



การศึกษาการกระจายตัวของแรงบิดเคี้ยวที่เป็นผลจาก
ความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรค
ที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง
ด้วยการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์

เสนอ

สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น

TNI

โดย

รศ.ดร. ณัฐพล ลิ้มจิระจรัส

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคณะกรรมการชุดแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ให้คำปรึกษาและข้อมูลที่เกี่ยวข้อง รวมทั้งอำนวยความสะดวกในการทำการทดสอบ และสถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น ที่ให้การสนับสนุนเงินทุนโครงการวิจัยนี้ ภายใต้เลขที่โครงการ 1906/A001

ณัฐพล ลิ่มจีระจรัส



สารบัญ

หัวข้อ	หน้า
กิตติกรรมประกาศ.....	ข
สารบัญ.....	ค
สารบัญตาราง.....	จ
สารบัญรูปภาพ.....	ฉ
1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.5 แผนการวิจัย.....	5
2 การศึกษาวรรณกรรม.....	7
2.1 โครงสร้างของฟัน.....	7
2.2 การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์.....	8
2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	9
2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	13
3 ระเบียบวิธีวิจัย.....	20
3.1 ขอบเขตการศึกษา.....	21
3.2 การเลือกต้นแบบและตัวอย่าง.....	21
3.3 การพัฒนาแบบจำลอง.....	22
3.4 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง.....	24
3.5 ค่าตัวแปรของแบบจำลอง.....	25
3.6 การวิเคราะห์แบบจำลอง.....	26
3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง.....	27
3.8 การวิเคราะห์การกระจายตัวของแรงเชิงกลที่เกิดจากแรงบิดเดียว.....	28

สารบัญ (ต่อ)

หัวข้อ	หน้า
4 ผลและการวิเคราะห์.....	30
4.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น.....	30
4.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้ แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน	32
4.3 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะ ทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วย โปรแกรม ANSYS.....	36
5 สรุปผลการวิจัย.....	38
บรรณานุกรม.....	40

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
1.1 แผนการวิจัย.....	5
2.1 แสดงแรงการบิดเคี้ยวและพื้นที่ในการบิดเคี้ยว.....	14
3.1 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบต่างๆของแบบจำลอง.....	25
3.2 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Isotropic.....	25
4.1 ค่า Young's Modulus และค่า normal stiffness factor (FKN) ที่ใช้ในการวิเคราะห์ ทั้ง 3 สถานการณ์.....	33



TNI

สารบัญรูปภาพ

รูป	หน้า
1.1 โครงสร้างของฟัน.....	1
1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ.....	2
1.3 ลักษณะการสึกกร่อนด้านหน้าและด้านข้างที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุที่พบบ่อย (ก) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวขวาง (ข) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาวและ (ค) การสึกหรอรูปปลีตามขวาง.....	3
2.1 ลักษณะการเรียงตัวของฟันและอายุที่ฟันแท้จะขึ้นมาแทนที่.....	6
2.2 ลักษณะโครงสร้างภายนอกของฟันและภายในของฟัน	7
2.3 ตัวอย่างภาพถ่าย (ก.) ภาพถ่ายเอกซเรย์จะมีการทับซ้อนของอวัยวะ (ข.) ภาพถ่ายจาก CT 2 มิติ ในแนวตัดขวาง (ค.) ภาพถ่ายของ CT ที่นำไปประมวลผลเป็นภาพ 3 มิติ.....	9
2.4 ลักษณะของเอลิเมนต์และจุดต่อของแต่ละเอลิเมนต์.....	10
2.5 ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ.....	11
2.6 ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ.....	11
2.7 ลักษณะเอลิเมนต์ 3 มิติ.....	11
2.8 ลักษณะความเค้นที่เกิดตามพื้นผิวของวัตถุ.....	12
2.9 (ก) การจำแนกลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (ข) การสึกหรอแบบ Horizontal oval – round (ค) การสึกหรอแบบ Horizontal oval – wedge.....	15
2.10 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกรามน้อย	16
2.11 ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นอัดหลักสูงสุดของรอยโรคที่มีลักษณะแตกต่างกัน	17
2.12 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกราม	17
2.13 การกระจายของความเค้นเมื่อรอยโรคมีขนาดต่างกัน	18
2.14 ลักษณะการบูรณะการสึกหรอบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน	19
3.1 แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทำวิจัย.....	20
3.2 เปรียบเทียบขนาดของฟันต้นแบบ (●) กับขนาดมาตรฐานของฟันบนด้านซ้าย (L) และด้านขวา (R) ของคนเอเชียทั้งผู้ชาย (M) และผู้หญิง (F).....	22
3.3 การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างแบบจำลอง	23
3.4 การเขียนแบบจำลองของโครงสร้างฟัน.....	23
3.5 แบบจำลองเสมือนจริงของฟันกรามน้อย	24
3.6 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง.....	24

สารบัญรูปภาพ (ต่อ)

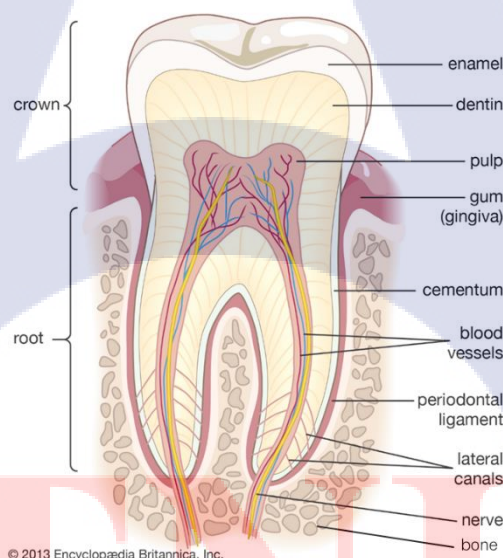
รูป	หน้า
3.7	ลักษณะของเอลิเมนต์ของแบบจำลอง 26
3.8	การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด..... 27
3.9	ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง (ก) ความสัมพันธ์ของระยะทางกับแรงลัพธ์ (ข) การกระจายของความเค้นอัดหลัก 28
3.10	แบบจำลองสามมิติของกรณีศึกษาต่างๆ (ก) ฟันปกติ (Sound tooth) (ข) ฟันที่เกิดรอยโรค แบบ Horizontal oval – round และแบบ Horizontal oval – wedge..... 29
4.1	การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจาย ความเค้นในโครงสร้างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟัน 31
4.2	การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจาย ความเค้นและค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อเอ็นยึด ปริทันต์ (ข) การเสียรูปของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ 32
4.3	(ก) แบบจำลองอย่างง่ายของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง (ข) การกำหนดเงื่อนไขในการ วิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด 33
4.4	(ก) การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่าย (ข) ค่า Maximum principal stress ที่เกิดขึ้นในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน 34
4.5	(ก) การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองอย่างง่ายในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ (ข) ค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์.. 35
4.6	การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนฟันปกติและฟันที่เกิดการสึกแบบ Horizontal oval-round และแบบ Horizontal oval-wedge (ก) การกระจายความเค้นใน โครงสร้างฟัน (ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบ รากฟัน และรอยสึก..... 37

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

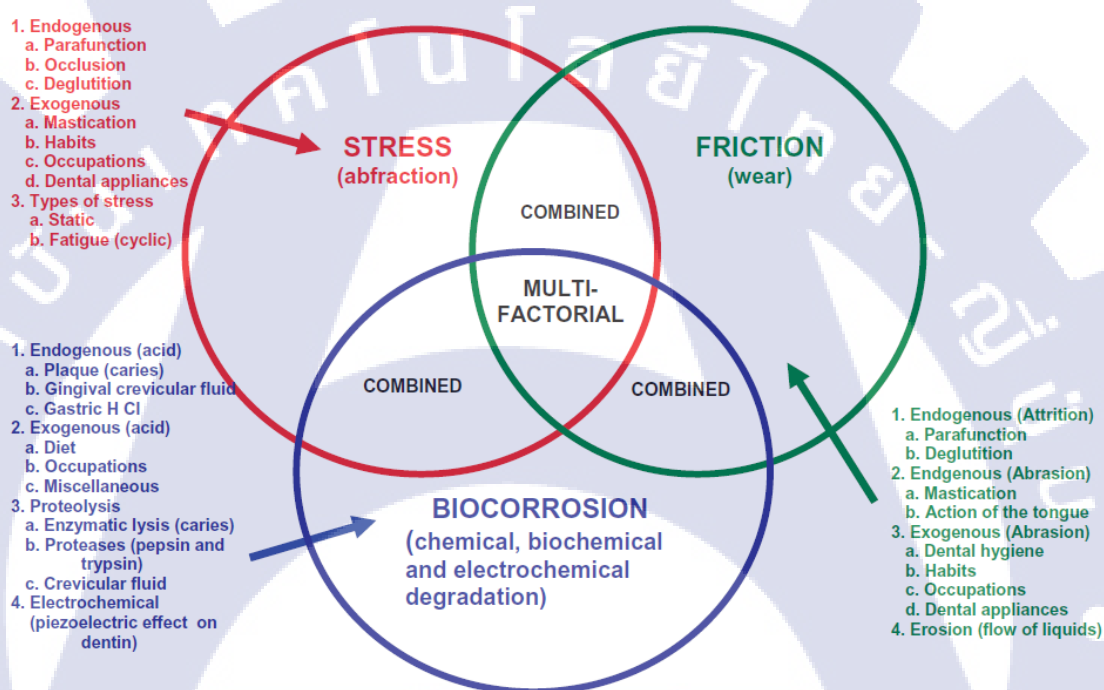
ฟันเป็นอวัยวะสำคัญของร่างกาย ทำหน้าที่ฉีกและบดเคี้ยวอาหารให้มีขนาดที่พอเหมาะ ในช่องปากที่เป็นด่านแรกของระบบย่อยอาหาร ก่อนส่งไปยังส่วนต่างๆ ทำให้อาหารไหลผ่านจากหลอดอาหารไปสู่กระเพาะอาหารได้สะดวก กระเพาะอาหารไม่ต้องทำงานหนักในการใช้แรงบีบรัดเพื่อย่อยอาหารและดูดซึมสารอาหารเข้าสู่ร่างกายได้ง่าย โดยปกติโครงสร้างฟันจะประกอบไปด้วย 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 (Cementoenamel junction) ซึ่งเป็นบริเวณที่เคลือบฟันบางที่สุด มักเกิดการสูญเสียโครงสร้างของฟันที่มีสาเหตุสำคัญ 2 สาเหตุ คือ รอยโรคที่เกิดจากฟันผุ (Carious cervical lesions) ซึ่งเกิดจากแบคทีเรียที่อาศัยอยู่ในช่องปากทำการย่อยสลายเศษอาหารจำพวกแป้งและน้ำตาลกลายเป็นกรดแลคติก (Lactic) ที่มีฤทธิ์ในการสลายแร่ธาตุซึ่งเป็นโครงสร้างของฟันจนทำให้เกิดการผุกร่อนเช่นเดียวกับบริเวณอื่น และรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (Non-carious cervical lesions: NCCLs) ที่ในปัจจุบันพบรอยโรคสูงถึง 38.7% [2] มีทั้งหมด 4 ประเภท[3] ได้แก่ การสึกกร่อนจากการบดเคี้ยว (Attrition) บริเวณที่ฟันบนและฟันล่างสบกันขณะบดเคี้ยว การสึกกร่อนจาก

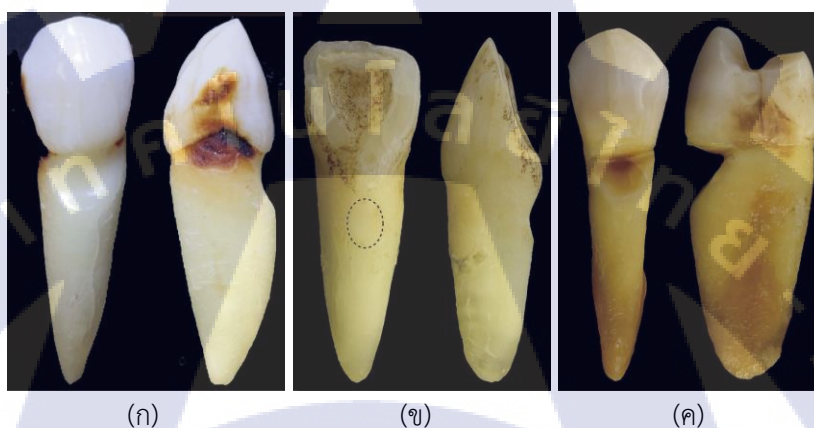
การขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟัน การสึกกร่อนจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์เป็นกรด และการสึกกร่อนแบบแอปแฟรคชัน (Abfraction) คือการแตกหักขนาดเล็กของเคลือบฟัน เคลือบรากฟัน และเนื้อฟันจากการรับภาระเกินความล้ำสูงสุด ในปี 2555 J. O. Grippo [4] ได้อธิบายถึงสาเหตุหลักของการสูญเสียโครงสร้างของฟันบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุว่าไม่ได้เกิดจากการขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟันเพียงอย่างเดียว หรือมีสาเหตุหลักจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์เป็นกรด หรือจากการย่อยสลายทางเคมี เพียงอย่างเดียวหนึ่งแต่มีปัจจัยหลัก 3 ปัจจัย คือ การกัดกร่อนทางเคมี (Corrosion) แรงเสียดทาน (Friction) จากแปรงสีฟันและยาสีฟัน และความเค้น (Stress) ที่เห็นได้ชัดในการสึกกร่อนแบบแอปแฟรคชัน ดังรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการเกิดรอยโรคบริเวณคอฟันที่ไม่ได้มีสาเหตุจากฟันผุ [4]

การใช้งานทั้งในหน้าที่ของฟันอย่างการบดเคี้ยวและการฉีกอาหารและนอกหน้าที่ของฟัน เช่น การนอนกัดฟัน การกัดเล็บ การขบฟันเวลาเครียด หรือการคาบยาสูบ ล้วนทำให้แรงเชิงกลทั้งแรงกด แรงดึง และแรงเฉือน อันเป็นต้นกำเนิดของความเค้นในโครงสร้างฟันทำให้เกิดความล้ำที่เร่งให้เกิดการสึกหรอ ซึ่งความเข้มของความเค้นจะเปลี่ยนแปลงตำแหน่งไปตามแรงเชิงกลที่ได้รับ ทำให้การสึกหรอมีลักษณะทางสัณฐานวิทยาแตกต่างกันไปทั้งตำแหน่งที่พบ รูปร่าง ขนาด ความลึก และมุมมองฯ ในการวิจัยทางคลินิกมากมายพยายามจำแนกลักษณะและความรุนแรงของการสึกหรอบริเวณคอฟัน [2, 5-7] เพื่อแบ่งระดับความรุนแรงและเลือกแนวทางทางการรักษาที่เหมาะสม เช่น B.G. Smith และ J.K. Knight [5] ได้แบ่งระดับตั้งแต่ระดับ 0 คือพบการสึกหรอแต่ยังไม่เห็นขอบเขตชัดเจน ไปจนถึงระดับ 4 ที่การสึกหรอมีความลึกมากกว่า 2 มิลลิเมตร ถึงขั้นเนื้อฟันทุติยภูมิหรือถึงเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันทำให้เกิดการติดเชื้อได้ง่าย และ

ฟันอาจเกิดการแตกหักได้ การศึกษาลักษณะของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุจากการตรวจทางคลินิก T. C. Aw และคณะ[6] พบว่ารอยโรคมักมีความกว้าง 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 (Round - horizontal oval) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาว (Round - vertical oval) และการสึกหรอรูปลิ้นตามขวาง (Wedge - horizontal oval) ดังรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 ลักษณะการสึกกร่อนด้านหน้าและด้านข้างที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุที่พบบ่อย [2]

(ก) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวขวาง (ข) การสึกหรอรูปไข่ตามแนวยาวและ (ค) การสึกหรอรูปลิ้นตามขวาง

การรักษาอาการสึกหรอของฟันไม่เพียงแต่ทำการบูรณะให้ฟันมีรูปร่างและใช้งานได้อย่างปกติ แต่ต้องหาสาเหตุและกำจัดสาเหตุเหล่านั้นให้ได้ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการสึกซ้ำอีก การศึกษาการกระจายตัวของแรงบดเคี้ยวทำให้ทราบถึงพฤติกรรมเชิงกลและบริเวณที่เกิดความเข้มข้นของความเค้น (Stress Concentration) ซึ่งในระดับห้องปฏิบัติการสามารถวัดผลของแรงบดเคี้ยวได้เพียงภายนอกโครงสร้างของฟัน จึงยังไม่มีวิธีการใดสามารถวัดผลของแรงที่เกิดขึ้นกับโครงสร้างภายในของฟันหรือส่วนประกอบที่บางมากอย่างโพรงประสาทฟันหรือเอ็นยึดปริทันต์ ดังนั้น การสร้างแบบจำลองโครงสร้างของฟันให้อยู่ในรูปแบบของสามมิติ เพื่อทำการวิเคราะห์การกระจายแรงเชิงกลบนโครงสร้างของฟัน จึงเป็นที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย เช่น ในปี 2557 Jackeline Coutinho Guimarães และคณะ [8] ได้สร้างแบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยโดยนำฟันกรามน้อยมาเคลือบด้วย Epoxy resin แล้วตัดเป็นชั้นย่อยๆ เพื่อศึกษาการกระจายตัวของความเค้นบนฟันกรามน้อยปกติกับฟันที่เกิดการสึก ในปีเดียวกัน P.V. Soares และคณะ [9] ได้สร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่มีส่วนประกอบของเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน เพื่อศึกษาพฤติกรรมทางชีววิทยาเชิงกลในฟันกรามน้อยที่มีรากเดี่ยวเปรียบเทียบกับฟันกรามน้อยที่มีรากคู่ และในปี 2559 Stefano Benazzi และคณะ [10] ได้สร้างแบบจำลองของฟันกรามจากการถ่ายภาพ micro CT ของหัวกะโหลกที่ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 6 ส่วน ถือเป็นแบบจำลองที่มีความเสมือนจริงอย่างมาก และ

สามารถจำลองลักษณะการสั่นของฟันในขณะบดเคี้ยวได้เป็นอย่างดี เพื่อศึกษาผลของแรงที่เกิดจากการบดเคี้ยว เป็นต้น ซึ่งการวิเคราะห์โครงสร้างจะใช้หลักการทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ที่มีความแม่นยำในการวิเคราะห์พฤติกรรมทางกลบนโครงสร้างฟัน [11-12] มาช่วยในการศึกษาปัญหาเชิงกลที่เกี่ยวข้องกับความเค้นจากแรงเชิงกลที่กระทำบนโครงสร้างฟัน

งานวิจัยนี้จึงจะทำการศึกษาผลกระทบจากแรงเชิงกลที่กระทำต่อโครงสร้างของฟันหรือการกระจายของความเค้นบนฟันที่เกิดการสึกหรอบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ โดยสร้างแบบจำลองโครงสร้างของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่ง (Maxillary first premolar) ที่พบรอยโรคมากที่สุด [2] จากภาพถ่าย CBCT-scan ที่เป็นข้อมูลในการรักษาคนไข้จริง ให้อยู่ในรูปแบบสามมิติที่ขนาดเสมือนจริง (True scale) และมีส่วนประกอบหลักของฟันหลายส่วน (Multi-component) กำหนดคุณสมบัติของวัสดุของเคลือบฟันและเนื้อฟันแบบ Orthotropic ในการวิเคราะห์ และจะมีการทดสอบความถูกต้องของรูปแบบจำลองเพื่อให้การวิเคราะห์ผลของค่าตอบจากแบบจำลองในการศึกษาโดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด

ทางผู้วิจัยเล็งเห็นความสำคัญของงานวิจัยนี้ เพื่อเป็นสื่อกลางช่วยเชื่อมโยงความรู้ทางระหว่างห้องปฏิบัติการวิจัย (Laboratory research) กับคลินิก (Clinical research) ให้สามารถเป็นแนวทางในการรักษาที่เหมาะสมและสามารถนำไปพัฒนาต่อไปในอนาคต และต้องการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันที่มีความเสมือนจริงที่สุด ทั้งในด้านความซับซ้อนของโครงสร้างและขนาด เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ผลจากแรงเชิงกลที่กระทำต่อโครงสร้างของฟันได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- เพื่อประยุกต์วิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริงที่พัฒนาขึ้น ในการสร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ
- เพื่อวิเคราะห์การกระจายของความเค้นจากแรงเชิงกลที่เกิดจากการบดเคี้ยว บนฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ ลักษณะต่างๆที่พบบ่อย

1.3 ขอบเขตของการวิจัย (ระบุขอบเขตของงานวิจัยให้ครอบคลุม ดังต่อไปนี้)

- สร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย (First Premolar) เท่านั้น
- ใช้โปรแกรม ANSYS Space Claim ในการขึ้นรูปแบบจำลอง และใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ในการวิเคราะห์โครงสร้าง
- วิเคราะห์ในรูปแบบของสถิตยศาสตร์ (Static Structural Analysis)
- แบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อยจะไม่มี การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Isothermal)

- สามารถพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของโครงสร้างฟันกรามน้อยเสมือนจริงจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ได้
- สามารถวิเคราะห์การกระจายของความเค้นจากแรงเชิงกลที่เกิดจากการบดเคี้ยว บนฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ
- ผลงานวิชาการที่ตีพิมพ์ในที่ประชุมวิชาการ / วารสาร ระดับชาติ / นานาชาติ อย่างน้อย 1 ผลงาน

ตาราง 1.1 แผนการวิจัย

[illegible]

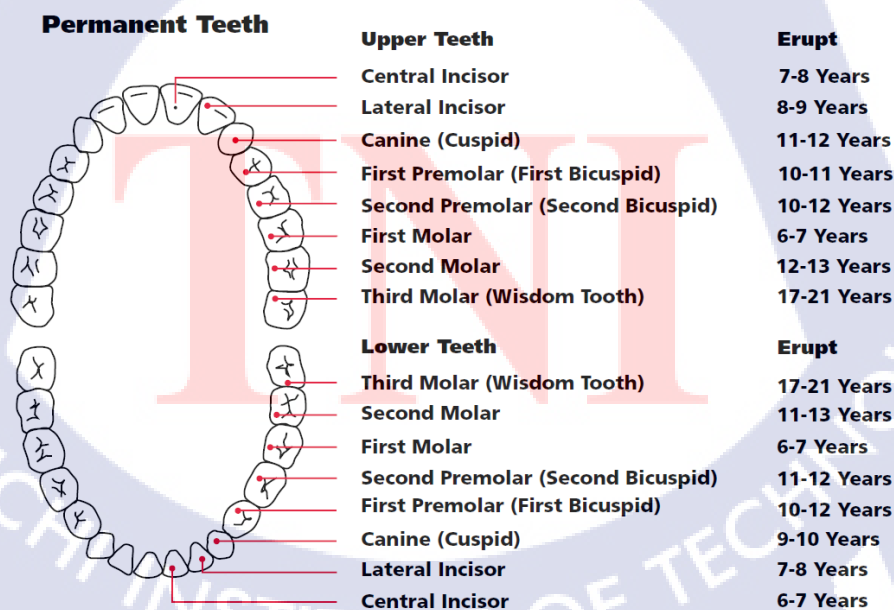
บทที่ 2

การศึกษาวรรณกรรม

ในงานวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาหลักการพื้นฐาน เอกสาร และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของเซลล์เชื้อเพลิงแบบพอลิเมอร์อิเล็กโตรไลต์ 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 โครงสร้างของฟัน

ฟัน (Teeth) ถือเป็นอวัยวะสำคัญในระบบย่อยอาหาร ทำหน้าที่ย่อยเชิงกล โดยการบดเคี้ยวหรือฉีกอาหารให้มีขนาดเล็กลงเพื่อส่งไปยังอวัยวะต่อไป 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

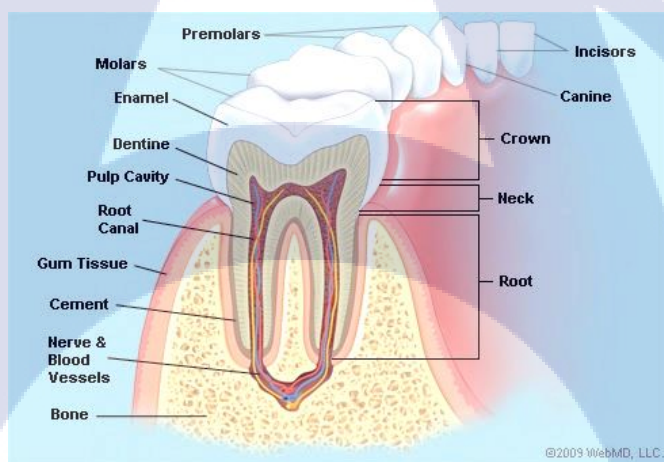


รูปที่ 2.1 ลักษณะการเรียงตัวของฟันและอายุที่ฟันแท้จะขึ้นมาแทนที่ [13]

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 [14]

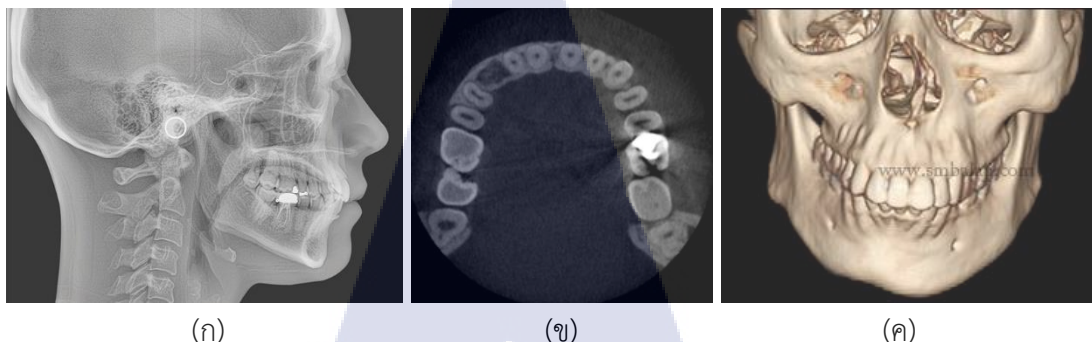
โครงสร้างภายในฟันประกอบด้วย 7 ส่วนหลัก ได้แก่

- เคลือบฟัน (Enamel) เป็นส่วนปกคลุมด้านนอกสุดของตัวฟัน เป็นส่วนที่แข็งที่สุดของฟัน ทำหน้าที่เหมือนเกราะหุ้มฟันเพื่อช่วยปกป้องอันตรายให้แก่ชั้นของเนื้อฟัน และเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบฟันโดยทั่วไปมีสีขาวใส เป็นมันวาว
- เนื้อฟัน (Dentine) คือ ส่วนที่อยู่ถัดจากชั้นเคลือบฟันเข้าไป เป็นส่วนประกอบหลักของฟัน มีสีเหลือง เนื้อฟันจะอ่อนกว่าเคลือบฟัน แต่มีความแข็งแรงมากกว่ากระดูก
- เคลือบรากฟัน (Cementum) เป็นส่วนที่ห่อหุ้มปกคลุมรากฟันทั้งหมด มีสีเหลืองอ่อนและทึบแสง

- เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน (Dental pulp) เป็นเนื้อเยื่ออ่อนที่อยู่ในช่องว่างกลางฟัน ประกอบด้วย หลอดเลือดและเส้นประสาท ซึ่งผ่านเข้าโพรงประสาทฟันทางรูเปิดที่ปลายรากฟัน เข้าสู่ช่องว่างกลางฟันที่เรียกว่า โพรงประสาทฟัน (pulp cavity) เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟันทำหน้าที่นำอาหารมาหล่อเลี้ยงฟัน 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

2.2 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 จะมีหัวอ่านหลายสิบตัวอยู่ภายในเพื่อรับภาพเงาที่เกิดขึ้น โดยระบบ CT ก็จะมีการหมุนต้นกำเนิดรังสีไปโดยรอบเพื่อให้เกิดภาพเงาจากหลายๆมุม จากนั้นระบบจะนำข้อมูลทั้งหมดที่ได้มาประมวลผลและสร้างภาพในลักษณะ 3 มิติ ดังรูปที่ 2.3(ข) และ (ค) ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้สามารถเห็นภายในได้โดยไม่ต้องผ่าตัด ภาพตัดขวางที่ได้จะถูกนำมาใช้เพื่อการวินิจฉัยและการรักษาทางการแพทย์ในสาขาต่างๆ และเนื่องจากภาพทั้งหมดเกิดจากภาพตัดขวางจำนวนมาก เราจึงสามารถให้เครื่องทำการสร้างภาพแบบ Tomography คือเป็น Slice ย่อยๆ ออกมาให้เราได้



รูปที่ 2.3 ตัวอย่างภาพถ่าย (ก.) ภาพถ่ายเอกซเรย์จะมีการทับซ้อนของอวัยวะ [15] (ข.) ภาพถ่ายจาก CT 2 มิติ ในแนวตัดขวาง (ค.) ภาพถ่ายของ CT ที่นำไปประมวลผลเป็นภาพ 3 มิติ [16]

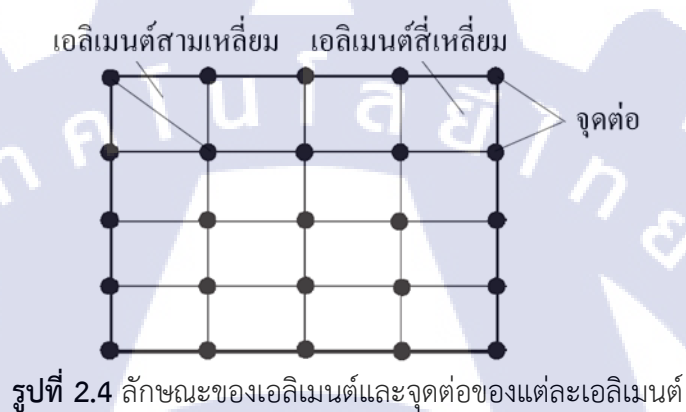
Computed Tomography มีจุดประสงค์หลักเพื่อตรวจหาความผิดปกติในเนื้อเยื่อ กระดูก หรือ โครงสร้างของร่างกายและใช้ช่วยในการบอกตำแหน่ง ที่แม่นยำในการนำเครื่องมือเข้าไปรักษา การ บันทึกภาพตัดขวางของร่างกายในระดับที่ต่างกัน เป็นการถ่ายภาพที่ไม่สามารถเห็นได้ด้วยการ ถ่ายเอกซเรย์โดยทั่วไป ช่วยในการวินิจฉัยโรคในขั้นแรกเริ่มหรือเห็นความผิดปกติได้ดีกว่า และนำไปสู่ ความสำเร็จในการรักษาโรคได้มากขึ้น

ในทางทันตกรรมนิยมใช้การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดด้วยคอมพิวเตอร์แบบลำรังสีรูปกรวย (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) เพื่อประกอบการวางแผนการรักษาในงานทันต กรรมรากเทียม หาตำแหน่งและรูปร่างของฟันฝัง ฟันเกิน ฟันคุด และตำแหน่งกายวิภาคที่สำคัญ ประเมินลักษณะข้อต่อขากรรไกร รูปร่างของคลองรากฟันที่ซับซ้อน แสดงให้เห็นพยาธิสภาพปลาย รากขนาดเล็กที่ไม่เห็นจากภาพรังสีรอบปลายราก รอยหักของฟันกระดูกใบหน้า และขากรรไกร รวมทั้งรอยโรคต่างๆของกระดูกใบหน้าและขากรรไกร เป็นต้น

2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM)

ในการวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมที่มีความซับซ้อน ผลลัพธ์ (Solution) ขึ้นอยู่กับ องค์ประกอบหลัก 3 ประการคือ สมการเชิงอนุพันธ์ เงื่อนไขขอบเขต และรูปร่าง ดังนั้นผลของคำตอบ แม่นตรง (Exact solution) ที่ถูกสร้างขึ้นมาจึงเต็มไปด้วยตัวแปรต่างๆ ตามตำแหน่งที่เกิดขึ้นบน รูปร่างของปัญหานั้นๆ หรือสามารถกล่าวอีกอย่างว่า ผลของคำตอบแม่นยำจะประกอบไปด้วยค่า จำนวนอนันต์ค่า ซึ่งสำหรับปัญหาในทางปฏิบัตินั้นไม่สามารถเป็นไปได้นี้เนื่องจากจำนวนตัวแปรอนันต์ ค่า วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นกระบวนการเชิงตัวเลขเพื่อหาผลลัพธ์โดยประมาณ (Approximate solution) โดยทำการลดค่าทั้งหมดที่มีจำนวนอนันต์ค่าเป็นค่าเชิงประมาณในจำนวนที่นับได้ (Finite) ด้วยการแบ่งโดเมน (Domain) ของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ (Element) ย่อยๆ ที่มีขนาดต่าง ๆ กัน ซึ่ง

เอลิเมนต์เหล่านี้เชื่อมต่อกันที่จุดต่อ (Nodes) ดังรูปที่ 2.4 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่จะคำนวณค่าตัวแปรตาม (Dependent variables) ที่ต้องการ ในทางวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้สามารถบ่งบอกว่า ผลของคำตอบแม่นยำตรงของแต่ละเอลิเมนต์นั้นมีค่าเท่าไร และจำเป็นต้องสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขต่างๆ อาทิเช่น แรงที่กระทำ อุณหภูมิ จุดยึดของปัญหา หรือคุณสมบัติของวัสดุ เป็นต้น มากำหนดให้กับปัญหานั้นหมายความว่า หลักการของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะต้องเริ่มต้นคิดจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ โดยทำการพิจารณาการสร้างสมการของสาสำหรับแต่ละเอลิเมนต์ จะต้องให้มีความสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาที่ได้ทำการพิจารณา [17,18]



ต่อจากนั้นนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้สร้างขึ้นมาทำการประกอบเข้าด้วยกันจนได้เป็นรูปร่างของปัญหาที่นำมาทำการพิจารณาได้อย่างแท้จริง แล้วจึงนำมาประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตที่ได้กำหนดมาให้ลงไปในสมการที่ได้จัดเตรียมไว้เป็นรูปเรื่องของปัญหา เสร็จแล้วจึงทำการคำนวณจากสมการของปัญหาเพื่อหาคำตอบของระบบสมการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยคำตอบจะเป็นเชิงประมาณตามตำแหน่งต่างๆของปัญหานั้น

ในการวิเคราะห์ปัญหานั้น เอลิเมนต์มีส่วนสำคัญในการวิเคราะห์โครงสร้างด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จึงจำเป็นต้องเลือกเอลิเมนต์ที่เหมาะสมที่สุดกับรูปร่างแบบจำลองของปัญหา เพราะว่าในการคิดวิเคราะห์ปัญหาทางโครงสร้างเอลิเมนต์ก็เป็นอีกแบบหนึ่ง หรือจะวิเคราะห์ปัญหาของไหลตัวเอลิเมนต์ก็จะเป็นอีกแบบ 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)

1. เอลิเมนต์แบบ 1 มิติ (Line – dimensional element) เป็นเอลิเมนต์ที่นิยมนำมาใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาของจำพวกโครงสร้าง (Structure) เพื่อทำการวิเคราะห์ในเรื่องของการโก่งของคาน หรือโครงสร้างที่มีความแ่งหรือเป็นท่อ ซึ่งเอลิเมนต์ 1 มิติ มีข้อดีคือให้คำตอบในการวิเคราะห์

การโก่งของคาน (Deflection of beams) ได้ดี แต่ไม่สามารถดูลักษณะของการเกิดความเค้น (Stress) ได้รูปที่ 2.5

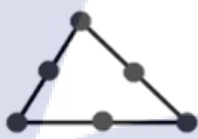


รูปที่ 2.5 ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ

2. เอลิเมนต์แบบ 2 มิติ (Two – dimensional element) เป็นเอลิเมนต์นิยมใช้กับการวิเคราะห์โครงสร้างหรือการวิเคราะห์ของไหลแบบ 2 มิติ ซึ่งจะคิดโดยการอ้างอิงกับแนวระนาบใดระนาบหนึ่ง มีข้อดีคือสามารถคำนวณให้ความถูกต้องได้ดีและใช้เวลาในการวิเคราะห์ไม่นาน แต่ก็ไม่ได้มีความเหมือนจริงที่สุดเพราะของที่เป็นปัญหาทั้งส่วนใหญ่จะเป็นรูปของ 3 มิติ ซึ่งลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์มีมากมายดังรูปที่ 2.6



3-node Triangular



6-node Triangular



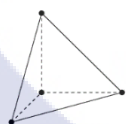
4-node Quadrilateral



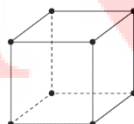
8-node Quadrilateral

รูปที่ 2.6 ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ

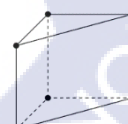
3. เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Three – dimensional element) รูปร่างเอลิเมนต์ชนิดนี้เป็นเอลิเมนต์ที่วิเคราะห์ปัญหาทั่วไปของปัญหา 3 มิติ และมีความเหมือนจริงในการจำลองปัญหา แต่เป็นเอลิเมนต์ที่ใช้ระยะเวลานานที่สุดเมื่อเทียบกับเอลิเมนต์ 1 มิติ และเอลิเมนต์ 2 มิติ เพราะมีทิศทางที่เพิ่มขึ้นมา ทำให้มีตัวแปรเพิ่มขึ้นในการคำนวณจึงทำให้การคำนวณนั้นใช้ระยะเวลาในการหาคำตอบ แต่จะได้ผลของคำตอบหรือลักษณะการแสดงผลของการเกิดปัญหาได้ดียิ่งขึ้น ดังรูปที่ 2.7



4-node Tetrahedron(Tet)



8-node Hexagonal(Brick)



6-node Pentagonal(Wedge)

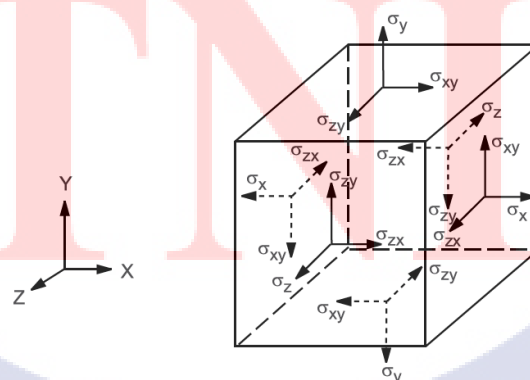
รูปที่ 2.7 ลักษณะเอลิเมนต์ 3 มิติ

4. ทฤษฎีเพื่อวิเคราะห์ปัญหาของแข็ง การแก้ไขปัญหาด้านของแข็งจะมีการคำนวณเพื่อหาผลลัพธ์ต่างเช่น การเคลื่อนตัว ตามตำแหน่งต่างๆ ที่เกิดจากการยืดหรือการหดตัวของวัสดุ หรือการหาผลลัพธ์ความเค้นและความเครียดของปัญหาของแข็งที่ตามมา โดยใช้หลักการสมมุติตัวแปรที่ต่างกันบนเอลิเมนต์เป็นเอลิเมนต์ในรูปทรงต่างๆ เพื่อที่จะให้สามารถจัดเรียงเอลิเมนต์ให้เสมือนกับของจริงมากที่สุด ซึ่งแต่ละเอลิเมนต์จะมีสมการคำนวณหาผลลัพธ์ต่างๆ อาทิเช่น การกระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นของปัญหา

สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ ในการวิเคราะห์ของแข็งจะให้สมการเชิงอนุพันธ์ สามารถเขียนสมการให้อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + F_z &= 0\end{aligned}\quad (2.1)$$

โดยให้ $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ เป็นตัวแทนของความเค้นฉากย่อย (Normal stress components) ในแนวแกน x, y, z ตามลำดับ และในส่วนของความเค้นเฉือนย่อย (Shearing stress components) จะแทนด้วย $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ และแรงที่กระทำกับวัตถุ (Force of body) จะอธิบายแทน F_x, F_y, F_z ตามแนวแกนที่ได้กล่าวไปในขั้นต้น นอกจากนั้นความเค้นที่เกิดขึ้นตามพื้นผิวของวัตถุได้แสดงดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ลักษณะความเค้นที่เกิดขึ้นตามพื้นผิวของวัตถุ

นอกเหนือจากนี้ในการวิเคราะห์ของแข็งในรูปทรงสามมิติอาจมีความเครียดเกิดขึ้นอยู่ก่อนทำให้เกิดความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียด (Stress-Strain Relations) จากสมการทั่วไปคือ [19]

$$\{\sigma\} = [C]\{\varepsilon\} \quad (2.2)$$

โดย

$$\{\sigma\}^T = [\sigma_x \ \sigma_y \ \sigma_z \ \sigma_{xy} \ \sigma_{yz} \ \sigma_{xz}] \quad (2.3)$$

$$\{\varepsilon\}^T = [\varepsilon_x \ \varepsilon_y \ \varepsilon_z \ \varepsilon_{xy} \ \varepsilon_{yz} \ \varepsilon_{xz}] \quad (2.4)$$

$$[C] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

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

$$\{F\} = [K]\{\delta\} \quad (2.6)$$

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

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ

จากการค้นคว้าหาสาเหตุของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุอย่างยาวนาน ในปี 2555 John O.Grippio และคณะ [4] ได้อธิบายการสูญเสียโครงสร้างของฟันบริเวณคอฟันที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุว่าเป็นการค่อยๆสูญเสียโครงสร้างฟันในบริเวณที่มีความเข้มข้นของความเค้นสูง แต่การสึกหรอนี้ไม่ได้เกิดจากความเค้นเพียงอย่างเดียวหรือเกิดจากสาเหตุหลักของการสูญเสียโครงสร้างของฟันอย่างการขัดสี (Abrasion) ของแปรงสีฟันและยาสีฟันเพียงอย่างเดียว หรือมีจากสารเคมี (Erosion) ที่มีฤทธิ์

เป็นกรด หรือจากการย่อยสลายทางเคมี เพียงอย่างเดียวอย่างหนึ่ง แต่เกิดจากปัจจัยหลัก 3 ปัจจัย คือ การผุกร่อนทางชีวภาพ (Biocorrosion) แรงเสียดทาน (Friction) และความเค้น (Stress) ร่วมกัน ดังรูปที่ 1.2 เพราะการสึกหรอแบบนี้มีต้นกำเนิดจากหลายสาเหตุขึ้นอยู่กับแต่ละบุคคล โดยตำแหน่งที่พบรอยโรคจะขึ้นอยู่กับกิจกรรมมีส่วนร่วมของกลไกการเกิดทั้ง 3 สาเหตุหลัก แปรผันไปตามแต่ละบุคคล

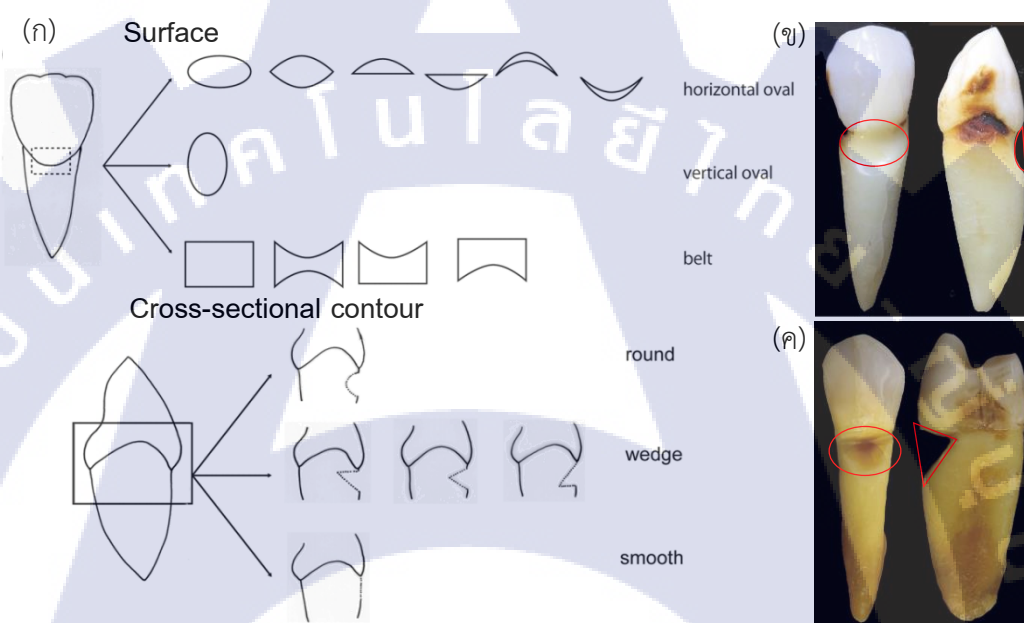
และในปีเดียวกันในปี Y. Abe และคณะ [20] ได้ทำการทดลองหาพื้นที่ของแรงการบดเคี้ยว และแรงดันของแต่ละคน ในกลุ่มนักเรียนของมหาวิทยาลัยฮิโรชิมา (Hiroshima University) จำนวน 99 คน เป็นผู้ชายมีอายุเฉลี่ย 25.5 ± 3.6 ปี จำนวน 49 คน และผู้หญิงมีอายุเฉลี่ย 23.9 ± 3.1 ปี จำนวน 50 คน ซึ่งทำการบันทึกผลของการบดเคี้ยวโดยใช้วัสดุที่เป็นซิลิคอน (Silicon) หรือ EXABITE II เพื่อนำมาทำการตรวจสอบเกี่ยวกับการขบกันของฟันในขณะการบดเคี้ยว แต่ในการวัดแรงนั้น จำเป็นจะต้องใช้แผ่นวัดแรงดัน (Pressure-sensitive sheet) และนำมาใช้กับเครื่อง DePROS 709 วิเคราะห์ลักษณะการกระจายของแรงดัน ซึ่งในการวิเคราะห์ได้นำหลักทางสถิติเข้ามาเป็นเครื่องมือในการทดสอบความถูกต้องของข้อมูลที่ทำทดสอบ ซึ่งให้ความเชื่อมั่นของผลการทดสอบอยู่ที่ 95 % ผลของการทดลองทำให้ทราบว่าฟันกรามน้อย (Maxilla first premolar) มีแรงดันบดเคี้ยวเฉลี่ยอยู่ที่ 68.3 MPa ที่พื้นที่เท่ากับ 0.8 ตารางมิลลิเมตรดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงแรงการบดเคี้ยวและพื้นที่ในการบดเคี้ยว[20]

	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% และได้ทำการจำแนกลักษณะการสึกหรอแบบ

ใหม่โดยใช้รูปร่างของผิวและรูปร่างด้านตัดขวางรอยโรคเป็นเกณฑ์ ดังรูปที่ 2.9(ก) โดยรูปแบบที่พบบ่อยได้แก่ แบบ Horizontal oval – round ดังรูปที่ 2.9(ข) บนผิวด้านกระพุ้งแก้ม (Buccal) ของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งที่น่าจะมีสาเหตุหลักมาจากแรงเสียดทานและการผุกร่อนทางเคมี และ Horizontal oval – wedge ดังรูปที่ 2.9(ค) บนผิวด้านกระพุ้งแก้ม (Buccal) ของฟันกรามน้อยด้านบนเช่นกัน ซึ่งน่าจะมีสาเหตุหลักจากแรงเสียดทานและการสูญเสียโครงสร้างฟันจากแรงบดเคี้ยวอาหาร



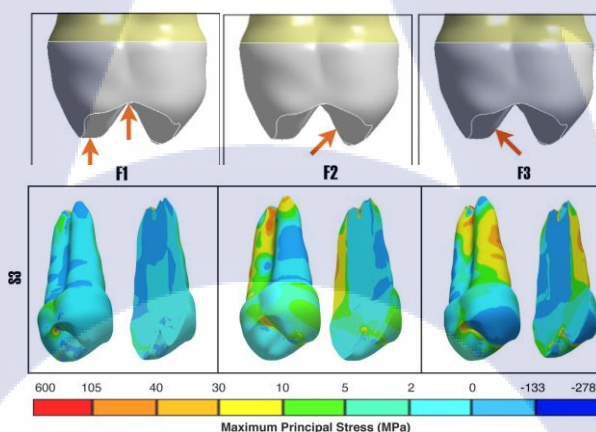
รูปที่ 2.9 (ก) การจำแนกลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ (ข) การสึกหรอแบบ Horizontal oval – round (ค) การสึกหรอแบบ Horizontal oval – wedge [2]

2.งานวิจัยการพัฒนาแบบจำลองและการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในปี 2544 A.M. O'Mahony และคณะ [21] 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 ในกระดุกขากรรไกรส่วนแข็ง และทำให้ความเค้นเพิ่มขึ้น 3-4 เท่า จากผลการวิเคราะห์ที่กำหนดคุณสมบัติทางกลแบบ Isotropic ในกระดุกขากรรไกรส่วนที่มีรูพรุน

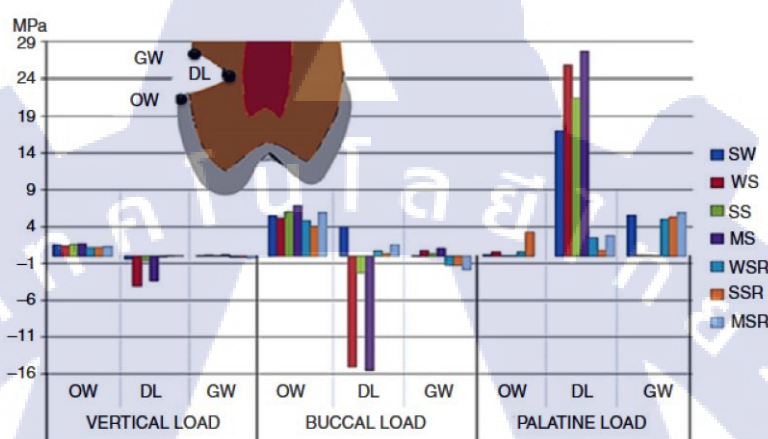
ในปี 2557 Jackeline Coutinho Guimarães และคณะ [8] ได้ศึกษาการกระจายตัวของความเค้นบนฟันกรามน้อยปกติกับฟันที่เกิดการสึก โดยใช้โปรแกรมสร้างแบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยจากการนำฟันกรามน้อยที่เคลือบด้วย Epoxy resin ไปตัดเป็นชั้นย่อยๆ และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม Ansys workbench V.13 โดยให้แรงที่กระทำเป็นแรงจากการบดเคี้ยว 105 นิวตันทั้งหมด 3 แบบ ได้แก่ แรงกดลงจากด้านบนตามแนวแกนยาวของฟัน และกดที่ยอดฟันแต่ละด้านโดยทำมุม 35° กับแนวแกนยาวของฟัน จากผลการทดลองเกิดความคลาดเคลื่อนระหว่างผลการทดลองของแบบจำลองจาก Epoxy resin กับผลการคำนวณระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเพียง 4.6% และความเค้นที่เกิดจากแรงกดด้านบนจะกระจายตัวตามแนวแกนของฟัน ซึ่งตรงข้ามกับแรงที่กดทำมุม 35° บนยอดที่เกิดความเค้นภายในและบริเวณรากฟัน ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกรามน้อย [8]

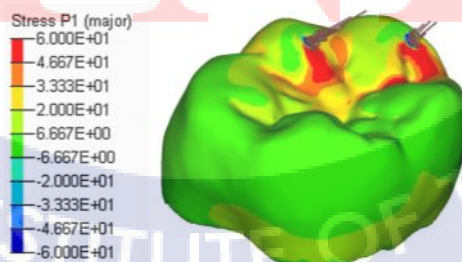
ในปีเดียวกัน P. V. SOARES และคณะ [9] ได้ศึกษาพฤติกรรมทางชีววิทยาเชิงกลของแรงที่กระทำในแนวแกนและแนวเฉียงบนฟันกรามน้อยที่มีรากฟันเดี่ยวและรากฟันคู่อย่างละ 7 ซี่ โดยติดตั้ง Strain gauge ในแนวขนานและแนวตั้งฉากกับฟันที่บริเวณรากฟัน และสร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่มีส่วนประกอบของเคลือบฟัน เนื้อฟัน และโพรงประสาทฟัน 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 [22] ได้ทำศึกษาภาระและการซ่อมแซมรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันที่มีลักษณะแตกต่างกัน โดยการสร้างแบบจำลองสามมิติด้วยวิธีเช่นเดียวกันในปี 2557 และวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในโปรแกรม ANSYS Workbench พบว่ารูปแบบของการกระจายความเค้นในโครงสร้างของฟันมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยจากลักษณะของรอยโรคที่ต่างกันดังรูปที่ 2.11



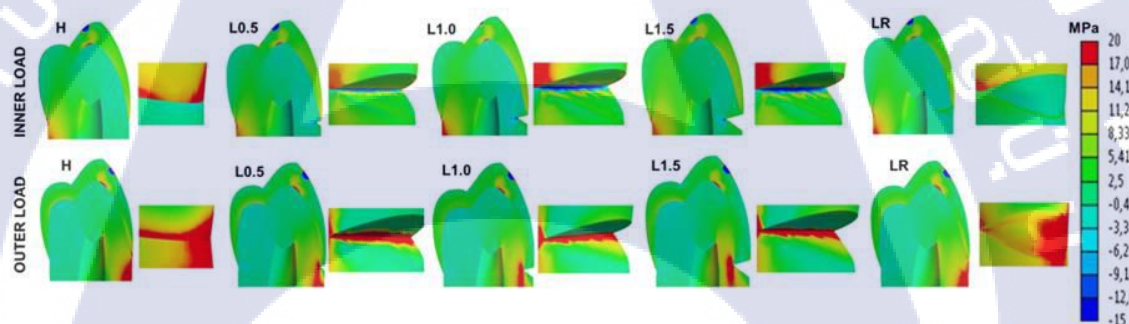
รูปที่ 2.11 ผลการวิเคราะห์ค่าความเค้นอัดหลักสูงสุดของรอยโรคที่มีลักษณะแตกต่างกัน [22]

ในปี 2559 Stefano Benazzi และคณะ [10] ได้ศึกษาการสร้างแบบจำลองแบบไดนามิกของการเสียดสีของฟันและวิเคราะห์ความตึงเครียดในการบดเคี้ยวด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยการถ่ายภาพ micro CT ของหัวกะโหลกที่ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 6 ส่วน ถือเป็นแบบจำลองที่มีความเหมือนจริงอย่างมาก และใช้โปรแกรม Occlusal Fingerprint Analyser ในการจำลองวัฏจักรการบดเคี้ยว เพื่อวิเคราะห์ผลของแรงที่เกิดจากการบดเคี้ยว จากผลการทดลองแรงสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณพื้นที่ที่เกิดการสบกันของฟันคือ 923 N และมีการกระจายตัวของความเค้นที่ส่วนเคลือบฟันบริเวณปุ่มฟันด้านไกลส่วนกลางของร่างกาย (Distal Cusps) และขยายตัวจนถึงร่องฟัน ทั้งฟันกรามด้านบนและด้านล่าง ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 ลักษณะการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดบนฟันกราม [10]

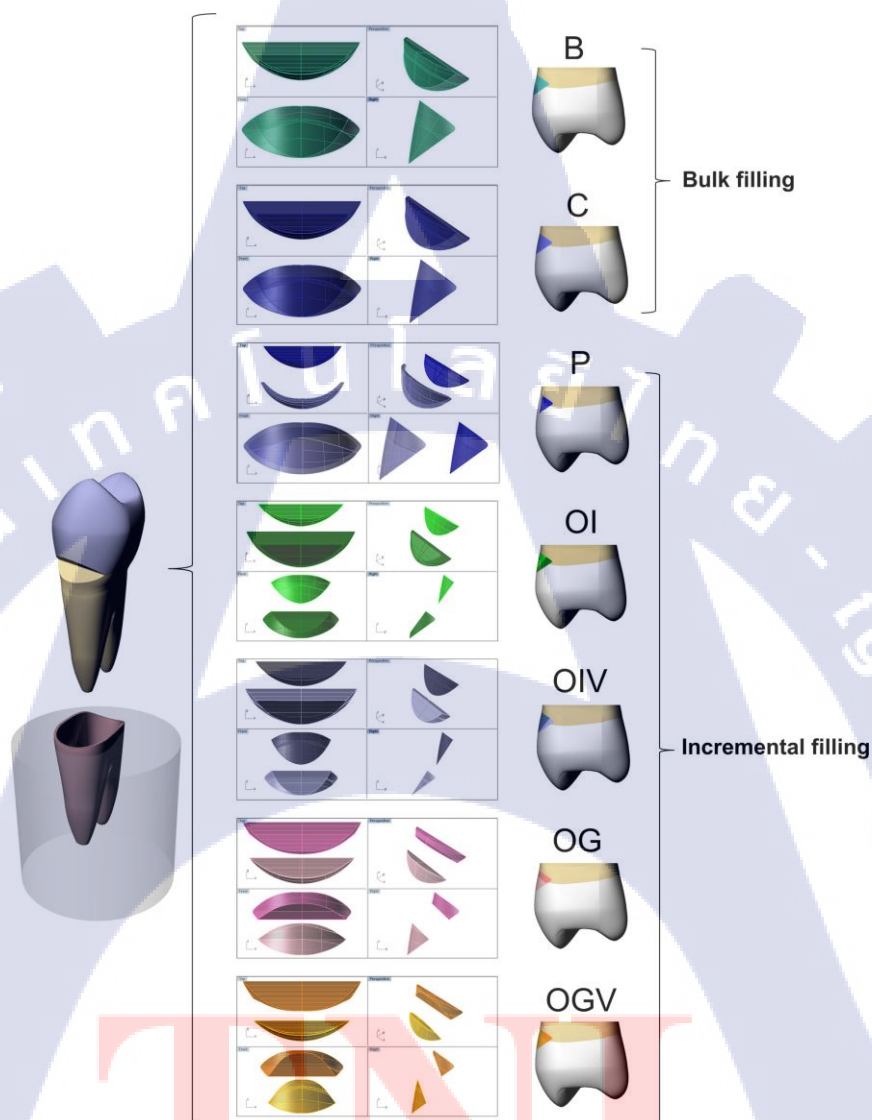
ในปีเดียวกัน L. F. Zeola และคณะ [23] ได้ศึกษาพฤติกรรมทางกลจากแรงกดเคี้ยวที่ได้รับผลจากขนาดของรอยโรค โดยการฟันกรามน้อย 10 ซี่ที่ยังไม่พบความผิดปกติมาติดตั้ง Strain gauges เพื่อทำการทดสอบทั้ง 5 แบบ ภายใต้แรงกระทำขนาด 100 นิวตันลงบนยอดฟัน แบบแรกคือฟันปกติที่ยังไม่เกิดความผิดปกติ จากนั้นสร้างรอยโรคแบบ V-shape 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 เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของขนาดของรอยโรคกับความเข้มของความเค้นพบว่าขนาดของรอยโรคที่ลึกขึ้นจะทำให้ความเข้มของความเค้นสูงขึ้นทั้งขนาดและขอบเขต ดังรูปที่ 2.13 และทำให้ความต้านทานการแตกหักของฟันลดลงแต่เมื่อทำการอุดฟันแล้วจะทำให้ฟันมีความแข็งแรงเท่ากับก่อนเกิดการสึกหรอ



รูปที่ 2.13 การกระจายของความเค้นเมื่อรอยโรคมีขนาดต่างกัน [23]

และในปี 2561 Ayla Macyelle de Oliveira Correia และคณะ [24] ได้ศึกษาความเค้นที่เกิดจากการหดตัวของวัสดุอุดด้วยวิธีการบูรณะการสึกหรอบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน 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 การวิเคราะห์หดตัวของวัสดุอุดทำโดยการลดอุณหภูมิลง 1°C พบว่าการอุดแบบ group B จะทำให้เกิดความเข้มของความเค้นน้อยที่สุด เป็นการบูรณะเป็นชิ้นใหญ่ (Bulk

filling) ด้วย Filtek™ Bulk Fill ส่วนการบูรณะด้วย Filtek™ Z350 XT ควรค่อยๆบูรณะ (Increment filling) 2 ครั้ง แบบ group OG และ OGV ดังรูปที่ 2.14

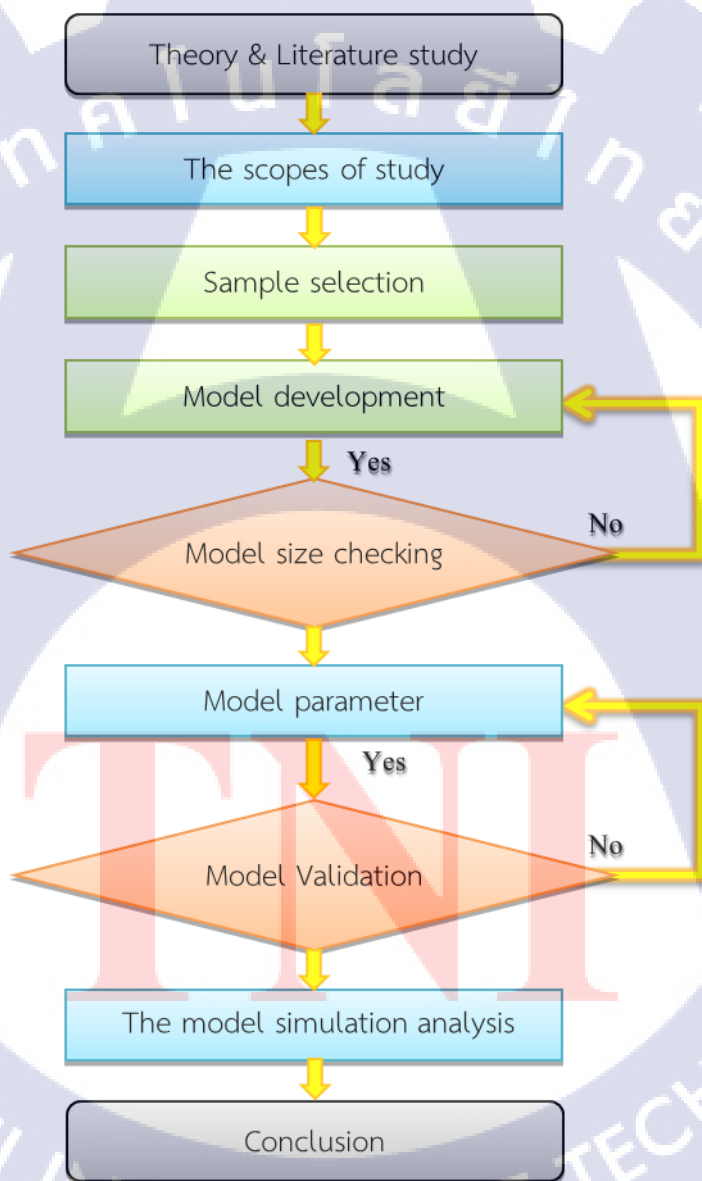


รูปที่ 2.14 ลักษณะการบูรณะการสีกหรือบริเวณคอฟันที่แตกต่างกัน [24]

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

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



รูปที่ 3.1 แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทำวิจัย

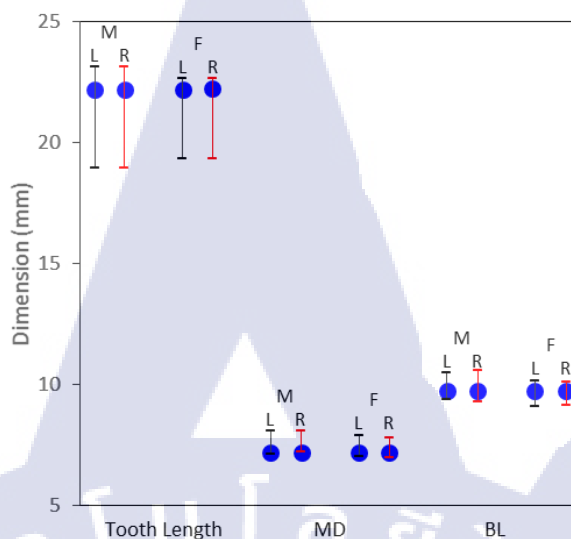
3.1 ขอบเขตการศึกษา

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) และกำหนดให้คุณสมบัติวัสดุต่างๆ ของโครงสร้างฟันเป็นวัสดุเนื้อเดียวกัน (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 [25-27] ทั้งความยาว ความกว้างด้านกระพุ้งแก้มถึงด้านลิ้น และความกว้างด้านไกลกลางถึงด้านใกล้กลางของร่างกาย ดังรูปที่ 3.2 ที่แสดงว่าขนาดของฟันกรามน้อยต้นแบบจากภาพถ่าย CBCT อยู่ในช่วงค่าเฉลี่ยของขนาดมาตรฐานของคนเอเชียทั้งผู้ชายและผู้หญิง ซึ่งตามสถิติทางสัณฐานวิทยา ฟันกรามน้อยของคนส่วนใหญ่ประมาณ 60 % มักมีรากฟันสองราก [25] ดังนั้นภาพถ่าย CBCT ของฟันกรามน้อยที่นำมาศึกษาจึงเป็นฟันกรามน้อยที่มีลักษณะสองราก

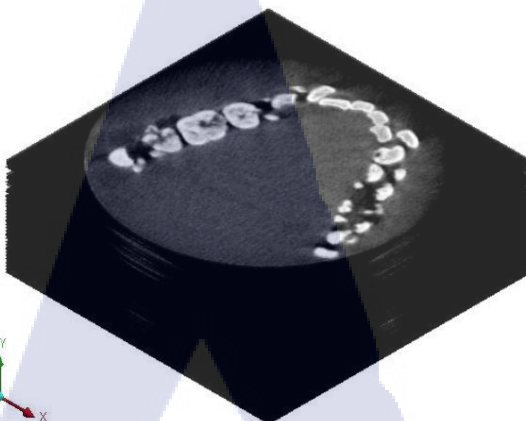
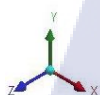


รูปที่ 3.2 การเปรียบเทียบขนาดของฟันต้นแบบ (•) ทั้งความยาว ความกว้างด้านใกล้-ไกลกลางลำตัว (MD) และความกว้างด้านกระพุ้งแก้ม-เพดานปาก (BL) กับขนาดมาตรฐานของฟันบนด้านซ้าย (L) และด้านขวา (R) ของคนไทยทั้งผู้ชาย (M) และผู้หญิง (F)

3.3 การพัฒนาแบบจำลอง

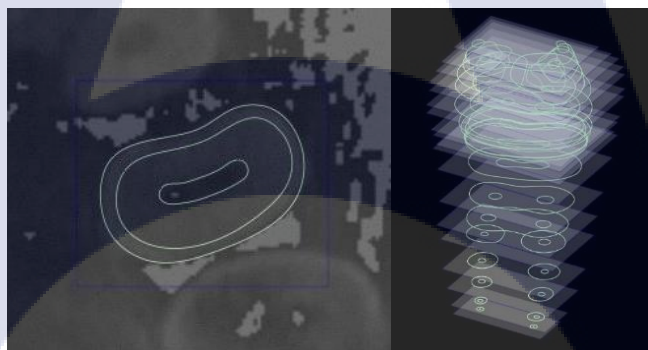
ในการสร้างรูปแบบจำลองนั้นสามารถทำได้ในโปรแกรมออกแบบหรือเขียนแบบ (Computer-Aided Design : CAD) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่นิยมใช้ในการสร้างแบบจำลองหรือออกแบบชิ้นงานต่างๆ ในปัจจุบันมีบริษัทชั้นนำมากมายที่พัฒนาโปรแกรมออกแบบ เช่น CATIA, Autodesk, Solid work, NX และ ANSYS เป็นต้น จุดที่สำคัญของการสร้างแบบจำลองนั้นคือ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

ในงานวิจัยนี้จะสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย (Maxillary first premolar) ที่มีขนาดเทียบเท่ากับขนาดของฟันจริงมากที่สุด โดยจะใช้โปรแกรม ANSYS spaceclaim เป็นเครื่องมือในการสร้างแบบจำลอง โดยจะนำภาพถ่าย CBCT มาทำการจัดเรียงซ้อนกันตามระยะห่างที่ได้กำหนดขณะที่ทำการถ่ายภาพ CBCT scan กับคนไข้ไว้ในแนวแกนตั้งเท่ากับ 0.16 มิลลิเมตร ของแต่ละภาพ ดังรูปที่ 3.3



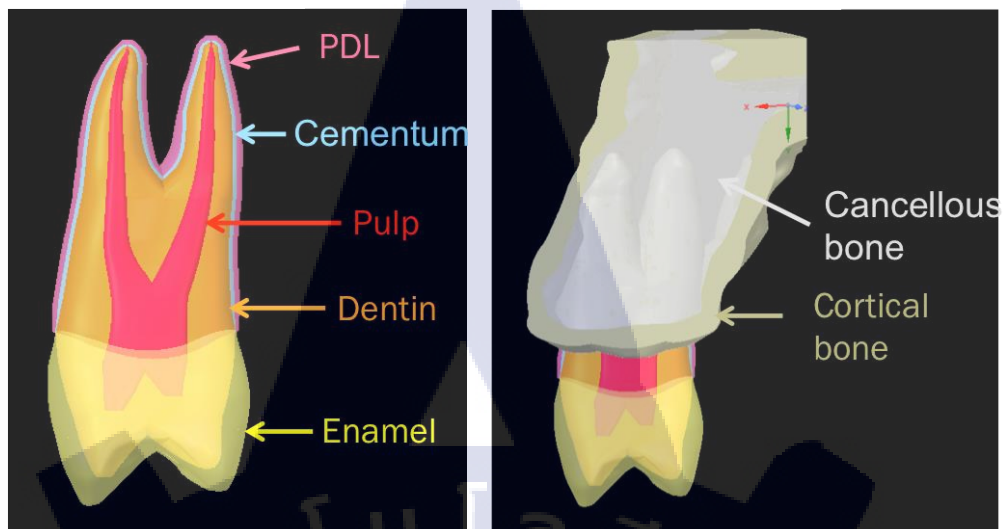
รูปที่ 3.3 การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างแบบจำลอง

เสร็จแล้วจึงทำการเขียนแบบตามภาพถ่าย CBCT ที่นำมาเรียงซ้อนกัน โดยที่จะทำการสร้างแบบจำลองจากด้านในออกมาด้านนอกนั่นก็คือ เริ่มวาดจากเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เนื้อฟัน และเคลือบฟัน ตามลำดับ จนครบทุกภาพ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 การเขียนแบบจำลองของโครงสร้างฟัน

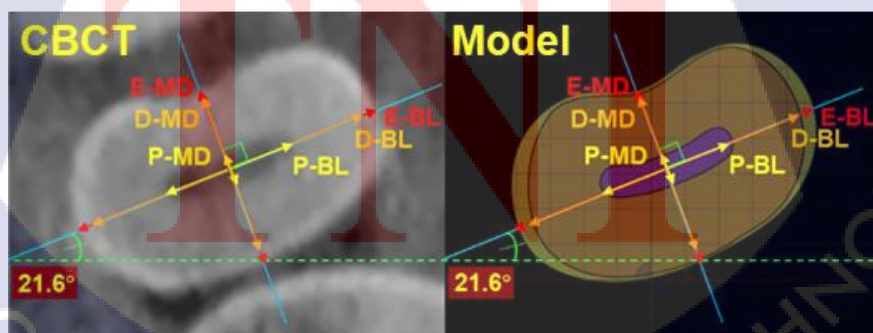
ในการขึ้นรูปสามมิติที่ละส่วนประกอบจะใช้คำสั่ง Blend แต่ส่วนเคลือบรากฟันและเอ็นยึดปริทันต์เป็นส่วนประกอบที่บางมากจนไม่สามารถมองเห็นขอบเขตที่ชัดเจนจากภาพถ่าย CBCT จึงวาดขอบเขตตามความหนาเฉลี่ยที่ได้จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยส่วนเคลือบรากฟันมีความหนาประมาณ 0.195 มิลลิเมตร [28] เริ่มจากรอยต่อของเคลือบฟัน ส่วนเอ็นยึดปริทันต์ที่ทำหน้าที่ในการยึดฟันและกระดูกเบ้าฟันมีความหนาประมาณ 0.25 มิลลิเมตร [29] 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) ซึ่งจะใช้มุมอ้างอิงเหมือนกันในแต่ละชั้นที่เลือก ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 การตรวจสอบความถูกต้องของขนาดแบบจำลอง

3.5 ค่าตัวแปรของแบบจำลอง

ในการวิเคราะห์แบบจำลองที่มีโครงสร้างของเคลือบฟัน เนื้อฟัน เนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน เคลือบรากฟัน เอ็นยึดปริทันต์ และกระดูกขากรรไกรบน คุณสมบัติทางกลที่จะใช้ในการวิเคราะห์โครงสร้างของแบบจำลองสามารถหาได้จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทำการทดสอบเพิ่มเติมในบางโครงสร้างด้วยวิธีทางทันตกรรม 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 Model component	X	Y	Z	XY (Sagittal plane)	YZ (Coronal plane)	XZ (Axial plane)	XY (Sagittal plane)	YZ (Coronal plane)	XZ (Axial plane)	
Enamel	63.27	63.27	73.72	0.23	0.45	0.23	20.89	24.07	20.89	[30]
Dentin	5.61	5.61	17.07	0.3	0.33	0.3	1.7	6	1.7	[30]
Cancellous bone	1.148	0.21	1.148	0.01	0.055	0.322	0.068	0.068	0.434	[21]
Cortical bone	12.2	8.7	7.2	0.5	0.42	0.5	4.2	3.5	2.8	[31]

ตารางที่ 3.2 คุณสมบัติทางกลของส่วนประกอบที่มีโครงสร้างแบบ Isotropic

Model component	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Reference
Pulp	0.00207	0.45	[32]
Cementum	15.5	0.31*	[33],[34]
PDL	0.00099**	0.45	[35]

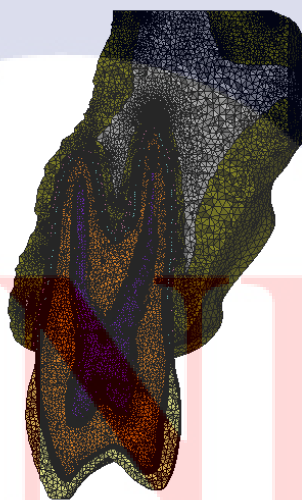
* Reference ลำดับที่ 2

**มาจากการทดลอง

3.6 การวิเคราะห์แบบจำลอง

หลังจากสร้างรูปแบบจำลองและทำการตรวจสอบความถูกต้องเป็นที่เรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการสร้างเอลิเมนต์ให้กับแบบจำลองโดยใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ซึ่ง

เป็นโปรแกรมทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ที่มีชื่อเสียงและมีความน่าเชื่อถืออันดับต้นๆของโลกในการคำนวณหรือวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรม ซึ่งโปรแกรม ANSYS สามารถวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมได้ถึง 3 ด้านคือ ปัญหาทางด้านโครงสร้าง (Structures) ปัญหาทางของไหล (Fluids) และปัญหาทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetics) ซึ่งปัญหาของงานวิจัยนี้จะอยู่ในส่วนของปัญหาทางโครงสร้าง (Structure) เป็นหลัก และด้วยรูปทรงของแบบจำลองโครงสร้างพื้นนั้นไม่ใช่รูปทรงที่มีความสมมาตรเชิงเรขาคณิต 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

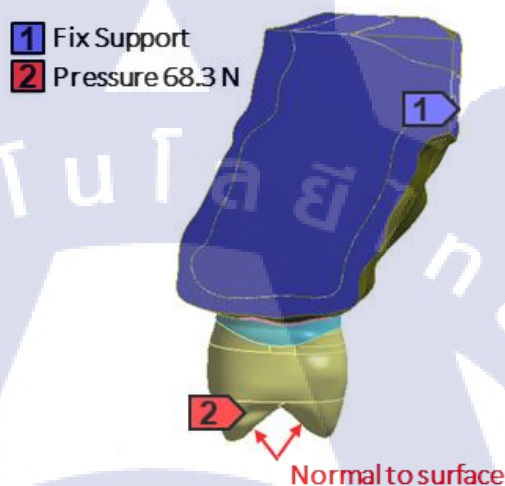


รูปที่ 3.7 ลักษณะของเอลิเมนต์ของแบบจำลอง

การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์โครงสร้างของแบบจำลอง จะกำหนดให้ ผิวด้านบนของกระดูกขากรรไกรบน และผิวด้านข้างอีก 3 ด้าน ที่ทำการตัดขวางขากรรไกร ถูกยึดอยู่กับที่ (Fix support) และกำหนดให้แรงกระทำลงบนยอดฟันทั้งด้านกระพุ้มแก้มและด้านเพดานปาก เป็นแรงกด

แบบสถิตยศาสตร์ (Static) ดังรูปที่ 3.8 ขนาด 68.3 MPa บนพื้นที่ 0.8 ตารางมิลลิเมตร ตามงานวิจัยของคุณ Y. Abe และคณะ [20] ภายใต้เงื่อนไขการวิเคราะห์ดังนี้

- แบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อยจะไม่มี การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Isothermal)
- ส่วนประกอบของฟันเป็นวัสดุเนื้อเดียวกัน ไม่มีสมบัติเฉพาะในทิศทางใดทิศทางหนึ่งเป็นพิเศษ และมีความยืดหยุ่นเชิงเส้น

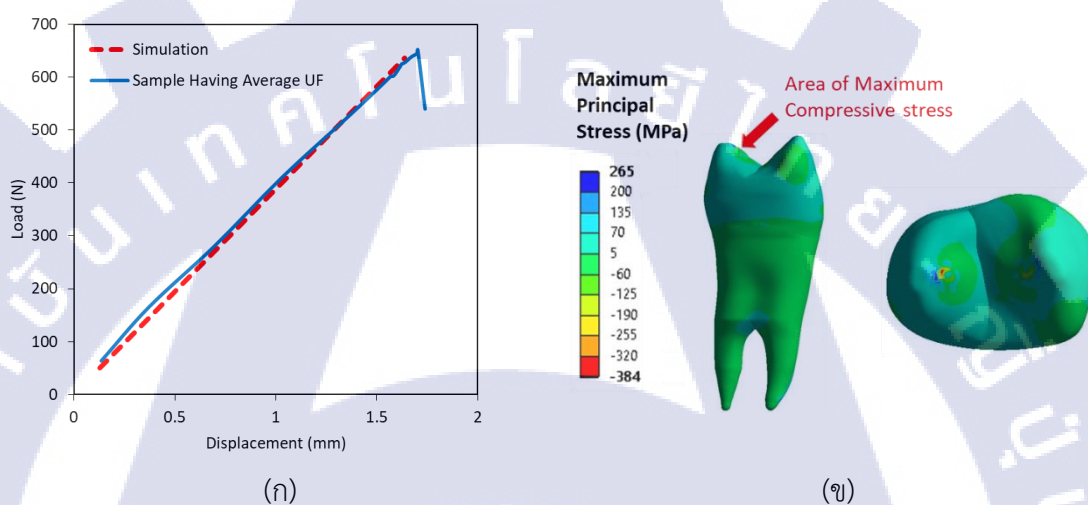


รูปที่ 3.8 การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด

3.7 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

ในการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองทางผู้วิจัยได้อ้างอิงจากผลงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ได้รับการตีพิมพ์ [36] ซึ่งได้ทำการศึกษาการสร้างแบบจำลองสามมิติของฟันกรามน้อยเหมือนจริงที่มีหลายองค์ประกอบจากภาพถ่าย CBCT ด้วยโปรแกรม ANSYS spaceclaim และทำการตรวจสอบความถูกต้องของผลการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench ในสถานการณ์ทดสอบกดโดยค่อยๆ เพิ่มแรงกระทำจนทำให้เกิดค่า Maximum principle stress สูงกว่าค่า Ultimate compressive strength เพื่อหาแรงกดสูงสุดที่โครงสร้างฟันเกิดการแตกหัก (Critical load) เปรียบเทียบกับผลการทดสอบกดด้วยเครื่อง 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)



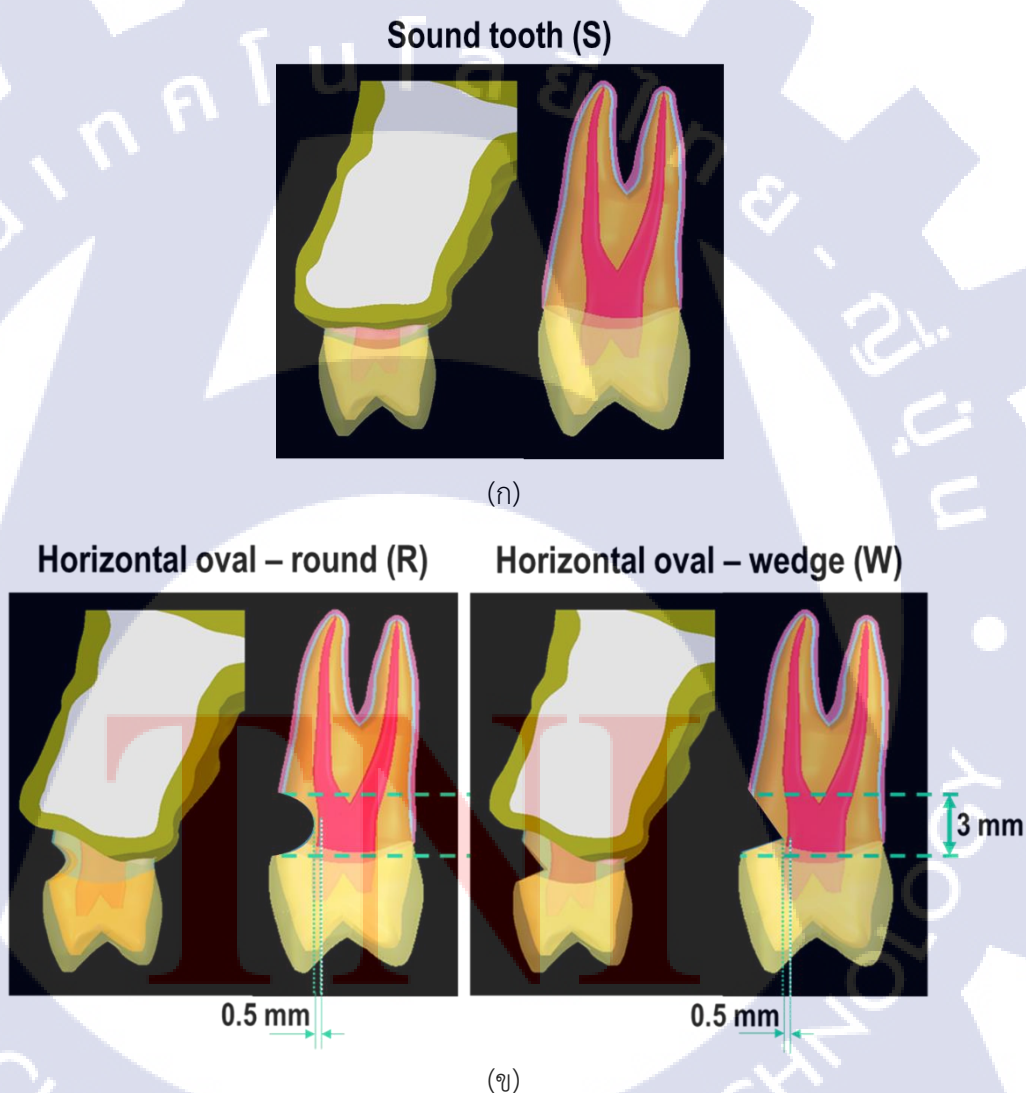
รูปที่ 3.9 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง (ก) ความสัมพันธ์ของระยะทางกับแรงลัพธ์ (ข) การกระจายของความเค้นอัดหลัก

หลังจากนั้นจะทำการให้แรงกดเคี้ยวเฉลี่ยลงบนยอดฟันทั้งสองด้านในแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพิ่มเติมในโครงสร้างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกขาฟันทั้งแบบแข็งและแบบมีรูพรุนที่ได้พัฒนาให้มีความเหมือนจริงเหมือนสภาวะในช่องปาก

3.8 การวิเคราะห์แบบจำลองที่มีลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุแตกต่างกัน

แบบจำลองเหมือนจริงของฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งซึ่งผ่านการตรวจสอบความถูกต้องเป็นแบบจำลองที่สมบูรณ์พร้อมสำหรับการจำลองสถานการณ์ต่างๆ ซึ่งในงานวิจัยนี้ผู้วิจัยต้องการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เพื่อหาสาเหตุและเปรียบเทียบความรุนแรงของรอยโรค จากการศึกษา

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องเรื่องลักษณะรอยโรคดังที่ได้กล่าวในบทที่ 2 สามารถจำแนกกรณีศึกษาได้ทั้งสิ้น 3 กรณี ได้แก่ ฟันปกติ (Sound tooth) ฟันที่เกิดรอยโรคแบบ Horizontal oval – round และฟันที่เกิดรอยโรคแบบ Horizontal oval – wedge ผู้วิจัยจึงได้ประยุกต์ใช้วิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติเสมือนจริงที่พัฒนาขึ้น ในการจำลองฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ ดังรูปที่ 3.10 โดยมีความกว้างของรอยโรค 3 มิลลิเมตรตลอดคอฟันด้านกระพุ้งแก้ม ตามขนาดความกว้างเฉลี่ยของรอยโรคที่เกิดขึ้น [7] และมีความลึกห่างจากเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน 0.5 มิลลิเมตรซึ่งเป็นความกว้างที่น้อยที่สุดที่เนื้อฟันสามารถฟื้นฟูตัวเองเพื่อปกป้องเนื้อเยื่อโพรงประสาทฟัน [37]



รูปที่ 3.10 แบบจำลองสามมิติของกรณีศึกษาต่างๆ (ก) ฟันปกติ (Sound tooth)

(ข) ฟันที่เกิดรอยโรคแบบ Horizontal oval – round และแบบ Horizontal oval – wedge

บทที่ 4

ผลและการวิเคราะห์

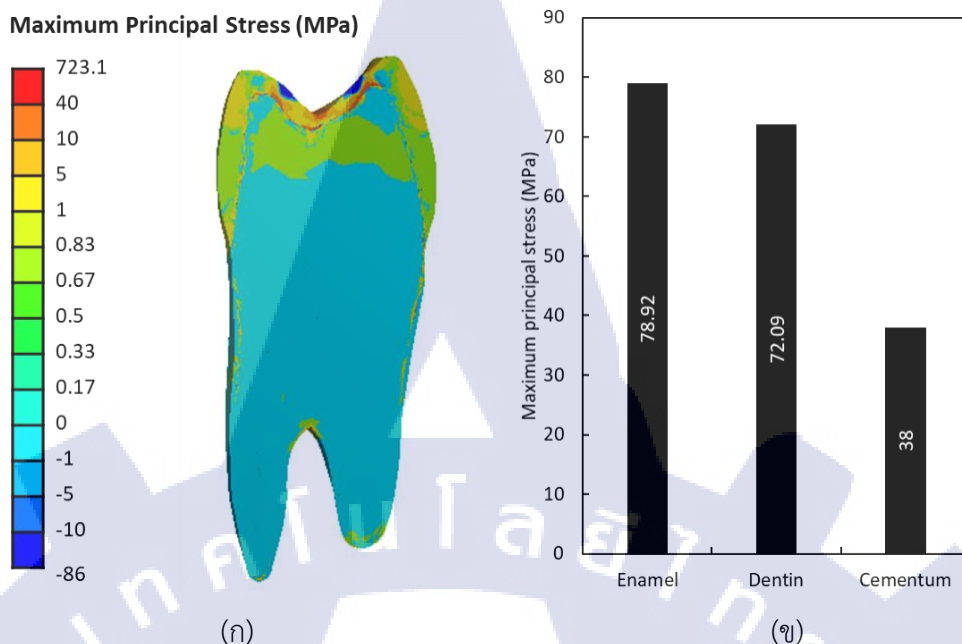
ผลที่ได้จากการศึกษานั้น ถูกนำเสนอและวิเคราะห์ในบทนี้ตามลำดับดังต่อไปนี้

- 4.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น
- 4.2 ผลการตรวจสอบการค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ โดยใช้แบบจำลองอย่างง่ายของฟัน
- 4.3 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวด้วยโปรแกรม 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 ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการสร้างกระดูกงูฟันทั้งส่วนที่มีโครงสร้างแข็งและส่วนที่มีรูพรุนเพิ่มเติมและการกำหนดค่าคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ให้ค่า Young's Modulus เท่ากับ 0.0000689 GPa และ Poisson's Ratio เท่ากับ 0.45 แล้วทำการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS Workbench อีกครั้ง โดยให้แรงบดเคี้ยวเฉลี่ยกระทำลงบนยอดฟันทั้งสองข้าง

ผลการวิเคราะห์แสดงการกระจายความเค้นจากผิวเคลือบฟันที่ได้รับแรงกดไปยังโครงสร้างภายในฟันต่างๆ ก่อนถ่ายเทไปยังกระดูกงูฟัน โดยจุดที่เกิดความเข้มข้นของความเค้นอัดหลักสูงคือบนผิวเคลือบฟันที่รับแรงบดเคี้ยวเฉลี่ยโดยตรงและบริเวณคอฟันรองลงมา ในเนื้อฟันจะเกิดไกล์กับรอยแยกของยอดเนื้อฟัน ส่วนเคลือบรากฟันจะอยู่ที่บริเวณคอฟันดังรูปที่ 4.1(ก) และค่าความเข้มข้นของความเค้นอัดหลักจะเกิดสูงสุดในโครงสร้างที่มีความแข็งแรงอย่างเคลือบฟัน เนื้อฟัน และเคลือบรากฟันตามลำดับดังรูปที่ 4.1(ข)

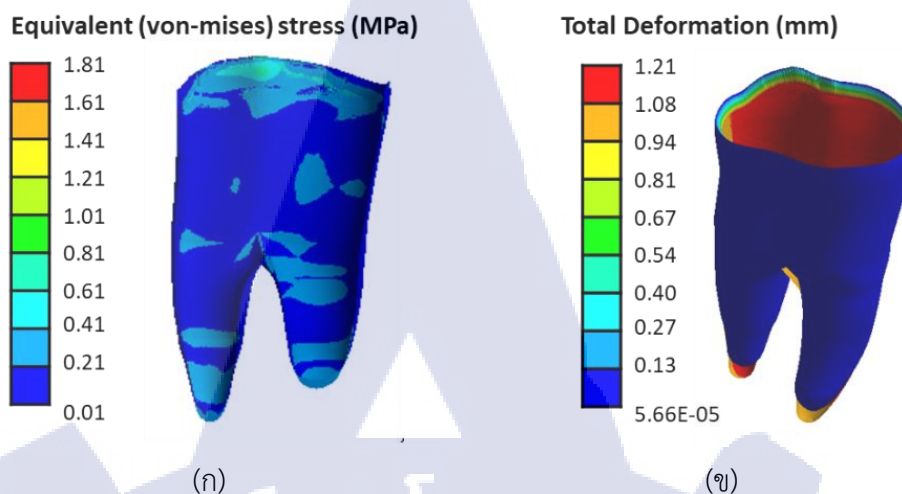


รูปที่ 4.1 การกระจายความเค้นจากแรงบดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง

(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 เพราะเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์มีหน้าที่สำคัญในการยึดฟันให้ติดกับกระดูกขาฟันและดูดซับแรงเชิงกลต่างๆ ก่อนส่งต่อไปยังกระดูก ควรเป็นวัสดุที่สามารถรับแรงได้ดี



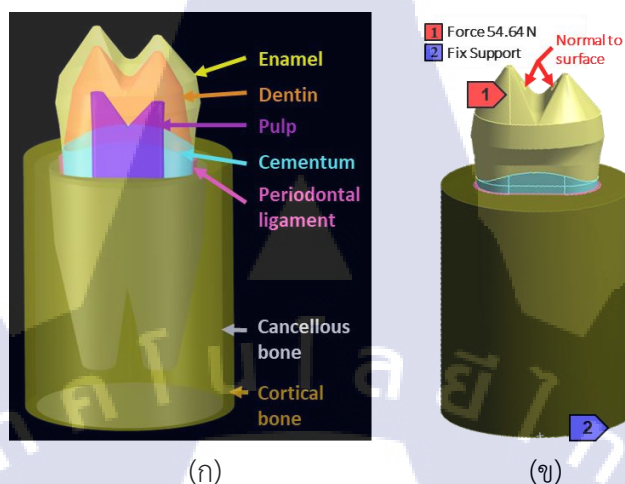
รูปที่ 4.2 การกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนแบบจำลองฟันปกติเสมือนจริง (ก) การกระจายความเค้นและค่า Maximum equivalent (von-mises) stress ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ (ข) การเสียรูปของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์เป็นโครงสร้างที่มีความซับซ้อน ซึ่งประกอบไปด้วยเซลล์มากมายสามารถจำแนกได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือส่วนเนื้อเซลล์และเส้นใย ทำให้เนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์มีคุณสมบัติทางกลที่ซับซ้อนตามไปด้วย โดยคุณสมบัติทางกลของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จะเปลี่ยนแปลงไปตามตำแหน่งของฟันแต่ละซี่ ทั้งยังตอบสนองต่อลักษณะของแรงที่ได้รับอย่างแรงกด แรงดึง และแรงเฉือนต่างกันอีกด้วย จากการสืบค้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องมีรายงานว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์จากการทดลองในปี 2520 ของ A. L. Yettram และคณะ [35] ที่ทำการทดสอบกดแบบ 4-point Bending เท่ากับ 0.0000689 GPa แต่นักวิจัยส่วนใหญ่นิยมใช้ค่า 0.0689 GPa ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งมาจากการงานวิจัยของ A. M. Weinstein และคณะ [38] 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

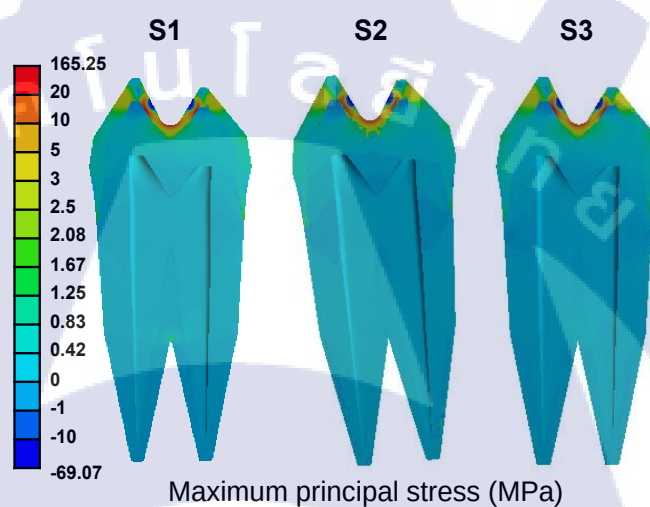
(ข) การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์แบบจำลองอย่างง่ายทั้งตำแหน่งตัวยึดและการให้แรงกด

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

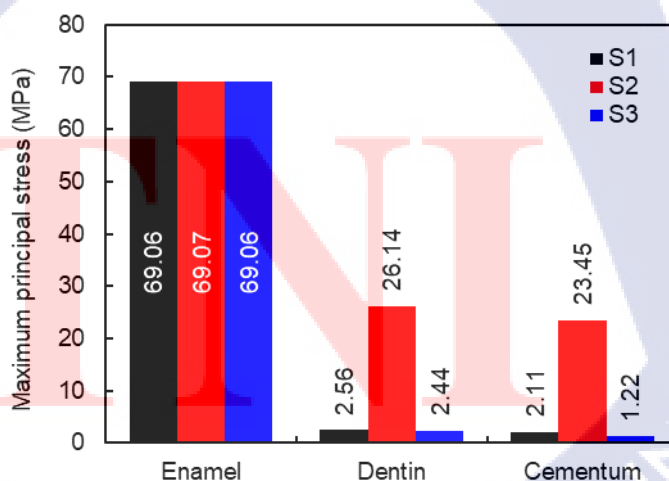
ตารางที่ 4.1 ค่า Young's Modulus และค่า normal stiffness factor (FKN) ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทั้ง 3 สถานการณ์

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)



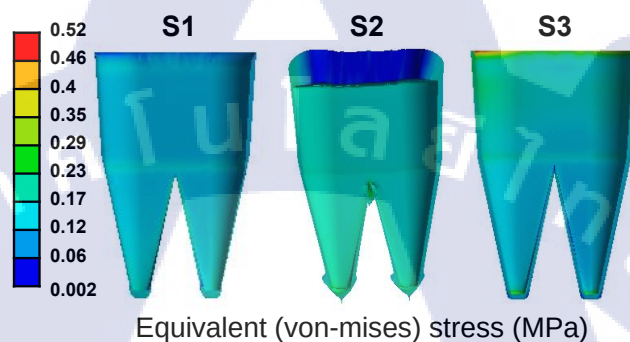
(ก)



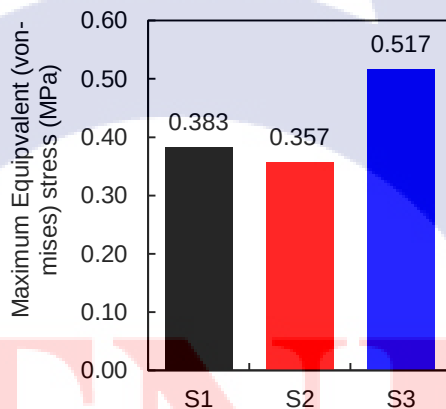
(ข)

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)



(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 ซึ่งมากกว่าความหนาเฉลี่ยของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มีความหนาเท่ากับ 0.25 mm ที่จะไม่เกิดขึ้นจริง

ในช่องปากอย่างแน่นอนเช่นเดียวกับในแบบจำลองเสมือนจริง แสดงให้เห็นว่าค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่ได้จากการทดลองแบบ 4-point bending ซึ่งทำให้เกิดความเค้นเฉือนในการทดสอบกดนั้น อาจไม่ใช่ค่าที่ถูกต้องเสมอไป ควรทำการทดสอบด้วยวิธีทางทันตกรรมเพิ่มเติมเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์

ผลการทดสอบเพิ่มเติมเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ด้วยวิธีทางทันตกรรม พบว่าค่า Elastic modulus มีค่าเท่ากับ 0.99 MPa และเมื่อนำค่าดังกล่าวมาใช้ในการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองอีกครั้ง ไม่พบการเสียรูปมากผิดปกติ แสดงว่าค่า Elastic modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์นี้ถูกต้อง และแบบจำลองเสมือนจริงนี้ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องแล้ว

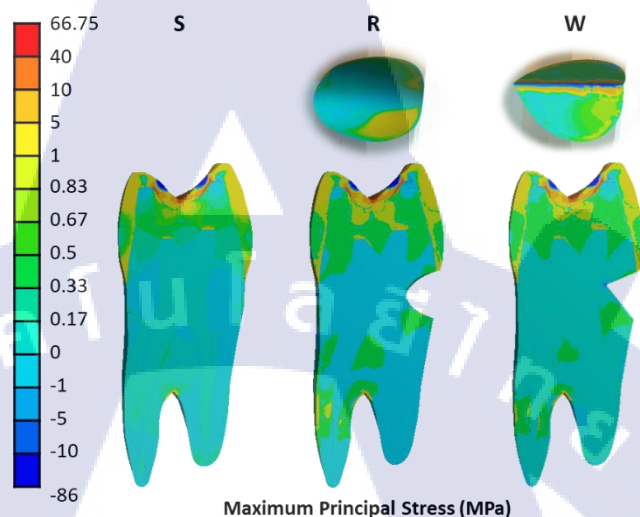
4.3 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งเมื่อได้รับแรงบดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS

การกระจายความเค้นบนฟันกรามน้อยด้านบนซี่ที่หนึ่งที่ปกติ (S) เริ่มจากผิวเคลือบฟันที่ได้รับแรงบดเคี้ยวโดยตรงซึ่งเป็นจุดที่มีความเข้มของความเค้นมากที่สุด รองลงมาเป็นบริเวณรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน ซึ่งทั้งจุดจะทำให้เกิดการกระจายความเค้นเข้าสู่เนื้อฟันบริเวณรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบรากฟัน และรากฟันทั้งสองข้าง จากนั้นจะกระจายไปยังเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ก่อนถ่ายเทไปยังกระดูกเบ้าฟันและกรามต่อไปดังรูปที่ 4.7(ก)

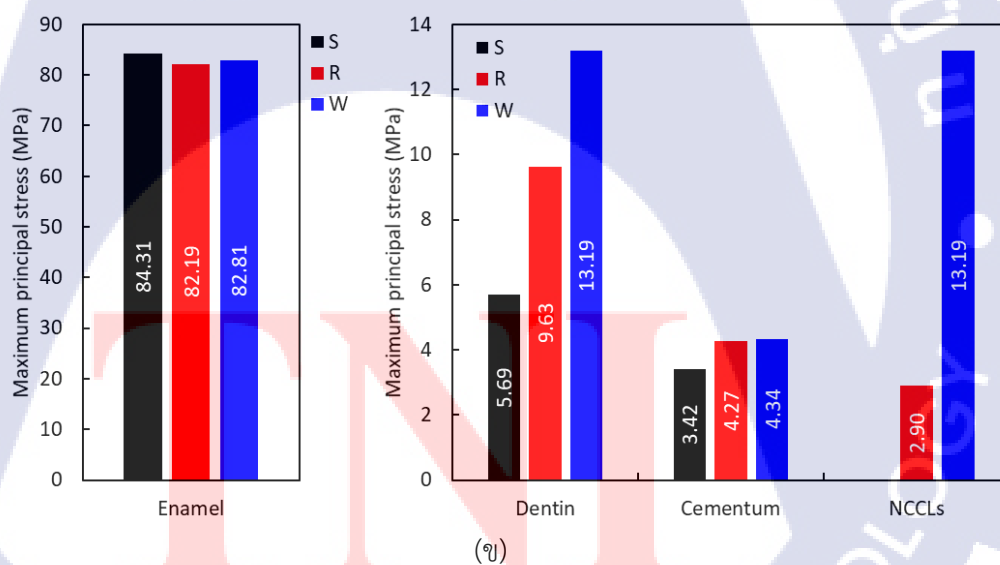
ต่อมาการกระจายความเค้นบนฟันสีกแบบ Horizontal oval-round (R) เริ่มจากเคลือบฟันและรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันเหมือนกัน แต่ความเข้มข้นสูงขึ้นในทุกโครงสร้างฟันสังเกตได้จากสีที่เข้มขึ้น จุดที่เกิดความเข้มของความเค้นเพิ่มคือตรงรอยสีก และเกิดแรงดึงที่บริเวณรากฟันฝั่งเพดานปาก เนื่องจากรอยสีกที่เกิดขึ้นทำให้เสียสมดุลในการถ่ายแรงไปยังกระดูกเบ้าฟันและกรามต่อไป ประกอบกับเหงือกที่ร่นลง ทำให้ขาดตัวยึดอย่างเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์และกระดูกเบ้าฟันที่ละลายไป ส่วนการกระจายความเค้นบนฟันสีกแบบ Horizontal oval-wedge (W) เริ่มจากเคลือบฟันและรอยต่อของเคลือบฟันและเคลือบรากฟันเหมือนกัน แต่เกิดเป็นแรงดึงเบาๆ ในโครงสร้างส่วนใหญ่สังเกตได้จากมีสีเขียวยาวขึ้น แต่บริเวณกลางรอยสีกเกิดแรงกดสูงและเกิดแรงดึงที่บริเวณรากฟันฝั่งเพดานปากเช่นเดียวกับฟันสีกแบบ Horizontal oval-round

อย่างไรก็ตามจุดที่เกิดความเข้มของความเค้นสูงเป็นจุดที่มีแนวโน้มว่าจะเสียหายหรือเสียหายมากขึ้น และความเข้มของความเค้นที่เกิดขึ้นในโครงสร้างที่แข็งแรงทั้งสามโครงสร้างและที่รอยสีก ส่วนใหญ่เกิดในฟันสีกแบบ Horizontal oval-wedge มากที่สุด รองลงมาเป็นฟันสีกแบบ Horizontal oval-round และฟันปกติตามลำดับ แสดงให้เห็นว่ารอยสีกแบบ Horizontal oval-

wedge รุนแรงกว่า Horizontal oval-round หากไม่ได้รับการรักษามีแนวโน้มที่จะรุนแรงขึ้นอย่างรวดเร็ว ดังรูปที่ 4.6(ก) และ 4.6(ข) ควรที่จะทำการกรอพื้นบริเวณรอยสึกให้เป็น Horizontal oval – round เพื่อลดความเข้มของความเค้นที่จะเกิดขึ้นและการขยายตัวของรอยสึก



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.6 การเปรียบเทียบการกระจายความเค้นจากแรงกดเคี้ยวบนพื้นปกติและพื้นที่เกิดการสึก
แบบ Horizontal oval-round และแบบ Horizontal oval-wedge

(ก) การกระจายความเค้นในโครงสร้างฟัน

(ข) ค่า Maximum principal stress ที่กระจายในเคลือบฟัน เนื้อฟัน เคลือบรากฟัน และรอยสึก

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการวิจัย

ข้อสรุปต่างจากการประยุกต์วิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริงที่พัฒนาขึ้น ในการสร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ และการวิเคราะห์การกระจายของความเค้นจากแรงเชิงกลที่เกิดจากการบดเคี้ยว บนฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุลักษณะต่างๆที่พบบ่งชี้การรวบรวมมาดังต่อไปนี้

5.1.1 ผลการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองที่พัฒนาขึ้น

แบบจำลองที่พัฒนาขึ้นประกอบด้วยโครงสร้างสำคัญครบทั้ง 7 ส่วนประกอบ มีขนาดและรูปร่างตามมาตรฐานของคนเอเชีย แต่ในผลการวิเคราะห์ด้วย ANSYS Workbench ครั้งแรกตรวจพบการเสียรูปมากผิดปกติ เมื่อฟันได้รับแรงบดเคี้ยวเฉลี่ยในโครงสร้างเอ็นยึดปริทันต์ 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 และด้วยพฤติกรรมของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ที่มีการเปลี่ยนแปลงตามลักษณะของแรงที่ได้รับ

จากผลการทดสอบเพิ่มเติมเพื่อหาค่า Young's Modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์ด้วยวิธีทางทันตกรรม พบว่าค่า Elastic modulus มีค่าเท่ากับ 0.99 MPa และเมื่อนำค่าดังกล่าวมาใช้ในการวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์และทำการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองอีกครั้ง

ไม่พบการเสียรูปมากผิดปกติ แสดงว่าค่า Elastic modulus ของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริทันต์นี้ถูกต้อง และแบบจำลองเสมือนจริงนี้ผ่านการตรวจสอบความถูกต้องแล้ว

5.1.3 ผลการศึกษาการกระจายของความเค้นที่เป็นผลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุ เมื่อได้รับแรงกดเคี้ยวด้วยโปรแกรม ANSYS

การกระจายความเค้นภายในโครงสร้างฟันที่ได้รับอิทธิพลจากความแตกต่างของลักษณะทางสัณฐานวิทยาของรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุแสดงให้เห็นว่ารอยสึกที่เกิดขึ้น มีผลลักษณะการกระจายของความเค้นที่เปลี่ยนแปลงไป ทำให้ฟันต้องรับภาระจากการกดเคี้ยวมากขึ้น ซึ่งลักษณะการสึกหรือทั้งสองแบบที่พบบ่งชี้ให้ฟันต้องรับความเค้นเพิ่มขึ้นอย่างน้อย 20% ในแต่ละโครงสร้างฟัน

โดยเกิดความเค้นหลักสูงสุดในฟันสึกแบบ Horizontal oval-wedge ถือเป็นการสึกที่มคความรุนแรงมากที่สุด รองลงมาฟันรอยสึกแบบ Horizontal oval-round และในฟันปกติ แสดงให้เห็นว่ารอยสึกแบบ Horizontal oval-wedge รุนแรงกว่า Horizontal oval-round หากไม่ได้รับการรักษามีแนวโน้มที่จะรุนแรงขึ้นอย่างรวดเร็ว ควรที่จะทำการรักษาทันทีและควรครอบฟันบริเวณรอยสึกให้เป็น Horizontal oval – round เพื่อลดความเข้มของความเค้นและการขยายตัวของรอยสึก

ดังนั้นการวิจัยนี้ประสบความสำเร็จทั้งในประยุกต์วิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันจากภาพถ่าย CBCT-scan (Cone beam computed tomography scan) ในรูปแบบสามมิติเสมือนจริงที่พัฒนาขึ้น ในการสร้างแบบจำลองของฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุลักษณะต่างๆที่พบบ่งชี้ และทำวิเคราะห์เพื่อศึกษาการกระจายของความเค้นจากแรงเชิงกลที่เกิดจากการกดเคี้ยว บนฟันกรามน้อยที่พบรอยโรคที่ไม่ได้เกิดจากฟันผุลักษณะต่างๆที่พบบ่งชี้ พร้อมสำหรับนำไปประยุกต์ในกรณีศึกษาอื่นๆ เพื่อศึกษาพฤติกรรมทางชีวกลศาสตร์ การออกแบบซ่อมแซม และเป็นแนวทางในการรักษาทางทันตกรรมต่อไป

บรรณานุกรม

- [1] The Editors of Encyclopædia Britannica, “*Tooth ANATOMY*,” [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/tooth-anatomy> [Accessed: April 2013]
- [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] 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.
- [8] J. C. Guimarães et al., “Stress amplifications indental non-carious cervical lesions,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 410-416, October 2014.
- [9] 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, February 2014.

- [10] S. Benazzi et al., “Dynamic modelling of tooth deformation using occlusal Kinematics and Finite Element Analysis,” *PLOS ONE*, March 2016. | DOI:10.1371/journal.pone.0152663
- [11] J. A. Michael et al., “Abfraction: separating fact from fiction,” *Australian Dental Journal*, vol. 54, no. 1, pp. 2-8, March 2009.
- [12] 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.
- [13] JADA, “Tooth eruption The permanent teeth,” [Online]. Available: https://www.ada.org/~media/ADA/Publications/Files/patient_58.aspx [Accessed: January 2006]
- [14] M. Hoffman, “Picture of the teeth Human antomy,” [Online]. Available: <https://www.webmd.com/oral-health/picture-of-the-teeth> [Accessed: 2009]
- [15] J. Tietestä and T. J. Liiketoiminnasta, “Röntgenkuvantaminen uudelle tasolle,” [Online]. Available: <http://www.vtt.fi/Impulssi/Pages/Rontgen-kuvantaminen-uudelle-tasolle.aspx> [Accessed: May 2015]
- [16] 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: 13 May 2016]
- [17] ปราโมทย์ เดชะอำไพ, ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2555.
- [18] ปราโมทย์ เดชะอำไพ และ เสฏฐารวรรธ สุจริตวัฒน์สกุล, การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโต๊ะช่วงแอนซิส กรุงเทพฯ: บริษัท แคด-ไอที คอนซัลแท้นส์ (เอเชีย) พีทีอี ลิมิเต็ด, 2560.

- [19] ANSYS, Inc., Theory Reference for the Mechanical APDL and Mechanical Applications ANSYS, Inc., Southpointe, 2012
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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.
- [23] 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.
- [24] Ayla Macyelle de Oliveira 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.
- [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] 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.
- [27] 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.

- [28] 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.
- [29] 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.
- [30] 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.
- [31] 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.
- [32] 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.
- [33] 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.
- [34] J. W. FARAH, et al., "Finite element analysis of three- and four-unit bridges," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 16, pp. 603-611, 1989.
- [35] 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.
- [36] N. Limjeearajarus 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.

- [37] P. E. Murray et al., "Odontoblast morphology and dental repair," *Journal of Dentistry*, vol. 31, no.1, pp.75-82, January 2003.
- [38] 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.

