การศึกษาการกระจายตัวของแรงทางกลในเนื้อเยื่อในฟันที่เกิดจากแรงบดเคี้ยว โดยการสร้างแบบจำลอง<mark>สามมิติ ด้วยวิธี</mark>การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์



TC

Q

้ วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่ว<mark>นหนึ่ง</mark>ของการศึก<mark>ษ</mark>าตาม<mark>หลักสูตร</mark>ปริญญ<mark>าวิศ</mark>วกรรมศาสตรมหาบัณฑิต <mark>บั</mark>ณฑิตวิทยาล<mark>ั</mark>ย สาขาเท<mark>คโนโลยีวิศวกรรม</mark> สถาบั<mark>นเท</mark>คโนโลยีไท<mark>ย-</mark>ญี่ปุ่น ปีการศึกษา ๒๕๖๐

STUDY ON OCCLUSION-INDUCED MECHANICAL FORCES DISTRIBUTION IN DENTAL PULP USING m-D MODELING BASED ON FINITE ELEMENT ANALYSIS

> fulaa Anon Phanijjiva

10

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of Requirements For The degree of Engineering Program in Engineering Technology Graduate School Thai-Nichi Institute of Technology Academic Year ២໐໑៧

หัวข้อวิทยานิพนธ์

โดย สาขาวิชา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ การศึกษาการกระจายตัวของแรงทางกลในเนื้อเยื่อในฟัน ที่เกิดจากแรงบดเคี้ยวโดยการสร้างแบบจำลองสามมิติ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ อานนท์ พานิชชีวะ เทคโนโลยีวิศวกรรม รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจีระจรัส

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีไทย-ญี่ปุ่น อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

>คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย (รองศาสตรจารย์ ดร. พิชิต สุขเจริญพงษ์) วันที่.........เดือน.....พ.ศ....พ.ศ.....

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ (ผู้ช่วยศาสตรจารย์ ดร.ทันตแพทย์หญิง.ชลิดา ลิ้มจีระจรัส)

.....กรรมการ (ผู้ช่วยศาสตรจารย์ ดร. จินตวัฒน์ ไชยชนะวงศ์)

(ดร. เ<mark>อ</mark>กอุ <mark>ธรรมก</mark>รบั<mark>ญ</mark>ญัติ)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

(รองศาสตรจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจีระจรัส)

อานนท์ พานิชชีวะ : การศึกษาการกระจายตัวของแรงทางกลในเนื้อเยื่อในฟันที่เกิดจาก แรงบดเคี้ยว โดยการสร้างแบบจำลองสามมิติ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์. อาจารย์ที่ ปรึกษา : รองศาสตรจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจีระจรัส, ๖๔ หน้า.

เนื้อเยื้อในฟันเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของฟัน ซึ่งแรงที่กระทำที่เหมาะสมจะสามารถฟื้นฟูและรักษา เนื้อเยื้อได้ อย่างไรก็ตามไม่สามารถวัดแรงที่กระทำต่อเนื้อเยื้อในฟันได้โดยตรง ซึ่งรูปแบบจำลองในปัจจุบันมีรูป แบบจำลองและขนาดที่ไม่มีความเสมือนจริง งานวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะสร้างรูปแบบจำลอง ๓ มิติ ที่มีความ เสมือนจริง โดยอ้างอิงจากภาพถ่าย CT-scan และทำการวิเคราะห์โครงสร้างแบบสถิต โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟ ในต์เอลิเมนต์ และสร้างรูปแบบจำลองเฉพาะ mandibular first molar เท่านั้นและมีหลายส่วนประกอบเช่น เคลือบฟัน เนื้อฟัน และ เนื้อเยื้อในฟัน เป็นต้น โดยการให้ขอบเขตเงื้อนไขในการวิเคราะห์มี ๒ กรณี คือ ในการ วิเคราะห์ของฟันกรามที่เป็นปกติ และเกิดรอยร้าวขึ้นบนเคลือบฟันและรอยร้าวลงลึกไปถึงเนื้อฟัน และได้กำหนด แรงกระทำเฉลี่ยเท่ากับ ๕๔.๓ MPa ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าแรงบคเคี้ยวโดยเฉลี่ยไม่ว่าจะเป็นเงื่อนไขในกรณี ใดก็ตาม ไม่ทำให้ชิ้นส่วนฟันเกิดความเสียหายหรือเสียรูปถาวร ซึ่งผลจากการวิเคราะห์พบว่าความเค้นที่เกิดขึ้นบน เนื้อเยื่อในฟันมีค่าเพียง ๐.๐๐๒๕ MPa ของการวิเคราะห์ในกรณีที่เป็นฟันปกติ และ ๐.๐๐๒๙ MPa ของการ วิเคราะห์แบบเงื่อนไขที่มีรอยร้าวที่เคลือบฟัน และเนื้อฟัน ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าแรงที่กระทำลงเนื้อเยื่อในฟันมีค่า น้อยกว่า ๑% แรงที่กระทำบนผิวเคลือบฟัน และจากรอยร้าวที่เกิดขึ้นทำให้มีความเค้นที่เพิ่มขึ้น ๑๔% หรือ ๔.๔ g/cm๒ เมื่อเทียบกับการวิเคราะห์ในกรณีที่เป็นฟัน ปกติ

บัณฑิตวิทยาลัย สาขาวิชา เทคโนโลยีวิศวกรรม ปีการศึกษา ๒๕๖๐

10

<mark>ล</mark>ายมือ<mark>ชื่</mark>อนักศึ<mark>กษา.</mark> ลายมือชื่ออาจ<mark>ารย์ที่</mark>ปรึกษา..... ANON PHANIJJIVA : STUDY ON OCCLUSION-INDUCED MECHANICAL FORCES DISTRIBUTION IN DENTAL PULP USING m-D MODELING BASED ON FINITE ELEMENT ANALYSIS. ADVISOR: ASSOC. PROF. DR. NUTTAPOL LIMJEERAJARUS, ၁૯ PP.

The dental pulp plays an important role in maintaining the functional status of the tooth. Proper masticatory force helped maintaining the dental pulp vitality. However, the force distributed into the dental pulp could not be directly measured. Currently available simulation models were single unit and/or unrealistic in shape and dimension. The purpose of this study was to develop a novel real geometry of whole teeth mD model based on the CT scan system and conducted static structural analyses using the finite element analysis (FEA). The developed model of the mandibular first molar consisted of multicomponent of enamel, dentin and dental pulp etc. The masticatory loading condition for simulation was performed in two conditions is normal tooth condition and fracture on Enamel and Dentine at the average biting force of &c.m MPa. The results showed that the average occlusal pressure did not cause failure or plastic deform of the tooth each components. The simulation results revealed that the stresses at the dental pulp was 0.00% MPa in normal of tooth condition and 0.00% MPa in fracture of tooth condition, which was less than % of that exerted on the enamel. The crack cause stress in dental pulp increased by @c% or c.c g/cmb as compared with normal of tooth condition.

IC.

Graduate School Field of Engineering of technology Academic Year ๒๐๑๗ Student's Signature..... Advisor's Signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จสมบรูณ์ตามวัตถุประสงค์ทุกประการอันเนื่องมาจากความกรุณาของ รองศาสตรจารย์ ดร. ณัฐพล ลิ้มจีระจรัส เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ สละเวลาอันมีค่าของในการมาให้ แนะนำ ตลอดจนให้คำปรึกษากระบวนการ แนวความคิด ซึ่งสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการพัฒนางานวิจัยให้มี คุณภาพมากยิ่งขึ้น

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตรจารย์ ดร.ทันตแพทย์หญิง ชลิดา ลิ้มจีระจรัส (หน่วยปฏิบัติการวิจัย เนื้อเยื่ออนินทรีย์ คณะทัตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) ที่กรุณาเสียสละเวลามาเป็นประธาน คณะกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ ในครั้งนี้ และอบรมให้ความรู้เพิ่มเติมที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ ดร.เอกอุ ธรรมกรบัญญัติ (นักวิจัยของห้องวิจัยทางคณิตศาสตร์ประยุกและกลศาสตร์) ที่กรุณาให้ความรู้เกี่ยวกับการวิเคราะห์เชิงตัวเลข และคำแนะนำที่มีประโยชน์ต่อการวิเคราะห์ของงานวิจัยจน สำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตรจารย์ ดร. จินตวัฒน์ ไชยชนะวงศ์ หัวหน้าห้องวิจัยกระบวนการวัสดุขั้นสูง ที่กรุณาเสียสละเวลามาเป็นคณะกรรมการในการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ตลอดจนให้คำแนะนำเกี่ยวกับ เรื่องวัสดุ ซึ่งมีประโยชน์ต่อในการงานวิจัย

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณคุณพ่อคุณแม่และครอบครัวที่ให้โอกาสในการมาศึกษาปริญญาโทจน สามารถสำเร็จการศึกษาอย่างสมบรูณ์ และขอขอบคุณอาจารย์ นักศึกษาคณะทัตแพทยศาสตร์ที่ร่วมงานวิจัย และ เพื่อน และผู้มีพระคุณทุกท่านทั้งที่ได้กล่าวนามและไม่ได้กล่าวนามใน ณ ที่นี้ผู้เขียนมีความซาบซึ้งในความกรุณา ของทุกท่านและขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

10

ว่าที่ ร.ต. อานนท์ พานิชชีวะ

สารบัญ

		หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	 	१
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	 	ຈ
กิตติกรรมประกาศ	 	ຊ
สารบัญ	 	V
สารบัญตาราง		ม
สารบัญรูป		ຄູ
สัญลักษณ์		J

บทที่

P

	1 บทนำ			1
	1.1	ความเป็	นมาแนวทางเหตุผลและปัญหา	1
_	1.2	วัตถุประ	ะสงค์ของการศึกษา	5
	1.3	ขอบเขต	าการศึกษาของการวิจัย	5
	1.4	ประโยข	เน์ที่คาดว่าจะได้รับ	5
	1.5	ขอบเขต	าการศึกษาและวิจัย	6
	2 ทฤษฎีที่เกี่	ยวข้อง แส	ะบทความวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
	2.1	ทฤษฎีที	เกี่ยวข้อง	7
		2.1.1	โครงสร้างของฟัน	7
		2.1.2	การถ่ <mark>ายภาพรังสีด้ว</mark> ยเครื่อ <mark>ง</mark> คอมพิ <mark>วเตอ</mark> ร์	10
		2.1.3	กลศาสตร์วั <mark>ส</mark> ดุ	11
		2.1 <mark>.4</mark>	การแตกหักของวัสดุ	13
		2.1 <mark>.5</mark>	ระเบียบวิธี <mark>ท</mark> างไฟไนต์เอ <mark>ลิเม</mark> นต์	19
		2.1.6	ทฤษฎีเพื่อวิเคราะห์ปัญหาของแข็ง	22
	2.2	ผลงานวิ	วิจัยที่เกี่ยวข้อง	25
		2.2.1	งานวิจัยระดับเซลล์	25
		2.2.2	งานวิจัยทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	26

สารบัญ (ต่อ)

บทที่		หน้า
3 ระเบียบวิธีก	ารวิจัย	40
3.1	ขอบเขตการวิจัย	41
3.2	การพัฒนารูปแบบจำลอง	42
3.3	การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง (Model validation)	47
4 การวิเคราะ	ห์ผลการวิจัย	50
4.1	ผลการตรวจสอบขนาดของรูปแบบจำลอง	50
4.2	ผลการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์	51
	4.2.1 ความเค้นที่เกิดบนเคลือบฟัน (Enamel)	51
	4.2.2 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อฟัน (Dentine)	52
	4.2.3 ความเค้นที่เกิดกระดูก	
	(Cancellous bone & Cortical bone)	54
	4.2.4 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์	
	(Periodontal ligament: PDL)	55
	4.2.5 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน (Dental Pulp)	56
	4.2.6 ความเค้นเฉือนที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์	
	(Periodontal ligament: PDL)	57
	4.2.7 ความเค้นเฉือนที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน (Dental Pulp)	58
5 สรปผลการ์	วิจัย	59
5.1	สรุปผลการวิเคราะห์.	59
5.2	ข้อเสนอแนะ	59
บรรณานุกรม	7,	60
ประวัติย่อผู้วิจัย	VSTITUTE OF	64

สารบัญตาราง

ตาราง		หน้า
1.1	แผนการดำเนินงานและระยะเวลาดำเนินงาน	6
2.1	แสดงแรงการบคเคี้ยวและพื้นในการบคเคี้ยว	31
2.2	สรุปงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	32
3.1	คุณสมบัติของวัสดุ	46
4.1	ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของเคลือบฟัน	52
4.2	ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของเนื้อฟัน	53
4.3	ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของ Cancellous bone	54
4.4	ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของ Cortical bone	55
4.5	ผลการวิเคราะห์ความเค้นของเนื้อเยื้อปริทันต์	55
4.6	ผลการวิเคราะห์ความเค้นของเนื้อเยื้อในฟัน	56
4.7	ผลการวิเคราะห์ความเค้นเฉือนของเนื้อเยื้อปริทันต์	57
4.8	ผลการวิเคราะห์ความเค้นเฉือนของเนื้อเยื้อในฟัน	58

STITUTE O

สารบัญรูป

รูป		หน้า
1.1	เป็นการรักษาฟันในปัจจุบันของทางคลีนิก	1
1.2	ลักษณะของโครงสร้างฟัน	2
2.1	ลักษณะโครงสร้างภายนอกของฟันและภายในภายหลัง	8
2.2	ลักษณะภาพถ่ายจากรังสีเอกซเรย์	10
2.3	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียด	12
2.4	ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุแบบเหนี่ยว	13
2.5	แสดงการเปรียบเทียบระหว่าง Maximum Shear Stress กับ von Mises	15
2.6	แสดงวงกลม Mohr Circle เพื่อทำการทดสอบ uniaxial compression	16
2.7	แสดงวงกลมขนาดใหญ่ของ Mohr's ในการบ่งบอกขอบเขตของความเค้น	16
2.8	ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุแบบเปราะ	17
2.9	แสดงการแตกหักของวัสดุเหล็กหล่อสีเท่าในทฤษฎี Maximum Normal Stress,	
	Brittle-Coulomb-Mohr และ Modified Mohr	19
2.10	ลักษณะของเอลิเมนต์และจุดต่อของแต่ละเอลิเมนต์	20
2.11	ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ	21
2.12	ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ	21
2.13	ลักษณะเอลิเมนต์ 3.มิติ	22
2.14	ลักษณะความเค้นที่เกิดตามพื้นผิวของวัตถุ	23
2.15	รูปแบบจำ <mark>ลองของ Ma</mark> xillary central incisor	26
2.16	้ลักษณะขอ <mark>ง</mark> รูปแบ <mark>บจ</mark> ำลองและเงื่อ <mark>นไขในก</mark> ารทด <mark>ล</mark> องของ Manila	27
2.17	รูปแบบจำลองแล <mark>ะผลก</mark> ารวิเคราะห์ของฟั <mark>น</mark>	28
2.18	ลักษณะแผ่นไทเท <mark>เนียม</mark> ในการรักษ <mark>า</mark> การแต <mark>กหักขอ</mark> งขากร <mark>รไกร</mark>	29
2.19	ลักษณะเอเลิเมนต <mark>์และ</mark> การกระจาย <mark>ข</mark> องความเค้ <mark>นที่</mark> เกิดขึ้น <mark>ของรู</mark> ปแบบจำลอง	29
2.20	ลักษณะรูปแบบจำลองและตัวอย่างเงื่อนไขในการวิเคราะห์การแตกหัก	30
3.1	แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทำวิจัย	40
3.2	การเปรียบเทียบขนาดของรูปแบบจำลองฟันกรามเทียบกับมาตรฐาน	42
3.3	การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างรูปแบบจำลอง	43
3.4	ลักษณะรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกรามน้อย (Mandibular first molar)	44

T

สารบัญรูป (ต่อ)

ຽປ		หน้า
3.5	ลักษณะของเอลิเมนต์ของรูปแบบจำลอง	45
3.6	การกำหนดเงื่อนไขในการทดสอบของรูปแบบจำลองของฟัน	47
3.7	ลักษณะรูปแบบวิธีการวัดของรูปแบบจำลองเปรียบกับภาพถ่าย CT-Scan	48
3.8	ผลการเช็คความถูกต้องของรูปแบบจำลอง	49
4.1	ผลของการวัดขนาดของรูปแบบจำลองลักษณะของชั้นที่เลือกมาเพื่อทำการวัด	50
4.2	ผลของการวัดขนาดของรูปแบบจำลองผลค่าความคลาดเคลื่อนการวัดของรูปแบบ	
	จำลองเทียบกับภาพถ่าย CT-scan	51
4.3	ความเค้นตั้งฉากหลักสูงสุดที่เกิดบนเคลือบฟัน	52
4.4	การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อฟัน	53
4.5	การกระจายความเค้นที่เกิดบน Cancellous bone	54
4.6	การกระจายความเค้นที่เกิดบน Cortical bone	55
4.7	การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์	56
4.8	การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน	57
4.9	การกระจายความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดบนเนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์	57
4.10	การกระจายความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน	58

STITUTE O

สัญลักษณ์	ความหมาย
σ	Average Normal Stress
Р	แรงกระทำตั้งฉาก
A_0	พื้นที่หน้าตัด
$ au_{avg}$	Average Shear Stress
v fu	แรงเฉื่อน
Eavg	Average Normal Strain
$\Delta s'$	ระยะที่เปลี่ยนไปจากเริ่มต้น
Δs	ระยะเริ่มต้นก่อนจะมีการเปลี่ยนแปลง
$ au_{ m max}$	Maximum Shear Stress
σ_1, σ_3	Principal Normal Stress
S _y	Yield Strength
u _d	Distortion Energy
ν	Poisson's ratio
S _{ut}	Ultimate tensile strength
S _{uc}	Compressive strength
n	Factor of Safety)
$\{\sigma\}$	เมทริกซ์ค <mark>วามเ</mark> ค้น
$\{\mathcal{E}\}$	เมทริกซ์ความเครียดที่เกิดขึ้นบนวัตถุ
[D]	Elastic stiffness matrix
[K]	เอลิเมนต์เมทริกซ์แข็งแกร <u>็</u> ง

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในงานวิจัย (ต่อ)



TC

STITUTE O

บทที่ 1 บทนำ

1.1 ความเป็นมาแนวทางเหตุผลและปัญหา

(

ฟันเป็นขึ้นส่วนสำคัญของร่างกายมนุษย์ซึ่งทำหน้าที่ในการ บค เคี้ยวและฉีกอาหารให้มี ขนาดที่พอเหมาะ แล้วส่งไปยังอวัยวะส่วนอื่นๆต่อไป ซึ่งในการบด เคี้ยวและการฉีกอาหารจะทำให้ เกิดแรงเชิงกลเกิดขึ้นกับเซลล์และเนื้อเยื่อของฟัน แรงเชิงกลนี้ประกอบด้วย แรงกด แรงดึง และแรง เฉือน ปัจจุบันได้มีการรายงานผลการวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการ (Laboratory research) ว่าแรง เชิงกลที่กระทำต่อเซลล์และเนื้อเยื้อที่เหมาะสม[1] สามารถทำให้เซลล์และเนื้อเยื้อนั้นฟื้นฟูด้วยตัวเอง ได้ และในงานวิจัยทางคลินิก (Clinical research) ได้มีการรักษาการสึกหรอของเคลือบฟัน (Enamel) โดยใช้ฟันยาง เพื่อไม่ให้มีแรงลงกระแทกกับเคลือบฟัน จนก่อให้เกิดความเสียหายของตัวเคลือบฟัน นอกจากนี้ การรักษาโดยการจัดฟัน (Orthodontic treatment) เพื่อให้ฟันนั้น ก็ยังมีการให้แรง เชิงกลกับฟันเพื่อให้ฟันอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสมและเกิดความสวยงามของช่องปากดังรูปที่ 1.1





รูปที่ 1.1 เป็นการรักษาฟันในปัจจุบันของทางคลีนิก [2]

อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีวิธีการใดที่จะเชื่อมต่อองค์ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับแรงเชิงกลที่เหมาะสม ต่อการการฟื้นฟูเซลล์และเนื้อเยื่อของฟัน จากงานวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการ สู่การใช้งานจริงใน ระดับคลีนิกกล่าวคือ ผลงานวิจัยในระดับห้องปฏิบัติการวิจัยสามารถแนะนำแรงเชิงกลที่เหมาะสมกับ เซลล์และเนื้อเยื้อได้ แต่ยังไม่สามารถนำไปใช้กับคนไข้จริงได้ เพราะไม่ทราบว่าแรงเชิงกลที่เหมาะสม ในระดับเซลล์และเนื้อเยื่อนั้น ควรจะรับแรงบดเคี้ยวที่มีค่าเท่าใด แรงบด เคี้ยวหรือการฉีกอาหาร โดยทั่วไป เป็นแรงที่เหมาะสมอยู่แล้วหรือไม่ ดังนั้นการพัฒนาวิธีการที่จะสามารถเชื่อมองค์ความรู้ทั้ง 2 ระดับระหว่างห้องปฏิบัติการวิจัยและงานวิจัยทางคลีนิกเข้าด้วยกัน จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งในการ นำองค์ความรู้ต่างๆไปประยุกต์ใช้จริงกับคนไข้

โดยปกติโครงสร้างฟันจะประกอบไปด้วย 7 ส่วนประกอบคือ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) เนื้อเยื้อโพรงประสาทฟัน (Dental pulp) เนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal ligament : PDL) เคลือบรากฟัน (Cementum) เหงือก (Gingiva) และกระดูกฟัน (Bones) ดังแสดง ในรูปที่ 1.2

(

Enamel Dentin Pulp chamber Gingiva Cementum Periodontal igament

รูปที่ 1.2 ลักษณะของโครงสร้างฟัน [3]

จากรูปที่ 1.2 จะเห็นได้ว่าส่วนของเคลือบฟัน (Enamel) เป็นส่วนแรกที่ทำหน้าที่บด เคี้ยว อาหารและเป็นส่วนที่มีโอกาสเสียรูปหรือการแตกหักมากที่สุด เนื่องจากเป็นส่วนประกอบที่สัมผัสกับ แรงที่กระทำโดยตรงเพราะเป็นลักษณะของวัสดุแบบเปราะ (Brittle material) และทำการถ่ายเทแรง ้ไปยังส่วนประกอบต่างๆในโครงสร้างของฟันต่อไป การรักษาโดยพิจารณาจากลักษณะกายภาพ ภายนอกอย่างเดียว ไม่สามารถเห็นโครงสร้างภายในที่อาจจะมีการผิดปกติได้ ทำให้ทันตแพทย์ จำเป็นต้องใช้การภาพถ่ายจากการ X-ray หรือหากต้องการความละเอียดของภาพมากกว่านั้นก็โดยใช้ ้วิธี CT-scan (Computed Tomography scan) ซึ่งสามารถถ่ายภาพออกมาเป็นรูปแบบสองมิติหรือ สามมิติ ทำให้ทันตแพทย์สามารถนำมาวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อที่จะทำการรักษาให้กับคนไข้ได้อย่างมี ประสิทธิภาพ งานวิจัยนี้จะศึกษาผลกระทบของเนื้อเยื้อโพรงประสาทฟันที่ถูกแรงบคเคี้ยวกระทำลง บนโครงสร้างฟัน ซึ่งจะสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างของฟันกรามซี่ที่หนึ่ง (Mandibular First molar) ที่มีความเสมือนจริงตามโครงสร้างของฟัน ทั้งส่วนประกอบและขนาดของรูปแบบจำลอง เพราะเนื่องจากเป็นฟันที่รับแรงกระทำมาที่สุดและเป็นฟันที่สำคัญในการเป็นฟันที่อ้างอิงของการจัด ฟัน (Orthodontic treatment) ทางทัตกรรม โดยจะสร้างรูปแบบจำลองอ้างอิงจากภาพถ่าย CT ้จากคนไข้จริงๆ เพราะเป็นข้อมูลที่ใช้ในการรักษาคนไข้ ซึ่งจะมีการตรวจสอบขนาดมาตรฐานของรูป แบบจำลองโดยอ้างอิงจากขนาดมาตรฐานฟันของคนเอเชีย และรูปแบบจำลองจะใช้หลักการระเบียบ วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) มาทำการวิเคราะห์ผลของคำตอบของ แบบจำลองในการศึกษาผลกระทบของแรงที่กระทำหรือความเค้นต่างๆที่เกิดขึ้นต่อโครงสร้างของฟัน

ในปัจจุบัน การสร้างรูปแบบจำลองเพื่อนำมาทำการวิเคราะห์โครงสร้างของฟัน โดยการ ถ่ายภาพ CT มาสร้างเป็นโครงสร้างของฟันขึ้นมาให้อยู่ในรูปแบบของสามมิติเป็นที่นิยมใช้กันอย่าง แพร่หลาย เช่น ได้มีการทำวิจัยแรงที่กระทำลงบนฟันที่วัสดุที่เป็น การหดตัวจากกระบวนการพอิเมอร์ ไรเซชัน (Polymerization Shrinkage) อยู่ในฟันโดยการสร้างแบบจำลองโครงสร้างสามมิติจากการ ถ่ายภาพ CT และใช้วิธีทางไฟในต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS ในการวิเคราะห์แรงที่กระทำของ โครงสร้าง [4] ซึ่งการถ่ายภาพ CT ในรูปแบบนี้จะทำให้ได้รูปแบบจำลองหนึ่งชั้นหรือเป็นรูปแบบทรง ตัน ซึ่งในความเป็นจริงของโครงสร้างฟันไม่ได้เป็นเช่นนั้น และได้มีงานวิจัยในการศึกษาผลกระทบของ ฟัน ซึ่งมีลักษณะที่ผิดปกติของกระดูกขากรรไกร (Bones loss) และ เป็นการรักษาโดยใช้วัสดุจำพวก Fiber posts และหาแรงที่กระทำที่ทำให้มีการเสียรูปมากที่สุดของแต่ละวัสดุ โดยใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิ เมนต์จากโปรแกรม ANSYS และทางสถิติ (ANOVA) เข้ามาเป็นเครื่องมือในการวิจัย [5] และใน งานวิจัยของ X. Z. Jin และคณะ[6] ศึกษาวิธีการทดสอบความแข็งแรงของกระดูก โดยทำการ

10

ออกแบบการทดลองในรูปแบบใหม่ และทำการตรวจสอบผลจากแรงเฉือน (Shear) และแรงดึง (Tensile) โดยทำการสร้างรูปแบบจำลองอย่างง่าย และใช้หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จากโปรแกรม Abaqus เป็นเครื่องในการวิเคราะห์และ ในอีกหนึ่งงานวิจัยที่ใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) และงานวิจัยของ I. Ichim และคณะ [7] สร้างรูปแบบจำลองของ ฟันกรามน้อย (Premolar) และได้ทำรูปแบบจำลองให้มีการแตกหัก (Crack) ในบริเวณ Cervical ซึ่ง รูปจำลองมีหลายส่วนประกอบซึ่ง เกือบจะมีความเสมือนจริง ทางผู้วิจัยไม่ได้สร้างรูปแบบจำลองใน ส่วนของเคลือบรากฟัน (Cementum) และได้ใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม 10 จุดต่อ เป็นการจำลอง รูปแบบของฟันในการวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical analysis) และก็มีงานวิจัยที่ ทำการศึกษาเกี่ยวกับการแตกหักของฟันโดยทำการสร้างรูปแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ขึ้นมาใน ส่วนของฟันกรามซี่ที่สอง หรือที่เรียกว่า (Second Molar) เป็นรูปแบบจำลองที่นำมาวิเคราะห์ [8] และได้มีการสร้างแบบจำลองอย่างง่ายๆ ในการศึกษาการแตกหักของฟันของใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เป็น เครื่องในการวิเคราะห์โดยการจำลองยอดของฟันกราม แล้วนำไปวิเคราะห์โดยใช้วัถตุกลมกดลงมาที่ รูปแบบจำลอง ซึ่งได้ทำการเปรียบเทียบด้วยผลการทดลอง [9]

Y. Abe และคณะ[10] ได้ทำการทดลองแรงบคเคี้ยวของมนุษย์โดยเฉลี่ยของส่วนฟันกราม น้อย (Mandibular first molar) จากอาสามัครในการทดลองจำนวนร่วม 99 คน และผลจาการ ทดลองทำให้ทราบว่าแรงที่กระทำในการบคเคี้ยวมีค่าเท่ากับ 54.3 นิวตัน (N) ที่พื้นที่เท่า 3 ตาราง มิลลิเมตร ณ ที่ความเชื่อมั่นของการทดลองอยู่ที่ 95 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งในงานวิจัยต่างๆมีการวิเคราะห์ โครงสร้างจะใช้หลักการทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) นำมา ช่วยเพื่อที่จะศึกษาการกระจายของความเค้น การเสียรูปหรือการแตกหักของโครงสร้างหรือ ผลกระทบของแรงที่กระทำในส่วนต่างๆของโครงสร้างฟัน

10

ทางคณะผู้ทำวิจัยเล็งเห็นความสำคัญในงานวิจัยชิ้นนี้เพื่อที่จะเป็นสื่อกลางที่จะเชื่อม ระหว่างห้องปฏิบัติการวิจัย (Laboratory research) กับ วิจัยทางคลีนิก (Clinical research) ให้ สามารถนำไปต่อยอดในการรักษาต่อไปในอนาคต อาทิเช่น หากสามารถรู้แรงกระทำที่เหมาะสม สำหรับในฟื้นฟูเนื้อเยื้ออาจจะสร้างวัสดุชนิดหนึ่งขึ้นคล้ายหมากฝรั่ง แล้วให้คนไข้ทำการคบเคี้ยว ซึ่ง สามารถกำหนดขนาดของแรงที่ฟันต้องการได้ นั้นหมายความว่าคนไข้สามารถรักษาด้วยตัวเองได้ แค่ เคี้ยวหมากฝรั่งเท่านั้น และเพื่อที่จะต้องการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันที่มีความเสมือนจริง ที่สุด ทั้งในด้านความซับซ้อนของโครงสร้างและขนาด เพื่อที่จะสามารถวิเคราะห์แรงเชิงกลที่กระทำ ต่อโครงสร้างฟันได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด และนำไปสู่การใช้งานวิจัยทางวิศวกรรมและ งานวิจัยของทางทันตแพทย์

1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันในรูปแบบสามมิติที่เสมือนจริง คือ ประกอบด้วยขึ้นส่วนหลายๆขั้น (Multi-components) และมีขนาดตามจริง (True dimensions)
- 1.2.2 เพื่อทำการวิเคราะห์การกระจายของแรงเชิงกลจากแรงบดเคี้ยวที่กระทำต่อเนื้อ
 เยื้อโพรงประสาทฟัน (Dental pulp) ในกรณีที่เป็นฟันปกติและเกิดรอยร้าวของ
 ฟันขึ้น โดยใช้โปรแกรม ANSYS

1.3 ขอบเขตการศึกษาและวิจัย

- สร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันของกรามซี่ที่หนึ่ง (Mandibular first molar) ด้านขวาล่างเท่านั้น
- 1.3.2 คุณสมบัติวัสดุมีลักษณะเป็นวัสดุเอกพันธ์ (Homogeneous) และมีคุณสมบัติ เชิงกลแบบไอโซโทรปิก (Isotropic Material)
- 1.3.3 ใช้โปรแกรม ANSYS Space Claim ในการขึ้นรูปแบบจำลอง และใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ในการวิเคราะห์โครงสร้าง
- 1.3.4 วิเคราะห์ในรูปแบบของ สถิตยศาสตร์ (Static structural analysis)
- 1.3.5 ข้อมูลภาพถ่าย CT scan ได้รับจากคณะทันตแพทย์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (เลขหนังสืออนุมัติจริยธรรม HREC-DCU 2016-087)

ี่ 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะ<mark>ได้รับ</mark>

- สามารถพัฒนาวิธีการสร้างแบบจำลองสามมิติของโครงสร้างฟันเสมือนจริง จาก ภาพถ่าย CT scan ได้
- 1.4.2 สามารถวิเคราะห์การกระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นส่วนต่างๆของฟันได้

1.5 ขอบเขตการศึกษาและวิจัย

10

สำหรับแผนการดำเนินงาน ได้มีการวางแผนดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานและระยะเวลาดำเนินงาน

เดือน		2559	1						2	2560)					2	2561	L
รายการ	10	11	12	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	1	2	3
 ศึกษาทฤษฎีที่ เกี่ยวข้องและ ทบทวน วรรณกรรม 			1							1								
งานวิจัย																	1	
2. สร้างรูปแบบ จำลองโครงสร้าง ฟัน													? `	Ś				
3. วิเคราะห์																		
รูปแบบจำลอง															•	2	١.	
แบบสถิตยศาสตร์																3		
4. วิเคราะห์																	5	
ผลการวิจัยและ																		
สรุปผลวิจัย																	C	
5. จัดทำ			_															
วิทยานิพนธ์และ																		
ตีพิมพ์ผลงาน																		
วิชาการ																		

STITUTE O

บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้จัยได้ศึกษารวบรวมเอกสารและรายงานผลการวิจัยที่เกี่ยวข้องโครงสร้าง หรือส่วนประกอบของฟัน และสมการที่อ้างอิงในการคำนวณที่เกี่ยวข้องกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในการจำลองการกระจายของความเค้น และความเครียดที่เกิดขึ้นบนโครงสร้างของฟันเมื่อได้รับแรง กระทำมันส่วนของตัวฟันในสภาวะจริง ได้นำเสนอตามหัวข้อดังต่อไปนี้

ิล ฮ

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

105

าพเกยวของ 2.1.1 <u>โครงสร้างของฟัน</u>

ฟัน (Teeth) ถือเป็นอวัยวะที่สำคัญของร่างกายมนุษย์ที่ทำหน้าที่บคเคี้ยวหรือฉีกอาหาร และส่งไปยังอวัยะต่อไป และช่วยทำหน้าที่ในเรื่องของการออกเสียงให้มีความชัดเจน อีกทั้งยังช่วย รักษาลักษณะโครงหน้าของหน้าและบุคลิกภาพการของหน้า ซึ่งในมนุษย์จะมีฟันอยู่ 2 ชนิด คือ ฟัน น้ำนม (Primary teeth หรือ Deciduous teeth) จะเกิดฟันน้ำนมในตอนวัยเด็กและฟันน้ำนมจะมี ทั้ง 20 ซี่ พอหลังจากมีฟันน้ำนมมาช่วงหนึ่งฟันน้ำนมก็จะหลุดออกไปและฟันที่จะมาแทนที่นั้น เรียกว่า ฟันถาวร หรือฟันแท้ (Secondary teeth หรือ Permanent teeth) ซึ่งเป็นฟันที่มีความ แข็งแรงและมีความสำคัญในการ บค เคี้ยว หรือฉีกอาหาร ซึ่งฟังถาวร หรือฟันแท้จะมีทั้งหมด 32 ซี่

โครงสร้างภายนอกของฟันสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ประกอบไปด้วย ส่วนที่เป็นตัว ฟัน (Crown) และส่วนที่เป็นรากของฟัน (Root) และในบริเวณส่วนที่ทั้ง 2 ส่วนต่อกันเรียกว่า ส่วน คอฟัน (Cervical line) ดังรูปที่ 2.1 ซึ่งส่วนที่เป็นตัวฟันจะเป็นส่วนที่โผล่พ้นเหงือกและปรากฏให้ สามารถมองเห็นได้ในช่องปาก และส่วนของรากฟันจะอยู่ข้างใต้ของเหงือกและรอบล้อมไปด้วยของ กระดูก ซึ่งไม่สามารถมองเ<mark>ห็นได้</mark>จากในช่อง<mark>ปาก [3]</mark>



รูปที่ 2.1 ลักษณะโครงสร้างภายนอกของฟันและภายในของฟัน [3]

โครงสร้างภายในของฟันจะประกอบ 7 ส่วนประกอบหลักๆได้แก่

2.1.1.1 เคลือบฟัน (Enamel)

10

เคลือบฟันเป็นส่วนที่ปกคลุมด้านนอกสุดของตัวฟัน และเป็นส่วนที่แข็งที่สุดของ โครงสร้างฟัน ซึ่งทำหน้าที่เหมือนเป็นเกราะหุ้มเนื้อเยื้อฟันต่างๆ เพื่อป้องกันจากผลกระทบของแรงที่ เกิดจาก บค เคี้ยวหรือฉีกอาหาร และป้องกันอันตรายให้กับเนื้อฟัน (Dentine) ซึ่งส่วนประกอบของ เคลือบฟันมีสารอนินทรีย์ (Inorganic) 96% และส่วนที่เหลือเป็นสารอินทรีย์ (Organic) มีอยู่เพียง 4% และน้ำ ซึ่งในส่วนของอนินทรีย์จะมีแท่งผลึกของแคลเซียมฟอสเฟตหรือไฮดรอกซีอะพาไทย์ (Hydroxyapatite crystals) เรียงต่อๆกันเรียกว่า Enamel rod โดยแต่ละส่วนของเคลือบฟันจะมีค วาหน่าที่ไม่เท่ากันตั้งแต่บนสุดของฟันลงมาจนถึงส่วนของคอฟัน (Cervical) ส่วนที่เป็นบริเวณปลาย ฟันตัด (Incisal edge of incisor) จะมีความหนาเฉลี่ยอยู่ที่ 2.5 มม. และในส่วนอื่นๆจะมีบางลงและ บางที่สุดบริเวณคอฟัน

2.1.1.2 เนื้อฟัน (Dentine)

เป็นส่วนที่อยู่ถัดมาจากเคลือบฟันเข้าไป จะมีลักษณะที่เป็นสีเหลืองจะมีความแข็งแรง น้อยกว่าเคลือบฟัน มีลักษณะองค์ประกอบหลักของสารอนินทรย์หรือผลึกแคลเซียมฟอสเฟต เช่นเดียวกับเคลือบฟัน เพราะฉะนั้นเนื้อฟันจึงมีความแข็งแรงมากกว่ากระดูก แต่อย่างไรก็ตามในส่วน สารอิรทรีย์มีองค์ประกอบที่เป็นจำพวกเส้นใย หรือโปรตีนเป็นส่วนมากจึงทำให้มีความแข็งน้อยกว่า เคลือบฟัน ซึ่งทำหน้าที่เป็นส่วนรองรับของเคลือบฟัน และเพิ่มความยืดหยุ่นให้กับเคลือบฟัน

2.1.1.3 เนื้อเยื้อในฟัน (Dental pulp)

เป็นส่วนที่สำคัญมากของโครงสร้างฟัน เป็นเนื้อเยื้ออ่อนๆที่อยู่ในช่องว่างของส่วนกลาง ของฟัน ซึ่งจะประกอบไปด้วยหลอดเลือดและเส้นประสาทต่างๆ ซึ่งผ่านเข้ามาจากโพรงประสาทของ ฟันทางรูเปิดที่ปลายราก เนื่อจากเนื้อเยื้อในประกอบด้วยกันนั้นจะมีเนื้อเยื้อยึดอ่อน (Soft connective tissue) จะถูกบรรจุอยู่ในโพรงประสาทฟัน (Pulp cavity) ที่ถูกล้อมด้วยเนื้อฟัน โพรง ฟันที่อยู่ในฟันจะเรียกว่า โพรงเนื้อเยื้อ (Pulp chamber) และเช่นเดียวกันจะเรียกเนื้อเยื้อที่อยู่ใน โพรงฟันว่า coronal pulp ซึ่งเนื้อเยือโพรงประสาทฟันจะทำหน้าเป็นตัวนำสารอาหารมาหล่อเลี้ยง ฟัน และรับความรู้สึกจากฟันผ่านทางเส้นประสาทไปยังสมองเพื่อทำการตอบสนองจะความรับรู้

2.1.1.4 เคลือบรากฟัน (Cementum)

เป็นส่วนที่ปกคลุมในส่วนของรากฟันทั้งหมด เคลือบรากฟันนั้นจะเป็นเนื้อเยื้อที่มีความ แข็งและมีคุณสมบัติทางวัสดุคล้ายๆกับกระดูก แต่ว่าจะไม่มีเส้นเลือดหล่อเลี้ยงอยู่ เคลือบรากฟันจะ อยู่ 2 ประเภทคือเคลือบรากฟันแบบไม่มีเซลล์ (Acellular cementum) และเคลือบรากฟันที่มีเซลล์ (Cellular cementum) ซึ่งเคลือบรากฟันที่ไม่มีเซลล์นั้นจะอยู่ติดกับเนื้อฟัน โดยจะปกคลุมทั้งหมด ของเคลือบรากฟัน ตั้งแต่คอฟันจนไปถึงปลายสุดของรากฟัน ส่วนเคลือบฟันที่อยู่ชั้นนอกนั้นจะมีเซลล์ ปกคลุมของเคลือบฟันที่ไม่มีเซลล์อีกที โดยเคลือบรากฟันที่ไม่มีเซลล์จะทำหน้าที่เป็นที่ยึดเกาะเนื้อ เยื้อเอ็นยึดปริทันต์ (Periodontal ligament) ส่วนเคลือบรากฟันที่มีเซลล์จะทำหน้าที่เกี่ยวกับการ ปรับตัว ซึ่งจะอยู่ระหว่างเนื้อฟันกับเนื้อเยื้อปริทันต์ มีสีเป็นสีเหลืองอ่อนและมีความทึบแสง

2.1.1.5 เนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament: PDL)

เป็นกลุ่มของเนื้อเยื้อที่อยู่ล้อมรอบของรากฟันระหว่างฟันกับกระดูกเบ้าฟัน และเป็น ส่วนที่สำคัญในการรองรับของฟัน ซึ่งจะทำหน้าที่ยึดและพยุงโครงสร้างของฟันให้สามารถอยู่ใน กระดูกเบ้าของขากรรไกรได้ ซึ่งมีความกว้างตั้งแต่ 0.15-0.38 มม. ซึ่งทำหน้าที่ยึดฟันเข้ากับ ขากรรไกร ทำให้ฟันสามารถรับแรงจากการบคเบี้ยวได้ ดังนั้นเส้นใยคอลลาเจนซึ่งเป็นองค์ประกอบ หนึ่งของเอ็นยึดปริทันต์จึงมีการเรียงตัวหลายแนวหลายทิศทาง มีลักษณะมีการเรียงตัวคล้ายเชือก เพื่อให้สามารถรับแรงได้ดี และเนื้อเยื้อปริทันต์ยังมีกลุ่มเซลล์ที่รับการกระตุ้น มีหน้าที่รับความรู้สึก สัมผัสที่มีต่อฟัน ทำให้สามารถรับรู้สึกได้ว่าฟันมีการกระทบกัน

2.1.1.6 กระดูกเบ้าฟัน (Alveolar bone)

เป็นส่วนของกระดูกขากรรไกรบนและขากรรไกรล่างที่อยู่ล้อมรอบรากฟันทั้งหมด ซึ่ง ทำหน้ารองรับฟัน และที่อยู่ของเนื้อเยื้อปริทันต์เพื่อให้ฟันยึดติดกับกระดูกเบ้าฟันด้วยกัน

2.1.1.7 เหงือก (Gingiva)

เป็นเนื้อเยื้อที่สามารถมองเห็นได้จากช่องปาก เป็นเนื้อเยื้อที่ปกคลุมฟันอวัยวะภายใน ช่องปาก ซึ่งเหงือกจะยึดติดกับกระดูกเบ้าฟัน โดยจะทำหน้าที่เป็นตัวต้านทานแรงเฉียดสีจากวัตถุหรือ อาหารระหว่างของการ บค เคี้ยวหรือฉีกและการกลืนอาหารลงไป ในสภาวะปกติจะมีลักษณะแน่น (Firm) เป็นสีชมพูอ่อน

2.1.2 <u>การถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT)</u>

CT scan เป็นระบบที่ถูกคิดค้นมาเพื่อแก้ไขปัญหาของการถ่ายภาพเอกซเรย์ (X-ray) เพราะเนื่องจากการถ่ายภาพของเอกซเรย์จะมีการซ้อนทับกันของอวัยะทำให้วิเคราะห์นั้นเป็นไปได้ ยากเพราะไม่มีความซัดเจนของภาพถ่ายและมีโอกาสที่จะผิดพลาดได้ แต่ถ้าเป็นการใช้การถ่ายภาพ แบบ CT จะเป็นการวิเคราะห์ที่ต้องการความละเอียดสูง ซึ่งเทคโนโลยีที่ใช้ภาพรังสีเอกซเรย์ที่นำ คอมพิวเตอร์มาทำการประมวลผลเพื่อสร้างภาพตัดขวาง เพราะจุดของวัตถุที่ทำการสแกน โดยที่ เครื่อง CT จะใช้รังสีเอกซเรย์เช่นเดียวกัน แต่แทนที่จะใช้ฟิล์มแผ่นเดียวมารับเงาภาพ แต่เครื่อง CT จะมีหัวอ่านหลายตัว เพื่อทำการรับภาพเงาที่เกิดขึ้น จากนั้นระบบของเครื่องจะทำการประมวลผล และสร้างภาพในลักษณะ 2 มิติ และ 3 มิติดังรูปที่ 2.2 ซึ่งจะสามารถช่วยให้ผู้ใช้สามารถเห็นภายในได้ โดยที่ไม่ต้องทำการผ่าตัด ซึ่งภาพตัดขวางที่ได้จะถูกนำมาใช้เพื่อการวินัจฉัยและการรักษาทาง การแพทย์ในสาขาต่างๆ



(

(ก.)

(ข.)

รูปที่ 2.2 ลักษณะภาพถ่ายจากของรังสีเอกซเรย์ (ก.) ภาพถ่ายจาก CT 2 มิติ ในแนวตัดขวาง [3] (ข.) ลักษณะภาพถ่ายของ CT ที่นำไปประมวลผลจนขึ้นรูป 3 มิติ [11]

2.1.3 กลศาสตร์วัสดุ (Mechanical Material)

2.1.3.1 ความเค้น (Stress)

เป็นแรงหรือโมเมนต์ที่กระทำลงบนพื้นที่ของวัสดุ ซึ่งจะสามารถการกระจายตัวของแรง หรือโมเมนต์ที่มากระทำ ซึ่งเป็นส่วนที่สำคัญมากในการแก้ไข้ปัญหากลศาสตร์วัสดุ ความเค้นสามารถ แบ่งออกได้ 2 อย่างหลักคือ ความเค้นตั้งฉาก (Normal Stress) และ ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ย (Average Normal Stress) เป็นแรงที่กระทำลงบนพื้นที่หน้าตัด ซึ่ง จะสามารถทราบได้ว่าบริเวณใดๆ ของวัสดุเมื่อมีแรงมากระทำ วัสดุรับแรงเป็นรูปแบบอัดตัว (Compressive Stress) หรือ รูปแบบดึง (Tension) ซึ่งจะสามารถคำนวณได้จากสมการ [12]

เมื่อ

10

 σ = ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ย (Average normal stress) (หน่วย: N/m², MPa)

 $\sigma = \frac{P}{A_0}$

- P = แรงกระทำตั้งฉาก (Normal force) (หน่วย: N)
- $A_0 =$ พื้นที่หน้าตัด (หน่วย: m²)

จากสมการ 2.1 คือสมการที่พื้นฐานที่ใช้ความคำนวณนกรณีที่วัสดุเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous Material) และมีความเหมือนกันของคุณสมบัติวัสดุในแต่ละทิศทาง (Isotropic Material)

ความเค้นเฉือนเฉลี่ย (Average Shear Stress) เป็นความเค้นที่เกิดบริเวณพื้นที่หน้าตัด ของระนาบใดๆ เมื่อมีแรงเฉื่อนขึ้นของวัสดุ จะสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

 $\tau_{avg} = \frac{V}{A_0}$

เมื่อ

$$au_{avg}$$
 = ความเค้นเฉือนเฉลี่ย (Average Shear Stress) (หน่วย: N/m², MPa)
 V = แรงเฉื่อน (Shear force) ซึ่งมีค่าเท่ากับ $V = F/2$ จะต้องกระทำในแต่ละ
พื้นที่หน้าตัดของวัสดุ (หน่วย: N)

 $A_0 =$ พื้นที่หน้าตัด (หน่วย: m²)

(2.1)

(2.2)

2.1.3.2 ความเครียด (Strain)

เมื่อมีแรงหรือโมเมนต์มากระทำที่วัสดุ เป็นไปไม่ได้เลยที่วัสดุเมื่อโดยแรงกระทำจะไม่มี การเสียรูป (Deformation) ของวัสดุ ซึ่งวัสดุเมื่อมีแรงหรือโมเมนต์มากระทำจะมีการเปลี่ยนรูปร่าง ของวัสดุขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของวัสดุเป็นลักษณะใด อาทิเช่น ถ้าวัสดุเป็นวัสดุแบบแตกเหนี่ยวเมื่อมี แรงมากระทำจะทำให้วัสดุนั้นมีการยึดตัวได้มากก่อนที่จะมีการขาดหรือวัสดุ เป็นต้น ซึ่งการแตกหัก ของวัสดุจะอธิบายในข้อต่อไป ซึ่งความเครียดตั้งฉากเฉลี่ย สามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\varepsilon_{avg} = \frac{\Delta s - \Delta s}{\Delta s}$$

เมื่อ

 \mathcal{E}_{avg} = ความเครียดตั้งฉากเฉลี่ย (Average Normal Strain) (หน่วย: m/m)

 $\Delta s' =$ ระยะที่เปลี่ยนไปจากเริ่มต้น (Δs) (หน่วย: m)

 Δs = ระยะเริ่มต้นก่อนจะมีการเปลี่ยนแปลง (หน่วย: m)

ซึ่งความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain) สามารถนำมากราฟเพื่อดูความสัมพันธ์ ซึ่ง จะมีประโยชน์ยังมากในการทดสอบวัสดุหรือการวิเคราะห์เชิงคุณสมบัติของวัสดุ เพื่อดูจุดที่เสียรูป ถาวร (Yield Strength) หรือจุดเสียหายของวัสดุ (Ultimate Strength) เป็นต้น ดังรูปตัวอย่าง ต่อไปนี้ [12]



รูปที่ 2.3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียด (Stress-Strain diagrams) [12]

(2.3)

2.1.4 การแตกหักของวัสดุ (Fracture of Material)

2.1.4.1 การแตกหักของวัสดุแบบเหนี่ยว (Ductile Fracture Material)

วัสดุแบบแตกเหนี่ยว เมื่อโดยแรงกระทำจะทำให้การจะเกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของ ตามคุณสมบัติของวัสดุ ตามการลักษณะความสัมพัทธ์ของความเค้น ความเครียด (Stress-Strain diagrams)



รูปที่ 2.4 ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุแบบเหนี่ยว [13]

ซึ่งการคำนวณของการแตกหักของวัสดุแบบแตกเหนี่ยว (Ductile material) สามารถทำได้ โดยใช้ทฤษฎี 3 อย่างดังต่อไปนี้ [13]

Maximum Shear Stress (MSS) (ในข้อ 1.)

10

เมื่อ

- Distortion Energy (DE) or von Mises stress (ในข้อ 2.)
- Ductile Coulomb-Mohr (DCM) (ในข้อ 3.)
- 1. Maximum <mark>Shea</mark>r Stress (M<mark>S</mark>S) ของวัสดุแบบแตก<mark>เหนี่</mark>ยว

เป็นความเค้นเ<mark>ฉื่อนสู</mark>งสุดซึ่งเป็น<mark>ท</mark>ฤษฎีในการ<mark>คำ</mark>นวณห<mark>าพิสู</mark>จน์การเสียรูปวัสดุของวัสดุเมื่อ เปรียบเทียบกับจุดครากหรือจุดเสียรูปถาวร (Yield Strength) ของคุณสมบัติวัสดุนั้นๆ และสามารถ คำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

 $\tau_{\max} = \frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} \ge \frac{S_y}{2}$ หรือ $\sigma_1 - \sigma_3 = S_y$

(2.4)

 $au_{
m max}$ = ความเค้นเฉือนสูงสุด (Maximum Shear Stress) (หน่วย: N/m², MPa)

 σ_1, σ_3 = ความเค้นฉากหลัก (Principal Normal Stress) (หน่วย: N/m², MPa) ซึ่ง สามารถความได้จากทฤษฎี Mohr's Circle คือการหาความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดขึ้น จะมีขนาด เท่ากับรัศมีของวงกลม

S_y = จุดครากหรือจุดเ<mark>สียรูปถาวร</mark> (Yield Strength) เป็นส่วนหนึ่งของคุณสมบัติวัสดุใน การวิเคราะห์การเสียรูป (หน่วย: N/m², MPa)

2. Distortion Energy (DE) หรือ von Mises stress

เป็นทฤษฎีการบิดเบือนพลังงานในการคำนวณหาผลลัพธ์ ที่ทำให้เกิดความเครียดบิดเบี้ยว พลังงานต่อปริมาตรของหน่วยถึงหรือเกินกว่าพลังงานความเครียดที่บิดเบี้ยวต่อหน่วยปริมาตร สำหรับผลลัพธ์ในการดึง (Tension) อย่างง่ายหรือการบีบอัด (Compression) ของวัสดุเดียวกัน ซึ่ง สามารถคำนวณได้จาก

$$u_{d} = \frac{1+v}{3E} \left[\frac{(\sigma_{1} - \sigma_{2})^{2} + (\sigma_{2} - \sigma_{3})^{2} + (\sigma_{3} - \sigma_{1})^{2}}{2} \right]$$

(2.5)

เมื่อ

u_d = ทฤษฎีการบิดเบือนพลังงาน (Distortion Energy)
 v = อัตราส่วนปัวซอง (Poisson's ratio)

ซึ่งทางนักคณิตศาสตร์วิทยาศาสตร์ ชื่อว่า Dr. Richard von Mises ได้ทำการสร้างสมการ ต่อยอดจากของเดิม ในกา<mark>รที่จะ</mark>มาท<mark>ำก</mark>ารเปรียบเทียบกับจุดคราก<mark>หรือเ</mark>สียรูปถาวร (Yield Strength) ได้มีประสิทธิผลมากขึ้นในการวิเคราะห์ ดังสมการต่อไปนี้

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 + \sigma_3)^2 + (\sigma_3 + \sigma_1)^2}{2}\right]^{1/2} \ge S_y$$

(2.6)

(2.7)

หรือ

หรือจะวิเคราะห์ในรูปแบบของความเค้นสามมิติ (Three-dimensional stress) สามารถ คำนวณจากสมการดังต่อไปนี้

$$\sigma' = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{1/2}$$
(2.8)

จากสมการ 2.6 ทำให้ทราบว่าความเค้นจะต้องน้อยกว่าค่าเสียรูปถาวรจึงจะไม่ทำให้วัสดุ เกิดการเสียรูปถาวร ในทางกลับกันหากความเค้นนั้นมากกว่าค่าเสียรูปถาวรจะทำให้วัสดุเสียรูปถาวร ซึ่งเป็นที่สำคัญเป็นอย่างมากในการนำมาวิเคราะห์การเสียรูปของวัสดุ ซึ่งจะทำให้ได้ค่าที่มีประสิทธิ มากกว่าความเค้นเฉือนสูงสุด (Maximum Shear Stress: MSS) จากรูปที่ 2.5 ดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.5 การเปรียบเทียบระหว่าง Maximum Shear Stress กับ von Mises [13]

3. Ducti<mark>le Coulom</mark>b-Mohr (DCM)

10

ในวัสดุบางชนิดไม่สามารถรับแรงบีบอัดตัว (Compressive) ได้เท่ากับรับแรงดึง (Tension) ดังนั้นจึงสนใจหลักการทฤษฎีที่สามารถทำนาย การเสียหายของวัสดุเมื่อมีความแข็งแรง ของวัสดุในการรับแรงดึงและการรับแรงบีดอัดตัวไม่เท่ากัน ซึ่งในของทฤษฎี Mohr (Mohr's theory) จะเรียกทฤษฎีนี้ว่า Coulomb-Mohr theory โดยใช้วงกลมการสร้างขอบเขตตามรูป และจะได้ สมการต่อไปนี้

 $\frac{B_2C_2 - B_1C_1}{OC_2 - OC_1} = \frac{B_3C_3 - B_1C_1}{OC_3 - OC_1}$

(2.9)



รูปที่ 2.6 แสดงวงกลม Mohr Circle เพื่อทำการทดสอบ uniaxial compression [13]



รูปที่ 2.7 วงกลมขนาดใหญ่ของ Mohr's ในการบ่งบอกขอบเขตของความเค้น [13]

จากรูปที่ 2.7 จะสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

1G

$$\frac{\sigma_1}{S_t} - \frac{\sigma_3}{S_c} = 1$$

(2.10)

ซึ่งในทฤษฎีมีค<mark>วามซั</mark>บซ้อนและ<mark>ค่</mark>อนข้างเข้าใ<mark>จย</mark>ากจึงไ<mark>ม่ได้เป็</mark>นที่นิยมในการเลือกนำมาทำ การวิเคราะห์การเสียรูปของวัสดุ 2.1.4.2 การแตกหักของวัสดุแบบเปราะ (Brittle Fracture Material)

วัสดุแบบแตกเปราะ เมื่อโดยแรงกระทำจะทำให้เกิดการแตกหักโดยไม่มีการเสียรูป หรือไม่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดก่อนที่จะมีการแตกหักหรือมีการเปลี่ยนแปลงที่น้อยมากๆเกิดขึ้นของ วัสดุ ดังรูป โดยลักษณะของการความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain)



รูปที่ 2.8 ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของวัสดุแบบเปราะ [13]

ซึ่งการคำนวณของการแตกหักของวัสดุแบบแตกเปราะ (Brittle material) สามารถทำได้ โดยใช้ทฤษฎี 3 อย่างดังต่อไปนี้ [13]

- Maximum Normal Stress (MNS) (ในข้อ 1.)
- Brittle Coulomb-Mohr (ในข้อ 2.)
- Modified Mohr (ในข้อ 3.)
- 1. Maximum Normal Stress (MNS)

10

ความเค้นตั้งฉา<mark>กสูงสุ</mark>ด (Maximum Normal Stress) เมื่อเกิดการเสียหาย (Failure) ของ วัสดุ ความเค้นหลักมีมากกว่าหรือเท่ากับความแข็งแรงของวัสดุ ซึ่งโดยปกติความเค้นหลักจะ กำหนดให้ $\sigma_1 \ge \sigma_2 \ge \sigma_3$ ในการทำนายการเสียหายของวัสดุ

 $\sigma_1 \ge S_{ut}$ หรือ $\sigma_3 \le -S_{uc}$

(2.11)

เมื่อ S_{ut} และ S_{uc} คือ ความต้านทานแรงดึงสูงสุด (Ultimate tensile strength) และ ความ ต้านทานแรงกด (Compressive strength)

ซึ่งหากคิดในส่วนของความเค้นในระนาบจะได้สมการดังต่อไปนี้

$$\sigma_A \ge S_{ut}$$
 หรือ $\sigma_B \le -S_c$ (2.12)

2. Brittle-Coulomb-Mohr

ตามทฤษฎีจะถูกกำหนดให้ความเค้นในระนาบและการออกแบบของความปลอดภัย (Factor of Safety) จะได้สมการต่อไปนี้

$$\sigma_{A} = \frac{S_{ut}}{n} \qquad \sigma_{A} \ge \sigma_{B} \ge 0 \qquad (2.13)$$

$$\frac{\sigma_{A}}{S_{ut}} - \frac{\sigma_{B}}{S_{uc}} = \frac{1}{n} \qquad \sigma_{A} \ge 0 \ge \sigma_{B} \qquad (2.14)$$

$$\sigma_{B} = -\frac{S_{ut}}{n} \qquad 0 \ge \sigma_{A} \ge \sigma_{B} \qquad (2.15)$$

3. Modified Mohr

10

หลักทฤษฎีมีคล้ายกับ Brittle Coulomb-Mohr ซึ่งจะมีสมการดังต่อไปนี้

$$\sigma_{A} = \frac{S_{uu}}{n} \qquad \sigma_{A} \ge \sigma_{B} \ge 0 \qquad (2.16)$$

$$\sigma_{A} \ge 0 \ge \sigma_{B} \quad \text{uas} \quad \left|\frac{\sigma_{B}}{\sigma_{A}}\right| \le 1$$

$$\frac{(S_{uc} - S_{uu})\sigma_{A}}{S_{uc}S_{uu}} - \frac{\sigma_{B}}{S_{uc}} = \frac{1}{n} \qquad \sigma_{A} \ge 0 \ge \sigma_{B} \quad \text{uas} \quad \left|\frac{\sigma_{B}}{\sigma_{A}}\right| > 1 \qquad (2.17)$$

$$\sigma_{B} = -\frac{S_{uc}}{n} \qquad 0 \ge \sigma_{A} \ge \sigma_{B} \qquad (2.18)$$

 $0 \ge \sigma_A \ge \sigma_B$

18

(2.15)



ซึ่งสมการทั้งที่ได้กล่าวมาในส่วนของการเสียหายของวัสดุแบบแตกเปราะ (Brittle Material) จะสามารถนำสรุปได้ดังรูปที่ 2.9 เป็นการยกตัวอย่างวัสดุของเหล็กหล่อสีเทา

รูปที่ 2.9 การแตกหักของวัสดุเหล็กหล่อสีเท่าในทฤษฎี Maximum Normal Stress, Brittle-Coulomb-Mohr และ Modified Mohr [13]

2.1.5 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method: FEM)

10-

ในการวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมที่มีความซับซ้อน มักจะประกอบไปด้วยสมการทาง คณิตศาสตร์คือ สมการเชิงอนุพันธ์และที่มีเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดไว้ และผลของคำตอบแม่นตรง (Exact solution) ที่ถูกสร้างขึ้นมาเต็มไปด้วยตัวแปรต่างๆตามตำแหน่งที่เกิดขึ้นบนรูปร่างของปัญหา นั้นๆ หรือสามารถกล่าวอีกอย่างว่า ผลของคำตอบแม่นตรงจะประกอบไปด้วยค่าจำนวนอนันต์ค่า แทนที่จะทำการหาผลคำตอบที่ถูกต้องที่ประกอบไปด้วยค่าต่างๆ ในจำนวนที่มากมายเช่นนี้ซึ่งสำหรับ ปัญหาในทางปฏิบัตินั้นไม่สามารถเป็นไปได้เนื่องจากจำนวณตัวแปรอนันต์ค่า โดยหลักการคือ ทำการ ลดค่าทั้งหมดที่มีจำนวนอนันต์ค่านั้นมานั้นมาเป็นค่าโดยเชิงประมาณในจำนวนที่นับได้ (Finite) ด้วย การแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ (Element)ในรูปที่ 2.10 ซึ่งมีขนาดที่ต่างกัน ในทาง วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้สามารถบ่งบอกว่า ผลของคำตอบแม่นตรงของแต่ละเอลิเมนต์นั้นมีค่าเท่าไร และ จำเป็นต้องสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไงต่างๆ อาทิเช่น แรงที่กระทำ อุณหภูมิ จุดยึด ของปัญหา หรือคุณสมบัติของวัสดุ เป็นต้น มากำหนดให้กับปัญหานั้นหมายความว่า หลักการของวิธี ไฟไนต์เอลิเมนต์จะต้องเริ่มต้นคิดจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ โดยทำการพิจารณาการ สร้างสมการของสำหรับแต่ละเอลิเมนต์จะต้องให้มีความสอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาที่ ได้ทำการพิจารณา [14]



รูปที่ 2.10 ลักษณะของเอลิเมนต์และจุดต่อของแต่ละเอลิเมนต์

ต่อจากนั้นนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้สร้างขึ้นมาทำการประกอบเข้าร่วมกันจนได้ เป็นรูปร่างของปัญหาที่นำมาทำการพิจารณาได้อย่างแท้จริง แล้วจึงทำมาประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตที่ ได้กำหนดมาให้ลงไปในสมการที่ได้จัดเตรียมไว้เป็นรูปเรื่องของปัญหา เสร็จแล้วจึงทำการคำนวณจาก สมการของปัญหาเพื่อหาคำตอบของระบบสมการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยคำตอบจะเป็นจะเป็นเชิง ประมาณตามตำแห<mark>น่งต่างๆของปัญหา</mark>ขั้น

10

ในการวิเคราะห์ปัญหานั้นเอลิเมนต์มีส่วนสำคัญในการวิเคราะห์โครงสร้างด้วยวิธีไฟไนต์เอ ลิ-เมนต์ จำเป็นจะต้องเลือกเอลิเมนต์ที่เหมาะสมที่สุดกับรูปร่างแบบจำลองของปัญหา เพราะว่า เนื่องจากในการคิดวิเคราะห์ปัญหาทางโครงสร้างเอลิเมนต์ก็เป็นอีกแบบหนึ่ง หรือจะวิเคราะห์ปัญหา ทางของไหลตัวเอลิเมนต์ก็จะเป็นรูปแบบ แต่รูปร่างของเอลิเมนต์เหมือนกันแตกต่างกันที่การคำนวน ระหว่างจุดต่อถึงจุดต่อ (Node to Node) ซึ่งเอลิเมนต์ที่นิยมใช้หลักๆในปัจจุบันในการวิเคราะห์ โครงสร้างจะแบ่งได้ออกเป็น 3 แบบคือ เอลิเมนต์แบบ 1 มิติ (Line – dimensional element) เอลิ เมนต์แบบ 2 มิติ (Two -dimensional element) และเอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Three – dimensional element) 2.1.4.1 เอลิเมนต์แบบ 1 มิติ (Line – dimensional element)

เป็นเอลิเมนต์ที่นิยมนำมาใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาของจำพวกโครงสร้าง (Structure) เพื่อทำการวิเคราะห์ในเรื่องของการ โก่งของคาน หรือโครงสร้างที่มีความแท่งหรือเป็นท่อ ซึ่งเอลิ เมนต์ 1 มิติ มีข้อดีคือให้คำตอบในการวิเคราะห์การโก่งของคาน (Deflection of beams) ได้ดี แต่ไม่ สามารถดูลักษณะของการเกิดความเค้น (Stress) ได้รูปที่ 2.11

รูปที่ 2.11 ลักษณะเอลิเมนต์ 1 มิติ

2.1.4.2 เอลิเมนต์แบบ 2 มิติ (Two – dimensional element) เป็นเอลิเมนต์นิยมใช้กับการวิเคราะห์โครงสร้างหรือการวิเคราะห์ของไหลแบบ 2 มิติ ซึ่งจะคิดโดยการอ้างอิงกับแนวระนาบใดระนาบหนึ่ง มีของข้อดีคือสามารถคำนวณให้ความถูกของ คำตอบที่แม่นยำและใช้ระยะเวลาในการวิเคราะห์ที่สั้นกว่าเอลิเมนต์ 3 มิติ แต่ก็จะไม่สามารถดูข้อมูล บางส่วนได้เพราะเนื่องจากการวิเคราะห์เป็นแบบ 2 มิติ จึงจะไม่สามารถดูผลลัพธ์ภายในได้ ซึ่ง สามารถดูได้เพียงเป็นแบบระนาบ และไม่ได้มีความเหมือนจริงที่สุดเพราะของที่เป็นปัญหาทั้งส่วน ใหญ่ก็จะเป็นรูปของ 3 มิติ ซึ่งลักษณะรูปร่างของเอลิเมนต์มีมากมายดังรูปที่ 2.12

4-node Quadrilateral

8-node <mark>Quad</mark>rilateral

3-node Triangular

6-node Triangular

รูปที่ 2.12 ลักษณะเอลิเมนต์ 2 มิติ

2.1.4.3 เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Three – dimensional element) รูปร่างเอลิเมนต์ชนิดนี้เป็นเอลิเมนต์ที่วิเคราะห์ปัญหาทั่วไปของปัญหา 3 มิติ และมี ความเหมือนจริงในการจำลองปัญหา แต่เป็นเอลิเมนต์ที่ใช้ระยะเวลานานที่สุดเมื่อเทียบกับ เอลิเมนต์
1 มิติ กับ เอลิเมนต์ 2 มิติ เพราะมีทิศทางที่เพิ่มขึ้นมาทำให้มีตัวแปรเพิ่มขึ้นในการคำนวณจึงทำให้ การคำนวณนั้นใช้ระยะเวลาในการหาคำตอบ แต่จะได้ความผลของคำตอบหรือลักษณะการแสดงผล ของการเกิดปัญหาได้ดียิ่งขึ้นดังรูปที่ 2.13

8-node Hexagonal (Brick)

6-node Pentagonal (Wedge)

6-node Tetrahedron (tet)

10

รูปที่ 2.13 ลักษณะเอลิเมนต์ 3 มิติ

<u>2.1.6 ทฤษฎีเพื่อวิเคราะห์ปัญหาของแข็ง</u>

การแก้ไขปัญหาทางด้านของแข็งจะมีการคำนวณเพื่อหาผลลัพธ์ต่างเช่น การเคลื่อนตัวตาม ตำแหน่งต่างๆ ที่เกิดจากการยืดหรือการหดตัวของวัสดุ หรือการหาผลลัพธ์ความเค้นและความเครียด ของปัญหาของแข็งที่ตามมา โดยใช้หลักการสมมุติตัวแปรที่ต่างกันบนเอลิเมนต์เป็นเอลิเมนต์ในรูปทรง ต่างๆ เพื่อที่จะให้สามารถจัดเรียงเอลิเมนต์ให้เสมือนกับของจริงมากสุด ซึ่งแต่ละเอลิเมนต์จะมีสมการ คำนวณหาผลลัพณ์ต่างๆ อาทิเช่น การกระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นของปัญหา

สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ ในการวิเคราะห์ของแข็งจะให้สมการเชิงอนุพันธ์ สามารถ เขียนสมการให้อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยได้ดังนี้ [14,15]

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x = 0$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + Fy = 0$$

$$\frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} + Fz = 0$$
(2.19)

โดยให้ σ_x , σ_y , σ_z เป็นตัวแทนของความเค้นในแนวแกน x, y, z ตามลำดับและในส่วนของ ความเค้นเฉือนจะแทนด้วย τ_{xy} , τ_{xz} , τ_{yz} และแรงที่กระทำกับวัตถุ (Force of body) จะอธิบาย แทน F_x , F_y , F_z ตามแนวแกนที่ได้กล่าวไปในขั้นต้น นอกจากนั้นความเค้นที่เกิดขึ้นตามพื้นผิวของ วัตถุได้แสดงดังรูปต่อไปนี้



รูปที่ 2.14 ลักษณะความเค้นที่เกิดตามพื้นผิวของวัตถุ

นอกเหนื<mark>อจากนี้ในการวิเคราะห์ของแ</mark>ข็งในรูปทรงสามมิติอาจจะมีความเครียดเกิดขึ้นอยู่ ก่อน ทำให้เกิดความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครีย<mark>ด (S</mark>tress-Strain Relations) จาก สมการทั่วไปคือ [15]

 $\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}$

(2.20)

โดย

10

 $\{\sigma\} = \begin{bmatrix} \sigma_{x} & \sigma_{y} & \sigma_{z} & \sigma_{xy} & \sigma_{yz} & \sigma_{xz} \end{bmatrix}^{T}$ (2.21) $\{\varepsilon\} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{x} & \varepsilon_{y} & \varepsilon_{z} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{xz} \end{bmatrix}^{T}$ (2.22)

23
$\begin{bmatrix} D \end{bmatrix} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{bmatrix}$ (2.23)

เมื่อ

 $\{\sigma\}$ = เมทริกซ์ความเค้นที่เกิดขึ้นบนวัตถุ $\{\varepsilon\}$ = เมทริกซ์ความเครียดที่เกิดขึ้นบนวัตถุ

ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในสมการในการหยืดยุ่นขั้นต้นได้ $\{\varepsilon\} = \{\varepsilon - \varepsilon_0\}$ และ [D] คือ ความสัมพันธ์ของการหยืดยุ่นของวัสดุ (Elastic stiffness matrix) ในทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะทำการ แบ่งเอลิเมนต์เป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ และแก้สมการด้วยวิธีถ่วงน้ำหนักเศษตกค้าง ซึ่งสุดท้ายแล้วในการ แก้สมการจะได้สมการดังนี้

$$\{F\} = [K]\{u\}$$

(2.24)

เมื่อ

[K] = เอลิเมนต์เมทริกซ์แข็งแกร็ง

{F} = ภาระของสมการเวกเตอร์สืบเนื่องมาจากความเค้นต้นจากวัตถุ และแรงที่พื้นผิว

 $\{u\}$ = เวกเตอร์ของทิศทาง

ปัญหาของแข็งนอกจากที่จะมีแบบเชิงเส้น (Linear elastic deformation) หรือที่ได้กล่าว มา ยังมีการปัญหาของแข็งในรูปแบบที่ไม่เชิงเส้นของวัสดุ (Non-Linear elastic deformation) อาทิ เช่น ไฮเปอร์อิลาสติก (Hyper elasticity) ซึ่งจะทำการคำนวณโดยใช้แบบจำลองฟังก์ชันความ หนาแน่นของพลังงานความเครียด (Strain energy density function) ในการวิเคราะห์โดยใช้ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของวัสดุประเภทไฮเปอร์อิลาสติก ในการทำแบบจำลองของวัสดุจะ แตกต่างจากฟังก์ชันของพลังงานความเครียดกับวัสดุอิลาสติกทั่วไปสมการ ซึ่งสมการที่จะสามารถใช้ อธิบายพฤติกรรมของความยืดหยุ่นแบบไม่เชิงเส้น (Non-Linear elastic deformation) ได้ จะเขียน อยู่ในรูปฟังต์ชันความหนาแน่นของพลังงานความเครียด (Stain energy density function, W) จะ สมการเขียนสมการได้ดังนี้ [14,15]

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \tag{2.25}$$

เมื่อ λ_1 , λ_2 , λ_3 เป็นอัตราส่วนของการยึดในทิศทางตามแนวแกนหลัก x, y, z สำหรับวัสดุไอโซ โทรปิก (Isotropic material) พลังงานความเครียดจะสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของฟังก์ชันสมมาตร (Symmetric function) ซึ่งความสัมพันธ์ของอัตราการยึดตามแนวแกนหลักใดๆ จะแทนด้วย (λ_i) กับแรงที่กระทำต่อพื้นที่ (f_i)ในกรณีที่ชนิดวัสดุเป็นไอโซโทรปิก จะอธิบายโดยใช้ฟังก์ชันพลังงาน ความเครียดโดยสมการ

$$f_i = \frac{\partial W}{\partial \lambda_i}$$

(2.26)

พลังงานความเครียดสามารถเขียนในอีกรูปแบบนึงได้ต่อไปนี้

 $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$ $I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$ $I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2$

หรือสามารถเขียนอยู่ในรูปอย่างง่ายดังนี้

 $W = W(I_1, I_2, I_3)$

(2.28)

(2.27)

2.2 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อ<mark>ง</mark>

10

<u>2.2.1 งานวิจัยร<mark>ะดับเ</mark>ซลล์</u>

ในปี 2558 (2015) J. Manokawinchoke และคณะ[1] ได้ทำการศึกษาการตอบสนองการ เจริญเติบโตของเซลล์เนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์ของมนุษย์ (Human periodontal ligament cell : hPDL) ในการโดนแรงอัดแบบเป็นจังหวะ (Intermittent compressive force stimulation) และใช้ หลักการทางทฤษฎี Hydrostatic force ในการให้แรงกระทำกับเซลล์เนื้อเยื้อ ซึ่งลักษณะการให้แรง กระทำนั้นจะมีการให้แรงกดประมาท 1 วินาทีและทำการปล่อยให้ 2 วินาที โดยจะมีรอบการให้แรง กดประมาณ 14 รอบต่อนาที ซึ่งความแรงที่กระทำ (Intensity of the force) มีค่าเท่ากับ 1.5 กรัม ต่อตารางเซนติเมตร โดยผลการทดลองนั้นจะนำมาทำการวิเคราะห์ด้วยข้อมูลเชิงสถิติ one-way analysis ซึ่งผลของการทดลองทำให้ทราบช่วงของแรงที่กระทำให้เซลล์เนื้อเยื้อนั้นสามารถ เจริญเติบโตได้ดีอยู่ในช่วง 2 ถึง 4 กรัมต่อตารางเซนติเมตร ซึ่งเป็นข้อมูลที่เป็นประโยชน์อย่างในการ ต่อยอดงานวิจัย

<u>2.2.2 งานวิจัยวิเคราะห์ทางวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์</u>

ในปี 2559 (2016) W. Ryniewicz และคณะ[16] ได้ทำการศึกษาการรักษาของกรณี Intrusion ของฟัน Maxillary central incisor โดยใช้หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ ซึ่งสร้างแบบจำลองจากเครื่อง Cone beam computed tomography (CBCT) แล้วนำไปเข้าโปรแกรม 3D Doctor และ Solidworks เพื่อทำการสร้าง ส่วนประกอบของฟันในรูปแบบของสามมิติดังรูปที่ 2.15 และในแบบจำลองนั้นจะมีการติดตั้ง Cannon Ultra bracket ไว้ด้านนอกติดกับเคลือบฟัน เพื่อให้เปรียบเสมือนกับการรักษาของฟัน โดย ให้แรงกระทำที่ฟัน bracket เท่ากับ 0.025 N ซึ่งผลของการทดลองจากการให้แรงนั้นทำให้ทราบว่า กระดูกเป็นส่วนที่รองรับแรงเยอะที่สุดเท่ากับ 0.66 MPa และเนื้อเยื้อโพรงประสาทฟันได้รับ ผลกระทบของแรงกระทำน้อยที่สุดเท่ากับ 0.001 MPa และแรงที่กระทำที่เล็กน้อยนั้นไม่ได้มี ผลกระทบที่จะทำให้ฟันเกิดการเคลื่อนที่เกิดขึ้น



ในปี 2559 (2016) B. Dejak และ A. Mlotkowski [4] ศึกษาการฟันกรามในการใช้ polymerization shrinkage เป็นการรักษา โดยทำการวิเคราะห์แรงความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อ เปรียบเทียบระหว่าง composite resin inlay และ direct composite resin ซึ่งได้ทำการสร้าง แบบจำลองของฟันกรามจากการถ่ายภาพสามมิติและมีการแบ่งชั้นของเคลือบฟัน เนื้อฟันและเนื้อเยื้อ โพรงประสาทฟัน โดยวิเคราะห์บนโปรแกรม ANSYS ซึ่งผลของการทดลองทำให้ทราบว่า แรงที่เกิด บนหน้าสัมผัสของฟันในส่วนของ direct composite จะให้ความเค้นที่หน้าสัมผัสที่มากกว่าแบบ inlay composite resin ในทุกกรณีของการทดลอง

ในปี 2559 (2016) M. Chieruzzi และคณะ [5] ได้ทำการสร้างแบบจำลองในกรณี การศึกษาความผิดปกติของกระดูก (Bones losses) จะมีลักษณะที่กระดูกเบ้าฟันนั้นอยู่ต่ำกว่าระดับ ปกติ ซึ่งในงานวิจัยนี้จะทำการใส่วัสดุจำพวก Fiber post เข้าไปในฟันและทำการวิเคราะห์ผลกระทบ ของโครงสร้างฟันเมื่อมีการให้ลักษณะของแรงและลักษณะของกระดูกเบ้าฟัน ซึ่งมีทั้งหมด 4 กรณี แต่ ในการสร้างแบบจำลองนั้นมีลักษณะที่เป็นรูปทรงสมมาตรหรือที่เป็นรูปทรงทางเลขาคณิตดังรูปที่ 2.16 และในการวิเคราะห์ได้ใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวนหาแรงที่เกิดขึ้นบนโครงฟัน ซึ่งผล ของการวิจัย ทำให้ทราบว่า การทดลองกรณี 4 มีความเค้นสูงสุดเพราะเนื่องลักษณะของกระดูกอยู่ต่ำ มาก จนทำให้มีโมเมนต์แรงเกิดการเสียรูปมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับกรณีอื่นๆ



รูปที่ 2.16 ลัก<mark>ษณะ</mark>ของรูปแบ<mark>บจำลองแล</mark>ะเงื่อ<mark>น</mark>ไขในการท</mark>ดลองของ Manila

ในปี 2560 (2017) A. Maroli และคณะ [17] ได้ทำการศึกษาพฤติกรรมของฟันเมื่อนำเอา ส่วนโครงสร้างของ Coronal ออกและทำการใส่วัสดุอื่นแทน ซึ่งวัดสุที่นำมาศึกษามีอยู่ 5 ชนิดอยู่ ด้วยกัน คือ 1. Cost post and core - CPC (cooper-aluminum alloy (Cu-Al)) 2. Parallel glass-fiber post - P-FP 3. Conical glass-fiber post – C-FP 4. Prefabricated metallic post (Stainless steel) และ 5. Composite core only, no post – CC ซึ่งได้สร้างแบบจำลองสามมิติ โดยใช้โปรแกรม Rhinoceros 3D จากการถ่ายภาพจาก µCT ในการวิเคราะห์นั้นได้ใช้หลักทางไฟ ในต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis : FEA) และใช้รูปแบบของ Tetrahedral 10 node เป็น ตัวกำหนดขอบเขตของแบบจำลองในการคำนวนเชิงตัวเลข และในการกำหนดองค์ประกอบนั้นได้ กำหนดให้ ส่วนของเนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament) ใช้วัสดุที่เป็นพวกของโพลีเอสเตอร์ (Polyether) และส่วนของกระดูกนั้นได้กำหนดให้เป็น acrylic resin และใช้โปรแกรม ANSYS เครื่องมือในการใช้คำนวนวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และนอกจากได้นำหลักการทางสถิติเข้าเป็นอีกหนึ่ง เครื่อง โดยใช้โปรแกรม ANOVA และตั้งความเชื่อมั่นในการทดลองเท่า 95 % และผลของการทดลอง ทำให้ทราบว่าวัสดุที่รับแรงกระทำเยอะที่สุดเป็นวัสดุ CPC รับแรงสูงสุด (Von-mises stress)เท่ากับ 35.5 MPa และวัสดุที่รับแรงน้อยที่สุดคือ C-FP เท่ากับ 30.6 MPa โดยที่แรงกระทำเริ่มที่ 100 N และเอียงเท่า 135 องศา ดังรูปที่ 2.17



10

รูปที่ 2.17 รูปแบบจำลองและผลการวิเคราะห์ของฟัน

ในปี 2560 (2017) S. S. Ahmed [18] และคณะ ได้ทำการศึกษากรณีการรักษาขากรรไกร แตกหักโดยใช้แผ่นไทเทเนียมขนาดเล็ก (Microplates) โดยที่ศึกษาการเสียรูปแผ่นไทเทเนียม ซึ่งได้ จัดทำการวิเคราะห์เป็นสองกรณีคือ แผ่นไทเทเนียมจะมี 4 รูที่มีขนาดเท่า 2 มม. กับ 4 รูที่มีขนาด เท่ากับ 1.5 มม.ดังรูปที่ 2.18 ซึ่งในการทดลองนี้จะใช้หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เข้ามาเป็นเครื่องใน การวิเคราะห์ ของโปรแกรม Unigraphics NX 9.0FEM และวิเคราะห์เป็นกรณีที่วัสดุเป็นเชิงเส้น ทั้งหมดของวัสดุ โดยได้ทำการสร้างแบบจำลองจากการถ่ายภาพ CT สามมิติ แล้วนำมาเข้าโปรแกรม Solidworks เพื่อขึ้นรูปแบบจำลอง ซึ่งผลในการวิเคราะห์นั้นแผ่นไทเทเนียมที่มี 4 รูที่มีขนาดรูเท่า 2 มม.นั้นมีความแข็งแรงมากกว่า 4 รูที่มีขนาดรูเท่ากับ 1.5 มม. เห็นผลที่เห็นได้อย่างชัดเจนคือขนาด ของแผ่นไทเทเนียม ทำให้ความแข็งแรงทนทานต่อการเสียรูป



รูปที่ 2.18 ลักษณะแผ่นไทเทเนียมในการรักษาการแตกหักของขากรรไกร

ในปี 2550 (2007) I. Ichim และคณะ [7] ศึกษาการแตกหักของฟันกรามน้อย (Premolar) และได้ทำการสร้างรูปแบบจำลอง 2 มิติ ของฟันกรามน้อย (Premolar) และได้ทำรูป แบบจำลองให้มีการแตกหัก (Crack) ในบริเวณ Cervical และวัสดุในการวิเคราะห์เป็นในรูปแบบ Isotropic elasticซึ่งรูปจำลองมีหลายส่วนประกอบ จนเกือบจะมีความเสมือนจริง แต่ไม่ได้สร้างรูป แบบจำลองในส่วนของเคลือบรากฟัน (Cementum) และในการวิเคราะห์ได้ใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม 10 จุดต่อ ดังรูปที่ 2.19 และได้กำหนดการให้แรงกระทำ 250 N และทำมุม 40 องศา เป็นการจำลอง รูปแบบของฟันในการวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical analysis) และได้แสดงผลลัพธ์ เฉพาะ Ultimate tensile stress

115

รูปที่ 2.19 ลักษณะเอเลิเมนต์และการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นของรูปแบบจำลอง

(b) F=90 N

ในปี 2555 (2012) Q. Yunzhu และคณะ [8] ได้ทำการศึกษาการแตกของฟันของฟัน กรามซี่ที่หนึ่ง และฟันกรามซี่ที่สอง โดยใช้หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ ซึ่งในการ สร้างรูปแบบจำลองที่เป็นแบบสามมิติ และได้ทำการวัดขนาดของฟันในส่วนของที่เป็นรากฟันและใน ส่วนของ mesiobuccal (MB) และ distobuccal (DB) และในการวิจัยนี้ได้ทำการทดลองด้วยการนำ ฟันมาจากการถอนฟันของคนไข้และอาสาสมัครรวม 33 คน การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ใช้ โปรแกรม ANYSYS 8.0 เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ ซึ่งผลในการวิเคราะห์ทำให้ทราบว่า ในการให้ แรงที่ 200 N ในองศาที่ 0°, 45°, 90° ฟันกรามซี่ที่หนึ่งจะรับความเค้นดึงสูงสุดมากกว่าฟันกรามซี่ที่ สอง และในแต่ละมุมที่กระทำ ความสูงของยอดฟัน (Cuspal inclinations) ส่งผลให้ความเค้นเพิ่มขึ้น บริเวณร่องของฟัน

ในปี 2558 (2015) B. Amir และคณะ [9] ได้ทำการพัฒนารูปในส่วนยอดของฟันกรามใน รูปแบบสองมิติซึ่งได้ทำการแบ่งการวิเคราะห์เป็นสองกรณีและได้ทำการทดลองในกรณีการเปลี่ยน รัศมีของหัวกดดังรูปที่ 2.20 เพื่อที่จะศึกษาแรงที่เกิดการแตกหักของฟันและพารามิเตอร์ที่มี ผลกระทบในการวิเคราะห์ และนำแบบจำลองที่ได้สร้างขึ้นมาทำการวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีเชิง ตัวเลข โดยที่กำหนดคุณสมบัติวัสดุเป็นแบบ Homogeneous material จากการวิเคราะห์ทำให้ ทราบว่าการแตกหักที่เกิดขึ้นของรูปแบบจำลอง ผลจากการคำนวณช่วยให้สามารถทราบการขยายตัว ของหรือการแตกหักที่เกิดขึ้นของรูปแบบจำลอง ผลจากการคำนวณช่วยให้สามารถทราบการขยายตัว ทำให้รู้ว่า ผลของการแตกหักที่เกิดไม่ได้ขึ้นอยู่กับความแข็งแรงหรือความเหนี่ยว แต่จะเป็นค่า คุณสมบัติของวัสดุที่เป็นส่วนสำคัญในการวิเคราะห์

10



รูปที่ 2.20 ลักษณะรูปแบบจำลองและตัวอย่างเงื่อนไขในการวิเคราะห์การแตกหัก

ในปี 2555 (2012) Y. Abe และคณะ [10] ทำการทดลองหาพื้นที่ลองของแรงการบคเคี้ยว และแรงดันของแต่ละคน โดยใช้นักเรียนของมหาวิทยาลัยฮิโรชิมา (Hiroshima University) จำนวน 99 คน โดยที่ผู้ชายมีอายุเฉลี่ย 25.5 ± 3.6 ปี จำนวน 49 คน และผู้หญิงมีอายุเฉลี่ย 23.9 ± 3.1 ปี จำนวน 50 คน ซึ่งทำการบันทึกผลของการบคเคี้ยวโดยใช่วัสดุที่เป็นซิลิโคน (Silicon) หรือ EXABITE II เพื่อนำมาทำการตรวจสอบเกี่ยวกับการซบกันของฟันในขณะการบคเคี้ยว แต่ในการวัดแรงนั้น จำเป็นจะต้องใช้แผ่นวัดแรงดัน (Pressure-sensitive sheet) และนำมาใช้กับเครื่อง DePROS 709 วิเคราะห์ลักษณะการกระจายของแรงดัน ซึ่งในการวิเคราะห์ได้นำหลักทางสถิติเข้ามาเป็นเครื่องมือใน การทดสอบความถูกต้องของข้อมูลที่ทำการทดสอบ ซึ่งให้ความเชื่อมั่นของผลการทดสอบอยู่ที่ 95 % :ผลของการทดลองทำให้ทราบว่าฟันกรามน้อย (Mandibular first molar) มีแรงดันบคเคี้ยวเฉลี่ยอยู่ ที่ 54.3 MPa ที่พื้นที่เท่ากับ 3 ตารางมิลลิเมตรดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงแรงการบคเคี้ยวและพื้นในการบคเคี้ยว

(.

	Code						Area (m	m)			Pressure	(MPa)		
		n	Median	Mean	s.d.	95% CI	Median	Mean	s.d.	95% CI	Median	Mean	s.d.	95% CI
Maxilla													1	
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-PM 2	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-MI	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

ไขหาอเหห	ผลของคำตอบมีการวิเคราะห์ เชิงสธิติโดยใช้โปรแกรม ANOVA และ SPSS โดยกำหนด (P < 0.05)	ลักษณะของรูปแบบจำลองมี เห มี อ น จ ริ ง ใ น ส ว น ข อ ง องค์ประกอบของพันจากเครื่อง CBCT ในการสร้างแบบจำลอง และได้ใช้โปรแกรม ANSYS เป็น เครื่องมือในการวิเคราะห์
ผลการวิจัย	เซลล์เนื้อเยื้อปริทันต์ที่รับแรง ในช่วง 2-4 กรัมต่อตาราง เซนติเมตร จะทำให้เนื้อเยื้อปริ ท นั ต์ ม มี การกระ ตุ้ น การ เจริญเติบโต	แรงที่กระทำลงบนพื้นนั้นส่งผล ไปยังกระดูกมากที่สุดและเนื้อ เยื้อโพรงประสาทพื้นเป็นส่วนที่ รับแรงน้อยที่สุด ซึ่งน้อยกว่า 1% เนื้อเทียบกับแรงที่กระดูกได้รับ
วิจัยเกี่ยวข้อง	ศึกษาการตอบยสนองการ เจริญเติบโตของเนื้อเยื่อเอ็นยึดปริ ทันต์ของมนุษย์ เมื่อมีแรงกด กระทำกับเนื้อเยื้อ	ศึกษากรณีพืนที่เกิดการผิดปกติ Intrusion ในส่วนของ Maxillary central incisor โดยใช้หลักการ ทางไฟไนต์ เอลิเมนต์ในการ วิเคราะท์ของรูปแบบจำลอง
ผู้วิจัย	J. Manokawinchoke et al.[1]	W. Ryniewicz et al [16]
đ	WS TRUTE	2016

Ð	íc,	ໍ່ມີລີຈັຍ	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
			ศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นในการฟื้นพู		
S			<mark>ข</mark> องฟันโดยใช้วัสดุ composite resin	ความเค้นที่เกิดขึ้นจากการซบกัน	
2016		B. Dejak	inlay และ direct ในขณะที่มีการชบ	ของฟัน การทุดลองของ Inlay มี	
0102		et al.[4]	กั่นของฟันขึ้น โดยใช้วิธีทางไฟในต์เอลิ	ความเค้นที่น้อยกว่าแบบ direct	
U			<mark>เม</mark> นต์ (ANSYS)ในการคำนวนความ	ในกรณีของการทุดลอง	ລັກຯຎະາວາຽປແບບຈຳຄວາ
TR			เค้นที่เกิดขึ้น		นั้นไม่ใต้มีความเสมือนจริง
				9	เพราะความเสมือนจริงของ
0				È	รูปแบบจำลองจะต้องมี
F			ดึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นระหว่างกรณีที่	7	โครงสร้างองศ์ประกอบและ
14			ใช้วัสดุ Fibre post และกรณีที่เกิด	ความเค้นที่เกิดมากที่สุด จะ อิรัต	ลักษณะรูปทรงที่เสมือนจริง
2016		M. Chieruzzi	bone loss เมื่อถูกแรงที่กระทำลงบน	เกตขนเนกรณของ Bone loss	
		et au.l	ฟันในทิศทางต่างๆ โดยใช้ไฟในต์เอลิ	ເພຈາຂີ່ເທີ່ອຍແຂຍງຍາຍຄາງທີ່ທີ່ທີ່ທີ່ທີ່ທີ່ທີ່ ເດືອນດີ້ເທື່ອນເມື່ອງດາຍເຜີ້ແລະ 1	
		ò	เมนต์ (ANSYS) ในการวิเคราะห์	บเทพทารณณฐบ	
		100°	JUU L		

33

Ð	ผู้วิจัย	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
//				
V .			แสดงค่า Ultimate tensile stress	รูปแบบจำลองฟันนั้นยังขาด
57		ศึกษาการแตกหักของ ของพันกราม	(UTS) ซึ่งแรงที่เกิดโดยส่วนใหญ่จะ	ส่วนประกอบ Cementum
2007	I. Ichim et al.[7]	น้ <mark>อย</mark> (Premolar) โดยทำการสร้าง	เกิดที่บริเวณฐานของรอยแตก และ	ทำให้รูปแบบจำลองไม่มี
		แบบจำลอง 2 มิติ	ปลายแหลม เมื่อให้แรงกนะทำที่ 115	ความเสมือนจริงในการ
11			N และ 150 N	วิเคราะห์
F			a	
OF			Ĩ	
1		ศึกษาการแตกหักของพันกรามซี่ที่สอง	พันกรามซี่ที่หนึ่งจะรับความเค้นดึง	
2012	O Yunzhiret al [8]	โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์	สูงสุดมากกว่าฟันกรามซี่ที่สอง และ	ช่งเนลูบแบบงาลองเบนลูบ แบบกาลองสามมิติแต่มี
		โดยทำการให้แรงในองศาที่แตกต่างกัน 	ในแต่ละมุมที่กระทำ ความสูงของ	ตวามเป็นวัสดเดียว
	Ś	ในการให้เรือนไข	ยอดฟีน (Cuspal inclinations))

Ð	ผู้วิจัย	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
WS7 ST TUTE	B. Amir et al. [9]	การแตกหักของฟันทำการสร้าง แบบจำลองอย่างง่าในการศึกษาและได้ ทำการทดลองเพื่อทำการศึกษา พารามิเตอร์ที่สำคัญในการวิเคราะห์	ผลของการแตกหักที่เกิดไม่ได้ขึ้นอยู่ กับความเข็งแรงหรือความเหนี่ยว แต่ จะเป็นค่าคุณสมบัติของวัสดุที่เป็น ส่วนสำคัญในการวิเคราะห์	สร้างแบบจำลองที่เป็นสอง มิติและมีลักษณะโครงสร้างที่ ไม่เหมือนจริง
2012	Y. Abe et al.[10]	ศึกษาแรงที่กระทำในการบคเคี้ยวโดย ทำการทดลองกับนักเรียนจำนวน 99 คน โดยใช้แผ่นวัดแรงดันกับเครื่องที่ วิเคราะห์การกระจายของแรง.และใช้ หลักทางสถิติมาเป็นตัวชี้วัดผลของ คำตอบในการทดลอง	แรงดันในการบคเคี้ยวของพันกราม (First molar) มีค่าเท่ากับ 54.3 ± 1.8 MPa มีพื้นที่ในการชบกันของพัน เท่ากับ 3 ± 0.3 ตารางมิลลิเมตร	ในการทดลองได้มีการ กำหนดช่วงอายุของนักเรียน ผู้ชายอายุ 25.5 ± 3.6 ปี และผู้หญิง 23.9 ± 3.1 ปี

Ð	Ś,	ຜູ້ງິຈັຍ	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
		A. Maroli et al.[17]	วิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นของ โครงสร้างพื้น ในส่วนของ coronal ซึ่งจะใช้วัสดุชนิดต่างๆมาทำการ ทดลอง โดยที่จะสร้างแบบจำลอง สามมิติ และนำวิเคราะห์ในทางสถิติ (ANOVA) และวิธีทางไฟไนต์เอลิ เมนต์ (ANSYS Workbench 11.0)	วัสดุที่มีความเค้นมากเมื่อถูกแรง กระทำเป็นวัสดุ CPC (Cu-Al) ที่ 35.5 MPa และวัสดุที่มีความเค้น น้อยที่สุดเป็นวัสดุ C-FP (Glass น้อยที่สุดเป็นวัสดุ C-FP (Glass fiber post) มีความเค้นเท่ากับ 30.6 MPa	ในการทดลองนี้ได้นำหลัก ทางสถิติมาเป็นเครื่องในการ ทดลองความถูกต้องของ คำตอบซึ่งค่าความเชื่อมัน ของงานวิจัยนี้มีค่าเท่ากับ 95%
5017 2017	CHI	S. S. Ahmed et al.[18]	ศึกษาความเค้นที่เกิดขึ้นในการ ออกแบบของแผ่นไทเทเนียมเมื่อ นำมาติดกับขากรรไกรที่มีการแตกทัก และมาวิเคราะห์ความแข็งแรงของ แผ่นไทเทเนียม ซึ่งใช้วิธีทางไท้ในต์เอ ลิ เม น ต์ โด ยใช้โป ร แ ก ร ม Unigraphics	ผลจากการวิเคราะห์แผ่นไทเทเนียม แบบ 4 รู ซึ่งขนาดของรูมีค่าเท่ากับ 2 มม. มีความเซ็งแรงทางโครงสร้าง ในการทนทานต่อแรงที่กระทำซึ่งค่า FOSต่ำสุดเท่ากับ 5.36	การขึ้นรูปของแบบจำลองได้ ใช้โปรแกรม Solid work และนำไปวิเคราะห์บน โปรแกรม NX 9.0FEM

2016ค.านเว็บไปเกิร์ปนักการให้แรง แบบ Statics และความเค้นรู้เปิดที่มีงาการให้แรง แบบ Statics และความเค้นรู้เจดิของการทดลองมี แบบ จำลองเ ของ Polymerization shrinkage ใน ความเค้นรูจดูของการทดลองมี แบบจำลอง เป็นกรณีของพOD model แบบจำลอง แต่ เป็นกรณีของพOD model แบบจำลอง แต่ เป็นกรณีของพOD model แบบจำราง จะเป็นสักษาของคนเอเชียหางจำลองเ เกี่ยง เป็นสำรานๆ แบบจำสอง เป็นกรณีของพOD modelหางจำลองเ เป็นกรณีของ ของกรางคลองมี เป็นกรณีของWOD model2016P. Ausiello act al.[19]โครงสร้างโดยให้หลักทางให้ในต่อลิ เป็นกรณีของMOD model เป็นกรณีของพOD modelเบบจำลอง แต่ ขะบำลักษณะ ขะบำลักษณะ ขะบำลักษณะ2011S. Ruengdif et al [20]ให้ส่วนของคนเอเชีย และจำแนกขนาดของทีน ผู้หญิง และผู้ตายด้วยเนยงจำลิ เมละผู้ทางจำลิ	P	ผู้วิจัย	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	ไขหาดเหห
2016ค. Ausielloแบบ Statics และความลัก (Fatigue)คามเท้นสูงสุดจองการพกลองมีแบบ จำล อง เ2016ค. Ausielloของ Polymenization shrinkage ในค่ามท่ากับ 100 MPa ในกรณีของโปรแกรม Mati2016et al.[19]การรักษาของพันกราม ซึ่งจะวิเคราะท์CAV model ແละ 50 MPa จะอิกหนึ่งวิธีในก2011โครงสร้างโดยใช้หลักทางให้ในด์เอลีเป็นกรณีของMOD modelอะเป็นลักษณะ2011S. Ruengdit et al [20]ให้ส่วนของคนเอเชียขนาดของพันที่เป็น Mandibularใหลักบรศักษาขนาดมาดราฐานของพันเกราะนิกษณาดราฐานของพันเกราะนิกษณาดราฐาน2011S. Ruengdit et al [20]ในส่วนของคนเอเชียเกราะนิกษณาดราฐานของพัน2013S. Ruengdit et al [20]ในส่วนของคนเอเชียเกราะนิกษณาดราฐานของพัน			<mark>ศึ</mark> กษาความเค้นที่เกิดขึ้นจาการให้แรง	~	งานวิจัยได้ทำการสร้างรูป
2016 P. Ausiello ของ Polymerization shrinkage ใน ต่าม่ากับ 100 MPa ในกรณีของ ใปรแกรม Matt 2016 et al.[19] กกรรักษาของพันกราม ซึ่งจะวิเคราะห์ Anodel และ 50 MPa จะ อีกหนึ่งวิธีในก 1 โครงสร้างโดยใช้หลักทางไฟในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำตอง แต่ 1 โครงสร้างโดยใช้หลักทางไฟในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำสอง แต่ 2011 S. Ruengdit et al [20] ให้กำการสึกษาขนาดมาตราฐานของพื้นที่เป็น Mandibular จะเป็นลักษณะ 2011 S. Ruengdit et al [20] ในส่วนของคนเอเซีย เละะผู้ชายด้วย จะเป็นลักษณะ	Λ.		แบบ Statics และความล้า (Fatigue)	ความเค้นสูงสุดของการทคลองมี	แบบจำลองเบื้องต้นใน
Zulo et al.[19] การรักษาของพันกราม ซึ่งจะวิเคราะห์ CAV model และ 50 MPa จะ อีกหนึ่งวิธีในก โครงสร้างโดยใช้หลักทางใพในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำสอง แต่ โครงสร้างโดยใช้หลักทางใพในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำสอง แต่ โครงสร้างโดยใช้หลักทางใพในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำสอง แต่ 2011 S. Ruengdit et al [20] ใต้ทำการศึกษาขนาดมาดราฐานของพืน เกินกางนาดของพืน ผู้หญิง 2011 S. Ruengdit et al [20] ในส่วนของคนเอเชีย และผู้ขางด้วย	S T	P. Ausiello	ของ Polymerization shrinkage ใน	ค่าเท่ากับ 100 MPa ในกรณีของ	โปรแกรม Mathlab ซึ่งเป็น
ได้หลักทางไฟในต์เอลิ เป็นกรณีของMOD model แบบจำลอง แต่ จะเป็นลักษณะฯ เป็นติในการคำนวนหาคำตอบ จะเป็นสักษณะฯ จะเป็นสักษณะฯ 2011 S. Ruengdit et al [20] ใต้ทำการศึกษาขนาดมาตราฐานของพื้น ตนาดของพื้นที่เป็น Mandibular 1 ได้ทำการศึกษาขนาดมาตราฐานของพื้น เกี่ะสุริกษต์จะ งะเป็นส์กษณะฯ	20102	et al.[19]	การรักษาของฟันกราม ซึ่งจะวิเคราะห์	CAV model และ 50 MPa จะ	อึกหนึ่งวิธีในการสร้างรูป
I เมนต์ในการคำนวนหาด้าตอบ จะเป็นสักษณะค 2011 5. Ruengdit et al [20] ใต้ทำการศึกษาขนาดมาตราฐานของพัน ที่เป็น Mandibular 2011 5. Ruengdit et al [20] ในส่วนของคนเอเชีย	ľ		<mark>โค</mark> รงสร้างโดยใช้หลักทางไฟในต์เอลิ	เป็นกรณีของMOD model	แบบจำลอง แต่ว่าผลที่ได้นั้น
2011 S. Ruengdit et al [20] ให้กำการศึกษาขนาดมาตราฐานของฟันที่เป็น Mandibular ใต้ทำการศึกษาขนาดมาตราฐานของฟัน ที่กรt molar มีขนาดมาตราฐาน และผู้ชายด้วย	JT		<mark>เม</mark> นต์ในการคำนวนหาคำตอบ	1	จะเป็นลักษณะของพื้นผิว
	0F 10	S. Ruengdit et al [20]	ได้ทำการศึกษาขนาดมาตราฐานของฟัน ในส่วนของคนเอเชีย	ขนาดของฟันที่เป็น Mandibular first molar มีขนาดมาตราฐาน และจำแนกขนาดของฟัน ผู้หญิง และผู้ชายด้วย	

ą	ผู้วิจัย	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
MS7 ⁸ TUTE	M. Abdulmunem et al.[21]	ศึกษาการแตกหักของพื้นเมื่อรักษาแบบ post-cone ด้ 3 ย Stainless Titanium และFiber ของ maxillary incisors โด ย ทําการสร้างรู ป แบบจำลองสามมิติและใช้วิธีทางไฟไนต์ เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์การแตกหัก ของฟัน	จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีใพ่ในด์ เอลิเมนต์ทำให้ทราบว่า post cone แ บ บ Stainless กั บ Titanium มีโอกาสแตกหักน้อย กว่าแบบ Fiber post	งานวิจัยทั้งสองงานวิจัยได้ทำ การวิเคราะห์บนโปรแกรม MSC,Marc® .ด้วยวิธีทางไฟ ไนต์เอลิเมนต์ แต่รูปแบบ จำลองของ Mohamed มี
0F 16002	S. Reimann et al.[22]	ศึกษาระยะการเคลื่อนฟันกราม ในกรณี ที่ใช้การจัดฟันแบบ headgear ซึ่งจะ ทำการวิเคราะท์หาความเค้นที่เกิดขึ้น จากวิธีทางไฟในต์เอลิเมนต์ และทำการ ทดลองเพื่อนำมาเปรียบเทินบผลลัพธ์	ผลของการคำนวณทำให้ทราบว่า ระยะการเคลื่อนที่มากที่สุดของ ฟันกราม M1 เท่ากับ 0.17 มม. ซึ่งค่าผลของการคำนวณและการ ทดลองสามารถทำให้ค่าความ	แตการทดลองมการเชหลก ทางสถิติมาตรวจความ ถูกต้องของคำตอบ และรูป แบบจำลอง Reimann มี ความเสมือนจริงด้านรูปทรง แต่ไม่ได้นำส่วนประกอบพัน อื่นมาทำการวิเคราะท์

Ð	ผู้วิจัย	วิจัยเกี่ยวข้อง	ผลการวิจัย	หมายเหตุ
WST ^E TUTE	A. Nikolaus et al.[23]	ศึกษาการทำ Validation ของเนื้อเยื้อ เอ็นยึตปริทันต์ จากระเบียบวิธีเชิง ตัวเลข (Numerical Method) ซึ่งได้ทำ การสร้างรูปแบบจำลองสามมิติจาก µCT โดยที่จะทการวิเคราะห์ 2 กรณีคือ Variable PDL และ Uniform PDL	ความหนาของ PDL ในการทดลอบ กรณีของUniform PDL ต่างกัน 10 ไมครอน ทำให้มีความอ่อนนุ่มขึ้น 4% และ กรณีของ Variable PDL เป็นไป ตามผลการทดลองในห้องทดลองแลป วิจัย	ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลข ของงานวิจัยนี้ให้โปรแกรม Abaqus และในการคำนวณ มีการใช้ supercomputing ในการหาผลของตอบ
2016	F. S. Bastos et al.[24]	สร้างพารามิเตอร์การเขียนโปรแกรม เกี่ยวกับพื้นผิวของการบคเคี้ยว และ สร้างรูปแบบจำลองตั้นแบบการ วิเคราะห์ โดยใช้โปรแกรม ABAQUS	ทำให้การคำนวณมีความเสมือนจริง ใน การบ ค เคี้ ยว และใน แต่ละ พารามิเตอร์จะมีสอดคล้องของ ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและ ความเครียด	-

บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย

ในส่วนของบทนี้จะเป็นการอธิบายเนื้อหาและขั้นตอนวิธีการวิจัย ซึ่งสามารถอธิบายเป็น แผนภาพแสดงลำดับขั้นตอนการทำงานวิจัย (Flowchart diagram) ดังรูปที่ 3.1



ขั้นตอนของการศึกษาทฤษฎีและบทความวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้องได้กล่าวถึงในส่วนของ บทที่ 2 ซึ่งในบทที่ 3 นี้ ลำดับแรกเป็นการอธิบายขอบเขตการศึกษาของงานวิจัยจะอยู่ในข้อที่ 3.1 และในหัวข้อที่ 3.2 จะอธิบายถึงเรื่องการสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟัน และการกำหนด เงื่อนไขให้กับแบบจำลอง และในหัวข้อที่ 3.3 จะอธิบายถึงระเบียบวิธีการเช็คความถูกต้องของ แบบจำลอง (Model validation) สุดท้ายจะเป็นการอธิบายผลการวิเคราะห์จากรูปแบบจำลองและ ถัดไปจะเป็นการสรุปผลงานวิจัยในบทที่ 4 และ บทที่ 5 ต่อไป

3.1 ขอบเขตการศึกษา

10

หลังจากทำการศึกษาทางทฤษฎีและทบทวนวรรณกรรมวิจัยที่เกี่ยวข้องในบทที่ 2 จึงได้ทำ การกำหนดขอบเขตของงานวิจัย จากการที่ลักษณะโครงสร้างของฟันมีส่วนประกอบอยู่ทั้งหมด 7 ส่วนประกอบหลักๆคือ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) เนื้อเยื้อในฟัน (Pulp) เคลือบราก ฟัน (Cementum) เนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament : PDL) กระดูก (Bone) และเหงือก (Gingiva) ดังในรูปที่ 2.1 นั้น การสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟัน จากภาพถ่าย CT-scan ไม่ สามารถระบุบริเวณของเหงือกได้ รูปแบบจำลองที่จะสร้างขึ้นในวิจัยนี้จึงประกอบด้วย ส่วนของ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) เนื้อเยื้อในฟัน (Pulp) เนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament : PDL) และ กระดูก ซึ่งกระดูกสามารถจำแนกได้เป็นสองอย่างคือ Cancellous bone และ Cortical bone ทั้งนี้การขึ้นรูปแบบจำลองจะขึ้นจากภาพถ่าย CT-Scan ของคนไข้จริงๆ ทาง ผู้วิจัยได้ขอเลขหนังสืออนุมัติจริยธรรม (HREC-DCU 2016-087) จากคณะทันตะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ในส่วนของคุณสมบัติวัสดุต่างๆของโครงสร้างฟันกำหนดให้เป็นคุณสมบัติวัสดุแบบ Isotropic Homogeneous ซึ่งในงานวิจัยนี้จะสร้างรูปแบบจำลองของฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่ง (Mandibular first molar) บริเวณด้านขวาล่างของปากเท่านั้น ซึ่งฟันกรามเป็นฟันที่สำคัญที่สุดที่อยู่ ในช่องปาก เพราะว่าเป็นฟันที่รับแรงจากการบคเคี้ยวเยอะที่สุด และยังมีความสำคัญในการจัดฟัน ทางคลีนิกทันตกรรมด้วย ดังนั้นจึงได้เลือกฟันกรามมาเป็นรูปแบบจำลองของงานวิจัยนี้ โดยจะทำการ พัฒนาในการสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างกรามให้มีความเสมือนจริงที่สุด (Realistic) ซึ่ง หมายถึง การที่แบบจำลองประกอบส่วนประกอบหลายๆดังกล่าวข้างต้น และมีขนาดเสมือนจริงจาก รูป CT-Scan โดยการให้แรงที่กระทำ จะเป็นแรงซิงสถิตศาสตร์ (Static load condition)

การวิเคราะห์ผลการจำลอง จะใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ของโปรแกรม ANSYS เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ และจะวิเคราะห์ในฟังก์ชันของ Static Structural Analysis และที่สำคัญที่สุด เพื่อที่จะสามารถครอบคลุมคนไข้หรือคนทั่วไป ทาง คณะผู้วิจัยได้ทำการเลือกบุคคลที่มีขนาดของฟันกรามน้อยตามขนาดมาตราฐานของคนเอเชียมาเป็น ต้นแบบของการสร้างแบบจำลองของโครงสร้างฟันในครั้งนี้

3.2 การพัฒนาแบบจำลอง

การสร้างรูปแบบจำลอง<mark>และการวิเคราะห์ของรูป</mark>แบบจำลองโดยใช้โปรแกรม ANSYS มีอยู่ 3 ขั้นตอนหลักดังนี้

- 1. การเลือกฟันในการวิเคราะห์ (Sample Selection of tooth)
- 2. การสร้างรูปแบบจำลองฟัน (Tooth Geometry Create)
- 3. ระเบียบทางไฟในต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis)

ในแต่ละขั้นตอนจะอธิบายดังต่อไปนี้

1. การเลือกฟันในการวิเคราะห์ (Sample Selection of tooth)

พื้นที่เลือกมาใช้เป็นพื้นกราม (Mandibular first molar) ได้รับความร่วมมือจากคณะทัน ตะแพทย์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยตามเลขหนังสืออนุมัติจริยธรรม (HREC-DCU 2016-087) ในการ ให้ภาพถ่าย CT-scan ของพื้นกรามล่างซี่ที่หนึ่ง (Mandibular first molar) ซึ่งมีขนาดของพื้นตาม มาตรฐานของคนเอเซีย [20] ในการศึกษาขนาดมาตรฐานของพื้นกรามคนเอเซีย จะใช้ขนาดความยาว ในส่วนที่เป็นฝั่งของ Buccal-Lingual (BL) และ Mesial-Distal (MD) ซึ่งผลเปรียบของพื้นที่น้ำมา วิเคราะห์นั้น อยู่ในช่วงของขนาดของพื้นกรามมาตรฐานดังแสดงบนรูปที่เป็นจุดสีน้ำเงิน ในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การเปรียบเทียบขนาดของรูปแบบจำลองฟันกรามเทียบกับมาตรฐาน [20]

2. การสร้างรูปแบบจำลอง (Tooth Geometry Create)

ในการสร้างรูปแบบจำลองนั้นสามารถทำได้ในโปรแกรมออกแบบหรือเขียนแบบ (Computer-Aided Design : CAD) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่นิยมใช้ในการสร้างแบบจำลองหรือออกแบบ ขั้นงานต่างๆ ในปัจจุบันมีบริษัทชั้นนำมากมายที่พัฒนาโปรแกรมออกแบบ เช่น CATIA, Autodesk, Solid work, NX และ ANSYS เป็นต้น จุดที่สำคัญของการสร้างแบบจำลองนั่นคือ ขนาดและรูปทรง ของรูปแบบจำลองที่จะต้องเท่ากับวัตถุของจริงมากที่สุด แต่การเลือกใช้โปรแกรมก็มีส่วนสำคัญในการ ที่จะทำให้การสร้างแบบจำลองนั้นมีความง่ายหรือซับซ้อนเช่นกัน ยกตัวอย่างเช่น ทำการสร้างรูป แบบจำลองในโปรแกรม CATIA หรือ โปรแกรม Solid work ก่อนจึงค่อยนำมาวิเคราะห์โครงสร้างใน โปรแกรม ANSYS ในการทำลักษณะนี้อาจจะเกิดปัญหาขึ้นในการถ่ายเทข้อมูลจากโปรแกรมหนึ่งไป ยังอีกโปรแกรมหนึ่ง ทำให้มีความคลาดเคลื่อนหรือผิดพลาดของรูปแบบจำลองขึ้น เช่น พื้นที่ผิว หายไป มีเส้นที่ผิดปกติแสดงขึ้นมา หรือในกรณีที่ชิ้นส่วนประกอบในรูปแบบจำลองนั้นชิ้นส่วนบางชิ้น อาจจะหายไปเป็นต้น เพราะฉะนั้นจำเป็นจะต้องระมัดระวังเรื่องการใช้โปรแกรมในการใช้งาน ใน งานวิจัยนี้จะสร้างรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกราม (Mandibular first model) ที่มี

ขนาดเทียบเท่ากับของจริงมากที่สุด โดยจะใช้โปรแกรม ANSYS spaceclaim เป็นเครื่องมือในการ สร้างรูปแบบจำลอง โดยจะนำภาพถ่าย CT scan 2 มิติ ที่ได้จากเครื่อง 3D Accuitomo 170 มาทำ การจัดเรียงซ้อนกันตามระยะห่างที่ได้กำหนดขณะที่ทำการทำ CT scan กับคนไข้ ไว้ในทิศทางของ แกน y เท่ากับ 0.16 มม.ของแต่ละภาพในรูปที่ 3.3

10

รูปที่ 3.3 การนำภาพถ่าย CT มาเรียงซ้อนกันเพื่อทำการสร้างรูปแบบจำลอง

แต่เนื่องจากภาพถ่าย CT-can ไม่สามารถถ่ายให้เห็นส่วนประกอบของ เคลือบรากฟัน (Cementum) เนื้อเยื้อปริทันต์ (Period) และเหงือก ดังนั้นจึงไม่สามารถสร้างรูปแบบจำลองนั้นได้ แต่ว่าในส่วนของที่เป็น เคลือบรากฟัน (Cementum) เนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament : PDL) จากบทความงานวิจัย ทำให้ทราบถึงความหนาของเคลือบรากฟันและเนื้อเยื้อปริทันต์มีค่า เท่ากับ 0.135 มม. [25] และ 0.25 มม [11, 16, 22]. จึงทำให้สามารถสร้างรูปแบบจำลองของทั้งสอง ส่วนประกอบได้ รูปที่ 3.4 ซึ่งระยะเริ่มของเนื้อเยื้อปริทันต์จะอยู่ต่ำลงมาจากขอบ CEJ (Cemento-Enamel Junction) ประมาณ 2 มม.



รูปที่ 3.4 ลักษณะรูปแบบจำลองของโครงสร้างฟันกราม (Mandibular first molar)

3. ระเบียบวิธี<mark>ทางไฟ</mark>ไนต์เอลิเม<mark>น</mark>ต์ (Finite Element Anal</mark>ysis)

หลังจากสร้างรู<mark>ปแบ</mark>บจำลองแล<mark>ะ</mark>ทำการตรวจสอบขนาดของรูปแบบจำลองเมื่อเทียบกับ ขนาดมาตรฐานของฟันคนเอเชียเป็นที่เรียบร้อยแล้วจะแสดงในส่วนของบทที่ 4 ต่อไป ขั้นตอนต่อไป จะเป็นการสร้างเอลิเมนต์ให้กับรูปแบบจำลองโดยใช้โปรแกรม ANSYS Workbench ซึ่งเป็นโปรแกรม ทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ที่มีชื่อเสียงและมีความน่าเชื่อถือ อันดับต้นๆของโลกในการคำนวณหรือวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรม ซึ่งโปรแกรม ANSYS สามารถ วิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมได้ถึง 3 ฟิสิกส์คือ ปัญหาทางด้านโครงสร้าง (Structures) ปัญหาทาง ของไหล (Fluids) ปัญหาทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetics) ซึ่งในปัญหาของไหลจะ รวมปัญหาเรื่องของการขึ้นรูปของ Plastics (Polyflow) ด้วย แต่เนื่องจากปัญหาของงานวิจัยนี้จะอยู่ ในส่วนของปัญหาทางโครงสร้าง (Structure) เท่านั้น และเนื่องจากรูปทรงของแบบจำลองโครงสร้าง ฟันนั้นไม่ใช่รูปทรงที่มีความสมมาตรเชิงเรขาคณิตหรือที่เรียกว่า Non-Uniform Rational Basis Spling (NURBS) ดังนั้นจึงทำการเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยม (Tetrahedral elements) เพราะเอลิ เมนต์สามเหลี่ยมนั้นสามารถเข้ารูปทรงของปัญหาได้ง่ายและผลคำตอบที่ถูกต้อง [25-27] ซึ่งจะใช้ เวลาในการคำนวณนานกว่าเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมเมื่อเปรียบเทียบที่จำนวนการใช้เอลิเมนต์ที่เท่ากัน เพราะว่ายิ่งจำนวนของเอลิเมนต์มากขึ้นจะทำให้การคำนวณหาผลคำตอบจะใช้เวลานานขึ้น ดังนั้นจึง จำเป็นที่จะต้องหาจำนวนของเอลิเมนต์ที่เหมาะสมในการวิเคราะห์

ในการวิเคราะห์ของโครงสร้างฟันเบื้องต้น ได้มีการสร้างรูปแบบจำลองเฉพาะส่วนตัวฟัน เพียงอย่างเดียวคือ เคลือบฟัน (Enamel) เนื้อฟัน (Dentine) และเนื้อเยื้อในฟัน (Dental pulp) เพื่อที่จะศึกษาการกระจายของแรงที่กระทำลงในเนื้อเยื้อโพรงประสาทฟัน เมื่อยังไม่มีส่วนฐานรองรับ อย่าง เนื้อเยื้อปริทันต์ (PDL) กับกระดูกขากรรไกร เป็นต้น ซึ่งในการวิเคราะห์นี้ใช้เอลิเมนต์ สามเหลี่ยม (Tetrahedral 10 Node) จำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 1,561,777 เอลิเมนต์ และมีจำนวนจุด ต่อเท่ากับ 2,215,983 จุดต่อ (Node) ดังรูปที่ 3.5

10

รูปที่ 3.5 ลักษณะของเอลิเมนต์ของรูปแบบจำลองฟัน

ด้วยลักษณะของโครงสร้างฟันนั้นประกอบไปด้วยหลายๆส่วนประกอบ เพราะฉะนั้นมี หมายความคุณสมบัติของวัสดุของแต่ส่วนประกอบนั้นไม่เหมือนกัน ซึ่งคุณสมบัติของแต่ส่วนประกอบ ได้จำแนกตามตารางที่ 3.1

			Properties		
คุณสมบัติวัสดุ	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Ultimate Tensile strength (MPa)	Ultimate Compressive Strength (MPa)	
เคลือบฟัน (Enamel)	84.1	0.33	11.5	384	
เนื้อฟัน (Dentine)	18.3	0.31	105.5	297	
เนื้อเยื้อโพรง ประสาทฟัน (Dental pulp)	0.00207	0.45	2.94	2.94	
เคลือบรากฟัน (Cementum)	15.5	0.31			
เนื้อเยื้อปริทันต์ (PDL)	0.05	0.45			5
กระดูก (Cancellous bone)	0.49	0.26			
กระดูก (Cortical bone)	13.8	0.26	FOFT		

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติเชิงกลของส่วนประกอบต่างๆของฟัน [4, 5, 16]

46

การทดสอบของรูปแบบจำลองได้กำหนดไว้ทั้งหมด 2 กรณี คือ กำหนดให้แรงกระทำลงบน ยอดด้านนอกของฟัน (Buccal) (A) และกรณี (B.) กำหนดให้แรงกระทำลงบนยอดด้านนอกของฟัน (Buccal) เหมือนกับกรณี A แต่หากเพิ่มรอยแตกหักลงไปในรูปแบบจำลอง ซึ่งรอยแตกหักจะแตกหัก ตามร่องกลางของ เคลือบฟัน (Enamel) ตั้งแต่ฐาน CEJ ของฝั่ง mesial ไปถึงของฐาน CEJ ของฝั่งdistal โดยที่รอยแตกจะกว้าง 0.3 มม. และลงลึกไปถึง เนื้อฟัน (Dentine) ระยะเท่ากับ 0.5 มม. โดย กำหนดของแรงที่กระทำเป็นแบบสถิตศาสตร์ (Static load condition) เท่ากับ 54.3 MPa ที่พื้นที่ ของแรงกระทำเท่ากับ 3 ตารางมิลลิเมตรตามการทดลองของ Y. Abe และคณะ [10] และกำหนดให้ พื้นที่ผิวด้านล่างของ Cortical bone เป็นจุดยึด (Fix support) ตามรูปที่



รูปที่ 3.6 การกำหนดเงื่อ<mark>นไขใ</mark>นการทดสอบของรูปแบบจำลองของฟัน (A.) แรงกระทำลงบนยอด (Buccal) และ (B.) แรงกระทำลงบนยอด (Buccal) และมีรอ<mark>ยแตก</mark>หักของฟัน

3.3 การตรวจสอบความถูกต้องของรูปแบบจำลอง (Model validation)

ในการเซ็คความถูกต้องของรูปแบบจำลอง ทางผู้จัยได้ทำการอ้างอิงจากผลงานที่กำลัง ตีพิมพ์จากห้องปฏิบัติการวิจัยเดียวกัน ที่ทำการศึกษาการจุดแตกหักของรูปแบบจำลองเมื่อเทียบผล กับผลการทดลองของฟันกรามน้อย (Premolar) ซึ่งทางผู้จัยได้มีส่วนร่วมในการวิจัยในครั้งนั้นด้วย ซึ่ง ในงานวิจัยได้ทำการออกแบบวิธีการวัดขนาดของฟันจากภาพถ่าย CT-scan เพื่อทำการเปรียบกับรูป แบบจำลองที่ได้สร้างขึ้นดังรูปที่ 3.7 ในการซุ่มเลือกส่วนของรูปแบบจำลองมาทำการวัดขนาดของรูป แบบจำลอง ซึ่งได้ทำการสร้างเส้นทำมุมองศาขึ้นมาเพื่อเป็นเส้นในการอ้างอิงในการวัด เพราะถ้าเกิด ไม่ทำเช่นนี้ก็จะมีข้อผิดพลาดในการวัดได้ และได้ทำการวัดในส่วนของที่เป็นแต่ละส่วนประกอบ อาทิ เคลือบรากฟัน เนื้อฟันและเนื้อเยื้อในฟันตามความยาวของ MD และ BL ตามรูปด้านล่าง





รูปที่ 3.7 ลักษณ<mark>ะรูปแ</mark>บบวิธีการวั<mark>ด</mark>ของรูปแ<mark>บบจ</mark>ำลองเป<mark>รียบกั</mark>บภาพถ่าย CT-Scan

และยังได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมว่าโปรแกรมสามารถที่จะคำนวณ ผลได้อย่างถูกต้อง เมื่อเทียบกับผลการทดลอง ซึ่งการทดลองได้ทำการทดลองกับที่ฟันกรามน้อยโดย ใช้เครื่องกดอัดมาตราฐานโดยจะทำการกดถึงการแตกหักของฟัน ซึ่งในการคำนวณเชิงตัวเลขก็จะทำ การให้แรงกดที่กระทำที่รูปแบบจำลองจนถึงจุดแตกหักวัสดุ แล้วนำจุดแตกหักของทั้งการคำนวณเชิง ตัวเลขและการทดลองมากับเทียบกัน ซึ่งทำให้ทราบค่าความคลาดเคลื่อนเมื่อนำผลการคำนวณและ ผลการทดลองมาเทียบกันมีค่าเท่ากับ 2.6% ซึ่งเป็นค่าที่ยอมรับได้ในการเทียบกับผลการทดลองแล้ว ได้แสดงดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 ผลการเช็คความถูกต้องของรูปแบบจำลอง (A) ผลการคำนวณเชิงตัวเลขเมื่อเทียบกับผลการ ทดลอง (B) ผลลัพธ์ในการคำนวณระยะที่รูปแบบจำลองของหัวกด

TC

ซึ่งต่อไปหลังจากนี้จะเป็นการแสดงผลการวัดขนาดของรูปแบบจำลองเมื่อเทียบกับ ภาพถ่าย CT-scan ว่ามีความคลาดเคลื่อนเท่าไรในการสร้างรูปแบบจำลองนี้ และถัดไปจะเป็นการ อธิบายผลการวิเคราะห์ที่ได้จากการคำนวณทางหลักระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของแต่ส่วนประกอบ และจะมีการสรุปผลการวิเคราะห์ต่อไป

STITUTE C

บทที่ 4 การวิเคราะห์ผลการวิจัย

4.1 ผลการตรวจสอบขนาดของรูปแบบจำลอง

จากที่กล่าวถึงรูปแบบวิธีการวัดขนาดของรูปแบบจำลองในบทที่สาม ทางผู้วิจัยได้ทำการ เลือกชั้นของรูปภาพ CT-scan มาจำนวน 5 ชั้น ซึ่งมีชั้นที่ 43, 60, 75, 83 และชั้นที่ 90 ดังในรูปที่ 4.1 ซึ่งในแต่ละมีความสำคัญในการเลือกมาวัด ซึ่งในชั้นที่ 43 เป็นชั้นที่มีการแยกออกของรากฟัน เป็นจุดที่มีความเสี่ยงในการสร้างรูปแบบจำลองมากที่สุด และในชั้นที่ 75 เป็นชั้นที่มีส่วนประกอบทั้ง สามส่วนประกอบกันอยู่ อาทิ เคลือบ เนื้อฟัน และเนื้อเยื้อในฟัน จึงได้ทำการเลือกส่วนนี้ในการนำ ขึ้นมาวัด และชั้นที่ 90 เป็นส่วนที่จะกำลังสร้างรูปแบบจำลองไปยังยอดของฟัน และจะมีสอง ส่วนประกอบได้แก่ เคลือบฟันและเนื้อฟันเป็นส่วนประกอบ หลังจากนั้นจะทำการวัดขนาดของรูป แบบจำลองเทียบกับภาพถ่าย CT-scan ซึ่งจากผลที่ได้การวัดขนาดทำให้ว่าค่าความคลาดเคลื่อของรูป แบบจำลองเฉลี่ยอยู่ที่ 0.18 มม. และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) เท่ากับ 0.15 มม.ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งเมื่อนำขนาดของพันเฉลี่ยไปเทียบเป็นเปอร์เซ็นกับขนาดมาตราของฟันแล้วจะมีค่า ความคลาดเคลื่อนประมาณ 1.6 % เท่านั้น ซึ่งเป็นค่าที่น้อยมากและสามารถยอมรับได้ในการสร้างรูป แบบจำลอง



รูปที่ 4.1 ผลของการวัดขนาดของรูปแบบจำลองลักษณะของชั้นที่เลือกมาเพื่อทำการวัด

		[Differen	ce (mm	ı)				
Ly No.	Enar	mel	Den	tine	Dental	. pulp			
	BL	MD	BL	MD	BL	MD			
1 12	-	-	-0.04	0.05	-0.06	-0.05			
Ly 45	-	-	0.05	-0.01	-0.16	0.04			
Lv 60	-	-	0.23	0.17	0.05	0.15			
0.22 - 0.15 -									
Ly 75 0.09 -0.01 0.61 -0.39 0.09 0.25									
Ly 83 0.29 0.13 0.54 0.26									
Ly 90 0.29 0.13 0.54 0.26 -									
A١	/erage (differen	ce in si	ze = 0.	18 mm	5			
	Stand	ard dev	/iation =	= 0.15 r	nm				

รูปที่ 4.2 ผลของการวัดขนาดของรูปแบบจำลองผลค่าความคลาดเคลื่อนการวัดของรูปแบบจำลอง เทียบกับภาพถ่าย CT-scan

4.2 ผลการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์

10

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดนใช่โปรแกรม ANSYS ทำการวิเคราะห์ 2 กรณี ที่ได้ กำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์ไปในบทที่ 3 ซึ่งผลในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอิลเมนต์ ซึ่งในการ วิเคราะห์นั้น ทางผู้วิจัยได้ทำการเลือกค่าที่จะนำมาวิเคราะห์ขึ้นอยู่กับลักษณะทางวัสดุ ในวัสดุที่เป็น แตกเปราะ (Brittle material)จะทำการเลือกค่าความเค้นหลักสูงสุด (Maximum principle stress) ซึ่งจะมีส่วนประกอบที่จะนำมาวิเคราะห์ดังต่อไปนี้ เคลือบฟัน เนื้อฟัน กระดูกเบ้าฟัน (Cancellous bone และ Cortical bone) และลักษณะวัสดุแบบแตกเหนี่ยว (Ductile material) จะเลือกค่าความ เค้น Von-mises และความเค้นเฉือนสูงสุด (Maximum shear stress) ในการนำมาวิเคราะห์เพื่อดู การรูปถาวรของรูปแบบจำลองของ เนื้อเยื้อในฟันและเนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์

<u>4.2.1 ความเค้นที่เกิดบนเคลือบฟัน (Enamel)</u>

การกระจายของความเค้นหลักสูงสุดที่เกิดขึ้นพื้นผิวของเคลือบ (Enamel) ทำให้ทราบว่า รอยร้าวของเคลือบฟันนั้นมีผลกระทบทำให้ความเค้นกด (Compressive stress) ที่เกิดขึ้นนั้นน้อยลง แต่ได้รับความเค้นดึง (tensile stress) มากขึ้น เนื่องจากลักษณะทางให้แรงกระทำทำให้รอยร้าวนั้นมี การเคลื่อนเข้าหากันฝั่งด้านละ 0.02 ทำให้รูปแบบจำลองของฟันส่วนมากที่เป็นด้านนอกของฟันนั้น รับความเค้นดึง และบริเวณที่เป็นพื้นที่ในการให้แรงกระทำจะรับความเค้นกดอย่างแน่นอน ซึ่งเมื่อ นำมาทำการเปรียบเทียบผลของความเค้นดึงที่มีการเพิ่มขึ้นถึง 7% และความเค้นอัดลดลงถึง 3.6 %

Maximum principle stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum (Tensile stress) (MPa)	17.966	19.344
Minimum (Compressive stress) (MPa)	46.013	44.411

ตารางที่ 4.1 ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของเคลือบฟัน



รูปที่ 4.3 ความเค้นตั้งฉาก<mark>หลัก</mark>สูงสุดที่เกิด<mark>บ</mark>นเคลือบฟัน (A.) กร<mark>ณีที่ไม่ม</mark>ีการแตกหักของเคลือบฟัน (B.) กรณีมีการแตกหักบนเคลือบฟัน

<u>4.2.2 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อฟัน (Dentine)</u>

จากผลการคำนวณทำให้ทราบว่าเนื้อฟัน เมื่อมีการรอยร้าวของเคลือบฟัน (Enamel) ส่ง ให้ผลเนื้อฟันนั้นมีการรับความเค้นกดและความเค้นดึงที่เพิ่มมากขึ้นเมื่อเทียบกับรูปแบบจำลองที่เป็น ไม่มีการรอยร้าว เนื่องมาจากการรองรับแรงที่กระทำมาจากเคลือบฟัน และเมื่อเคลือบฟันมีแรงมา กระทบทำให้เกิดเคลื่อนที่ของรอยร้าวที่เข้าหากันและเกิดการลักษณะหมุนของฟัน ทำให้เนื้อฟันมี ความเค้นดึงที่สูงบริเวณรอยต่อเคลือบฟันและเคลือบฟัน และมีความเค้นอัดเกิดขึ้นบริเวณฐานราก ของเนื้อฟัน เมื่อทำการเปรียบเทียบให้เป็นเปอร์เซ็นจะพบว่าความเค้นดึงจะเพิ่มขึ้น 0.8 และความ เค้นอัดจะเพิ่มขึ้น 5% ซึ่งก็เป็นความจริงเพราะว่าเมื่อโดนแรงกดมาจากด้านบนทำให้ส่วนที่เป็นฐาน นั้นเกิดความอัดและทำให้มีความเค้นที่สูงขึ้นตามรูปที่ 4.4

ตารางที่ 4.2 ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของเนื้อฟัน

Maximum principle stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum (Tensile stress) (MPa)	10.472	10.564
Minimum (Compressive stress) (MPa)	10.727	11.313



รูปที่ 4.4 การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อฟัน (A.) กรณีที่ไม่มีการแตกหักของเคลือบฟัน (B.) กรณี มีการแตกหักบนเคลือบฟัน 4.2.3 ความเค้นที่เกิดกระดูก (Cancellous bone & Cortical bone)

ในการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุด ที่เกิดขึ้นบนกระดูกของCancellous bone และ Cortical bone นั้นจะไม่มีความแตกต่างกันมากของทั้งสองเงื่อนไข เพราะเนื่องจากถูกส่วนประกอบ อื่นๆ นั้นช่วยในการรับแรงไม่ว่าจะเป็น เคลือบฟัน เนื้อฟัน และเนื้อเยื้อปริทันต์ ความเค้นที่ส่งถ่าย มาถึงกระดูก cancellous bone ทำให้แรงที่เกิดขึ้นไม่ได้มีความแตกต่างกันมาก การกระจายตัวของ ความเค้นแสดงตามรูปที่ 4.5 และรูปที่ 4.6

ตารางที่ 4.3 ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของ Cancellous bone

Maximum principle stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum (Tensile stress) (MPa)	2.557	2.567
Minimum (Compressive stress) (MPa)	0.395	0.379



รูปที่ 4.5 การกระจ^ายควา<mark>มเค้น</mark>ที่เกิด<mark>บ</mark>น Cancellous bone (A.) กรณีที่ไม่มีการแตกหักของเคลือบ ฟัน (B.) กรณีมีการแ<mark>ตกหัก</mark>บนเคลือบฟั<mark>น</mark>

แต่ความเค้นที่เกิดขึ้นที่ Cortical bone มีค่าที่สูงที่สุดกว่าส่วนประกอบอื่นๆ เนื่องด้วย ด้านล่างของ Cortical bone เป็นจุดยึด (Fix support) และบริเวณที่มีความเค้นสูงสุดของทั้งสอง เงื่อนไขจะเป็นบริเวณรอยแยกของฟัน เพราะจากการผลกระทบจากการให้แรงที่เคลือบฟัน มีการ หมุนของตัวฟันทำให้ทำให้ฟันนั้นมีการไปกดกันบริเวณที่เป็นรอยร้าวของฟันทั้งโครงสร้างโดยมีเนื้อ เยื้อปริทันต์เป็นตัวรองรับแรงก่อนที่จะถึงกระดูก Cortical bone

Maximum principle stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum (Tensile stress) (MPa)	36.312	34.784
Minimum (Compressive stress) (MPa)	13.82	14.425

ตารางที่ 4.4 ผลการวิเคราะห์ความเค้นหลักสูงสุดของ Cortical bone



รูปที่ 4.6 การกระจายความเค้นที่เกิดบน Cortical bone (A.) กรณีที่ไม่มีการแตกหักของเคลือบฟัน (B.) กรณีมีการแตกหักบนเคลือบฟัน

4.2.4 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament: PDL)

ความเค้น (Von-mises stress) ที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์ทำให้ทราบว่าการแตกของเคลือบ ฟัน (B) ทำให้มีการรับแรงที่เนื้อเยื้อปริทันต์นั้นมากกว่าขั้นถึง 4.8% เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่มี รอยร้าวของเคลือบฟัน จากการกระจายตัวของความเค้นมากที่สุดที่เกิดขึ้นบริเวณขอบรอยต่อของ เคลือบรากฟันและกระดูกและฐานรากของเนื้อเยื้อปริทันต์ เพราะการรับแรงของเคลือบฟันและด้วย ลักษณะโครงสร้งของฟันที่ไม่ได้อยู่ระนาบใดระนาบหนึ่งทำให้เกิดแรงหมุนขึ้นซึ่งทำให้การผิวของ เนื้อเยื่อปริทันต์ไปอัดตัวกับกระดูกทำให้มีความสูงในบริเวณนั้น ซึ่งการกระจายของความเค้นที่เกิดบน กรณีที่ไม่มีการแตกหักของฟัน (A) และมีการแตกหักของเคลือบฟันในเงื่อนไข (B)

ตารางที่ 4.5 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของเนื้อเยื้อปริทันต์

(0

Von-mises stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum Von-mises stress(MPa)	4.8728	5.1052



รูปที่ 4.7 การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์ (A.) กรณีที่ไม่มีการแตกหักของ เคลือบฟัน (B.) กรณีมีการแตกหักบนเคลือบฟัน

<u>4.2.5 ความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน (Dental Pulp)</u>

จากการวิเคราะห์ความเค้น (Von-mises Stress) ที่เกิดขึ้นบนรูปแบบจำลองของเนื้อเยื้อใน พืน ปรากฏว่ารูปแบบจำลองที่มีการรับแรงและการรอยร้าวตาม และบริเวณที่มีความเค้นสูงสุดจะลอง ในส่วนด้านในของรอยแยกของเนื้อเยื้อในพืน ซึ่งเป็นบริเวณที่ถูกอัดจากการรับรองของเนื้อเยื้อเอ็นยึด ปริทันต์ ทำให้มีการรับแรงที่ส่งถ่ายมาจากเคลือบพืนและเนื้อพืนมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับรูป แบบจำลองที่ไม่มีรอยร้าวถึง 14% หรือคิดเป็นประมาณ 4.4 g/cm² และจากการวิเคราะห์ทางวัสดุ ทำให้ทราบว่าเนื้อเยื้อในพืนนั้นยังไม่มีการเสียรูปถาวรของโครงสร้างวัสดุ ซึ่งจากค่าวิเคราะห์เป็นค่าที่ สูงมาก และทำให้ทราบอีกหนึ่งอย่างคือ เนื้อเยื้อในพืนรับความเค้นที่เกิดขึ้นไม่ถึง 1% เมื่อทำการ เปรียบเทียบกับเคลือบและกระดูกที่ได้รับความเค้นไปถึง 99% ซึ่งในเป็นความจริงที่ว่าส่วนประกอบที่ ทำหน้ารับรู้ความรู้สึกก็คือ เนื้อเยื้อในพืน เมื่อมีรอยร้าวหรือการแตกหักของพันจะมีความรู้สึกที่เจ็บ หรือปวด เกิดขึ้นกับคนไข้และต้องมาทำการรักษาพืน ซึ่งหากปล่อยทิ้งไว้นานๆโดยไม่มีการรักษา อาจจะทำให้เนื้อเยื้อในพันเกิดการอักเสบได้ นั้นไม่ใช่เรื่องที่ดีเลย และบริเวณที่มีความเค้นมากที่สุด เกิดขึ้นบริเวณฐานและร่องแยกด้านในจากส่วนบนของเนื้อเยื้อในพัน

ตารางที่ 4.6 ผลการวิเคราะห์ความเค้นของเนื้อเยื้อในฟัน

11

Von-mises stress	Sound tooth	Cracked tooth
Maximum Von-mises stress(MPa)	0.0025675	0.0029999



รูปที่ 4.8 การกระจายความเค้นที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน (A.) กรณีที่ไม่มีการแตกหักของเคลือบฟัน (B.) กรณีมีการแตกหักบนเคลือบฟัน

<u>4.2.6 ความเค้นเฉือนที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์ (Periodontal ligament: PDL)</u> ความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดบนเนื้อเยื้อปริทันต์ทำให้ทราบว่าการแตกของเคลือบฟันทำให้มี ความเค้นเฉือนที่เนื้อเยื้อปริทันต์นั้นมากกว่าขั้นถึง 4.6% เช่นเดียวกัน เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่มี รอยร้าวของเคลือบฟัน

Shear stressSound toothCracked toothMaximum Shear stress(MPa)2.81042.9397

ตารางที่ 4.7 ผลการวิเคราะห์ความเค้นเอือนของเนื้อเยื้อปริทันต์



รูปที่ 4.9 การกระจายความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดบนเนื้อเยื้อเอ็นยึดปริทันต์ (A.) กรณีที่ไม่มีการ แตกหักของเคลือบฟัน (B.) กรณีมีการแตกหักบนเคลือบฟัน <u>4.2.7 ความเค้นเฉือนที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟัน (Dental Pulp)</u>

ความเค้นเฉือนสูงสุดที่เกิดบนเนื้อเยื้อในฟันทำให้ทราบว่าความเค้นเฉือนเพิ่มขึ้น 12% หรือ 2.2 g/cm² เมื่อมีรอยร้าวเกิดขึ้นของฟันเปรียบเทียบกับกรณีที่เป็นฟันปกติไม่มีรอยร้าวที่ฟัน

ตารางที่ 4.8 ผลการวิเคราะห์ความเค้นเฉือนของเนื้อเยื้อในฟัน



บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลารวิเคราะห์

ได้ทำการสร้างรูปแบบจำลองที่มีความเสมือนจริงทั้งรูปแบบของขนาดและส่วนประกอบที่มี หลายๆส่วนประกอบเข้าด้วยกัน อาทิเช่น เคลือบฟัน เนื้อฟัน เนื้อไอ้อในฟัน เคลือบรากฟัน เนื้อเยื้อ เอ็นยึดปริทันต์และกระดูก จากผลการวิเคราะห์ทางไฟในต์เอลิเมนต์ทำให้ทราบว่าแต่ละส่วนประกอบ จะมีการรับความเค้นที่เพิ่มมากขึ้นเมื่อรูปแบบจำลองนั้นมีรอยร้าวเกิดขึ้น อันเนื่องมากจากการรับแรง กระทำที่เคลือบฟันทำให้ฟันนั้นมีการรับแรงต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นแรงดึง แรงอัดและการหมุนของแรงที่ เกิดขึ้นทำให้มีกระทบต่อส่วนประกอบต่างๆ ซึ่งจุดที่เด่นขัดมากที่สุดคือในส่วนของที่เป็น เนื้อเยื้อใน ฟันที่รับแรงมากขึ้นถึง 14% หรือประมาณ 4.4 g/cm² ซึ่งเป็นค่าที่สูงมากในการวิเคราะห์ เพราะใน งานวิจัยทางทันตแทยทำให้ทราบว่าเมื่อเนื้อเยื้อในฟันมีการรับแรงที่เพิ่มขึ้นส่งให้มีการเปลี่ยนแปลงใน ระดับเซลล์ ซึ่งจากผลการวิเคราะห์ทำให้ทราบว่าเมื่อฟันเกิดรอยร้าวขึ้น อาจจะมีผลทำให้คนไข้มี อาการเจ็บฟันหรือปวดฟัน อาจจะส่งผลถึงการอักเสบของเนื้อเยื้อ ซึ่งหากปล่อยทิ้งไว้ในระยะนานและ เนื้อเยื้อก็รับความเค้นที่เพิ่มขึ้นเรื่อยอาจจะส่งผลให้ในการรักษาของทันตแพทย์นั้น อาจจะต้องทำการ รักษารากหรือถอนรากทิ้งก็อาจจะเป็นไปได้ และจากผลวิจัยครั้งจะทำให้ทันตแพทย์สามารถนำผล จากวิเคราะห์และต่อยอดในการศึกษาค้นคว้าและทำการรักษาคนไข้ต่อไปในอนาคต

5.2 ข้อเสนอแนะ

10

ในการวิเคราะห์เป็นการวิเคราะห์แบบสถิต (Static Analysis) ทำให้สามารถรู้การกระจาย ของแรงที่เกิดขึ้นของโครงสร้างฟันโดยรวม แต่ในความเป็นจริงแล้วการคดเคี้ยวของฟันจะเป็นในรูป ของเชิงการวิเคราะห์แบบพลศาสตร์ (Dynamic Analysis) ซึ่งจะทำให้การรับแรงและการกระจาย ของแรงได้ชัดเจนมากขึ้น และในส่วนของคุณสมบัติวัสดุควรที่จะเป็นในรูปแบบของไม่เชิงเส้น Nonlinear material เพราะในการวิเคราะห์ครั้งทางผู้วิจัยกำหนดให้เป็นในรูปแบบของ Isotropic material ซึ่งในความเป็นจริงแล้วคุณสมบัติวัสดุทุกส่วนประกอบจะไม่ใช่เป็นแบบ Isotropic material เมื่อแก้ไข้ให้ทำการวิเคราะห์ในแบบไม่เชิงเส้นจะทำให้มีความเสมือนจริงมากยิ่งขึ้น


บรรณานุกรม

- J. Manokawinchoke et al., "Mechanical force-induced TGFBI increase expression of SOST/POSTN by hPDL cells," *Journal of Dental Research*, vol. 94, no. 7, pp. 983-989, June 2015.
- P. Vanessa et al., "Miniscrew-assisted multidisciplinary orthodontic treatment with surgical mandibular advancement and genioplasty in a brachyfacial Class
 II patient with mandibular a symmetry," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 152, no. 5, pp. 679-692, November 2017.
- [3] M. A. Husain, "Dental anatomy and nomenclature for the radiologist," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 56, no. 1, pp. 1-11, January 2018.

[4]

- B. Dejak and A. Mlotkowski, "A comparison of stresses in molar teeth restored with inlay and direct restrorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication," *Dental Material*, vol. 31, no. 3, pp. e77-e87, November 2014.
- [5] M. Chieruzzi et al., "Effect of fibre post, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth : 3D-finite element analysis," *Material Science and Engineering: C*, vol. 74, pp. 334-346, May 2017.
- [6] X. Z. Jin et al., "A new concept and finite-element study on dental bond strength test," *Dental Materials*, vol. 32, no. 10, pp. e238-e250, October 2016.
- [7] I. Ichim et al., "Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture," *Dental Materials*, vol. 23, no. 12, pp. 1,553-1,561, December 2007.
- [8] Q. Yunzhu et al., "Correlation between cuspal inclination and tooth cracked syndrome: a three-dimensional reconstruction measurement and finite element analysis," *Dental Traumatology*, vol. 29, no. 3, pp. 226-233, June 2012.
- [9] B. Amir et al., "Mechanics analysis of molar tooth splitting," Acta Biomaterialia, vol. 15, pp. 237-243, March 2015.

- [10] Y. Abe et al., "Occlusal-supporting ability of individual maxillary and mandibular teeth," *Journal of Rehabilitation*, vol. 39, no. 12, pp. 923-930, October 2012.
- [11] A. M. Vukicevic et al., "Influence of dental restorations and mastication loadings on dentine fatigue behaviour: Image-based modelling approach," *Journal of Dentistry*, vol. 43, no. 5, pp. 556-567, February 2015.
- [12] R.C. Hibbeler, *Mechanics of Materials*, USA : Pearson Prentice Hall, 2010.
- [13] R. G. Budynas, *Shigley's Mechanical Engineering Design*, USA : McGraw-Hill, 2011.
- [14] ปราโมทย์ เดชะอำไพ, *ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม*, กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
 , 2555.
- [15] ANSYS, Inc., Theory Reference for the Mechanical APDL and Mechanical Applications ANSYS, USA : ANSYS, 2012.
- [16] W. Ryniewicz et al., "Three-dimensional finite element simulation of intrusion of the maxillary central incisor," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 36, no. 2, pp. 385-390, March 2016.
- [17] A. Maroli et al., "Biomechanical behavior of teeth without remaining coronal structure restored with different post designs and materials," *Material Science and Engineering : C*, vol 76, pp. 839-844, July 2017.

100

- [18] S. S. Ahmed et al., "Role 1.5 mm microplates in treatment of symphyseal fracture of mandible: A stress analysis based comparative study," *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, vol. 7,no. 2, pp. 119-122, August 2017.
- [19] P. Ausiello at al., "Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect compositerestored posterior teeth," *Dental Materials*, vol. 27, no. 5, pp. 423-430, May 2011.
- [20] S. Ruengdit et al., "Sex Determination from teeth Size in Thais," *Proceeding 6th CIFS Academic Day*, CIFS, Nonthaburi, September 14-15, 2011, pp. 1-12.
- [21] M. Abdulmunem et al., "Evaluation of the effect of dental cement on fracture resistance and fracture mode of teeth restored with various dental post: A finite element analysis," *Journal of the European Ceramic Society*, vol. 36 no. 9, pp. 2,213-2,221, August 2016.

- [22] S. Reimann et al., "Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance," *Medical Engineering and Physics*, vol. 31 no.5, pp. 539-546, June 2009.
- [23] A. Nikolaus et al., "Importance of the variable periodontal ligament geometry for whole tooth mechanical function: A validate numerical study," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 67, pp. 61-73, March 2017.
- [24] F. S. Bastos et al., "A FEM-based study on the influence of skewness and kurtosis surface texture parameters in human dental occlusal contact," *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 295, pp. 139-148, March 2016.
- [25] H. Christof et al., "Ceramic inlays: Is the inlay thickness as important factor influencing the fracture risk?," *Journal of Dentistry*, vol. 41, no. 7, pp. 628-635, July 2013.
- [26] C. Mitchell et al., "Endodontic access cavity simulation in ceramic dental crown," *Dental Materials*, vol. 29, no. 6, pp. 626-634, June 2013.
- [27] L. Sheng-Hui et al., "Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 32, no. 1, pp. 53-60, January 2008.
- [28] B. Oommen and K. J. Van Vliet., "Effect of nanoscale thickness and elastic nonlinearity on measured mechanical properties of polymeric films," *Thin Solid Films*, vol. 513, no. 2, pp. 235-242, August 2006.
- [29] I. Stamfel 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.
- [30] S. Guessasma et al., "Viscoelasticity properties of biopolymer composite materials determined using finite element calculation and nanoindentation," *Computational Material Science*, vol. 44, no. 2, pp. 371-377, December 2008.
- [31] B. Stefano et al., "Dynamic modeling of Tooth deformation using occlusal kinematics and finite element analysis," *PLoS ONE*, vol 11, no. 3 : e0152663, pp. 1-17, March 2016.