนในโครงสร้างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มีความยืดหยุ่นมากกว่า เกิดความเข้มของความเค้นประสิทธิผลสูงสุดที่บริเวณขอบด้านในและเกิดความเค้นประสิทธิผลสูงอีกหลายจุดทั่วโครงสร้าง ดังรูปที่ 4.2(ก) ทำให้เกิดการเสียรูป 1.21 mm ดังรูปที่ 4.2(ข) ซึ่งมากกว่าความหนาเฉลี่ยของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เกือบ 4 เท่า เป็นการเสียรูปที่มากผิดปกติเหมือนกับเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เสียรูปถาวรจนไม่สามารถต้านทานแรงการบดเคี้ยวเฉลี่ยได้ และเป็นเหตุการณ์ที่ไม่เกิดขึ้นจริงในช่องปากอย่างแน่นอน อาจเกิดจากคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ เพราะเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์มีหน้าที่สำคัญในการยึดฟันให้ติดกับกระดูกเบ้าฟันและดูดซับแรงเชิงกลต่างๆ ก่อนส่งต่อไปยังกระดูก ควรเป็นวัสดุที่สามารถรับแรงได้ดี



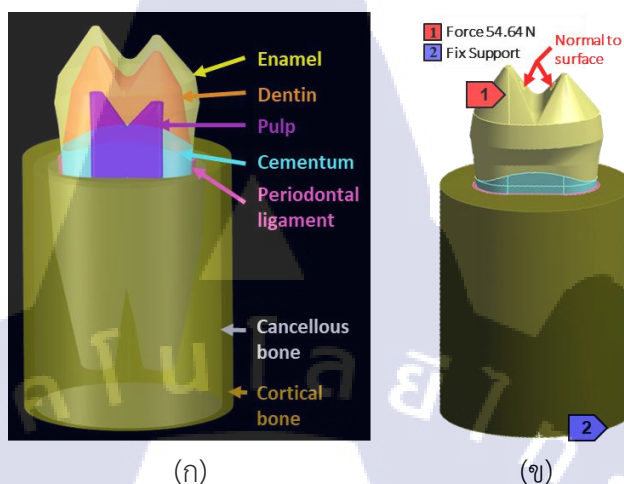
รูปที่ 4.2 การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจายความเค้นและค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ (ข) การเสียรูปของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เป็นโครงสร้างที่มีความซับซ้อน ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์มากมาย สามารถจำแนกได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือส่วนเนื้อเซลล์และเส้นใย ทำให้เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์มีคุณสมบัติทางกลที่ซับซ้อนตามไปด้วย โดยคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะเปลี่ยนแปลงไปตามตำแหน่งของฟันแต่ละซี่ ทั้งยังตอบสนองต่อลักษณะของแรงที่ได้รับอย่างแรงกด แรงดึง และแรงเฉือนต่างกันอีกด้วย จากการสืบค้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องมีรายงานว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จากการทดลองในปี 2520 ของ A. L. Yettram และคณะ [40] ที่ทำการทดสอบกดแบบ 4-point Bending เท่ากับ 0.0000689 GPa แต่นักวิจัยส่วนใหญ่นิยมใช้ค่า 0.0689 GPa ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งมาจากการวิจัยของ A. M. Weinstein และคณะ [42] ที่ทำการแปลงหน่วยผิดไปถึง 1,000 เท่า โดยไม่มีข้อมูลทางวิทยาศาสตร์ใดๆ มารองรับ ประกอบกับพบการเสียรูปผิดปกติที่เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ในการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง ทำให้ผู้วิจัยสร้างแบบจำลองอย่างง่ายเพื่อตรวจสอบว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ควรจะมีค่าเท่าไร

4.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน

แบบจำลองอย่างง่ายที่สร้างขึ้นจะประกอบไปด้วยโครงสร้างฟันทั้ง 7 ส่วน มีขนาดเท่ากับขนาดฟันเฉลี่ยของคนเอเชีย และมีสองรากเช่นเดียวกับแบบจำลองเสมือนจริง แต่จะใช้รูปทรงเรขาคณิตเป็นพื้นฐานในการสร้าง เพื่อหลีกเลี่ยงผลกระทบจากความซับซ้อนของรูปร่างแบบจำลอง

สามมิติดังรูปที่ 4.3(ก) และกำหนดให้ผิวด้านล่างถูกยึดกับที่และให้แรงกดเคี้ยวเฉลี่ยตั้งฉากกับยอดฟันทั้งสองด้านขนาด 54.64 N ดังรูปที่ 4.3(ข)



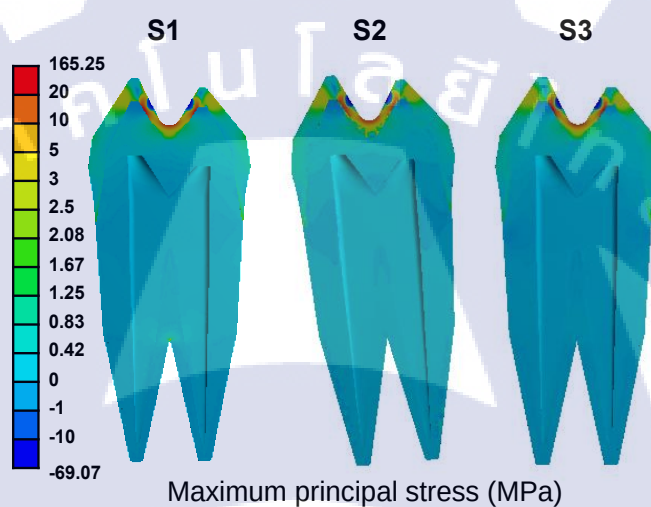
รูปที่ 4.3 (ก) แบบจำลองอย่างง่ายของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง (ข) การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด

ในการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม (Tetrahedral 10 Node) เช่นเดียวกัน จะประกอบด้วยเอลิเมนต์ (Element) จำนวนเท่ากับ 1,977,004 เอลิเมนต์และมีจำนวนจุดต่อ(Node) เท่ากับ 2,798,017 จุด และจากการค้นคว้าเพิ่มเติมพบว่าจะมีการปรับค่า normal stiffness factor (FKN) ที่ใช้ในการวิเคราะห์เพื่อช่วยลดการเกิดการเสียรูปได้ จึงจะทำการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายทั้งหมด 3 สถานการณ์ที่มีการจะกำหนดค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และค่า normal stiffness factor (FKN) แตกต่างกันสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.1

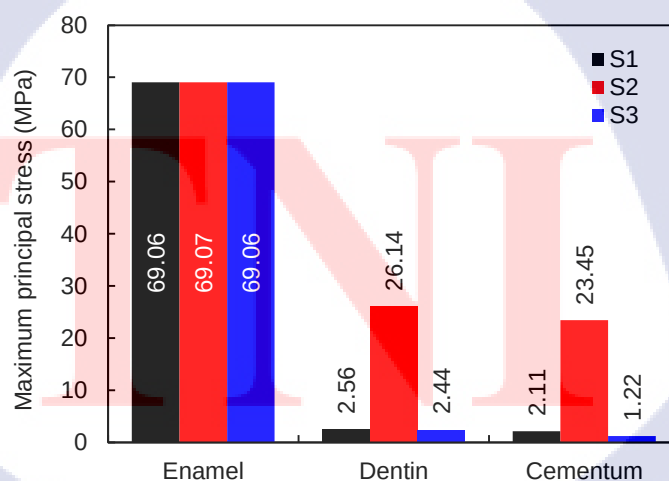
ตารางที่ 4.1 ค่า Young's Modulus และค่า normal stiffness factor (FKN) ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทั้ง 3 สถานการณ์

Situation	Young's Modulus of Periodontal ligament (GPa)	Normal stiffness factor
S1	0.0000689	Default (10)
S2	0.0000689	0.01
S3	0.0689	Default (10)

จากการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เมื่อพิจารณาในโครงสร้างที่มีความแข็งแรงอย่างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน การกระจายตัวของความเค้นและความเข้มของความเค้นที่เกิดขึ้นทั้ง 3 สถานการณ์แตกต่างกันเพียงเล็กน้อยบริเวณเคลือบฟันที่รับแรงบดเคี้ยว รอยต่อของเคลือบฟันและเนื้อฟัน รอยแยกของยอดเนื้อฟัน และจุดแยกรากดังรูปที่ 4.4(ก) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อฟันและเคลือบรากฟันในกรณีที่ 2 มากกว่าในกรณีที่ 1 และ 3 ถึง 10 เท่าดังรูปที่ 4.4(ข) แสดงให้เห็นว่าการกระจายของความเค้นในแต่ละโครงสร้างที่มีความแข็งแรงได้รับผลกระทบจากการปรับค่า normal stiffness factor (FKN)



(ก)

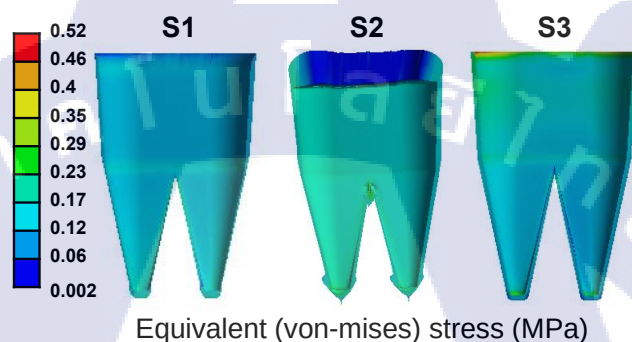


(ข)

รูปที่ 4.4 (ก) การกระจายความเค้นจากแรงบดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่าย

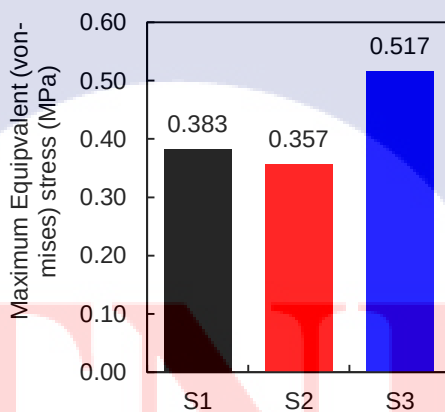
(ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน

ต่อมาเมื่อพิจารณาที่โครงสร้างที่มีความยืดหยุ่นอย่างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ด้วย equivalent (von-mises) stress ในกรณีที่ 1 และ 2 จะเกิดความเข้มของความเค้นที่บริเวณขอบด้านใน ส่วนในกรณีที่ 3 ที่ใช้ค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จากการแปลงหน่วยผิด เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะมีความแข็งแรงกว่าทำให้เกิดความเข้มของความเค้นที่บริเวณจุดแยกรากและปลายรากฟันดังรูปที่ 4.5(ก) และทำให้สามารถรับความเข้มของความเค้นได้มากขึ้น ดังรูปที่ 4.5(ข)



Equivalent (von-mises) stress (MPa)

(ก)



(ข)

รูปที่ 4.5 (ก) การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่ายในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

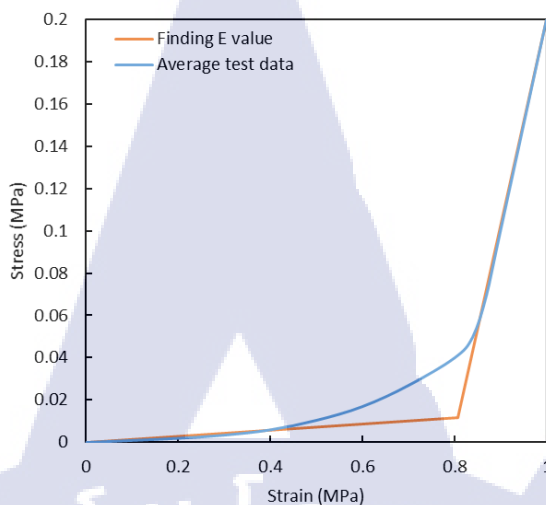
(ข) ค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

การใช้ค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่ได้จากการทดลองทำให้เกิดการเสียรูปมากผิดปกติที่บริเวณขอบด้านในถึงแม้จะทำการปรับค่า normal stiffness factor (FKN) แล้ว โดยการเสียรูปสูงสุดที่เกิดขึ้นในกรณีที่ 1 และ 2 เท่ากับ 0.75 mm และ 4.61 mm ตามลำดับ ซึ่ง

มากกว่าความหนาเฉลี่ยของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มีความหนาเท่ากับ 0.25 mm ที่จะไม่เกิดขึ้นจริง ในช่วงปากอย่างแน่นอนเช่นเดียวกับในแบบจำลองเสมือนจริง แสดงให้เห็นว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่ได้จากการทดลองแบบ 4-point bending ซึ่งทำให้เกิดความเค้นเฉือนในการทดสอบกดนั้น อาจไม่ใช่ค่าที่ถูกต้องเสมอไป ควรทำการทดสอบกดเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

4.3 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลแบบการกดแกนเดียวของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

การทดสอบกดในแนวแกนเดียวเพื่อศึกษาคุณสมบัติเชิงกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้เครื่องทดสอบแรงดึง (Universal Testing Machine : UTM) ของเซลล์ตัวอย่างทั้งหมด 20 ชิ้น จะได้ผลการทดสอบเป็นแรงกดกับระยะที่หัวกดเคลื่อนที่ลง สามารถนำมาคำนวณและนำเสนอในรูปแบบของความสัมพันธ์ของความเค้นกับความเครียดได้ดังรูปที่ 4.6 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์มีพฤติกรรมเชิงกลแบบ Bilinear elastic ค่า Elastic modulus ที่ได้ในแต่ละช่วงจะแตกต่างกัน จากการหาความชันจากกราฟความสัมพันธ์ของความเค้นกับความเครียดในแต่ละช่วง โดยค่า Elastic modulus เฉลี่ยของผลการทดสอบกดเซลล์ตัวอย่างทั้ง 20 ชิ้น ช่วงแรกเท่ากับ 0.014 ± 0.01 MPa และช่วงที่สองเท่ากับ 0.99 ± 0.64 MPa เส้นกราฟสีน้ำเงินเป็นตัวแทนของค่าเฉลี่ย โดยใช้ผลการทดสอบที่มีค่า Elastic modulus เท่ากับค่าเฉลี่ยและเส้นสีส้มแสดงลักษณะการหาความชันจากกราฟความสัมพันธ์ของความเค้นกับความเครียด ในขั้นตอนของการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง แรงกดที่ถ่ายเทมายังโครงสร้างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์อยู่ช่วงที่สอง ดังนั้นค่า Elastic modulus ที่จะนำไปวิเคราะห์แบบจำลองมีค่าเท่ากับ 0.99 MPa หลังจากนำค่า Elastic modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เท่า 0.99 MPa ที่ได้จากการทดลองมาใช้ในการวิเคราะห์และทำการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองอีกครั้ง ไม่เกิดการเสียรูปมากผิดปกติ แสดงว่าค่า Elastic modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์นี้ถูกต้อง และแบบจำลองเสมือนจริงนี้ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องแล้ว



รูปที่ 4.6 ผลการทดสอบการกดในแนวแกนเดียวเฉลี่ย

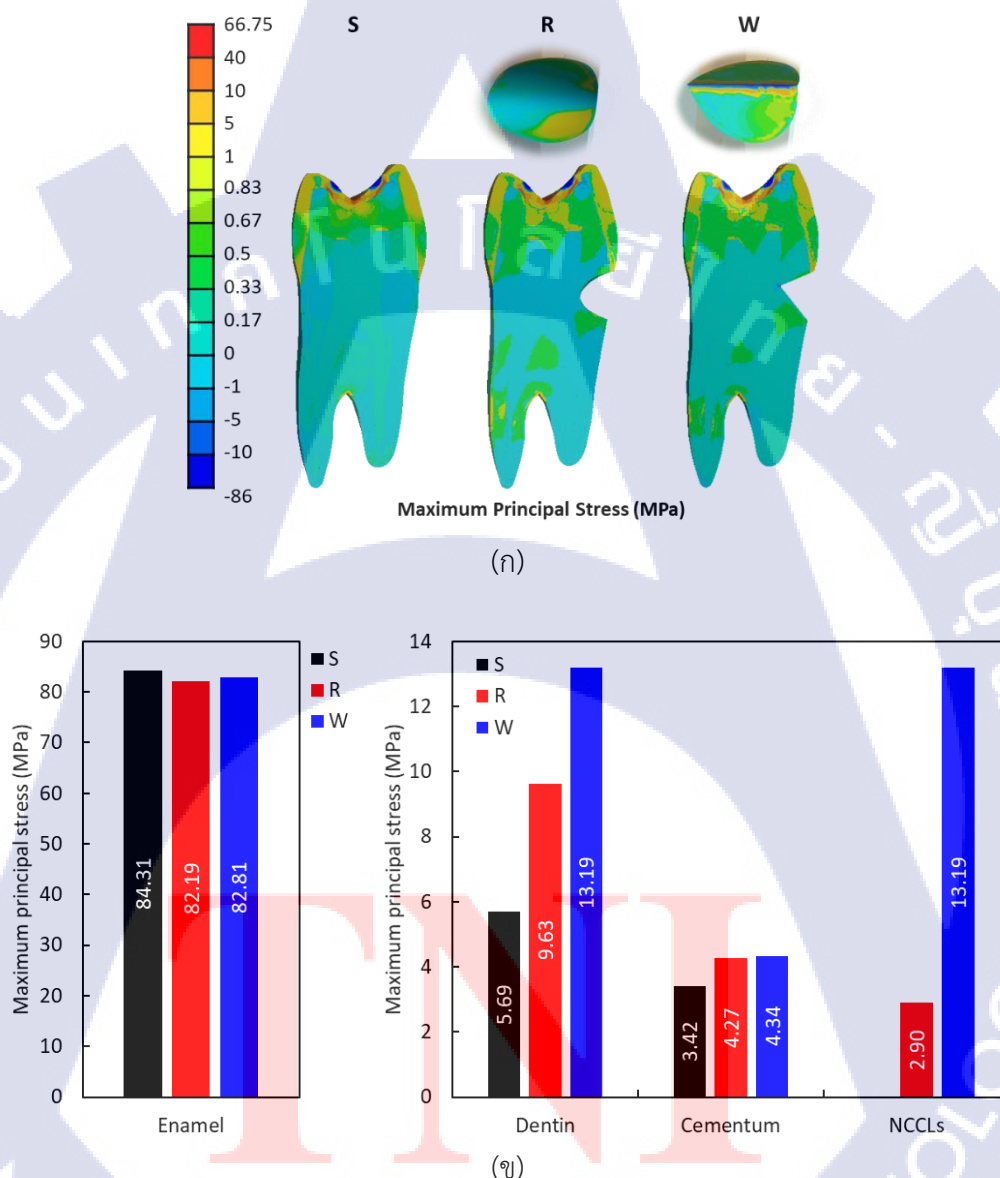
4.4 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุนบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งเมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS

การกระจายความเค้นบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งที่ปกติ (S) เริ่มจากผิวเคลือบฟันที่ได้รับแรงกดเคี้ยวโดยตรงซึ่งเป็นจุดที่มีความเข้มข้นของความเค้นมากที่สุด รองลงมาเป็นบริเวณรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน ซึ่งทั้งจุดจะทำให้เกิดการกระจายความเค้นเข้าสู่เนื้อฟันบริเวณยอดรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน และรากฟันทั้งสองข้าง จากนั้นจะกระจายไปยังเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ก่อนถ่ายเทไปยังกระดูกเบ้าฟันและกระดูกต่อไปดังรูปที่ 4.7(ก)

ต่อมาการกระจายความเค้นบนฟันสีกแบบ Horizontal oval-round (R) เริ่มจากเคลือบฟันและรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันเหมือนกัน แต่ความเข้มข้นสูงขึ้นในทุกโครงสร้างฟันสังเกตได้จากสีที่เข้มขึ้น จุดที่เกิดความเข้มข้นของความเค้นเพิ่มคือตรงรอยสีก และเกิดแรงดึงที่บริเวณรากฟันฝั่งเพดานปาก เนื่องจากรอยสีกที่เกิดขึ้นทำให้เสียสมดุลในการถ่ายแรงไปยังกระดูกเบ้าฟันและกระดูกต่อไป ประกอบกับเหงือกที่ร่นลง ทำให้ขาดตัวยึดอย่างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเบ้าฟันที่ละลายไป ส่วนการกระจายความเค้นบนฟันสีกแบบ Horizontal oval-wedge (W) เริ่มจากเคลือบฟันและรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันเหมือนกัน แต่เกิดเป็นแรงดึงเบาๆ ในโครงสร้างส่วนใหญ่สังเกตได้จากมีสีเข้มขึ้น แต่บริเวณกลางรอยสีกเกิดแรงกดสูงและเกิดแรงดึงที่บริเวณรากฟันฝั่งเพดานปากเช่นเดียวกับฟันสีกแบบ Horizontal oval-round

อย่างไรก็ตามจุดที่เกิดความเข้มข้นของความเค้นสูงเป็นจุดที่มีแนวโน้มว่าจะเสียหายหรือเสียหายมากขึ้น และความเข้มข้นของความเค้นที่เกิดขึ้นในโครงสร้างที่แข็งแรงทั้งสามโครงสร้างและที่

รอยสีก ส่วนใหญ่เกิดในฟันสีกแบบ Horizontal oval-wedge มากที่สุด รองลงมาเป็นฟันสีกแบบ Horizontal oval-round และฟันปกติตามลำดับ แสดงให้เห็นว่ารอยสีกแบบ Horizontal oval-wedge รุนแรงกว่า Horizontal oval-round หากไม่ได้รับการรักษามีแนวโน้มที่จะรุนแรงขึ้นอย่างรวดเร็ว ดังรูปที่ 4.7(ก) และ 4.7(ข)



รูปที่ 4.7 การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันปกติและฟันที่เกิดการสีกแบบ Horizontal oval-round และแบบ Horizontal oval-wedge (ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน และรอยสีก

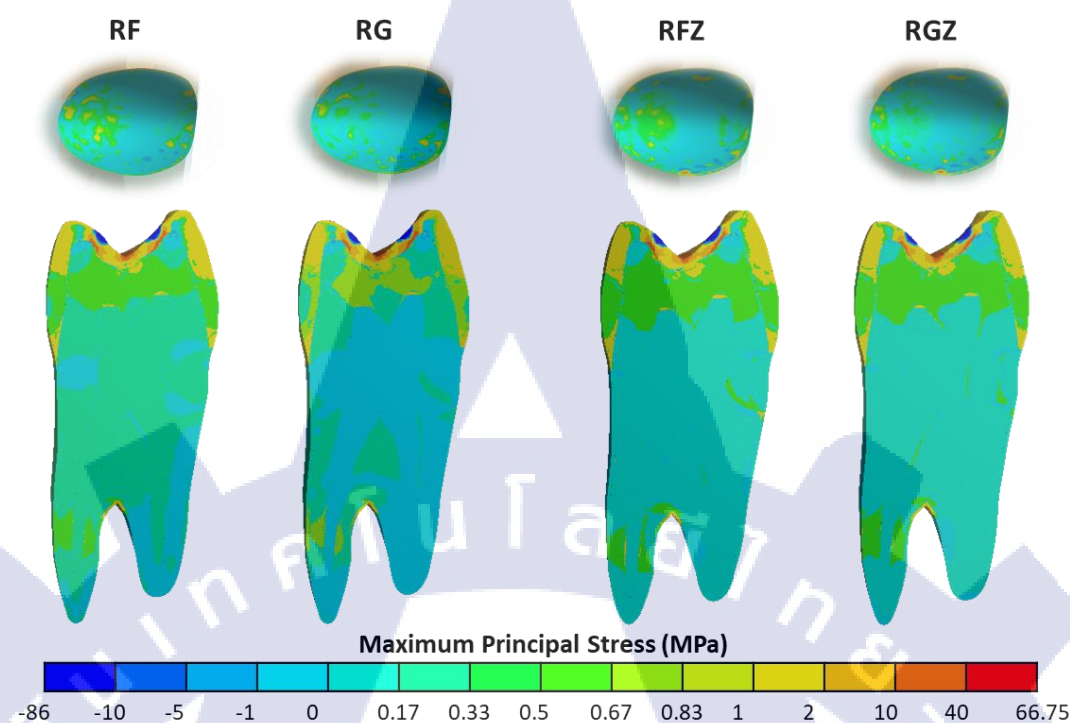
4.5 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งหลังทำการซ่อมแซมเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยว ด้วยโปรแกรม ANSYS

ในการซ่อมแซมฟันที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval - round หลังจากทำการอุดฟันแล้ว ผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าการอุดฟันจะช่วยเพิ่มการกระจายความเค้น ในการอุดด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่นแบบขึ้นเดียว (RG) จะช่วยลดความเข้มของความเค้นได้ดีสังเกตจากสีที่อ่อนลงและมีลักษณะการกระจายความเค้นที่คล้ายกับในฟันปกติ ส่วนในการอุดด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติแข็งแรง แบบขึ้นเดียว (RF) จะช่วยลดแรงดึงที่เกิดขึ้นบริเวณรอยสึกได้ดีจากสีเหลืองที่หายไป และในการอุดแบบทีละชั้นทั้งที่ใช้วัสดุแบบยึดหยุ่น (RGZ) และวัสดุแบบแข็งแรง (RFZ) ช่วยเพิ่มการกระจายความเค้นเช่นกัน คู่มือชี้แจงมากขึ้น ดังรูปที่ 4.8(ก)

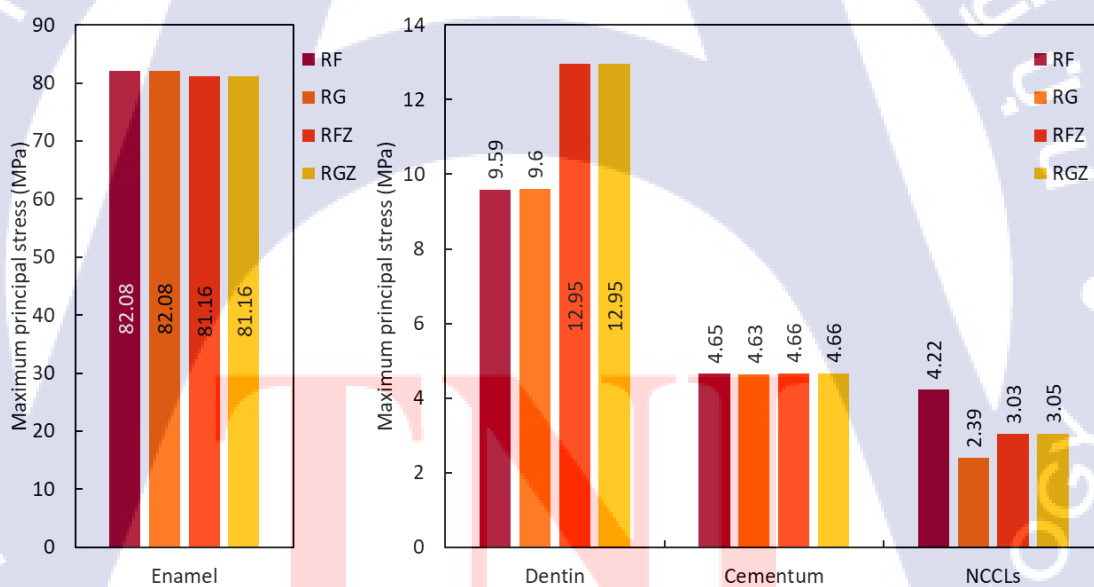
เมื่อพิจารณาเพิ่มเติมในส่วนของค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นในแต่ละโครงสร้างดังรูปที่ 4.8(ข) ในเคลือบฟันและเคลือบรากไม่พบความแตกต่างเท่าใดนัก แต่ในเนื้อฟันมีความเค้นสูงสุดเพิ่มขึ้น 34.5% ในการอุดที่ละชั้นด้วยวัสดุสองชนิด และที่บริเวณรอยสึกการอุดด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่นแบบขึ้นเดียว (RG) ที่มีการกระจายความเค้นคล้ายกับในฟันปกติ สามารถลดความเค้นหลักสูงสุดได้มากที่สุดในการอุดแบบต่างๆ และเมื่อเปรียบเทียบกับในฟันสึกแบบ Horizontal oval - round ที่ยังไม่ได้รับการอุด สามารถลดค่าความเค้นหลักสูงสุดไป 18% แสดงให้เห็นว่าการอุดแบบนี้ช่วยในการกระจายความเค้นมากที่สุดและเป็นการอุดที่น่าจะมีอายุการใช้งานที่นานสุดในการรักษาฟันสึกแบบ Horizontal oval -round

ต่อมาในฟันสึกแบบ Horizontal oval - wedge หลังจากทำการอุดฟันแล้ว ผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าการอุดฟันทั้งสี่แบบสามารถช่วยกระจายความเค้นได้ดี สันเหตุได้จากสีที่อ่อนลง มีสีฟ้ามากขึ้น และมีลักษณะการกระจายความเค้นคล้ายกับในฟันปกติ ซึ่งทั้งสี่แบบนี้จะเกิดความเข้มของความเค้นลดลง โดยเฉพาะที่บริเวณรอยสึกที่ไม่พบแถบสีน้ำเงินตรงกลางดังรูปที่ 4.9(ก)

เมื่อพิจารณาเพิ่มเติมในส่วนของค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นในแต่ละโครงสร้างดังรูปที่ 4.9(ข)ค่าความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นบนเคลือบฟันดูไม่แตกต่างกันเท่าไร ส่วนในเนื้อฟันและที่บริเวณรอยสึกลดลงอย่างเห็นได้ชัด การอุดที่ทำให้ความเค้นสะสมสูงสุดลดลงมากที่สุดคือ การอุดด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่นแบบขึ้นเดียว (WG) รองลงมาเป็นการอุดด้วยวัสดุที่แข็งแรงแบบขึ้นเดียว (WF) และการอุดทีละชั้นด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่น (WFZ) และด้วยวัสดุแข็งแรง (WGZ) ที่ไม่แตกต่างกันมากตามลำดับ ซึ่งการอุดด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่นแบบขึ้นเดียว (WG) สามารถลดค่าความเค้นหลักสูงสุดที่บริเวณรอยสึกได้สูงสุดถึง 51% แสดงให้เห็นว่าการอุดแบบนี้ น่าจะมีอายุการใช้งานที่นานสุดด้วย ในการรักษาฟันสึกแบบ Horizontal oval - wedge

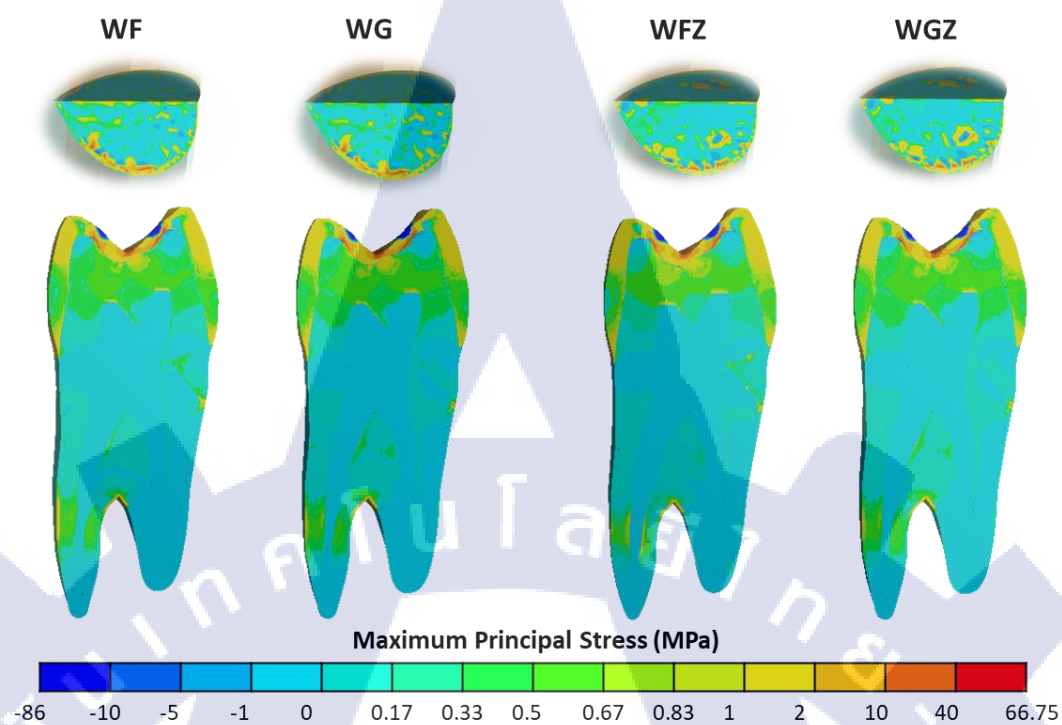


(ก)

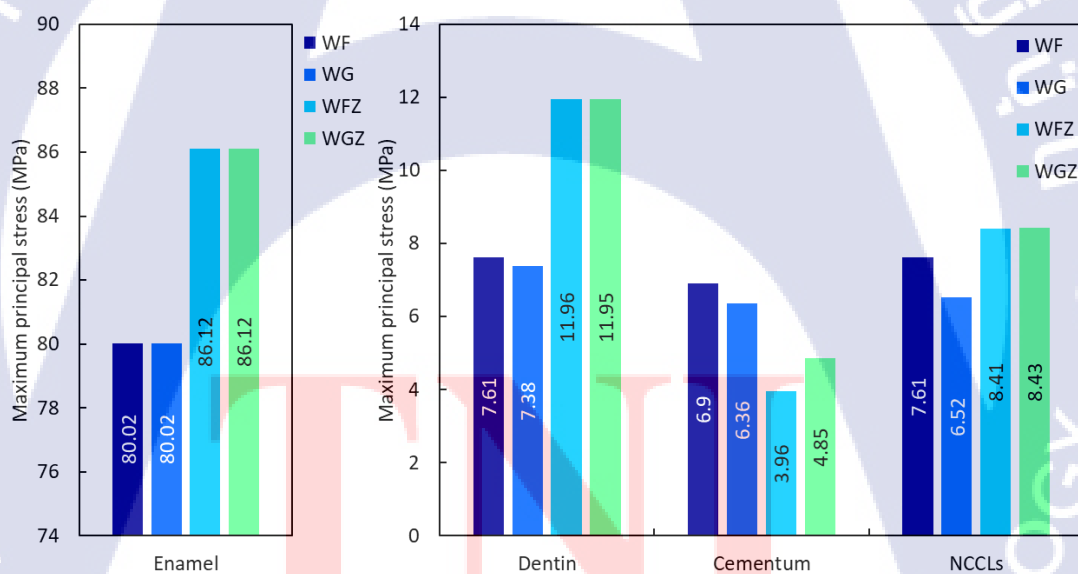


(ข)

รูปที่ 4.8 การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval-round และได้รับการซ่อมแซมที่แตกต่างกัน (ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟันและรอยสึก



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.9 การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนพื้นที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval-wedge และได้รับการซ่อมแซมที่แตกต่างกัน (ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟันและรอยสึก

อย่างไรก็ตามเมื่อทำการเปรียบเทียบการกระจายความเค้นและความเข้มของความเค้นในฟันที่ได้รับการถอดด้วยลักษณะการถอดฟันที่ดีที่สุดที่ควรใช้ในการรักษาฟันสึกแต่ละแบบคือการถอดด้วยวัสดุที่ยึดหยุ่นแบบขึ้นเดียวกับในฟันปกติ พบว่าถึงแม้จะมีลักษณะการกระจายความเค้นที่คล้ายกันแต่ก็ไม่เหมือนในฟันปกติซะทีเดียว และเมื่อพิจารณาความเค้นหลักสูงสุดเพิ่มจะเห็นได้ว่าเมื่อเปรียบเทียบความเค้นหลักสูงสุดที่บริเวณรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันซึ่งเป็นบริเวณที่เกิดการสึกกับความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นที่รอยสึกหลังจากทำการถอดแล้ว ในกรณีการถอดฟันสึกแบบ Horizontal oval – round ยังมีค่ามากกว่าที่เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันในฟันปกติ 30% ส่วนในกรณีการถอดฟันสึกแบบ Horizontal oval – wedge มีมากกว่าที่เกิดขึ้นบริเวณรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันในฟันปกติ 90% แสดงให้เห็นว่าถึงแม้จะได้รับการซ่อมแซมแล้วแต่ฟันที่เคยเกิดการสึกหรือไปแล้ว ไม่สามารถซ่อมแซมได้เหมือนเดิมและการถอดฟันสึกแบบ Horizontal oval – round เกิดความเค้นหลักสูงสุดน้อยกว่าในฟันสึกแบบ Horizontal oval – wedge 172.8% ดังนั้นในการรักษาควรที่จะทำการกรอฟันบริเวณรอยสึกให้เป็น Horizontal oval – round ก่อนที่จะทำการถอดฟัน



TNI

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ เป็นการศึกษาพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งจากภาพถ่าย CBCT ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริง คือ ประกอบด้วยโครงสร้างหลายชั้น (Multi-components) และมีขนาดตามจริง (True dimension) เพื่อนำมาวิเคราะห์การกระจายความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุและการกระจายความเค้นบนวัสดุอุดในการซ่อมแซมรอยโรค ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยให้แรงกดเคี้ยวเฉลี่ยกระทำบนยอดฟันทั้งสองด้าน ซึ่งในตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองครั้งแรกพบการเสียรูปมากผิดปกติที่โครงสร้างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่น่าจะการกำหนดคุณสมบัติที่ไม่ถูกต้อง จึงสร้างแบบจำลองอย่างง่ายและทำการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อยืนยัน และทำการทดสอบคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เพื่อหาค่า Young's Modulus ที่เหมาะสมเพิ่มเติม ก่อนจะทำการตรวจสอบความถูกต้องอีกครั้งและนำค่า Young's Modulus ที่ได้มาใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป สามารถสรุปผลการวิเคราะห์ทั้งหมดได้ดังนี้

5.1.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น

แบบจำลองที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยโครงสร้างสำคัญครบทั้ง 7 ส่วนประกอบ มีขนาดและรูปร่างตามมาตรฐานของคนเอเชีย แต่ในผลการวิเคราะห์ด้วย ANSYS Workbench ครั้งแรกตรวจพบการเสียรูปมากผิดปกติ เมื่อฟันได้รับแรงกดเคี้ยวเฉลี่ยในโครงสร้างเอ็นยึดปริทันต์ ซึ่งไม่เกิดขึ้นจริงในช่องปาก จึงทำการตรวจสอบคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองอย่างง่ายเพื่อลดปัญหาความซับซ้อนของแบบจำลอง

5.1.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน

การตรวจสอบด้วยแบบจำลองอย่างง่ายแสดงให้เห็นว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ควรมีค่ามากกว่า 0.0000689 GPa ที่ได้จากการทดสอบแบบ 4-point bending จึงจะไม่ทำให้เกิดการเสียรูปมากผิดปกติ ซึ่งจากการลองปรับค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ค่า Young's Modulus ต้องมีค่ามากกว่า 0.37 MPa จึงจะไม่ทำให้เกิดการเสียรูปมากผิดปกติ และด้วยพฤติกรรมของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มีการ

เปลี่ยนแปลงตามลักษณะของแรงที่ได้รับ จึงต้องทำการทดสอบกดในแนวแกนเดียวบนเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ ซึ่งเป็นลักษณะแรงเดียวกับแรงกดเคี้ยวเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่เหมาะสม

5.1.3 ผลการทดสอบคุณสมบัติเชิงกลแบบการกดแกนเดียวของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

การทดสอบกดในแนวแกนเดียวบนเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ทำให้ทราบถึงพฤติกรรมเชิงกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เมื่อได้รับแรงกดเช่นเดียวกับแรงกดเคี้ยว โดยเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะตอบสนองต่อแรงกดแบบ Bilinear elastic ซึ่งจากผลการตรวจสอบความถูกต้องครั้งแรกพบว่าแรงกดเคี้ยวที่กระจายมาที่เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะทำให้ได้รับการตอบสนองด้วยพฤติกรรมในช่วงที่สองของ Bilinear elastic ที่มีค่า Young's Modulus เท่ากับ 0.99 MPa และเมื่อนำค่านี้ไปใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองอีกครั้ง ทำให้ไม่เกิด over deformation ดังนั้นค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ของฟันกรามน้อยซี่ที่ 1 ที่ถูกต้อง ต้องมาจากการทดสอบคุณสมบัติทางกลด้วยแรงกดและมีค่าเท่ากับ 0.99 MPa

5.1.4) ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS

การกระจายความเค้นภายในโครงสร้างฟันที่ได้รับอิทธิพลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุแสดงให้เห็นว่ารอยสึกที่เกิดขึ้น มีผลลักษณะการกระจายของความเค้นที่เปลี่ยนแปลงไป ทำให้ฟันต้องรับภาระจากการกดเคี้ยวมากขึ้น ซึ่งลักษณะการสึกหรือทั้งสองแบบที่พบบ่อยทำให้ฟันต้องรับความเค้นเพิ่มขึ้นอย่างน้อย 20% ในแต่ละโครงสร้างฟัน โดยเกิดความเค้นหลักสูงสุดในฟันสึกแบบ Horizontal oval-wedge ถือเป็นการสึกที่มึความรุนแรงมากที่สุด รองลงมาฟันรอยสึกแบบ Horizontal oval-round และในฟันปกติ

5.1.5 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งหลังทำการซ่อมแซมเมื่อได้รับแรงกดเคี้ยว ด้วยโปรแกรม ANSYS

หลังจากการทำการอุดฟันแล้วการอุดที่ทำให้เกิดความเค้นหลักน้อยที่สุดคือ การอุดด้วยวัสดุอุดหย่อนเป็นชิ้นเดียวในฟันสึกแบบ Horizontal oval-round แสดงให้เห็นว่าน่าจะเป็นวัสดุและรูปแบบการอุดที่มีอายุการใช้งานนานที่สุด แต่ถึงแม้จะทำการอุดฟันแล้วแต่ฟันที่เคยสึกแล้วจะไม่มีโอกาสเหมือนเดิมและจะต้องรับภาระเพิ่มขึ้นในทุกโครงสร้างอย่างน้อย 20% ดังนั้นหากพบอาการฟัน

สึกทุกรูปแบบควรทำการรักษาทันที หากปล่อยทิ้งไว้อาจเกิดการสึกเพิ่มหรือติดเชื่อมนำไปสู่การสูญเสียอย่างถาวร และแนะนำให้ทำการถอดด้วยวัสดุยึดหยุนเป็นชิ้นเดียว

5.2 ข้อเสนอแนะ

- ในการทดสอบแรงกดบนเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ ควรเพิ่มจำนวนตัวอย่างในการทดสอบ เพื่อความแม่นยำของผลการทดลอง และเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่นำมาทดสอบ นอกจากต้องมาจากฟันลำดับเดียวกันแล้ว ควรจำแนกตำแหน่งของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มาทดสอบว่ามาจากบริเวณคอฟันหรือปลายรากของฟัน
- ในงานวิจัยนี้เลือกใช้ค่า Elastic modulus เท่ากับ 0.99 MPa ที่ได้จากการทดสอบพฤติกรรมทางกลในช่วงที่สอง มาวิเคราะห์แบบ linear elastic ซึ่งได้ทำการตรวจสอบขนาดของแรงบิดเคี้ยวที่กระจายไปยังเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์แล้ว การประยุกต์ใช้ในรูปแบบที่หลากหลายมากขึ้นควรกำหนดเป็นแบบ Bilinear elastic
- การวิเคราะห์ในงานวิจัยต่อไป ควรทำในรูปแบบการทดสอบความล้าเพื่อประเมินความคงทนของวัสดุที่ใช้ในการซ่อมแซมรอยอุดได้อย่างชัดเจน

สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น

THAI - JAPAN INSTITUTE OF TECHNOLOGY

บรรณานุกรม

TNI

บรรณานุกรม

- [1] The Editors of Encyclopædia Britannica, “Tooth ANATOMY,” [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/tooth-anatomy> [Accessed: February 20, 2018].
- [2] Y. Igarashi et al., “The prevalence and morphological types of non-carious cervical lesions (NCCL) in a contemporary sample of people,” *Odontology*, vol. 105, no. 4, pp. 443-452, October 2017.
- [3] J. O. Grippo, “Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth,” *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 3, no. 1, pp. 14-19, January 1991.
- [4] J. O. Grippo et al., “Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: A 20-Year Perspective,” *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 24, no. 1, pp. 10-23, February 2012.
- [5] B. G. Smith and J. K. Knight, “An index for measuring the wear of teeth,” *British Dental Journal*, vol. 156, pp. 435-438, June 1984.
- [6] T. C. Aw et al., “Characteristics of noncarious cervical lesions a clinical investigation,” *The Journal of the American Dental Association*, vol. 133, no. 6, pp. 725-733, June 2002.
- [7] K. Loomba et al., “Proposal for clinical classification of multifactorial noncarious cervical lesions,” *General Dentistry*, vol. 62, no. 3, pp. 39-44, June 2014.
- [8] B. Hur et al., “Characteristics of noncarious cervical lesions an ex vivo study using micro computed tomography,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 38, no. 6, pp. 469-474, June 2011.
- [9] F. Burke and P. Lucarotti, “The ultimate guide to restoration longevity in England and Wales. Part 4: resin composite restorations: time to next intervention and to extraction of the restored tooth,” *British Dental Journal*, vol. 224, pp. 945-956, June 2018.

บรรณานุกรม(ต่อ)

- [10] P. V. Soares et al., “Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 41, pp. 108-114, October 2013.
- [11] V. C. M. Neves et al., “Promotion of natural tooth repair by small molecule GSK3 antagonists,” *Scientific Reports*, vol. 7, no. 39654, pp. 1-7, January 2017.
- [12] J. C. Guimarães et al., “Stress amplifications indental non-carious cervical lesions,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 443-452, October 2017.
- [13] S. Benazzi et al., “Dynamic modelling of tooth deformation using occlusal Kinematics and Finite Element Analysis,” *PLOS ONE*, vol. 11, no. 3 : e0152663, pp.1-17, March 2016.
- [14] J. A. Michael et al., “Abfraction: separating fact from fiction,” *Australian Dental Journal*, vol. 54, no. 1, pp. 2-8, March 2009.
- [15] S. Jakupovic et al., “Biomechanics of cervical tooth region and noncarious cervical lesions of different morphology; three-dimensional finite element analysis,” *European Journal of Dentistry*, vol. 10, no. 3, pp. 413-418, June 2016.
- [16] JADA, “Tooth Eruption The Permanent Teeth,” [Online]. Available: https://www.ada.org/~media/ADA/Publications/Files/patient_58.ashx [Accessed: January 10, 2016].
- [17] M. Hoffman, “Picture of The Teeth Human Antomy,” [Online]. Available: <https://www.webmd.com/oral-health/picture-of-the-teeth> [Accessed: February 20, 2017].
- [18] J. Tietestä and T. J. Liiketoiminnasta, “Röntgenkuvantaminen Uudelle Tasolle,” [Online]. Available: <http://www.vtt.fi/Impulssi/Pages/Rontgenkuvantaminen-uudelle-tasolle.aspx> [Accessed: May 30, 2018].
- [19] Balaji Dental & Craniofacial Hospital, “Facial Asymmetry Correction Using Distraction Osteogenesis,” [Online]. Available: <http://blog.smbalaji.com/surgery-of-the-week/facial-asymmetry-correction-using-distraction-osteogenesis> [Accessed: May 13, 2017].

บรรณานุกรม(ต่อ)

- [20] R. C. Hibbeler, *Mechanics of Materials*, USA : Pearson Prentice Hall, 2010.
- [21] ปราโมทย์ เดชะอำไพ, *ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม* กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2555.
- [22] ปราโมทย์ เดชะอำไพ และ เสฏฐวรรธ สุจริตวาทสกุล, *การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโต๊ะช่างแอนซิส* กรุงเทพฯ: บริษัท แคดไอ-อที คอนซัลแท้นส์ พีทีอี ลิมิเต็ด (เอเชีย), 2560.
- [23] ANSYS, Inc., *Theory Reference for the Mechanical APDL and Mechanical Applications* ANSYS, USA : ANSYS, 2012.
- [24] S. Ruengdit et al., “Sex Determination from Teeth Size in Thais,” *Proceeding of The 6th CIFS Academic Day 2011*, CIFS, Nonthaburi, September 14-15, 2011, pp. 1-12.
- [25] E. Özcan et al., “Root and canal morphology of maxillary first premolars in a Turkish population,” *Journal of Dental Sciences*, vol. 7, pp. 390-394, December 2012.
- [26] K. Dashrath et al., “Root Morphology and Tooth Length of Maxillary First Premolar in Nepalese Population,” *Dentistry*, vol. 5, no. 8, pp. 1-3, August 2015.
- [27] Y. Abe et al., “Occlusal-supporting ability of individual maxillary and mandibular teeth,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 39, no. 12, pp. 923-930, December 2012.
- [28] A. M. O'Mahony et al., “Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading,” *Clinical Oral Implants Research*, vol. 12, no.6, pp. 648-657, December 2001.
- [29] P. V. Soares et al., “Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis,” *Australian Dental Journal*, vol. 60, no.3, pp. 309-316, September 2015.
- [30] L. F. Zeola et al., “Effects of non-carious cervical lesion size, occlusal loading and restoration on biomechanical behaviour of premolar teeth,” *Australian Dental Journal*, vol. 61, no.4, pp. 408-417, September 2015.

บรรณานุกรม(ต่อ)

- [31] A. M. Correia et al., "Polymerization shrinkage stresses in different restorative techniques for non-carious cervical lesions," *Journal of Dentistry*, vol. 76, pp. 68-74, September 2018.
- [32] I. Stamfelj et al., "Cementum thickness in multirooted human molars: A histometric study by light microscopy," *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, vol. 190, no.2, pp.129-139, May 2008.
- [33] A. Nikolaus et al., "Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validated numerical study," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 67, pp. 61-73, March 2017.
- [34] J. Miura et al., "Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces," *Dental Materials*, vol. 25, no.1, pp. 67-73, January 2009.
- [35] J. Peterson et al., "Material Properties of the Dentate Maxilla," *The anatomical record. Part A, Discoveries in molecular, cellular, and evolutionary biology*, vol. 288A, no. 9, pp. 962-972, September 2006.
- [36] C. Rubin et al., "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model," *Journal of Dental Research*, vol. 62, no. 2, pp. 82-86, February 1983.
- [37] S. P. Ho et al., "The tooth attachment mechanism defined by structure, chemical composition and mechanical properties of collagen fibers in the periodontium," *Biomaterials*, vol. 28, pp. 5238-5245, September 2007.
- [38] J. W. FARAH, et al., "Finite element analysis of three- and four-unit bridges," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 16, pp. 603-611, 1989.
- [39] A. L. Yettram et al., "Centre of Rotation of a Maxillary Central Incisor under Orthodontic Loading," *British Journal of Orthodontics*, vol. 4, no.1, pp.23-27, January 1977.

บรรณานุกรม(ต่อ)

- [40] N. Limjeerajarus et al., “Comparison of ultimate force revealed by compression tests on extracted first premolars and FEA with a true scale 3D multi-component tooth model based on a CBCT dataset,” *Clinical Oral Investigations*, vol. 24, pp. 211-220, January 2020.
- [41] P. E. Murray et al., “Odontoblast morphology and dental repair,” *Journal of Dentistry*, vol. 31, no.1, pp.75-82, January 2003.
- [42] A. M. Weinstein et al., “Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants,” *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 14, no.1, pp.23-29, January 1980.