

ผลของเกลียวแบบต่างๆ ของรากเทียมต่อการกระจายแรงเค้น
ด้วยวิธีไฟโตอิลาสติก

นางสาว ปณิชา วีระญาณนนท์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์ ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์


คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2545

ISBN 974-17-1627-3

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

EFFECT OF DIFFERENT THREAD DESIGNS OF IMPLANT BODY ON STRESS
DISTRIBUTION BY TWO-DIMENSIONAL PHOTOELASTIC METHOD



Miss Panisha Verayannont

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

Department of Prosthodontics

Faculty of Dentistry

Chulalongkorn University

Acedemic Year 2002

ISBN 974-17-1627-3

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ผลของเกลือแบบต่าง ๆ ของรากเทียมต่อการกระจายแรงเค้นด้วยวิธีไฟโตอิเล็กสติก
โดย	นางสาว ปณิชา วีระญาณนนท์
สาขาวิชา	ทันตกรรมประดิษฐ์
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพชัย นามะโน
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม	รองศาสตราจารย์ ดร. วิทยา ยงเจริญ

คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

.....คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สุรสิทธิ์ เกียรติพงษ์สาร)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง รำไพ โรจนกิจ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ สรรพชัย นามะโน)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(รองศาสตราจารย์ ดร. วิทยา ยงเจริญ)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. มโน คูรัตน์)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร. วีระ เลิศจิราการ)

สถาบันทันตแพทย์บริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปณิชา วีระญาณนนท์ : ผลของเกลียวแบบต่างๆ ของรากเทียมต่อการกระจายแรงเค้น
ด้วยวิธีโฟโต้อีลาสติค (EFFECT OF DIFFERENT THREAD DESIGNS OF IMPLANT
BODY ON STRESS DISTRIBUTION BY TWO-DIMENSIONAL PHOTOELASTIC
METHOD) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สรรพพัชญ์ นามะโน, อาจารย์ที่
ปรึกษาร่วม : รองศาสตราจารย์ ดร. วิทยา ยงเจริญ จำนวน 102 หน้า.
ISBN 974-17-1627-3

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อศึกษาผลของรูปร่างของรากฟันเทียมต่อการกระจายความ
เค้นโดยอาศัยวิธีการโฟโต้อีลาสติคแบบ 2 มิติ ปัจจัยที่ศึกษา ประกอบด้วย ความสอ, รูปร่าง
เกลียว, ระยะห่างระหว่างเกลียวและความลึกของเกลียว

แบบจำลองไปรีพรีนเจน 16 ชิ้นซึ่งแตกต่างกันโดยลักษณะการออกแบบ ถูกสร้างขึ้นจาก
โฟโต้อีลาสติค เรซิน มีการตรวจสอบแบบจำลองทุกชิ้นว่าไม่มีความเค้นหลงเหลืออยู่อันเนื่องมา
จากการหดตัวของเรซิน ทำการศึกษาโดยการให้แรงกดแก่แบบจำลองแต่ละตัวภายใต้ 2 สภาวะ
คือ ในแนวแกนและเอียงทำมุม 20 องศากับแนวแกน แล้วถ่ายรูปแบบความเค้นที่เกิดขึ้น

จากการศึกษาพบว่ารากฟันเทียมทุกแบบแสดงการกระจายความเค้นคล้ายคลึงกัน โดยที่
ความเค้นสูงสุดอยู่ที่ส่วนปลาย 1/3 ของความยาวรากฟันเทียม รากฟันเทียมทรงกระบอกให้การ
กระจายความเค้นดีกว่าทรงสอ การใส่เกลียวทำให้การกระจายความเค้นดีขึ้น โดยรูปร่างเกลียว
มีผลน้อยมากหรือแทบไม่มีผลต่อการกระจายความเค้น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในที่เล็กลง,
ระยะห่างระหว่างเกลียวที่มากขึ้นและความลึกเกลียวที่ลดลง ทำให้เกิดความเค้นสะสมรอบปลาย
รากฟันเทียมมากขึ้น

สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์	ลายมือชื่อนิสิต.....
สาขาวิชาทันตกรรมประดิษฐ์	ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....
ปีการศึกษา 2545	ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาร่วม.....

4276114832 : MAJOR PROSTHODONTICS

KEY WORD : IMPLANT / PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS / STRESS DISTRIBUTION/
IMPLANT DESIGN / THREAD DESIGN

PANISHA VERAYANNONT : THESIS TITLE (EFFECT OF DIFFERENT THREAD
DESIGNS OF IMPLANT BODY ON STRESS DISTRIBUTION BY TWO-
DIMENSIONAL PHOTOELASTIC METHOD) THESIS ADVISOR :
ASSIT.PROF.SUNPHAT NAMANO, THESIS CO-ADVISOR :
ASSOC.PROF.DR.VITTAYA YONGCHAREON, 102 pp. ISBN 974-17-1627-3

The purpose of this research is to study the effect of macrostructural design of root form implant on stress distribution by using two dimensional photoelastic stress analysis. The design variations were taper, thread design, pitch distance and depth of thread.

Sixteen birefringent models of different root form implant designs were made from photoelastic resin. Each specimen was examined in order to ensure that no residual stress was present as a result of shrinkage. Studies were made by loading each specimen under two conditions, one of which was axially and the other at an angle of 20° to the axis. The stress patterns were photographed.

It was found that all implant types exhibited similar stress distribution pattern, i.e., maximum stress was found in the apical third of the implant. Cylinder implant provided better stress distribution than tapered implant. Thread shape had little or no effect on stress distribution. Decreasing inner diameter, increasing pitch distance and decreasing thread depth increased stress concentration around apical region of the implants.

Department : Prosthodontics

Student's signature.....

Field of study : Prosthodontics

Advisor's signature.....

Academic year : 2002

Co-advisor's signature.....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้เนื่องจากคำแนะนำและความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์สรพัตช์ นามะโน ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตราจารย์ ดร.วิทยา ยงเจริญ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม รวมทั้ง ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.มโน คุรัตน์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ ดร.วีระ เลิศจิราการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์ศุภ บุรณ บุรณเวช อาจารย์ ทันตแพทย์รุจ จำเดิมเมด็จศึก และอาจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.ปรารมภ์ ซาลิมี่ ที่กรุณาสละเวลาตรวจสอบวิทยานิพนธ์ ให้ความช่วยเหลือและคำแนะนำที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการปรับปรุงเนื้อหาวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ สถาพร สุปรีชากร อาจารย์ ดร.ไพโรจน์ สิงหนัดกิจ อาจารย์คณะวิศวกรรมศาสตร์สาขาเครื่องกลที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจนทำให้งานวิจัยสามารถสำเร็จลุล่วงด้วยดี

ผู้วิจัยจึงใคร่ขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือมา ณ ที่นี้

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูป.....	ฌ
สารบัญตาราง.....	ด
สารบัญแผนภูมิ.....	ต

บทที่

1. บทนำ

1.1 ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ประโยชน์ของการวิจัย.....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.5 ข้อตกลงเบื้องต้น.....	3
1.6 ข้อจำกัดของการวิจัย.....	4

2. ปรัชญาบรรณกรรม ทฤษฎีบทและวรรณคดีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ปรัชญาบรรณกรรม.....	5
2.2 ทฤษฎีบทของโฟโตอีลาสติคซิตี้.....	14
2.3 วรรณคดีที่เกี่ยวข้อง.....	21

3. ระเบียบวิธีวิจัย

3.1 กลุ่มตัวอย่าง.....	26
3.2 วัสดุอุปกรณ์ และเครื่องมือในการเตรียมแบบจำลอง.....	27
3.3 ขั้นตอนการหล่อแบบจำลอง.....	34
3.4 การรวบรวมข้อมูล.....	37
3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	37

4. ผลการวิจัย.....41

5. รายงานผลการวิจัยและอภิปรายผล.....75

5.1 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอก, ทรงสอบ 4 องศาและทรงสอบ 8 องศา.....	75
---	----

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.2 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรสและเกลียวสแควร์.....	78
5.3 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 4 องศาเกลียววี, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรสและเกลียวสแควร์.....	81
5.4 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวแตกต่างกัน.....	85
5.5 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในแตกต่างกัน.....	86
5.6 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่เพิ่มความสอปของแกนด้านใน.....	88
5.7 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่เพิ่มความสอปของแกนด้านในแบบวีเวิร์ส.....	90
5.8 การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่ลดความลึกของเกลียวจากส่วนคอไปยังส่วนปลายรากฟันเทียม.....	91
6. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	
6.1 สรุปผลการวิจัย.....	94
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	95
7. รายการอ้างอิง.....	96
8. ภาคผนวก.....	100
9. ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	102

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 1	
ลักษณะการกระจายของความเค้นแบบ Isochromatic fringes.....	14
รูปที่ 2	
vector ของ plane-polarized light.....	15
รูปที่ 3	
vector ของ circularly polarized light.....	16
รูปที่ 4	
แผนภาพของเครื่องมือเซอร์คิวลาร์โพลาไรสโคป.....	17
รูปที่ 5	
รากฟันเทียมระบบ Branemark, Core-Vent.....	21
รูปที่ 6	
ลักษณะของแบบจำลองรากฟันเทียมและกระดูกล้อมรอบของระบบ Core-Vent.....	22
รูปที่ 7	
แนวแรงที่กระทำต่อรากฟันเทียม Branemark ในแนวตั้งและแนวเอียง 25 องศา.....	22
รูปที่ 8	
ลักษณะการกระจายความเค้นของรากฟันเทียม Branemark, Core-Vent.....	23
รูปที่ 9	
ลักษณะการกระจายความเค้นของรากฟันเทียม Branemark, Core-Vent เมื่อได้รับแรงแนวเอียง 25 องศา.....	23
รูปที่ 10	
ลักษณะการกระจายความเค้นของรากฟันเทียม Core-Vent 2 ตัวที่มีจำนวนเกลียวไม่เท่ากัน....	24
รูปที่ 11	
รากฟันเทียมที่ใช้ทดสอบ Pine-tree, Arrow-type, Trapezoid, Round, Ankylos special thread.....	25
รูปที่ 12	
แบบจำลองรากฟันเทียมความสอบแตกต่างกัน 3 แบบ.....	27

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 13	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวต่างกัน 4 แบบ.....	28
รูปที่ 14	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียวต่างกัน 4 แบบ.....	29
รูปที่ 15	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวเพิ่มขึ้น.....	30
รูปที่ 16	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลง.....	31
รูปที่ 17	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีการเพิ่มความสอของแกนด้านในรากฟันเทียม.....	32
รูปที่ 18	
แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีการลดขนาดความลึกเกลียวไล่จากส่วนคอไปยัง ปลายรากฟันเทียม.....	33
รูปที่ 19	
ตัวอย่างรากฟันเทียมทองเหลืองที่ผ่านการกลึงด้วยวิธี CNC.....	35
รูปที่ 20	
ตัวอย่างแบบจำลองรากฟันเทียมซึ่งหล่อด้วยสารไบริฟรินเจน.....	35
รูปที่ 21	
เครื่องมือเซอร์คิวลารีโพลาริสโคป.....	36
รูปที่ 22	
การเคลื่อนตัวของแถบมืด (fringe pattern) ภายหลังได้รับแรง.....	38
รูปที่ 23	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	41
รูปที่ 24	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง.....	42

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 25	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 4 องศาเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันอนต์ในแนวแกน.....	43
รูปที่ 26	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 4 องศาเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง.....	44
รูปที่ 27	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 8 องศาเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันปอนต์ในแนวแกน.....	45
รูปที่ 28	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 8 องศาเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง.....	46
รูปที่ 29	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	47
รูปที่ 30	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง.....	48
รูปที่ 31	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เทรสมือให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	49
รูปที่ 32	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เทรสมือให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง.....	50
รูปที่ 33	
ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีวีร์สที่เทรสมือให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	51

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 34	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีวีร์สัทเทรส เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	52
รูปที่ 35	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียวสแควร์ เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	53
รูปที่ 36	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียวสแควร์ เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	54
รูปที่ 37	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีเมื่อให้แรง ตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	55
รูปที่ 38	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีเมื่อให้แรง ตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	56
รูปที่ 39	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววัทเทรส เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	57
รูปที่ 40	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววัทเทรส เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	58
รูปที่ 41	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีวีร์สัทเทรส เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	59
รูปที่ 42	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีวีร์สัทเทรส เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	60

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 43	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียวสแควร์ เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	61
รูปที่ 44	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียวสแควร์ เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	62
รูปที่ 45	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่ม ระยะห่างระหว่างเกลียวเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	63
รูปที่ 46	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่ม ระยะห่างระหว่างเกลียวเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	64
รูปที่ 47	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลงเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	65
รูปที่ 48	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลงเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	66
รูปที่ 49	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านในเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	67
รูปที่ 50	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านในเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	68
รูปที่ 51	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่ม ความสอบของแกนด้านในแบบรีเวิร์สเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	69

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 52	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความชอบของแกนด้านในแบบปริเวิร์สเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	70
รูปที่ 53	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวลดลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลายเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน.....	71
รูปที่ 54	ลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวลดลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลายเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง.....	72
รูปที่ 55	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....	76
รูปที่ 56	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....	77
รูปที่ 57	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวรูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวแกน.....	78
รูปที่ 58	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกชนิดมีเกลียวและไม่มีเกลียว.....	79
รูปที่ 59	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวรูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....	80
รูปที่ 60	เปรียบเทียบความเค้นในกระดูกตำแหน่ง coronal one third ที่เกิดจากรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีเหมือนกันแต่ได้รับแรงในแนวต่างกัน.....	81

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 61
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียว
รูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวแกน.....82

รูปที่ 62
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
เมื่อได้รับแรงแนวแกน.....83

รูปที่ 63
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียว
รูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....84

รูปที่ 64
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....85

รูปที่ 65
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....86

รูปที่ 66
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....87

รูปที่ 67
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....87

รูปที่ 68
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....88

รูปที่ 69
เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
ที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....89

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 70	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์สเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....	90
รูปที่ 71	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์สเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....	91
รูปที่ 72	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวไม่เท่ากันตลอดความยาวของรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวแกน.....	92
รูปที่ 73	เปรียบเทียบการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวไม่เท่ากันตลอดความยาวของรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวเอียง.....	92
รูปที่ 74	แสดงแรงกระทำต่อแบบจำลองรูปทรงกลม.....	100

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1	
การเรียงตัวทั้ง 4 ระบบของอนุภาคทางแสงในเครื่องมือเซอร์คิวลาร์โพลาไรสโคป.....	18
ตารางที่ 2	
ลำดับที่ของแถบมืดที่ปรากฏและค่าความเค้น (principal stresses) สูงสุดในกระดุมรอบ	
รากฟันเทียมแบบต่างๆ เมื่อให้แรงแนวแกนรากฟันเทียม.....	73
ตารางที่ 3	
ลำดับที่ของแถบมืดที่ปรากฏและค่าความเค้น (principal stresses) สูงสุดในกระดุมรอบ	
รากฟันเทียมแบบต่างๆ เมื่อให้แรงแนวเอียงทำมุม 20 องศากับรากฟันเทียม.....	74
ตารางที่ 4	
แสดงค่าเอฟ แวลยู.....	101



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญแผนภูมิ

หน้า

แผนภูมิที่ 1

เปรียบเทียบความเค้นที่เกิดจากรากฟันเทียมทรงกระบอกและรากฟันเทียมทรงกระบอก
ที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน 2 องศาเมื่อให้แรงแนวแกน.....89



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ความสำคัญ ที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

เป้าหมายที่สำคัญอย่างหนึ่งของการรักษาทางทันตกรรมในปัจจุบัน คือ การบูรณะอวัยวะในช่องปากให้มีรูปร่าง ความสวยงาม และการทำงานในระบบบดเคี้ยว กลืน พูด ให้อยู่ในสภาพปกติ ในกรณีที่อวัยวะถูกทำลายมาก หรือมีฟันหายไปหลายซี่ ทำให้เป็นการยากที่จะบรรลุเป้าหมายด้วยการให้การรักษาแบบดั้งเดิม ในอดีต ความพยายามในการบูรณะรักษาเพื่อช่วยให้ผู้ป่วยที่สูญเสียฟันธรรมชาติไปสามารถใช้งานฟันปลอมได้อย่างมีประสิทธิภาพ มีหลายวิธี เช่น ใช้ฟันหลักที่เหลือเป็นหลักยึดในการทำสะพานฟันติดแน่น การใช้ฟันเป็นหลักยึดและสันเหงือกวางรองรับแรงในการทำฟันปลอมบางส่วนชนิดถอดได้ แต่วิธีการเหล่านี้เมื่อติดตามผลระยะยาว ผลสุดท้ายมักตามด้วย การสูญเสียฟันหลัก หรือการยุบของสันเหงือกที่ใช้รองรับแรง ต้องทำการเสริมฐานหรือเปลี่ยนฐานฟันปลอมนั้นๆเป็นระยะๆ ด้วยเหตุนี้จึงมีการวิจัยและทดลองเพื่อค้นหาวิธีการรักษาแบบใหม่ๆ ที่ผู้ป่วยสามารถที่จะเลือกรับการรักษาเพื่อทดแทนฟันธรรมชาติที่สูญเสียไปโดยไม่ไปยุ่งเกี่ยวกับฟันธรรมชาติที่เหลืออยู่ ทันตกรรมรากเทียมจึงได้ถือกำเนิดขึ้นมาเพื่อบรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าว และในปัจจุบันก็เป็นที่ยอมรับไปทั่วโลก

จากการประเมินทางคลินิกพบว่า ความสำเร็จของการใช้รากฟันเทียมมีประมาณร้อยละ 75 ในระยะเวลาติดตามผล 5 ปี¹⁻³ ความล้มเหลวและสาเหตุที่พบ คือ รากฟันเทียมโยกหลุด เนื่องจากไม่เกิดการเชื่อมจับระหว่างรากฟันเทียมและกระดูก, ภาวะการสูญเสียกระดูกรอบรากฟันเทียม, การติดเชื้อจากการผ่าตัดที่ไม่ระวัง, การแตกหักของชิ้นส่วนรากฟันเทียมและ/หรือครอบฟัน, การแตกแยกชั้นของสารที่เคลือบบนรากฟันเทียม¹⁻⁴ ซึ่งความล้มเหลวที่พบบ่อยที่สุดคือ ภาวะการสูญเสียกระดูกโดยรอบรากฟันเทียมโดยเฉพาะบริเวณยอดสันกระดูก ซึ่งนำไปสู่การสูญเสียการยึดเกาะของเหงือกอย่างต่อเนื่อง ความลึกของกระเปาะปริทันต์ที่เพิ่มขึ้นเรื่อยๆ สภาวะเหล่านี้จะก่อให้เกิดการไม่จับยึดระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม (Osseo disintegration)

สาเหตุหนึ่งของปัญหาดังกล่าวนี้เกิดจากกระดูกรอบรากฟันเทียมได้รับความเค้นที่มากเกินไป มีหลายปัจจัยที่เป็นตัวควบคุมปริมาณและการสะสมความเค้นรอบรากฟันเทียม ได้แก่ ลักษณะการสบฟัน, แรงบดเคี้ยว, จำนวนรากฟันเทียม, ตำแหน่งรากฟันเทียม และ รูปร่างรากฟันเทียม ดังนั้นจึงมีผู้สนใจศึกษาและพัฒนารูปร่างของรากฟันเทียมอย่างกว้างขวางตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบันเพื่อให้ได้ข้อสรุปถึงรูปร่างของรากฟันเทียมที่เหมาะสมที่สุดที่จะช่วยปรับปรุงการกระจายแรงเค้นของรากฟันเทียมเพื่อป้องกันกษัยนตรายต่อเนื้อเยื่อล้อมรอบและให้มีการกระจายแรงเค้นไป

สู่ปลายรากฟัน มิใช่มีการกระจายแรงอยู่บริเวณคอรากฟันเทียมซึ่งส่งผลให้เกิดการละลายตัวของกระดูกบริเวณคอรากฟันเทียมสูง ทำให้การรักษาด้วยรากฟันเทียมล้มเหลวได้ ดังเช่นการศึกษาของ Kinni, Hokama และ Caputo⁵, Nentwig และคณะ⁶, French และคณะ⁷ แต่ก็ยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจนเนื่องจากการศึกษาเปรียบเทียบรากฟันเทียมเฉพาะบางรูปแบบและไม่มีการควบคุมตัวแปรที่มีอิทธิพลต่อการกระจายความเค้นของรากฟันเทียม (ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางด้านนอก, ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางด้านใน, รูปร่างเกลียว, ความลึกเกลียวและระยะห่างระหว่างเกลียว)

เพื่อควบคุมองค์ประกอบที่เกี่ยวข้องกับผู้ป่วย ได้แก่ ความแตกต่างของผู้ป่วยแต่ละรายการตอบสนองทางชีวภาพ ความร่วมมือของผู้ป่วย ระยะเวลาในการติดตามผล เป็นต้น จึงมีการนำวิธีการทางโฟโตอ็อลาสติกมาใช้ศึกษาลักษณะการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นภายหลังรากฟันเทียมได้รับแรงในแบบจำลองกระดูก อย่างไรก็ตามแม้ขนาดของแรงที่ใช้เพื่อแสดงให้เห็นลักษณะการกระจายของแรงในแบบจำลองและแรงบิดเคี้ยวในมนุษย์จะแตกต่างกัน (แรงกัดของฟันธรรมชาติในแนวตั้งมีค่าตั้งแต่ 200 ถึง 2440 นิวตัน⁸, ในแนวด้านข้างมีค่าประมาณ 20 นิวตัน⁹, แรงกัดของผู้ป่วยที่ใส่ฟันปลอมที่มีรากฟันเทียมรองรับในแนวตั้งมีค่า 42 ถึง 412 นิวตัน¹⁰) แต่การศึกษาในแบบจำลองซึ่งสร้างขึ้นจากสารไบรีฟรินเจน (birefringence) สามารถแสดงให้เห็นถึงลักษณะการกระจายของความเค้นของรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ ได้อย่างชัดเจน ในประเทศไทยยังไม่ปรากฏรายงานการวิจัย ซึ่งนำวิธีการทางโฟโตอ็อลาสติกมาใช้วิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นจากการให้แรงกระทำรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ ดังนั้นการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้จึงนับเป็นจุดเริ่มต้นของการนำวิธีการทางโฟโตอ็อลาสติกมาวิจัยในงานทันตกรรมประดิษฐ์ เพื่อให้ได้ข้อมูลพื้นฐานเกี่ยวกับการกระจายความเค้นของรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อศึกษาการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นของรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ ภายหลังได้รับแรง โดยเครื่องมือโพลาริสโคป (Polariscope)
2. เพื่อศึกษาดำแหน่งที่กระดูกได้รับความเค้นสูงสุดจากรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ
3. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบลักษณะการกระจายความเค้นสู่กระดูกล้อมรอบของรากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ

ประโยชน์ของการวิจัย

1. ได้ข้อมูลพื้นฐานในการศึกษาลักษณะการกระจายของแรงที่ส่งผ่านไปยังรากฟันเทียมและอวัยวะรองรับฟัน

2. ได้ข้อมูลเบื้องต้นในการตัดสินใจเลือกใช้รากฟันเทียมระบบต่างๆ ที่มีจำหน่ายอยู่ในท้องตลาดได้
3. ได้ทราบถึงรูปแบบของรากฟันเทียมที่เหมาะสมในการกระจายแรงที่ได้รับไปยังอวัยวะรองรับฟัน
4. ได้ข้อมูลพื้นฐานในการนำเอาวิธีโฟโตออสติค มาใช้ในการวิจัยทางทันตกรรม

ขอบเขตของการวิจัย

1. ศึกษาเฉพาะการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นจากการส่งผ่านแรงไปยังรากฟันเทียมที่ฝังตัวอยู่ในสารไบรฟรินเจนซึ่งให้ทำหน้าที่แทนเนื้อเยื่อและอวัยวะรองรับฟัน
2. แหล่งกำเนิดของความเค้น ได้แก่ แรงภายนอกที่จัดให้มากระทำต่อรากฟันเทียม กระทำต่อรากฟันเทียมในแนวตั้งขนานกับแนวแกนรากฟันเทียม และเอียงทำมุม 20 องศา กับแนวแกนรากฟันเทียม
3. ตัวแปรของการวิจัย แบ่งเป็น
 - 3.1 ตัวแปรอิสระ (Independent Variables) ได้แก่ รากฟันเทียมรูปแบบต่างๆ
 - 3.2 ตัวแปรตาม (Dependent Variables) ได้แก่ ลักษณะการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นในแบบจำลอง เมื่อวิเคราะห์ด้วยวิธีโฟโตออสติค ซึ่งจะปรากฏเป็นแถบสว่างและแถบมืด ลำดับของแถบมืด (fringe order) ใช้เป็นหลักในการเปรียบเทียบผลของรากฟันเทียมแต่ละชนิด

ข้อตกลงเบื้องต้น

1. แบบจำลองรากฟันเทียมไม่มีความเค้นหลงเหลืออยู่ภายหลังขบวนการหล่อแบบจำลองรากฟันเทียม
2. การเชื่อมจับระหว่างรากฟันเทียมและอวัยวะรองรับรากฟันเทียมเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ 100% โดยไม่มีช่องว่างปรากฏ
 - 2.1 การกระจายของความเค้นเมื่อมีแรงกระทำต่อรากฟันเทียม วิเคราะห์จากลำดับที่ของแถบมืด เมื่อให้แรงผ่านแนวแกนและเอียงทำมุม 20 องศา กับรากฟันเทียม
 - 2.2 ลำดับที่ของแถบมืด แสดงขนาดของความเค้นจากน้อยไปหามากตามลำดับ คือ 0 1 2 3... (n) เมื่อนับลำดับจากการวิเคราะห์ในดาร์คฟิลด์ (Dark field) และ 1/2, 3/2, 5/2, ..., [n+(1/2)], ในไลท์ฟิลด์ (Light field)

3. โพลาริสโคป (Polariscope) ที่ใช้เป็นชนิดเซอร์คูลาร์โพลาริสโคป (Circular Polariscope)

ข้อจำกัดของการวิจัย

1. การศึกษาทางด้านโฟโตอีลาสติกเทคนิค ให้ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับการกระจายของแรง ซึ่งเป็นหัวใจสำคัญของการออกแบบรากฟันเทียม ขนาดของแรงที่ใช้ในแบบจำลองรากฟันเทียมไม่อาจอ้างอิงไปยังแรงบดเคี้ยวของมนุษย์ได้โดยตรง
2. ในการทดลองนี้ เราไม่สามารถจำลองคุณลักษณะแอนไอโซทรอปี (anisotropic effect) ของกระดูกทึบและกระดูกพรุนของกระดูกขากรรไกรได้จริง ดังนั้นลักษณะการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นจึงนำมาใช้เพื่อศึกษาเปรียบเทียบ
3. ในสถานการณ์ที่มีเครื่องมือ และทุนทรัพย์จำกัด การวิเคราะห์การกระจายของความเค้น กระทำได้เพียงสังเกตลำดับที่ของแถบมืดซึ่งปรากฏในภาพถ่าย การทดลองซ้ำหลายครั้งเพื่อวัดลำดับที่และนำข้อมูลมาทดสอบทางสถิตินั้นสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายสูง อย่างไรก็ตามผลการสังเกตที่ได้ สามารถช่วยให้เข้าใจถึงลักษณะการกระจายของความเค้นได้ดีขึ้น



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

¹ National Institutes of Health Consensus Development Conference Statement on Dental Implants. *J Dent Ed* 1988;52:824-827

⁵ Kinni MK, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *J Oral Maxillofac Implants* 1987;271-278

⁶ Nentwig GH, Moser W, Knefel T, Ficker E. Three-dimensional photoelastic studies of the Ankylos-implant thread shape compared with conventional implant threads. *Z Zahnarztl Implantol* 1992;204-209

⁷ French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Killoy WJ, Cobb CM, Comparison of Peri-implant Stresses Transmitted by Four Commercially Available Osseointegrated Implants. *Int J Perio and Res Dent* 1989;9:221-229

⁸ Craig RG (ed): *Restorative Dental Materials*, ed 6. St. Louis, CV Mosby Co, 1980, pp 60-61

⁹ Graf H: Occlusal forces during function, in *Occlusion: Research on Form and Function*. Ann Arbor, University of Michigan, 1975, p90

¹⁰ Carlsson GE, Haraldson T: Functional response, In Branemark P-I, Zarb G, Albrektson T (eds): *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago, Quintessence Publ Co Inc, 1986. pp 155-163



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปริทัศน์วรรณกรรม ทฤษฎีบทและวรรณคดีที่เกี่ยวข้อง

ปริทัศน์วรรณกรรม

ในปี 1985 Branemark และคณะ¹¹ ได้ค้นพบแรงยึดระหว่างกระดูกและไททาเนียม ออกไซด์ที่เรียกว่า osseointegration ซึ่งนำมาถึงการเปลี่ยนแปลงอย่างใหญ่หลวงต่อวงการทันตกรรม osseointegration ในทางคลินิก หมายถึง การยึดติดของรากฟันเทียมกับกระดูกโดยตรง โดยไม่มีเนื้อเยื่อใดคั่นและสามารถทนต่อแรงบดเคี้ยวได้

การที่จะให้เกิด osseointegration จำเป็นต้องมีการยึดอยู่ระหว่างรากฟันเทียมและเนื้อเยื่อโดยรอบอย่างมีเสถียรภาพ (implant stability)¹² เพื่อให้เกิดขบวนการหายของแผลและการสร้างกระดูกอย่างสมบูรณ์ และมีการกระจายแรงจากการทำหน้าที่ของระบบบดเคี้ยวอย่างเหมาะสม เสถียรภาพของรากฟันเทียมแบ่งออกได้เป็น 2 ระยะ คือ

เสถียรภาพระยะแรก (primary stability) หมายถึง ความมั่นคงที่เกิดขึ้นในช่วงแรกจากการฝังรากฟันเทียม ได้มาจากการมีกระดูกปริมาณที่มากพอเหมาะและมีคุณภาพดี, ขนาดและรูปร่างของรากฟันเทียม (ความยาว, เส้นผ่าศูนย์กลาง และรูปแบบ) ที่เหมาะสม และลักษณะของการผ่าตัด โดยถ้าเลือกใช้ขนาดของหัวเจาะกระดูกเล็กกว่าเส้นผ่านศูนย์กลางของรากฟันเทียมเล็กน้อย จะส่งผลให้เกิดแรงกดกระดูก (compression) ซึ่งเป็นผลดีทำให้เกิดเสถียรภาพของรากฟันเทียมระยะแรก เช่น การเลือกใช้ pre-tapped หรือ self-tapping implant ถ้าไม่มีเสถียรภาพของรากฟันเทียมระยะแรกจากขั้นตอนการฝังที่มากเพียงพอ จะเป็นสาเหตุให้เกิดการเคลื่อนขยับของรากฟันเทียม ขบวนการหายของแผลถูกรบกวน มีการสร้างเนื้อเยื่อเส้นใย (fibrous tissue) คั่นกลางระหว่างรากฟันเทียมและกระดูก อาจก่อให้เกิดความล้มเหลวทางคลินิกได้

เสถียรภาพระยะสอง (secondary stability) หมายถึงความมั่นคงภายหลังการฝังรากฟันเทียมเรียบร้อยแล้ว เกิดจากการงอกใหม่ของกระดูก (regeneration) และการซ่อมแซมกระดูก (remodelling) ที่ผิวหน้าระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม ซึ่งได้มาจากการที่เซลล์กระดูกรอบๆ รากฟันเทียมจะเคลื่อนตัวเข้ามาเชื่อมต่อกับผิวของรากฟันเทียม เมื่อมีกระดูกสร้างขึ้นที่พื้นผิวรากฟันเทียมแล้วนั้น สิ่งสำคัญถัดมา คือ รากฟันเทียมต้องมีการกระจายแรงที่ได้รับจากการบดเคี้ยวไปยังเนื้อเยื่อล้อมรอบได้อย่างมีประสิทธิภาพเพื่อหลีกเลี่ยงการเคลื่อนขยับของรากฟันเทียมอันจะนำไปสู่การโยกหลวมหลุดในที่สุด

การเชื่อมต่อของกระดูกและรากฟันเทียม (osseointegration) เป็นคุณลักษณะที่ต้องการ เพื่อนำไปสู่เสถียรภาพของรากฟันเทียมเพื่อให้เกิดความสำเร็จระยะเวลานาน ในทางทฤษฎีนั้น การที่จะทำให้เกิดความสำเร็จระยะเวลานานนี้ต้องอาศัยองค์ประกอบหลายอย่างร่วมกันทั้งตัวรากฟันเทียม ทันตแพทย์และผู้ป่วย

ปัจจัยที่มีผลต่อการเชื่อมต่อของกระดูกและรากฟันเทียม

1. ปัจจัยจากตัวรากฟันเทียม

คุณสมบัติของวัสดุที่นำมาใช้ทำรากฟันเทียม¹³

1.1.1 โลหะและโลหะผสม เป็นวัสดุที่นิยมนำมาใช้ผลิตรากฟันเทียม เนื่องจากโลหะเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติเชิงกล (mechanical properties) เหนือกว่าวัสดุชนิดอื่น, สามารถนำมาผลิตได้ และนำมาทำความสะอาดให้ปราศจากเชื้อโรคได้ โลหะที่นำมาใช้ คือ ไททาเนียม, แทนทาลัม, โลหะผสมไททาเนียม-อะลูมิเนียม-วานาเดียม, โลหะผสมโคบอลต์-โครเมียม-นิกเกิล

1.1.2 เซรามิกส์และคาร์บอน ในระยะหลังนี้มีการเลือกใช้เซรามิกส์เป็นวัสดุทำรากฟันเทียมเพิ่มขึ้น เนื่องจากมีการพัฒนาวัสดุให้มีองค์ประกอบของแคลเซียมและฟอสฟอรัสในรูปผลึกให้มีลักษณะคล้ายกระดูก (bone-like) และเนื้อเยื่ออ่อนโดยรอบเพื่อส่งเสริมขบวนการหายของแผล ตัวอย่างเช่น อะลูมิเนียมออกไซด์ (อะลูมินาและแฮฟไฟร์), ไตรแคลเซียมฟอสเฟต และแคลเซียมอะลูมิเนต

วัสดุที่มีคาร์บอนเป็นองค์ประกอบหลัก เช่น ไพโรไลติก คาร์บอน, โพลีคริสตัลลีน คาร์บอน และ ซิลิกอน คาร์บอน มีคุณสมบัติหลายอย่างคล้ายเซรามิกส์ แต่วัสดุเหล่านี้มีแนวโน้มที่จะเปราะและแตกหักง่ายมากกว่าโลหะจึงมีข้อจำกัดในการใช้งาน โดยมักนำมาเคลือบทับรากฟันเทียมโลหะ

1.1.3 โพลีเมอร์สังเคราะห์ เมื่อเปรียบเทียบกับโลหะและเซรามิกส์แล้ว พบว่าโพลีเมอร์จะอ่อนแอและโค้งงอได้ง่าย จึงนำมาใช้ผลิตเป็นองค์ประกอบของส่วน superstructure หรือใส่เพื่อช่วยดูดซับแรงเค้นจากแรงบดเคี้ยว (shock-absorbing material) ตัวอย่างเช่น โพลีเมทิลเมทาคริลेट, ยางซิลิโคน, โพลีเอธิลีน, โพลีซัลโฟน และ โพลีเตตราฟลูออโรเอธิลีน

ในปี 1995 Meijer GJ และคณะ¹⁴ ทำการทดลองและพบว่าการนำโพลีเมอร์มาเคลือบบนผิวรากฟันเทียมสามารถเกิดการเชื่อมกับกระดูก (bone bonding) ได้ใกล้เคียงกับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) และลดแรงเค้นเชิงกลที่เกิดระหว่างผิวของกระดูกและรากฟันเทียม อันเป็นผลเนื่องจากความโค้งงอได้ (flexibility) ของโพลีเมอร์

ในการเลือกวัสดุทำรากเทียม ปัจจัยสำคัญประการหนึ่งที่ต้องพิจารณา คือ คุณสมบัติทางเคมีของผิวรากเทียม รากเทียมชนิดโลหะไม่มีตระกูล (non noble metallic implant) จะเกิดชั้นออกไซด์ที่ผิวหน้าของโลหะได้อย่างรวดเร็วมากเมื่อสัมผัสกับสิ่งแวดล้อม (เกิดชั้นออกไซด์หนา 1 นาโนเมตร ใน 1 มิลลิวินาที) นั่นหมายความว่า โมเลกุลของโปรตีนในเนื้อเยื่อจะไม่สัมผัสโดยตรงกับผิวโลหะรากเทียม โดยจะสัมผัสกับชั้นออกไซด์แทน ซึ่งออกไซด์ของโลหะแต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติในการเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (biocompatibility) ที่แตกต่างกัน โลหะไททาเนียม, เซอร์โคเนียม, อะลูมิเนียม, แทนทาลัมจะเกิดออกไซด์ที่มั่นคง โดยที่ไททาเนียมออกไซด์ จะมีคุณสมบัติของความต้านทานต่อการสึกกร่อนจากสารเคมีสูง, มีค่าคงที่ของการไม่นำไฟฟ้าสูง (dielectric constant) ทำให้การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของโปรตีนที่ถูกดูดซับอยู่บนผิวโลหะรากเทียมเกิดน้อย จึงทำให้เกิดการตกตะกอนของแคลเซียมฟอสเฟตบนผิวโลหะไททาเนียมมากกว่าโลหะชนิดอื่น เกิดพันธะกับเนื้อเยื่อโดยรอบสูง

1.2 พื้นผิวของรากฟันเทียมและสารเคลือบทับ

พื้นผิวสัมผัสระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมมีการพัฒนาหลายรูปแบบแตกต่างกันไป แบบดั้งเดิมเป็นโลหะไททาเนียมกลึง (machined titanium เช่น Branemark), titanium plasma spray (TPS เช่น ITI), เคลือบผิวด้วยไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HA coated เช่น Sulzer Calcitek) และพัฒนามาเรื่อยๆ ด้วยการห่อหุ้มพื้นผิวและเคลือบทับด้วยผงอนุภาคไททาเนียมทรงกลม, กัดผิวด้วยกรด (กรดไนตริก, กรดไฮโดรฟลูออริก, กรดไฮโดรคลอริก, กรดซัลฟูริก), ฟันหรือเป่าผิวให้ขรุขระด้วยผงอะลูมิเนียมออกไซด์, ไตรแคลเซียมฟอสเฟต หรือ ไททาเนียมไดออกไซด์ ขนาดต่างๆ ตั้งแต่ 25-250 ไมโครเมตร เพื่อส่งเสริมการยึดเกาะของเซลล์กระดูก และ เพิ่มพื้นผิวสัมผัสของรากเทียมกับกระดูก (bone-to-implant contact หรือ BIC) บริษัทผู้ผลิตต่างๆ ผลิตออกจำหน่ายโดยให้ชื่อต่างกันออกไป เช่น Endopore (Innova Corp.), TiOblast(Astra Tech), SLA (ITI), Osseotite(Implant Innovations), Osteo(Osteo Implant Corp.) และอื่นๆ

ขบวนการ TPS คิดค้นโดย ITI โดยการใช้หยดโลหะที่ถูกห่อหุ้มให้เชื่อมกับผิวรากเทียมด้วยความเร็วสูงให้มีความหนาประมาณ 0.3-0.4 มม. เพื่อเพิ่มพื้นผิวสัมผัส สำหรับการยึดเกาะของกระดูกให้มากขึ้น แต่ผลจากการวิจัยของ ITI เกี่ยวกับลักษณะพื้นผิวรากฟันเทียมได้เปลี่ยนจุดสนใจจาก TPS มาเป็น การพ่นพื้นผิวรากฟันเทียมด้วยทรายหรือกัดด้วยกรดซึ่งจะให้ร้อยละของ BIC เพิ่มขึ้นเป็น 55 เปรียบเทียบกับ TPS (ร้อยละ 37.5)¹⁵

บางบริษัทนำเทคโนโลยีฉีดพ่นพลาสมามาใช้กับไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HA) มาเคลือบผิวรากฟันเทียม ผลคือไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งเป็นสารที่มีคุณสมบัติเหนียวนำทางชีวภาพ และเหนียวนำการสร้างกระดูก (osseointegrative) สูง จะให้การจับยึดกับกระดูกเร็วและมาก

กว่ารากฟันเทียมที่ไม่มีสารเคลือบ¹⁶, hydroxyapatite coating MP-1(Sulzer Calcitek) ใช้ pressurized hydrothermal post-plasma-spray process ซึ่งจะเพิ่มปริมาณของไฮดรอกซีอะพาไทต์คริสตัล จากร้อยละ 77 เป็นร้อยละ 96 ในขณะที่ผลิตภัณฑ์ของบริษัทอื่นมีปริมาณคริสตัลเพิ่มจากร้อยละ 45 เป็นร้อยละ 73 การเคลือบด้วยสาร MP-1 จะมีอัตราการละลายตัวในสารละลายที่มีความเป็นกรดต่างๆ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ

การเปลี่ยนแปลงพื้นผิวรากฟันเทียมที่น่าสนใจเมื่อไม่นานมานี้ คือ การนำพื้นผิวที่แตกต่างกันสองชนิดหรือมากกว่ามารวมไว้บนรากฟันเทียมตัวเดียวกัน ด้วยเหตุผล คือ ต้องการปรับปรุงการตอบสนองของเนื้อเยื่ออ่อน, ความมั่นคง, การเกาะยึดระหว่างกระดูกทึบและผิวของรากฟันเทียม และให้มีการยึดอยู่เชิงกลที่มากขึ้นระหว่างเสี้ยนใยกระดูกกับผิวที่ไม่เรียบของ TPS หรือไฮดรอกซีอะพาไทต์ในส่วนกลางของรากฟันเทียม (midbody) ถึงปลายของรากฟันเทียม (apex)

1.3 การออกแบบตัวรากฟันเทียม

1.3.1 รูปทรงของตัวรากฟันเทียม (Body geometry)¹⁷

โดยทั่วไปมี 3 รูปแบบ คือ รากฟันเทียมชนิดเกลียว (threaded scerw เช่น Branemark), รากฟันเทียมทรงกระบอกเพรส-ฟิต (press-fit cylinder เช่น IMZ), รากฟันเทียมทรงกระบอกแบบตะกร้ากลวง (hollow basket cylinder เช่น ITI) แตกต่างกันตรงที่มีเกลียวหรือไม่มี และเป็นพื้นผิวเรียบแข็งหรือกลวง การออกแบบรูปทรงของตัวรากฟันเทียมมีพัฒนาการอย่างต่อเนื่องมาประมาณ 20 กว่าปีมาแล้วด้วยเหตุผลหลายประการ คือ เพื่อให้ง่ายต่อการใส่ขณะทำศัลยกรรม, ปรับปรุงให้เหมาะสมกับสภาพความหนาแน่นของกระดูก, สามารถใส่รากเทียมได้ทันทีหลังถอนฟัน, ปรับปรุงการกระจายแรง, ปรับปรุงให้มีเสถียรภาพของรากเทียมหลังการฝังดีขึ้น และให้ความแตกต่างกันในแง่การตลาด

1.3.1.1 รากฟันเทียมชนิดเกลียว แบ่งเป็น ทรงกระบอกตรง (straight), ทรงสอบ (tapered), รูปโคน (conical) รูปรี (ovoid) มีการปรับปรุงรูปแบบของเกลียว จนปัจจุบันมีหลายรูปแบบ ได้แก่

1.3.1.1.1 microthreads ไกล่ส่วนคอของรากเทียม(Astra Tech, Lexington, MA)

1.3.1.1.2 macrothreads เป็นแถบกว้างบริเวณส่วนกลางของรากฟันเทียม(Biohorizons, Birmingham, AL; Steri-Oss, Nobel Biocare)

1.3.1.1.3 เกลียวที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวแตกต่างกันไปตลอดความยาวรากฟันเทียม (Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL; Nobel Biocare)

1.3.1.1.4 เกลียวสั้นเพื่อให้เกิดเสถียรภาพของรากเทียมภายหลังการฝัง(Basic, Albuquerque, NM)

1.3.1.2 รากฟันเทียมทรงกระบอกเพรส-ฟิต แบ่งเป็น แบบตรง, ทรงสอบ, รูปโคน และอาจแบ่งย่อยลงไปได้อีกเป็นแบบขั้น (steps), เกลียว (threads), มีรู (vents), มีร่อง (grooves) และข้างในกลวง (internal hollow)

1.3.1.3 รากฟันเทียมทรงกระบอกแบบตะกร้ากลวง ถูกออกแบบให้ครึ่งล่างของรากฟันเทียมมีลักษณะกลวงเพื่อให้กระดูกเจริญเข้าไปได้ เช่น ระบบ ITI มีครึ่งบนเป็นพื้นผิวโลหะเรียบ

มีงานศึกษามากมาย¹⁸ที่แสดงให้เห็นว่ารากฟันเทียมแบบเกลียวมีอัตราการอยู่รอดสูงกว่าและการละลายตัวของขอบกระดูกน้อยกว่าชนิดเพรส-ฟิต บางการศึกษารายงานว่า รากฟันเทียมแบบเพรส-ฟิตมีอัตราการอยู่รอดเป็นระยะเวลานานกว่า แต่เป็นการศึกษาที่ไม่มีภาพรังสีประกอบ

1.3.2 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากฟันเทียม¹⁷

การที่มีรากฟันเทียมหลายขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางก็เพื่อความสะดวกในการเลือกใช้ในตำแหน่งของฟันที่มีขนาดต่างกันในแต่ละตำแหน่งของขากรรไกร

1.3.2.1 รากฟันเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดใหญ่ มีต้นกำเนิดมาจากรากฟันเทียมทรงกระบอกแบบตะกร้ากลวง (ITI) และ Vent-pant (3M) โดยตั้งใจจะใช้ รากฟันเทียมที่มีเกลียวกรณีบริเวณที่กระดูกเตรียมกระดูกใหญ่เกินไป และเหมาะสมมากบริเวณฟันหลัง ซึ่งต้องการความมั่นคง และแรงต้านทานต่อแรงบิดเคี้ยวมากกว่า

ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของรากฟันเทียมที่กว้างขึ้นจะเพิ่มพื้นที่สำหรับการเกาะเชื่อมของกระดูก (integration) และแรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นผิวรากฟันเทียม (bone-implant interface) จะลดลง, ลดแรงเค้นที่บริเวณคอของรากฟันเทียม เท่ากับลดโอกาสการเกิดการละลายตัวของกระดูกบริเวณคอของรากฟันเทียม, รากฟันเทียมที่มีส่วนปากกว้างขึ้น (wide platform) จะเพิ่มความมั่นคงของหลักยึด (abutment) โดยเป็นการลดแรงที่ลงนอกแนวรากฟันเทียมและเดือยเกลียวของหลักยึด (abutment screw)

1.3.2.2 รากฟันเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดเล็ก กรณีใส่รากฟันเทียมแทนที่ฟันหน้าข้างและฟันหน้าล่าง ต้องการรากฟันเทียมขนาดเล็กที่สุดซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.25 มม.(hex) และ 3.3 มม. (octagon) เมื่อขนาดของส่วนปากของรากฟันเทียม (platform) ลดลง ความสูงของตัวผู้ (external male part) จะเพิ่มขึ้นเพื่อให้มีความแข็งแรงต่อต้านข้างที่เพียงพอ

Lekholm และ คณะ ในปี 1994¹⁸ กล่าวว่ารากฟันเทียมชนิดเกลียวขนาดความกว้าง 4 มม. มีอัตราความสำเร็จมากกว่าขนาด 3.75 มม. ถึงแม้ว่าจะไม่มีนัยสำคัญทางสถิติเนื่องจากใช้จำนวนตัวอย่างศึกษาน้อย แต่ Bahat และคณะ ในปี 1996¹⁹ ทำการศึกษารากฟันเทียมขนาด 5 มม. และ 3.75 มม. บริเวณด้านท้ายของขากรรไกร พบว่ามีอัตราการอยู่รอดที่ไม่แตกต่างกันอย่างชัดเจนในช่วงระยะเวลา 14-37 เดือน

1.3.3 การออกแบบเกลียว (Thread Design)¹⁷

รากฟันเทียมชนิดเกลียวที่เป็นต้นกำเนิดของ Branemark (1965) มีรูปร่างเป็นตัววีเพื่อให้ใส่ลงในกระดูกที่ถูกรอเตรียมไว้ ต่อมาในปี 1983 ดัดแปลงเป็น self-tapping implant สำหรับ ชั้นลงในกระดูกที่ไม่ได้มีการกรอเตรียมไว้ก่อน ต่อมา มีการเปลี่ยนแปลงโดยเพิ่มจำนวนและมุมของเกลียว^{20,21} บางบริษัทดัดแปลงเกลียวรูปวีให้ใส่ง่ายขึ้นและมีประสิทธิภาพดีขึ้น บางบริษัทใช้เกลียววีวีร์สัทเทอร์สที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวต่างๆ กันและตื้นขึ้นเพื่อให้มีการกระจายแรงดีขึ้น²², เกลียวสแควร์มีมุมเอียง 3 องศา จะลดแรงเฉือน (shear force) ต่อกระดูกได้ 10 เท่าขณะเดียวกันช่วยเพิ่มแรงกด (compressive load) ต่อกระดูกซึ่งสามารถตอบสนองต่อแรงชนิดนี้ได้ดี²³ เมื่อไม่นานมานี้มีผู้เสนอเกลียวรูปกลมมน เนื่องจากเหนียวทำให้เกิดแรงกดกระดูก (osteocompression) สำหรับในคนไข้รายที่จัดให้มีแรงกดเคี้ยวกระทำต่อรากฟันเทียมทันทีภายหลังฝัง (immediate loading technique) อย่างไรก็ตามการลองใช้ในคลินิกเป็นสิ่งสำคัญก่อนที่จะมีการให้ข้อสรุปที่ชัดเจนลงไป

1.3.4 การออกแบบเชิงกลชีวภาพ

เนื่องจากรากฟันเทียมมีบทบาทสำคัญในการช่วยบูรณะการสบฟันและการบดเคี้ยว ดังนั้นการออกแบบรูปร่างของรากฟันเทียมควรคำนึงถึงปัจจัยทางเชิงกลชีวภาพ (biomechanics) ร่วมด้วย เพื่อให้มีแรงโมเมนต์กระทำต่อรากฟันเทียมน้อยที่สุด ป้องกันขึ้นงานฟันปลอมหลวมหลุด การแตกหักของชิ้นส่วนรากฟันเทียม และการละลายตัวของสันกระดูก ซึ่งจะนำไปสู่ความล้มเหลวของการรักษาด้วยรากฟันเทียม^{24,25}

1.3.4.1 ความยาวของฟันปลอมติดแน่นชนิดหลักยึดข้างเดียวควรลดลงเมื่อจำนวนรากฟันเทียมที่ใช้ลดลงจากหกตัวเป็นสี่ตัว²⁶ หรือเมื่อฝังรากฟันเทียมลงในกระดูกขากรรไกรบนที่นุ่ม²⁷ เมื่อขีดเส้นที่ลากระหว่างด้านท้ายสุดของรากฟันเทียมตัวหลังสุดไปยังจุดกึ่งกลางของรากฟันเทียมตัวหน้าสุด คือ ระยะที่เรียกว่า A-P distance เมื่อระยะดังกล่าวนี้ยิ่งมาก ผลรวมของแรงที่จะลงไปสู่รากฟันเทียมแต่ละตัวจะยิ่งน้อยลง ดังนั้นความยาวด้านท้ายของฟันปลอมติดแน่นชนิดหลักยึดข้างเดียวไม่ควรเกิน 2.5 เท่าของระยะ A-P ในสถานการณ์อุดมคติ (เช่น ผู้ป่วยไม่มีลักษณะการบดเคี้ยวผิดปกติ)²⁵

1.3.4.2 ถ้าความกว้างด้านสบฟันมากขึ้น จะเท่ากับเป็นการเพิ่มระยะโมเมนต์สำหรับแรงที่ลงนอกแนวแกนฟันมากขึ้น²⁵

1.3.4.3 ควรสร้างให้เกิดลักษณะการสบฟันแบบปุ่มฟันสบลงบนแอ่งฟัน (cusp to fossa) และลดความชันของฟันเอียง (inclined plane) เพื่อลดแรงทอร์ก (torque) ต่อรากฟันเทียม²⁸

1.3.4.4 กรณีที่ฝังรากฟันเทียมลงในสันเหงือกกว้างของขากรรไกรล่าง 3 ตำแหน่ง ไม่แนะนำให้ฝังเป็นแถวเส้นตรง ควรให้มีรากฟันเทียมหนึ่งตัวอยู่ตำแหน่งหน้ากว่าสองตัวหลังซึ่งจะอยู่ในตำแหน่งของฟันเขี้ยวทั้งสองข้าง และถ้าระยะ A-P ยิ่งมากจะยิ่งช่วยลดแรงเค้นต่อรากฟันเทียมและเพิ่มเสถียรภาพของฟันปลอม²⁵

2. ปัจจัยจากการผ่าตัด

กระดูกเป็นอวัยวะที่ไวต่อความร้อนมาก Ericksson และ Albrektsson ในปี 1983²⁹ รายงานว่า ควรควบคุมอุณหภูมิในกระดูกของกระดูกตายไม่เกิน 47 องศาเซลเซียสเพื่อป้องกันการเกิดกระดูกตาย (necrosis) โดยความร้อนนั้นเกิดขึ้นจากขั้นตอนการกรอกระดูก ซึ่งปัจจัยสำคัญต่อการจำกัดการเกิดความร้อนและการทำลายกระดูกเชิงกล มีดังนี้

2.1 การใช้น้ำเกลือหรือสารละลายเดร็กซ์โตรสเข้มข้นร้อยละ 5 (dextrose solution) ฉีดล้างไปยังหัวกรอขณะกรอกระดูก

2.2 ควรกรอกระดูกครั้งละปริมาณน้อยๆ

2.3 เวลาที่ใช้ในการผ่าตัด

2.4 ความคมของเครื่องมือ

3. ปัจจัยจากผู้ป่วย ได้แก่ การฉายรังสี, การสูบบุหรี่, โรคทางระบบ, โรคในช่องปาก, คุณภาพกระดูก และปริมาณกระดูก

ดังได้กล่าวข้างต้นแล้วว่า ปัญหาที่พบบ่อยจากการรักษาด้วยรากฟันเทียม คือ การสูญเสียกระดูกรอบรากฟันเทียม, การแตกหักของชิ้นส่วนรากฟันเทียมและ/หรือวัสดุครอบฟันโดยเฉพาะส่วนพื้นผิวสบฟัน และรากฟันเทียมโยกหลุด ปัญหาเหล่านี้เกิดจากการที่รากฟันเทียมได้รับแรงเค้นบดเคี้ยว (occlusal stress) มากเกินไป^{30,31} ดังนั้นจึงควรมีแผนการรักษาที่ดีเพื่อลดแรงเค้นที่กระทำต่อฟันปลอม รากฟันเทียม และกระดูก

การลดแรงเค้นที่กระทำต่อฟันปลอม รากฟันเทียม และกระดูก ทำได้โดยเพิ่มพื้นผิวสัมผัสระหว่างกระดูกและรากฟันเทียม ซึ่งสามารถทำได้สองกรณี คือ การเพิ่มจำนวนรากฟัน

เทียม เท่ากับเป็นการลดจำนวนซี่ฟันปลอมที่ไม่มีรากฟันเทียมรองรับ (pontic) และช่วยลดความเครียด (strain) ที่เกิดขึ้นบนชิ้นฟันปลอม และยังช่วยเพิ่มการกระจายแรงกดเคี้ยวไปสู่กระดูกล้อมรอบได้มากขึ้น กรณีที่สอง เพิ่มขนาดและรูปร่างของรากฟันเทียมในกรณีที่ไม่สามารถเพิ่มจำนวนรากฟันเทียมได้ สามารถช่วยเพิ่มการกระจายแรงไปสู่กระดูกล้อมรอบได้เช่นกัน

ถึงแม้ว่าการศึกษาเกี่ยวกับปริมาณและทิศทางของแรงเค้นที่ส่งผลกระทบต่อกระดูกและทำลายกระดูกจะยังคงเป็นที่ถกเถียงกันอยู่ในหมู่นักวิชาการวิจัย แต่โดยส่วนใหญ่แล้วยอมรับว่า แรงเค้นมีบทบาทสำคัญในขบวนการย้อนกลับ (feedback mechanism) ของการสร้างกระดูก Justus และ Luft ในปี 1970³² พบว่า การเปลี่ยนแปลงความเครียดในไฮดรอกซีอะพาไทต์คริสตัลเป็นสาเหตุให้มีการสร้างแคลเซียมอินทรีย์เพิ่มขึ้น เซลล์กระดูกเกิดปฏิกิริยาต่อการเปลี่ยนแปลงนี้ในลักษณะของการสร้างหรือทำลายกระดูก Rieger และคณะ ในปี 1990³³ เสนอว่ากระดูกต้องอาศัยแรงเค้น 1.37-4.79 MPa (200-700 psi) เพื่อให้เกิดสมดุลของการคงรูปร่างกระดูก ถ้ากระดูกได้รับแรงเค้นมากเกินไปจนขอบเขตจะส่งผลให้เกิดการทำลายกระดูกโดยการละลายตัวของกระดูกแบบมีพยาธิสภาพ Hassler และคณะในปี 1977³⁴ ศึกษาขนาดแรงเค้นที่ส่งเสริมให้เกิดการสร้างกระดูก สรุปว่า เมื่อกระดูกได้รับแรงกด 1.71 MPa (250 psi) จะมีอัตราการสร้างกระดูกสูงสุด และจะลดลงเมื่อได้รับแรงกดมากกว่า 2.74 MPa (400 psi) Chamay และ Tschantz ในปี 1972³⁵ สรุปว่า แรงกด (compressive stress) ส่งเสริมการเจริญของกระดูก ในขณะที่แรงดึง (tensile stress) ทำให้เกิดการละลายของกระดูก

แรงที่เกิดขึ้นกับรากฟันเทียมระหว่างการใช้งานในช่องปากมีสามชนิด คือ แรงกด, แรงดึง และแรงเฉือน กระดูกจะแข็งแรงมากที่สุดเมื่ออยู่ภายใต้แรงกด อ่อนแอลง 30% เมื่อได้รับแรงดึง และจะอ่อนแอลง 65% เมื่อได้รับแรงเฉือน³⁶ ดังนั้นควรพยายามกำจัดแรงเฉือนให้เกิดขึ้นกับกระดูกน้อยที่สุด ถ้าเป็นรากฟันเทียมชนิดผิวเรียบ (smooth cylinder implant body) จะเกิดแรงเฉือนที่ผิวหน้าระหว่างรากฟันเทียมและกระดูกมาก ดังนั้นจึงอาศัยแรงยึดอยู่จุลภาค (microscopic retention) จากการเคลือบผิวรากฟันเทียมด้วยไททาเนียมหรือไฮดรอกซีอะพาไทต์แรงยึดระหว่างผิวหน้าจึงขึ้นกับความแข็งแรงเฉือนของพันธะระหว่างสารเคลือบผิวและกระดูก³⁷

จากการศึกษาของ Strong และคณะในปี 1998²³ ศึกษารูปร่างเกลียวด้วยโมเดลทางคณิตศาสตร์ กล่าวว่าถ้าเป็นรากฟันเทียมชนิดเกลียว (threaded implant body) สามารถเปลี่ยนชนิดของแรงที่เกิดระหว่างผิวหน้ารากฟันเทียมและกระดูกได้ ขึ้นกับรูปร่างเกลียว เมื่อรากฟันเทียมได้รับแรงผ่านแนวแกนเหมือนกัน รากฟันเทียมที่มีเกลียวรูปตัววี จะมีแรงเฉือนกระทำต่อรากฟันเทียมมากกว่าเกลียวรูปสี่เหลี่ยม 10 เท่า นั่นคือ เกลียวรูปสี่เหลี่ยมจะช่วยกระจายแรงสู่กระดูกในแนวแกน (axial) ได้มากกว่า สรุปได้ว่าการออกแบบรูปร่างรากฟันเทียมเป็นตัวกำหนดหลักในการกระจายแรงผ่านรากฟันเทียมสู่กระดูกล้อมรอบ³⁸

รากฟันเทียมชนิดผิวเรียบรูปร่างทรงกระบอกจะก่อให้เกิดแรงเฉือนที่ผิวหน้าระหว่างรากฟันเทียมและกระดูกมากกว่า ในขณะที่รากฟันเทียมรูปร่างสอบเข้าหาปลาย (tapered) จะเกิดแรงกด ซึ่งขึ้นกับระดับของความสอบเข้า ยิ่งสอบเข้าหากันมาก พื้นผิวสัมผัสของรากฟันเทียมยิ่งลดลง เกิดแรงกดส่งไปยังผิวหน้าระหว่างรากฟันเทียมและกระดูกมาก ปริมาณของความสอบจึงไม่ควรเกิน 30 องศา²⁵

ดังได้กล่าวไว้ข้างต้นแล้วว่า เพื่อให้การใส่รากฟันเทียมประสบผลสำเร็จ มีอัตราความล้มเหลวทางคลินิกที่เกิดขึ้นน้อยที่สุด การพัฒนารูปแบบของรากเทียมตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันจึงมีบทบาทสำคัญ เสถียรภาพของรากเทียมมีความสำคัญต่อขบวนการหายของกระดูกที่อยู่ชิดกับรากฟันเทียม Frandsen และคณะในปี 1984³⁹ กล่าวว่า การใช้รากฟันเทียมชนิดเกลียวช่วยเพิ่มเสถียรภาพของรากฟันเทียมที่ฝังในกระดูกอย่างมีนัยสำคัญ และ Carlsson และคณะในปี 1986⁴⁰ กล่าวว่า รากฟันเทียมชนิดเกลียวจะมีกระดูกเจริญเข้าใกล้มากกว่ารากฟันเทียมทรงกระบอกที่ไม่มีเกลียว ข้อสรุปนี้ยังได้รับการสนับสนุนจากการวิจัยทางคลินิกของ Albrektsson ในปี 1993⁴¹ เช่นกัน จึงมีการคิดและพัฒนาเกลียวในรูปแบบต่างๆ เพื่อก่อให้เกิดเสถียรภาพระหว่างรากฟันเทียมกับกระดูกมากที่สุด และ ปรับปรุงการกระจายแรงของรากฟันเทียมไปยังกระดูกล้อมรอบอย่างเหมาะสมที่สุด

รากฟันเทียมชนิดเกลียวส่วนใหญ่มีรูปลักษณะของเกลียวคล้ายน็อต แต่ก็ยังเป็นที่ได้เถียงกันว่าเป็นรูปลักษณะที่เหมาะสมที่สุดแล้วหรือไม่ และเกลียวที่มีรูปร่างลักษณะต่างกันให้ผลแตกต่างทางคลินิกอย่างมีนัยสำคัญจริงหรือไม่ และรากฟันเทียมรูปร่างลักษณะอย่างไรที่จะให้ลักษณะการกระจายแรงที่เหมาะสมที่สุด จนถึงปัจจุบันมีผู้วิจัยหลายกลุ่มพยายามออกแบบรูปแบบของรากฟันเทียมและรูปร่างเกลียวที่แตกต่างออกไปจำนวนมากเพื่อพัฒนารูปร่างของรากฟันเทียม แต่ก็ยังไม่มีข้อสรุปที่ชัดเจน

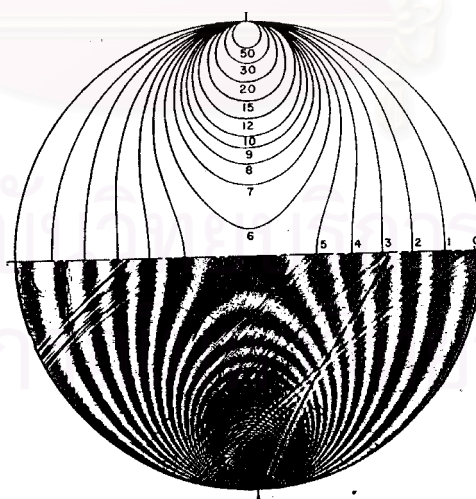
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ทฤษฎีบทของโฟโตอีลาสติซิตี⁴²

(Theory of Photoelasticity)

โฟโตอีลาสติซิตีเทคนิค (Photoelastic technic) คือ วิธีทดลองเพื่อวัดความเค้น (stress) ที่เกิดขึ้นในสารโดยอาศัยคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของสาร ที่เรียกว่า สารไบรีฟรินเจน สารดังกล่าวสามารถแยกลำแสงหักเหออกเป็นสองลำแสง นิยมใช้ในการหาความเค้นที่เกิดขึ้นกับวัตถุซึ่งไม่มีรูปทรงทางเรขาคณิตแบบง่าย ๆ ลักษณะของความเค้นศึกษาจากภาพถ่าย

สารไบรีฟรินเจน ซึ่งนิยมใช้หล่อแบบจำลอง ได้แก่ Bakelite Celluloid Gelatin ซึ่งเป็นสารสังเคราะห์ คุณสมบัติสำคัญ คือ เป็นสารที่โปร่งใส ยืดหยุ่นได้ และมีคุณสมบัติสมลักษณะทางแสง กล่าวคือ เมื่อปราศจากความเค้น จะมีคุณสมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง เมื่อได้รับแรงเค้นจะเปลี่ยนเป็นสารอสมลักษณะ เมื่อมองผ่านเครื่องโพลาไรสโคปจะพบการตอบสนองต่อแสงผ่านสารไบรีฟรินเจน โดยคลื่นแสงจะสั่นตามแนวแกนของความเค้นหลัก (Principal stress) ทั้งสองนั้นด้วยความเร็วที่ต่างกัน จึงทำให้คลื่นแสงทั้งสองที่ออกจากสารไบรีฟรินเจนมีเฟส (phase) ที่ต่างกันด้วย ความเร็วของแสงขึ้นกับขนาดของความเค้น คลื่นแสงที่มีเฟสหรือช่วงจังหวะคลื่นที่ต่างกัน 180 องศา เมื่อรวมกันจะหักล้างกัน ปรากฏเป็นแถบมืด ส่วนคลื่นแสงที่มีเฟสเหมือนกัน จะเสริมกันเป็นแถบสว่าง แถบสว่างและมืดซึ่งมีลำดับที่เท่ากัน เรียกว่า Isochromatic fringes และลำดับที่ของแถบสว่างและมืด จะสัมพันธ์กับความเค้นที่กระทำต่อวัตถุ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงลักษณะการกระจายของความเค้น แบบ Isochromatic fringes

การทดสอบทางโฟโตอีลาสติคซิติจะใช้แสงในช่วงที่สามารถมองเห็นได้ แสงที่มีความถี่และความยาวคลื่นแสงเดียวกัน จะปรากฏเป็นแสงสีเดียว เรียกว่า แสงโมนโครมาติก (Monochromatic light) ส่วนแสงที่มีความถี่ต่างกัน สีของแสงต่างๆ จะผสมกัน และตาของเราจะรู้สึกมองเห็นเป็นสีเดียว

โพลาไรสโคป เป็นเครื่องมือที่ใช้วิเคราะห์แรงเค้นทางโฟโตอีลาสติคเทคนิค โดยใช้กระบวนการโพลาไรเซชัน และการแทรกสอดของแสงซึ่งเป็นคลื่นตามขวางมาอธิบาย

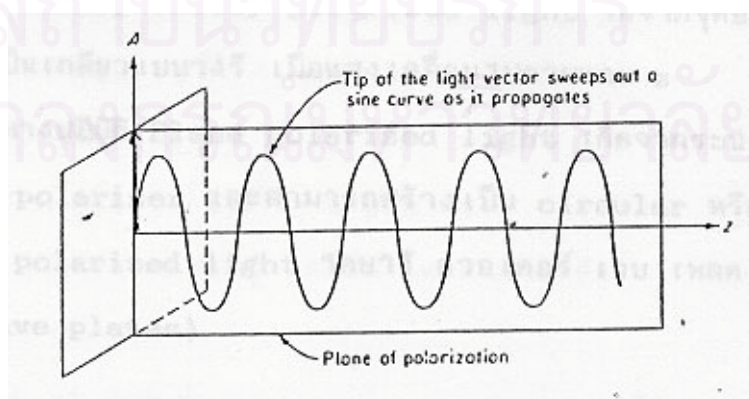
การวิเคราะห์ความเค้นด้วยวิธีโฟโตอีลาสติคเทคนิค แบ่งเป็น 3 แบบ คือ

1. การศึกษาในแบบจำลองซึ่งสร้างด้วยสารไบริฟรินเจนเป็น 2 มิติ (Two-Dimensional photoelasticity)
2. การศึกษาในแบบจำลองซึ่งสร้างด้วยสารไบริฟรินเจนเป็น 3 มิติ (Three-Dimensional photoelasticity)
3. การศึกษาในแบบจำลองซึ่งเคลือบด้วยสารไบริฟรินเจน (Photoelastic coating analysis)

แสงโพลาไรซ์ (Polarized Light)

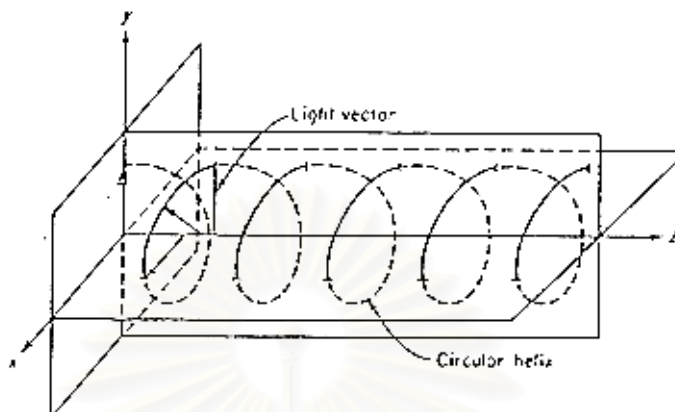
จากการที่แสงเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งมีการสั่นสะเทือนในแนวขวางจากจุดกำเนิด และถ้าระนาบการสั่นของคลื่นวางตัวอยู่ในระนาบเดียว เรียกแสงนี้ว่าแสงโพลาไรซ์ ในการทดลองโฟโตอีลาสติคซิติ แบ่งแสงชนิดนี้เป็น 3 ประเภท คือ

1. Linear หรือ plane polarized light เกิดจากการบังคับให้เวกเตอร์ของการสั่นของคลื่นแสงอยู่ในระนาบเดียวตลอดเวลา ซึ่งเรียกว่า ระนาบของการโพลาไรเซชัน (Plane of polarization) ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงเวกเตอร์ของ plane-polarized light

2. Circularly polarized light เกิดขึ้นเมื่อระนาบของการสั่นเปลี่ยนไปตามตำแหน่งแบบที่จุดยอดของคลื่นแสงเคลื่อนที่เป็นเกลียววงกลมไปรอบแกน z ดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงเวกเตอร์ของ circularly polarized light

3. Elliptically polarized light ได้จากจุดยอดของคลื่นแสงเคลื่อนที่เป็นเกลียวแบบวงรีเมื่อคลื่นแสงเคลื่อนที่ไปตามแกน z

ในทางปฏิบัติ Plane polarized light เกิดจากระนาบ (plane) หรือ linear polarizer และสามารถสร้างเป็น circular หรือ elliptical polarized light โดยใช้ควอเตอร์ เวฟ เพลต (Quarter-wave plates)

Plane Polarizer (Linear Polarizer)

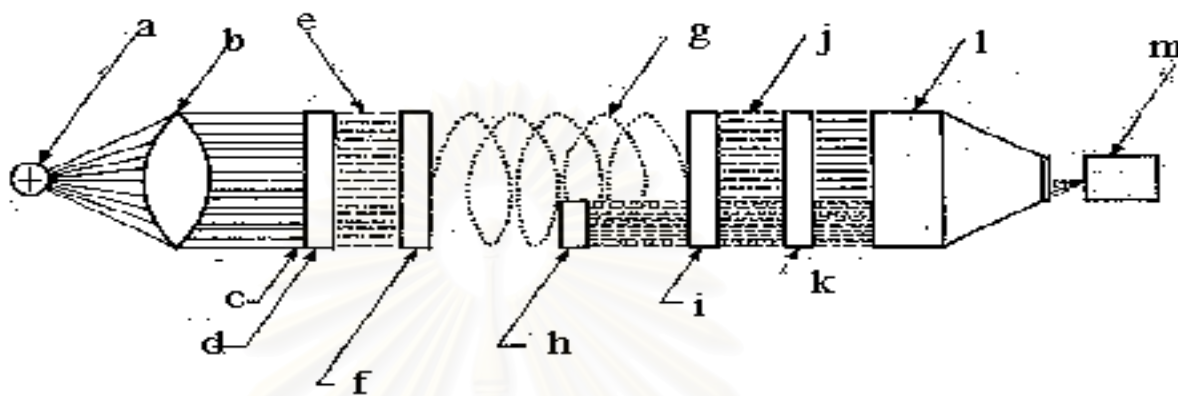
เป็นเครื่องมือที่สามารถดูดกลืนแสง ที่มีทิศทางตั้งฉากกับแกนโพลาไรซ์และยอมให้แสงที่มีทิศทางขนานกับแกนโพลาไรซ์ผ่านไปได้ แสงประเภทนี้เรียกว่า Plane-polarized light

Wave Plate

เป็นวัสดุที่สามารถแยกระนาบการสั่นของลำแสงออกเป็นสองทิศทางทำมุมตั้งฉากต่อกัน และลำแสงทั้งสองที่แยกออกมานี้จะมีความเร็วไม่เท่ากัน

การวางตัวของระนาบการสั่นของแสงในเครื่องมือโพลาไรสโคป

โพลาไรสโคปที่ใช้ในการทดลองหาแรงเค้นในแบบจำลอง เป็นชนิดเซอร์คูลาร์ โพลาไรสโคป ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แสดงแผนภาพของเครื่องมือเซอร์คูลาร์ โพลาไรสโคป

- | | |
|--|---------------------------|
| a = monochromatic light source | h = test specimen |
| b = condensing lens | i = quarter wave plate |
| c = parallel rays of monochromatic light | j = plane polarized light |
| d = polarizer | k = analyzer |
| e = plane polarized light | l = set of focusing lens |
| f = quarter wave plate | m = camera |
| g = circularly polarized light | |

เครื่องมือประกอบด้วย

1. แหล่งกำเนิดแสง (light source) เป็นแสงสีเดียวที่มีความถี่และความยาวคลื่นแสงเดียวกัน (monochromatic light) ได้แก่ แสงสีเหลืองของโซเดียมทำให้เกิดแถบสว่างและแถบมืด แสดงการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้น

2. โพลารไรเซอร์ ทำหน้าที่กรองแสงจากแหล่งกำเนิดให้เหลือเพียงระนาบเดียว ก่อนผ่านไปยังแบบจำลองพื้น

3. ควอเตอร์ เวฟ เพลต แบ่งเป็นสองแผ่น

3.1 แผ่นที่หนึ่ง วางต่อจากโพลารไรเซอร์ ทำมุม $= \pi/4$ ต่อระนาบโพลารไรซ์ มีหน้าที่เปลี่ยน Plane-polarized light ให้เป็น Circular polarized light แสงนี้เมื่อผ่านแบบ

จำลองซึ่งหล่อกจากสารที่มีคุณสมบัติเป็นไบรีฟรินเจนและได้รับแรงกระทำจะหักเหแสงออกเป็นลำแสงสองระนาบตั้งฉากซึ่งกันและกัน ตามแนวความเค้นหลักในวัตถุ (Principal stresses) แต่ละลำแสงเคลื่อนที่ด้วยความเร็วต่างกัน คือ ลำแสง c_1 ตาม Axis 1 เรียกว่า fast axis และลำแสง c_2 ตาม Axis2 เรียกว่า slow axis ผลจากการที่ลำแสงมีความเร็วต่างกัน จะทำให้เกิดการแทรกสอดซึ่งกันและกันขึ้น ซึ่งผลขึ้นกับความยาวคลื่นแสง ความหนาของเพลต (h) และความแตกต่างระหว่างดัชนีการหักเห ($n_1 - n_2$)

3.2 แผ่นที่สอง ทำหน้าที่เปลี่ยน Circularly polarized light จากแผ่นที่หนึ่งให้กลับเป็น Plane polarized light ที่มีระนาบการสั่นในแนวตั้งเพื่อส่งต่อไปยังอะนาไลเซอร์ (analyzer) โดยจัดวางให้ fast axis ขนานกับ slow axis ของเวฟ เพลตอันแรก

4. อะนาไลเซอร์ เป็นโพลาไรเซอร์แผ่นที่สอง ซึ่งวางไว้ทางด้านหลังของเวฟ เพลตแผ่นที่สอง เราสามารถเปลี่ยนมุมของอะนาไลเซอร์ได้ ให้ขนานหรือตั้งฉากกับโพลาไรเซอร์แผ่นที่หนึ่งและกับเวฟ เพลต การจัดระบบดังกล่าวนี้จะให้ไลท์ฟิลด์ (light field) หรือ ดาร์คฟิลด์ (dark field) ก็ได้ ดังตารางที่ 1

Arrangement	Quarter-wave plates	Polarizer and analyzer	Field
A	Crossed	Crossed	Dark
B	Crossed	Parallel	Light
C	Parallel	Crossed	Light
D	Parallel	Parallel	Dark

ตารางที่ 1 แสดงการเรียงตัวทั้ง 4 ระบบของอนุภาคทางแสงในเครื่องมือเซอร์คูลาร์โพลาไรสโคป

ในการทดลอง ดาร์คฟิลด์ กระทำโดยจัดให้ ควอเตอร์เวฟเพลต ทั้งสองแผ่นตั้งฉากซึ่งกันและกัน ขณะเดียวกัน โพลาไรเซอร์และอะนาไลเซอร์จะวางตั้งฉากซึ่งกันและกันด้วย ในไลท์ฟิลด์ กระทำโดยจัดให้ ควอเตอร์เวฟเพลต ทั้งสองแผ่นตั้งฉากซึ่งกันและกัน ส่วนโพลาไรเซอร์และอะนาไลเซอร์วางขนานกัน

ในดาร์คฟิลด์ เมื่อนำแบบจำลองที่ปราศจากแรงเค้น วางระหว่างควอเตอร์เวฟเพลตทั้งสองจะเห็นแถบมืดทั่วทั้งแบบ เมื่อมีแรงกระทำต่อแบบจำลองจะปรากฏแถบสว่างและแถบมืดสลับกันไปแบบจำลองนั้น แถบมืดอันแรกที่สังเกตเห็น เรียกว่า ลำดับที่หนึ่ง ต่อมาจะเป็น

ลำดับที่ 2, 3, 4, ..., (n),... ตามลำดับ ลำดับของแถบมืด แสดงถึงปริมาณความเค้นที่เกิดขึ้น
ในแบบจำลอง

ในไลต์ พิลด์ เมื่อไม่มีแรงกระทำต่อแบบจำลอง จะเห็นแถบสว่างทั่วทั้งแบบ เมื่อได้รับ
แรงกระทำจะทำให้เห็นแถบสว่างและแถบมืดสลับกันไปเช่นกัน แต่ลำดับแถบมืดที่เกิดขึ้นลำดับ
แรก จะเป็น ฮาฟ ออเดอร์, $1/2$ และต่อมาจะเป็น $3/2, 5/2, 7/2, \dots, (n+(1/2)), \dots$ ตามลำดับ

ผลของแบบจำลองที่มีแรงเค้นจากเครื่องมือโพลาไรสโคป

ในกรณีที่แบบจำลองไม่มีแรงกระทำ และมีดัชนีหักเห (n) เท่ากันทุกจุด เมื่อแบบจำลอง
ได้รับแรงจะแสดงคุณสมบัติ ดับเบิล รีแฟรกซ์ชัน แนวแกนหลักของแรงที่จุดใดๆ จะเป็นแรงใน
แนว fast axis และ slow axis ดัชนีหักเหของแบบจำลองจะเปลี่ยนไป โดยสัมพันธ์กับแรงมีค่า
เท่ากับ n_1 และ n_2

โพลาไรสโคปเป็นเครื่องมือซึ่งวัดการเปลี่ยนแปลงของดัชนีการหักเหนี้

การเปลี่ยนแปลงของดัชนีหักเหของแบบจำลองจากความเค้น แปรผันโดยตรงกับความ
เค้นบนแบบจำลอง ดังสมการ

$$n_1 - n_0 = c_1 \sigma_1 + c_2 \sigma_2$$

$$n_2 - n_0 = c_1 \sigma_2 + c_2 \sigma_1$$

เมื่อ n_0 คือ ดัชนีหักเหของแบบจำลอง เมื่อไม่มีแรงกระทำ

$n_1 n_2$ คือ ดัชนีหักเหตามแนวแกน 1 และแนวแกน 2 ตามลำดับ

$c_1 c_2$ คือ สัมประสิทธิ์ของความเค้นในแนวแกน 1 และแนวแกน 2 ตามลำดับ

$\sigma_1 \sigma_2$ คือ ความเค้นหลักในแนวแกนทั้งสอง

$$\text{ดังนั้น } n_1 - n_2 = (c_1 - c_2)(\sigma_1 - \sigma_2)$$

สมการของความแตกต่างของความเค้นหลัก เขียนได้อีกกรุปหนึ่ง คือ

$$\sigma_1 - \sigma_2 = N f_0 / h$$

เมื่อ N เป็นค่าลำดับที่ของแถบมืด (fringe order) ที่เกิดขึ้น (ลำดับที่ 1, 2, 3, ..., n)

f_0 เป็นค่า fringe value หรือ ค่าคงที่ของสาร

h เป็นความหนาของแบบจำลอง

ดังนั้นค่าความแตกต่างของความเค้น ($\sigma_1 - \sigma_2$) ในแบบจำลอง สามารถศึกษาได้ เมื่อทราบค่า

1. ความหนาของแบบจำลอง (h)
2. ลำดับที่ของแถบมืด (N)
3. fringe value ของวัสดุ (f_0)

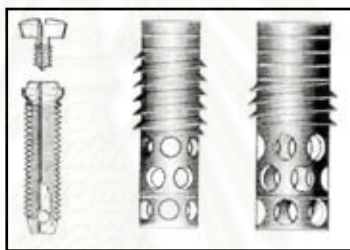


สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วรรณคดีที่เกี่ยวข้อง

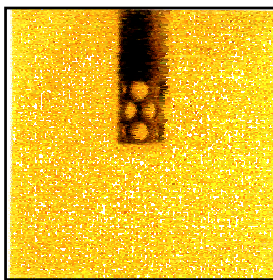
โฟโตอีลาสติซิตีในงานทันตกรรม
(Photoelasticity in Dentistry)

Kinni และคณะในปี 1987⁵ ศึกษาคุณลักษณะการเกิดแรงเค้นล้อมรอบรากฟันเทียม 2 ยี่ห้อที่เป็นที่นิยม คือ Branemark design (Noblephama, USA) และ Core-Vent design (Core-Vent Corporation) รากฟันเทียมทั้งสองมีลักษณะสำคัญที่แตกต่างกัน ดังรูป 5 Branemark design เป็นรากฟันเทียมชนิดเกลียว รูปร่างทรงกระบอก ปลายสอบเข้าหากันเล็กน้อย ในขณะที่ Core-Vent design เป็นรากฟันเทียมชนิดมีรูกลวงบริเวณท่อนปลายราก สำหรับให้เซลล์กระดูกเข้าไปเจริญเติบโต และมีเกลียวจำนวนเล็กน้อยที่ครึ่งท่อนบน



รูปที่ 5 รากฟันเทียมระบบ Branemark (ซ้าย), Core-Vent (กลาง,ขวา)

สร้างแบบจำลอง ด้วยการฝังรากฟันเทียมทั้งสองยี่ห้อลงในบล็อกโฟโตอีลาสติค เรซิน ขนาด 5x5x2 เซนติเมตร วัสดุที่เลือกใช้มีความยืดหยุ่นใกล้เคียงกับเส้นใยกระดูก (PL-2, Photoelastic Division, Measurement Group Inc.) ใช้รากฟันเทียมยี่ห้อ Branemark 1 ตัว (เส้นผ่านศูนย์กลาง 3.75 มิลลิเมตร) และ Core-Vent 2 ตัว (เส้นผ่านศูนย์กลาง 4.5 มิลลิเมตร และ 5.5 มิลลิเมตร) หล่อแบบจำลองสำหรับรากฟันเทียมแต่ละตัวโดยเทโฟโตอีลาสติค เรซิน ล้อมรอบรากฟันเทียมโดยตรงเพื่อแสดงถึงการเกิดการเชื่อมต่อนของรากฟันเทียมและกระดูก (osseointegration) อย่างสมบูรณ์ ดังรูปที่ 6



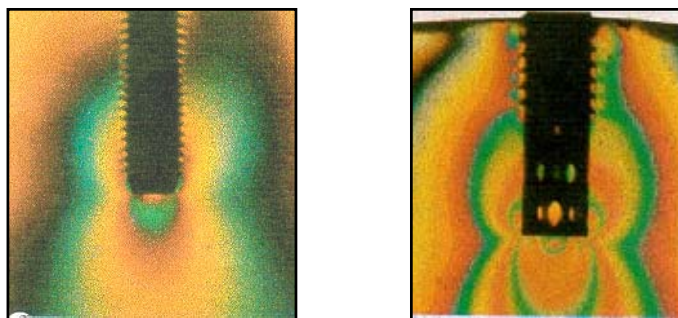
รูปที่ 6 แสดงลักษณะของแบบจำลองรากฟันเทียมและกระดูกล้อมรอบของระบบ Core-Vent

ให้แรง 177.92 นิวตัน (40 ปอนด์) กระทำบนตัวรากเทียมในแนวตั้งและเอียงเป็นมุม 25 องศา กับแนวตั้ง จากนั้นตรวจสอบลักษณะการกระจายแรงเค้นโดยใช้วิธีวิเคราะห์การกระจายแรงทางไฟโตอีลาสติคกึ่งสามมิติ (quasi three-dimensional photoelastic technique)



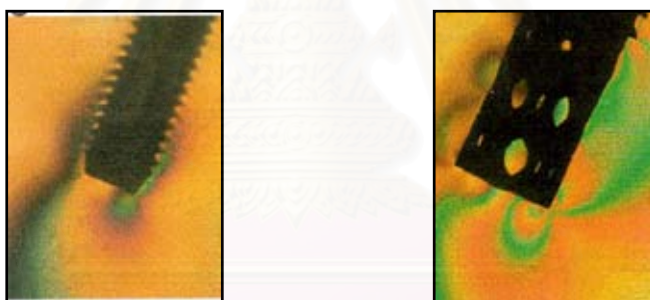
รูปที่ 7 แสดงแนวแรงที่กระทำต่อรากฟันเทียมระบบ Branemark ในแนวตั้ง (ซ้าย), แนวเอียงทำมุม 45 องศา กับแนวตั้ง (ขวา)

พบว่า รากฟันเทียมทั้งสองชนิดให้ลักษณะการกระจายความเค้นที่ต่างกันอย่างชัดเจน ดังรูปที่ 8 เมื่อมีแรง 177.92 นิวตัน (40 ปอนด์) กระทำในแนวตั้ง สิ่งที่สังเกตเห็นได้ คือ เกิดความเค้นสะสมมากในบริเวณปลายรากฟันเทียม โดยเฉพาะรากฟันเทียมระบบ Core-Vent จะเกิดความเค้นสะสมในปริมาณมากกว่าระบบ Branemark และมีความเค้นเกิดขึ้นรอบๆ เกือบมากกว่าเช่นกัน



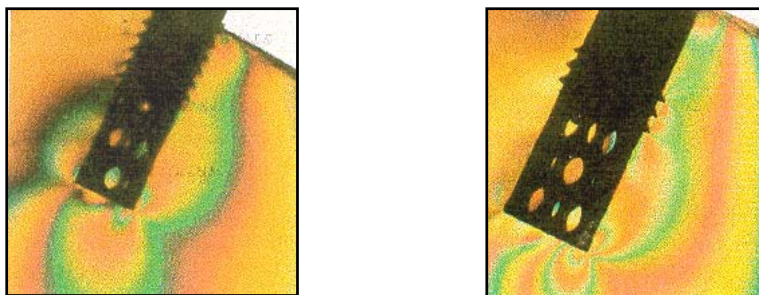
รูปที่ 8 แสดงลักษณะการกระจายแรงเค้นของรากฟันเทียม Branemark (ซ้าย), Core-Vent (ขวา)

เมื่อให้แรงกระทำเป็นมุม 25 องศา กับแนวตั้ง พบว่าเกิดลักษณะการกระจายความเค้นที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนเช่นกันระหว่างรากฟันเทียมทั้งสองระบบ โดยมีความเค้นสะสมมากที่สุดที่ปลายรากฟันเทียมของ Core-Vent ดังรูปที่ 9



รูปที่ 9 แสดงลักษณะการกระจายแรงเค้นเมื่อได้รับแรงทำมุม 25 องศา กับแนวแกนรากฟันเทียม Branemark (ซ้าย), Core-Vent (ขวา)

ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเกลียวของรากฟันเทียมและปริมาณความเค้นที่เกิดขึ้นแสดงให้เห็นได้จากรากฟันเทียมระบบ Core-Vent ดังรูปที่ 10 สังเกตได้ว่าเกิดความเค้นสะสมบริเวณปลายและเกลียวของรากฟันเทียมปริมาณสูงขึ้นไปในรากฟันเทียมที่มีปริมาณเกลียวจำนวนน้อยกว่า



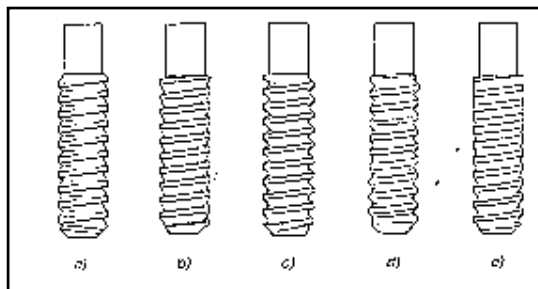
รูปที่ 10 แสดงลักษณะการกระจายแรงของรากเทียม Core-Vent 2 ตัวที่มีจำนวนเกลียวไม่เท่ากัน

จากผลการทดลองสรุปว่า ด้วยสมมติฐานที่ว่าเกิดการเชื่อมต่อกันระหว่างกระดูกและรากฟันเทียมอย่างสมบูรณ์ รากฟันเทียมระบบ Branemark แสดงให้เห็นว่ามีการกระจายความเค้นไปยังเนื้อเยื่อล้อมรอบภายหลังได้รับแรงในแนวตั้งและเฉียงได้อย่างสม่ำเสมอและยอมรับได้ในทางชีวภาพมากกว่า

Nentwig และคณะในปี 1992⁶ ศึกษาคุณลักษณะการกระจายแรงของรากฟันเทียม 5 แบบโดยใช้วิธีวิเคราะห์การกระจายแรงทางไฟโด้อีลาสติคสามมิติ (three dimensional photoelastic technique) ซึ่งต่างจากการศึกษาอื่น เนื่องจากการศึกษานี้ต้องการบันทึกแรงเค้นที่เป็นผลร่วมกันของแรงแนวตั้งและแนวระนาบ

แบบจำลองเตรียมจากอีพอกซี เรซิน (Araldit B) และ วัสดุเร่่งแข็ง PA (phthalic anhydride) โดยใช้อัตราส่วนของวัสดุเร่่งแข็งที่แตกต่างกันในการหล่อขึ้นรากฟันเทียมและเนื้อเยื่อล้อมรอบ เพื่อให้มีค่าความยืดหยุ่นของวัสดุส่วนที่หล่อขึ้นรากฟันเทียมและเนื้อเยื่อลอกเลียนกับค่าความสัมพันธ์ของความยืดหยุ่นของกระดูกและไททาเนียม ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1:8

ใช้แบบจำลองรากฟันเทียม 5 แบบ คือ รูปร่าง Pine-tree, Arrow type, Trapezoid, Round, Ankylos (มีรูปร่างและความลึกของ flank เพิ่มขึ้นจากส่วนคอไปยังปลายรากเทียม) ดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 แสดงรากฟันเทียมที่ใช้ทดสอบ a) Pine-tree, b) Arrow-type, c) Trapezoid, d) Round, e) Ankylos special thread

โดยจัดให้แบบจำลองได้รับแรงในแนวตั้ง 78.75 นิวตัน แรงในแนวระนาบเป็น 1/3 เท่าของแรงแนวตั้ง มีค่า 26.25 นิวตัน

ผลการทดลอง พบว่าเมื่อให้แรงในแนวตั้ง รากฟันเทียมแบบ Ankylos ให้การกระจายแรงดีที่สุด ลำดับถัดมาคือ trapezoid, arrow-type และ pine-tree ส่วนเกลียวแบบ round จะให้ผลแย่มากที่สุด เนื่องจาก ทำให้เกิดความเค้นต่อเนื้อเยื่อล้อมรอบมากที่สุด

เมื่อให้แรงในแนวระนาบ พบว่า รากฟันเทียมแบบ Ankylos จะมีความเค้นสะสมเกิดขึ้นน้อยที่สุด ลำดับถัดมาคือ trapezoid และ pine-tree ส่วนเกลียวแบบ arrow type และ round จะมีความเค้นสะสมในปริมาณมากกว่า

Deines และคณะในปี 1993⁴³ ได้ทำการศึกษาดำเนินการและปริมาณของความเค้นที่เกิดรอบปลายรากฟันธรรมชาติภายหลังได้รับแรงกดเปรียบเทียบกับรากฟันเทียม 3 ชนิด (Noblepharma, Screw-Vent, Integral) ด้วยวิธีโฟโตอีลาสติคโดยการนำฟันกรามน้อยล่าง (1 ราก) และฟันกรามใหญ่ล่าง (2 ราก) ทำด้วยโลหะเพื่อควบคุมขนาดและรูปร่างของรากฟัน และรากฟันเทียมระบบ Noblepharma (Noblepharma, USA) เป็นรากฟันเทียมชนิดเกลียวที่มีส่วนปลาย 3 มิลลิเมตรเป็นผิวเรียบ, Screw-Vent (Dentsply Implant Division) เป็นรากฟันเทียมชนิดเกลียวที่มีส่วนปลายสอดเข้าหากัน, Integral (Calcitek) จำนวนชนิดละ 10 ตัวอย่าง โดย 5 ตัวอย่างนำมาเคลือบด้วยซิลิโคนหนาประมาณ 0.25 มิลลิเมตรเพื่อจำลองเป็นเอ็นยึดปริทันต์รอบรากฟัน จากนั้นนำขึ้นตัวอย่างฝังลงในโฟโตอีลาสติค เรซิน (PLM-9 Liquid, Measurements Group) และให้แรงขนาด 177.92 นิวตัน (40 ปอนด์) กระทำในแนวตั้งและแนวด้านข้างของครอบฟัน

ผลการทดลองพบว่า ลักษณะการกระจายแรงเปลี่ยนแปลงไปตามตำแหน่งแรงที่มากระทำ โดยเมื่อให้แรงกระทำด้านข้าง จะมีแรงสะสมบริเวณด้านข้างของรากฟันและรากเทียม

และขอพระคุณมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับแรงกระทำในแนวตั้ง, พันธธรรมชาติจะให้ลักษณะการกระจายแรงดีกว่ารากเทียมทั้งสามชนิด และเมื่อมีจำนวนรากพันธรรมชาติเพิ่มขึ้นจะช่วยให้มีลักษณะการกระจายแรงที่ดีขึ้นด้วย, รากเทียมทั้งสามชนิดให้การกระจายแรงที่ไม่แตกต่างกันทั้งแรงกระทำในแนวตั้งและด้านข้าง และมีการสะสมความเค้นน้อยลงเมื่อเคลือบส่วนรากด้วยวัสดุคล้ายเอ็นยึดปริทันต์



สถาบันวิทย์บริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

-
- ¹¹ Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated prostheses: Osseointegration on clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985
- ¹² Neil Meredith. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501
- ¹³ Per-Olof Glantz. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? *Int J Prosthodont* 1998;11:402-407
- ¹⁴ Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, et al. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995;22:105-111
- ¹⁵ Buser D, Schnek RK, Strinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991;25:899-902
- ¹⁶ Block MS, Kent JN, Kay JF. Evaluation of hydroxyapatite-coated titanium dental implants in dog. *J Oral Maxillofac Surg* 1987;45:601-607
- ¹⁷ Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94
- ¹⁸ Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrman I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws. A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:627-635
- ¹⁹ Bahat O, Handelsman M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:379-386
- ²⁰ Friberg B, Grondahl K, Lekholm U. A new self-tapping Branemark implant: Clinical and radiographic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:80-85
- ²¹ Olsson M, Friberg B, Nilson H, Kultje C. MKII-A modified self-tapping Branemark implants: 3 year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:15-21
- ³⁸ Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis, Missouri, 1993
- ³⁹ Branemark R, Ohnells L-O, Skalak R, et al. Biomechanical characterization of osseointegration: An experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res* 1998;16:61-69
- ⁴⁰ Frandsen PA, Christoffersen H, Madsen T. Holding power of different screw in the femoral head. A study in human cadaver hips. *Acta Orthop Scand* 1984;55:349-351
- ⁴¹ Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Branemark P-I. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 1986;57:385-389
- ⁴² Albrektsson T. On long term maintenance if the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J* 1993;7:15-24
- ⁴³ Doland TJ, Murray MW. **Photoelasticity.**
- ⁴⁴ Dennies DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics&Restorative Dent* 1993;13:541-549

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

กลุ่มตัวอย่าง ประกอบด้วย แบบจำลองรากฟันเทียมที่ฝังอยู่ในสารไบรียฟรินเจน โดย

1. แบบจำลองรากฟันเทียมผลิตขึ้นจากโลหะผสมทองเหลือง (Cu 65%, Zn 35%) ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) เท่ากับโลหะผสมไททานเนียม มีค่าเท่ากับ 103.425 GPa⁴⁴
2. สารไบรียฟรินเจน จำลองกระดูก ค่ามอดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) เท่ากับ 0.21 GPa (Measurements Group, Inc.)

แบบจำลองต้องไม่มีความเค้นหลงเหลืออยู่ ทดสอบโดยใช้เครื่องมือโพลาไรสโคป ทดสอบก่อนทำการทดลองทุกครั้ง



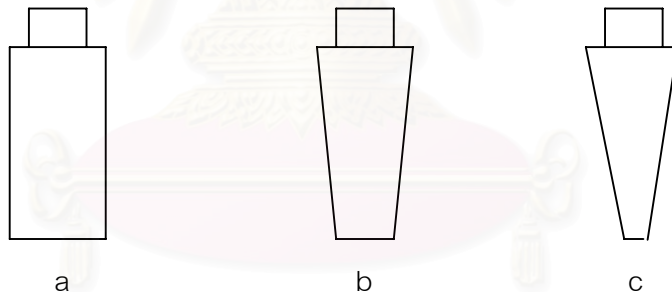
สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วัสดุอุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการเตรียมแบบจำลองรากฟันเทียม

1. รากฟันเทียมที่ผลิตขึ้นจากโรงงานในประเทศไทยโดยการกลึงด้วยวิธี Computerized Numerical Control (CNC) มีรูปร่างแบนเพื่อวิเคราะห์ในทาง 2 มิติ มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 19 มิลลิเมตร สูง 53 มิลลิเมตร หนา 4 มิลลิเมตร จำลองให้มีขนาดใหญ่กว่าของจริงเพื่อให้เห็นผลทดสอบชัดเจนขึ้น ทดสอบรูปร่างและขนาดโดยใช้เครื่องฉายภาพสไลด์ (profile projector) เจาะรูเล็กขนาดเท่าปลายแหลมของน็อตที่ส่วนด้ามจับในแนวกึ่งกลางผ่านแนวแกนของรากฟันเทียมเพื่อให้สามารถกดแรงลงไปในแต่ละตำแหน่งเดียวกันทุกๆ แบบจำลอง ออกแบบรากฟันเทียมให้มีรูปร่างต่างๆ กัน มีตัวแปรที่ต้องการศึกษาดังนี้

1.1 รูปร่างของรากฟันเทียม

รูปร่างภายนอกของรากฟันเทียมชนิดฝังลงในกระดูกในปัจจุบันแบ่งได้กว้างๆ 2 แบบ คือ ทรงกระบอกและทรงสอบ ในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้ต้องการเปรียบเทียบลักษณะการกระจายแรงเค้นของรากฟันเทียม 3 แบบ คือ ทรงกระบอก, ทรงสอบ 4 องศา (เป็นค่ากลางที่กำหนดขึ้นมาเพื่อใช้เปรียบเทียบดูแนวโน้มการเปลี่ยนแปลง) และทรงสอบ 8 องศา (ค่ามุมความสอบ 8 องศาได้มาจากความสอบของรากฟันธรรมชาติรากเดียวคือฟันเขี้ยวบน)



รูปที่ 12 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมความสอบแตกต่างกัน 3 แบบ

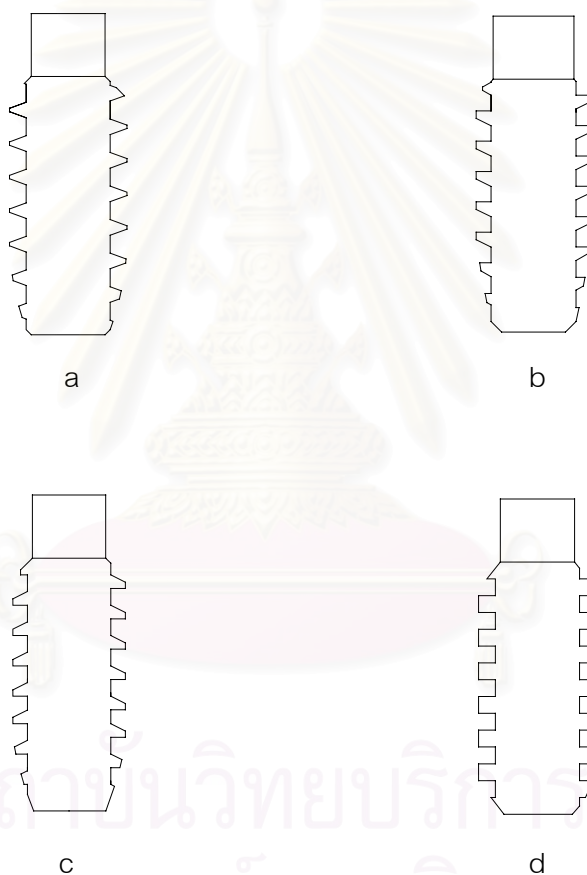
รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอก

รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบ 4 องศา

รูป c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบ 8 องศา

1.2 รูปร่างเกลียวบนรากฟันเทียมทรงกระบอก

ในการศึกษาี้เปรียบเทียบลักษณะการกระจายแรงเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีรูปร่างเกลียวแตกต่างกัน 4 แบบเป็นตัวแทนของเกลียวที่มีใช้อยู่ในปัจจุบัน ได้แก่ เกลียวรูปตัววีปลายตัด (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมของระบบ Branemark, Noble Biocare, Goteborg, Sweden; 3i และ Paragon), เกลียวบัทเทรส (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมของระบบ Steri-Oss, Noble Biocare), เกลียววีเวิร์สบัทเทรส (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมของระบบ Titanodont, Miter Incorporated, Ohio), เกลียวสแควร์ (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมของระบบ Biohorizons, Birmingham, AL)



รูปที่ 13 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวต่างกัน 4 แบบ

รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวตัววีปลายตัด

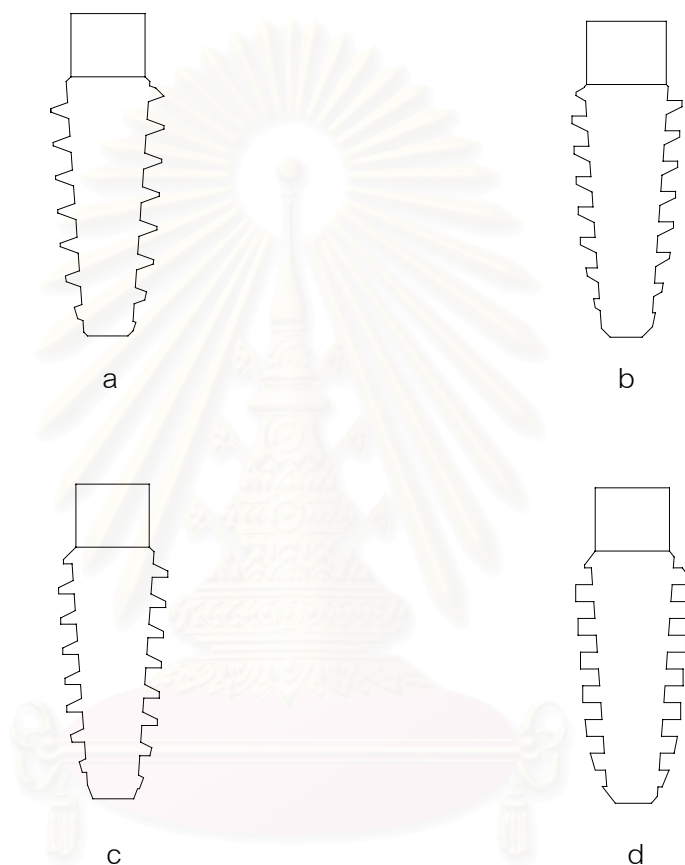
รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวบัทเทรส

รูป c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีเวิร์สบัทเทรส

รูป d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์

1.3 รูปร่างเกลียวบนรากฟันเทียมทรงสอบ 4 องศา

เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นเปรียบเทียบระหว่างรูปร่างเกลียว 4 แบบบนรากฟันเทียมทรงกระบอกและทรงสอบ จึงใช้เกลียวเช่นเดียวกับรากฟันเทียมทรงกระบอก ได้แก่ เกลียวรูปตัววีปลายตัด, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรส และเกลียวสแควร์



รูปที่ 14 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียวต่างกัน 4 แบบ

รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวตัววีปลายตัด

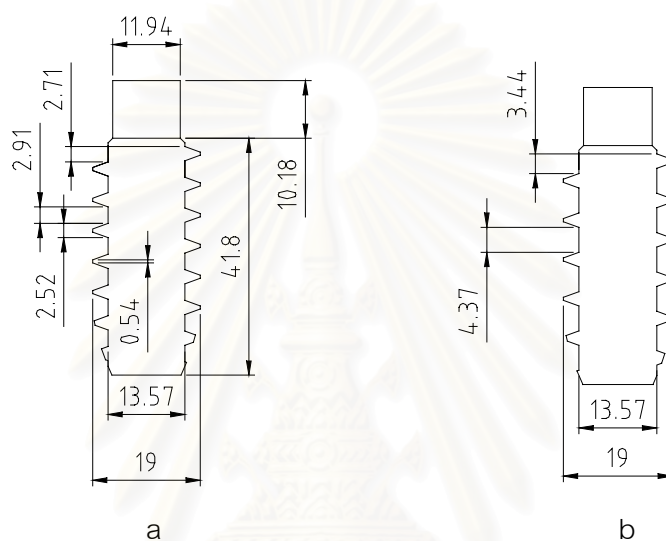
รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวบัทเทรส

รูป c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววีเวิร์สบัทเทรส

รูป d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์

1.4 ระยะห่างระหว่างเกลียว (thread pitch)

เพื่อศึกษาผลของระยะห่างระหว่างเกลียวต่อการกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอก เพิ่มระยะห่างระหว่างเกลียวให้มากขึ้นจากตัวต้นแบบ 50% (จากรากฟันเทียมทรงกระบอกเพิ่มจากขนาด 2.91 มิลลิเมตรเป็น 4.37 มิลลิเมตร) โดยเลือกใช้เกลียวตัววีปลายตัดเป็นตัวแทน เนื่องจากเป็นรูปร่างเกลียวที่นิยมใช้กันมากในรากฟันเทียมหลายๆ ระบบ



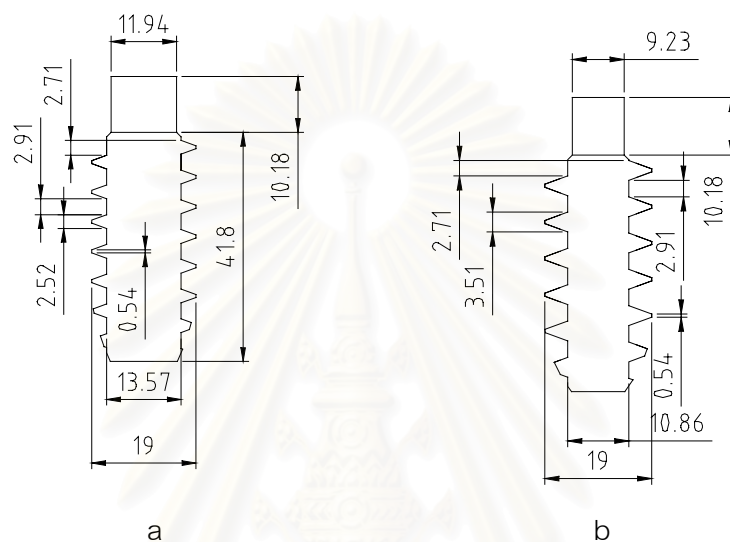
รูปที่ 15 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวเพิ่มขึ้น

รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียว 2.91 มิลลิเมตร

รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียว 4.37 มิลลิเมตร

1.5 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านใน (minor diameter)

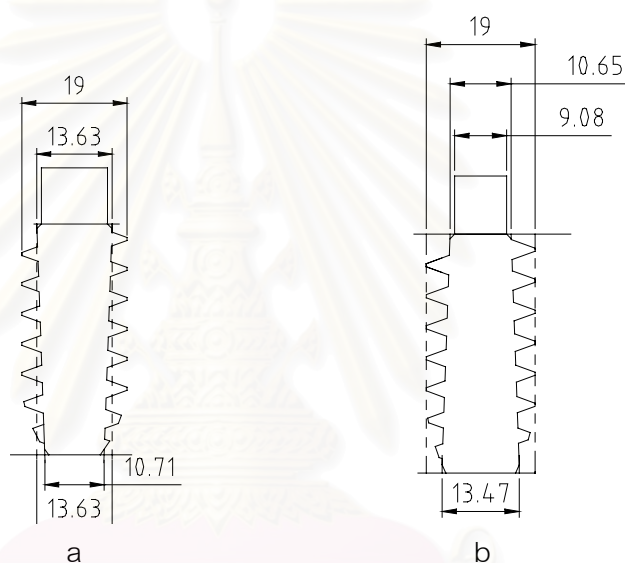
เพื่อศึกษาผลของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในต่อการกระจายความเค้นของ รากฟันเทียมทรงกระบอก ลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในจากตัวต้นแบบประมาณ 20% (รากฟันเทียมทรงกระบอกลดจากขนาด 13.57 มิลลิเมตรเป็น 10.86 มิลลิเมตร)



- รูปที่ 16 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลง
- รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในขนาด 13.57 มิลลิเมตร
- รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในขนาด 10.86 มิลลิเมตร

1.6 การเพิ่มความสอของแกนด้านในของรากฟันเทียม

เพื่อศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงขนาดของแกนด้านในของรากฟันเทียมต่อการกระจายความเค้น โดยการทำให้แกนด้านในของรากฟันเทียมมีความสอ 2 องศา (tapered minor diameter) เท่ากับเพิ่มความลึกของเกลียวให้มากขึ้นจากบนลงล่าง (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมระบบ Bicon Dental Implants, Boston, MA) และการทำให้แกนด้านในของรากฟันเทียมมีความสอ 2 องศาแบบรีเวิร์ส (reverse-tapered minor diameter) เท่ากับเพิ่มความลึกของเกลียวให้มากขึ้นจากล่างขึ้นบน (ตัวอย่างเช่น รากฟันเทียมระบบ The Maestro Systems, Biohorizons Implant Systems, Inc.)



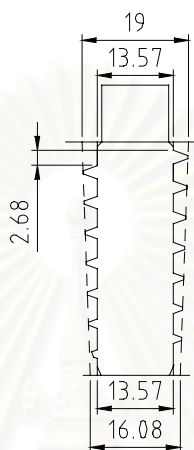
รูปที่ 17 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมที่มีการเพิ่มความสอของแกนด้านในของรากฟันเทียม

รูป a แบบจำลองรากฟันเทียมที่มี tapered minor diameter

รูป b แบบจำลองรากฟันเทียมที่มี reverse-tapered minor diameter

1.7 การเปลี่ยนแปลงความลึกเกลียวตลอดความยาวของรากฟันเทียม

เพื่อศึกษาผลของความลึกเกลียวต่อการกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอก โดยออกแบบให้มีการลดขนาดความลึกเกลียวไล่ให้เล็กลงจากส่วนคอไปยังปลายรากฟันเทียม



รูปที่ 18 แสดงแบบจำลองรากฟันเทียมที่มีการลดขนาดความลึกเกลียวไล่จากส่วนคอไปยังปลายรากฟันเทียม

2. แผ่นพลาสติกใสขนาดความหนา 4 มิลลิเมตร เพื่อประกอบเป็นแบบหล่อ (mold) รองรับโฟโตอีลาสติก เรซิน (PLM-9, Photoelastic Division, Measurement Group Inc.) ซึ่งมีขนาดเท่ากับ 52x52x4 มิลลิเมตร
3. สารละลายคลอโรฟอร์มเพื่อใช้ยึดแผ่นพลาสติกใสเข้าด้วยกันในการประกอบแบบหล่อ
4. โฟโตอีลาสติก เรซิน และ เคียวริง เอเจน (Curing agent) (PL-2, Photoelastic Division, Measurement Group Inc.) เป็นของเหลวพวกอีพอกซี เรซิน (Epoxy resin)
5. รีลีสซิงเอเจน (Releasing agent) เป็นสารที่ใช้หล่อขึ้นเพื่อไม่ให้แบบจำลองติดกับแบบหล่อ สารที่ใช้ ได้แก่ ซิลิโคนสเปรย์ (Sprayway Inc., USA)
6. ตัวจับยึดแบบจำลองรากฟันเทียม ทำจากโลหะทองเหลือง
7. ตัวกดให้น้ำหนักปลายแหลม ทำจากโลหะทองเหลือง
8. เตาอบชนิด เซอร์คูเลติง ฮอท แอร์ (Circulativ hot air oven)

ขั้นตอนในการหล่อแบบจำลองรากฟันเทียม

สเปรย์รีลีสซิง เอเจน ให้ทั่วแบบหล่อพลาสติก นำไปอบในเตาอบที่อุณหภูมิ 45 องศาเซลเซียส อย่างน้อย 1 ชั่วโมง จากนั้นตวง PL-2 เรซินและเคียวริง เอเจนปริมาณเท่ากัน นำมาอุ่นในเตาอบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส นาน 1 ชั่วโมง แล้วจึงผสมเรซินและเคียวริงเอเจนให้เข้าเป็นเนื้อเดียว นำไปเทลงในแบบหล่อที่มีรากฟันเทียมวางอยู่ในแนวกึ่งกลาง ปล่อยให้วัสดุเย็นตัวลงที่อุณหภูมิห้องนานประมาณ 1 สัปดาห์ หลังจากนั้นแกะแบบจำลองออกจากแบบหล่อ จากนั้น ทำแบบจำลองพลาสติกรูปวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 50.8 มม. หนา 6.35 มม. อีกหนึ่งชิ้นตามวิธีการข้างต้น เพื่อนำมาใช้หาค่าเอฟ แวล्यू (f value) ซึ่งเป็นค่าคงที่ของสาร และค่ามอดุลัสของสภาพยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) เพื่อใช้ประเมินค่าความเสื่อมของสารที่ใช้หล่อแบบจำลองตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดการทดลอง ซึ่งจะเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิและอายุการใช้งาน โดยกำหนดให้ทดสอบหาค่าเอฟ แวล्यूทุกครั้งก่อนทำการทดลอง



รูปที่ 20 แสดงตัวอย่างรากฟันเทียมทองเหลืองที่ผ่านการกลึงด้วยวิธี CNC



รูปที่ 21 แสดงตัวอย่างแบบจำลองรากฟันเทียมซึ่งหล่อด้วยสารโพลิพรินเจน

การรวบรวมข้อมูล

1. เครื่องมือที่ใช้ในการรวบรวมข้อมูล ได้แก่
 - 1.1 อุปกรณ์ของวิธีโฟโตอีลาสติก ประกอบด้วย
 - 1.1.1 แหล่งกำเนิดแสง (Light source)
 - 1.1.2 โพลารไรเซอร์ (Polarizer)
 - 1.1.3 ควอเตอร์เวฟเพลต (Quarter wave plate) 2 แผ่น
 - 1.1.4 อะนาไลเซอร์ (Analyzer)
 - 1.1.5 กล้องถ่ายภาพ



รูปที่ 22 แสดงเครื่องมือเซอร์คิวลาร์โพลาไรสโคป

1.2 แบบจำลองรากฟันเทียม

ก่อนให้แรงภายนอกกระทำต่อรากฟันเทียม ผู้วิจัยได้ตรวจสอบ (calibration) ขนาดของแรงที่เหมาะสมที่จะใช้วิเคราะห์หาแรงเค้น โดยไม่ทำให้แบบจำลองพลาสติกเสียรูปอย่างถาวร

2. วิธีการรวบรวมข้อมูล

ได้จากการนับจำนวนแถบมืดที่เกิดรอบเกลียวแต่ละตำแหน่ง ในไลท์ฟิล บันทึกภาพถ่ายลำดับของแถบมืดที่ค่อยๆ ปรากฏเมื่อถ่วงน้ำหนักเพิ่มขึ้นจากจุดเริ่มต้นที่ไม่ได้ถ่วงน้ำหนักเลย จากนั้นถ่วงเพิ่มน้ำหนักทีละ 4.45 นิวตัน (1 ปอนด์) ไปเรื่อยๆ จนถึง 44.5 นิวตัน (10 ปอนด์) ซึ่งเมื่อนำมาคิดโมเมนต์แล้วแรงที่แบบจำลองรากฟันเทียมจะได้รับมากที่สุดมีค่า 255.875 นิวตัน (57.5 ปอนด์) ขนาดแรงที่มากที่สุดที่จะให้กระทำต่อแบบจำลองหาได้จากขึ้นตัวอย่างวงกลมที่นำมาใช้ทดสอบหาคุณสมบัติของวัสดุก่อนการทดลองจริง

3. การวิเคราะห์ข้อมูล

เพื่อสังเกตและเปรียบเทียบ ตำแหน่งและปริมาณของความเค้นที่เกิดจากการได้รับแรงของรากฟันเทียมรูปร่างต่างๆ กัน ผู้วิจัยได้หล่อแบบจำลอง ประกอบด้วย รากฟันเทียม 16 แบบ ฝังตัวอยู่ในสสาร PL-2 เรซิน ซึ่งมีคุณสมบัติเป็นสารไบรฟรินเจน การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อมองผ่านเครื่องมือโพลาไรสโคป บันทึกด้วยภาพสี โดยก่อนถ่ายภาพผลที่เกิดจากการให้แรงกับรากฟันเทียมแต่ละชนิด ได้ทำการทดลองให้แรงกับแผ่นเรซินรูปทรงกลมที่ได้หล่อเตรียมไว้ ทดลองซ้ำ 3 ครั้ง เพื่อสังเกตการเคลื่อนที่ของแถบมืดและนำมาใช้เป็นข้อมูลในการหาค่าเอฟ แวล्यू พบว่าแถบมืดเคลื่อนออกจากจุดศูนย์กลางการให้แรง ดังรูป 22 โดยแถบมืดซึ่งปรากฏเป็นแถบแรกในไลท์ฟิล จะเป็นลำดับที่ $1/2$ เมื่อให้แรงมากขึ้น จะปรากฏแถบมืดลำดับมากขึ้นเป็น $3/2, 5/2, 7/2, \dots$ ตามลำดับ จนสังเกตเห็นแถบมืดที่เริ่มวางตัวในแนวตั้งตัดแกน x (บันทึกน้ำหนักที่ให้, P_1 ; บันทึกลำดับของแถบมืด, N_1) และวัดระยะห่างจากจุดศูนย์กลางแผ่นวงกลมไปยังแถบมืด (บันทึกเป็นค่า x_1) เพิ่มน้ำหนักให้มากขึ้น จนสังเกตเห็นแถบมืดลำดับถัดไปวางตัวในแนวตั้งตัดแกน x ที่ระยะ x_1 (บันทึกน้ำหนักที่ให้, P_2 ; บันทึกลำดับของแถบมืด, N) ทดลองและบันทึกผล 5 ครั้ง นำค่าจุดบันทึกที่ได้มาคำนวณหาค่าเอฟ แวล्यू ตามสูตร

$$\text{สูตร } f = \frac{8P}{\pi DN} \times \frac{D^4 - 4D^2 X^2}{(D^2 + 4X^2)^2}$$

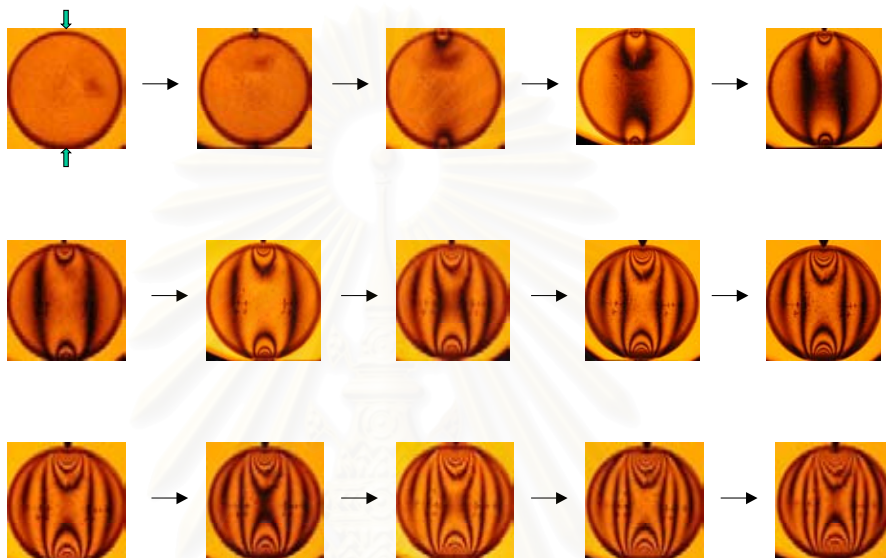
$$\text{เมื่อ } P = \text{น้ำหนัก (นิวตัน)}$$

$$D = \text{เส้นผ่านศูนย์กลางของแผ่นวงกลม (ซม.)}$$

$$N = \text{ลำดับที่ของแถบมืดที่วางตัวในแนวตั้งตัดแกน } x, N_n$$

$$X = \text{ระยะห่างบนแกน } x \text{ จากจุด } (0,0), X_n \text{ (ซม.)}$$

จากการทดลองนี้ คำนวณหาค่าเอฟ แวล्यू มีค่า 5.5502 เท่ากันทุกครั้งตลอด
การทดลอง
นำค่าเอฟ แวล्यूที่ได้ไปหาค่าความแตกต่างของความเค้น
(principal stresses, $\sigma_1 - \sigma_2$) ในแบบจำลอง



รูปที่ 22 แสดงการเคลื่อนตัวของแถบมืด (fringe patterns) ภายหลังได้รับแรง

ถ่ายรูปแบบที่เกิดจากการให้แรงโดยการถ่วงน้ำหนักเป็นลำดับตั้งแต่ก่อนให้แรง,
ให้แรง 4.45 นิวตัน (1 ปอนด์), 8.9 นิวตัน (2 ปอนด์),.....จนถึง 44.5 นิวตัน (10
ปอนด์) เพื่อสังเกตการเคลื่อนที่ของแถบมืดรอบรากเทียม โดยแถบมืดซึ่งปรากฏที่มุม
ล่างของรากเทียม และเคลื่อนตัวกระจายออกด้านข้างเป็นแถบแรกในไลต์ ฟิล จะ
เป็นลำดับที่ 1/2 เมื่อเพิ่มแรงจะปรากฏแถบมืดลำดับถัดมาเกิดที่มุมล่างของราก
เทียมเป็นลำดับที่ 3/2 จะปรากฏแถบมืดมากขึ้นเรื่อยๆ ตามแรงที่ให้ไปเพิ่มขึ้นจนถึง
44.5 นิวตัน (10 ปอนด์) นับจำนวนแถบมืดที่ปรากฏ ยังมีจำนวนแถบมืดมาก แสดง
ว่าปริมาณความเค้น (magnitude) ยิ่งมาก และยิ่งแถบมืดอยู่ชิดกันมาก แสดงว่ายิ่ง
มีการสะสมความเค้นมาก

ตรวจสอบแบบจำลองก่อนได้รับแรง ไม่ปรากฏความเค้นคงค้างจากการหล่อ
(initial stresses) แถบมืดที่สังเกตได้จึงเป็นผลโดยตรงจากแรงที่กระทำ

ศึกษาการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อมองผ่านเครื่องมือโพลาไรสโคป โดยการนับจำนวนของแถบมืดที่ปรากฏบนภาพถ่ายที่ได้จากการถ่วงน้ำหนักสุดท้าย (โดยแถบมืดที่ปรากฏรอบเกลียวแล้วกระจายออกด้านข้างเป็นแถบแรก จะเป็นลำดับที่ 1/2) จากนั้นนำค่าลำดับที่แถบมืดที่ปรากฏรอบเกลียว มาคำนวณหาค่าแรงเค้น ณ จุดรอบเกลียวนั้น ตามสูตรข้างล่าง

$$\sigma_1 - \sigma_2 \text{ (Principal stress)} = Nf_0/h$$

เมื่อ N เป็นค่าลำดับที่ของแถบมืด (fringe order) ที่เกิดขึ้น (ลำดับที่ 1/2, 3/2, 5/2, ..., n(n+1)/2)

f_0 เป็นค่า fringe value หรือ ค่าคงที่ของสาร (นิวตัน/ซม.)

h เป็นความหนาของแบบจำลอง (ซม.)

เปรียบเทียบลักษณะการกระจายความเค้นของรากเทียมรูปแบบต่างๆ จากลักษณะภาพถ่ายที่ปรากฏและค่าแรงเค้นที่คำนวณได้

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

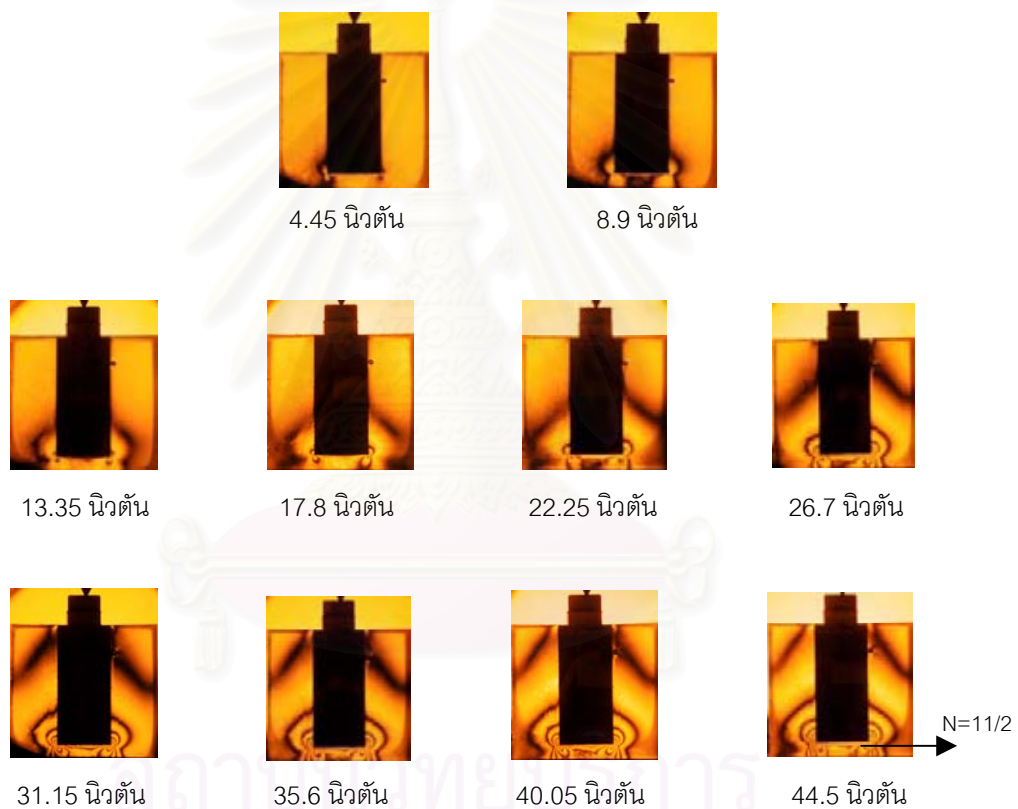
⁴⁵ Metals Handbook. 1948 edition. American society for metals. p 917

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผลการวิเคราะห์การกระจายความเค้นด้วยวิธีไฟโตอีลาสติก ได้ผลแสดงออกมาในรูปการเคลื่อนตัวของแถบมืดแสดงลักษณะการกระจายความเค้นภายหลังได้รับแรง

ตอนที่ 1 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมรูปร่าง 3 แบบ คือ ทรงกระบอก (cylinder), สอบเข้าหากัน 4 องศา (taper 4°), สอบเข้าหากัน 8 องศา (taper 8°)



รูปที่ 23 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอก เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

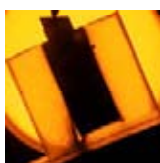
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบนในตำแหน่งคอของรากฟันเทียม เกิดแถบมืดลำดับที่ 11/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



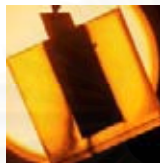
4.45 นิวตัน



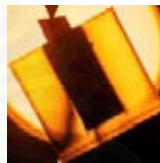
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



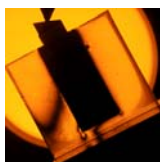
17.8 นิวตัน



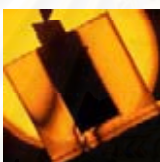
22.25 นิวตัน



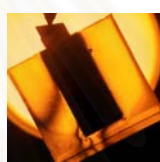
26.7 นิวตัน



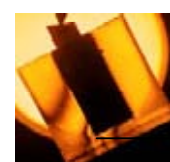
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

N=5/2

รูปที่ 24 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอก เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกดและเกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



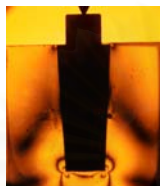
4.45 นิวตัน



8.9 นิวตัน



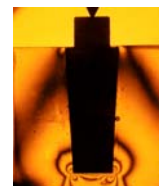
13.35 นิวตัน



17.8 นิวตัน



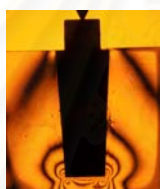
22.25 นิวตัน



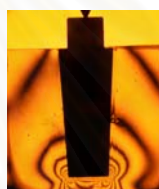
26.7 นิวตัน



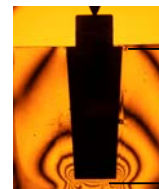
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

รูปที่ 25 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 4 องศา เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบนในตำแหน่งคอของรากฟันเทียม เกิดแถบมืดลำดับที่ $13/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $3/2$ ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



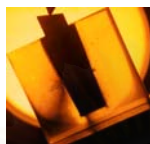
4.45 นิวตัน



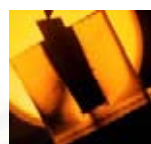
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



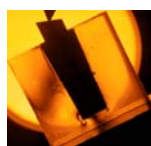
17.8 นิวตัน



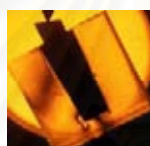
22.25 นิวตัน



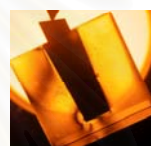
26.7 นิวตัน



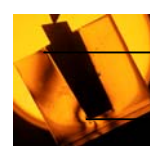
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน

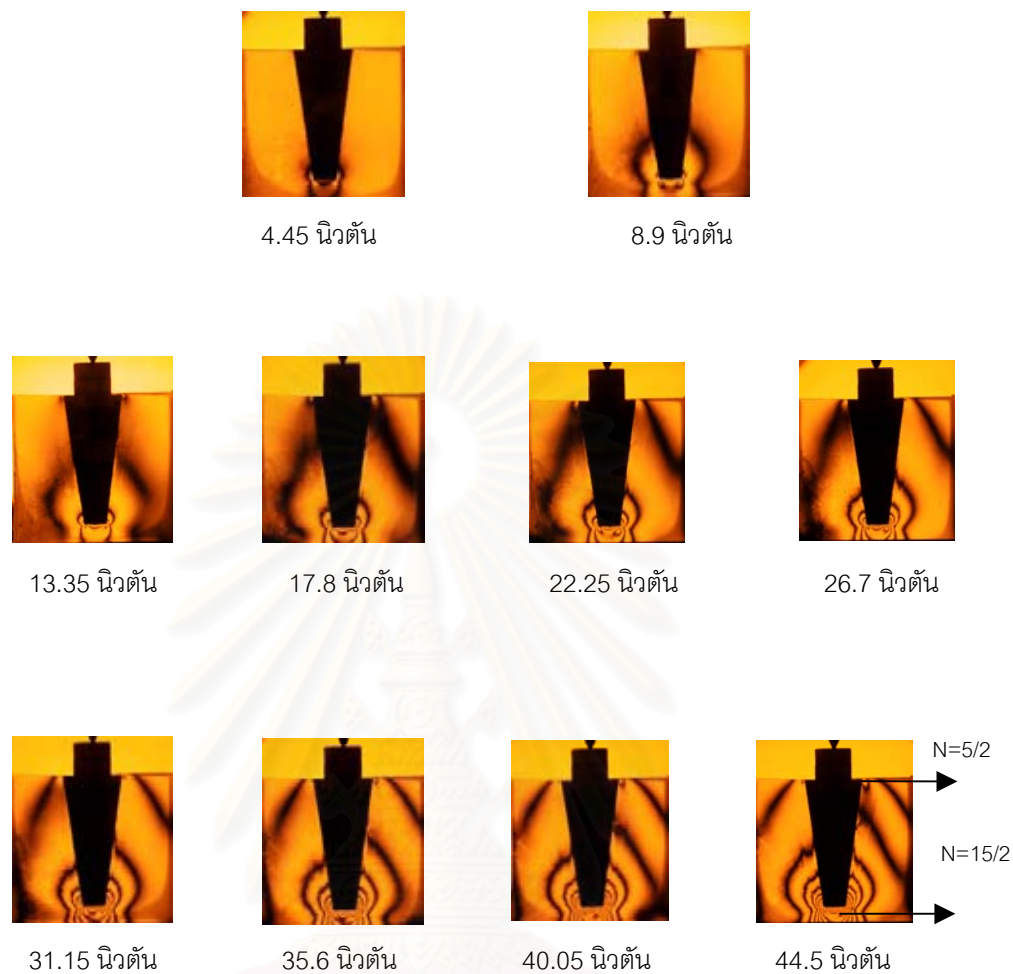


44.5 นิวตัน

รูปที่ 26 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 4 องศา เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

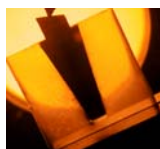
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ ที่ส่วนคอรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

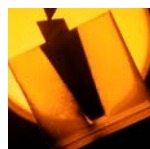


รูปที่ 27 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของรากฟันเทียมจำลองรูปทรงสอบ 8 องศา เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.5 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

พบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้น ความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบนในตำแหน่งคอของรากฟันเทียม เกิดแถบมืดลำดับที่ 15/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 5/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



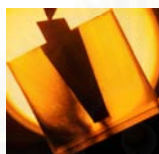
4.45 นิวตัน



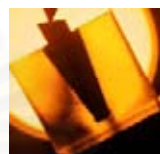
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



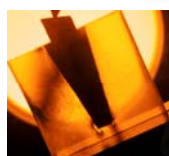
17.8 นิวตัน



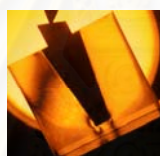
22.25 นิวตัน



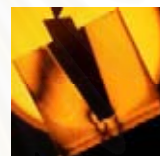
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

N=1/2

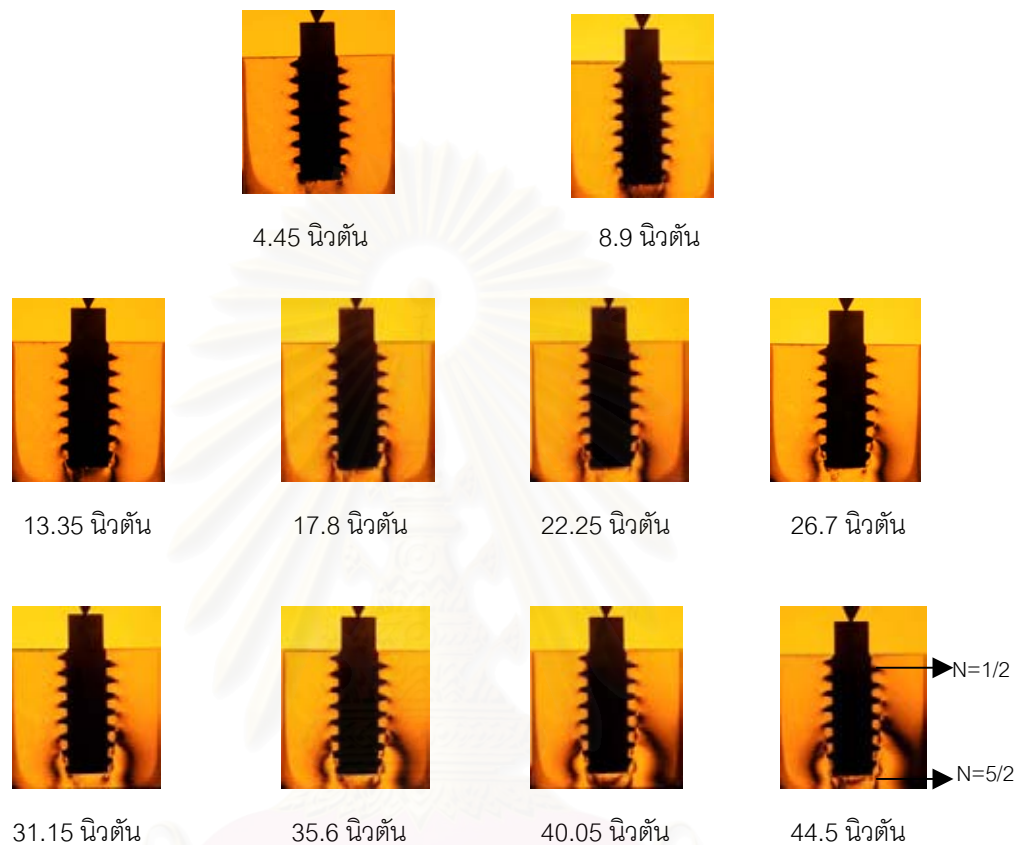
N=5/2

รูปที่ 28 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบ 8 องศา เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

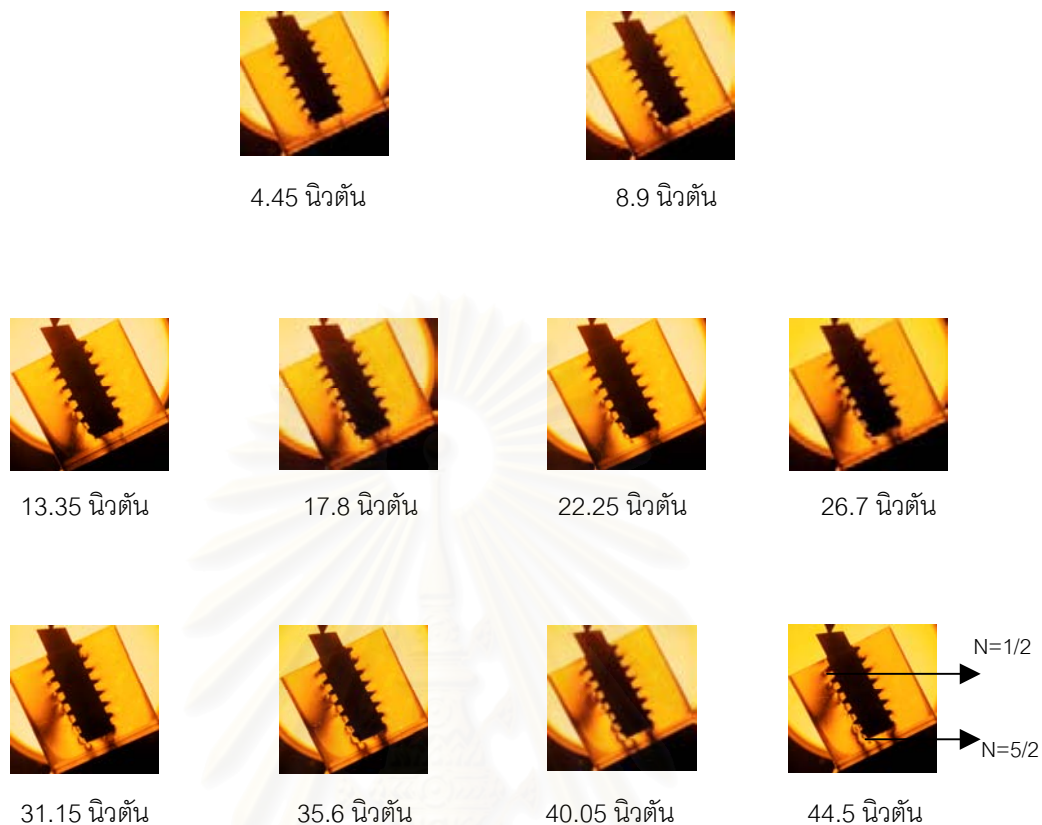
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตอนที่ 2 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีรูปร่างเกลียวแตกต่างกัน 4 แบบ (เกลียววี, เกลียวบัพเทรซ, เกลียววีเวิร์สบัพเทรซ และเกลียวสแควร์)



รูปที่ 29 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

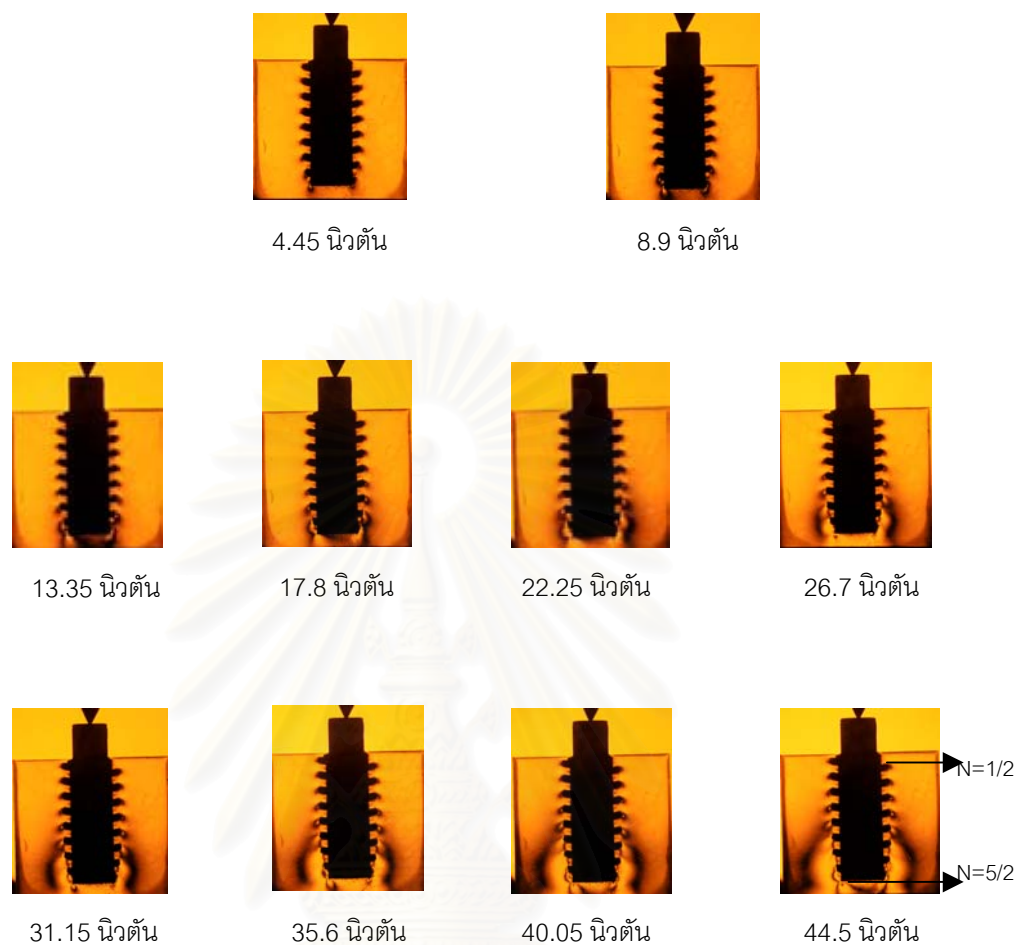
พบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้น ความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลาย ตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว มีความเค้นเล็กน้อยที่ส่วนกลางของรากฟันเทียม โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและเริ่มเกิดแถบมีดลำดับที่ 1/2 รอบปลายแหลมเกลียวในส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



รูปที่ 30 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 31 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียว บัณฑิตเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูง บริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว มีความเค้นเล็กน้อยที่ส่วนกลางของรากฟันเทียม เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและเริ่มเกิด แถบมืดลำดับที่ $1/2$ รอบปลายแหลมเกลียวในส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



4.45 นิวตัน



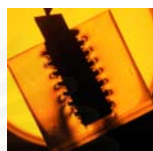
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



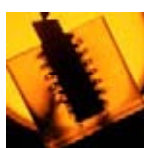
17.8 นิวตัน



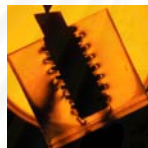
22.25 นิวตัน



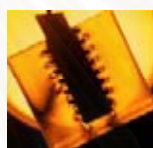
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

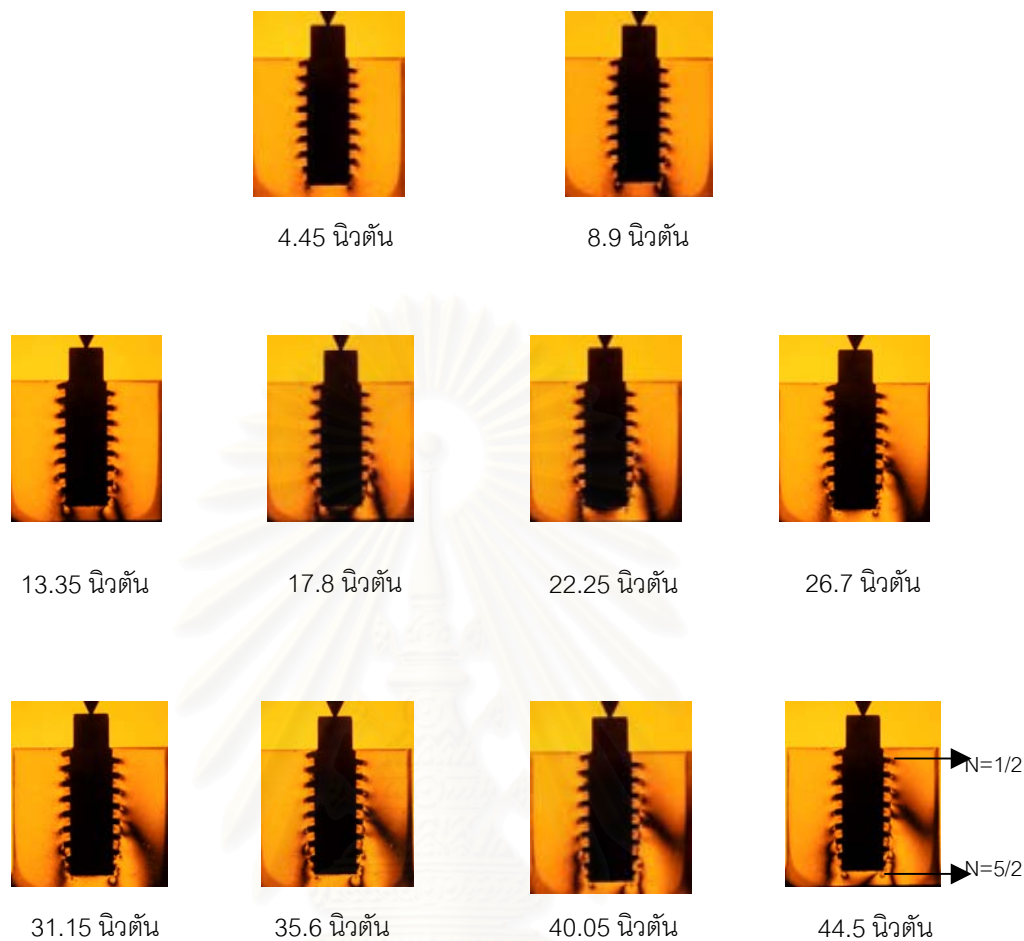
N=1/2

N=5/2

รูปที่ 32 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียว บัพทเทรสมือให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

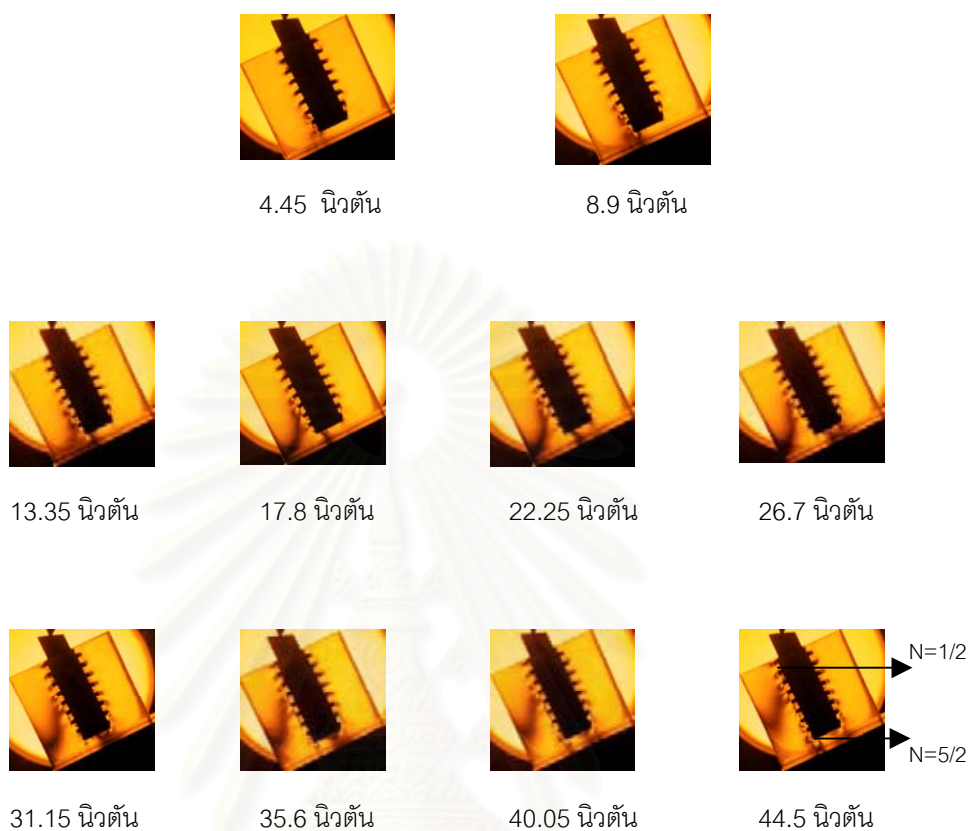
พบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 33 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีวีร์สัทเทอร์สเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

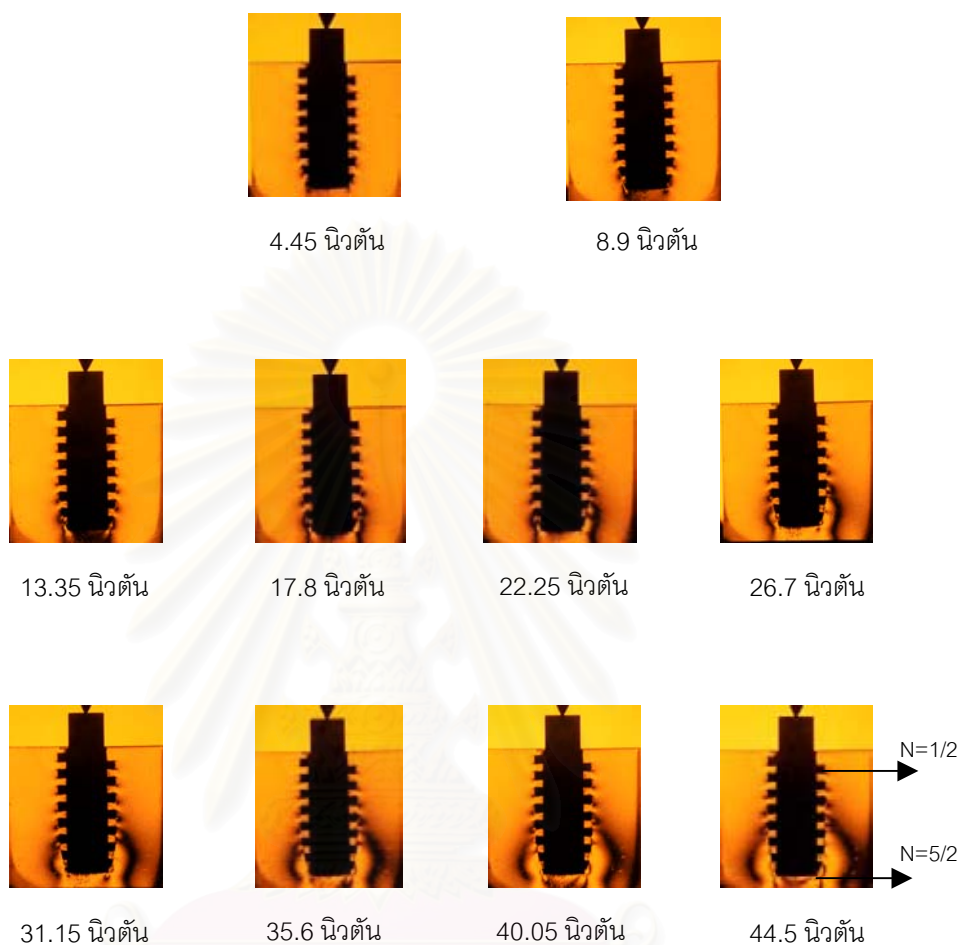
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว มีความเค้นเล็กน้อยที่ส่วนกลางของรากฟันเทียม โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและเริ่มเกิดแถบมีดลำดับที่ 1/2 รอบปลายแหลมเกลียวในส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



รูปที่ 34 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีวีร์สับทเทรลเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

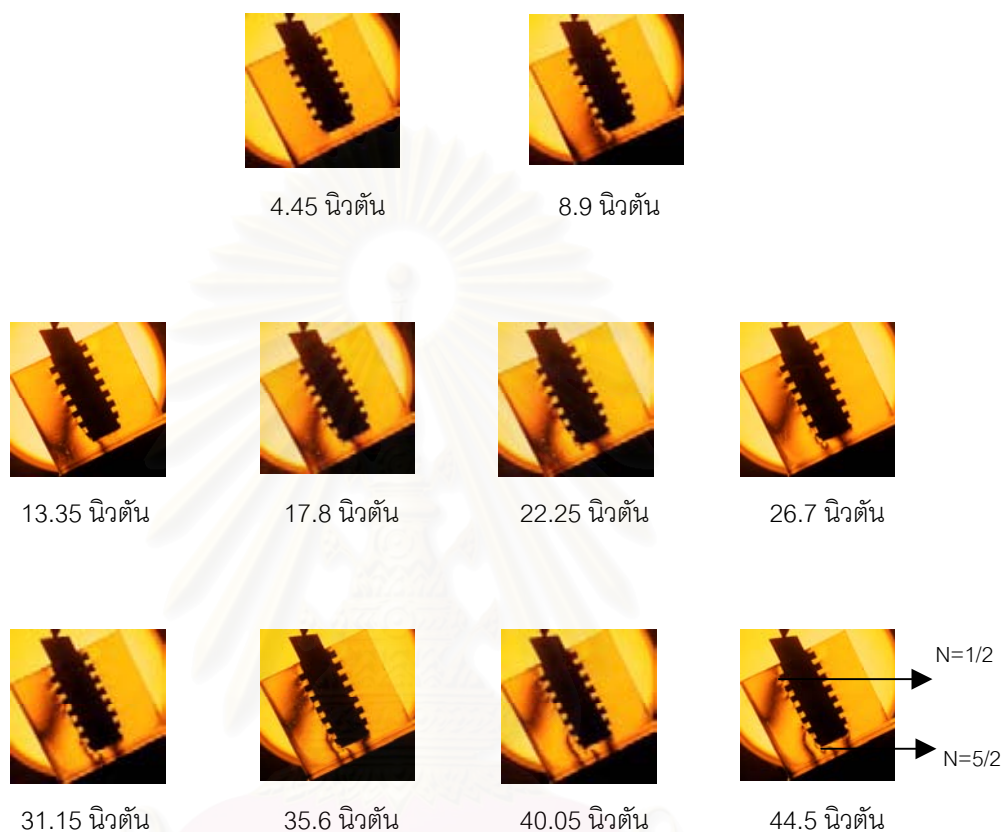
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 35 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียวสแควร์เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

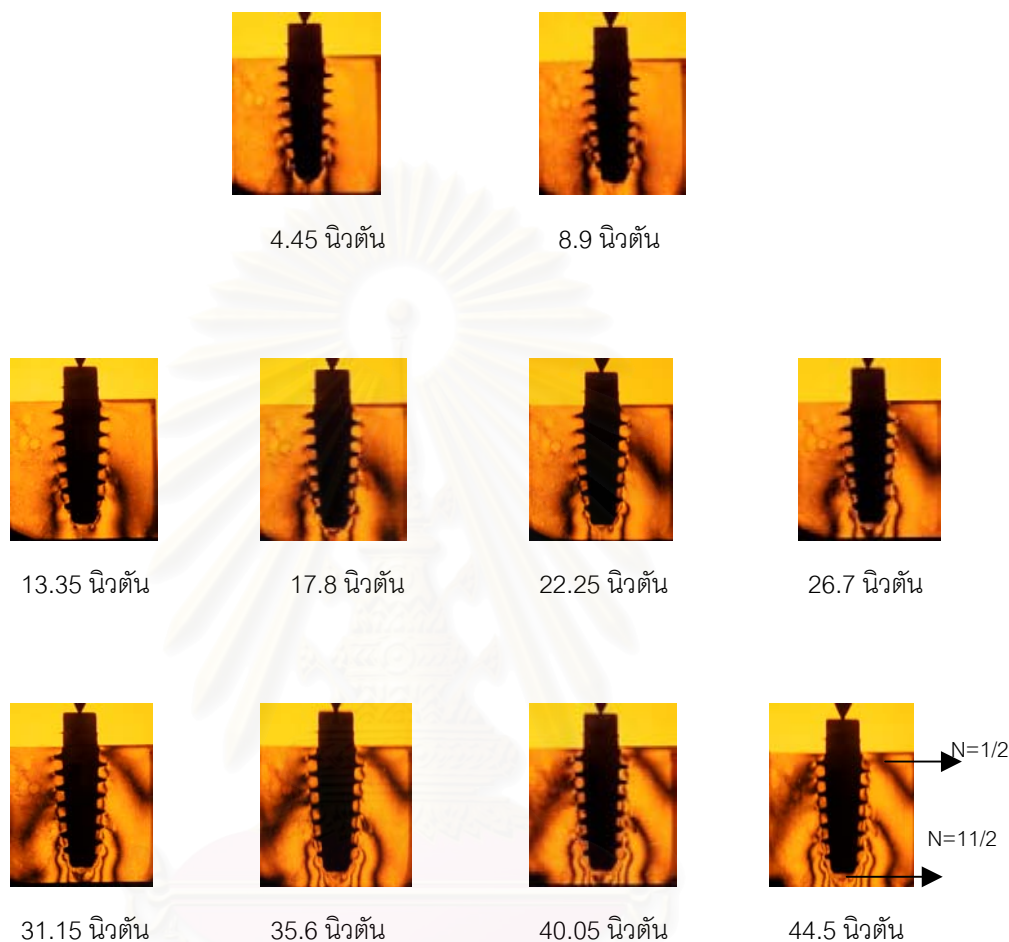
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว มีความเค้นเล็กน้อยที่ส่วนกลางของรากฟันเทียม โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและเริ่มเกิดแถบมีดลำดับที่ 1/2 รอบปลายแหลมเกลียวในส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



รูปที่ 36 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียวสแควร์เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง

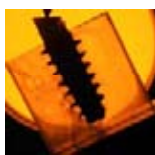
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมีดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

ตอนที่ 3 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงสอบที่มีรูปร่างเกลียวแตกต่างกัน 4 แบบ (เกลียววี, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรส และเกลียวสแควร์)

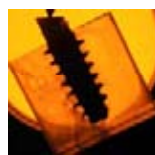


รูปที่ 37 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 11/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



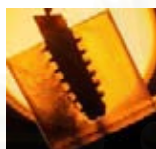
4.45 นิวตัน



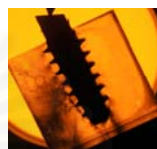
8.9 นิวตัน



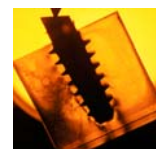
13.35 นิวตัน



17.8 นิวตัน



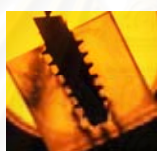
22.25 นิวตัน



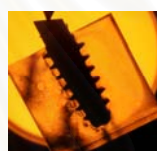
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

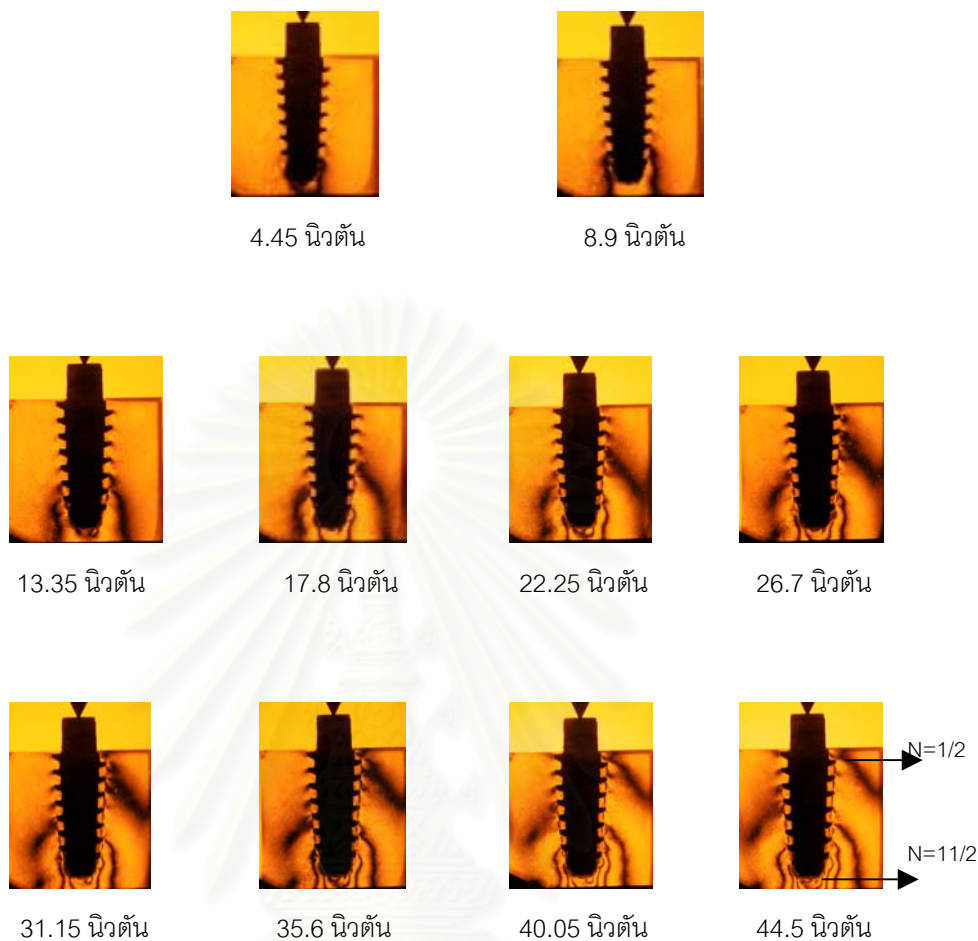
N=1/2

N=5/2

รูปที่ 38 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียววีเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเฉียง

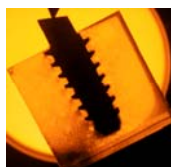
พบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

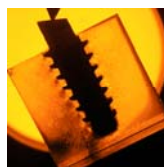


รูปที่ 39 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียว บัณฑิตเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

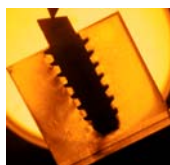
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูง บริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมืดลำดับที่ 11/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



4.45 นิวตัน



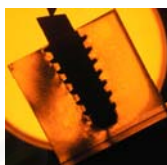
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



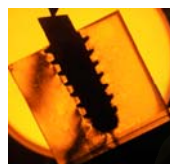
17.8 นิวตัน



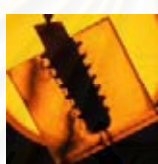
22.25 นิวตัน



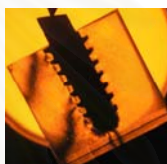
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

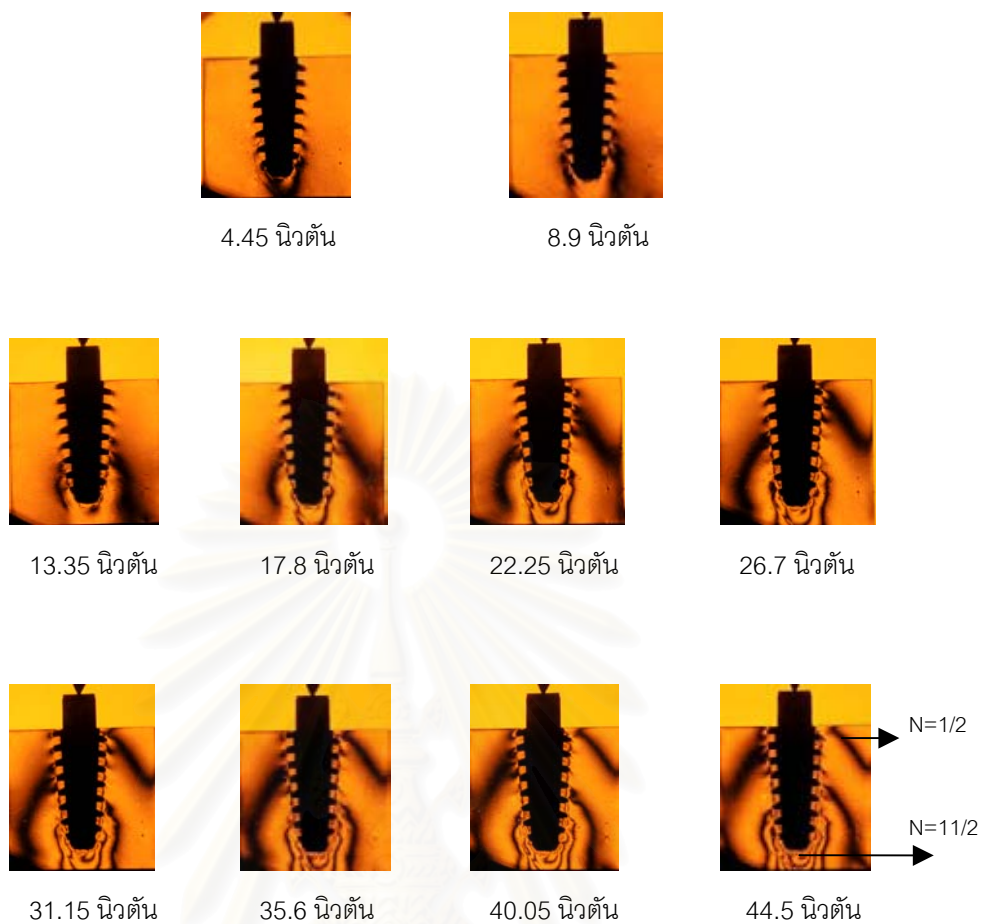
N=1/2

N=5/2

รูปที่ 40 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียว บัณฑิตเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



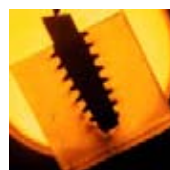
รูปที่ 41 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียว รีเวิร์สพาทเทรสมือให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูง บริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 11/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

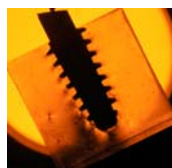
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



4.45 นิวตัน



8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



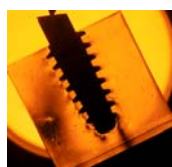
17.8 นิวตัน



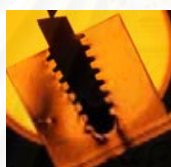
22.5 นิวตัน



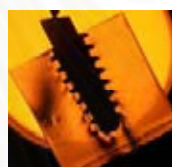
26.7 นิวตัน



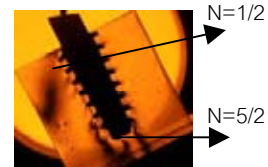
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน

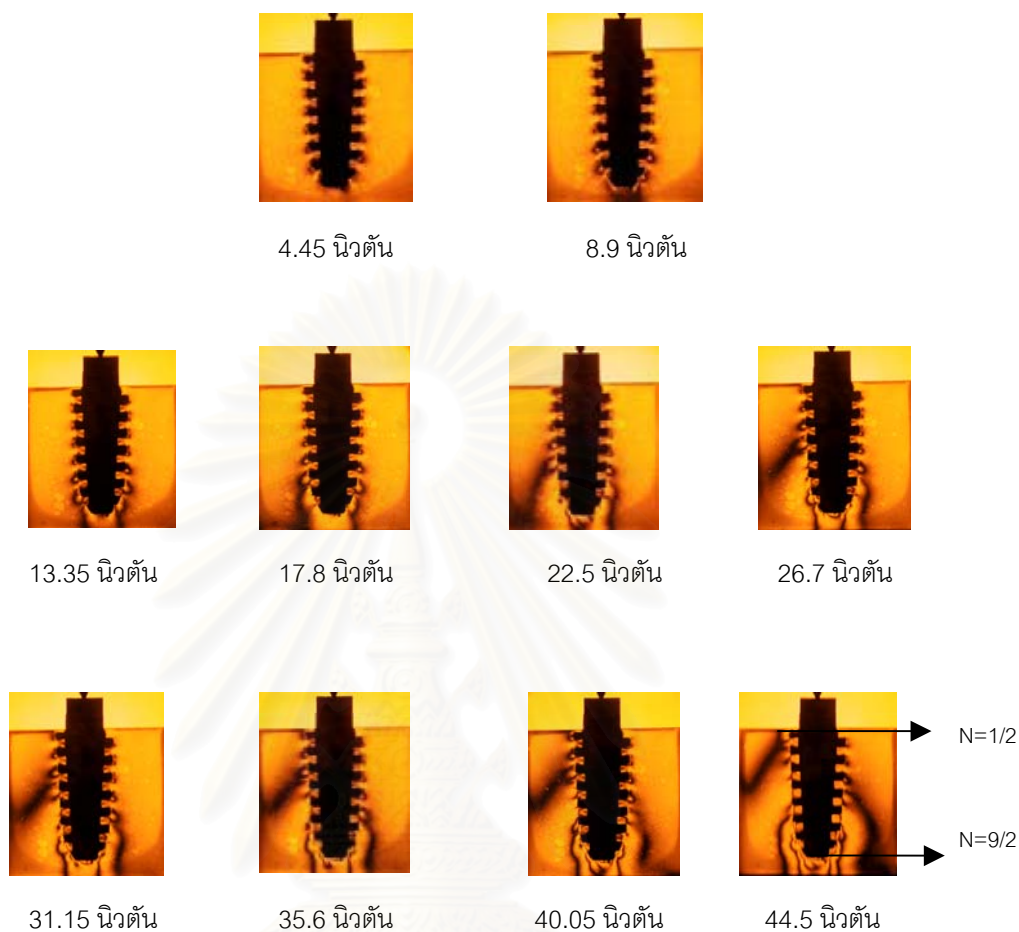


44.5 นิวตัน

รูปที่ 42 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียว รีเวิร์สพัทเทรสเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง

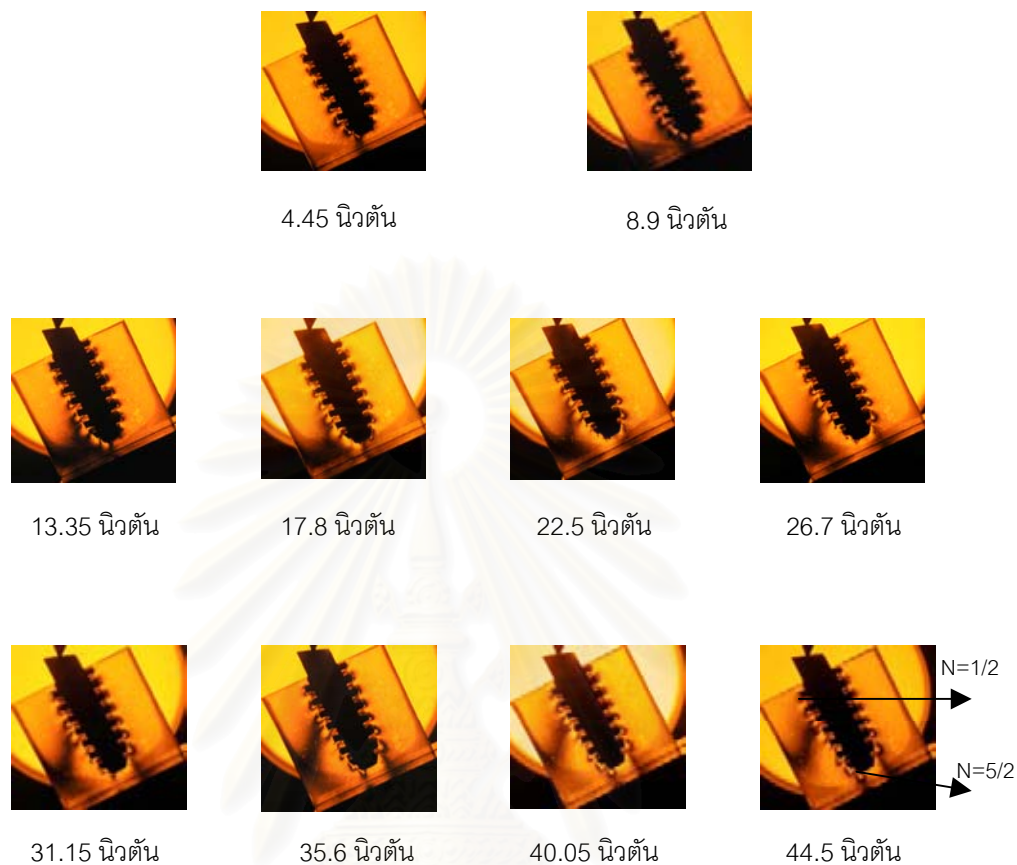
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 43 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสปริงเกลียว สแควร์เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูง บริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอ ของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ $9/2$ รอบมุมแหลมส่วน ปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



รูปที่ 44 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงสอบเกลียว สแควร์เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม ด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

ตอนที่ 4 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอกและทรงสอบที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวเพิ่มขึ้น



รูปที่ 45 แสดงภาพการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกที่เพิ่มระยะห่างระหว่างเกลียวเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตันในแนวแกน

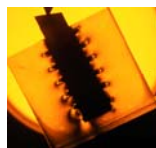
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมเมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ $9/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ บริเวณคอรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



4.45 นิวตัน



8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



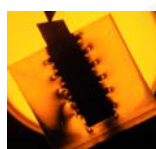
17.8 นิวตัน



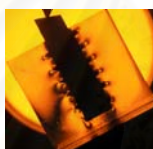
22.25 นิวตัน



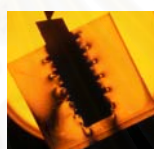
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

N=1/2

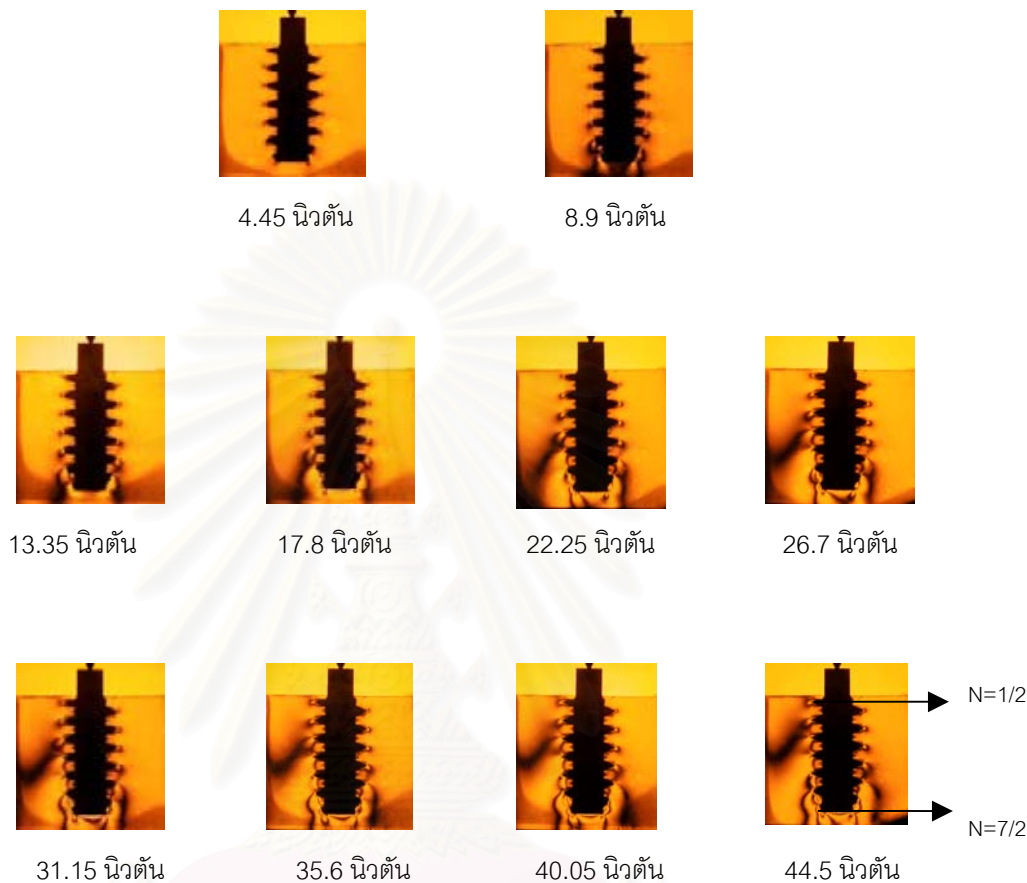
N=5/2

รูปที่ 46 แสดงภาพการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกที่เพิ่มระยะห่างระหว่างเกลียวเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 นิวตัน ถึง 44.5 นิวตันในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตอนที่ 5 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลง



รูปที่ 47 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในลดลง เมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.54 นิวตัน ในแนวแกน

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมืดลำดับที่ 7/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



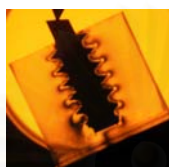
4.45 นิวตัน



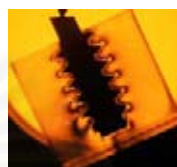
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



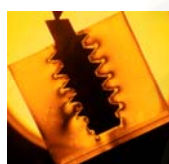
17.8 นิวตัน



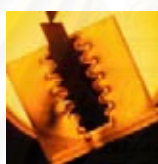
22.5 นิวตัน



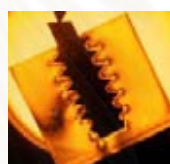
26.7 นิวตัน



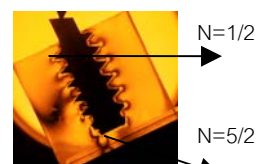
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



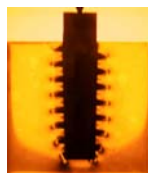
44.5 นิวตัน

รูปที่ 48 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่ลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

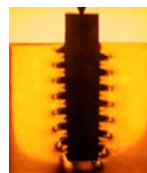
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม ด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

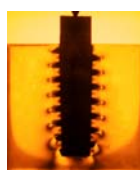
ตอนที่ 6 การกระจายความเค้นของรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน



4.45 นิวตัน



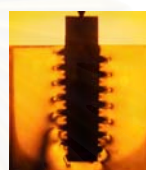
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



17.8 นิวตัน



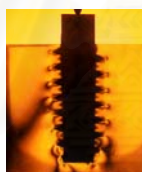
22.5 นิวตัน



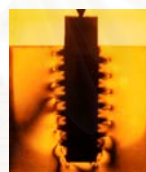
26.7 นิวตัน



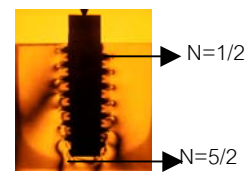
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



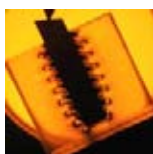
40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

รูปที่ 49 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

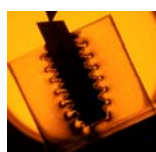
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



4.45 นิวตัน



8.9 นิวตัน



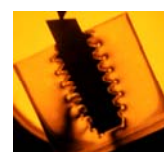
13.35 นิวตัน



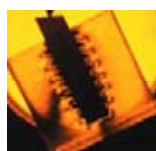
17.8 นิวตัน



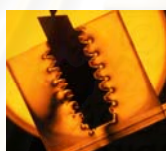
22.25 นิวตัน



26.7 นิวตัน



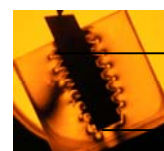
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

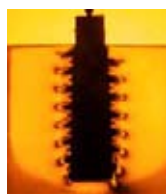
N=1/2

N=5/2

รูปที่ 50 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิด ความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและ ลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

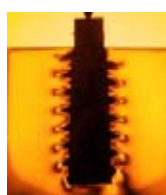
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



4.45 นิวตัน



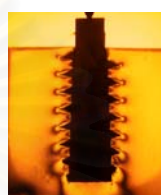
8.9 นิวตัน



13.35 นิวตัน



17.8 นิวตัน



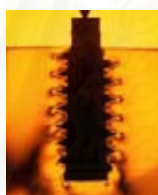
22.5 นิวตัน



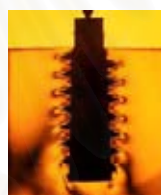
26.7 นิวตัน



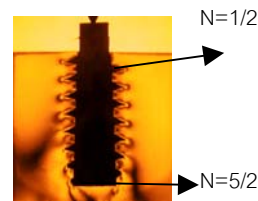
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



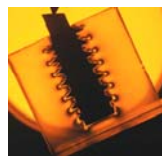
40.05 นิวตัน



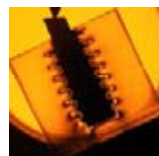
44.5 นิวตัน

รูปที่ 51 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววี ที่เพิ่มความสอบของแกนด้านในแบบรีเวิร์สเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน

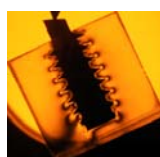
จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$ รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ $1/2$ บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



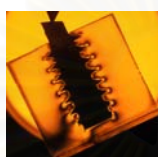
4.45 นิวตัน



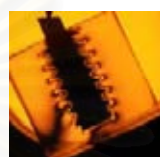
8.9 นิวตัน



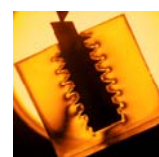
13.35 นิวตัน



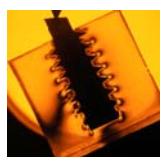
17.8 นิวตัน



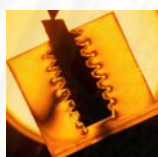
22.5 นิวตัน



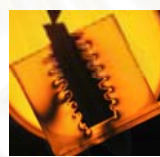
26.7 นิวตัน



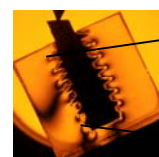
31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

N=1/2

N=5/2

รูปที่ 52 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงระบอบเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์สเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียง

จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่
ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิด
ความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและ
ลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตอนที่ 7 การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกที่ลดความลึกของเกลียวได้จากส่วนคอไปยังส่วนปลาย



รูปที่ 53 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวลดลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลายเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวแกน จากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียม เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน มีความเค้นสูงบริเวณส่วนปลายตำแหน่งกัน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียว ตำแหน่งส่วนกลางและคอของรากฟันเทียมมีความเค้นน้อยลงตามลำดับ โดยเกิดแถบมีดลำดับที่ 7/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 บริเวณคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน



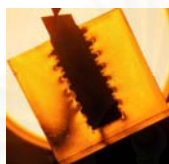
4.45 นิวตัน



8.9 นิวตัน



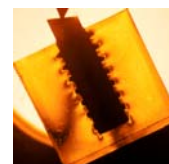
13.35 นิวตัน



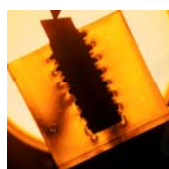
17.8 นิวตัน



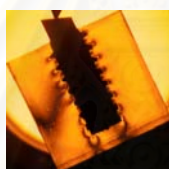
22.25 นิวตัน



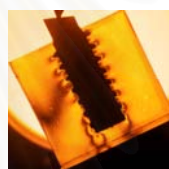
26.7 นิวตัน



31.15 นิวตัน



35.6 นิวตัน



40.05 นิวตัน



44.5 นิวตัน

N=1/2

N=5/2

รูปที่ 54 แสดงลักษณะการกระจายความเค้นของแบบจำลองรากฟันเทียมรูปทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวลดลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลายเมื่อให้แรงตั้งแต่ 4.45 ถึง 44.5 นิวตัน ในแนวเอียงจากการทดลองพบว่าเริ่มเกิดความเค้นตำแหน่งรอบมุมแหลมของปลายรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกด เมื่อให้แรงมากขึ้นความเค้นจะกระจายตัวออกด้านข้างและขยายขึ้นด้านบน โดยเกิดความเค้นสูงที่ด้านที่ได้รับแรงกด เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 รอบมุมแหลมส่วนปลายรากฟันเทียมและลำดับที่ 1/2 ที่ส่วนคอของรากฟันเทียมเมื่อให้แรงครบ 44.5 นิวตัน

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ตารางที่ 2 แสดงลำดับที่ของแถบมืดที่ปรากฏและค่าความเค้นในกระดูกรอบรากฟันเทียมแบบต่างๆ เมื่อให้แรงตามแนวแกนรากฟันเทียม

แบบจำลองรากฟันเทียม	ตำแหน่งรอบปลายรากฟันเทียม		ตำแหน่งรอบคอรากฟันเทียม	
	ลำดับที่ของ แถบมืด (N)	ค่าความเค้น (นิวตัน/ซม. ²)	ลำดับที่ของ แถบมืด (N)	ค่าความเค้น (นิวตัน/ซม. ²)
1. รากเทียมทรงกระบอก	11/2	48.07	1/2	4.37
2. รากเทียมทรงสอบ 4 องศา	13/2	56.81	3/2	13.11
3. รากเทียมทรงสอบ 8 องศา	15/2	65.55	5/2	21.85
4. รากเทียมทรงกระบอกเกลียวรูปตัววี	5/2	21.85	1/2	4.37
5. รากเทียมทรงกระบอกเกลียว บัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
6. รากเทียมทรงกระบอกเกลียว รีเวิร์สบัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
7. รากเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์	5/2	21.85	1/2	4.37
8. รากเทียมทรงสอบเกลียวรูปตัววี	11/2	48.07	1/2	4.37
9. รากเทียมทรงสอบเกลียวบัทเทรส	11/2	48.07	1/2	4.37
10. รากเทียมทรงสอบเกลียว รีเวิร์สบัทเทรส	11/2	48.07	1/2	4.37
11. รากเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์	9/2	39.33	1/2	4.37
12. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มระยะ ห่างระหว่างเกลียว	9/2	39.33	1/2	4.37
13. รากเทียมทรงกระบอกที่ลดขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางด้านใน	7/2	30.59	1/2	4.37
14. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านใน	5/2	21.85	1/2	4.37
15. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านในแบบรีเวิร์ส	5/2	21.85	1/2	4.37
16. รากเทียมทรงกระบอกที่ลดความ ลึกเกลียวจากส่วนคอไปยังส่วนปลาย	7/2	30.59	1/2	4.37

ตารางที่ 3 แสดงลำดับที่ของแถบมืดที่ปรากฏและค่าความเค้นในกระดุมรอบรากเทียมแบบต่างๆ เมื่อให้แรงเฉียงทำมุม 20 องศาับรากฟันเทียม

แบบจำลองรากฟันเทียม	ตำแหน่งรอบปลายรากฟันเทียม		ตำแหน่งรอบคอรากฟันเทียม	
	ลำดับที่ของแถบมืด (N)	ค่าความเค้น (นิวตัน/ซม. ²)	ลำดับที่ของแถบมืด (N)	ค่าความเค้น (นิวตัน/ซม. ²)
1. รากเทียมทรงกระบอก	5/2	21.85	0	0
2. รากเทียมทรงสอบ 4 องศา	5/2	21.85	1/2	4.37
3. รากเทียมทรงสอบ 8 องศา	5/2	21.85	1/2	4.37
4. รากเทียมทรงกระบอกเกลียวรูปตัววี	5/2	21.85	1/2	4.37
5. รากเทียมทรงกระบอกเกลียว บัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
6. รากเทียมทรงกระบอกเกลียว รีเวิร์สบัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
7. รากเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์	5/2	21.85	1/2	4.37
8. รากเทียมทรงสอบเกลียวรูปตัววี	5/2	21.85	1/2	4.37
9. รากเทียมทรงสอบเกลียวบัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
10. รากเทียมทรงสอบเกลียว รีเวิร์สบัทเทรส	5/2	21.85	1/2	4.37
11. รากเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์	3/2	13.11	1/2	4.37
12. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มระยะ ห่างระหว่างเกลียว	5/2	21.85	1/2	4.37
13. รากเทียมทรงกระบอกที่ลดขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางด้านใน	5/2	21.85	1/2	4.37
14. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านใน	5/2	21.85	1/2	4.37
15. รากเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความ สอบของแกนด้านในแบบรีเวิร์ส	5/2	21.85	1/2	4.37
16. รากเทียมที่ลดความลึกเกลียวจาก ส่วนคอไปยังส่วนปลาย	5/2	21.85	1/2	4.37

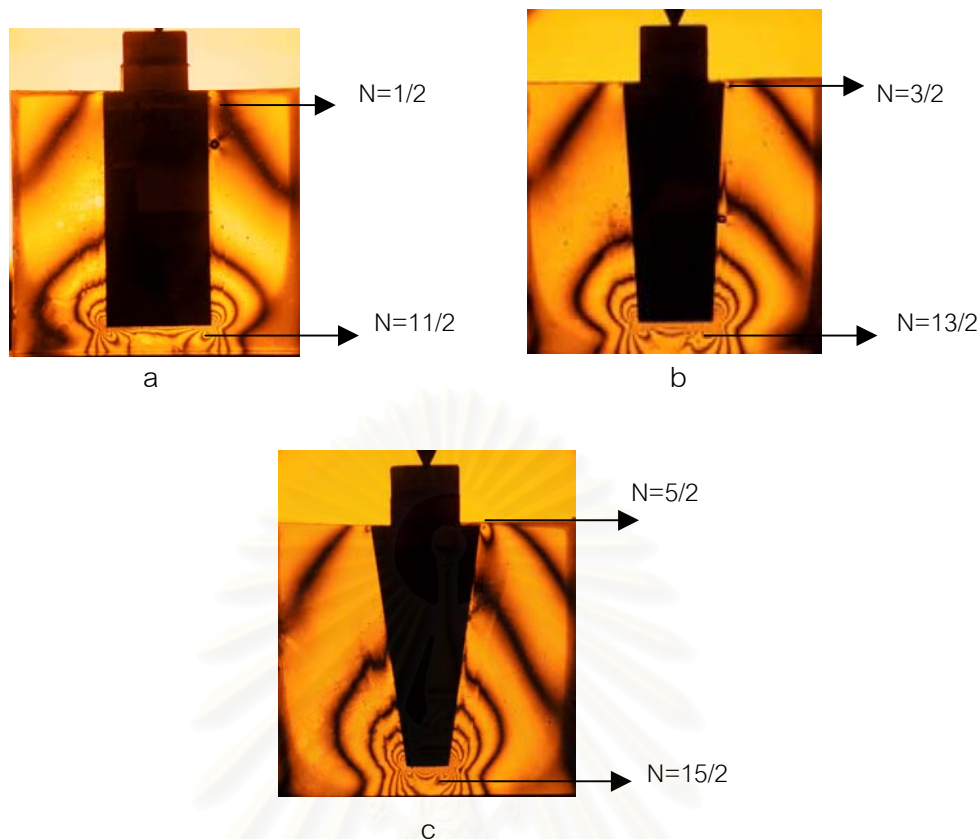
รายงานผลการวิจัยและอภิปรายผล

ในการวิจัยได้ใช้วิธีการทางไฟโตอีลาสติกในการวิเคราะห์การกระจายความเค้นในแบบจำลองรากฟันเทียมรูปร่างต่างๆ กันทั้งหมด 16 แบบ ผลของการวิจัยสรุปได้ดังนี้

1. การกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมรูปทรงกระบอก, ทรงสอบ 4 องศา และ ทรงสอบ 8 องศา

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 3 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกันมีความเค้นหนาแน่น (stress intensity) ที่ส่วนปลายรากฟันเทียมบริเวณมุมแหลมของรากฟันเทียมทั้งสองข้าง โดยรากฟันเทียมแบบสอบเข้าหากัน 8 องศา แสดงให้เห็นว่าเกิดความเค้นมากที่สุด (เกิดแถบมืดลำดับที่ 15/2) ในขณะที่รากฟันเทียมแบบสอบเข้าหากัน 4 องศาเกิดความเค้นมากเป็นลำดับรองลงมา (เกิดแถบมืดลำดับที่ 13/2) ส่วนรากฟันเทียมทรงกระบอกเกิดความเค้นน้อยที่สุด (เกิดแถบมืดลำดับที่ 11/2) ดังรูปที่ 55

เมื่อสังเกตและเปรียบเทียบความเค้นบริเวณรอบคอรากฟันเทียม พบว่ามีแถบมืดเกิดที่มุมแหลมของรากฟันเทียม แต่น้อยกว่าบริเวณส่วนปลาย โดยรากฟันเทียมแบบสอบเข้าหากัน 8 องศาเกิดความเค้นมากกว่าแบบอื่น (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ส่วนรากฟันเทียมแบบสอบเข้าหากัน 4 องศาเกิดแถบมืดลำดับที่ 3/2 และรากฟันเทียมทรงกระบอกเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2



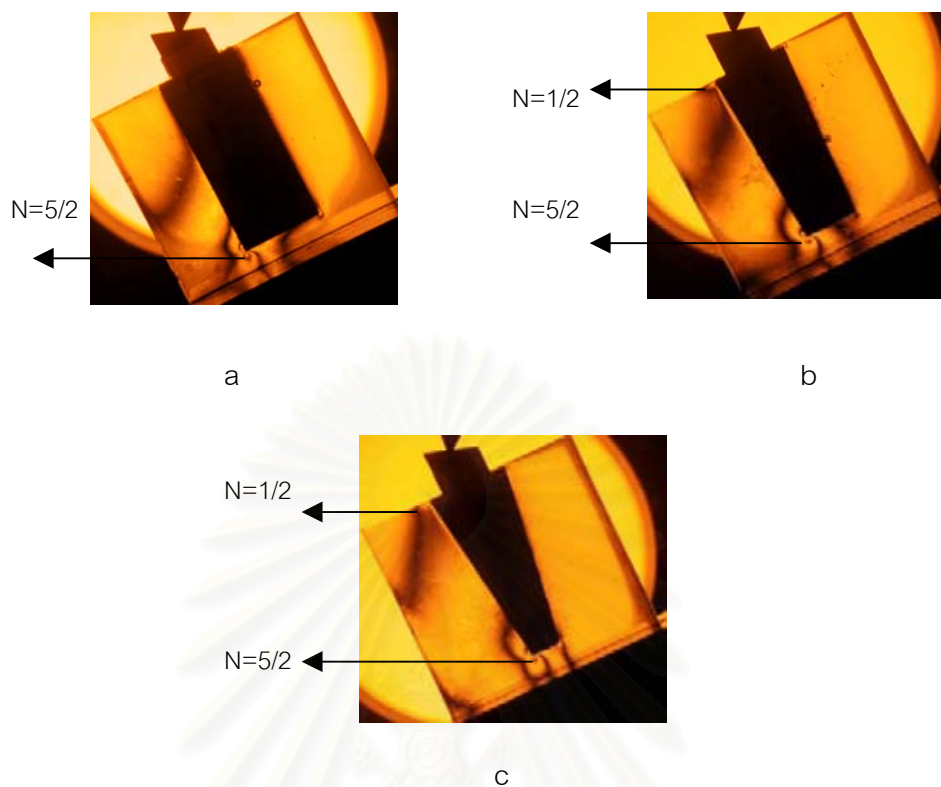
รูปที่ 55 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวแกน

- a รากฟันเทียมทรงกระบอก
- b รากฟันเทียมทรงสอบ 4 องศา
- c รากฟันเทียมทรงสอบ 8 องศา

เมื่อให้แรงแนวเฉียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 3 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมในตำแหน่งส่วนปลายของด้านที่ได้รับแรง และเกิดในปริมาณใกล้เคียงกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2)

ดังรูปที่ 56

เมื่อสังเกตและเปรียบเทียบความเค้นบริเวณรอบคอรากฟันเทียม พบว่ามีแถบมืดเกิดที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง แต่น้อยกว่าบริเวณส่วนปลายรากฟันเทียมเช่นกัน โดยรากฟันเทียมแบบสอบเข้าหากัน 4 องศาและ 8 องศาเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 เท่ากัน ในขณะที่รากฟันเทียมทรงกระบอกไม่เกิดความเค้นสะสม



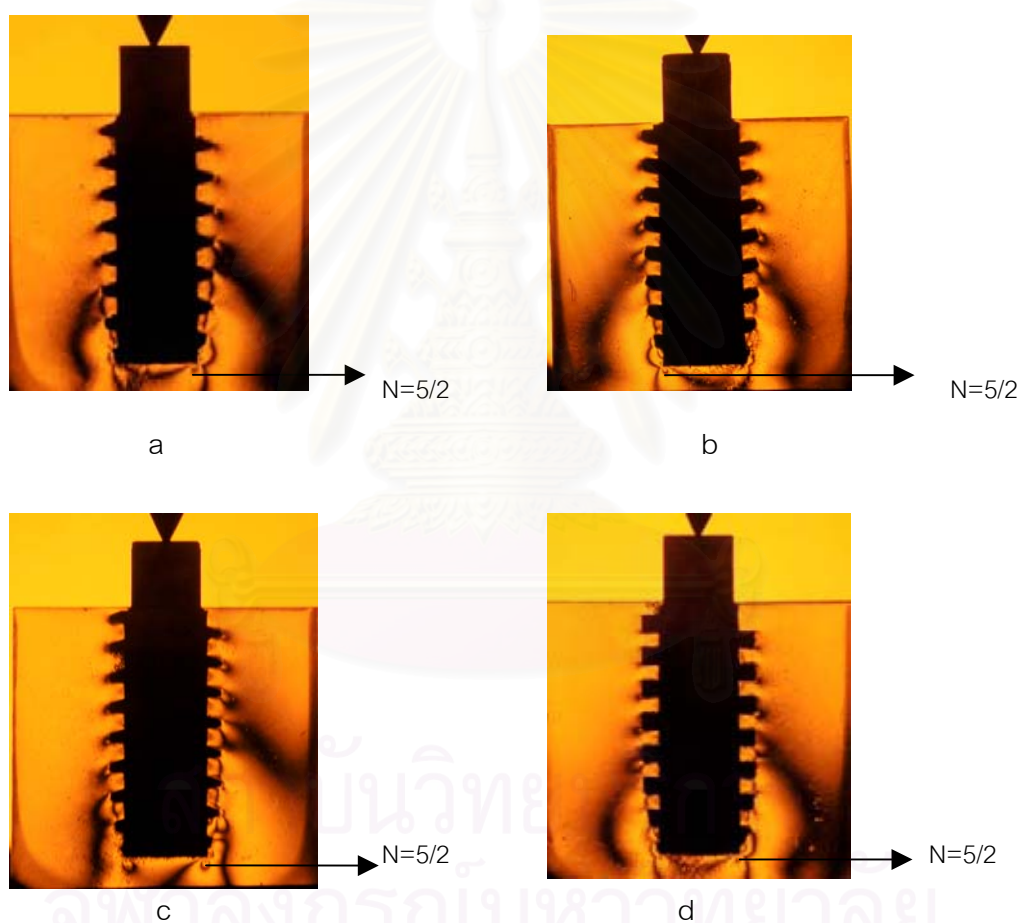
รูปที่ 56 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมเมื่อได้รับแสงแนวเฉียง

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอก
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบ 4 องศา
- c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบ 8 องศา

ความแตกต่างของการกระจายความเค้นของรากฟันเทียมที่มีความสอบต่างกันนี้ เป็นผลมาจากความแตกต่างของพื้นที่ผิวสัมผัสรับแรงกด ยิ่งรากฟันเทียมมีความสอบมาก พื้นที่ผิวสัมผัสที่ช่วยกระจายแรงกดยิ่งน้อย ทำให้แรงต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่มีค่าสูง เกิดความหนาแน่นของความเค้นในกระดุมปริมาณสูงกว่า

2. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรส และเกลียวสแควร์

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นสูงที่ส่วนปลายรากฟันเทียมบริเวณฐาน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียวรากฟันเทียม เกิดความเค้นเล็กน้อยรอบส่วนคอรากฟันเทียม (เริ่มเกิดแถบมืดลำดับที่ $1/2$ ในบางเกลียว) และแทบจะไม่มีมีความเค้นเกิดขึ้นบริเวณระหว่างเกลียว รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบนั้นเกิดความเค้นสูงสุดในปริมาณไม่แตกต่างกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ $5/2$) ดังรูปที่ 57

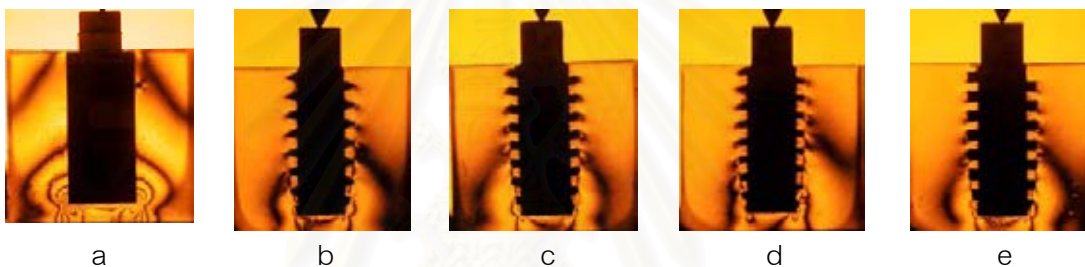


รูปที่ 57 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมครอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวรูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวแกน

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวบัทเทรส
- c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีเวิร์สบัทเทรส
- d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์

จากการทดลองจะเห็นได้ว่า รากฟันเทียมทั้ง 4 รูปแบบแสดงให้เห็นลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน ซึ่งไม่เป็นที่น่าแปลกใจเพราะทั้งสี่มีรูปทรงกระบอก (cylindrical) ที่เหมือนกัน และถึงแม้รูปร่างของเกลียวจะมีความแตกต่างกัน เกลียวสแควร์มีพื้นที่ผิวสัมผัสกับกระดูกมากที่สุด ในขณะที่เกลียวบัทเทรสและวีเวิร์สบัทเทรสมีพื้นที่ผิวสัมผัสน้อยที่สุด แต่ผลของการกระจายความเค้นไม่มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจน

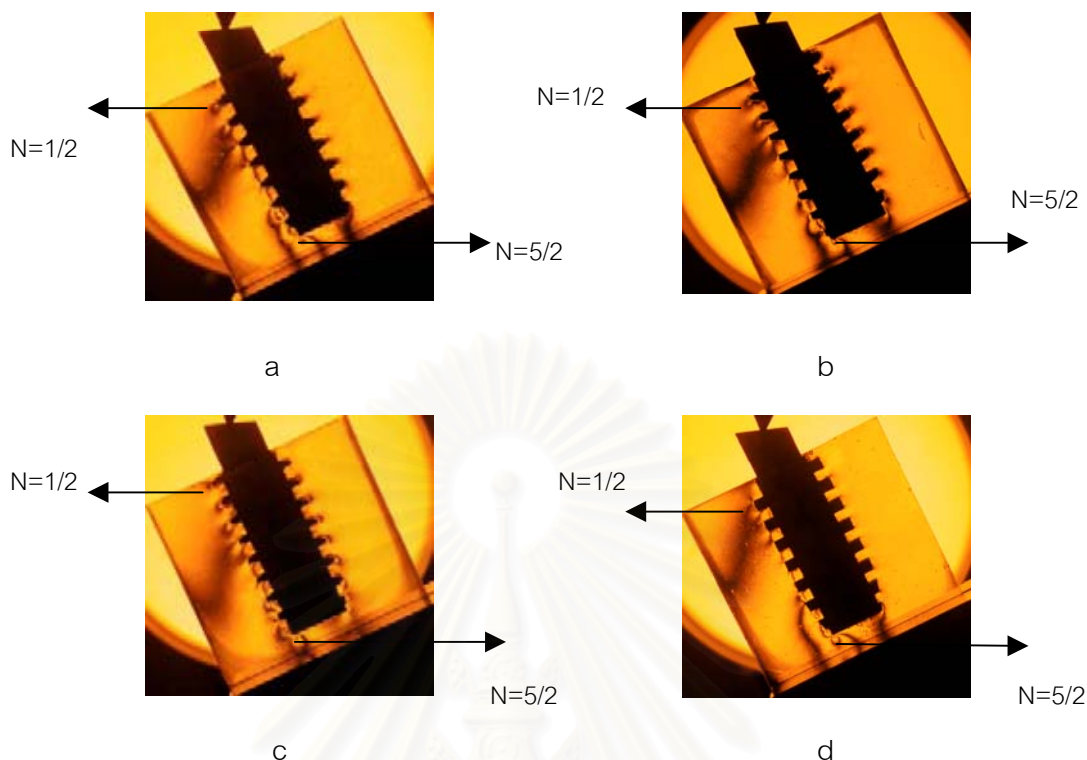
เมื่อเปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวและไม่มีเกลียว พบว่ารากฟันเทียมทรงกระบอกชนิดเกลียวจะเกิดความเค้นในกระดูกปริมาณน้อยกว่ารากฟันเทียมทรงกระบอกชนิดไม่มีเกลียวอย่างชัดเจน แสดงว่าการออกแบบรากฟันเทียมโดยการเพิ่มเกลียวแบบใดก็ตามให้กับรากฟันเทียมจะช่วยให้มีการกระจายความเค้นในกระดูกดีขึ้นและเกิดความเค้นในกระดูกปริมาณลดลง ดังรูปที่ 58



รูปที่ 58 เปรียบเทียบความเค้นในกระดูกรอบรากฟันเทียมทรงกระบอกชนิดมีเกลียวและไม่มีเกลียว

- a รากฟันเทียมทรงกระบอกไม่มีเกลียว
- b รากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
- c รากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวบัทเทรส
- d รากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีเวิร์สบัทเทรส
- e รากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์

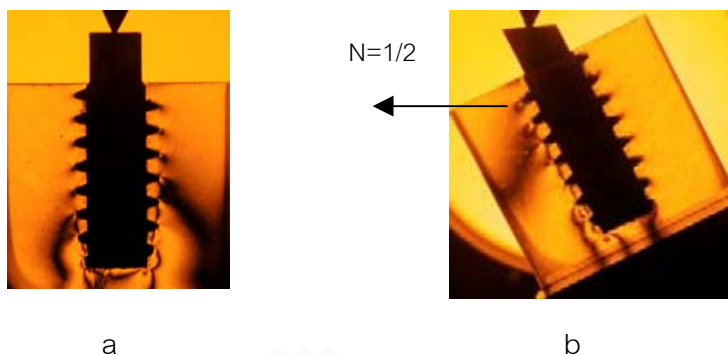
เมื่อให้แรงแนวเอียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมทั้งคล้ายกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง และเกิดความเค้นมากในตำแหน่งปลายรากฟันเทียม โดยทั้ง 4 แบบมีความเค้นปริมาณใกล้เคียงกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) มีความเค้นเล็กน้อยในบริเวณรอบคอรากฟันเทียม (เกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2) ดังรูปที่ 59



รูปที่ 59 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวรูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวเฉียง

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวบัทเทรส
- c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีวีวีบัทเทรส
- d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียวสแควร์

เมื่อเปรียบเทียบแรงแนวเฉียงและแรงแนวแกน พบว่า แรงแนวเฉียงทำให้เกิดความเค้นสะสมที่กระดูกตลอดด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงและบริเวณรอบส่วนคอรากฟันเทียมในปริมาณที่มากกว่าเมื่อได้รับแรงแนวแกน ดังรูปที่ 60 สนับสนุนข้อสรุปที่ค้นพบโดย Glickman และคณะ⁴⁵ ศึกษาแรงเค้นที่เกิดรอบเยื่อหุ้มปริทันต์เมื่อได้รับแรงแนวแกน (axial force) และแรงที่ไม่ผ่านจุดศูนย์กลางตัวฟัน (tipping force) สรุปได้ว่าจะเกิดอันตรายต่อกระดูกล้อมรอบรากฟันได้เมื่อได้รับแรงนอกแกนฟัน



รูปที่ 60 เปรียบเทียบความเค้นในกระตุกตำแหน่งรอบส่วนคอ รากฟันเทียมที่เกิดจากรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีเหมือนกันแต่ได้รับแรงในแนวต่างกัน

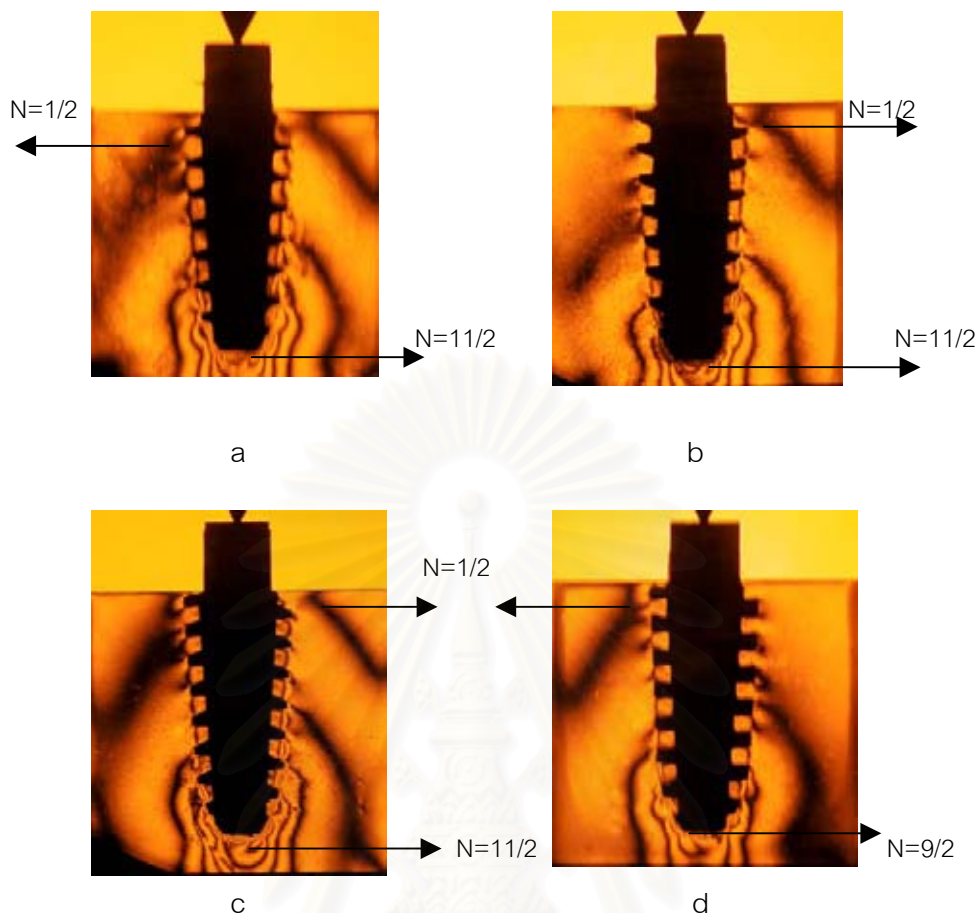
a แรงแนวแกน

b แรงแนวเอียง

3. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงสอบ 4 องศาเกลียววี, เกลียววีทเทรส, เกลียววีวีร์สบัทเทรส และเกลียวสแควร์

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นส่วนใหญ่เกิดบริเวณปลายรากฟันเทียมตำแหน่งฐาน, มุมแหลมและส่วนปลายสุดของเกลียวรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววี, เกลียววีทเทรส และเกลียววีวีร์สบัทเทรส เกิดความเค้นในปริมาณไม่แตกต่างกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 11/2) ในขณะที่รากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์เกิดความเค้นน้อยกว่า (เกิดแถบมืดลำดับที่ 9/2) รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบมีความเค้นเล็กน้อยปรากฏรอบส่วนคอ รากฟันเทียม ดังรูปที่

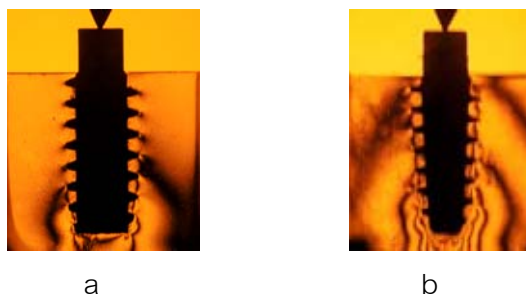
61



รูปที่ 61 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุกกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียวรูปร่างต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวแกน

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววี
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวบีทเทรส
- c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววีเวิร์สบีทเทรส
- d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์

เมื่อเปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมทรงกระบอกและทรงสอบ 4 องศา จะเห็นได้ว่ารากฟันเทียมทรงสอบเกิดความเค้นโดยรวมมากกว่า (ทั้งตำแหน่งรอบส่วนปลายและรอบคอรากฟันเทียม) ผลที่ได้นี้สอดคล้องกับการเปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมไม่มีเกลียวแต่มีความสอบต่างกัน และรากฟันเทียมทรงสอบจะมีปริมาณความเค้นมากกว่ารากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีเกลียวแบบเดียวกัน



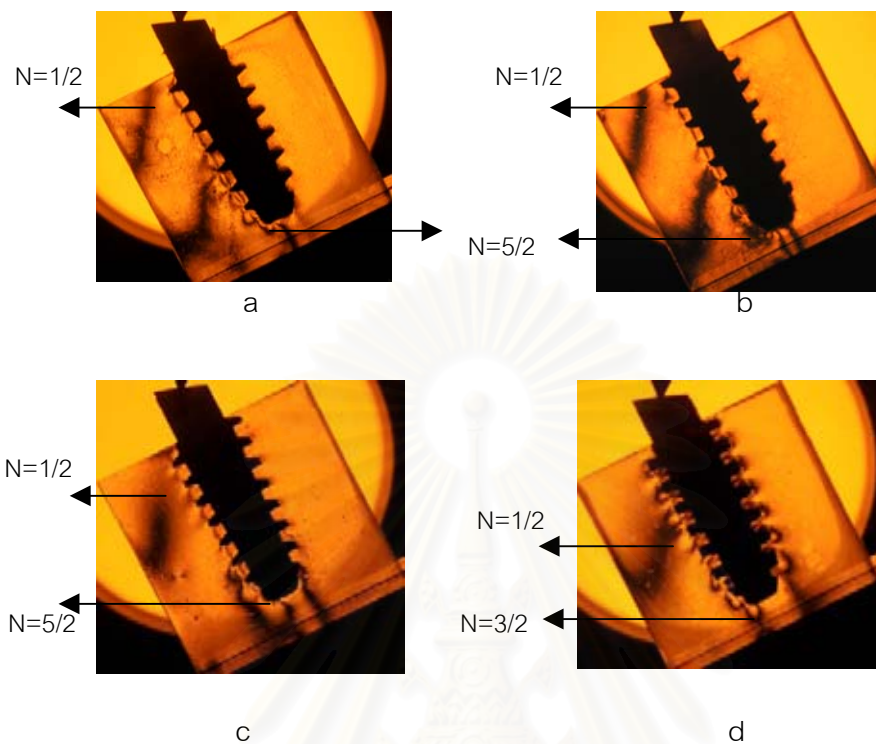
รูปที่ 62 เปรียบเทียบความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมเกลียววีเมื่อได้รับแรงแนวแกน

a รากฟันเทียมทรงกระบอก

b รากฟันเทียมทรงสอบ

เมื่อให้แรงแนวเอียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 4 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง และเกิดความเค้นมากในตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววี, เกลียวบัทเทรส และเกลียววีเวิร์สบัทเทรส เกิดความเค้นในปริมาณใกล้เคียงกัน (เกลียววี, เกลียวบัทเทรส เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2, เกลียววีเวิร์สบัทเทรส เริ่มเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 รอบมุมแหลมบริเวณฐานส่วนปลายรากฟันเทียม) ในขณะที่รากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์เกิดความเค้นน้อยกว่า (เกิดแถบมืดลำดับที่ 3/2) ส่วนในตำแหน่งรอบคอรากฟันเทียม พบว่ารากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์เกิดความเค้นน้อยกว่าเกลียวแบบอื่นเช่นเดียวกัน (เกลียววี, เกลียวบัทเทรส เกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 และกระจายออกด้านข้างแล้ว ในขณะที่เกลียววีเวิร์สบัทเทรสเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 รอบปลายเกลียวและเริ่มกระจายออกด้านข้าง ส่วนเกลียวสแควร์ยังไม่เกิดแถบมืดในตำแหน่งรอบคอรากฟันเทียม) ดังรูปที่ 63

สถาบันนวัตกรรมการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 63 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบที่มีเกลียวรูป
แบบต่างๆ เมื่อได้รับแรงแนวเอียง

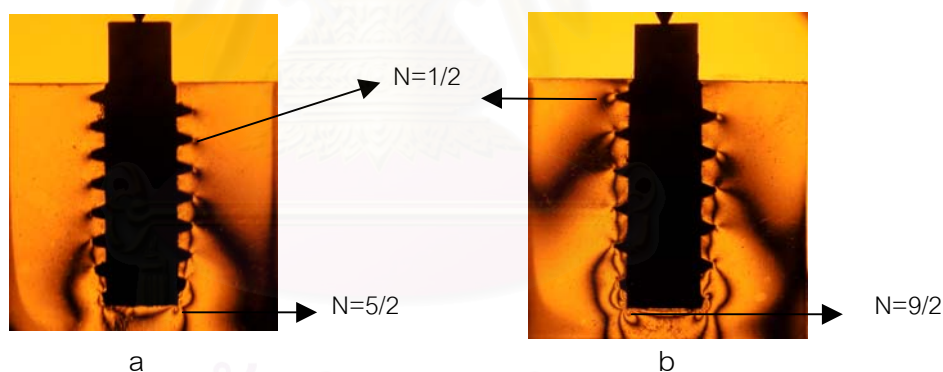
- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววี
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวรัทเทรส
- c แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียววีเวิร์สรัทเทรส
- d แบบจำลองรากฟันเทียมทรงสอบเกลียวสแควร์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวแตกต่างกัน

การเลือกเกลียวรูปตัววีมาเปรียบเทียบ เนื่องจากเกลียววีมีประสิทธิภาพในการตัดกระดูกได้สูงและจากผลการทดลองพบว่ารูปร่างของเกลียววีมีผลน้อยมากต่อการกระจายความเค้นในกระดูกครอบรากฟันเทียม ดังนั้นเกลียวแบบใดแบบหนึ่งจึงสามารถเป็นตัวแทนเกลียวแบบอื่นได้

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นส่วนใหญ่อยู่บริเวณรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวน้อย (2.91 มม.) หรือเกลียวละเอียด เกิดความเค้นน้อยกว่า (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ในขณะที่รากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวมาก (4.37 มม.) หรือเกลียวหยาบ เกิดความเค้นในปริมาณสูงกว่า (เกิดแถบมืดลำดับที่ 9/2) และในตำแหน่งรอบส่วนคอรากฟันเทียม พบว่ารากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวน้อยเกิดความเค้นน้อยกว่าเช่นกัน (เริ่มเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 ในบางเกลียว ในขณะที่รากฟันเทียมที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวมากเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 เป็นวงกว้างและเกิดขึ้นทุกเกลียว ซึ่งแสดงถึงการมีความเค้นปริมาณมากกว่า) ดังรูปที่ 64



รูปที่ 64 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกครอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวแกน

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีระยะห่างระหว่างเกลียวน้อย
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีระยะห่างระหว่างเกลียวมาก

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายแรงโดยรวมที่คล้ายกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง และเกิดความเค้นมากในตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ มีความเค้นในปริมาณใกล้เคียงกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 65



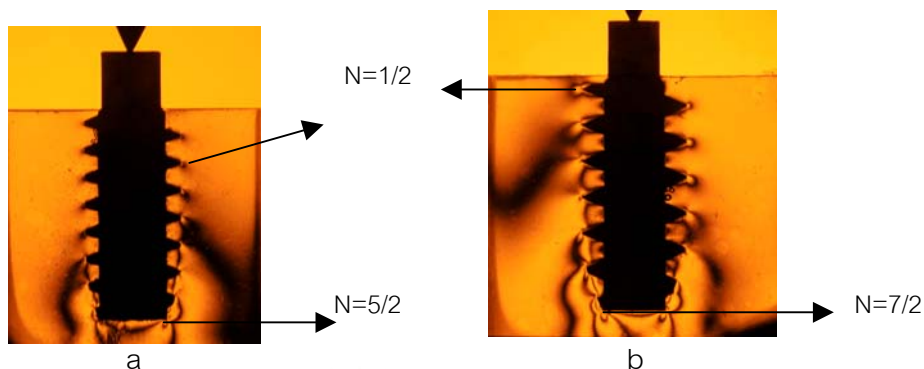
รูปที่ 65 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีทีที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวเอียง

- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีทีที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวน้อย
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีทีที่มีระยะห่างระหว่างเกลียวมาก

จากการทดลองเมื่อให้แรงแนวตั้ง จะเห็นได้ว่าการเพิ่มระยะห่างระหว่างเกลียวหรือลดจำนวนเกลียว นั้น เป็นการลดลงของพื้นที่ผิวสัมผัสในการถ่ายทอดความเค้นสู่กระดุม การกระจายแรงเค้นจึงเกิดน้อย ทำให้เกิดความเค้นในกระดุมสูงขึ้น

5. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในแตกต่างกัน

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นสูงบริเวณรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในแคบ (10.86 มม.) เกิดความเค้นสูงกว่า (ตำแหน่งรอบส่วนปลายเกิดแถบมืดลำดับที่ 7/2 และ ตำแหน่งรอบเกลียวส่วนคอของรากฟันเทียมเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2) ในขณะที่รากฟันเทียมทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในกว้าง (13.57 มม.) เกิดความเค้นปริมาณน้อยกว่า (ตำแหน่งส่วนปลายเกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 และ เริ่มเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 ในบางเกลียวของส่วนคอ) ดังรูปที่ 66

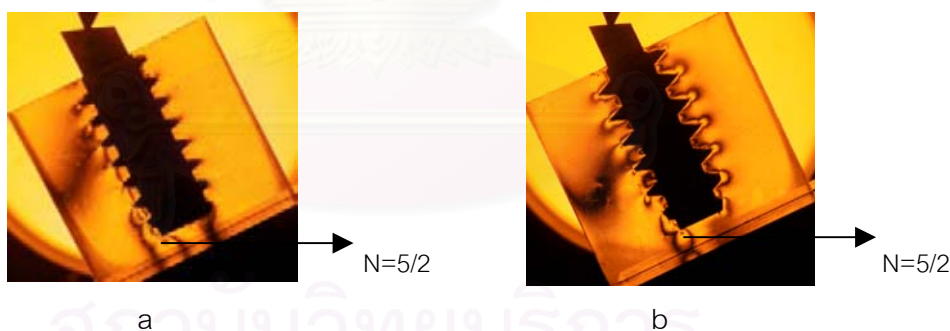


รูปที่ 66 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวแกน

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในกว้าง

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในแคบ

เมื่อให้แรงแนวเฉียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายแรงโดยรวมที่คล้ายกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง และเกิดความเค้นสูงในตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ มีความเค้นปริมาณใกล้เคียงกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 67



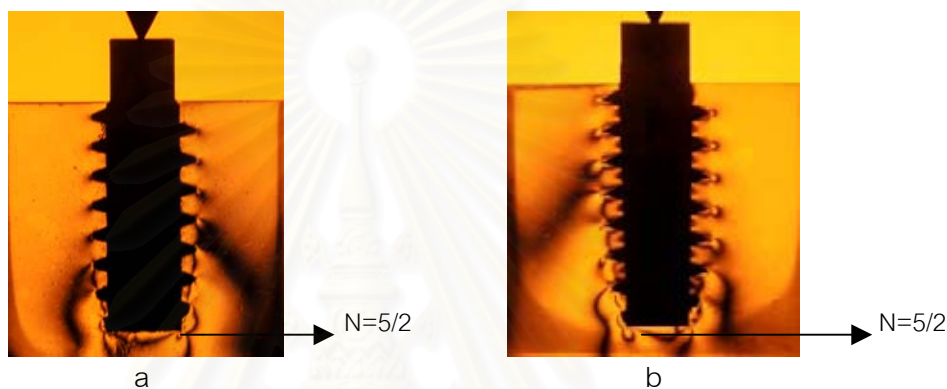
รูปที่ 67 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในไม่เท่ากันเมื่อได้รับแรงแนวเฉียง

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในกว้าง

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในแคบ

จากการทดลองเมื่อให้แรงแนวตั้ง จะเห็นว่าเมื่อลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนด้านในเท่ากับเป็นการลดลงของพื้นที่ผิวสัมผัสที่ส่วนฐานของรากฟันเทียมในการกระจายแรงเค้นสู่กระดูก ทำให้เกิดความเค้นในกระดูกเพิ่มขึ้น

6. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน เปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมที่แกนด้านในเป็นทรงกระบอกและรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน 2 องศา พบว่า รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นสูงอยู่รอบส่วนปลายรากฟันเทียมและมีความเค้นในปริมาณใกล้เคียงกัน (รากฟันเทียมที่แกนด้านในเป็นทรงกระบอกเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 ส่วนรากฟันเทียมที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน 2 องศาเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 เช่นกันแต่เป็นวงกว้างกว่า) ดังรูปที่ 68

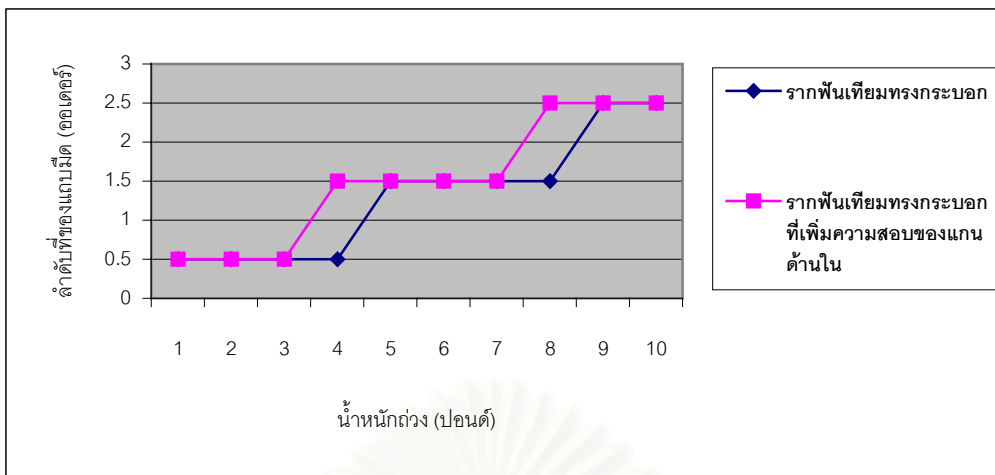


รูปที่ 68 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในเมื่อได้รับแรงแนวแกน

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี

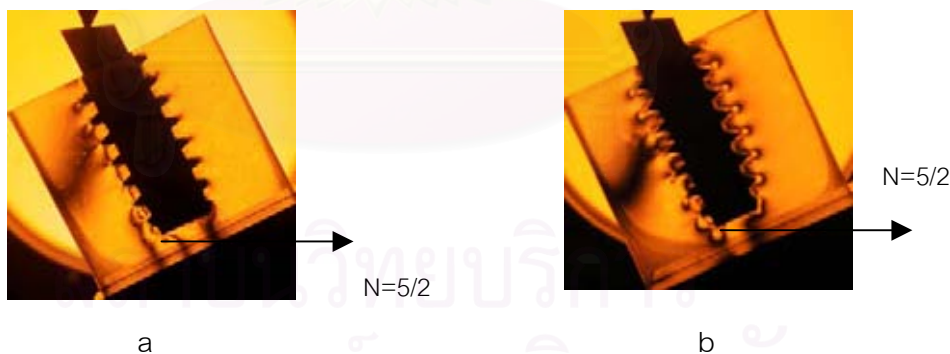
b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนใน

ถึงแม้ว่ารากฟันเทียมทั้งสองชนิดเกิดความเค้นสูงสุดใกล้เคียงกัน แต่เมื่อพิจารณาค่าความเค้นรอบส่วนปลายรากฟันเทียมที่เกิดขึ้นเมื่อค่อยๆ ให้น้ำหนักที่ถ่วงเพิ่มขึ้นครั้งละ 4.45 นิวตัน (1 ปอนด์) จาก 4.45 นิวตัน ถึง 44.5 นิวตัน (1 ปอนด์ถึง 10 ปอนด์) พบว่า รากฟันเทียมชนิดที่เพิ่มความสอของแกนด้านในนั้นมีแนวโน้มที่จะก่อให้เกิดความเค้นสูงกว่าดังแผนภูมิที่ 1 จะเห็นได้ว่าเมื่อถ่วงน้ำหนักขนาด 17.8 นิวตัน (4 ปอนด์) ที่เท่ากัน รากฟันเทียมชนิดที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเกิดแถบมีดลำดับที่ 3/2 ในขณะที่รากฟันเทียมที่แกนด้านในเป็นทรงกระบอกเกิดแถบมีดลำดับที่ 1/2 เช่นเดียวกับตำแหน่งที่ถ่วงน้ำหนักขนาด 35.6 นิวตัน (8 ปอนด์) พบว่า รากฟันเทียมชนิดที่เพิ่มความสอของแกนด้านในเกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2 ในขณะที่รากฟันเทียมที่แกนด้านในเป็นทรงกระบอกเกิดแถบมีดลำดับที่ 3/2



แผนภูมิที่ 1 เปรียบเทียบความเค้นที่เกิดจากรากฟันเทียมทรงกระบอกและรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน 2 องศาเมื่อให้แรงแนวแกน

เมื่อให้แรงแนวเอียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรง และมีความเค้นสูงในตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทั้งสองแบบเกิดความเค้นปริมาณใกล้เคียงกันเช่นกัน (เกิดแถบมีดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 69



รูปที่ 69 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในเมื่อได้รับแรงแนวเอียง

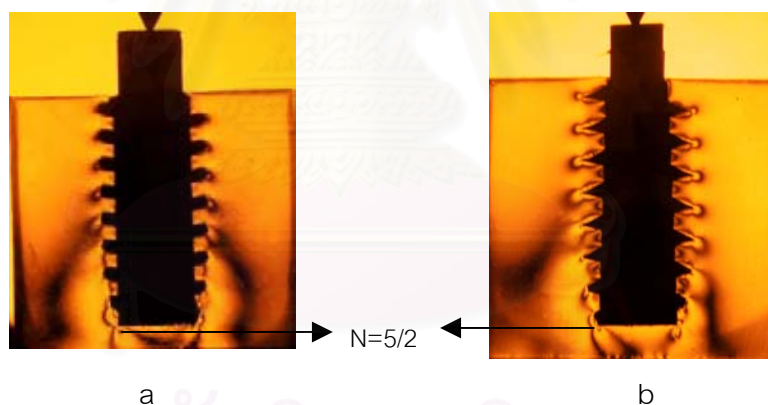
- a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี
- b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนใน

จะเห็นได้จากการทดลองว่าเมื่อเปรียบเทียบรากฟันเทียม 2 แบบที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกเท่ากัน รากฟันเทียมที่เพิ่มความสอของแกนด้านใน จะมีความลึกลงเพิ่มขึ้นในส่วน

ปลาย ให้ลักษณะการกระจายความเค้นที่ไม่แตกต่างกันอย่างชัดเจน ถ้าหากมีการเพิ่มความสอของแกนรากฟันเทียมด้านในให้มากขึ้นอาจทำให้เห็นอิทธิพลของการเพิ่มความลึกเกลียวที่มีต่อการกระจายความเค้นในส่วนปลายมากขึ้น (ดังเช่นผลการทดลองที่ชัดเจนในการศึกษาตอนที่ 1 เปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมทรงกระบอก, ทรงสอบ 4 องศาและทรงสอบ 8 องศา) ซึ่งควรจะมีการศึกษากันต่อไป

7. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์ส

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน เปรียบเทียบระหว่างรากฟันเทียมที่แกนด้านในเป็นทรงกระบอกและรากฟันเทียมทรงกระบอกที่เพิ่มความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์ส 2 องศา พบว่ารากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นสูงอยู่บริเวณรอบส่วนปลายรากฟันเทียมและมีความเค้นในปริมาณใกล้เคียงกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 70

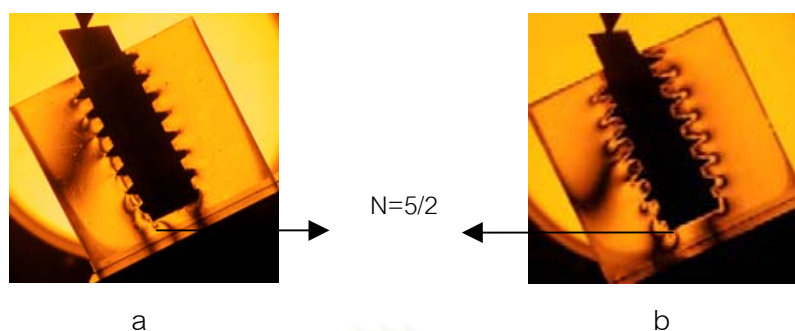


รูปที่ 70 แสดงการกระจายความเค้นในกระดูกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในแบบรีเวิร์สเมื่อได้รับแรงแนวแกน

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในแบบรีเวิร์ส

เมื่อให้แรงแนวเฉียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงและความเค้นสูงในตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทั้งสองแบบเกิดความเค้นปริมาณใกล้เคียงกันเช่นกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 71



รูปที่ 71 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมกรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในแบบรีเวิร์สเมื่อได้รับแรงแนวเอียง

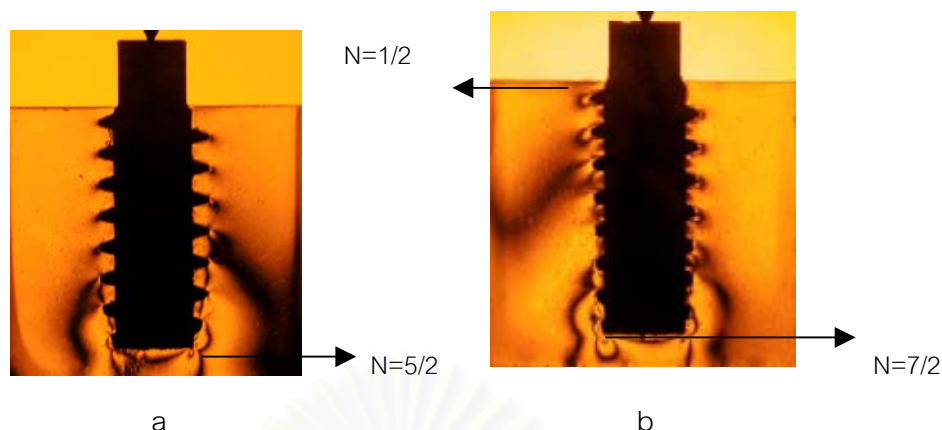
a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่เพิ่มความสอของแกนในแบบรีเวิร์ส

จะเห็นได้จากการทดลองว่าเมื่อเปรียบเทียบรากฟันเทียม 2 แบบที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางกลางภายนอกเท่ากัน รากฟันเทียมที่ได้ความสอของแกนด้านในแบบรีเวิร์ส จะมีความลึกเกลียวเพิ่มขึ้นในส่วนคอของรากเทียม เห็นได้ว่าผลที่ได้ไม่แตกต่างกัน ถ้าหากมีการเพิ่มแรงกดหรือเพิ่มความสอ อาจทำให้เห็นอิทธิพลของการเพิ่มความลึกเกลียวส่วนคอต่อการกระจายความเค้นมากขึ้น ซึ่งควรจะมีการศึกษากันต่อไป

8. การกระจายความเค้นที่เกิดขึ้นบนรากฟันเทียมทรงกระบอกที่ลดความลึกของเกลียวจากส่วนคอไปยังส่วนปลายรากฟันเทียม

เมื่อให้แรงแนวตั้งที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน พบว่ารากฟันเทียมทั้ง 2 แบบ ให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่คล้ายกัน มีความเค้นสูงอยู่บริเวณรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทรงกระบอกที่ลดขนาดความลึกเกลียวให้ค่อยๆ เล็กลงจากส่วนคอไปยังปลายรากฟันเทียมมีความเค้นปริมาณสูงกว่าทั้งในตำแหน่งรอบส่วนปลาย (เกิดแถบมืดลำดับที่ 7/2) และ รอบส่วนคอรากฟันเทียม (เกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2) ในขณะที่รากฟันเทียมที่มีความลึกเกลียวเท่ากันตลอดความยาวของรากฟันเทียมมีความเค้นปริมาณต่ำกว่า (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2 ที่ตำแหน่ง รอบส่วนปลาย และเริ่มเกิดแถบมืดลำดับที่ 1/2 ในบางเกลียวของส่วนคอ) ดังรูปที่

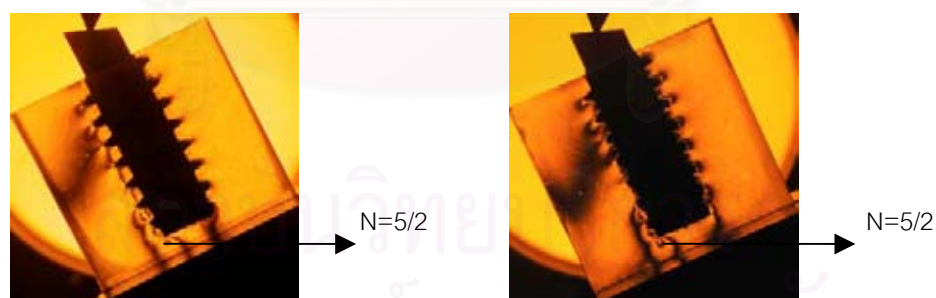


รูปที่ 72 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวไม่เท่ากันตลอดความยาวของรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวแกน

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่ลดขนาดความลึกเกลียวให้เล็กลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลาย

เมื่อให้แรงแนวเอียงที่เท่ากันขนาด 255.875 นิวตัน รากฟันเทียมทั้ง 2 แบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน เกิดความเค้นที่ด้านข้างของรากฟันเทียมด้านที่ได้รับแรงกดและมีความเค้นสูงที่ตำแหน่งรอบส่วนปลายรากฟันเทียม โดยรากฟันเทียมทั้งสองแบบเกิดความเค้นปริมาณใกล้เคียงกันเช่นกัน (เกิดแถบมืดลำดับที่ 5/2) ดังรูปที่ 73



รูปที่ 73 แสดงการกระจายความเค้นในกระดุมรอบแบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่มีความลึกเกลียวไม่เท่ากันตลอดความยาวของรากฟันเทียมเมื่อได้รับแรงแนวเอียง

a แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววี

b แบบจำลองรากฟันเทียมทรงกระบอกเกลียววีที่ลดขนาดความลึกเกลียวให้เล็กลงจากส่วนคอไปยังส่วนปลาย

จากการทดลองจะเห็นได้ว่า เมื่อลดความลึกเกลียวเป็นการลดลงของพื้นที่ผิวสัมผัสใน การถ่ายทอดแรงเค้นสู่กระดูก ทำให้เกิดความเค้นในกระดูกเพิ่มขึ้น



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

โฟโตอีลาสติคเทคนิคเป็นอีกวิธีหนึ่งซึ่งสามารถนำมาใช้อธิบายถึงรูปแบบการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นภายหลังที่แบบจำลองรากฟันเทียมได้รับแรง โดยมีสารไปริฟรินเจนทำหน้าที่เสมือนเนื้อเยื่อรองรับฟัน แม้สารดังกล่าวจะมีคุณสมบัติไม่เหมือนกับเนื้อเยื่อที่แท้จริงของมนุษย์ แต่สามารถแสดงให้เห็นการกระจายของความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อมีแรงกระทำต่อรากฟันเทียม ซึ่งเป็นหัวใจสำคัญต่อการออกแบบและการเลือกใช้รากฟันเทียม จากการทดลองนี้เห็นว่า

1. ภายหลังได้รับแรงกดในแนวแกน รากฟันเทียมทุกแบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน กล่าวคือ จะมีความเค้นสะสมมากที่สุดในการดูตำแหน่งส่วนปลายรากฟันเทียม รองลงมาคือในการดูช่วงกลางของรากฟันเทียม และน้อยที่สุดในการดูตำแหน่งรอบส่วนคอคของรากฟันเทียม
2. ภายหลังได้รับแรงกดในแนวเอียง รากฟันเทียมทุกแบบให้ลักษณะการกระจายความเค้นโดยรวมที่เหมือนกัน กล่าวคือ ความเค้นส่วนใหญ่จะสะสมในการดูด้านที่ได้รับแรงกดและมีความเค้นสะสมมากที่สุดในการดูตำแหน่งส่วนปลายรากฟันเทียม รองลงมาคือในการดูช่วงกลางของรากฟันเทียม และน้อยที่สุดในการดูตำแหน่งรอบส่วนคอคของรากฟันเทียม
3. ความเค้นส่วนใหญ่สะสมรอบมุมแหลมของส่วนปลายรากฟันเทียมและรอบเกลียวซึ่งเป็นจุดที่เป็นจุดสัมผัสปลายแหลม (point contact) ดังนั้นควรหลีกเลี่ยงการสะสมความเค้นดังกล่าวโดยการออกแบบให้ปลายเกลียวรากฟันเทียมมีลักษณะมนกลมหรือขัดมุมแหลมของรากฟันเทียมด้วยวิธีการเชิงกลหรือใช้สารเคมีและกระแสไฟฟ้าร่วมกัน⁶
4. ความชอบของรากฟันเทียมมีผลต่อการกระจายความเค้นในการดูรอบรากฟันเทียม ถ้ารากฟันเทียมยังมีความชอบมากขึ้น พื้นที่ผิวสัมผัสส่วนฐานรากฟันเทียมในการช่วยกระจายแรงจะน้อยลง เกิดความเค้นสะสมในการดูรอบปลายรากฟันเทียมมากขึ้น
5. รูปร่างของเกลียวต่างชนิดกันบนรากฟันเทียมทรงกระบอก คือ เกลียวรูปตัววี, เกลียวบัทเทรส, เกลียววีเวิร์สบัทเทรส และเกลียวสแควร์ มีผลน้อยมากต่อการกระจายความเค้นในการดูรอบรากฟันเทียม แต่เมื่อเปรียบเทียบชนิดของเกลียวบนรากฟันเทียมทรงสอบ พบว่าเกลียวสแควร์มีการกระจายความเค้นดีที่สุด ก่อให้เกิดความ

เค้นรอบส่วนปลายรากฟันเทียมน้อยกว่าเกลียวชนิดอื่นทั้งเมื่อได้รับแรงแนวแกนและแนวเอียง

6. การเพิ่มระยะห่างระหว่างเกลียวมีผลทำให้ความเค้นสะสมในกระดูกรอบปลายรากฟันเทียมทรงกระบอกมีค่าเพิ่มขึ้น
7. การลดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางด้านในของรากฟันเทียมมีผลทำให้การกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากฟันเทียมลดลง เกิดความเค้นสะสมในกระดูกรอบปลายรากฟันเทียมมากขึ้น
8. การเพิ่มความสอของแกนด้านในรากฟันเทียม 2 แบบคือแบบสอเข้าหาส่วนปลายและสอแบบปริเวิร์ส มีผลไม่มากนักต่อการกระจายความเค้นในกระดูกรอบรากฟันเทียม
9. การลดความลึกของเกลียวในส่วนปลายรากฟันเทียม มีผลทำให้เกิดความเค้นสะสมในกระดูกรอบรากฟันเทียมเพิ่มขึ้น

ข้อเสนอแนะ

1. การวิเคราะห์เกี่ยวกับรูปร่างเกลียวของรากฟันเทียมและการเพิ่มความสอของแกนด้านในรากฟันเทียม ผลการศึกษายังคงสรุปได้ไม่ชัดเจน ดังนั้นเพื่อให้ได้ข้อมูลที่ชัดเจน ควรศึกษาเพิ่มเติมโดยออกแบบให้แบบจำลองมีขนาดใหญ่ขึ้น, ใช้จำนวนแบบจำลองให้มากขึ้น หรือเปลี่ยนชนิดของเรซินจำลองกระดูกให้มีความไวต่อการทดสอบ (sensitivity) มากขึ้น

2. ผลการวิจัยพบว่าความเค้นส่วนใหญ่จะกระจายไปยังกระดูกรอบปลายรากฟันเทียม จึงควรศึกษาเพิ่มเติมโดยการหล่อแบบจำลองกระดูกให้มีชั้นของกระดูกทึบและกระดูกพรุน เพื่อสามารถวิเคราะห์ลักษณะการกระจายแรงเค้นที่เกิดขึ้นได้ใกล้เคียงกับผลที่เกิดขึ้นในกระดูกขากรรไกรจริงได้มากขึ้น

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

1. National Institutes of Health Consensus Development Conference Statement on Dental Implants. *J Dent Ed* 52 (1988) : 824-827.
2. Branemark, P. I.; Hansson, B. O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindstorm, J.; Hallen, O. and Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 16 (1977) : 1-32.
3. Adell, R.; Lekholm, U.; Rokler, B. and Branemark, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10 (1981) : 387-416.
4. Parr, G. R.; Steflik, D. E.; Sisk, A. L. and Agüero, A. Clinical and histological observations of failed two-stage titanium alloy basket implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3 (1988) :49-56.
5. Kinni, M. K.; Hokama, S. N. and Caputo, A. A. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2 (1987) : 271-278.
6. Nentwig, G. H.; Moser, W.; Knefel, T. and Ficker, E. Three-dimensional photoelastic studies of the Ankylos-implant thread shape compared with conventional implant threads. *Z Zahnarztl Implantol* 2 (1992) : 204-209.
7. French, A. A.; Bowles, C. Q.; Parham, P. L.; Eick, J. D.; Killoy, W. J. and Cobb, C. M. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 9 (1989) : 221-229.
8. Craig, R. G. (ed.), *Restorative dental materials*. 6 th ed. St. Louis: Mosby,1980.
9. Graf, H. Occlusal forces during function. In *Occlusion: Research on form and function*, p. 90. Ann Arbor: University of Michigan, 1975.
10. Carlsson, G.E. and Haraldson, T. Functional response. In Branemark, P. I.; Zarb, G. and Albrektson, T. (eds.), *Tissue-integrated prostheses*, pp.155-163. Chicago: Quintessence, 1986.
11. Branemark, P. I.; Zarb, G. A.; Albrektsson, T. (eds.), *Tissue-Integrated prostheses: Osseointegration on clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985.

12. Neil, Meredith. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11 (1998) : 491-501.
13. Per-Olof Glantz. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? *Int J Prosthodont* 11 (1998) : 402-407.
14. Meijer, G. J.; Starmans, F. J. M.; de Putter, C., et al. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 22 (1995) : 105-111.
15. Buser, D.; Schnek, R. K.; Strinemann, S.; Fiorellini, J. P.; Fox, C. H. and Stich, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 25 (1991) : 899-902.
16. Block, M.S.; Kent, J.N and Kay, J.F. Evaluation of hydroxyapatite-coated titanium dental implants in dog. *Int J Oral Maxillofac Surg* 45 (1987) : 601-607.
17. Binon, P. P. Implants and components: Entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15 (2000) : 76-94.
18. Lekholm, U.; Van Steenberghe, D.; Herrman, I.; Bolender, C.; Folmer, T.; Gunne, J., et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 (1994) : 627-635.
19. Bahat, O. and Handelsman, M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11(1996) : 379-386.
20. Friberg, B.; Grondahl, K.; Lekholm, U.; A new self-tapping Branemark implant: Clinical and radiographic evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7 (1992) : 80-85.
21. Olsson, M.; Friberg, B.; Nilson, H. and Kultje, C. MKII-A modified self-tapping Branemark implants: 3 year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 (1995) : 15-21.
22. Buchs, A. U.; Hahn, J.; Vassos, D.M.; Interim clinical study report: A threaded, hydroxyapatite-coated implant-five year post-restoration safety and efficacy. *J Oral Implantol* 21 (1995) : 266-274.

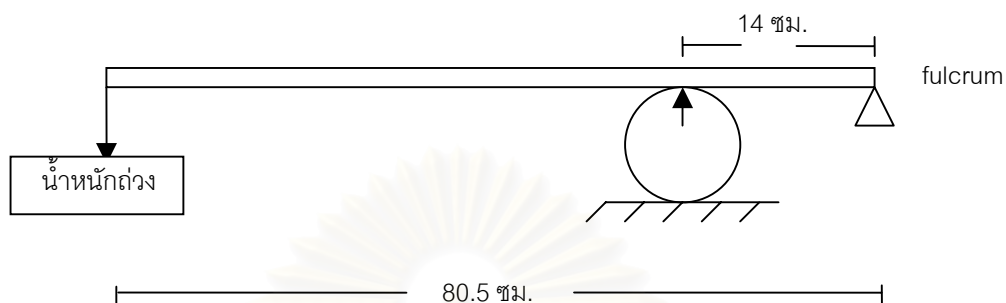
23. Strong, J. T.; Misch, C. E.; Bidez, M. W and Nalluri, P. Functional surface area: Thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent* 19 (1998) : 4-9.
24. Brunski, J. B. Biomechanics of oral implants: Future research directions. *J Dent Educ* 52 (1988) : 775-787.
25. Bidez, M. W. and Misch, C. E. Clinical biomechanics in implant dentistry. In *Contemporary Implant Dentistry*, pp. 303-316. St.Louis: Mosby, 1999.
26. Rangert, B., Jempt, T. and Jorneus, L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 (1989) : 241-247.
27. Misch, C. E. Cantilever length and its relationship to biomechanical stress. In *Misch Implant Institute Manual*. Pittsburgh: Mosby, 1990.
28. Weinberg, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-support prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 (1993) : 19-31.
29. Ericksson, R. A. and Albrektsson, T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 50 (1983) : 101-107.
30. Hemmings, K. W.; Schmit, A and Zarb, G.A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2 (1994) : 191-196 .
31. Rangert, B.; Krogh, P. H. J. and Langer, B., et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective and clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3 (1995) : 326-334.
32. Justus, R. and Luft, J. H. A mechanicochemical hypothesis for bone remodelling induced by mechanical stress. *Calcif Tissue Res* 5 (1970) : 222-235.
33. Reiger, M. R.; Mayberry, M. and Brose, M. O. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 63 (1990) : 457-465.
34. Hassler, C. R.; Rybicki, E. F.; Cummings, K. D. and Clark, L. C. Quantitation of compressive stresses and its effects on bone remodelling. *Bull Hosp Bone Joint Res* 38 (1977) : 90-93.
35. Chamay, A. and Tschantz, P. Mechanical influences in bone remodelling. Experimental research on Wolff's law. *J Biomech* 5 (1972) : 173-180.

36. Cowin, S. C. *Bone Mechanics*. Boca Raton: CRC Press, 1989.
37. Misch, C. E. *Contemporary Implant Dentistry*, pp. 332. St.Louis: Mosby, 1993.
38. Branemark, R.; Ohnells, L-O. and Skalak, R., et al. Biomechanical characterization of osseointegration: An experimental in vivo investigation in the beagle dog. *J Orthop Res* 16 (1998) : 61-69.
39. Frandsen, P. A.; Christoffersen, H. and Madsen, T. Holding power of different screw in the femoral head. A study in human cadaver hips. *Acta Orthop Scand* 55 (1984) : 349-351.
40. Carlsson, L.; Rostlund, T.; Albrektsson, B.; Albrektsson, T. and Branemark, P-I. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand* 57 (1986) : 385-389.
41. Albrektsson, T. On long term maintenance if the osseointegrated response. *Aust Prosthodont J* 7 (1993) : 15-24.
42. Doland, T. J and Murray, M. W. Photoelasticity. In Hetenyi, M., *Handbook of experimental stress analysis*, pp.829-923. New York: John Wiley & sons,1966.
43. Dennies, D. N.; Eick, J. D.; Cobb, C. M.; Bowles, C.Q. and Johnson, C. M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent* 13 (1993) : 541-549.
44. Taylor L. *Metals Handbook*, p.917. American society for metal, 1948.
45. Glickman, I.; Roeber, F. W.; Brion, M. and Pameijer, J. H. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal force. *J Periodontal* 41 (1970) : 30.

ภาคผนวก

การทดสอบคุณสมบัติของสารที่หล่อ

วิธีการคำนวณค่าแรงกระทำต่อแบบจำลองและหาค่าเอฟ แวล्यू ของแบบจำลอง



รูปที่ 74 แสดงแรงกระทำต่อแบบจำลองรูปทรงกลม

วัตถุทรงกลมมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.08 ซม. หนา 0.635 ซม.

P เป็นแรงกดที่กระทำต่อแบบจำลอง ได้จากการหาโมเมนต์รอบจุด o จากรูป
เมื่อถ่วงน้ำหนักที่จนวนรอง 44.5 นิวตัน

$$\begin{aligned} P \times 14 &= 44.5 \times 80.5 \\ P &= 255.875 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

เมื่อทดลองถ่วงถ่วงน้ำหนักที่จนวนรอง 13.45 นิวตัน, เกิดแถบมีดลำดับที่ 7/2, ตัดแกน X ที่ระยะ 1.27 ซม.

$$\begin{aligned} P \times 14 &= 13.45 \times 80.5 \\ P &= 77.338 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

หาเอฟ แวล्यू จากสูตร

$$\begin{aligned} f &= \frac{8P (D^4 - 4D^2 X^2)}{\pi D N (D^2 + 4X^2)^2} \\ &= 5.315 \text{ นิวตัน/ซม.} \end{aligned}$$

N	P (นิวตัน)	f (นิวตัน/ซม.)
7/2	76.73	5.272
9/2	102.31	5.468
11/2	127.89	5.592
13/2	153.46	5.678
15/2	179.04	5.741

$$f \text{ เฉลี่ย} = 5.5502 \text{ นิวตัน/ซม.}$$

ตารางที่ 4 แสดงค่าเอฟ แวล्यू

ณ ตำแหน่งที่เกิดแถบมืดลำดับที่ $1/2$ ความแตกต่างของความเค้นหลัก (principal stresses) มีค่าหาความแตกต่างของความเค้นหลัก จากสูตร

$$\begin{aligned} \sigma_1 - \sigma_2 &= Nf_0/h \\ &= \frac{1 \times 5.5502}{2 \times 0.635} \\ &= 1.76 \text{ นิวตัน/ซม.}^2 \end{aligned}$$

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวปณิชา วีระญาณนนท์ เกิดเมื่อวันที่ 11 สิงหาคม พ.ศ. 2517 ที่กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จากคณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2539 เข้าทำงานในตำแหน่งอาจารย์ระดับ 4 คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ประสานมิตร จนถึงปัจจุบัน



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย