

การวิเคราะห์พฤติกรรมของวัสดุทางชีวกลศาสตร์และอุตสาหกรรม
การผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ด้วยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ

BEHAVIORAL INVESTIGATION OF MATERIAL IN BIOMECHANICS AND
HARD DISK DRIVE MANUFACTURING BY 3-D FINITE ELEMENT MODEL



T128585



ภัทรวิรินทร์ วรรัฐสุนทร

PATTARAWEEERIN WORARATSOONTORN

อพ.
ภ 373 ก
2556

เ en

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 128585
วัน, เดือน, ปี... 5 11 2556

b. 12553392
i.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2556

KMITL-2013-EN-D-018-040

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2013

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์พฤติกรรมของวัสดุทางชีวกลศาสตร์และอุตสาหกรรมการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ ด้วยแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ

Thesis Title Behavioral Investigation of Material in Biomechanics and Hard Disk Drive Manufacturing by 3-D Finite Element Model

นักศึกษา นางสาวภัทรวีรินทร์ วรรณัฐสุนทร

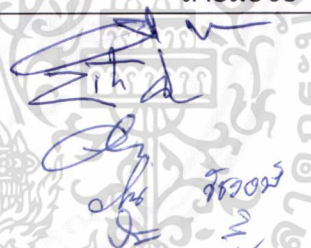
รหัสประจำตัว 49060027

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ปิติเขต สุรักษา

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2013-EN-D-018-040

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.อรรถสิทธิ์	หลาสกุล	
ผศ.ดร.พิทักษ์	ธรรมวาริน	
ดร.วีระพล	โมนะกุล	
ดร.วันวิสา	ชัชวรงค์	
รศ.ดร.ปิติเขต	สุรักษา	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 7 พฤษภาคม พ.ศ. 2556 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ศาสตราจารย์ ดร.สุชัชวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเมื่อวันที่ 7 พฤษภาคม พ.ศ. 2556 ซึ่งด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ปิติเขต สุรักษา ที่ให้ความช่วยเหลือ และให้คำชี้แนะ ตลอดจนให้ความรู้ และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ คุณจุมพลเดชน์ บำรุงวงศ์ธาริ ที่คอยให้คำปรึกษา ชี้แนะแนวทาง และเป็นกำลังใจในการทำวิจัยในครั้งนี้

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.ชัชมนต์สน์ บรรลือโชคชัย รศ.วีระศักดิ์ อัครวงศ์อารยะ อาจารย์ประจำมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ และกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนข้อชี้แนะ จนในที่สุดทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รัก และเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ภัทรวิรินทร์ วรรัฐสุนทร

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทฤษฎี.....	4
2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.2 คุณสมบัติของวัสดุ.....	5
2.2.1 คุณสมบัติทางเคมี.....	5
2.2.2 คุณสมบัติทางฟิสิกส์.....	5
2.2.3 คุณสมบัติทางกล.....	6
2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	13
2.3.1 ชนิดของเอลิเมนต์.....	13
2.3.2 การแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย.....	16
2.3.3 ฟังก์ชันการกระจัด.....	18
2.3.4 การนำไปสู่ผลเฉลยแม่นยำ.....	22
2.3.5 การกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดกับการกระจัด และความเค้นกับความเครียด.....	24
2.3.6 การหาเมตริกซ์ความแข็ง และสมการของเอลิเมนต์.....	25
2.3.7 การหาสมการรวมของระบบ และการกำหนดขอบเขตเงื่อนไข.....	26
2.3.8 สรุปขั้นตอนทั่วไปของการแก้ปัญหาด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	27
2.3.9 ปัญหาความเค้นระนาบ ความเค้นเครียด และสมการรอบแกน.....	28
2.3.10 การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบไม่เชิงเส้น.....	29
2.4 การวิเคราะห์ปัญหาการกระแทก.....	30
2.5 กะโหลกศีรษะ.....	33
2.5.1 กระดูกของกะโหลก.....	34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และตัด IV ว่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.5.2 โครงสร้างของกะโหลก	35
2.5.3 ความแตกต่างของกะโหลกในเพศชายและหญิง.....	36
2.6 สมอง.....	37
2.6.1 สมองส่วนหน้า.....	37
2.6.2 สมองส่วนกลาง.....	38
2.6.3 สมองส่วนท้าย.....	38
2.7 การบาดเจ็บที่ศีรษะ.....	39
2.7.1 กลไกการเกิดการบาดเจ็บที่ศีรษะ.....	40
2.7.2 พยาธิสรีรภาพของการบาดเจ็บที่ศีรษะ.....	41
2.7.3 ความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะ.....	47
2.7.4 ขั้นตอนการบำบัดรักษา.....	48
2.7.5 อาการของผู้ที่ได้รับบาดเจ็บทางสมอง.....	48
2.8 ฮาร์ดดิสก์ไทรพ์.....	49
2.8.1 ประวัติและความเป็นมาของฮาร์ดดิสก์.....	50
2.8.2 เทคโนโลยีฮาร์ดดิสก์.....	50
2.8.3 ส่วนประกอบหลักที่สำคัญในฮาร์ดดิสก์.....	54
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	59
3.1 การศึกษาการบาดเจ็บของแบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับแรงกระแทก.....	59
โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ	
3.1.1 วิเคราะห์สมการทางคณิตศาสตร์.....	59
3.1.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	61
3.1.3 การจำลองเหตุการณ์.....	65
3.2 การศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมา.....	67
3.2.1 วิเคราะห์สมการทางคณิตศาสตร์.....	67
3.2.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	69
3.2.3 การทดสอบชิ้นงานจริง.....	70
3.2.4 การหาความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และ.....	72
แรงยึดเกาะแบร็ง.....	
3.2.5 การหาความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน และแรงบิดของแบร็ง.....	72
บทที่ 4 การวิเคราะห์ข้อมูล.....	73
4.1 ผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระแทกโดยใช้.....	73
ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.2 ผลการวิเคราะห์พฤติกรรมของ Tolerance Ring.....	79
บทที่ 5 สรุปผลการวิเคราะห์ และวิจารณ์.....	84
5.1 สรุปผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระแทกโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ	84
5.1.1 กรณีที่จำลองให้วัตถุของแข็งกระแทกไปบนหน้าผาก.....	84
5.1.2 กรณีที่จำลองให้วัตถุของแข็งกระแทกไปบนกะโหลกศีรษะชั้นอื่นๆ.....	84
ที่นอกเหนือจากกระดูกหน้าผาก	
5.2 วิจารณ์ผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระแทก.....	85
โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ	
5.3 สรุปผลการวิเคราะห์พฤติกรรมของแบบจำลอง Tolerance Ring โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	85
5.4 วิจารณ์ผลการวิเคราะห์พฤติกรรมของ Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมา	86
บรรณานุกรม.....	87
ภาคผนวก.....	91
ประวัติผู้เขียน.....	115

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 เงื่อนไขการกระแทก และผลการทดสอบกับซากศพจากการทดลองของ Nahum.....	61
3.2 สมบัติทางกลของแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ และวัตถุที่เข้ามากระแทก.....	64
3.3 สมบัติทางกลของวัสดุชนิดต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	70
4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และแรงยึดเกาะแบร็ง.....	81



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ความเค้นชนิดต่างๆ.....	6
2.2 การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (ความเครียดเนื่องที่เกิดจากความเค้นเฉือน)	7
2.3 ตัวอย่างความเครียดของวัสดุ.....	8
2.4 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียดแบบมีจุดคราก.....	9
2.5 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียดแบบไม่มีจุดคราก.....	10
2.6 เปรียบเทียบเส้นโค้งความเค้น-ความเครียดของวัสดุเปราะและวัสดุพลาสติก.....	11
2.7 ความชันของกราฟระหว่างความเค้น กับความเครียดภายใต้พิภักส่วนซึ่งวัสดุมีพฤติกรรมเป็นอีลาสติก	11
2.8 ตัวอย่างวัสดุรูปทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้าถูกกด มีอัตราส่วนของปัวของประมาณ 0.5.....	12
2.9 การแบ่งเอลิเมนต์ในวัสดุที่มีความต่อเนื่อง.....	13
2.10 เอลิเมนต์เดียว.....	14
2.11 เอลิเมนต์สองมิติ.....	14
2.12 เอลิเมนต์สามมิติ.....	15
2.13 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมสองมิติที่ประกอบด้วยจุดต่อต่างๆ.....	15
2.14 การแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม.....	16
2.15 การแบ่งชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม.....	17
2.16 การแบ่งชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมโค้งออกเป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยม และสามเหลี่ยมย่อย.....	17
2.17 การขยายขนาดเอลิเมนต์สามเหลี่ยม.....	18
2.18 เอลิเมนต์เชิงซ้อน.....	20
2.19 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมสองมิติ.....	21
2.20 เอลิเมนต์ชนิดปริซึม.....	21
2.21 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมอย่างง่ายแบบสี่จุดต่อ.....	23
2.22 ปัญหาความเค้นระนาบ.....	28
2.23 ปัญหาความเครียดระนาบ.....	29
2.24 ปัญหาสมมาตรรอบแกน.....	29
2.25 ระบบของของแข็งแบบลากรางจ์.....	30
2.26 กายวิภาคศาสตร์ของกะโหลก.....	34
2.27 กายวิภาคศาสตร์ของสมองมนุษย์.....	37
2.28 ส่วนประกอบที่สำคัญภายในสมองมนุษย์.....	38
2.29 การบาดเจ็บที่ศีรษะ.....	40
2.30 เนื้อสมองขาว.....	42
2.31 กลไกการบาดเจ็บของศีรษะเปิด.....	42
2.32 ตัวอย่างกลไกการบาดเจ็บของสมองในนักกีฬาอเมริกันฟุตบอล.....	43
2.33 เยื่อหุ้มสมอง และชั้นของเยื่อหุ้มไขสันหลัง.....	44

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.34 ตัวอย่างฮาร์ดดิสก์.....	49
2.35 การเก็บข้อมูลของฮาร์ดดิสก์เป็นรหัสดิจิทัลของคอมพิวเตอร์.....	49
2.36 คอมพิวเตอร์รุ่น IBM 305 RAMAC.....	50
2.37 ภาพตัดขวางของพื้นที่ผิวที่มีคุณสมบัติของแม่เหล็กที่เก็บข้อมูลโดยใช้ทิศ..... ของสนามแม่เหล็กแทนรหัส 0 หรือ 1	51
2.38 การเก็บข้อมูลในฮาร์ดดิสก์แบบแนวตั้ง และแบบแนวนอน.....	51
2.39 ส่วนประกอบหลักในฮาร์ดดิสก์.....	52
2.40 การเคลื่อนที่เป็นแนวเส้นโค้งของหัวอ่าน/เขียน.....	53
2.41 ตัวอย่างการออกแบบแอร์แบร์ริง.....	53
2.42 ส่วนประกอบต่างๆ ในฮาร์ดดิสก์.....	54
2.43 ส่วนประกอบภายในฮาร์ดดิสก์แต่ละชั้น.....	54
2.44 ภาพถ่ายของตัวขับเร้าส่วนแขน และส่วนประกอบต่างๆ ของ HSA.....	56
2.45 ส่วนประกอบของซีสเพนชั้น.....	57
2.46 ขั้วต่อฮิสเตอร์เฟส และขั้วต่อสายไฟของฮาร์ดดิสก์.....	58
3.1 แรงแม่เหล็กระหว่างวัตถุ และหน้าผากจากการทดลองของ Nahum.....	62
3.2 ความดันบนหน้าผาก จากการทดลองของ Nahum.....	62
3.3 ความดันบนกะโหลกศีรษะด้านหลัง จากการทดลองของ Nahum.....	63
3.4 ส่วนประกอบของแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทำโดย..... วัตถุของแข็ง	63
3.5 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทำ..... บนหน้าผาก	65
3.6 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทำ..... บนกระดูกขากรรไกรบน โหนกแก้มซ้าย และขวา	66
3.7 T-Ring จริงที่ใช้ในอุตสาหกรรมฮาร์ดดิสก์ไดร์ฟ.....	67
3.8 ตัวอย่างจุดเปราะบางของ T-Ring.....	67
3.9 แผนภาพอิสระของการยึดเกาะแบร์ริง และระบบสมมูล.....	68
3.10 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ทรงกระบอก.....	68
3.11 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของส่วนประกอบต่างๆ ที่ใช้ในการประกอบ..... ตัวขับเร้าส่วนแขนเข้ากับแบร์ริง และภาพตัดขวางของกระบวนการติดตั้ง T-Ring	69
3.12 ส่วนประกอบในการทดสอบชิ้นงานจริง.....	71
3.13 การติดตั้งส่วนประกอบต่างๆ บนเครื่องจักรสำหรับการทดสอบชิ้นงานจริง.....	71
3.14 แผงคอลัมน์เคลื่อนที่ลงมากดอุปกรณ์จับยึดทางด้านบน เพื่อให้ส่วนประกอบ..... ต่างๆ ยึดติดกัน	72

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 แรงกระแทกบนหน้าผาก.....	73
4.2 การกระจายความเค้นบนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับ..... แรงกระแทกจากวัตถุของแข็งบนหน้าผาก	74
4.3 การกระจายความเค้นบนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับ..... แรงกระแทกจากวัตถุของแข็งบนกระดูกขากรรไกรบน และโหนกแก้มซ้ายและขวา.....	75
4.4 แรงกระแทกบนกระดูกขากรรไกรบน และโหนกแก้มซ้ายและขวา.....	78
4.5 เปรียบเทียบการยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ระหว่างแบบจำลองสามมิติ..... และ T-Ring จากการทดสอบชิ้นงานจริง	79
4.6 ผลการจำลองพฤติกรรมของการยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ที่ไม่เหมาะสม..... และแผนภาพสมมูล	80
4.7 ผลการจำลองพฤติกรรมของการยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ที่เหมาะสม.....	80
4.8 การยึดด้วยแรงเสียดทานที่เหมาะสมระหว่าง T-Ring ปลอกแข็ง และ..... ตัวข้อรับส่วนแขน	81
4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน และแรงบิดของแปรงที่ความเร็วในการกด..... ที่แตกต่างกัน	82
4.10 T-Ring เกิดการฉีกขาด หลังจากเกิดการยุบตัว.....	83

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์พฤติกรรมของวัสดุ โดยแบ่งออกเป็นวัสดุทางชีวกลศาสตร์ และวัสดุที่ใช้ในอุตสาหกรรมฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์

ในกรณีของวัสดุทางชีวกลศาสตร์ มีกีฬาหลายประเภท เช่น เบสบอล ฟุตบอล มวย ฮอกกี้ ที่มีแนวโน้มส่งผลให้นักกีฬามีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่ศีรษะและ/หรือสมอง เนื่องจากศีรษะได้รับความกระทบกระเทือนหรือที่เรียกว่า Concussion หรือ Brain Concussion ในความเป็นจริงแล้ว ทุกๆ 21 วินาที ชาวอเมริกันจะได้รับการบาดเจ็บที่สมอง (Traumatic Brain Injury, TBI) หนึ่งราย TBI อย่างไรก็ตาม ชาวอเมริกัน 1.5 ล้านคนที่ประสบกับสภาวะ TBI ในแต่ละปี 75% ของการบาดเจ็บเป็นแบบ Concussion หรือการบาดเจ็บที่ศีรษะแบบไม่รุนแรงชนิดอื่นๆ นอกจากนั้นแล้ว การชกหรือการกระแทกเข้าที่ศีรษะ การตกจากที่สูง การลื่นล้มอ่างอาบน้ำ การสะดุดพรม อุบัติเหตุทางรถยนต์ การถูกยิง การถูกทำร้ายร่างกาย หรือแม้แต่การได้รับแรงกระแทกอื่นๆ ล้วนแล้วแต่เป็นสาเหตุที่ทำให้เกิด Concussion ได้เช่นกัน (Patrick : 2005) สมาคมประสาทศัลยแพทย์สหรัฐอเมริกา กล่าวว่า 90% ของนักมวยมักได้รับการบาดเจ็บที่สมอง การชกมวยอาจมีผู้เสียชีวิตน้อยกว่ากีฬาประเภทอื่นๆ แต่เชื่อกันว่ามีจำนวนผู้ที่ประสบกับสภาวะสมองถูกทำลายมากกว่า การชกเข้าที่ศีรษะเป็นสาเหตุที่ทำให้กระดูกบนใบหน้าและศีรษะเกิดการแตกกร้าว และเนื้อเยื่อในสมองเกิดความเสียหายได้ หมัดชกหนึ่งหมัดสามารถทำลายพื้นผิวของสมอง เส้นใยประสาทฉีกขาด เกิดรอยโรคเลือดคั่งในสมอง และในบางครั้งทำให้เกิดลิ้มเลือดขนาดใหญ่ภายในสมองได้

เหตุผลประการหนึ่งที่แพทย์ต้องมีความใส่ใจอย่างมากต่อการบาดเจ็บบริเวณศีรษะของนักกีฬา คือ เนื่องจากเป็นที่ทราบกันว่า สมองที่เกิดการบาดเจ็บไม่สามารถฟื้นคืน ซ่อมแซม หรือแก้ปัญหาดังกล่าวด้วยการปลูกถ่ายอวัยวะเช่นเดียวกับอวัยวะอื่นๆ และจากผลที่ตามมาหลังการบาดเจ็บค่อนข้างร้ายแรง ดังนั้น การหาทางป้องกันไม่ให้เกิดการบาดเจ็บบริเวณศีรษะขณะเล่นกีฬาจึงเป็นสิ่งจำเป็นสำหรับผู้ที่เล่นกีฬาทุกคน (Francis G. และคณะ)

ปัจจุบันนี้กลไกการบาดเจ็บ และรอยโรคของสมองสามารถศึกษาได้จากการสร้างภาพทางการแพทย์ เช่น CT และ MRI เป็นต้น การสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Model หรือ FE Model) ของศีรษะที่ได้รับการกระแทกเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่ใช้สำหรับการจำลองและการวิเคราะห์สมองที่ได้รับการบาดเจ็บ เพื่อศึกษาถึงกลไกการบาดเจ็บ ปัจจุบันนี้ ยังไม่พบว่ามี การสร้างแบบจำลองศีรษะที่ได้รับการกระแทกเสมือนจริง (Realistic Model) เพื่ออธิบายถึงสาเหตุของการน็อกเอาต์ งานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอการพัฒนาแบบจำลองกะโหลกศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระแทกเสมือนจริงโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ เพื่อศึกษาถึงกลไกของศีรษะที่ได้รับการกระแทก การวิเคราะห์ถึงสาเหตุของการน็อกเอาต์ และการหาจุดเปราะบางที่สุดบนใบหน้าของมนุษย์ที่อาจนำไปสู่การน็อกเอาต์ โดยพิจารณาจากการกระจายความเค้น (Stress Distribution) บนส่วนประกอบต่างๆ ของกะโหลกศีรษะในขณะที่มีวัตถุเข้ามากระแทก แล้วนำผลการจำลองที่ได้ไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากการทดลองของนักวิจัยท่านอื่นๆ ที่ได้รับการตีพิมพ์ลงในวารสาร (Nahum และคณะ)

สำหรับกรณีของวัสดุที่ใช้ในอุตสาหกรรมการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ นิยมนำ Tolerance Ring มาใช้สำหรับประกอบแบร์ริง (Bearing Cartridge) เข้ากับตัวขับเคลื่อนส่วนแขน (Arm Actuator) Tolerance Ring สามารถป้องกันการลื่นไถลระหว่าง ตัวขับเคลื่อนส่วนแขน และแบร์ริง ขณะที่ฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์กำลังทำงาน หรือระหว่างที่เกิดการช็อค ในกระบวนการติดตั้ง Tolerance Ring มักจะเกิดการเสียดสีกันของโลหะ (Metal Scratch) ซึ่งก็คือ Tolerance Ring และ ตัวขับเคลื่อนส่วนแขน ทำให้มีเศษอนุภาคเล็กๆ หลุดออกมาปนเปื้อน ดังกล่าว ถึงแม้ว่าที่ผ่านมาได้มีการพัฒนา Tolerance Ring ให้มีรูปแบบต่างๆ มากมาย แต่ยังไม่เคยมีการออกแบบ และพัฒนา Tolerance Ring เพื่อวัตถุประสงค์ในการลดอนุภาคที่เกิดจากสาเหตุดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ดังนั้นวัตถุประสงค์ที่สำคัญของการศึกษานี้คือการปรับปรุง และการศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ เพื่อลดปัญหาการเกิดอนุภาคในกระบวนการผลิต

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 พัฒนาแบบจำลองกะโหลกศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระทบเสมือนจริงโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ
- 1.2.2 เพื่อศึกษากลไกการบาดเจ็บของสมองที่ได้รับการกระทบโดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ
- 1.2.3 เพื่อศึกษาหาจุดเปราะบางที่สุดบนกะโหลกศีรษะของมนุษย์โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ
- 1.2.4 เพื่อพัฒนา และศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring สำหรับการลดปัญหาการเกิดเศษอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

- 1.3.1 แบบจำลองกะโหลกศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระทบโดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติสามารถนำไปพยากรณ์การเกิดพยาธิสภาพในสมองได้
- 1.3.2 จุดที่เปราะบางที่สุดบนกะโหลกศีรษะเป็นต้นกำเนิดของการน็อคเอาท์ที่ง่ายที่สุด
- 1.3.3 Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมาสามารถช่วยลดปัญหาการเกิดเศษอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ได้

1.4 ขอบเขตการวิจัย

- 1.4.1 พัฒนาแบบจำลองกะโหลกศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระทบเสมือนจริงโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ
- 1.4.2 หาจุดเปราะบางที่สุดบนกะโหลกศีรษะของมนุษย์โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1.4.3 พัฒนา และศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring สำหรับการลดปัญหาการเกิดเศษอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

1.5 ขั้นตอนของการศึกษา

- 1.5.1 ศึกษาทฤษฎีของกลศาสตร์ของกะโหลกศีรษะ และสมองของมนุษย์
- 1.5.2 ศึกษากลไกสมองของมนุษย์ที่ได้รับความกระทบกระเทือน
- 1.5.3 ศึกษาคุณสมบัติทางกลของวัสดุ
- 1.5.4 ศึกษาการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์
- 1.5.5 สร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกะโหลกศีรษะมนุษย์สามมิติ
- 1.5.6 สร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับแรงกระแทกจากวัตถุทรงกระบอกหุ้มปลาย
- 1.5.7 วิเคราะห์ผลที่ได้จากการจำลองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากการทดลองของนักวิจัยอื่นๆ ที่ได้รับการตีพิมพ์
- 1.5.8 สรุปผลการวิเคราะห์
- 1.5.9 ศึกษาส่วนประกอบของฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์
- 1.5.10 ศึกษากระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์
- 1.5.11 ออกแบบ Tolerance Ring โดยใช้ SolidWorksCAD3D
- 1.5.12 สร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ เพื่อศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring โดยใช้ ANSYS LS-DYNA
- 1.5.13 สร้าง Tolerance Ring ต้นแบบ
- 1.5.14 ประกอบ Tolerance Ring เข้ากับ ตัวขับเร้าส่วนแขน และแบร์ริง
- 1.5.15 ศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring ต้นแบบ
- 1.5.16 วิเคราะห์ผลที่ได้จากการจำลองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดสอบ Tolerance Ring ต้นแบบ
- 1.5.17 สรุปผลการวิเคราะห์

บทที่ 2

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และทฤษฎี

2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยนี้สามารถแบ่งออกได้เป็นสองส่วนคือ ส่วนแรกเป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาบาดเจ็บของกะโหลกศีรษะที่ได้รับแรงกระแทก และส่วนที่สองเกี่ยวกับการพัฒนา Tolerance Ring ในอุตสาหกรรมการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ มีรายละเอียดดังนี้

ส่วนแรก สมอที่เกิดการบาดเจ็บอันเนื่องมาจากการที่ศีรษะได้รับความกระทบกระเทือน เขย่าหรือสั่นสะเทือนอย่างรุนแรง เรียกว่า Concussion หรือ Brain Concussion มีกีฬาหลายประเภทที่เป็นสาเหตุของการเกิด Concussion โดยเฉพาะกีฬาที่มีการปะทะกัน เช่น ฟุตบอล มวย และฮอกกี้ สมาคมประสาทศัลยแพทย์สหรัฐอเมริกากล่าวว่า 90% ของนักมวยมักได้รับการบาดเจ็บที่สมอง การชกมวยอาจมีผู้เสียชีวิตน้อยกว่ากีฬาประเภทอื่นๆ แต่เชื่อกันว่ามีจำนวนผู้ที่ประสบกับภาวะสมองถูกทำลายมากกว่า การชกเข้าที่ศีรษะเป็นสาเหตุที่ทำให้กระดูกบนใบหน้าและศีรษะเกิดการแตกร้าว และเนื้อเยื่อในสมองเกิดความเสียหายได้ หมัดชกหนึ่งหมัดสามารถทำลายพื้นผิวของสมอง เส้นใยประสาทฉีกขาด เกิดรอยโรค เลือดคั่งในสมอง และในบางครั้งทำให้เกิดลิ้มเลือดขนาดใหญ่ภายในสมองได้ (Kennard. 2006) Barry D. Jordan อดีตผู้อำนวยการแพทย์ คณะกรรมการกีฬาแห่งนิวยอร์ก ผู้เขียนหนังสือ Medical Aspect of Boxing อธิบายว่าสาเหตุของการน็อกเอาต์คือ ความเร่งเชิงหมุน (Rotational Acceleration) ซึ่งเป็นการเคลื่อนที่ของสมองอย่างรวดเร็ว ในระหว่างที่เกิดการน็อกเอาต์ แกนสมองจะไม่เกิดการเคลื่อนที่ แต่การหมุนของสมองทางด้านบนทำให้เกิดการหมดสติ นักมวยอาชีพสามารถที่จะปล่อยหมัดด้วยแรงมากๆ ไปยังศีรษะที่สามารถเคลื่อนที่ได้ส่งผลให้สมองจะกระแทกกับกะโหลก เส้นใยประสาทเกิดการฉีกขาด ทิศทางและน้ำหนักหมัดเป็นปัจจัยที่กำหนดความรุนแรงของการฉีกขาด (Hochswender. 1988 : 74) ปัจจุบันนี้กลไกการบาดเจ็บ และรอยโรคของสมองสามารถศึกษาได้จากการสร้างภาพทางการแพทย์ เช่น CT และ MRI เป็นต้น

มีนักวิจัยจำนวนมากที่ศึกษาถึงการตอบสนองของศีรษะมนุษย์ต่อวัตถุที่เข้ามากระแทก เนื่องจากการที่ศีรษะได้รับแรงกระแทกจากวัตถุเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้สมองเกิดการบาดเจ็บ Nahum และคณะ (1977 : 339) ได้ทำการศึกษาพฤติกรรมของความดันในสมองขณะที่ให้แรงกระแทกเข้าที่ศีรษะ โดยทำการทดลองกับซากศพ Mulabagula (1994) สร้างแบบจำลองกะโหลกมนุษย์เพื่อให้เข้าใจถึงการกระจายความเค้นบนกะโหลกโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ Willinger (1999 : 403) ได้สร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของศีรษะมนุษย์แบบสามมิติ และพิสูจน์แบบจำลองโดยพิจารณาจากความดันในสมอง Kleiven (2002) ทำการพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของศีรษะมนุษย์ เพื่อประเมินผลของขนาดศีรษะ ขนาดสมองที่มีต่ออิมพัลส์ความเร่งที่เท่ากัน และทิศทางของการกระแทกบน Translational Impulse Shi Wei Gong และคณะ (2007 : 956) ศึกษาวิธีการประมาณแรงปะทะ (Contact Force) บนศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระแทกจากวัตถุจากแบบจำลองศีรษะอย่างง่าย Shi Wei Gong และคณะ (2008 : 1226) ยังได้ทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์การตอบสนองทางจลศาสตร์ของศีรษะมนุษย์ต่อวัตถุที่เข้ามากระแทก Yue และคณะ (2008 : 689) ศึกษาคุณลักษณะทางจลศาสตร์ของระบบกะโหลกและเยื่อหุ้มสมอง โดยการสร้างแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของกะโหลกมนุษย์ขึ้นมา เพื่อคำนวณการเสียรูปของกะโหลกจากการเปลี่ยนแปลงความดันภายในสมอง Chu และคณะ ศึกษาการบาดเจ็บของสมองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นการนำเสนอแบบจำลองของสมองที่เกิดการบาดเจ็บแบบสองมิติ Krabbel และ Muller อธิบายการพัฒนาแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติที่อาศัยชุดข้อมูลดิจิทัลจากส่วนของศีรษะ ใช้ภาพที่ได้จากเครื่อง CT สำหรับแบบจำลองกะโหลก และใช้ภาพที่ได้จากเครื่อง MRI สำหรับแบบจำลองศีรษะ โดยคาดหวังว่าแบบจำลองที่ได้จะสามารถทำนายความเสี่ยงของการบาดเจ็บที่ศีรษะในเหตุการณ์ที่มีการปะทะกันได้ Berlinggard และคณะ ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์พัฒนา และหาค่าความดันภายในสมอง (Intracranial Pressure) และการกระจายความเค้น (Stress Distribution) ที่เกิดขึ้นเนื่องจากเกิดการกระแทกที่หน้าผาก (Frontal)

ส่วนที่สอง การประกอบ Tolerance Ring เข้ากับ ตัวข้อรับส่วนแขน เป็นกระบวนการที่มีความสำคัญในการผลิตฮาร์ดดิสไดรฟ์ มีนักวิจัยจำนวนมากที่ทำการศึกษเกี่ยวกับคุณลักษณะของ Tolerance Ring Rongley (1981) ได้พัฒนา Tolerance Ring ด้วยการทำให้มีรอยย่น (Corrugation) หลากๆ รอยที่ความสูงต่างๆ เพื่อให้เกิดอัตราการสปริงต่างๆ ถ้ารอยย่นหนึ่งรอยหรือมากกว่าที่ความสูงระดับหนึ่งถูกกด Cramer และคณะ (1989) พัฒนา Tolerance Ring โดยการใช้มันยึดทรงกระบอกไว้ให้อยู่ภายใน Sheet Panel และช่วยให้วงแหวน (Ring) ที่อยู่ใน Sheet Panel คงตัวตามแนวแกน Misso และคณะ (2001) พยายามลดต้นทุนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสไดรฟ์ และเพิ่มความเผื่อในการประกอบ ตัวข้อรับส่วนแขน โดยใช้ Tolerance Ring และเสา (Post) ที่ยื่นออกมาจากฐาน (Base Deck) ในการประกอบ ตัวข้อรับส่วนแขน และแบร์ริง Macpherson และคณะ (2003) เพิ่มสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่าง Cartridge Sleeve และวงแหวน โดยมีวัตถุประสงค์หลายประการคือ เพื่อป้องกันการเลื่อนระหว่างกันและกัน กำจัดความต้องการในการเพิ่มแรงกดระหว่างวงแหวน Bore และแบร์ริง Piriyaorn and Sujin (2009) ศึกษากระบวนการติดตั้ง Tolerance Ring โดยใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติ

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้มีหัวข้อดังต่อไปนี้คือ คุณสมบัติของวัสดุ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การวิเคราะห์ปัญหาการกระแทก กะโหลกศีรษะ สมอง การบาดเจ็บที่ศีรษะ และฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์

2.2 คุณสมบัติของวัสดุ

ในการพิจารณาเลือกวัสดุ เพื่อนำมาใช้งานในลักษณะต่างๆ หรือนำมาทดสอบ จำเป็นจะต้องทราบถึงคุณสมบัติของวัสดุเพื่อให้ได้วัสดุที่เหมาะสมกับสภาพงานนั้นๆ คุณสมบัติของวัสดุที่จะต้องพิจารณา ได้แก่

2.2.1 คุณสมบัติทางเคมี (Chemical Properties) เป็นคุณสมบัติที่เกี่ยวกับปฏิกิริยาทางเคมีของวัสดุ ตัวอย่างเช่น การเลือกวัสดุเพื่อนำไปใช้ในงานช่าง จะต้องพิจารณาถึงคุณสมบัติทางเคมีของวัสดุ ได้แก่ การกัดกร่อน ส่วนผสม และลักษณะโครงสร้างทางเคมีของส่วนผสมในวัสดุ เป็นต้น

2.2.2 คุณสมบัติทางฟิสิกส์ (Physical Properties) เป็นคุณสมบัติของวัสดุที่ไม่เกี่ยวกับแรงที่มากกระทำแต่เกี่ยวกับคุณภาพหรือคุณลักษณะของเนื้อวัสดุ คุณสมบัติทางฟิสิกส์ ได้แก่ ความร้อนจำเพาะ การนำความร้อน สัมประสิทธิ์การขยายตัว ความหนาแน่น และความต้านทานไฟฟ้า เป็นต้น

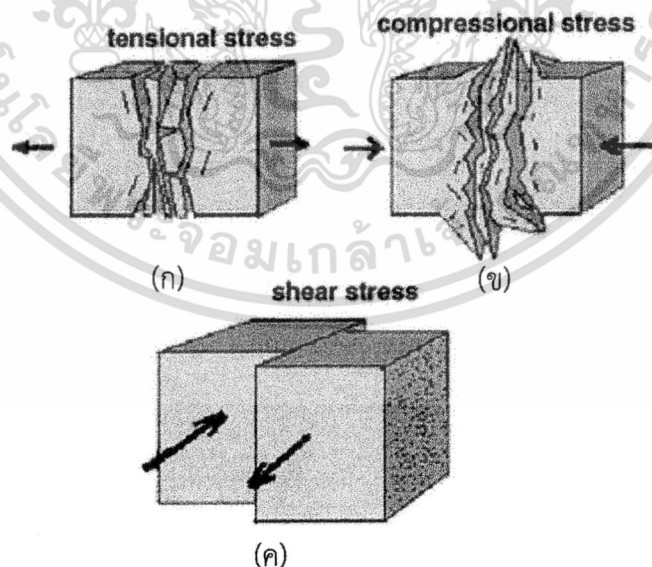
2.2.3 คุณสมบัติทางกล (Mechanical Properties) เป็นคุณสมบัติที่เกี่ยวกับปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นของวัสดุเมื่อมีแรงจากภายนอกมากกระทำต่อวัสดุ คุณสมบัติทางกล ได้แก่ ความแข็งแรง ความแข็ง ความสามารถในการยืดตัว ความยืดหยุ่น ความเหนียว เป็นต้น

ในงานวิศวกรรมคุณสมบัติเชิงกลมีความสำคัญมากที่สุด เพราะเมื่อเราจะเลือกใช้วัสดุใดๆ ก็ตาม สิ่งแรกที่จะนำมาพิจารณาก็คือ คุณสมบัติเชิงกลของมัน การที่เครื่องจักรหรืออุปกรณ์ใดๆ จะสามารถทำงานได้อย่างปลอดภัยขึ้นอยู่กับคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุที่ใช้ทำเครื่องจักร อุปกรณ์นั้นๆ เป็นสำคัญ

2.2.3.1 ความเค้น (Stress) ตามความเป็นจริงความเค้นหมายถึง แรงต้านทานภายในเนื้อวัสดุที่มีต่อแรงภายนอกที่มากกระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ แต่เนื่องจากความไม่เหมาะสมทางปฏิบัติ และความยากในการวัดหาค่านี้ จึงมักจะพูดถึงความเค้นในรูปของแรงภายนอกที่มากกระทำต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ ด้วยเหตุผลที่ว่า แรงกระทำภายนอกมีความสมดุลกับแรงต้านทานภายใน โดยทั่วไปความเค้นสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ชนิด ตามลักษณะของแรงที่มากกระทำ

ก) ความเค้นแรงดึง (Tensile Stress) เกิดขึ้นเมื่อมีแรงดึงมากกระทำตั้งฉากกับพื้นที่ภาคตัดขวาง โดยพยายามจะแยกเนื้อวัสดุให้แยกขาดออกจากกัน ดังรูปที่ 2.1(ก)

ข) ความเค้นแรงอัด (Compressive Stress) เกิดขึ้นเมื่อมีแรงกดมากกระทำตั้งฉากกับพื้นที่ภาคตัดขวาง เพื่อพยายามอัดให้วัสดุมีขนาดสั้นลง ดังรูปที่ 2.1(ข)



รูปที่ 2.1 ความเค้นชนิดต่างๆ (ก) ความเค้นแรงดึง (Tensile Stress) (ข) ความเค้นแรงอัด (Compressive Stress) และ (ค) ความเค้นแรงเฉือน (Shear Stress) (ที่มา : USGS)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความเค้นแรงดึง และความเค้นแรงอัดมีหน่วยเป็นนิวตันต่อตารางเมตร (N/m^2) สามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.1

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

σ คือ ความเค้น (Pa)

F คือ แรงกระทำตั้งฉากกับพื้นที่หน้าตัดของวัสดุหรือโหลด (N)

A คือ พื้นที่หน้าตัดของวัสดุ (m^2)

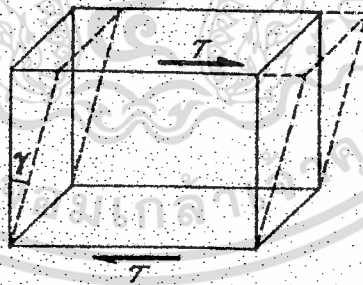
ค) ความเค้นแรงเฉือน (Shear Stress) ใช้สัญลักษณ์ τ เกิดขึ้นเมื่อมีแรงมากระทำให้ทิศทางขนานกับพื้นที่ภาคตัดขวาง เพื่อให้วัสดุเคลื่อนผ่านจากกันดังรูปที่ 2.1(ค) หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ แรงภายนอกที่กระทำกับวัสดุให้หลุดขาดออกจากกัน เช่น วัสดุสองชิ้นต่อประกบด้วยกาว เราพยายามดึงออกจากกัน (คือ แรงเฉือน) กาวก็จะออกแรงต้านไม่ให้หลุด เรียกแรงต้านนี้ว่า ความเค้นเฉือน เพื่อรักษาภาวะสมดุล ถ้าวัสดุทนแรงดึงไม่ไหวมีการบิดงอ หรือเปลี่ยนระยะไป ระยะที่เพิ่มขึ้นคือ ความเครียดเฉือน ซึ่งสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.2 ความเค้นเฉือนมีหน่วยเป็นนิวตันต่อตารางเมตร (N/m^2) ในทางปฏิบัติความเค้นที่เกิดขึ้นจะมีทั้ง 3 แบบนี้พร้อม ๆ กัน

$$\tau = \frac{Q}{A_s} \quad (2.2)$$

τ คือ ความเค้นเฉือน (Pa)

Q คือ แรงเฉือนจากภายนอกหรือโหลด (N)

A_s คือ พื้นที่รับแรงเฉือน เป็นพื้นที่ในส่วนของชิ้นส่วนทั้งสองชิ้นสัมผัสกัน (m^2)



รูปที่ 2.2 การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (ความเครียดเฉือนที่เกิดจากความเค้นเฉือน)

2.2.3.2 ความเครียด และการเปลี่ยนรูป (Strain and Deformation)

ความเครียด (Strain) คือ การเปลี่ยนแปลงขนาด ระยะ รูปร่างของวัสดุ (Deformation) ตามแรงภายนอกที่มากระทำ (เกิดความเค้น) ดังรูปที่ 2.3 ตัวอย่างเช่น เดิมวัตถุยาว 10 มิลลิเมตร ออกแรงดึงยาว 12 มิลลิเมตร ส่วนที่เพิ่มขึ้น 2 มิลลิเมตรนั้น คือความเครียด สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 2.3

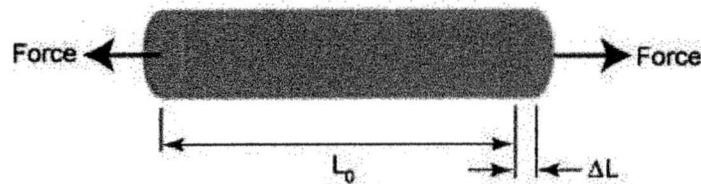
$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ε คือ ความเครียด

ΔL คือ ความยาวส่วนที่เปลี่ยนแปลง (ส่วนที่ยืดหรือส่วนที่หดสั้น) (m)

L_0 คือ ความยาวเดิม (m)



รูปที่ 2.3 ตัวอย่างความเครียดของวัสดุ

การเปลี่ยนรูปของวัสดุนี้เป็นผลมาจากการเคลื่อนที่ภายในเนื้อวัสดุ ซึ่งลักษณะของมันสามารถแบ่งเป็น 2 ชนิดใหญ่ ๆ คือ

ก) การเปลี่ยนรูปแบบอีลาสติกหรือความเครียดแบบคืนรูป (Elastic Deformation or Elastic Strain) เป็นการเปลี่ยนรูปในลักษณะที่เมื่อปลดแรงกระทำ อะตอมซึ่งเคลื่อนไหวเนื่องจากผลของความเค้นจะเคลื่อนกลับเข้าตำแหน่งเดิม ทำให้วัสดุคงรูปร่างเดิมไว้ได้ ตัวอย่างได้แก่ พวงยางยืด สปริง ถ้าเราดึงมันแล้วปล่อยมันจะกลับไปมีขนาดเท่าเดิม

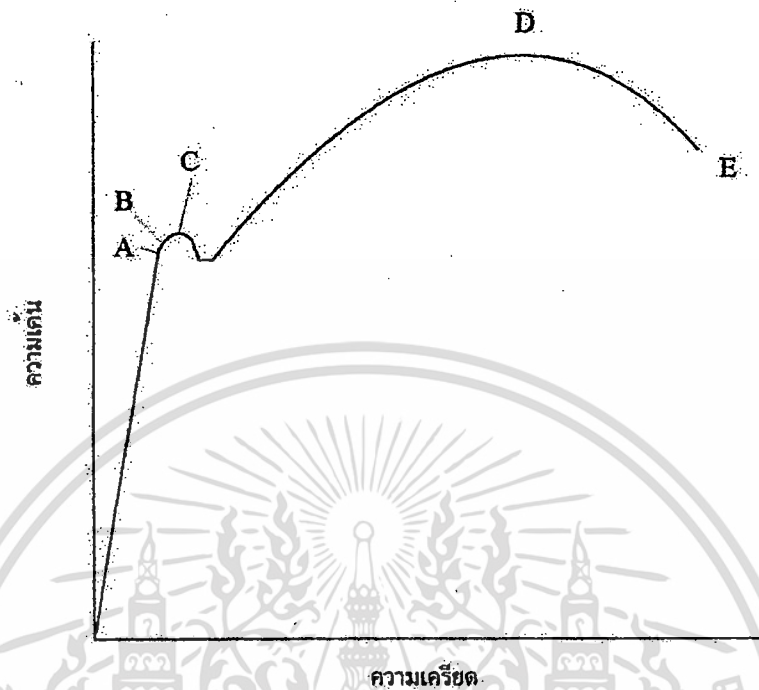
ข) การเปลี่ยนรูปแบบพลาสติกหรือความเครียดแบบคงรูป (Plastic Deformation or Plastic Strain) เป็นการเปลี่ยนรูปที่ถึงแม้ว่าจะปลดแรงกระทำนั้นออกแล้ววัสดุก็ยังคงรูปร่างตามที่ถูกเปลี่ยนไปนั้น โดยอะตอมที่เคลื่อนที่ไปแล้วจะไม่กลับไปตำแหน่งเดิมวัสดุทุกชนิดจะมีพฤติกรรมการเปลี่ยนรูปทั้งสองชนิดนี้ขึ้นอยู่กับแรงที่มากระทำ หรือความเค้นว่ามีมากน้อยเพียงใด หากไม่เกินขีดจำกัดการคืนรูป (Elastic Limit) แล้ว วัสดุนั้นก็จะมีพฤติกรรมคืนรูปแบบอีลาสติก (Elastic Behavior) แต่ถ้าความเค้นเกินกว่าขีดจำกัดการคืนรูปแล้ววัสดุก็จะเกิดการเปลี่ยนรูปแบบถาวรหรือแบบพลาสติก (Plastic Deformation) นอกจากความเครียดทั้ง 2 ชนิดนี้แล้ว ยังมีความเครียดอีกประเภทหนึ่งซึ่งพบในวัสดุประเภทโพลีเมอร์ เช่น พลาสติก เรียกว่าความเครียดกึ่งอีลาสติกจะมีลักษณะที่เมื่อปราศจากแรงกระทำวัสดุจะมีการคืนรูป แต่จะไม่กลับไปจนมีลักษณะเหมือนเดิม

การวัดและคำนวณหาค่าความเครียดมีอยู่ 2 ลักษณะคือ แบบเส้นตรง ความเครียดที่วัดได้จะเรียกว่า ความเครียดเชิงเส้น (Linear Strain) จะใช้ได้เมื่อแรงที่มากระทำมีลักษณะเป็นแรงดึงหรือแรงกด ค่าของความเครียดจะเท่ากับความยาวที่เปลี่ยนไปต่อความยาวเดิม และอีกแบบหนึ่งคือ แบบเฉือน เรียกว่า ความเครียดเฉือน (Shear Strain) ใช้กับกรณีที่แรงที่มากระทำมีลักษณะเป็นแรงเฉือนค่าของความเครียดจะเท่ากับระยะที่เคลื่อนที่ไปต่อระยะห่างระหว่างระนาบ

2.2.3.3 ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียด (Stress-Strain Relationship) ในการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียด ในที่นี้เราจะใช้เส้นโค้งความเค้น-ความเครียด (Stress-Strain Curve) ซึ่งได้จากการทดสอบแรงดึง (Tensile Test) เป็นหลัก โดยจะพล็อตค่าของความเค้นในแกนตั้งและความเครียดในแกนนอน ดังรูปที่ 2.4 การทดสอบแรงดึง นอกจากจะให้ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียดแล้ว ยังจะแสดงความสามารถใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การรับแรงดึงของวัสดุ ความเปราะ เหนียวของวัสดุ (Brittleness and Ductility) และบางครั้งอาจใช้บอกความสามารถในการขึ้นรูปของวัสดุ (Formability) ได้อีกด้วย



รูปที่ 2.4 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียด (Stress-Strain Curve) แบบมีจุดคราก (Yield Point)
(ที่มา : อนุวัฒน์ และประกาศิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ)

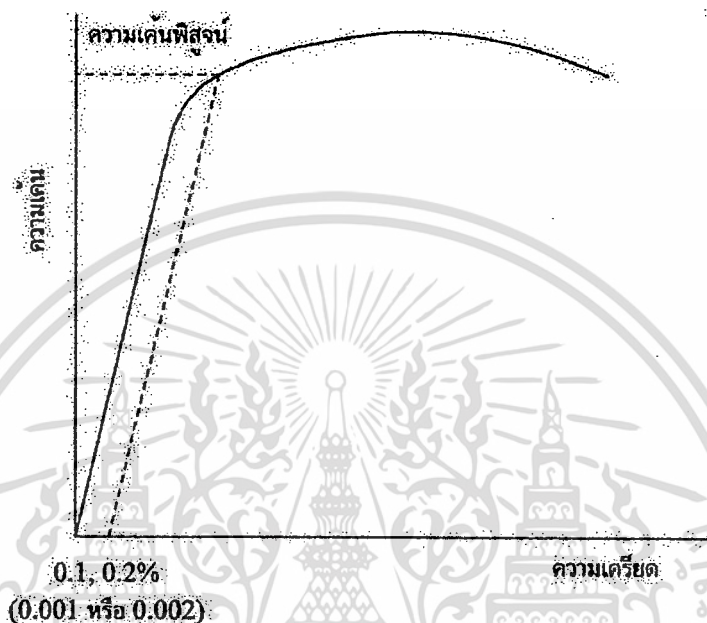
จากการศึกษาเส้นโค้งความเค้น-ความเครียด เราพบว่า เมื่อเราเริ่มดึงขึ้นทดสอบอย่างช้า ๆ ขึ้นทดสอบจะค่อย ๆ ยืดออก จนถึงจุดจุดหนึ่ง (จุด A) ซึ่งในช่วงนี้ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดจะเป็นสัดส่วนคงที่ ทำให้เราได้กราฟที่เป็นเส้นตรง ตามกฎของฮุกค์ (Hooke's Law) ซึ่งกล่าวว่าความเค้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเครียด จุด A นี้ เรียกว่าพิสัยสัดส่วน (Proportional Limit) และภายใต้พิสัยสัดส่วนนี้ วัสดุจะแสดงพฤติกรรมการคืนรูปแบบอิลาสติก (Elastic Behavior) นั่นคือเมื่อปล่อยแรงกระทำ ขึ้นทดสอบจะกลับไปมีขนาดเท่าเดิม

เมื่อเราเพิ่มแรงกระทำต่อไปจนเกินพิสัยสัดส่วน เส้นกราฟจะค่อย ๆ โค้งออกจากเส้นตรง วัสดุหลายชนิดจะยังคงแสดงพฤติกรรมการคืนรูปได้อีกเล็กน้อยจนถึงจุด ๆ หนึ่ง (จุด B) เรียกว่าพิสัยอิลาสติก (Elastic Limit) ซึ่งจุดนี้จะเป็นจุดกำหนดว่าความเค้นสูงสุดที่จะไม่ทำให้เกิดการแปรรูปถาวร (Permanent Deformation or Offset) กับวัสดุนั้น เมื่อผ่านจุดนี้ไปแล้ววัสดุจะมีการเปลี่ยนรูปร่างถาวร (Plastic Deformation) ลักษณะการเริ่มต้นของความเครียดแบบพลาสติกนี้เปลี่ยนแปลงไปตามชนิดของวัสดุในโลหะหลายชนิด เช่น พวงเหล็กกล้าคาร์บอนต่ำ (Low Carbon Steel) จะเกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างรวดเร็ว โดยไม่มีการเพิ่มความเค้น (บางครั้งอาจจะลดลงก็มี) ที่จุด C ซึ่งเป็นจุดที่เกิดการเปลี่ยนรูปแบบพลาสติก จุด C นี้เรียกว่าจุดคราก (Yield Point) และค่าของความเค้นที่จุดนี้เรียกว่า ความเค้นจุดคราก (Yield Stress) หรือ Yield Strength ค่านี้มีประโยชน์กับวิศวกรมาก เพราะเป็นจุดแบ่งระหว่างพฤติกรรมการคืนรูปกับพฤติกรรมการคงรูป และในกรณีของโลหะจะเป็นค่าความแข็งแรงสูงสุดที่เราคงใช้ประโยชน์ได้โดยไม่เกิดการเสียหาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัสดุหลายชนิดเช่น อะลูมิเนียม ทองแดง จะไม่แสดงจุดครากอย่างชัดเจน แต่เราก็มีวิธีที่จะหาได้โดยกำหนดความเครียดที่ 0.10 - 0.20% ของความยาวกำหนดเดิม (Original Gage Length) แล้วลากเส้นขนานกับกราฟช่วงแรกไปจนตัดเส้นกราฟที่โค้งไปทางด้านขวา ดังรูปที่ 2.5 ค่าความเค้นที่จุดตัดนี้จะนำมาใช้แทนค่าความเค้นจุดครากได้ ความเค้นที่จุดนี้บางครั้งเรียกว่า ความเค้นพิสูจน์ (Proof Stress) หรือความเค้น 0.1 หรือ 0.2% offset ดังแสดงในรูปที่ 2.5

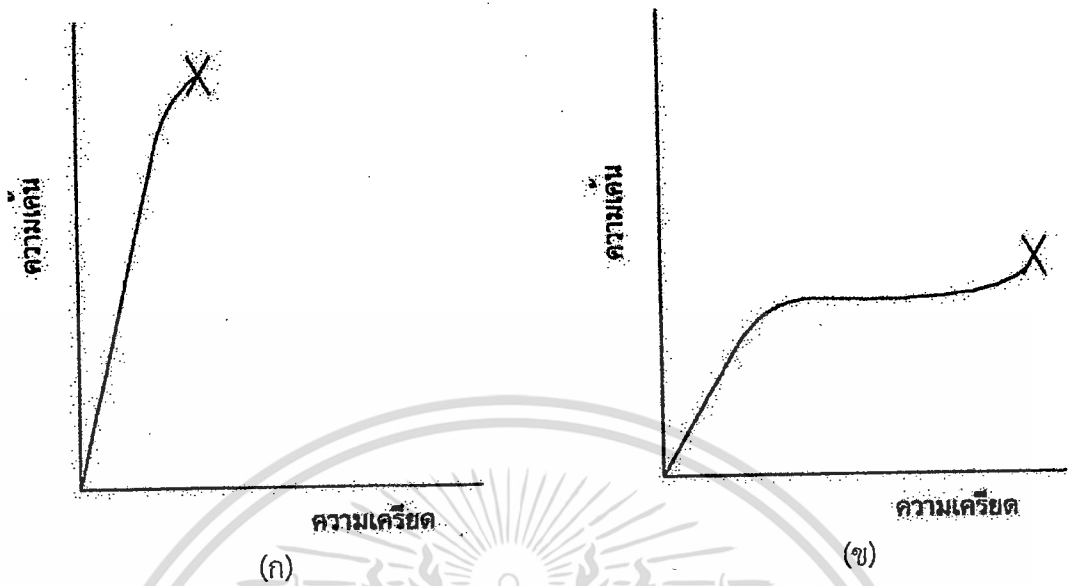


รูปที่ 2.5 เส้นโค้งความเค้น-ความเครียดแบบที่ไม่มีจุดคราก (ที่มา : อนุวัฒน์ และประกาศิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ)

หลังจากจุดครากแล้ว วัสดุจะเปลี่ยนรูปแบบพลาสติกโดยความเค้นจะค่อย ๆ เพิ่มขึ้นอย่างช้า ๆ หรืออาจจะคงที่จนถึงจุดสูงสุด (จุด D) ค่าความเค้นที่จุดนี้เรียกว่า Ultimate Strength หรือความเค้นแรงดึง (Tensile Strength) ซึ่งเป็นค่าความเค้นสูงสุดที่วัสดุจะทนได้ก่อนที่จะขาดหรือแตกออกจากกัน (Fracture) เนื่องจากวัสดุหลายชนิดสามารถเปลี่ยนรูปอย่างพลาสติกได้มาก ๆ ค่าความเค้นสูงสุดนี้สามารถนำมาคำนวณใช้งานได้ นอกจากนี้ ค่านี้อาจใช้เป็นดัชนีเปรียบเทียบคุณสมบัติของวัสดุได้ด้วยว่า ค่าว่า ความแข็งแรง (Strength) ของวัสดุ หรือ กำลังวัสดุนั้น โดยทั่วไป จะหมายถึงค่าความเค้นสูงสุดที่วัสดุทนได้ตัวเองที่จุดสุดท้าย (จุด E) ของกราฟ เป็นจุดที่วัสดุเกิดการแตกหรือขาดออกจากกัน (Fracture) สำหรับโลหะบางชนิด เช่น เหล็กกล้าคาร์บอนต่ำหรือโลหะเหนียว ค่าความเค้นประลัย (Rupture Strength) นี้จะต่ำกว่าความเค้นสูงสุด เพราะเมื่อเลยจุด D ไป พื้นที่ภาคตัดขวางของตัวอย่างทดสอบลดลง ทำให้พื้นที่ที่ต้านทานแรงดึงลดลงด้วย ในขณะที่เรายังคงคำนวณค่าของความเค้นจากพื้นที่หน้าตัดเดิมของวัสดุก่อนที่จะทำการทดสอบแรงดึง ดังนั้นค่าของความเค้นจึงลดลง ส่วนโลหะอื่น ๆ เช่น โลหะที่ผ่านการขึ้นรูปเย็น (Cold Work) มาแล้ว มันจะแตกหักที่จุดความเค้นสูงสุด โดยไม่มีการลดขนาดพื้นที่ภาคตัดขวาง ดังรูปที่ 2.6(ก) ทำนองเดียวกับพวกวัสดุเปราะ (Brittle Materials) เช่น เซรามิก ที่มีการเปลี่ยนรูปอย่างพลาสติกน้อยมากหรือไม่มีเลย ส่วนกรณีของวัสดุที่เป็นพลาสติกจะเกิดแตกหักโดยที่อัตราการความเค้นสูงขึ้น ดังรูปที่ 2.6(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร : 2556)

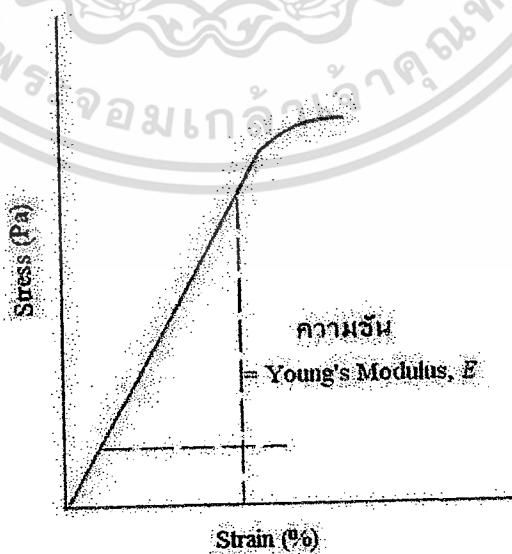


รูปที่ 2.6 เปรียบเทียบเส้นโค้งความเค้น-ความเครียดของ (ก) วัสดุเปราะ และ (ข) วัสดุพลาสติก (ที่มา : อนุวัฒน์ และประกาศิต มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ)

2.2.3.4 มอดูลัสของยัง (Young's Modulus) หรือ Modulus of Elasticity

(E) คือ อัตราส่วนของความเค้นตามยาว (σ) ต่อความเครียดตามยาว (ϵ) มีหน่วยเป็นนิวตันต่อตารางเมตร (N/m^2) ดังสมการที่ 2.4

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/A}{\Delta L/L_0} \tag{2.4}$$

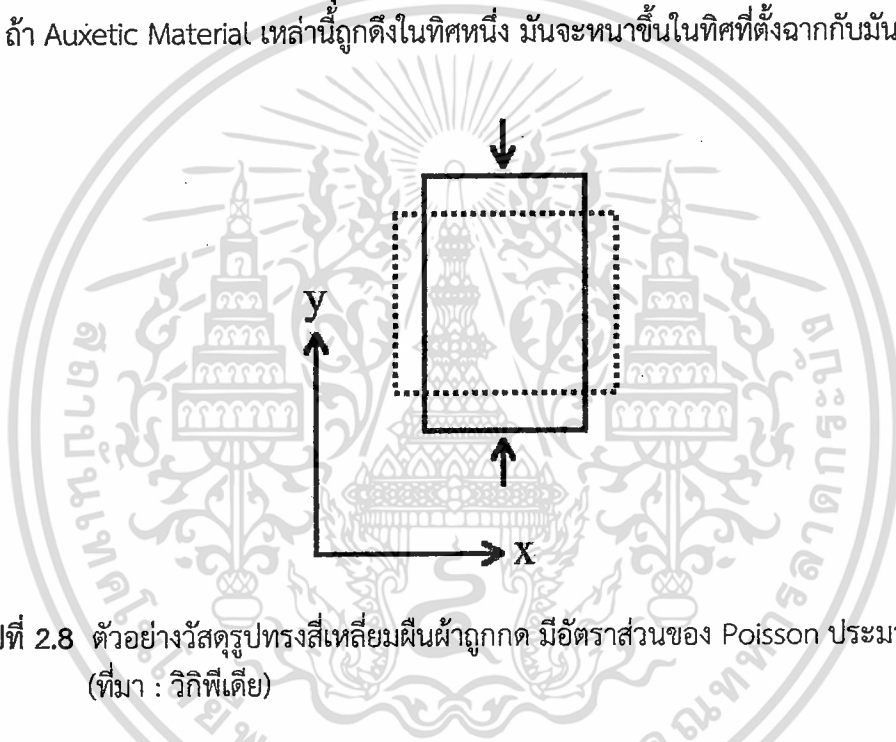


รูปที่ 2.7 ความชันของกราฟ ระหว่างความเค้น กับความเครียดภายใต้พิภักต์ส่วนซึ่งวัสดุมี

พฤติกรรมเป็นอลาสติก (ที่มา : พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์ และ นิธิยา รัตนานนท์)
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยศิลปากร ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วัสดุที่มีมอดูลัสของยังมากแสดงว่า วัสดุมีความทนต่อการเปลี่ยนแปลงความยาว หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ วัสดุนั้นมีการเปลี่ยนแปลงความยาวน้อยในขณะที่มีความเค้นมาก พิจารณาได้ดังรูปที่ 2.7

2.2.3.5 อัตราส่วนของปัวซอง (Poisson's Ratio) เมื่อตัวอย่างวัสดุถูกดึงในทิศหนึ่ง อีกสองทิศจะบางลง เป็นค่าที่วัดได้เนื่องจากความบางลงนี้ อัตราส่วนของ Poisson เป็นอัตราส่วนการหดสั้นสัมพัทธ์ คือ ความเครียด หรือความเครียดตามขวาง (ตั้งฉากกับแรงที่กระทำ) หารด้วยความเครียดที่ขยายออกสัมพัทธ์ (ในทิศเดียวกับแรงที่กระทำ) สำหรับวัสดุแบบ Perfectly Incompressible อัตราส่วนของ Poisson จะมีค่าเท่ากับ 0.5 พอดี ส่วนวัสดุทางวิศวกรรมในทางปฏิบัติส่วนใหญ่จะมีค่า ν ระหว่าง 0.0 ถึง 0.5 คอร์กจะมีค่าใกล้ 0.0 เหล็กส่วนใหญ่อยู่ที่ประมาณ 0.3 และยางมีค่าเกือบ 0.5 ในบางวัสดุ เช่น โฟมของพอลิเมอร์ส่วนใหญ่ จะมีค่าอัตราส่วนของปัวซองเป็นลบ ถ้า Auxetic Material เหล่านี้ถูกดึงในทิศหนึ่ง มันจะหนาขึ้นในทิศที่ตั้งฉากกับมันด้วย



รูปที่ 2.8 ตัวอย่างวัสดุรูปทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้าถูกกด มีอัตราส่วนของ Poisson ประมาณ 0.5 (ที่มา : วิกิพีเดีย)

จากรูปที่ 2.8 สมมติว่าวัสดุถูกอัดตามแนวแกน y

$$\nu_{yx} = -\frac{\epsilon_x}{\epsilon_y} \quad (2.5)$$

ν_{yx} คือ ค่าอัตราส่วนของปัวซอง

ϵ_x คือ ความเครียดตามขวาง

ϵ_y คือ ความเครียดตามแกนของแรง

ในการมองอย่างผิวเผิน อัตราส่วนของ Poisson ที่มากกว่า 0.5 จะดูไร้สาระเพราะที่ความเครียดค่าหนึ่ง วัสดุจะมีปริมาตรเข้าใกล้ศูนย์ และถ้ามากกว่านั้นวัสดุที่มี "ปริมาตรเป็นลบ" อย่างไรก็ตาม ค่าอัตราส่วน Poisson ที่ประหลาดมักจะเป็นผลจากวัสดุที่มีโครงสร้างซับซ้อน

2.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

โดยทั่วไปปัญหาทางฟิสิกส์ และวิศวกรรมศาสตร์สามารถอธิบายได้ด้วยสมการทางคณิตศาสตร์ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ การแก้ปัญหามักใช้วิธีการวิเคราะห์ (Analytical Method) โดยการแก้สมการเชิงอนุพันธ์นั้นประกอบด้วยเงื่อนไขขอบของปัญหานั้น ผลเฉลยที่ได้จากวิธีดังกล่าวจึงเป็นผลเฉลยแม่นยำตรง (Exact Solution)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มีบทบาทอย่างมากในการวิเคราะห์ปัญหาทางวิศวกรรมในด้านต่างๆ เหมาะกับปัญหาที่มีความซับซ้อนจนไม่สามารถแก้ปัญหาคำนวณด้วยวิธีการวิเคราะห์โดยตรงได้ จึงใช้วิธีหาผลเฉลยโดยประมาณ (Approximation Solution) ด้วยวิธีการทางตัวเลข (Numerical Method) วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีเชิงตัวเลขวิธีหนึ่งโดยใช้การแบ่งขอบเขตของปัญหาที่ต่อเนื่องออกเป็นส่วนย่อยๆ สามารถแบ่งชิ้นตอนใหญ่ๆ ได้เป็นสามขั้นตอนคือ

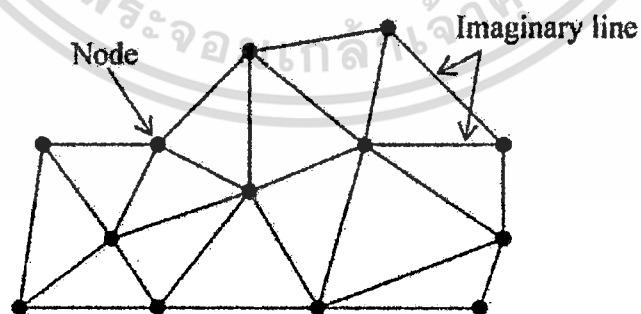
ขั้นตอนที่ 1 การเตรียมการก่อนประมวลผล (Pre Processing) ได้แก่ การกำหนดรูปร่างลักษณะ (กำหนดโดเมน) การเลือกชนิดของเอลิเมนต์ เงื่อนไขของแบบจำลอง และการเลือกแบบจำลองวัสดุ เป็นต้น

ขั้นตอนที่ 2 การวิเคราะห์ (Analysis) คือ ขั้นตอนของการคำนวณ เช่น การหาแรงภายนอกที่มากระทำในแต่ละจุดต่อ การหาค่าความแข็ง (Stiffness) การหาระยะกระจัด การหาความเค้นในแต่ละเอลิเมนต์ เป็นต้น

ขั้นตอนที่ 3 หลังการประมวลผล (Post Processing) คือ การแสดงผลที่ได้จากการคำนวณ

2.3.1 ชนิดของเอลิเมนต์

การวิเคราะห์โครงสร้างหรือชิ้นส่วนเครื่องจักรด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ต้องแบ่งโครงสร้างหรือชิ้นส่วนที่มีความต่อเนื่องออกเป็นส่วนเล็กๆ เรียกว่า เอลิเมนต์ (Elements) และเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์ให้เหมาะสมกับรูปร่าง ลักษณะของงาน และการกระทำของโหลด โดยที่เอลิเมนต์เหล่านี้ถูกแยกออกจากกันด้วยเส้นสมมติ (Imaginary Line) หรือผิวสมมติ (Imaginary Surface) และเชื่อมต่อกันด้วยจุด (Node) ที่อยู่บนขอบเขตของเอลิเมนต์ ดังรูปที่ 2.9

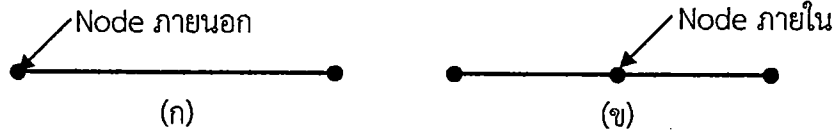


รูปที่ 2.9 การแบ่งเอลิเมนต์ในวัสดุที่มีความต่อเนื่อง (ที่มา : ศันชัย ผองผาย)

อาจแบ่งชนิดของเอลิเมนต์ได้เป็นสามประเภทตามมิติคือ เอลิเมนต์สำหรับปัญหามิติเดียว สองมิติ และสามมิติ

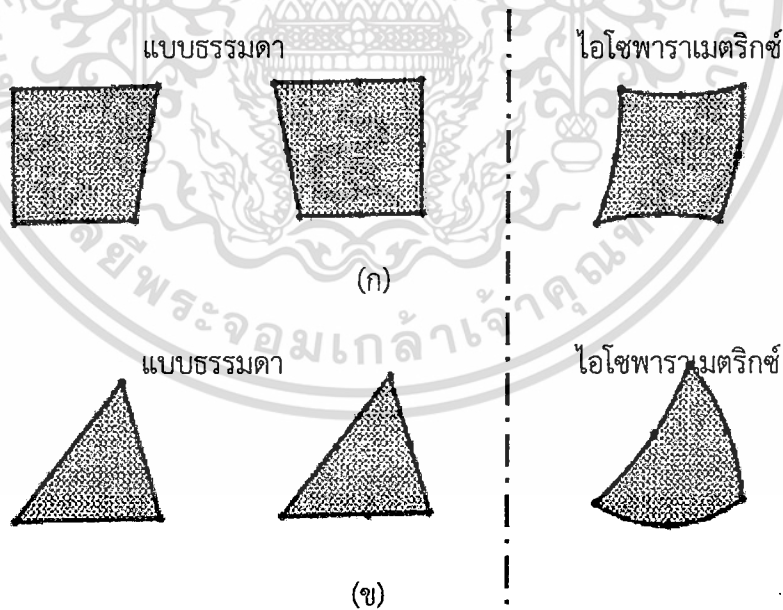
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.1.1 **เอลิเมนต์มิติเดียว** เป็นเอลิเมนต์ที่นิยมนำไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหามิติเดียว เช่น ชิ้นส่วนที่มีแรงกระทำในแนวแกน ชิ้นส่วนที่รับแรงบิด การโค้งงอของคาน การนำความร้อนในทิศทางเดียว เป็นต้น



รูปที่ 2.10 เอลิเมนต์มิติเดียว (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

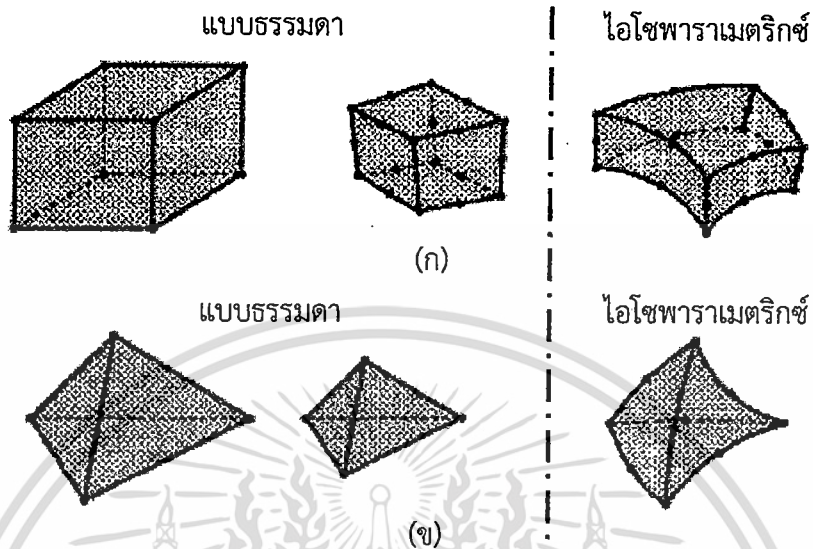
2.3.1.2 **เอลิเมนต์สองมิติ** เอลิเมนต์สองมิติมักใช้กับการวิเคราะห์ความเค้น-ความเครียดระนาบ โดยทั่วไปเอลิเมนต์สองมิติจะมีลักษณะเป็นรูปสามเหลี่ยม และสี่เหลี่ยมที่ประกอบด้วยด้านที่เป็นเส้นตรงหรือเส้นโค้ง เช่น รูปที่ 2.11(ก) เป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมที่ประกอบด้วยสี่จุด และแปดจุดต่อ ชนิดด้านตรง และด้านโค้งแบบไอโซพาราเมตริกซ์ ส่วนรูปที่ 2.11(ข) เป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมที่ประกอบด้วยสามจุดต่อ และหกจุดต่อด้านตรงและด้านโค้งไอโซพาราเมตริกซ์ โดยทั่วไปเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมจะได้รับความนิยมมากกว่าเอลิเมนต์สามเหลี่ยม ทั้งนี้เพราะในกรณีที่ระดับความเสรีเท่ากัน เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมจะให้ผลเฉลยที่ถูกต้องแม่นยำกว่า ส่วนการเลือกใช้เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมด้านตรงหรือด้านโค้งขึ้นอยู่กับลักษณะรูปร่างของชิ้นงานจริง และโดยทั่วไปจะสมมติให้ความหนาของเอลิเมนต์มีค่าคงตัว แต่อาจจะกำหนดให้ความหนาเป็นฟังก์ชันกับพิกัดก็ได้



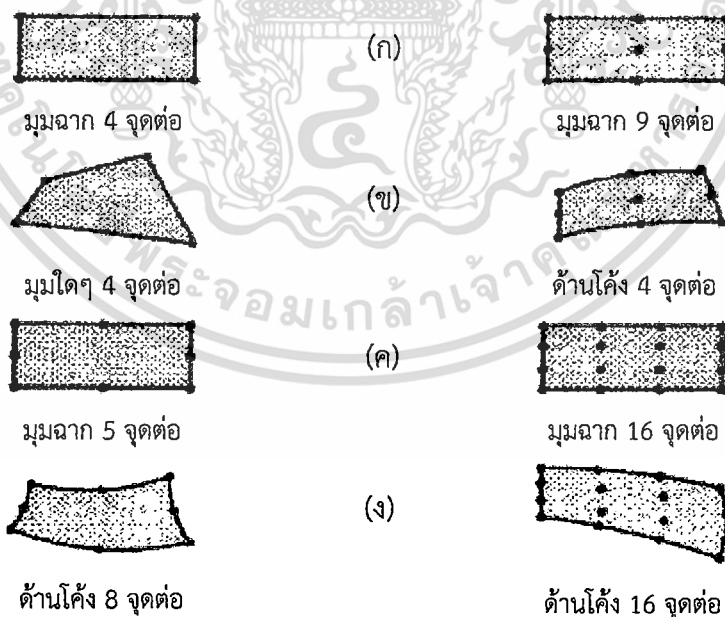
รูปที่ 2.11 เอลิเมนต์สองมิติ (ก) เอลิเมนต์สี่เหลี่ยม (ข) เอลิเมนต์สามเหลี่ยม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

2.3.1.3 **เอลิเมนต์สามมิติ** เอลิเมนต์สามมิติจะใช้กับการวิเคราะห์ปัญหาสามมิติ ทั่วไป ลักษณะของเอลิเมนต์จะเป็นสี่เหลี่ยมปริซึม และรูปกรวยสามเหลี่ยม เช่น ในรูปที่ 2.12 (ก) เป็นเอลิเมนต์สามมิติทรงหกหน้า (Hexahedral) ชนิดด้านตรง (Linear) แปดจุดต่อ ชนิดเส้นตรง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำลังสอง (Straight-Line Quadratic) ยี่สิบจุดต่อ และชนิดเส้นโค้งกำลังสอง (Quadratic with Curved Faces) ยี่สิบจุดต่อ รูปที่ 2.12(ข) เป็นเอลิเมนต์สามมิติทรงสี่หน้า (Tetrahedral) ชนิดด้านตรงสี่จุดต่อ ชนิดเส้นตรงกำลังสอง สิบจุดต่อ และชนิดเส้นโค้งกำลังสองสิบจุดต่อ ตามลำดับ



รูปที่ 2.12 เอลิเมนต์สามมิติ (ก) ชนิดปริซึมหรือชนิดทรงหกหน้า (ข) ชนิดกรวยสามเหลี่ยมหรือชนิดทรงสี่หน้า (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)



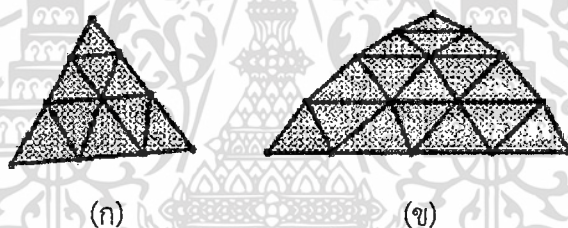
รูปที่ 2.13 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมสองมิติที่ประกอบด้วยจุดต่อต่างๆ (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

นอกจากเอลิเมนต์สามมิติตามที่กล่าวมาแล้ว ยังมีเอลิเมนต์อีกกลุ่มหนึ่งที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาในลักษณะรูปทรงกระบอก เช่นในรูปที่ 2.13 ปัญหาในลักษณะแผ่นโค้ง (Shell) เช่น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.13(ข) และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหากรวยสมมาตร ซึ่งจะเป็นเอลิเมนต์ชนิดสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมมุมรอบกรวยสมมาตร (360 องศา) เช่นรูปที่ 2.13(ค) โดยทั่วไป เอลิเมนต์ที่ประกอบด้วยจุดต่อมากๆ จะให้ผลเฉลยใกล้เคียงกับค่าแม่นยำมากกว่าเอลิเมนต์ที่ประกอบด้วยจุดต่อน้อยๆ แต่จะเพิ่มความยุ่งยากในการแก้สมการ และใช้เวลาในการคำนวณมาก ตัวอย่างเช่น เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมสองมิติ รูปที่ 2.13 ประกอบด้วยจุดต่อ 4 จุดต่อ จะให้ผลเฉลยความคลาดเคลื่อนมากกว่าเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมที่ประกอบด้วยแปด และสิบหกจุดต่อ เป็นต้น

2.3.2 การแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย

การวิเคราะห์ชิ้นส่วนเครื่องจักรด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จำเป็นต้องแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยที่เกี่ยวข้องกันด้วยจุดต่อ เพื่อความสะดวกจะพิจารณาปัญหาสามมิติโดยเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมด้านตรงที่ประกอบสามจุดต่อ เช่นในรูปที่ 2.14(ก) ส่วนปัญหาสามมิติก็ใช้หลักการเดียวกันการแบ่งชิ้นส่วนอาจจะเริ่มแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมหรือสามเหลี่ยมที่มีขนาดใหญ่ๆ ก่อน แล้วจึงแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมย่อยอีกครั้งหนึ่ง ตำแหน่งของจุดต่อ (Node) ภายนอกเอลิเมนต์ย่อยควรจะอยู่ในตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของชิ้นส่วน หรือตำแหน่งที่มีโหลดกระทำหรือตำแหน่งที่มีการใช้วัสดุต่างๆ กัน



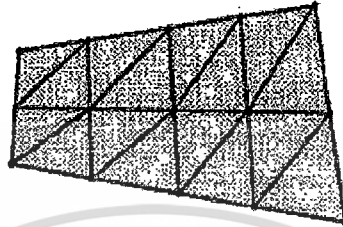
รูปที่ 2.14 การแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

ชิ้นส่วนรูปสามเหลี่ยมในรูปที่ 2.14(ก) ค่อนข้างจะแบ่งเอลิเมนต์ย่อยได้ง่ายคือ กำหนดจุดต่อในแต่ละด้านของสามเหลี่ยมให้มีจำนวนเท่ากัน ลากเส้นโยงระหว่างจุดต่อจะได้จุดต่อตรงที่เส้นตัดกันเพิ่มขึ้น ตามรูปที่ 2.14(ก) ชิ้นส่วนจะถูกแบ่งออกเป็นเก้าเอลิเมนต์ แต่ละด้านจะมีสี่จุดต่อ ระยะระหว่างจุดต่อของแต่ละด้านของสามเหลี่ยมไม่จำเป็นต้องเท่ากัน ขนาดเอลิเมนต์แต่ละเอลิเมนต์จึงมีขนาดแตกต่างกันตามที่ต้องการ ถ้าเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมด้วยกัน เอลิเมนต์สามเหลี่ยมด้านเท่าจะให้ผลเฉลยที่ดีที่สุด แต่ถ้าจำเป็นต้องใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมใดๆ มุมภายในของเอลิเมนต์สามเหลี่ยมควรอยู่ระหว่าง 30 องศา ถึง 120 องศา

ในกรณีของชิ้นส่วนเป็นรูปสามเหลี่ยมโค้ง เราอาจใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมด้านตรงแทน เช่นในรูปที่ 2.14(ข) ซึ่งทำให้ขนาดของแบบจำลองคลาดเคลื่อนไปเล็กน้อย ส่วนจำนวนของเอลิเมนต์ทั้งหมดในชิ้นส่วนจะเท่ากับ $(n-1)^2$, n คือ จำนวนจุดต่อของแต่ละด้านของชิ้นส่วนสามเหลี่ยมที่ต้องการจะแบ่งเป็นเอลิเมนต์

สำหรับชิ้นส่วนรูปสี่เหลี่ยมในรูปที่ 2.15 การแบ่งเอลิเมนต์ย่อยๆ นั้น ทำได้สะดวกคือ กำหนดจุดต่อในแต่ละด้านของสี่เหลี่ยม ลากเส้นระหว่างจุดต่อที่อยู่ตรงข้าม จุดตัดของแต่ละเส้นจะ

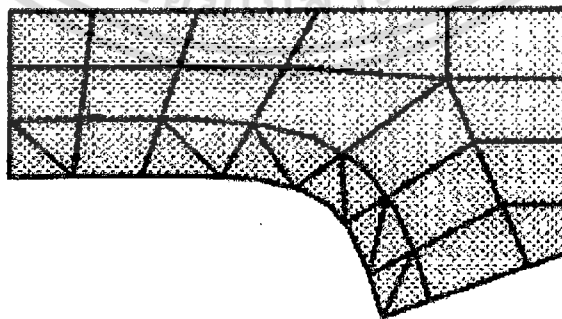
เป็นจุดต่อภายในของชิ้นส่วน และถ้าประสงค์จะแบ่งเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมย่อยก็ทำได้ โดยลากเส้นทแยงมุมของเอลิเมนต์สี่เหลี่ยม การลากเส้นทแยงมุมนั้นควรจะเลือกเส้นทแยงมุมที่สั้นที่สุด เพราะจะทำให้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมมีสัดส่วนใกล้เคียงสามเหลี่ยมด้านเท่ามากขึ้น ในกรณี que เลือกใช้เอลิเมนต์สี่เหลี่ยม สัดส่วนด้านยาวสุดต่อด้านสั้นสุดของเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมควรจะเท่ากับ 1 จึงจะทำให้ผลเฉลยใกล้เคียงกับค่าแม่นยำมากขึ้น



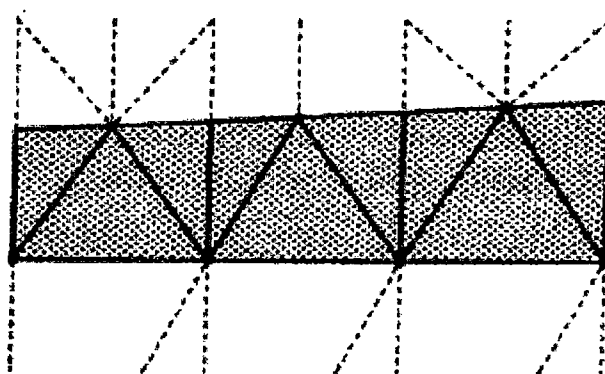
รูปที่ 2.15 การแบ่งชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

จำนวนจุดต่อบนด้านที่ใกล้กันของชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมอาจจะแตกต่างกัน แต่จำนวนจุดต่อที่ด้านตรงข้ามกันจะต้องมีจำนวนเท่ากัน เว้นแต่ต้องการลดหรือขยายขนาดของเอลิเมนต์ ระยะระหว่างจุดต่ออาจจะแตกต่างกัน ซึ่งทำให้เอลิเมนต์มีขนาดเล็กใหญ่ตามต้องการจำนวนจุดต่อบนด้านประกอบมุมของชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมที่ต้องการแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย

ในรูปที่ 2.16 ระยะระหว่างจุดต่อของชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมจะมีขนาดต่างกัน ทั้งนี้เพื่อให้เอลิเมนต์ในบริเวณที่เป็นส่วนโค้งมีขนาดเล็ก คือพยายามทำให้แบบจำลองมีขนาดใกล้เคียงกันกับขนาดของชิ้นส่วนจริงมากที่สุด ปกติไม่นิยมแบ่งเอลิเมนต์ให้มีขนาดเท่ากัน และมีรูปร่างเหมือนกันตลอดชิ้นงาน เพราะบริเวณที่มีความเค้นสูงหรือบริเวณที่มีความแตกต่างของอุณหภูมิ ควรจะแบ่งให้มีเอลิเมนต์ขนาดเล็กๆ ส่วนบริเวณที่ไกลออกไปจะแบ่งให้ใหญ่ขึ้น การเปลี่ยนแปลงเอลิเมนต์จะมีประโยชน์มากสำหรับการวิเคราะห์ปัญหาที่มีรูปร่างซับซ้อน วิธีที่ง่ายที่สุดของการเปลี่ยนแปลงขนาดของเอลิเมนต์คือ กำหนดให้จำนวนจุดต่อบนด้านตรงข้ามของเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมให้แตกต่างกันเช่นในรูปที่ 2.17 เป็นต้น



รูปที่ 2.16 การแบ่งชิ้นส่วนสี่เหลี่ยมโค้งออกเป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยม และสามเหลี่ยมย่อย (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)



รูปที่ 2.17 การขยายขนาดเอลิเมนต์สามเหลี่ยม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

2.3.3 ฟังก์ชันการกระจัด

ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว การวิเคราะห์โครงสร้างด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะต้องแบ่งชิ้นส่วนหรือโครงสร้างออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย และจะต้องสมมติฟังก์ชันการกระจัดโดยประมาณของแต่ละเอลิเมนต์ที่จะประกอบเข้าด้วยกันเป็นโครงสร้างหรือชิ้นส่วนรวม การกระจัดโดยประมาณที่สมมติขึ้นเรียกว่า ฟังก์ชันการกระจัด (Displacement Function) หรือ แบบจำลองการกระจัด (Displacement Models) หรือสนามการกระจัด (Displacement Fields) หรือรูปแบบการกระจัด (Displacement Patterns)

ฟังก์ชันการกระจัดที่นิยมใช้กันทั่วไป จะเป็นฟังก์ชันพอลิโนเมียล ในกรณีของปัญหามิติเดียว ฟังก์ชันพอลิโนเมียลคือ

$$u(x) = a_1 + a_2x + a_3x^2 + \dots + a_{n+1}x^n \quad (2.6)$$

$a_1, a_2, a_3, \dots, a_n$ คือ สัมประสิทธิ์ของพอลิโนเมียล ส่วน u คือ การกระจัดในทิศทาง x ในกรณีของปัญหาสองมิติ ฟังก์ชันพอลิโนเมียลจะเขียนได้ดังนี้

$$\begin{aligned} u(x, y) &= a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5xy + a_6y^2 + \dots + a_ny^n \\ v(x, y) &= a_{m+1} + a_{m+2}x + a_{m+3}y + a_{m+4}x^2 + a_{m+5}xy + a_{m+6}y^2 + \dots + a_{2m}y^n \end{aligned} \quad (2.7)$$

u และ v คือ การกระจัดในทิศทาง x และ y ตามลำดับ

a คือ สัมประสิทธิ์ของพอลิโนเมียล และ

$$m = \sum_{i=1}^{n+1} i(n+2-i)$$

ส่วนในกรณีของปัญหาสามมิติ ฟังก์ชันพอลิโนเมียลคือ

$$\begin{aligned} u(x, y, z) &= a_1 + a_2x + a_3y + a_4z + a_5zx + \dots + a_mz^n \\ v(x, y, z) &= a_{m+1} + a_{m+2}x + a_{m+3}y + a_{m+4}z + a_{m+5}zx + \dots + a_{2m}z^n \\ w(x, y, z) &= a_{2m+1} + a_{2m+2}x + a_{2m+3}y + a_{2m+4}z + a_{2m+5}zx + \dots + a_{3m}z^n \end{aligned} \quad (2.8)$$

u, v และ w คือ การกระจัดในทิศทาง x, y และ z ตามลำดับ และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$m = \sum_{i=1}^{n+1} i(n+2-i)$$

พอลิโนเมียลที่มีหลายเทอมหรือกำลังสูงๆ จะให้การกระจัดที่สมมติขึ้น มีค่าใกล้เคียงกับผลเฉลยแม่นยำ แต่การแก้สมการค่อนข้างทำได้ยาก อย่างไรก็ตาม การที่จะเลือกใช้ฟังก์ชันพอลิโนเมียลกำลังเท่าใดนั้น จะขึ้นอยู่กับลักษณะของปัญหา และความละเอียดของผลเฉลยที่ต้องการ เช่น ในกรณีของปัญหามิติเดียว ฟังก์ชันพอลิโนเมียลกำลังสอง (3 เทอม) จะให้ผลเฉลยดีกว่าฟังก์ชันพอลิโนเมียลเทอมเดียวและสองเทอม

การจำลองเอลิเมนต์ด้วยการกระจัด อาจแบ่งออกตามกำลังของพอลิโนเมียลได้สามกลุ่มคือ กลุ่มเชิงเดี่ยว (Simplex) กลุ่มเชิงซ้อน (Complex) และกลุ่มเชิงซับซ้อน (Multiplex)

2.3.3.1 ฟังก์ชันการกระจัดสำหรับเอลิเมนต์เชิงเดี่ยว ประกอบด้วยพอลิโนเมียลเทอมที่มีค่าคงตัว และเทอมที่เป็นเส้นตรง ส่วนสัมประสิทธิ์ของพอลิโนเมียลจะเท่ากับระดับชั้นความเสรีของระบบ ในกรณีของปัญหามิติเดียว เช่น ท่อนโลหะ เพลลา โครงข้อหมุน โครงข้อแข็ง เป็นต้น เอลิเมนต์เชิงเดี่ยวของปัญหาเหล่านี้จะประกอบด้วยสองจุดต่อภายนอกดังรูปที่ 2.10(ก) ซึ่งสามารถจะแทนได้ด้วยพอลิโนเมียลสองเทอมคือ เทอมที่เป็นค่าคงตัว และเทอมที่เป็นเชิงเส้นตรงคือ

$$u(x) = a_1 + a_2x \quad (2.9)$$

ในกรณีของปัญหาสองมิติ เช่น ปัญหาความเค้นระนาบ ความเครียดระนาบ และปัญหาวงแหวนแกนสมมาตร (Axisymmetric) เอลิเมนต์เชิงเดี่ยวของปัญหาเหล่านี้จะเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมที่ประกอบด้วยสามจุดต่อที่มุมของสามเหลี่ยมดังรูปที่ 2.11(ข) แต่ละจุดต่อจะประกอบด้วยการกระจัด u และ v ดังนั้นพอลิโนเมียลสำหรับเอลิเมนต์เชิงเดี่ยวสามเหลี่ยมจะประกอบด้วย 6 ระดับชั้นเสรี

$$\begin{aligned} u(x, y) &= a_1 + a_2x + a_3y \\ v(x, y) &= a_4 + a_5x + a_6y \end{aligned} \quad (2.10)$$

สำหรับกรณีของปัญหาสามมิติ เอลิเมนต์เชิงเดี่ยวก็คือ เอลิเมนต์ชนิดกรวยสามเหลี่ยมที่ประกอบด้วยสี่จุดต่อภายนอกดังรูปที่ 2.12(ข) แต่ละจุดต่อจะประกอบด้วย การกระจัด u, v และ w ในทิศทาง x, y และ z ตามลำดับ ดังนั้นหนึ่งเอลิเมนต์สามเหลี่ยมเชิงเดี่ยวจึงประกอบด้วย 12 ชั้นระดับความเสรี และฟังก์ชันพอลิโนเมียลสำหรับเอลิเมนต์ดังกล่าวก็คือ

$$\begin{aligned} u(x, y, z) &= a_1 + a_2x + a_3y + a_4z \\ v(x, y, z) &= a_5 + a_6x + a_7y + a_8z \\ w(x, y, z) &= a_9 + a_{10}x + a_{11}y + a_{12}z \end{aligned} \quad (2.11)$$

2.3.3.2 ฟังก์ชันการกระจัดสำหรับเอลิเมนต์เชิงซ้อน ประกอบด้วยพอลิโนเมียลที่มีเทอมค่าคงตัว เทอมเชิงเส้น เทอมกำลังสอง กำลังสาม และเทอมที่มีกำลังสูงกว่านั้นเท่าที่จำเป็น (ขึ้นอยู่กับระดับชั้นความเสรีของเอลิเมนต์) รูปร่างและชนิดของเอลิเมนต์เชิงซ้อนอาจจะเหมือนกับเอลิเมนต์เชิงเดี่ยว แต่จะมีจุดต่อภายในเพิ่มขึ้น ความแตกต่างที่สำคัญระหว่างเอลิเมนต์เชิงเดี่ยว และเชิงซ้อนก็คือ จำนวนจุดต่อของเอลิเมนต์เชิงซ้อนจะมากกว่ามิติของเอลิเมนต์อย่างน้อย 1 จุดต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีของปัญหามิติเดียว เอลิเมนต์เชิงซ้อนจะเป็นเอลิเมนต์มิติเดียวที่ประกอบด้วยจุดต่อภายในอย่างน้อย 1 จุดต่อ ดังรูปที่ 2.18(ก)

ดังนั้นฟังก์ชันพอลิโนเมียลสำหรับเอลิเมนต์เชิงซ้อนกำลังสอง (3 จุดต่อ) ในรูปที่ 2.18(ก) คือ

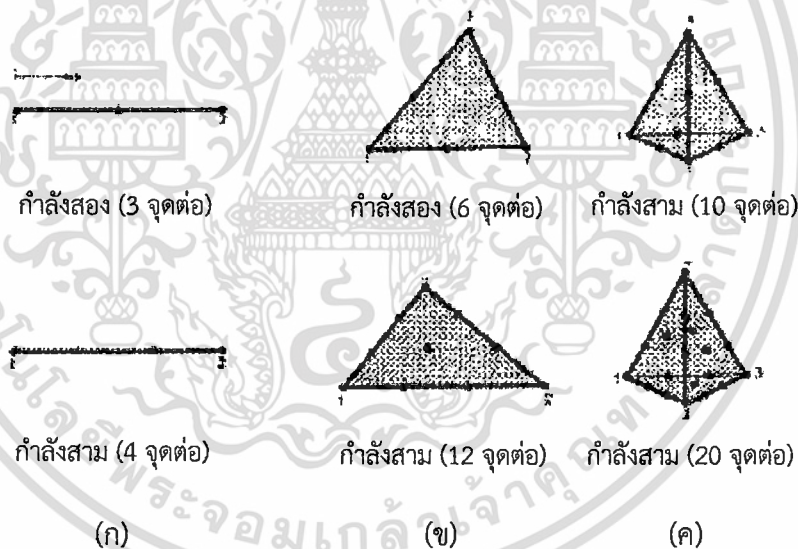
$$u(x) = a_1 + a_2x + a_3x^2 \quad (2.12)$$

ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ประกอบด้วย 3 ระดับชั้นความเสรี สำหรับปัญหาสองมิติเอลิเมนต์สามเหลี่ยมเชิงซ้อนกำลังสอง และกำลังสาม ดูได้จากรูปที่ 2.18(ข) และฟังก์ชันพอลิโนเมียลสำหรับเอลิเมนต์สามเหลี่ยมเชิงซ้อนกำลังสองคือ

$$u(x, y) = a_1 + a_2x + a_3y + a_4x^2 + a_5xy + a_6y^2$$

$$v(x, y) = a_7 + a_8x + a_9y + a_{10}x^2 + a_{11}xy + a_{12}y^2 \quad (2.13)$$

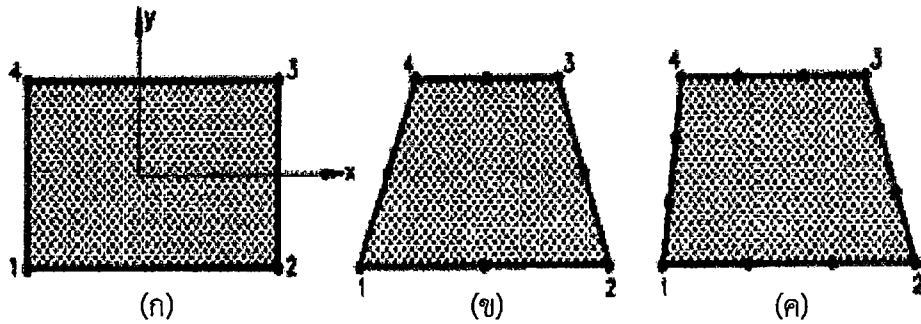
ซึ่งเป็นฟังก์ชันที่ประกอบด้วย 12 ระดับชั้นความเสรี ส่วนรูปที่ 2.18(ค) เป็นเอลิเมนต์เชิงซ้อนสามเหลี่ยมกรวยกำลังสองและกำลังสาม ที่ประกอบด้วย 10 จุดต่อ และ 20 จุดต่อ ตามลำดับ ส่วนฟังก์ชันพอลิโนเมียลของเอลิเมนต์ทั้งสองเขียนได้ในทำนองเดียวกันกับเอลิเมนต์สามเหลี่ยมเชิงซ้อนสองมิติ



รูปที่ 2.18 เอลิเมนต์เชิงซ้อน (ก) เอลิเมนต์มิติเดียว (ข) เอลิเมนต์สามเหลี่ยม 2 มิติ และ (ค) เอลิเมนต์สามเหลี่ยมกรวย 3 มิติ (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

2.3.3.3 ฟังก์ชันการกระจัดสำหรับเอลิเมนต์เชิงซ้อน ฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์เชิงซ้อน (Multiplex) จะประกอบด้วยพอลิโนเมียลที่มีกำลังสูงเช่นเดียวกับฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์เชิงซ้อน แต่ขอบของเอลิเมนต์จะต้องขนานกับแกนของพิกัดรวมของระบบ ทั้งนี้เพื่อให้การกระจัดระหว่างของของเอลิเมนต์มีความต่อเนื่องกัน ตัวอย่างที่ดีของเอลิเมนต์เชิงซ้อนก็คือ เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมมุมฉากดังรูปที่ 2.19(ก) ซึ่งเป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมในกรณีพิเศษที่ประกอบด้วย 4 จุดต่อภายนอก 8 ระดับชั้นความเสรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.19 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมสองมิติ (ก) เอลิเมนต์เชิงเส้น (ข) เอลิเมนต์กำลังสอง และ (ค) เอลิเมนต์กำลังสาม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

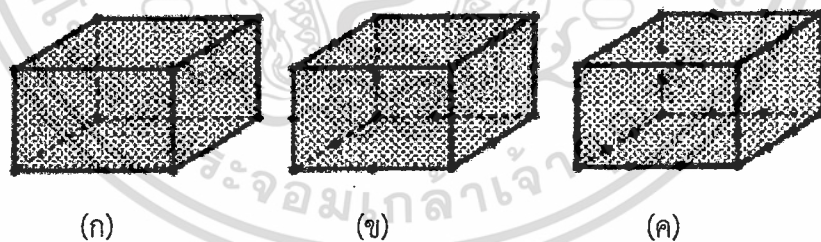
ฟังก์ชันพอลิโนเมียลสำหรับเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมเชิงสี่เหลี่ยมคือ

$$\begin{aligned} u(x, y) &= a_1 + a_2x + a_3y + a_4xy \\ v(x, y) &= a_5 + a_6x + a_7y + a_8xy \end{aligned} \quad (2.14)$$

เหตุที่เลือกพอลิโนเมียลเทอม xy แทนที่จะเลือกเทอม x^2 และ y^2 ก็เพราะว่า เทอม xy จะทำให้การกระจายในตัวที่ x และ y มีค่าคงที่ แปรตามเชิงเส้น

สำหรับเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมเชิงสี่เหลี่ยมกำลังสอง และกำลังสามในรูปที่ 2.19(ข) และ (ค) สามารถแทนได้ด้วยฟังก์ชันพอลิโนเมียลที่ประกอบด้วย 8 เทอม ที่เป็นฟังก์ชันกับ u , 8 เทอม ที่เป็นฟังก์ชันกับ v และ 12 เทอม ที่เป็นฟังก์ชันกับ u , 12 เทอมที่เป็นฟังก์ชันกับ v ตามลำดับ

ส่วนเอลิเมนต์เชิงสี่เหลี่ยมที่ใช้กับปัญหาสามมิติจะเป็นชนิดปริซึมในลักษณะเชิงเส้น 8 จุดต่อ กำลังสอง 20 จุดต่อ และกำลังสาม 32 จุดต่อ ตามรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 เอลิเมนต์ชนิดปริซึม (ก) เอลิเมนต์เชิงเส้น (ข) เอลิเมนต์กำลังสอง และ (ค) เอลิเมนต์กำลังสาม (ที่มา : พิศาล มูลอำคา)

ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว การเลือกใช้เอลิเมนต์ที่มีกำลังสูง เช่น เอลิเมนต์กำลังสอง กำลังสามจะทำให้ผลการวิเคราะห์แม่นยำยิ่งขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณที่คาดว่าจะมีความชันของความเค้นสูง การกระจายของความเค้นจะไม่คงที่ จึงจำเป็นต้องเลือกใช้เอลิเมนต์ที่มีกำลังสูงตรงบริเวณดังกล่าว เพื่อลดความยุ่งยากของการอินทิเกรตเชิงตัวเลข และลดเวลาในการอินทิเกรต เราอาจจะใช้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบผสมระหว่างเอลิเมนต์เชิงเตี้ยเป็นส่วนใหญ่ และเอลิเมนต์เชิงซ้อนหรือเอลิเมนต์เชิงสี่เหลี่ยมตรงบริเวณที่จำเป็น

2.3.4 การนำไปสู่ผลเฉลยแม่นยำ

การวิเคราะห์ปัญหาเชิงตัวเลขด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ จะมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดนั้น ขึ้นอยู่กับการสมมติฟังก์ชันการกระจัด หรือแบบจำลองการกระจัดของเอลิเมนต์ โดยทั่วไปผลเฉลยที่ได้จากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะให้ค่าการกระจัดน้อยกว่าค่าแม่นยำ และเพื่อให้มีความมั่นใจว่า ถ้าเราแบ่งโครงสร้างหรือชิ้นส่วนจริงออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ มากขึ้นแล้ว ผลของการวิเคราะห์จะต้องเข้าใกล้หรือนำไปสู่ (Converge) ผลเฉลยแม่นยำ การสมมติฟังก์ชันการกระจัดจึงควรมีข้อกำหนดหรือควรมีคุณสมบัติดังนี้

2.3.4.1 ฟังก์ชันการกระจัดจะต้องเป็นฟังก์ชันต่อเนื่องภายในเอลิเมนต์ และการกระจัดระหว่างขอบเอลิเมนต์หรือระหว่างจุดต่อของเอลิเมนต์ที่ติดกันจะต้องมีค่าเท่ากัน ซึ่งฟังก์ชันพอลิโนเมียลจะเป็นฟังก์ชันที่ให้ค่าต่อเนื่องภายในเอลิเมนต์ตามที่ต้องการ สำหรับความหมายของส่วนที่สองก็คือ การกระจัดของเอลิเมนต์ที่อยู่ติดกันจะต้องไม่มีช่องว่างหรือซ้อนกัน หรือการกระจัดระหว่างเอลิเมนต์ไม่ต่อเนื่องกัน

2.3.4.2 ฟังก์ชันการกระจัดจะต้องมีเทอมที่ให้ค่าการกระจัดของวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid Body Displacement) ของเอลิเมนต์อยู่ด้วยกัน การกระจัดของวัตถุแข็งเกร็งจะเป็นการกระจัดในลักษณะการเคลื่อนที่เชิงเส้นตรง (Translation) หรือการหมุน (Rotation) ก็ได้ ในกรณีของปัญหามิติเดียว และฟังก์ชันการกระจัดเขียนอยู่ในรูปของพอลิโนเมียล เช่น สมการ (2.9) เทอมที่ให้ค่าการกระจัดของวัตถุแข็งเกร็งก็คือ a_1 เป็นต้น

2.3.4.3 ฟังก์ชันการกระจัดจะต้องมีเทอมที่ให้ค่าความเครียดคงที่ (Constant Strain States) ของเอลิเมนต์ด้วย ทั้งนี้เพราะว่าถ้าเราแบ่งชิ้นส่วนหรือโครงสร้างออกเป็นเอลิเมนต์เล็กมากๆ ค่าของความเครียดจะมีค่าเข้าใกล้ค่าคงที่ และในกรณีของปัญหาสองมิติ ถ้าสมมติให้ฟังก์ชันการกระจัดเป็นฟังก์ชันพอลิโนเมียลตามสมการ (2.10) เทอมที่จะให้ค่าความเครียด ϵ_x , ϵ_y คงที่ก็คือ เทอมที่มีสัมประสิทธิ์เป็น a_2 และ a_6 ตามลำดับ

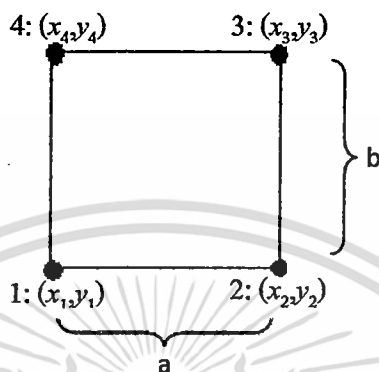
ในกรณีที่ฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์เป็นไปตามข้อกำหนด 2.3.4.1 เราจะเรียกว่าเอลิเมนต์ที่เข้ากันได้หรือเอลิเมนต์ที่ลงรอยกัน (Compatible หรือ Conforming Elements) ส่วนฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์ที่เป็นไปตามข้อกำหนด 2.3.4.2 และ 2.3.4.3 เรียกว่า เอลิเมนต์บริบูรณ์ (Complete)

ถ้าใช้ฟังก์ชันการกระจัดตามสมการ (2.9) (2.10) และ (2.11) วิเคราะห์ปัญหาของท่อโลหะที่รับแรงตามแนวแกน ปัญหาความเครียดครั้นาบ และปัญหาการยืดหยุ่นสามมิติ ตามลำดับ โดยที่แต่ละสมการมีเทอมค่าคงที่ และเทอมเชิงเส้นตรงรวมอยู่ด้วย สมการพอลิโนเมียลทั้งสามจะเป็นไปตามข้อกำหนดทั้งสามข้อคือ ทั้งเข้ากันได้ และบริบูรณ์ (Compatible และ Complete)

ในทางปฏิบัติ การวิเคราะห์โครงสร้างหรือชิ้นส่วน เช่น คาน แผ่นโลหะ และแผ่นโลหะผนังโค้งด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น ในบางครั้งยากที่จะให้สมการพอลิโนเมียลเป็นไปตามข้อกำหนด 2.3.4.1 และ 2.3.4.2 อย่างไรก็ตาม จากผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าฟังก์ชันการกระจัดที่เป็นไปตามเฉพาะเงื่อนไข 2.3.4.3 สามารถให้ผลเฉลยแม่นยำได้ และฟังก์ชันการกระจัดที่เป็นไปตามข้อกำหนด 2.3.4.2 และ 2.3.4.3 (ขาดคุณสมบัติข้อ 2.3.4.1) ก็นิยมใช้กับทั่วไป ซึ่งจะให้ค่าสูงกว่าค่าแม่นยำถ้ายืดหยุ่นมาก และให้ค่าน้อยกว่าค่าแม่นยำถ้ายืดหยุ่นปานกลาง และน้อย โดยทั่วไป เอลิเมนต์ที่มีคุณสมบัติ

ครบทั้งสามประการจะให้ค่าผลเฉลยต่ำกว่าค่าแน่นอนตรงเสมอ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือยืดหยุ่นได้น้อยกว่าระบบจริง ทั้งนี้เนื่องมาจากเงื่อนไขบังคับของฟังก์ชันรูปร่าง (Constrained by the Shape Function) ทำให้ความแข็งของเอลิเมนต์เพิ่มขึ้น

ตัวอย่างการหาฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์รูปร่างสี่เหลี่ยมอย่างง่ายแบบสี่จุดต่อในแนวระนาบ ดังแสดงในรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 เอลิเมนต์สี่เหลี่ยมอย่างง่ายแบบสี่จุดต่อ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

โดยเริ่มจากสมมติลักษณะการกระจายของผลเฉลยบนรูปสี่เหลี่ยมให้อยู่ในลักษณะของเชิงเส้นคู่ (Bilinear) ในรูปแบบดังนี้

$$\phi(x, y) = Ax + By + Cxy + D \quad (2.15)$$

โดยค่า A , B , C และ D คือค่าคงตัวซึ่งหาได้จากเงื่อนไขที่ว่า

$$x = x_1, y = y_1: \phi(x_1, y_1) = \phi_1 = Ax_1 + By_1 + Cx_1y_1 + D$$

$$x = x_2, y = y_2: \phi(x_2, y_2) = \phi_2 = Ax_2 + By_2 + Cx_2y_2 + D$$

$$x = x_3, y = y_3: \phi(x_3, y_3) = \phi_3 = Ax_3 + By_3 + Cx_3y_3 + D$$

$$x = x_4, y = y_4: \phi(x_4, y_4) = \phi_4 = Ax_4 + By_4 + Cx_4y_4 + D$$

แก้สมการหาค่า A , B , C และ D จะได้ว่า

$$A = \frac{\phi_2 - \phi_1}{a}, \quad B = \frac{\phi_4 - \phi_1}{b}, \quad C = \frac{\phi_1 - \phi_2 + \phi_3 - \phi_4}{ab} \quad \text{และ} \quad D = \phi_1$$

แทนค่ากลับเข้าไปในสมการที่ (2.15) จะได้

$$\phi(x, y) = \left(1 - \frac{x}{a}\right) \left(1 - \frac{y}{b}\right) \phi_1 + \frac{x}{a} \left(1 - \frac{y}{b}\right) \phi_2 + \frac{x}{a} \frac{y}{b} \phi_3 + \frac{y}{b} \left(1 - \frac{x}{a}\right) \phi_4$$

$$\phi(x, y) = N_1(x, y) \phi_1 + N_2(x, y) \phi_2 + N_3(x, y) \phi_3 + N_4(x, y) \phi_4 \quad (2.16)$$

สมการที่ (2.16) เขียนให้อยู่ในรูปเมตริกซ์จะได้ว่า

$$\phi(x, y) = [N_1(x, y) \quad N_2(x, y) \quad N_3(x, y) \quad N_4(x, y)] \begin{Bmatrix} \phi_1 \\ \phi_2 \\ \phi_3 \\ \phi_4 \end{Bmatrix} \quad (2.17)$$

เมื่อ $N_i, i = 1, \dots, 4$ คือ ฟังก์ชันรูปร่าง (Shape Function)

เมื่อได้ฟังก์ชันรูปร่างของแต่ละเอลิเมนต์ที่เราต้องการ เช่น เอลิเมนต์สองมิติแบบสี่เหลี่ยม หรือ เอลิเมนต์สามมิติแบบแปดโหนด ซึ่งแต่ละชนิดของเอลิเมนต์ก็จะมีฟังก์ชันรูปร่างที่ต่างกันออกไป หลังจากนั้นเราก็สามารถทำการสมมติลักษณะการกระจายตัวของค่าต่างๆ ในเอลิเมนต์ในทิศทางที่เราสนใจ ตัวอย่างเช่น ค่าเคลื่อนตัวในสามทิศทางของเอลิเมนต์สามมิติแบบแปดโหนดได้ดังนี้

$$u(x, y, z) = \begin{bmatrix} N(x, y, z) \\ (1 \times 8) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ (8 \times 1) \end{Bmatrix}$$

$$v(x, y, z) = \begin{bmatrix} N(x, y, z) \\ (1 \times 8) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} v \\ (8 \times 1) \end{Bmatrix}$$

$$w(x, y, z) = \begin{bmatrix} N(x, y, z) \\ (1 \times 8) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} w \\ (8 \times 1) \end{Bmatrix}$$

2.3.5 การกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดกับการกระจัด และความเค้นกับความเครียด

สำหรับการหาสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ของแต่ละเอลิเมนต์ในโครงสร้าง จำเป็นต้องอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดกับการกระจัด และความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นกับความเครียด ในกรณีความเครียดในแนวระนาบ มีสมการความเครียดกับการกระจัดเป็นดังนี้

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \partial u / \partial x \\ \partial v / \partial y \\ \partial u / \partial y + \partial v / \partial x \end{Bmatrix} \quad (2.18)$$

หรือเขียนใหม่ได้เป็น

$$\varepsilon = Bd \quad (2.19)$$

เมื่อ ε คือ เวกเตอร์ความเครียด

B คือ เมตริกซ์ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น และการเคลื่อนตัวได้จากฟังก์ชันประมาณการ

d คือ เวกเตอร์การกระจัดที่จุดต่อ

ในกรณีของความเค้นกับความเครียดในแนวระนาบให้ทฤษฎีของฮุกส์ (Hooke's Law) จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดคือ

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_{xy} \end{Bmatrix} = D \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \quad \text{หรือ} \quad \sigma = D\varepsilon \quad (2.20)$$

แทนค่าสมการที่ (2.19) ลงใน (2.20) จะได้

$$\sigma = DBd \quad (2.21)$$

เมื่อ σ คือ เวกเตอร์ความเค้น

D คือ เมตริกซ์ความยืดหยุ่น (Elasticity Matrix) สามารถคำนวณได้จากคุณสมบัติของวัสดุของเอลิเมนต์ สามารถพิจารณาได้ 2 กรณีคือ ความเค้นในแนวระนาบกับความเครียดในแนวระนาบ

2.3.6 การหาเมตริกซ์ความแข็ง (Stiffness Matrix) และสมการของเอลิเมนต์

สามารถหาเมตริกซ์ความแข็งของเอลิเมนต์ โดยอาศัยหลักการพลังงานศักย์รวมต่ำสุด จากสมการพลังงานศักย์ π_p มีค่าเท่ากับผลรวมของพลังงานความเครียด U กับพลังงานศักย์เนื่องจากแรงภายนอกหรืองานเนื่องจากแรงภายนอก W ดังสมการ (2.22)

$$\pi_p = U + W \quad (2.22)$$

สมการพลังงานความเครียด (Strain Energy) ของเอลิเมนต์ใดๆ คือ

$$U_i = \frac{1}{2} \iiint_{\Omega_i} \varepsilon^T \sigma d\Omega \quad (2.23)$$

เมื่อ Ω_i คือ ปริมาตรของเอลิเมนต์ที่ i แทนค่าสมการ (2.19) และ (2.21) ลงในสมการที่ (2.23) และพิจารณาในเทอมพิสัยรวมจะได้ว่า

$$U_i = \frac{1}{2} \bar{d}^T \left(\iiint_{\Omega_i} \bar{B}^T D \bar{B} d\Omega \right) \bar{d} \quad (2.24)$$

งานเนื่องจากแรงภายนอกคือ

$$W_i = -\bar{d}^T \bar{f} \quad (2.25)$$

เมื่อ \bar{d} คือ เวกเตอร์การขจัดที่จุดต่อของเอลิเมนต์ในพิสัยรวม

\bar{f} คือ แรงทั้งหมดที่กระทำบนเอลิเมนต์สี่เหลี่ยม

ดังนั้นพลังงานศักย์รวมของแต่ละเอลิเมนต์จากสมการ (2.22) คือ

$$\pi_p = \frac{1}{2} \bar{d}^T \left(\iiint_{\Omega_i} \bar{B}^T D \bar{B} d\Omega \right) \bar{d} - (\bar{d}^T \bar{f}) \quad (2.26)$$

ในกรณีที่วัสดุอยู่ในช่วงขีดจำกัดความยืดหยุ่น การกระจัดและความเครียดมีค่าน้อยและขึ้นส่วนอยู่ในสภาวะสมดุล พลังงานศักย์รวมของระบบจะมีค่าต่ำสุด โดยให้ $\nabla \pi_p|_q = 0$ นั่นคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\nabla \pi_p |_{\bar{d}} = \iiint_{\Omega_i} \bar{B}^T DBd\Omega \bar{d} - \bar{f} = \bar{0} \quad (2.27)$$

จากสมการ (2.27) จัดรูปใหม่ได้

$$\iiint_{\Omega_i} \bar{B}^T DBd\Omega \bar{d} = \bar{f} \quad (2.28)$$

หรือ
$$\bar{k}d = \bar{f} \quad (2.29)$$

สมการ (2.29) คือสมการสมดุลของแรงในเทอมของเมตริกซ์ความแข็ง

ซึ่งค่า $\bar{k} = \iiint_{\Omega_i} \bar{B}^T DBd\Omega$ คือ เมตริกซ์ความแข็งของเอลิเมนต์ในพิกัดรวม และในกรณีที่เอลิเมนต์มี

ความหนา t คงที่ เมตริกซ์ความแข็งของเอลิเมนต์คือ

$$\bar{k} = t \iiint_{A_i} \bar{B}^T DBdA \quad (2.30)$$

ในกรณีที่จุดต่อถูกกำหนดตำแหน่งโดยพิกัดเฉพาะที่ จำเป็นต้องแปลงพิกัดเฉพาะที่ให้อยู่ในเทอมของพิกัดรวม ซึ่งสามารถแปลงได้โดยใช้สมการ (2.31)

$$d = \bar{T}\bar{d}, \quad f = \bar{T}\bar{f} \quad \text{และ} \quad \bar{k} = \bar{T}^T k \bar{T} \quad (2.31)$$

\bar{T} คือ เมตริกซ์แปลงพิกัดเฉพาะที่ให้อยู่ในเทอมของพิกัดรวม

k คือ เมตริกซ์ความแข็งของเอลิเมนต์ในพิกัดเฉพาะที่

2.3.7 การหาสมการรวมของระบบ และการกำหนดขอบเขตเงื่อนไข

สมการรวมของระบบโครงสร้างสามารถหาได้จาก การรวมสมการของแต่ละเอลิเมนต์เข้าด้วยกันด้วยวิธีซ้อนทับ (Superposition Method) หรือเรียกว่าสทิฟเนสโดยตรง (Direct Stiffness Method) โดยอาศัยหลักการสมดุลของแรงที่จุดต่อของเอลิเมนต์ และความต่อเนื่องของโครงสร้าง ทำให้สามารถหาสทิฟเนสเมตริกซ์รวมในพิกัดรวมของระบบได้ดังนี้คือ

$$K = \sum_1^{N_E} \bar{k} \quad (2.32)$$

ดังนั้นสามารถหาสมการสมดุลของแรงในเทอมพิกัดรวมของระบบได้ดังนี้

$$F = Kd \quad (2.33)$$

F คือ เวกเตอร์ของแรงของระบบที่จุดต่อ

K คือ สทิฟเนสเมตริกซ์รวมของระบบ

เนื่องจากเมตริกซ์ K ในสมการ (2.33) เป็นเมตริกซ์เอกฐาน (Singular Matrix) จึงจำเป็นต้องอาศัยขอบเขตเงื่อนไข (Boundary Condition) หรือเงื่อนไขอื่นๆ เช่นจุดยึด เพื่อช่วยทำให้เมตริกซ์ K

ไม่เป็นเมตริกซ์เอกฐาน และสามารถหาการกระจัดที่จุดต่อได้ พิจารณาตามสมการรวมของระบบโครงสร้าง และเงื่อนไขขอบเขตได้ตามสมการ (2.34)

$$\begin{bmatrix} K_{aa} & K_{ab} \\ K_{ba} & K_{bb} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} d_a \\ d_b \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_a \\ F_b \end{Bmatrix} \quad (2.34)$$

กระจายสมการ (2.34) ได้ดังนี้

$$K_{aa}d_a + K_{ab}d_b = F_a \quad (2.35)$$

$$d_a = K_{aa}^{-1}(F_a - K_{ab}d_b) \quad (2.36)$$

$$K_{ba}d_a + K_{bb}d_b = F_b \quad (2.37)$$

เมื่อ F_a และ F_b คือ เวกเตอร์แรงภายนอกที่มากระทำ ณ จุดต่อที่ทราบ และไม่ทราบค่าตามลำดับ d_a และ d_b คือ เวกเตอร์การกระจัดที่ทราบค่า และไม่ทราบค่า ตามลำดับ ซึ่งแรงและการกระจัดที่ทราบค่านี้ จะเป็นเงื่อนไขขอบเขตที่ต้องการ ส่วนสทิงเฟนสมเมตริกซ์จะเป็นสทิงเฟนสมเมตริกซ์ตามตำแหน่งของการกระจัด และตำแหน่งของแรง เมื่อทราบค่าของเวกเตอร์การกระจัดแล้ว เราสามารถหาค่าความเค้นระนาบ σ_{xy} และความเครียดระนาบ γ_{xy} ของแต่ละจุดบนโครงสร้างได้โดยใช้ความสัมพันธ์ในสมการ (2.21)

2.3.8 สรุปขั้นตอนทั่วไปของการแก้ปัญหาด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

2.3.8.1 การแบ่งส่วนเอลิเมนต์และกำหนดเอลิเมนต์ เป็นขั้นตอนแบ่งขอบเขตรูปร่างของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ ขอบเขตของปัญหาอาจเป็นขอบเขตปัญหาชนิดต่างๆ เช่น ปัญหาความยืดหยุ่นของแข็ง (Elastic Problem) ปัญหาการเสียนรูป และความเค้นที่เกิดขึ้นในของแข็ง ปัญหาอุณหภูมิและความร้อน (Thermal Problem) หรือปัญหาการไหล (Fluid Problem) หรือบางครั้งอาจเป็นปัญหาหลายรูปแบบร่วมกัน เพื่อให้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์มีรูปร่างที่สอดคล้องกับขอบเขตรูปร่างเดิมมากที่สุด บริเวณขอบเขตที่เป็นส่วนโค้งจึงต้องใช้เอลิเมนต์ที่มีขนาดเล็กกว่าบริเวณอื่น นอกจากนี้ยังต้องคำนึงถึงบริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงของสภาวะมาก เช่น การเปลี่ยนแปลงของความเค้น ความเครียด อุณหภูมิ ต้องกำหนดให้บริเวณนั้นมีเอลิเมนต์ที่มีขนาดเล็กและจำนวนมากกว่าบริเวณอื่น

2.3.8.2 การเลือกฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์ (Element Interpolation Functions) เป็นการกำหนดฟังก์ชันของค่าที่ไม่รู้ค่าที่โหนดของเอลิเมนต์ (Nodal Unknowns) ค่าที่โหนดนี้อาจเป็นค่าของการกระจัด หรืออุณหภูมิ หรืออื่นๆ ขึ้นกับลักษณะของปัญหา และวิธีการสร้างสมการของเอลิเมนต์ การเลือกฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์จะต้องสอดคล้องกับจำนวนจุดต่อของเอลิเมนต์ และทำให้ผลเฉลยมีความต่อเนื่องทั้งภายในเอลิเมนต์ และแบบจำลองของระบบรวม

2.3.8.3 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ เป็นการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุที่อยู่ในขอบเขตของปัญหาซึ่งต้องสอดคล้องกับคุณสมบัติของวัสดุที่เกิดขึ้นจริงภายใต้สภาวะของปัญหานั้นๆ เช่น ถ้าเป็นวัสดุอยู่ในช่วงอิลาสติก ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น และความเครียดจะเป็นไปตามกฎของฮุกค์ ถ้าวัสดุอยู่ในช่วงพลาสติกและเกิดการทำให้แข็งด้วยความเครียด ความสัมพันธ์อาจอยู่ในรูปของสมการการทำให้แข็งด้วยความเครียด (Power Law)

2.3.8.4 การสร้างสมการของเอลิเมนต์ (Element Equations) เป็นขั้นตอนการสร้างสมการของเอลิเมนต์ สามารถทำได้หลายวิธี ดังนี้

ก) วิธีโดยตรง (Direct Approach) ใช้หลักการสมดุลของระบบโดยตรง เช่น หลักการสมดุลของแรง หรือสมดุลทางความร้อน

ข) วิธีแปรผัน (Variational Method) ใช้หลักการของงาน และพลังงาน เช่น หลักการของพลังงานศักย์ต่ำสุดสำหรับปัญหาในช่วงยึดหยุ่น หรือหลักการของงานเสมือน

ค) วิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้าง (Method of Weighted Residuals) ใช้สร้างสมการของเอลิเมนต์โดยการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้างจากผลเฉลยให้เท่ากับศูนย์ด้วยวิธีต่างๆ ได้แก่ การจัดตำแหน่งจุด (Point Collocation) การจัดโดเมนย่อย (Subdomain Collocation) วิธีการเลอร์คิน (Galerkin) และวิธีกำลังสองน้อยสุด (Leas Squares)

2.3.8.5 การหาสมการรวมของระบบ (Global Equations) และการกำหนดเงื่อนไขขอบ (Boundary Conditions) เป็นการนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์มาประกอบกัน ทำให้เกิดระบบสมการของปัญหาทั้งระบบขึ้น จากนั้นจึงกำหนดเงื่อนไขขอบของปัญหาลงในระบบสมการ

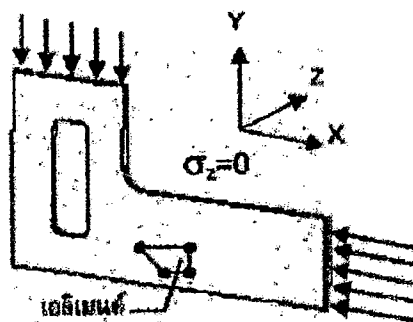
2.3.8.6 การหาคำตอบของระบบสมการ เป็นการแก้ระบบสมการที่ได้เพื่อหาคำตัวแปรที่โหนด

2.3.8.7 การหาคำตอบอื่นที่ต้องการทราบ เป็นการหาคำอื่นที่ต้องการทราบเพิ่มเติม โดยหาได้จากคำตัวแปรที่โหนดซึ่งทราบค่าแล้ว

2.3.9 ปัญหาความเค้นระนาบ ความเค้นเครียด และสมมาตรรอบแกน

ปัญหาสามมิติบางกรณีสามารถตั้งสมมติฐานบางประการ ทำให้สามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้ด้วยการใช้เอลิเมนต์ชนิดสองมิติแทนเอลิเมนต์ชนิดสามมิติ ทำให้เวลาในการคำนวณลดลง โดยที่ความถูกต้องของผลเฉลยยังอยู่ในระดับที่ยอมรับได้

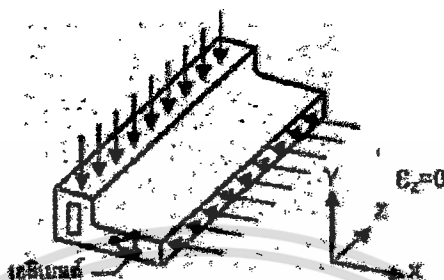
2.3.9.1 ปัญหาความเค้นระนาบ คือ ปัญหาที่มีลักษณะเป็นแผ่นบาง และแรงหรือภาระกระทำอยู่ในระนาบเดียวกับระนาบของแผ่นบาง ปัญหาลักษณะนี้ค่าความเค้นในทิศทางความหนาแน่นน้อยมากเมื่อเทียบกับความเค้นในแนวอื่น ในการคำนวณจึงสามารถตั้งสมมติฐานให้ความเค้นในแนวความหนาเท่ากับศูนย์ ดังแสดงในรูปที่ 2.22 เป็นปัญหาความเค้นในระนาบ X-Y เนื่องจากความเค้นในแนวแกน Z ซึ่งเป็นแนวความหนาแน่นมีค่าเท่ากับศูนย์



รูปที่ 2.22 ปัญหาความเค้นระนาบ (ที่มา : สวัสดิ์ ภูมิสวัสดิ์)

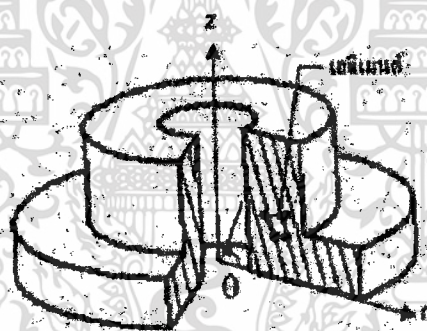
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.9.2 ปัญหาความเครียดระนาบ คือ ปัญหาที่มีลักษณะมิติหนึ่งมิติใดมีความลึกมาก และแรงหรือภาระกระทำตามแนวมิติความลึกนี้ไม่เปลี่ยนแปลง จึงทำให้ความเครียดในแนวลึกนี้มีค่าน้อยมาก เมื่อเทียบกับความเครียดในแนวอื่น ในการคำนวณจึงสามารถตั้งสมมติฐานให้ความเครียดในแนวความลึกเท่ากับศูนย์ ดังแสดงในรูปที่ 2.23 เป็นปัญหาความเครียดในระนาบ X-Y เนื่องจากความเครียดในแนวแกน Z ซึ่งเป็นแนวความลึกมีค่าเท่ากับศูนย์



รูปที่ 2.23 ปัญหาความเครียดระนาบ (ที่มา : สวัสดิ์ ภูมิสวัสดิ์)

2.3.9.3 ปัญหาสมมาตรรอบแกน คือ ปัญหาที่มีรูปทรงสมมาตร และแรงหรือภาระกระทำแบบสมมาตรรอบแกนเดียวกัน ทำให้ไม่เกิดมีการเปลี่ยนแปลงในแนวรอบแกนสมมาตร (θ) ดังรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.24 ปัญหาสมมาตรรอบแกน (ที่มา : สวัสดิ์ ภูมิสวัสดิ์)

2.3.10 การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบไม่เชิงเส้น

ปัจจัยสำคัญที่ก่อให้เกิดลักษณะที่ไม่เชิงเส้นสำหรับระบบหนึ่งๆ มีดังต่อไปนี้

2.3.10.1 ลักษณะที่ไม่เชิงเส้นทางเรขาคณิต (Geometrical Nonlinearities) ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ในลักษณะที่ไม่เชิงเส้นนี้ ปัจจัยสำคัญของลักษณะที่ไม่เชิงเส้นเกิดขึ้นจากผลของการเคลื่อนที่จำนวนมาก (Large Displacements) ของเนื้อวัสดุ การเคลื่อนที่จำนวนมากของเนื้อวัสดุเหล่านี้ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างสำคัญในเรขาคณิต คือเกิดการเสียรูปซึ่งสามารถเป็นผลให้วัสดุเกิดการตอบสนองอย่างไม่เชิงเส้น

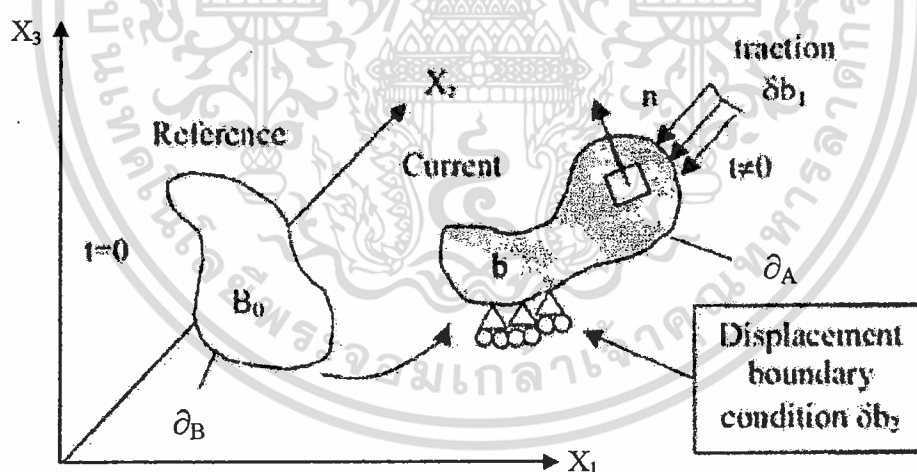
2.3.10.2 ลักษณะที่ไม่เชิงเส้นของวัสดุ (Material Nonlinearities) ปัจจัยสำคัญอีกประการหนึ่งของลักษณะที่ไม่เชิงเส้น มีสาเหตุมาจากความสัมพันธ์แบบไม่เชิงเส้นระหว่างความเค้นและความเครียด ซึ่งรู้จักกันดีในหลากหลายคุณสมบัติเกี่ยวกับวัสดุ ปัจจัยทั้งหลายเหล่านี้เป็นเหตุให้

วัสดุอาจมีคุณสมบัติเป็นลักษณะที่ไม่เชิงเส้น ความแปรผันของความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น และความเครียดของวัสดุที่ปรากฏในปัญหาการเสียรูปแบบถาวร (Plasticity)

2.3.10.3 ลักษณะที่ไม่เชิงเส้นของการสัมผัสกัน (Contact or Boundary Nonlinearities) ปัญหาของลักษณะที่ไม่เชิงเส้นชนิดพิเศษเกี่ยวข้องกับธรรมชาติที่เปลี่ยนไปในสภาพขอบเขตของโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ในช่วงระหว่างที่มีการเคลื่อนไหว สถานการณ์เช่นนี้พบในการวิเคราะห์ปัญหาเรื่องการสัมผัสกัน โครงสร้างที่จำกัดขอบเขตไว้ การติดกันของพื้นเพื่อปัญหาในการประกอบ ความสัมพันธ์ลักษณะลูกโซ่ และแรงอัดของวัตถุต่างๆ เป็นตัวอย่างมากมายที่ต้องการการประเมินค่าขอบเขตที่ติดต่อกัน การหาค่าของขอบเขตที่สัมผัสกันนั้น (เช่น ปม เส้นหรือพื้นผิว) สามารถทำได้โดยการใช้ส่วนที่ขาดหายไประหว่างปมที่อยู่ติดกันกับขอบเขตบริเวณ

2.4 การวิเคราะห์ปัญหาการกระแทก

ในระบบที่มีการเคลื่อนตัวของคลื่นกระแทก (Shock Wave Propagation) นั้น การใช้เอลิเมนต์ที่มีอันดับสูงๆ จะไม่เกิดผลดีนัก แต่กลับจะทำให้เกิดตัวรบกวนมากขึ้น ดังนั้นการเลือกใช้รูปแบบของแบบจำลองจึงมีความสำคัญมาก รูปแบบที่ยอมรับกันในการสร้างแบบจำลองของของแข็งอันหนึ่งคือ แบบลากรางจ์ (Lagrangian) โดยในการพิจารณา ผู้สังเกตจะติดตามอนุภาคซึ่งเคลื่อนที่ไปสู่ตำแหน่งต่างๆ ในเวลาต่างๆ ดังรูปที่ 2.25 โดยไม่ยึดติดกับตำแหน่ง สำหรับอนุภาคใดๆ ตำแหน่งของมันก็ขึ้นอยู่กับเวลาภายใต้สภาวะขอบเขตเงื่อนไขต่างๆ



รูปที่ 2.25 ระบบของของแข็งแบบลากรางจ์ (ที่มา : ทัศนชัย ผองผาย)

ตัวแปรการเสียรูปจะสามารถเขียนได้โดยอ้างอิงกับค่าเริ่มต้น (Initial Configuration: X) ได้ดังนี้

$$x_i = x_i(X_a, t) \quad (2.38)$$

ที่เวลาหนึ่ง t จะต้องมีการอ้างอิงไปยังค่าเริ่มต้น (Initial Configuration: X) เสมอ โดยที่เวลาเท่ากับศูนย์ เงื่อนไขเริ่มต้น (Initial Conditions) คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$x_i(X_a, 0) = X_a \quad (2.39)$$

$$\dot{x}_i(X_a, 0) = V_i(X_a) \quad (2.40)$$

V_i คือ ความเร็วเริ่มต้น

สำหรับระบบของของแข็งนั้น สมการหลักที่ใช้คือ สมการโมเมนตัม ซึ่งมีรูปแบบดังนี้

$$\sigma_{ij,j} + \rho \cdot f_i = \rho \cdot \ddot{x}_i \quad (2.41)$$

โดยจะต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขขอบเขตด้าน Traction (t) ดังนี้

$$\sigma_{ij} n_j = t_i(t) \quad (2.42)$$

ที่ ∂_1 เงื่อนไขขอบเขตด้าน Displacement (D) คือ

$$x_i(X_a, t) = D_i(t) \quad (2.43)$$

และที่ ∂_2 เงื่อนไขขอบเขตด้าน Contact Discontinuity คือ

$$(\sigma_{ij}^+ - \sigma_{ij}^-) n_j = 0 \quad (2.44)$$

σ_{ij} คือ ความเค้นจริง

ρ คือ ความหนาแน่น

f คือ แรงต่อหน่วยน้ำหนัก

\ddot{x} คือ ความเร่ง

n_i คือ ทิศทางของ ∂_1 ไปยังขอบเขตของเอลิเมนต์

สมการหลักที่เป็น Differential Equations เหล่านี้ จำเป็นต้องถูกเปลี่ยนให้อยู่ในรูป Weak Form ดังนี้

$$\delta\pi = \int \rho \cdot \ddot{x}_i \delta x_i dv + \int \sigma_{ij} \delta x_{i,j} dv - \int \rho \cdot f_i \delta x_i dv - \int_{\partial_1} t_i \delta x_i ds = 0 \quad (2.45)$$

ซึ่งเป็นหลักการของงานคือ ผลรวมของงานที่เกิดจากแรงภายนอกกับงานหรือพลังงานเปลี่ยนรูปภายในย่อมเท่ากับศูนย์ ซึ่งต้องมีการอ้างอิงกับเวลา และตำแหน่งดังนี้

$$x_1(X_a, t) = x_1(X_a(\xi, \eta, \zeta), t) = \sum_{j=1}^k \phi_j(\xi, \eta, \zeta) x_j^1(t) \quad (2.46)$$

โดย

ϕ_j คือ ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ของพิกัดธรรมชาติ (ξ, η, ζ)

k คือ จำนวนของโหนด

x_j^1 คือ พิกัดของโหนด j ในทิศทาง i

เมื่อมีการรวมเอลิเมนต์ทั้งหมด n เอลิเมนต์แล้ว สามารถประมาณค่าของงาน ($\delta\pi$) ได้ดังนี้

$$\delta\pi = \sum_{m=1}^n \delta\pi_m = 0 \quad (2.47)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเขียนในรูปเมตริกซ์ได้ดังนี้

$$\sum_{m=i}^n \left\{ \int_{vm} \rho N^T Nadv + \int_{vm} B^T \sigma dv - \int_{vm} \rho N^T b dv - \int_{obl} N^T t ds \right\}^m = 0 \quad (2.48)$$

โดย N เป็นเมตริกซ์ประมาณภายในของเอลิเมนต์

จากสมการ (2.47) สามารถเขียนเวกเตอร์ความเค้น σ ได้ดังนี้

$$\sigma^T = \{ \sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \sigma_{xy}, \sigma_{yz}, \sigma_{zx} \} \quad (2.49)$$

B คือเมตริกซ์ความสัมพันธ์ระหว่างความเครียด และระยะกระจัด ส่วน a เป็นเวกเตอร์ความเร่งที่โหนด

$$(\ddot{x}_1, \ddot{x}_2, \ddot{x}_3)^T = N(a_{x1}, a_{y1}, \dots, a_{yk}, a_{zk})^T = Na \quad (2.50)$$

b เป็นเวกเตอร์ของแรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวมันเอง และ t เป็นเวกเตอร์ของแรงที่เกิดจากการดึง

$$b = (f_x, f_y, f_z)^T \quad (2.51)$$

$$t = (t_x, t_y, t_z)^T \quad (2.52)$$

การแก้ปัญหาการกระแทกที่ความเร็วสูงจะใช้วิธีการอินทิเกรตแบบชัดแจ้งโดยตรง (Explicit Direct Integration) ในการคิดสมการของการสมดุลพลวัตที่เวลาต่างๆ ในการแก้ปัญหาการการแทกที่ความเร็วสูง ซึ่งเป็นวิธีที่มีการยอมรับกันโดยทั่วไป มีรูปแบบดังนี้

$$M\ddot{D}_n + C\dot{D}_n + KD_n = R_n^{ext} \quad (2.53)$$

M คือ เมตริกซ์มวลของโครงสร้าง

D คือ เวกเตอร์ระยะกระจัด

C คือ เมตริกซ์ของตัวหน่วง

K คือ เมตริกซ์ความแข็งเกร็งของโครงสร้าง

R^{ext} คือ เวกเตอร์ของแรงภายนอก

สำหรับ \dot{D} เวกเตอร์ความเร็ว และ \ddot{D} เวกเตอร์ความเร่งสามารถหาได้จากเวกเตอร์ระยะกระจัด D เทียบกับเวลา

ซึ่งในการเลือกใช้วิธีอินทิเกรตแบบชัดแจ้งโดยตรง นั้นจะมีพื้นฐานมาจากวิธีผลต่างสี่เหลี่ยมแบบกึ่งกลาง (Central Difference) โดยที่เวลา t_n ความเร่งหาได้ดังนี้

$$\ddot{D}_n = M^{-1} \cdot (R_n^{ext} - C\dot{D}_n - KD_n) \quad (2.54)$$

ที่เวลา $t_{n+1/2}$ หาความเร็วหาได้ดังนี้

$$\dot{D}_{n+1/2} = \dot{D}_{n-1/2} + \ddot{D}_n \cdot \Delta t_n \quad (2.55)$$

โดยที่

$$\Delta t_{n+1/2} = \frac{(\Delta t_n + \Delta t_{n+1})}{2} \quad (2.56)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งชั้นเวลาวิกฤตจะมีผลต่อเสถียรภาพ (Stability) ของวิธีอินทีเกรตแบบชัดแจ้งโดยตรง กล่าวคือ ชั้นเวลานั้น จะต้องมามีค่าที่น้อยกว่าชั้นเวลาวิกฤตอย่างมาก

ความเสถียรของกระบวนการคำนวณขึ้นอยู่กับเวลาออกเป็นช่วงย่อยๆ ซึ่งเป็นไปตามความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\Delta t = \frac{l}{c} \quad (2.57)$$

l คือ ความยาวของเอลิเมนต์

c คือ ความเร็วของ Wave Propagation สามารถคำนวณได้จาก

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \text{หรือ} \quad c = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (2.58)$$

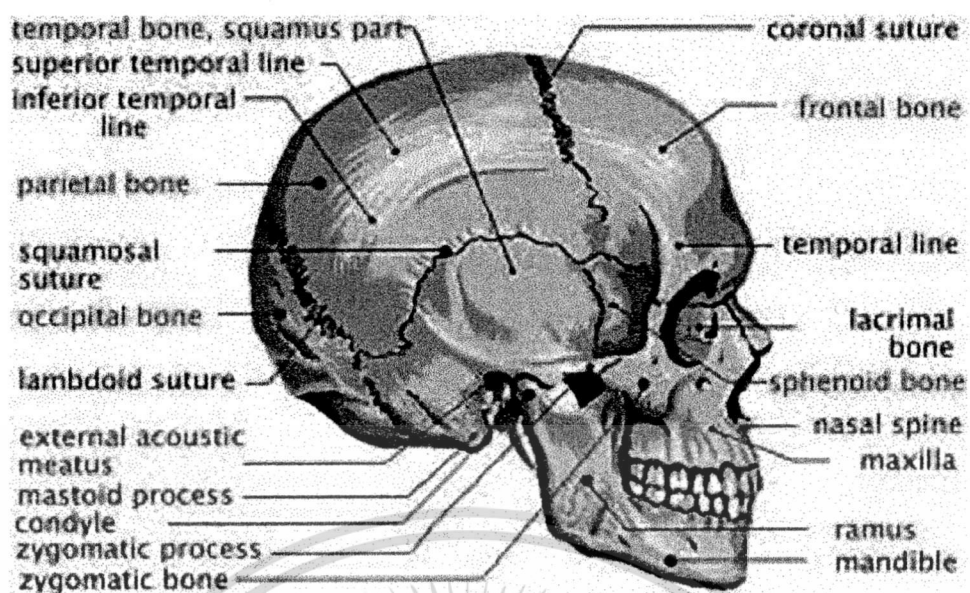
$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

λ และ μ คือ ค่าคงที่ Lamé

2.5 กะโหลกศีรษะ (Skull)

กะโหลกศีรษะ คือ โครงกระดูกศีรษะและใบหน้า รวมทั้งกระดูกขากรรไกรล่าง (Mandible) ถ้าโครงกระดูกของศีรษะและใบหน้าไม่รวมขากรรไกรล่างเรียก Cranium (โดยทั่ว ๆ ไปอาจมีการใช้ Skull แทน Cranium ได้) กะโหลกศีรษะประกอบด้วยกระดูก 22 ชิ้น กระดูกขากรรไกรล่างเป็นกระดูกของใบหน้า ส่วนล่าง และเป็นกระดูกชิ้นเดียวที่เคลื่อนไหวได้ โดย Mandible นี้ยึดติดกับฐานกะโหลก (Base of Skull) ด้วยข้อต่อที่เรียกว่า Temporomandibular Joint ส่วนกระดูกอีก 21 ชิ้น จะเชื่อมต่อกันอย่างแน่นหนาด้วยข้อต่อที่เรียกว่า Sutures ซึ่งเป็นข้อต่อที่เคลื่อนไหวไม่ได้ และยากที่จะแยกกระดูกเหล่านี้ออกจากกัน Suture เห็นได้ง่ายในกะโหลกศีรษะของคนวัยหนุ่มสาว แต่เมื่อมีอายุมากขึ้นกระดูกที่อยู่ใกล้ชิดกันจะเชื่อมติดกัน และ Suture จะเลือนหายไป เนื่องจากเกิด Synostosis นอกจากนี้บางคนยังรวมเอากระดูกหู ซึ่งบางตำราให้เป็นกระดูกของกะโหลกศีรษะด้วย ซึ่งกระดูกหูนี้มี 3 คู่ ได้แก่ กระดูก Malleus (2), Incus (2) และ Stapes (2) ซึ่งอยู่ภายในหูชั้นกลาง ในกระดูกขมับ (Temporal Bone) ทำให้กะโหลกศีรษะประกอบด้วยกระดูกทั้งหมด 28 ชิ้น (รวมกระดูกหู) (พรรณิ ออเจริญ)



รูปที่ 2.26 กายวิภาคศาสตร์ของกะโหลก (ที่มา : Data Face)

กระดูกของกะโหลกศีรษะประกอบกันขึ้นล้อมรอบโพรงกะโหลกขนาดใหญ่ (Cranial Cavity) ซึ่งมีสมอง เยื่อหุ้มสมอง และหลอดเลือดบรรจุอยู่ นอกจากนี้กระดูกของกะโหลกศีรษะยังล้อมรอบโพรงขนาดเล็ก ได้แก่ โพรงจมูก, โพรงตา และเป็นหลังคาของโพรงปาก นอกจากนี้ภายในกระดูกของกะโหลกศีรษะบางชิ้น เช่น กระดูกขมับยังมีโพรงเล็กๆ ของหู (หูชั้นกลาง และหูชั้นใน) และในกระดูกหน้าผาก กระดูกเอทมอยด์ กระดูกขากรรไกรบน กระดูกสฟีนอยด์ มีโพรงอากาศอยู่

กะโหลกศีรษะ เป็นโครงกระดูกที่จัดไว้สำหรับ

- ก. เป็นกล่องสำหรับบรรจุสมอง และทำหน้าที่ป้องกันสมองด้วย
- ข. เป็นโพรงสำหรับป้องกัน และรองรับอวัยวะรับความรู้สึกพิเศษต่างๆ ได้แก่ การมองเห็น การได้ยิน การทรงตัว การดมกลิ่น และการรับรส
- ค. มีช่องทางสำหรับเป็นทางผ่านของอากาศ และอาหาร
- ง. มีฟัน และขากรรไกรสำหรับบดเคี้ยวอาหาร

2.5.1 กระดูกของกะโหลก (Skull Bones)

กระดูกของกะโหลกมีทั้งเป็นคู่ และเป็นกระดูกชิ้นเดียว ดังนี้

2.5.1.1 กระดูกกะโหลกเป็นคู่ ได้แก่ กระดูกข้างขม่อม กระดูกขมับ กระดูกโหนกแก้ม กระดูกขากรรไกรบน กระดูกจมูก กระดูกแฉ่งงูน้ำตา กระดูกกันหอยของกระดูกชั้นล่าง และกระดูกเพดานปาก

2.5.1.2 กระดูกกะโหลกเดี่ยว ได้แก่ กระดูกท้ายทอย กระดูกสฟีนอยด์ กระดูกหน้าผาก กระดูกเอทมอยด์ กระดูกโวเมอร์ และกระดูกขากรรไกรล่าง

กะโหลกศีรษะ แบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ

ก. ส่วนด้านบนและด้านหลัง (Posterosuperior Part) เรียกว่า Cranial Skeleton (กระดูกหุ้มรอบสมอง กะโหลกศีรษะส่วนบน กล้องสมอง) อยู่ล้อมรอบ และป้องกันสมอง

กระดูกหุ้มสมอง มีทั้งหมด 8 ชั้น ประกอบกระดูกชั้นเดียว คือ กระดูกหน้าผาก กระดูกท้ายทอย กระดูกเอทมอยด์ และกระดูกสฟินอยด์ ส่วนกระดูกที่เป็นคู่ได้แก่ กระดูกขมับ และกระดูกขม่อม

ข. ส่วนด้านหน้า และด้านล่าง (Anteroinferior Part) เรียกว่า โครงกระดูกใบหน้า ทำหน้าที่ป้องกัน และรองรับตา ทางเข้าของระบบหายใจ และระบบทางเดินอาหาร โดยสัมพันธ์กับโพรงตา โพรงจมูก และโพรงปาก

กระดูกใบหน้า (Facial Bone) ประกอบเป็นโครงสร้างของใบหน้า (Face) ในกะโหลกทางด้านหน้า ไม่กระจายไปยังกะโหลกศีรษะส่วนบน มีทั้งหมด 14 ชิ้น ประกอบด้วยกระดูกชั้นเดียวคือ กระดูกขากรรไกรล่าง และกระดูกโวกเมอร์ นอกนั้นเป็นกระดูกที่เป็นคู่ ได้แก่ กระดูกขากรรไกรบน กระดูกโหนกแก้ม กระดูกจมูก กระดูกแองดูงน้ำตา กระดูกกันหอยของกระดูกชั้นล่าง และกระดูกเพดานปาก กระดูกหน้าผาก และกระดูกเอทมอยด์ ซึ่งเป็นส่วนกะโหลกศีรษะส่วนบน แต่มีส่วนกระจายมายังใบหน้าด้วย

กระดูกใบหน้าทำหน้าที่ป้องกันอวัยวะรับความรู้สึกหลักๆ ที่อยู่หน้า เช่น ตา จมูก และลิ้น กระดูกของใบหน้าที่ยังเป็นที่เกาะของกล้ามเนื้อ เช่น กล้ามเนื้อบดเคี้ยว กล้ามเนื้อแสดงสีหน้า และกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของตา นอกจากนี้กระดูกขากรรไกรล่าง และกระดูกขากรรไกรบน มีกระดูกส่วนยื่นของเบ้าฟัน ซึ่งเป็นข้อก่เกิดสำหรับฟัน โดยมีเยื่อยึดฟันไว้ กระดูกของใบหน้าที่ยังสัมพันธ์กับเนื้อเยื่ออ่อนนุ่ม ซึ่งจะแสดงลักษณะใบหน้าของแต่ละบุคคล

2.5.2 โครงสร้างของกะโหลก

กระดูกของกะโหลก ประกอบด้วยกระดูกหนาแน่น (Compact Bone) สองชั้น ชั้นนอก และชั้นใน (Outer Table และ Inner Table) ระหว่างชั้นทั้งสองเป็นกระดูกที่มีความพรุน เรียกว่า ไดโพล (Dipole) ในบางแห่งของกะโหลกศีรษะ ไดโพลสลายไปเหลือเป็นช่องว่างที่มีอากาศบรรจุอยู่ เรียกว่า ไซนัส (Paranasal Air Sinus) กระดูกที่มีโพรงอากาศ เหล่านี้เรียกว่า กระดูกเป็นโพรงกลวง และเบา (Pneumatic Bone) ได้แก่ กระดูกหน้าผาก กระดูกขากรรไกรบน กระดูกเอทมอยด์ และกระดูกสฟินอยด์

กระดูกกะโหลกศีรษะ ส่วนชั้นนอกมีความหนา และเหนียว ส่วนชั้นในบางกว่า และเปราะ จึงอาจแตกหักได้เมื่อถูกตี โดยที่ชั้นนอกยังคงติดอยู่ ดังนั้นจึงยากที่จะวินิจฉัยการแตกร้าว (Fracture) ของกะโหลกศีรษะได้

กระดูกของกะโหลกศีรษะ เมื่อแรกเกิดประกอบด้วยกระดูกหนาแน่นเพียงชั้นเดียว ไม่มีไดโพล กระดูกที่ปกคลุมด้วยกล้ามเนื้อหนา จะไม่มีไดโพล เช่น ที่ส่วนสความัสของกระดูกขมับ กระดูกบริเวณนี้จะยังคงมีลักษณะของเด็ก คือบาง และโปร่งแสง

กระดูกของกะโหลกศีรษะชั้นต่าง ๆ มีความหนาไม่เท่ากัน บริเวณส่วนบนที่เป็นรูปหลังคาโค้ง เมื่อเทียบกับส่วนอื่นแล้วค่อนข้างหนา คือหนาโดยเฉลี่ยประมาณ 5 มิลลิเมตร แต่ความหนาของ

กะโหลกผืนแปรได้มากในแต่ละบุคคล นอกจากนี้ในแต่ละบริเวณก็ยังแตกต่างกัน เช่น จะหนามากขึ้นที่บริเวณปุ่มนอกของท้ายทอย และบางลงโดยเฉพาะที่ส่วนสความัสของกระดูกขมับ

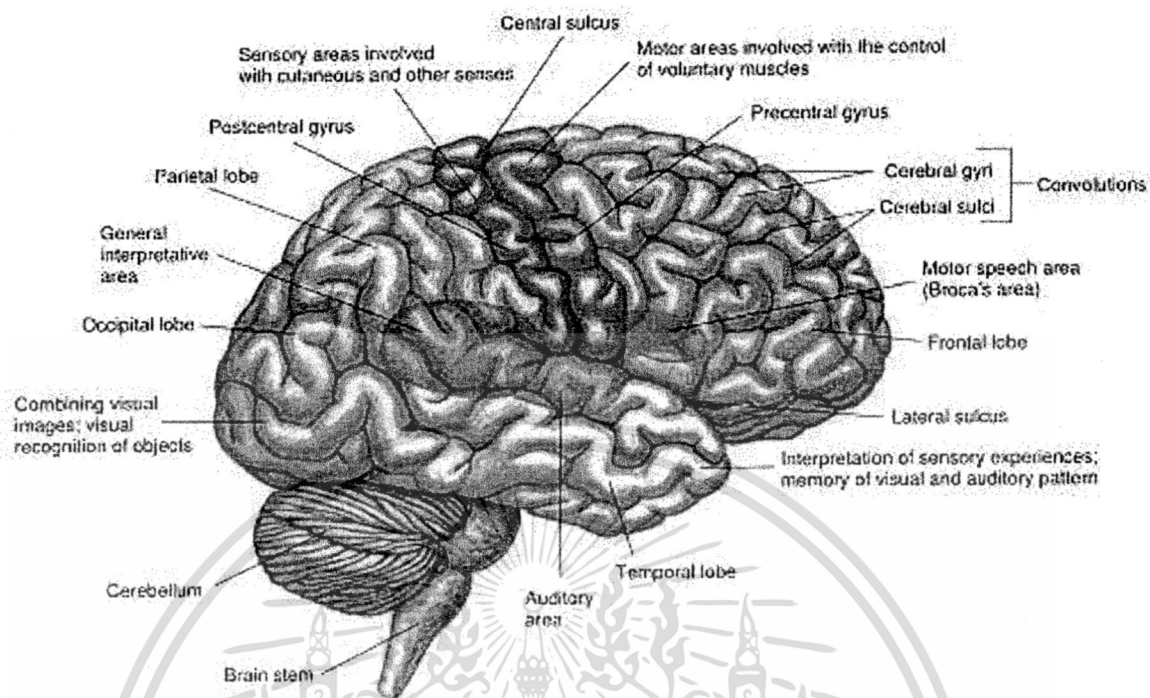
ที่บริเวณขมับ กระดูกนอกจากจะบางแล้วยังมีตำแหน่งที่มีความสำคัญยิ่ง คือบริเวณที่เรียก "Pterion" เป็นตำแหน่งที่กระดูก 4 ชิ้น ได้แก่ ส่วนสความัสของกระดูกขมับ ปีกใหญ่ของกระดูก สฟีนอยด์ กระดูกขม่อม และกระดูกหน้าผากมาพบกันตรงรอยต่อรูป + หรือตัว H ทางด้านในของกระดูก ตรงบริเวณ Pterion นี้ จะพบร่องสำหรับหลอดเลือดแดงของเยื่อหุ้มสมองที่สำคัญเส้นหนึ่งทอดผ่านหลอดเลือดนี้ สามารถฉีกขาดได้ถ้าถูกตีที่บริเวณขมับ เมื่อหลอดเลือดนี้ฉีกขาดเลือดจะออกมาอยู่ระหว่างกระดูกของกะโหลกศีรษะกับเยื่อหุ้มสมองชั้นนอก เกิดเลือดออกในเยื่อหุ้มสมองชั้นนอกไปกดสมอง ซึ่งถ้าไม่ได้รับการรักษาทันที่อาจทำให้ถึงตายได้ในระยะเวลาสั้นๆ เพียง 2-3 ชั่วโมง หรือนานถึง 24-36 ชั่วโมงหลังจากได้รับ การบาดเจ็บ

2.5.3 ความแตกต่างของกะโหลกในเพศชายและหญิง

กะโหลกของเด็กหญิงกับเด็กชายมีความแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยจนกว่าจะถึงวัยหนุ่มสาว กะโหลกของหญิงทั้งอันมีขนาดเล็กกว่าของชาย โพรงอากาศมีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับขนาดของกะโหลก และความจุกะโหลก (Capacity of Cranial Cavity) น้อยกว่าของกะโหลกชายเชื้อชาติเดียวกัน บ่อยครั้งที่ไม่สามารถบอกได้ว่ากะโหลกนั้นเป็นของชายหรือหญิง แต่สามารถจะบอกได้ถ้ามีความแตกต่างดังต่อไปนี้ชัดเจน

- ก. กะโหลกหญิงจะเบากว่า ผนังบางกว่า และยังคงลักษณะของ Young Skull มากกว่า
- ข. สันกระดูกที่เป็นที่เกาะของกล้ามเนื้อ (Muscular Ridges) มีความชัดเจนน้อยกว่า
- ค. ส่วนของกะโหลกที่อยู่หลังใบหู (Mastoid Process) มีขนาดเล็ก
- ง. แสกหน้า (Glabella) และ โหนกคิ้ว (Superciliary Arches) มีความนูนน้อยกว่า
- ด. ดั้งนั้นหน้าผากจึงอยู่ในแนวตั้งมากกว่า
- จ. ขอบบนของโพรงตาเป็นขอบคมมากกว่า
- ฉ. เนินข้างขม่อมนูนมากกว่า
- ช. ใบหน้ากลมกว่า
- ซ. ขากรรไกร และฟันเล็กกว่า
- ฅ. กระดูกหน้าผาก ขม่อม และท้ายทอย (Vertex) ของกะโหลกศีรษะแบนกว่า
- ญ. ส่วนสูงของกะโหลกศีรษะน้อยกว่า
- ฎ. โพรงจมูกของหญิงมีขนาดเล็กกว่า

2.6 สมอง (Brain)



รูปที่ 2.27 กายวิภาคศาสตร์ของสมองมนุษย์ (ที่มา : ภาณุพงศ์ พรหมศร)

สมองของมนุษย์อาจแบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้

2.6.1 สมองส่วนหน้า (Forebrain หรือ Prosencephalon) ในสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นต่ำหน้าที่ของสมองส่วนนี้คือ แปลความรู้สึกในการดมกลิ่น แต่ในคนสมองส่วนนี้ได้พัฒนาขึ้นมากสำหรับทำหน้าที่ต่างๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการแปลความรู้สึกที่มาจากอวัยวะต่างๆ ทั่วร่างกาย เก็บข้อมูลในการจดจำนึกคิดและสติปัญญา การสั่งการควบคุมการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ ภายใต้อำนาจจิตโดยมีการแบ่งการทำงานที่ออกเป็นส่วนต่าง ๆ ดังนี้

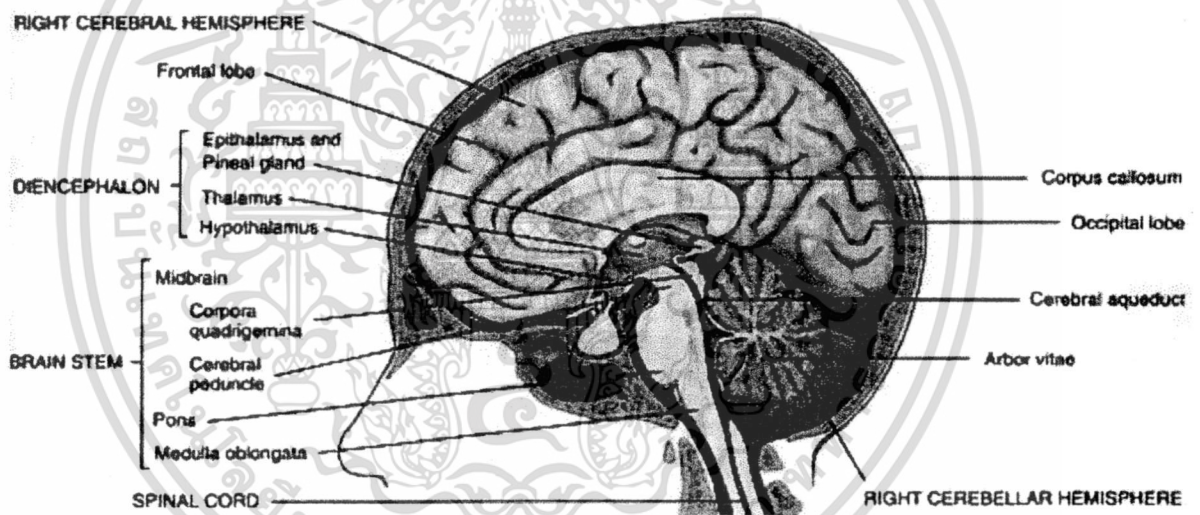
2.6.1.1 ออลแฟกตอรีบัลล์ (Olfactory Bulb) เป็นส่วนที่อยู่หน้าสุดของสมอง ทำหน้าที่เกี่ยวกับการดมกลิ่น ในสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นต่ำ เช่น ปลา สมองส่วนนี้จะเจริญดีมาก เพราะการดมกลิ่นเป็นสิ่งจำเป็นในการหาอาหาร แต่ในคนและสัตว์เลี้ยงลูกด้วยน้ำนมชั้นสูง สมองส่วนนี้จะมีขนาดเล็กมาก ทำให้การรับรู้กลิ่นมีประสิทธิภาพต่ำกว่าสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นต่ำ

2.6.1.2 เซรีบรัม (Cerebrum) เป็นสมองส่วนที่มีขนาดใหญ่มากขึ้นตามการวิวัฒนาการจากสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นต่ำมาเป็นสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นสูง สมองส่วนนี้ของคนมีขนาดใหญ่มาก ทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับพฤติกรรมที่เกิดจากการเรียนรู้ เช่น ความจำ (Memory) ความเฉลียวฉลาด (Intelligence) การตัดสินใจ (Judgment) การคิดแก้ไขปัญหา (Conscious Thought) และการใช้จินตภาพ (Imagination) นอกจากนี้ยังทำหน้าที่เป็นศูนย์กลางควบคุมการทำงานของส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น การทำงานของกล้ามเนื้อ การมองเห็นการได้ยิน การดมกลิ่น การรับสัมผัส การพูดจาและการรับรู้ภาษาได้ด้วย สมองส่วนเซรีบรัมของคนมีคลื่นหยักของสมองจำนวนมากซึ่งสิ่งมีชีวิตที่มีคลื่นหยักของสมองมากจะฉลาดมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.1.3 ทาลามัส (Thalamus) เป็นสมองส่วนที่อยู่ถัดจากเซรีบรัม มีลักษณะเป็นรูปกลมรี 2 ลูก วางอยู่เหนือสมองส่วนกลาง ทำหน้าที่เป็นสถานีถ่ายทอด (Relay Station) กระแสรับความรู้สึกที่ส่งเข้ามา แล้วแยกกระแสประสาทรับความรู้สึกนี้ส่งออกไปยังสมองส่วนที่เกี่ยวข้องกับกระแสประสาทนั้นๆ และสามารถบอกความรู้สึกได้อย่างหายาๆ โดยเฉพาะความรู้สึกเจ็บปวด แต่ไม่สามารถบอกตำแหน่งของความเจ็บปวดนั้นได้

2.6.1.4 ไฮโปทาลามัส (Hypothalamus) เป็นสมองส่วนหน้าที่อยู่ใต้ทาลามัส ภายในเนื้อสมองมีกลุ่มของตัวเซลล์ประสาทน้อย ทำหน้าที่ควบคุมกระบวนการสำคัญต่างๆ ในการดำรงชีวิต เช่น ควบคุมอุณหภูมิของร่างกาย ถ้าต้องการระบายความร้อนออกจากร่างกายก็จะไปกระตุ้นหลอดเลือดที่ผิวหนังให้ ขยายตัวพร้อมกับเพิ่มการทำงานของต่อมเหงื่อ ถ้าต้องการเก็บรักษาความร้อนของร่างกายก็จะไปกระตุ้นให้หลอดเลือดที่ผิวหนัง หดตัวพร้อมกับเพิ่มอัตราเมตาบอลิซึม นอกจากนี้ยังควบคุมเกี่ยวกับสมดุลน้ำในร่างกาย การหลั่งฮอร์โมนจากต่อมใต้สมอง การเต้นของหัวใจ ความดันโลหิต การตื่นการหลับ ความรู้สึกอยากรับประทานอาหาร เซลล์ประสาทในไฮโปทาลามัสส่วนมากเป็น Neurosecretory Cell ซึ่งทำหน้าที่สร้างฮอร์โมนมาควบคุมการทำงานของต่อมใต้สมอง เช่น ฮอร์โมน Prolactin และ Releasing Hormone



รูปที่ 2.28 ส่วนประกอบที่สำคัญภายในสมองมนุษย์ (ที่มา : คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น)

2.6.2 สมองส่วนกลาง (Midbrain หรือ Mesencephalon) เป็นส่วนที่อยู่ถัดจากสมองส่วนหน้า พวกสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นต่ำ เช่น ปลา สัตว์สะเทินน้ำสะเทินบก สัตว์เลื้อยคลานจะมีสมองส่วนกลางขนาดใหญ่ และมีลักษณะเป็นพวงกลม ๆ ยื่นออกมาเรียกว่าออปติกโลบ (Optic Lobe) ทำหน้าที่เป็นศูนย์กลางถ่ายทอดความรู้สึกเกี่ยวกับการมองเห็น และการได้ยิน สำหรับในสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นสูง สมองส่วนนี้จะลดขนาดลง และถูกสมองส่วนอื่นปิดทับเอาไว้ เช่น ในคน และสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมอื่นๆ จะมีออปติกโลบอยู่ 4 พูเล็ก ๆ เรียกว่า Corpora Quadrigemina

2.6.3 สมองส่วนท้าย (Hindbrain) เป็นส่วนท้ายสุดของสมองถัดจากสมองส่วนกลางและ เป็นส่วนที่ติดต่อกับไขสันหลัง สมองส่วนท้ายของคนแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3.1 เซรีเบลลัม (Cerebellum) อยู่หลังเซรีบริรัมโดยมีร่องตามขวาง (Transverse Fissure) กั้นอยู่ระหว่างเซรีบริรัมกับเซรีเบลลัมพื้นผิวด้านนอกของเซรีเบลลัมมีลักษณะเป็นคลื่นหยักเช่นกันแต่น้อยกว่าเซรีบริรัม ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อ โดยทำงานประสานกับสมองส่วนเซรีบริรัม ควบคุมท่าทาง ควบคุมการทรงตัว สัตว์ที่เคลื่อนไหวได้ 3 มิติ เช่น ปลานกซึ่งจะมีสมองส่วนนี้เจริญดีมาก ทำให้สัตว์ดังกล่าวมีความคล่องตัวมากในการเคลื่อนไหวในระดับต่างๆ สำหรับในคนถ้าสมองส่วนนี้พิการจะทำให้เสียการทรงตัว มือสั่น (Tremores) ระบบการทำงานของกล้ามเนื้อลายไม่ประสานกัน

2.6.3.2 พอนส์ (Pons) อยู่ด้านหลังเซรีเบลลัม เป็นที่อยู่ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 5, 6, 7 และ 8 เซลล์ประสาทของพอนส์จะทำหน้าที่ถ่ายทอดความรู้สึกจากเซรีบริรัมไปยังเซรีเบลลัมเพื่อควบคุมอวัยวะบางอย่างที่อยู่บริเวณศีรษะ เช่น การหลับตา การยิ้ม การยกคิ้ว การหลั่งน้ำลาย การเคี้ยวอาหาร นอกจากนี้ ยังเป็นที่อยู่ของเซลล์ประสาทประสานงานเกี่ยวกับการได้ยิน การรับรู้ และการทรงตัวจากหูอีกด้วย

2.6.3.3 เมดัลลา ออบลองกาตา (Medulla Oblongata) เป็นส่วนท้ายสุดของสมองอยู่ติดกับไขสันหลัง และมีรูปร่างคล้ายกับไขสันหลังมาก เป็นที่อยู่ของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 9, 10, 11 และ 12 ทำหน้าที่เป็นศูนย์ควบคุมการทำงานของอวัยวะสำคัญหลายอย่าง เช่น การทำงานของหัวใจ การหายใจ การไหลเวียนของเลือด และทำหน้าที่รับกระแสประสาทจากไขสันหลังไปยังสมองส่วนเซรีบริรัม สมองส่วนนี้นับว่ามีความสำคัญมากที่สุด ถ้าเกิดอันตรายกับสมองส่วนนี้ทำให้ถึงแก่ความตายทันที

ข้อควรทราบ Frontal lobe เป็นศูนย์กลางการเคลื่อนไหวของร่างกาย ลูกตา การพูด ความจำ และความคิด Parietal Lobe เป็นศูนย์กลางการรับรู้ความรู้สึกต่างๆ และ Occipital Lobe ควบคุมการมองเห็น

2.7 การบาดเจ็บที่ศีรษะ (Head Injury)

การบาดเจ็บที่ศีรษะ หมายถึง การบาดเจ็บใดๆที่มีต่อหนังศีรษะ กะโหลกศีรษะ และเนื้อเยื่อที่เป็นส่วนประกอบภายในกะโหลกศีรษะ ซึ่งอาจทำให้มีหรือไม่มีเปลี่ยนแปลงระดับความรู้สึกตัว อุบัติการณ์เกิดหรือสถิติการเกิดบาดเจ็บที่ศีรษะบอกตัวเลขที่ชัดเจนได้ยาก เนื่องจากแนวคิดพื้นฐานเกี่ยวกับคำว่าบาดเจ็บที่ศีรษะได้อธิบายไว้กว้างมาก มีความแตกต่างตามความรุนแรง และกลไกของการบาดเจ็บ แต่จากรายงานพบว่าจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาเนื่องจากบาดเจ็บที่ศีรษะในแต่ละประเทศมีเป็นจำนวนมาก สำหรับในประเทศไทยมีสถิติของแต่ละโรงพยาบาลเป็นจำนวนไม่น้อย

สำหรับสาเหตุของการเกิดการบาดเจ็บที่ศีรษะมีด้วยกันหลายสาเหตุ เช่น อุบัติเหตุจากรถ ตกจากที่สูง ทำร้ายร่างกาย กีฬา และนันทนาการ ถูกยิง แรงกระแทกอื่นๆ

เวลาศีรษะกระแทก หรือได้รับบาดเจ็บจากแรงกระทำภายนอกนั้น ถ้ารุนแรงพอมันก็จะกระเทือนไปถึงสมองด้วย ทำให้สมองได้รับบาดเจ็บได้ เรียกว่า Traumatic Brain Injury (TBI) (การที่ศีรษะได้รับการกระแทก สมองไม่จำเป็นต้องเกิดการบาดเจ็บทุกครั้งไป) ซึ่งการบาดเจ็บนี้ก็จะมีความเสี่ยงที่จะเกิดผลแทรกซ้อนตามมาได้ทั้งในระยะสั้นและระยะยาว การที่สมองได้รับบาดเจ็บนั้น นอกจากจะเป็นจากการที่มีการบาดเจ็บที่ศีรษะ (เช่นจากกระแทก) แล้ว ยังเกิดจากแรงที่กระทำต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมองเวลาเกิดความเร่งหรือความหน่วงได้ (พิจารณาเมื่อนั่งรถยนต์ ถ้ารถเร่งเร็วขึ้น ตัวเราจะเหมือนถอยหลัง ถ้ารถเบรคกระทันหันเราก็จะเด้งไปข้างหน้า) สมอังก์เช่นเดียวกัน ที่สามารถเคลื่อนที่ และกระแทกในกระโหลกได้ ถ้าเร่งหรือเบรครุนแรงเกินไป) การบาดเจ็บที่สมอง (TBI) นี้ ถ้ารุนแรงไม่มาก สามารถเรียกได้ว่า Concussion

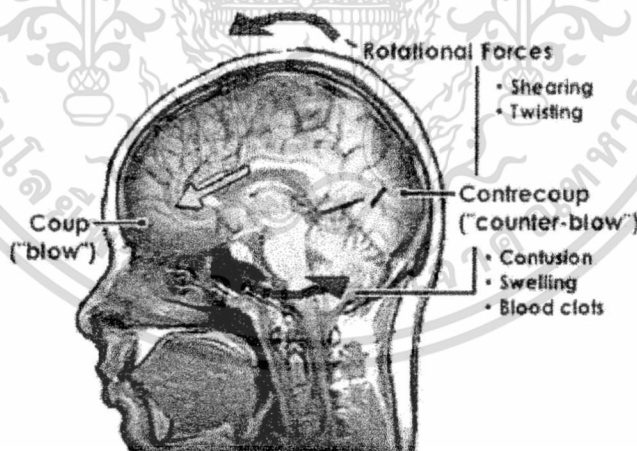
2.7.1 กลไกการเกิดการบาดเจ็บที่ศีรษะ

กลไกการเกิดการบาดเจ็บที่ศีรษะ แบ่งออกเป็น 2 แบบคือ

2.7.1.1 การบาดเจ็บโดยตรง (Direct Injury) คือ บาดเจ็บที่เกิดบริเวณศีรษะโดยตรง มี 2 ชนิด คือ

ก) บาดเจ็บที่เกิดขณะศีรษะอยู่นิ่ง (Static Head Injury) คือ บาดเจ็บที่เกิดแก่ศีรษะขณะอยู่นิ่งหรือเคลื่อนไหวเล็กน้อย เช่น การถูกตี ถูกยิง เป็นต้น พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นจะเป็นพยาธิสภาพเฉพาะที่เท่านั้น แต่ถ้าถูกตีด้วยวัตถุใหญ่หรือวัตถุที่มีความเร็วสูง จะทำให้สมองเกิดการสั่นสะเทือนอย่างรุนแรง

ข) บาดเจ็บที่เกิดขณะศีรษะเคลื่อนที่ (Dynamic Head Injury) คือ บาดเจ็บที่เกิดแก่ ศีรษะขณะที่ศีรษะมีความเร็วไปกระทบกับวัตถุที่อยู่นิ่งหรือกำลังเคลื่อนที่ เช่น ขับรถไปชนต้นไม้ ขับรถไปชนกับรถที่วิ่งสวนทาง เป็นต้น เมื่อศีรษะกระทบของแข็ง จะทำให้เกิดบาดเจ็บหรือพยาธิสภาพแก่สมองส่วนนั้น (Coup Lesion) ซึ่งมักมีการแตกตัวของกะโหลกศีรษะร่วมด้วย ส่วนสมองด้านตรงข้ามกับบริเวณที่กระทบวัตถุนั้นอาจมีการฉีกขาดและมีเลือดออกกร่วมด้วย (Contrecoup Lesion) ดังรูปที่ 2.29



รูปที่ 2.29 การบาดเจ็บที่ศีรษะ (ที่มา : ศิริพจน์ มะโนตี)

2.7.1.2 การบาดเจ็บโดยอ้อม (Indirect Injury) คือ การบาดเจ็บที่เกิดขึ้นกับส่วนอื่นของร่างกาย แล้วมีผลสะท้อนทำให้เกิดการบาดเจ็บที่ศีรษะขึ้น เช่น ตกจากที่สูงกระแทกพื้น ทำให้ศีรษะกระแทกลงมาบนส่วนของกระดูกคอ เป็นผลทำให้เกิดอันตรายต่อแกนสมองส่วนเมดลลา โดยตรงหรือการเคลื่อนไหวของลำตัวอย่างรวดเร็ว ทำให้ส่วนศีรษะขาดการรองรับ เป็นผลให้ศีรษะคว่ำไปข้างหน้าหรือหงายไปด้านหลังอย่างรวดเร็ว ชนิดนี้ไม่มีบาดแผลที่หนังศีรษะ และกะโหลกศีรษะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.2 พยาธิสรีรภาพของการบาดเจ็บที่ศีรษะ

พยาธิสรีรภาพของการบาดเจ็บที่ศีรษะ สามารถอธิบายตามลักษณะปรากฏการณ์ที่เกิด 2 ระยะ คือ

2.7.2.1 บาดเจ็บที่ศีรษะระยะแรก (Primary Head Injury) เป็นการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นทันทีที่มีแรงกระทบต่ออวัยวะชั้นต่างๆ ของศีรษะดังนี้

ก) หนังศีรษะ (Scalp) เป็นชั้นซึ่งมีหน้าที่ช่วยป้องกันและลดอันตรายที่จะเกิดแก่กะโหลกศีรษะและสมอง ได้มีการทดลองในศพที่ปราศจากหนังศีรษะ พบว่าใช้แรงกระทำต่อกะโหลกนั้นเพียง 40 ปอนด์ต่อ ตารางนิ้ว ก็สามารถทำให้กะโหลกแตกร้าวได้ แต่ถ้ามีหนังศีรษะหุ้มอยู่ด้วยต้องใช้แรงถึง 400-900 ปอนด์ต่อ ตารางนิ้ว จึงจะทำให้กะโหลกศีรษะแตกได้ บาดแผลที่เกิดบริเวณหนังศีรษะ มีลักษณะต่างๆ เช่น บวม ช้ำ หรือโน (Contusion) เป็นการชอกช้ำของหนังศีรษะ ชั้นนอกจากแรงกระทบโดยตรงจากวัตถุที่ไม่มีคม ถลอก (Abrasion) เป็นการหลุดของผิวหนังชั้นหนังกำพร้า เมื่อศีรษะครูดกับวัตถุ ฉีกขาด (Laceration) เป็นบาดแผลที่เกิดจากวัตถุที่มีคม ทำให้เกิดบาดแผลที่มีขอบเรียบ แต่ถ้าเกิดจากวัตถุที่ไม่มีคมจะทำให้บาดแผลชอกช้ำ ขอบแผลไม่เรียบ หรือหนังศีรษะขาดหาย (Avulsion)

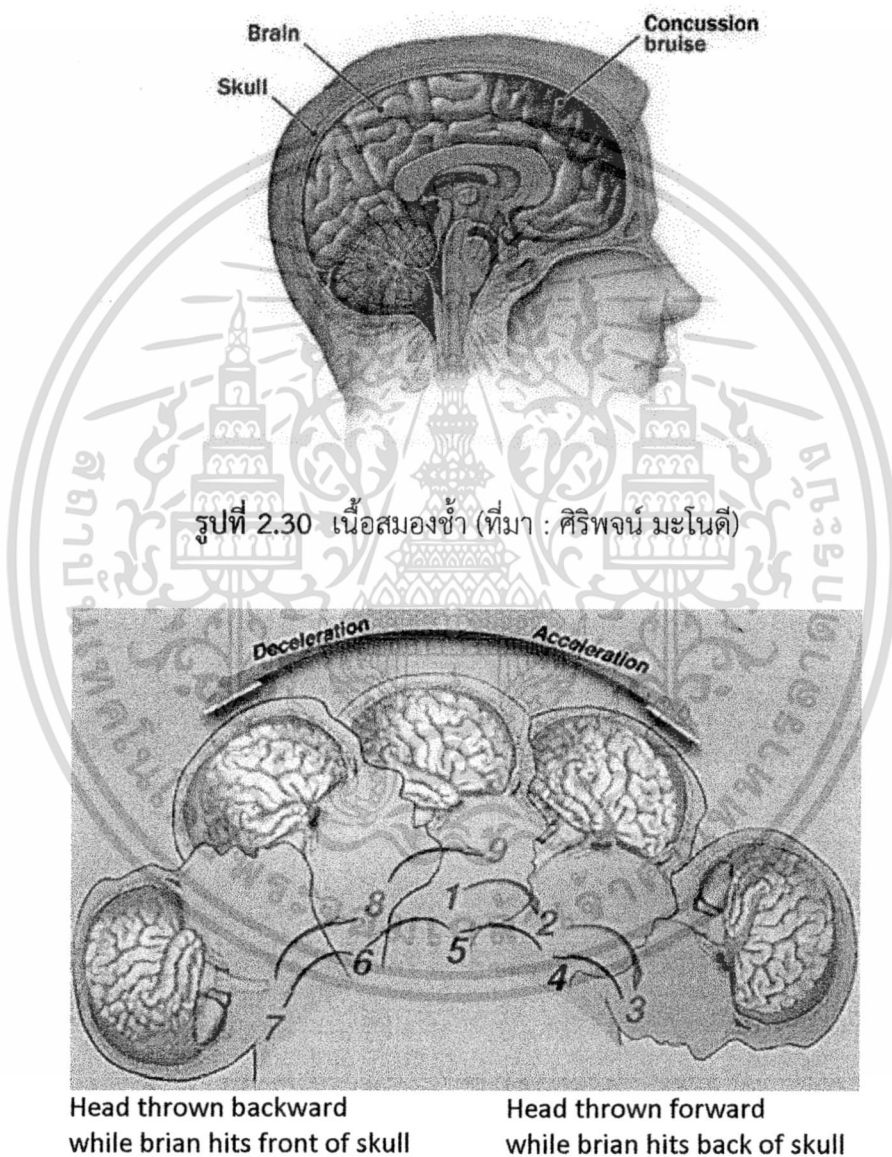
ข) กะโหลกศีรษะ (Skull) ประกอบด้วยกระดูกหลายชิ้นเชื่อมติดกันสนิทในผู้ใหญ่จึงไม่สามารถยืดขยายได้ ยกเว้นเด็กที่รอยต่อระหว่างกระดูกยังไม่เชื่อมติดกัน ภายในโพรงกะโหลกศีรษะมีช่องเปิดที่สำคัญ บริเวณกระดูกท้ายทอย (Occipital Bone) ชื่อ Foramen Magnum ซึ่งเป็นทางที่ประสาทไขสันหลังติดต่อกับแกนสมอง บริเวณกะโหลกศีรษะที่มีความบอบบางที่สุดคือ บริเวณกระดูกด้านข้าง (Temporal Bone) และมีผิวที่ขรุขระทั้งด้านนอกและด้านใน ซึ่งทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อสมองส่วนข้างได้บ่อย

- กะโหลกแตกร้าวเป็นแนว (Linear Skull Fracture) พบประมาณร้อยละ 80 ของกะโหลกแตกทุกชนิด สาเหตุจากการกระทบอย่างแรงเป็นบริเวณกว้างของกะโหลก (Middle Fossa) ชนิดนี้พบประมาณร้อยละ 50 การแตกชนิดนี้ทำให้หลอดเลือดของเยื่อหุ้ม และเนื้อสมองส่วนนั้นฉีกขาดเกิด Epidural Hematoma, Acute Subdural Hematoma และ Brain Contusion

- กะโหลกแตกร้าวบริเวณฐาน (Basilar Skull Fracture) ชนิดนี้มักเกิดร่วมกับกะโหลกแตกร้าวเป็นแนวตามขวางของกระดูกด้านข้าง หรืออาจแตกเฉพาะบริเวณฐานกะโหลกเป็นสาเหตุสำคัญที่ทำให้เกิดช่องทางติดต่อระหว่างโพรงอากาศ (Sinuses) กับช่องว่างใต้เยื่ออแรคนอยด์ และอาจขัดขวางการส่งกระแสประสาทของสมองส่วนนี้ได้ การแตกแบบนี้มักไม่พบจากการถ่ายภาพรังสีแพทย์ สามารถวินิจฉัยจากอาการและอาการแสดง เช่น รอยเขียวคล้ำ บริเวณหลังหู (Battle's sign) แก้วหูฉีกขาด เลือดออกหลังแก้วหู มีน้ำหรือเลือดไหลทางจมูก (Rhinorrhea) และ/หรือทางหู (Otorrhea) ผิวหนังบริเวณรอบเบ้าตาเขียวคล้ำ (Raccoon's eyes) เป็นต้น

- กะโหลกแตกยุบ (Depressed Skull Fracture) ชนิดนี้เกิดเนื่องจากแรงกระทบบนบริเวณที่แคบกว่าชนิดกะโหลกแตกร้าว แรงกดที่กระทำต่อกะโหลกต้องแรงกว่าหรือเท่ากับ ความหนาของกะโหลกส่วนนั้น พบว่าเกิดร่วมกับการฉีกขาดของเยื่อหุ้มหรือเนื้อสมองร้อยละ 60 และร่วมกับการฉีกขาดของหนังศีรษะร้อยละ 90

ค) เนื้อสมองช้ำ (Brain Contusion) เป็นภาวะที่มีเลือดแทรกอยู่ระหว่างเซลล์สมองใต้เยื่อหุ้ม (Subpial Space) โดยไม่มีการฉีกขาดของเยื่อแรคนอยด์และเพียงทำให้ผิวของสมองมี สีคล้ำ Sulcus และ Gyrus หายไป ตำแหน่งที่มีการช้ำได้บ่อยคือ บริเวณสมองส่วนหน้า โดยเฉพาะบริเวณรอยต่อของสมองกลีบหน้าและกลีบข้าง (Frontotemporal) พบว่า การช้ำของสมองส่วนนี้สัมพันธ์กับลักษณะผิวหนังด้านในแองกะโหลกที่รองรับที่มีความขรุขระมาก การที่เนื้อสมองช้ำและมีจุดเลือดออกเล็ก ๆ (Patechial Hemorrhage) หลังจากศีรษะถูกกระแทก ได้มีการศึกษาถึงทฤษฎี และกลไกการเกิดดังนี้



รูปที่ 2.30 เนื้อสมองช้ำ (ที่มา : ศิริพจน์ มะโนตี)

รูปที่ 2.31 กลไกการบาดเจ็บของศีรษะปิด (Closed Head Injury) (ที่มา : Brain Injury News and Information Blog)

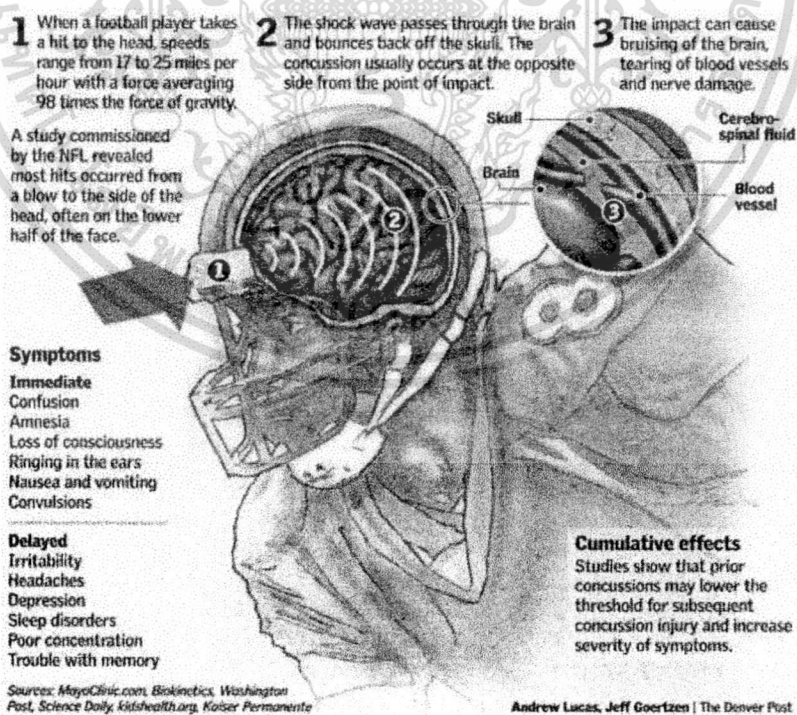
- Cavitation Theory อาศัยหลักทางกลศาสตร์ กล่าวว่า สมองที่อยู่ภายในโพรงสมองซึ่งถือว่าเป็นช่องปิดเมื่อมีแรงมากระทบที่หนังศีรษะหรือกะโหลกศีรษะซีกใด ทำให้เกิดแรงดันบวก (Positive Force) เป็นผลทำให้เกิดการบาดเจ็บต่อสมองตรงตำแหน่งที่ถูกกระแทก ส่วนเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เหมือนอนุญาตให้เข้าไปเยี่ยมชมด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บริเวณสมองซีกตรงข้ามที่ถูกกระแทกจะเกิดบาดเจ็บได้ เนื่องจากสมองมีแรงเฉื่อย (Inertia) ไม่เคลื่อนตามกะโหลก เกิดการแยกตัวของเนื้อสมอง และกะโหลกศีรษะในด้านตรงข้ามกับการกระแทก ทำให้มีแรงดันลบ (Negative Pressure) เกิดขึ้น ซึ่งจะเกิดการทำลายของเนื้อสมองได้อย่างรุนแรง ถ้าเกิดแรงดันลบต่ำกว่า 1 บรรยากาศ จากทฤษฎีนี้สนับสนุนการเกิดสมองช้ำเฉพาะที่ตำแหน่งใดตำแหน่งหนึ่งซึ่งเรียกว่า Focal Contusions

- Rotational Acceleration เป็นสาเหตุ และกลไกที่ทำให้หลอดเลือดเล็กๆ ฉีกขาด เกิดจุดเลือดออกหรือก้อนเลือดเล็กๆ เนื่องจากแรงกระแทกที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของเนื้อสมองแบบหมุน จนทำให้เกิดการเลื่อนของสมองส่วนหนึ่งบนอีกส่วนหนึ่งโดยไม่เป็นสัดส่วนกัน (Shearing Stress) ทำให้หลอดเลือดที่ไปเลี้ยงบริเวณผิวของสมองฉีกขาด

- Sudden Positive Pressure อาจเป็นสาเหตุ และกลไกที่ทำให้เลือดออกบริเวณรอบๆ เวนทริเคิล (Periventricular Hemorrhage) และบาดเจ็บต่อสมองส่วนกลางและเมดัลลา เนื่องจากแรงที่มากกระทบโดยตรงต่อกะโหลกศีรษะทันทีทันใดทำให้เกิดแรงดันบวก ของน้ำหล่อเลี้ยงสมอง และไขสันหลังอย่างรวดเร็ว จึงอาจทำให้เกิดเลือดออกรอบๆ เวนทริเคิลหรือเมื่อกะโหลกศีรษะยุบลงจะเกิดแรงดันบวก ทำให้สมองเคลื่อนที่ลงตามช่องเทนท์อเรียม (Tentorial Notch) และ Foramen Magnum การเคลื่อนย้ายเนื้อสมองอย่างรุนแรงทำให้เกิดแรงกระทำต่อสมองส่วนกลาง และส่วนอื่นของแกนสมอง เป็นเหตุให้เกิดจุดเลือดออก

- Skull Distortion and Head Rotation Hypothesis จากการทดลองของ Ommaya สังเกตพบว่า การบาดเจ็บของตำแหน่งที่ได้รับแรงกระทบ และด้านตรงข้าม จะเกิดจากการที่กะโหลกศีรษะผิดรูป และศีรษะหมุนบิดได้มากกว่าในรายที่ศีรษะหมุนบิดเพียงอย่างเดียว

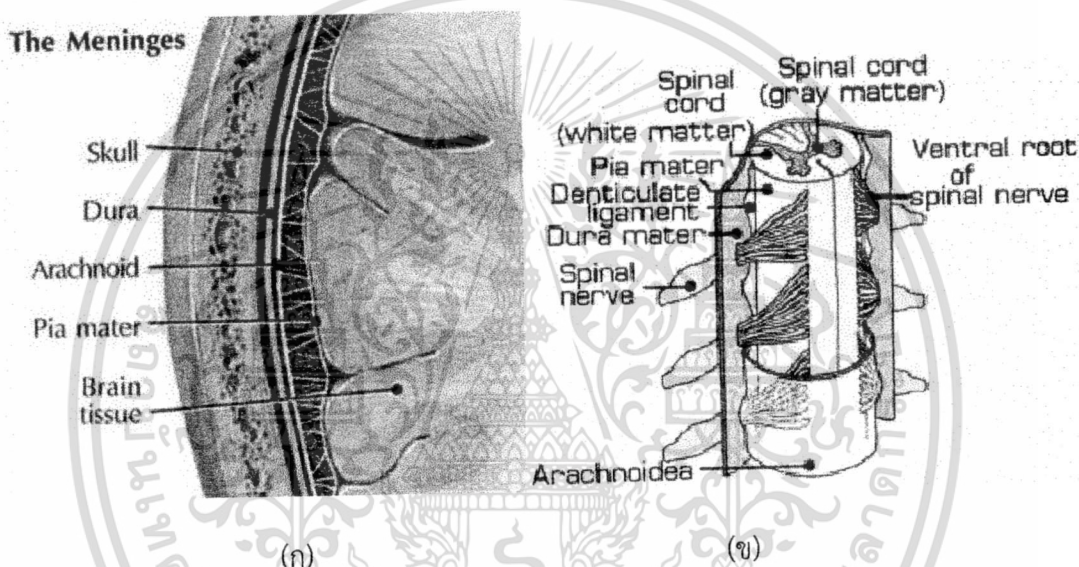


รูปที่ 2.32 ตัวอย่างกลไกการบาดเจ็บของสมองในนักกีฬาอเมริกันฟุตบอล (ที่มา : Lucas และ Goertzen)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ง) การบาดเจ็บทั่วไปของเนื้อสมองส่วนสีขาว (Diffused White Matter Injury) มักเกิดกับผู้บาดเจ็บศีรษะอย่างรุนแรง ทำให้หมดสติทันทีที่ได้รับแรงกระทบ และมีแขนขาบิดเกร็งทั้งสองข้าง (Bilateral Decerebration) จนกระทั่งถึงแก่ชีวิตโดยไม่มีระยะของการรู้สึกตัว (Lucid Interval) จากการตรวจพบว่ามีกรณิกขาดของเนื้อสมองส่วนสีขาวทั่วเนื้อสมอง มีสาเหตุจากการบาดเจ็บที่ศีรษะชนิดหมุน ตำแหน่งที่พบมากคือ บริเวณกระหม่อม และบริเวณรอบๆ กระหม่อม เป็นผลให้เกิดการบาดเจ็บกระจายสู่บริเวณทั้งสองซีกของสมองใหญ่ และแกนสมอง

จ) เนื้อสมองฉีกขาด (Brain Laceration) หมายถึงการฉีกขาดของเนื้อสมองร่วมกับการฉีกขาดของเยื่อแรคนอยด์ และเยื่อเพีย เนื่องจากการแตกของกะโหลกศีรษะเป็นแนวหรือมีการแตกยุบทำอันตรายต่อเนื้อสมอง และเยื่อหุ้มสมองโดยตรง มีกลไกการเกิดเช่นเดียวกับ Coup และ Contrecoup Lesion



รูปที่ 2.33 (ก) เยื่อหุ้มสมอง (Meninges) เป็นระบบของเยื่อหุ้มที่ปกคลุมระบบประสาท ส่วนกลางเยื่อหุ้มสมองประกอบด้วยชั้น 3 ชั้นได้แก่ เยื่อ dura หรือเยื่อหุ้มสมองชั้นนอก (Dura mater) เยื่ออะแร็กนอยด์ หรือเยื่อหุ้มสมองชั้นกลาง (Arachnoid Mater) และเยื่อเพีย หรือเยื่อหุ้มสมองชั้นใน (Pia Mater) เป็นเยื่อบางติดสนิทกับสมองและไขสันหลัง หน้าที่หลักของเยื่อหุ้มสมองและน้ำหล่อสมองไขสันหลัง (Cerebrospinal Fluid) คือเพื่อปกป้องระบบประสาทส่วนกลาง และ (ข) ชั้นของเยื่อหุ้มไขสันหลัง (ที่มา : มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี วิทยาเขตสุรินทร์ : 2556)

2.7.2.2 บาดเจ็บที่ศีรษะระยะที่สอง (Secondary Head Injury) เป็นภาวะแทรกซ้อนที่เกิดหลังจากการบาดเจ็บที่ศีรษะระยะแรก โดยใช้ระยะเวลาเป็นนาที ชั่วโมง หรือ เป็นวันการบาดเจ็บระยะที่สองมีดังนี้

ก) Intracranial Hematoma แบ่งตามตำแหน่งที่เกิดดังนี้

- Epidural Hematoma เป็นก้อนเลือดที่รวมตัวจากการมีเลือดออกจาก

หลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำ Middlemeningeal หลอดเลือดดำ Superior Sagittal Sinus

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ Diploic ในเด็กมีโอกาสเกิดได้มากกว่าในผู้ใหญ่ เนื่องจากเยื่อหุ้มสมองแยกออกจากผิวด้านในของกะโหลกได้ง่ายกว่า การเกิดหลอดเลือดฉีกขาดจนทำให้เกิดก้อนเลือด มีสาเหตุจากการผิดรูปของกะโหลกศีรษะในขณะที่มีแรงมากระทบ ทำให้หลอดเลือดที่แตกแขนงไปเลี้ยงกะโหลกศีรษะถูกดึงรั้งจนฉีกขาด การที่เลือดออกจากหลอดเลือดจะทำให้มีก้อนเลือดขนาดใหญ่ขึ้นเรื่อยๆ โดยอาศัยแรงดันในหลอดเลือดแดง และก้อนเลือดจะเข้หลอดเลือดออกจากกะโหลกศีรษะ จึงทำให้มีการฉีกขาดของหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงกะโหลกศีรษะเพิ่มเกิดจุดเลือดออกมากขึ้น ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้มีอาการเลวลงอย่างรวดเร็วในระยะเวลาต่อมา ตำแหน่งที่เกิดบ่อยคือกระดูกขมับ ซึ่งมีความบอบบางเป็นเหตุให้เกิดการฉีกขาดของหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำ Middle Meningeal อัตราการตายของผู้ป่วยที่มีเลือดออกเหนือเยื่อหุ้มสมอง พบประมาณร้อยละ 8

- ภาวะเลือดออกใต้เยื่อหุ้มสมอง เป็นก้อนเลือดที่รวมตัวจากการที่มีเลือดออกจากหลอดเลือดดำ Cortical และ Bridging ใต้เยื่อหุ้มสมอง แบ่งเป็น 3 ชนิดดังนี้

เลือดออกใต้เยื่อหุ้มสมองเฉียบพลัน เป็นการเกิดก้อนเลือดอย่างรวดเร็วและมีขนาดใหญ่ทำให้เกิดอาการภายใน 48 ชั่วโมง เนื่องจากมีการเคลื่อนที่ไม่ได้สัดส่วนกันอย่างรุนแรงของชั้นของสมองและหลอดเลือดดำ Bridging เกิดหลอดเลือดฉีกขาดพร้อมกันหลายเส้น มักพบร่วมกับการฉีกขาดของเนื้อสมองบริเวณที่มีผิวด้านในของกะโหลกศีรษะที่ขรุขระ พบอัตราการตายของผู้ป่วยกลุ่มนี้ร้อยละ 63-81

เลือดออกใต้เยื่อหุ้มสมองรองเฉียบพลัน เป็นการเกิดก้อนเลือดใต้เยื่อหุ้มสมองทำให้เกิดอาการภายใน 2 วันถึง 2 สัปดาห์ ส่วนมาก เกิดจากการฉีกขาดของหลอดเลือดดำไม่กี่เส้น และอยู่เฉพาะที่ มักไม่พบร่วมกับสมองซ้ำหรือฉีกขาด อัตราตายร้อยละ 12-25

เลือดออกใต้เยื่อหุ้มสมองเรื้อรัง เป็นการเกิดก้อนเลือดใต้เยื่อหุ้มสมอง และทำให้มีอาการบาดเจ็บที่ศีรษะที่มีอายุมาก พบอัตราการตายประมาณร้อยละ 3-12

- เลือดออกในสมอง มักเกิดร่วมกับการซ้ำของสมองส่วนผิว โดยเฉพาะบริเวณ Frontal และ Temporal แต่ก็พบได้ทุก Lobe ของสมองใหญ่ทั้งสองซีก เกิดจากการฉีกขาดของหลอดเลือดที่แตกแขนง ออกไปเลี้ยงส่วนต่างๆของเนื้อสมอง ก้อนเลือดภายในเนื้อสมองที่เกิดในระยะที่สองนี้พบได้น้อยมาก

ข) สมองบวม (Cerebral Edema) เป็นภาวะที่เนื้อสมองเพิ่มปริมาตร เนื่องจากการบวมน้ำภายหลังได้รับบาดเจ็บที่ศีรษะ ปัจจัยที่ทำให้ปริมาตรของสมองเพิ่มขึ้น เช่น มีการเพิ่มของจำนวนน้ำทั้งนอกหรือในเซลล์ หรือการเพิ่มปริมาณเลือดที่หล่อเลี้ยงสมองหรือมีก้อนเลือดในเนื้อสมอง สำหรับการบวมของเนื้อสมอง เนื่องจากได้รับบาดเจ็บที่ศีรษะมี 2 ชนิด

- Vasogenic Edema เกิดจากการมีการทำลายการทำหน้าที่ตามปกติของ Blood Brain Barrier ทำให้มีน้ำและโปรตีน รั่วเข้าสู่ช่องว่างระหว่างเซลล์

- Cytotoxic Edema เกิดจากการเสียหายที่ในการขับโซเดียมออกนอกเซลล์ จึงทำให้มีโซเดียมและน้ำสูงภายในเซลล์ การบวมชนิดนี้ไม่ค่อยเกิดให้เห็นเด่นชัดแต่อาจเกิดร่วมกับ vasogenic edema การเกิดสมองบวมอย่างเฉียบพลัน เกิดจากการได้รับสารน้ำที่มีความ

เข้มข้นต่ำกว่าพลาสมา มีภาวะคาร์บอนไดออกไซด์คั่งในร่างกาย และความดันเลือดแดงสูงอย่างเฉียบพลัน

ค) ความดันในโพรงกะโหลกศีรษะสูง (Increased Intracranial Pressure) หมายถึงภาวะที่มีความดันของสารเหลวในช่องเวเนทริเคิล (Ventricular Fluid Pressure) ประมาณ 15 มิลลิเมตรปรอทหรือ 200 มิลลิเมตรน้ำขึ้นไป เป็นภาวะที่พบได้บ่อยหลังจากบาดเจ็บที่ศีรษะพบประมาณร้อยละ 75 ของผู้ป่วยบาดเจ็บที่ศีรษะอย่างรุนแรง

ง) ภาวะสมองเคลื่อน (Brain Displacement) เป็นภาวะที่เนื้อสมองเคลื่อนสู่บริเวณอื่นที่ไม่ใช่ตำแหน่งที่ตั้งตามปกติ ภายหลังจากที่ไม่สามารถปรับสมดุลภายในกะโหลกศีรษะได้ต่อไป เนื่องจากการมีก้อนเลือดหรือสิ่งกีดขวาง (Space Occupying Lesion) สมองบวม และความดันภายในโพรงกะโหลกเพิ่มขึ้น ทำให้เบียดเนื้อสมองจนกระทั่งเคลื่อนสู่ช่องเปิดภายใน และภายนอกกะโหลกศีรษะตามตำแหน่งต่างๆ ดังนี้

- บริเวณใต้รอยแบ่งกึ่งกลางระหว่างสมองใหญ่สองซีกหรือฟอลซ์ เซเรโบร เป็นชนิดที่พบได้บ่อยมาก โดยมีการเคลื่อนของสมองใหญ่ซีกหนึ่งไปยังซีกตรงข้ามที่มีแรงดันน้อยกว่า (Cingulate หรือ Subfalcine Herniation) ทำให้ ฟอลซ์เซเรโบรเบนไปกดเนื้อสมอง และหลอดเลือดแดงที่เลี้ยงสมองใหญ่ส่วนหน้า จากการศึกษาในผู้ป่วยพบความผิดปกติของอาการทางระบบประสาทอย่างรุนแรง เช่น การเคลื่อนไหวของแขนขาในท่าผิดปกติ โดยการเหยียดเกร็งหรืออ่อนปวกเปียก รูม่านตาทั้งสองข้างไม่มีปฏิกิริยาต่อแสงสว่าง การเคลื่อนไหวของลูกตาผิดปกติ เป็นต้น

- บริเวณช่องว่างระหว่างเทนต์อเรียม (Tentorial Notch หรือ Incisura) ซึ่งเป็นบริเวณที่ตั้งของแกนสมอง หลอดเลือดและทางผ่านของกระแสประสาท เมื่อมีความดันสูงใน ส่วนเนื้อเทนต์อเรียม จะทำให้มีการเคลื่อนไหวของส่วนของเนื้อสมองในลักษณะต่างๆ ดังนี้

Central Tentorial Herniation หรือ Axialbrain Stem ชนิดนี้มักเกิดร่วมกับการเคลื่อนของสมอง Temporal Lobe ลงทางด้านหลัง หรือด้านข้างของช่องว่างระหว่างเทนต์อเรียม แกนสมองถูกกดลงสู่ Foramen Magnum แขนงของหลอดเลือดแดง Basilar ถูกดึงรั้งจนเกิดการตีบแคบทำให้ขาดเลือดไปเลี้ยง และมีการตกเลือด นอกจากนั้นพบว่ามีการเคลื่อนของแกนสมองทำให้มีการดึงรั้งของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 3 ทำให้มีอาการหนังตาตก ผลต่อ Corticospinal Tracts ทำให้แขนขาเหยียดเกร็ง (Decerebrate Rigidity)

Lateral หรือ Uncal Tentorial Herniation ชนิดนี้เป็นารเคลื่อนของ Uncus และส่วนกลางของ Hippocampal Gyrus ผ่านระหว่างขอบของเทนต์อเรียมและแกนสมอง ทำให้แกนสมองถูกเบียดไปด้านตรงข้าม ส่วน Cerebral Peduncle อาจกดคั่นขอบของเทนต์อเรียม ด้านตรงข้ามมีการผิดรูปของเส้นประสาทสมองคู่ที่ 3 อาการที่ตรวจพบได้แก่ ความรู้สึกตัวลดลง อัมพาตครึ่งซีกหรือแขนขาเหยียดเกร็ง รูม่านตาขยายข้างเดียว และไม่มีปฏิกิริยาต่อแสงสว่างทั้งทางตรงและทางอ้อม

Posterior หรือ Tectal Tentorial Herniation ชนิดนี้มักเกิดจากการที่มีรอยโรคบริเวณส่วนกลางของสมองกลีบข้างหรือทั้งสองข้าง แบบนี้จะไม่กดบริเวณเส้นประสาทสมองคู่ที่ 3 และหลอดเลือดแดง Posterior Cerebral แต่จะกดบริเวณ Quadrigeminal Plate ที่ระดับของ

Superior Colliculi ทำให้มีอาการเข็งงเข็งง หนึ่งตาตก ตาดำมองขึ้นบน โดยมีปฏิกิริยาของรูม่านตา ต่อแสงสว่างเป็นปกติจนกระทั่งระยะสุดท้าย

- บริเวณช่องใต้กะโหลก (Foramen Magnum) ซึ่งเป็นทางผ่านของไขสันหลัง ในรายที่มีแรงกดจากส่วนเหนือทอนทอนทอน เมื่อไม่ได้รับการแก้ไข จะทำให้สมองน้อยซึ่งอยู่ใต้เยื่อทอนทอนถูกกดเคลื่อนผ่านลงช่องทางอกนี้ (Tonsillar Herniation) ทำให้กดส่วนเมดลลาเกิดการหยุดหายใจ

2.7.3 ความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะ

การแบ่งระดับความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะเป็นส่วนหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการรักษาการพยากรณ์โรคนั้นการประเมินความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะจะต้องทำตั้งแต่ระยะแรก ก่อนที่จะมีภาวะแทรกซ้อนจากการบาดเจ็บ เพื่อที่จะให้การรักษาในระยะเฉียบพลันได้เฉพาะเจาะจงเป็นรายๆ ไป

แบบประเมินความรู้สึกตัวของกลาสโกว (Glasgow Coma Scale) เป็นแบบประเมินที่เป็นที่ยอมรับว่า สามารถประเมินระดับความรู้สึกตัวของผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็ว มีความแม่นยำ เป็นดัชนีชี้ความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะตลอดจนการทำนายผลหรือพยากรณ์โรคภายหลังจากการได้รับบาดเจ็บที่ศีรษะ แต่จะใช้ได้ผลดีต้องมีการประเมินซ้ำหลายๆ ครั้ง เนื่องจากอาจได้ค่าที่ไม่ถูกต้องเมื่อประเมินทันที หรือภายในสองสามนาที่แรกหลังจากได้รับบาดเจ็บหรือผู้ป่วยได้รับยาการกดการทำงานของระบบประสาทหรือแอลกอฮอล์ และถ้าจะนำไปใช้ในการประเมินเด็กอายุต่ำกว่า 3-5 ปี จะต้องทำการปรับปรุงให้เหมาะสมยิ่งขึ้น

แบบประเมินความรู้สึกตัวของกลาสโกว จะประเมินพฤติกรรมของผู้ป่วย 3 ด้าน คือ การลืมตา การเคลื่อนไหว การใช้คำพูด ผลรวมของคะแนนตามพฤติกรรมที่แสดงทั้ง 3 ด้าน จะบอกระดับความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ศีรษะ ดังนี้

1. ระดับ 13-15 คะแนน แสดงถึงการบาดเจ็บที่ศีรษะเล็กน้อย (Minor Head Injury) ผู้ป่วยจะรู้สึกตัวดี สามารถลืมตาได้เองหรือเมื่อถูกเรียก ทำตามคำสั่ง และตอบคำถามได้ถูกต้องทันที หรือใช้เวลาเล็กน้อย หรือสับสนบ้างเป็นบางครั้ง ผู้ป่วยกลุ่มนี้อาจมีประวัติการหมดสติชั่วคราวหลังจากได้รับบาดเจ็บ

2. ระดับ 9-12 คะแนน แสดงถึงการบาดเจ็บที่ศีรษะปานกลาง (Moderate Head Injury) หมายถึงผู้ป่วยที่มีความรู้สึกตัวลดลงและสับสน มักหลับเกือบตลอดเวลา จะตื่นเมื่อถูกปลุกหรือได้รับความเจ็บปวด สามารถทำตามคำสั่งหรือตอบคำถามง่ายๆ ได้ถูกต้อง โดยใช้เวลานานกว่าปกติ ในรายที่ความรู้สึกตัวลดลงมากอาจเพียงเคลื่อนไหวหนีความเจ็บปวดหรือส่งเสียงไม่เป็นคำพูด ผู้ป่วยกลุ่มนี้มักจะมีประวัติหมดสติหลังจากได้รับบาดเจ็บ

3. ระดับ 3-8 คะแนน แสดงถึงการบาดเจ็บที่ศีรษะอย่างรุนแรง (Severe Head Injury) หมายถึงผู้ป่วยที่มีความรู้สึกตัวน้อยมาก หรือไม่รู้สึกตัวเลย ไม่สามารถทำตามคำสั่งใดๆ ทั้งสิ้น อาจส่งเสียงไม่เป็นคำพูดเมื่อได้รับความเจ็บปวด หรือเคลื่อนไหวแขนขาหนี หรืออ หรือเหยียดในท่าผิดปกติหรือไม่เคลื่อนไหวเลย

รูปแบบการพยากรณ์ผลของกลาสโกว (Glasgow Outcome Scale) สำหรับผู้ป่วยบาดเจ็บที่ศีรษะตามลักษณะดังนี้

1. หายเป็นปกติ (Good Outcome) ผู้ป่วยอาจหายสนิทหรืออาจหลงเหลือความพิการเพียงเล็กน้อย แต่สามารถกลับไปทำงานได้เช่นเดียวกับก่อนได้รับบาดเจ็บ
2. หายโดยมีความพิการปานกลาง (Moderate Disability) ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตัวเองเกี่ยวกับกิจวัตรประจำวันได้ โดยไม่ต้องพึ่งผู้อื่น แต่ไม่สามารถทำงานได้เต็มที่ เช่นเดียวกับก่อนได้รับบาดเจ็บ
3. หายโดยมีความพิการอย่างรุนแรง (Severe Disability) ผู้ป่วยต้องได้รับการช่วยเหลือจากผู้อื่น ในการทำกิจวัตรประจำวันเป็นบางอย่าง
4. ไม่สามารถทำอะไรได้เลย (Persistent Vegetative State) ผู้ป่วยหายจากการบาดเจ็บแต่ไม่สามารถเคลื่อนไหวร่างกาย อวัยวะต่างๆ จะสูญเสียหน้าที่
5. เสียชีวิต (Dead)

2.7.4 ขั้นตอนการบำบัดรักษา

- 2.7.4.1 ฝ้าสังเกตอาการเปลี่ยนแปลงของผู้ป่วยตลอดเวลา
- 2.7.4.2 งดอาหาร เครื่องดื่ม เพื่อเตรียมพร้อมสำหรับการผ่าตัดในกรณีฉุกเฉิน
- 2.7.4.3 การรักษาทางยา รวมถึงการให้อาหาร และน้ำเกลือทางหลอดเลือด
- 2.7.4.4 เอกซเรย์กระดูกสันหลัง และอวัยวะอื่นๆ ที่บาดเจ็บ
- 2.7.4.5 เอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองเพื่อตรวจดูความผิดปกติอย่างละเอียด
- 2.7.4.6 ในกรณีสงสัยว่ามีการบาดเจ็บของกระดูก สันหลังส่วนคอ หรือฐานกระดูกท้าย อาจต้องมีการตรวจเอกซเรย์เพิ่มเติม เช่น เอกซเรย์กระดูกคอ เอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองบริเวณฐานกระดูก MRI ของกระดูกคอ หรืออาจฉีดสีตรวจเส้นเลือดเพิ่มเติมก็ได้
- 2.7.4.7 ผู้ป่วยที่แพทย์ลงความเห็นว่าจะได้รับการบาดเจ็บที่ศีรษะ โดยมีการสมองกระทบกระเทือน ภายหลังได้รับการรักษาเบื้องต้น และขอกลับบ้าน มีความจำเป็นต้องได้รับการฝ้าสังเกตอาการเปลี่ยนแปลงอย่างใกล้ชิดอีกอย่างน้อย 1-2 วัน

2.7.5 อาการของผู้ที่รับบาดเจ็บทางสมอง อาจสังเกตได้ดังนี้

- 2.7.5.1 สิ้นน้ำลายๆ ดุงๆ
- 2.7.5.2 พูดตอบช้าลง ทำตามคำสั่งได้ช้า
- 2.7.5.3 ตั้งสมาธิไม่ได้ ทำงานไม่ได้ตลอด
- 2.7.5.4 หลงทาง ไม่รู้ว่าตัวเองกำลังอยู่ที่ไหน
- 2.7.5.5 บอกวันเวลาไม่ได้
- 2.7.5.6 พุดไม่รู้เรื่อง สื่อสารไม่เข้าใจ
- 2.7.5.7 อารมณ์ไม่เหมาะสม เช่น ร้องไห้อย่างไม่มีเหตุผล
- 2.7.5.8 เดินเซ
- 2.7.5.9 ถามคำถามเดิมซ้ำ ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.5.10 ความจำมีปัญหา

2.7.5.11 อาจจะมีประวัติสลับหลังอุบัติเหตุ

2.8 ฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ (Hard Disk Drive, HDD)

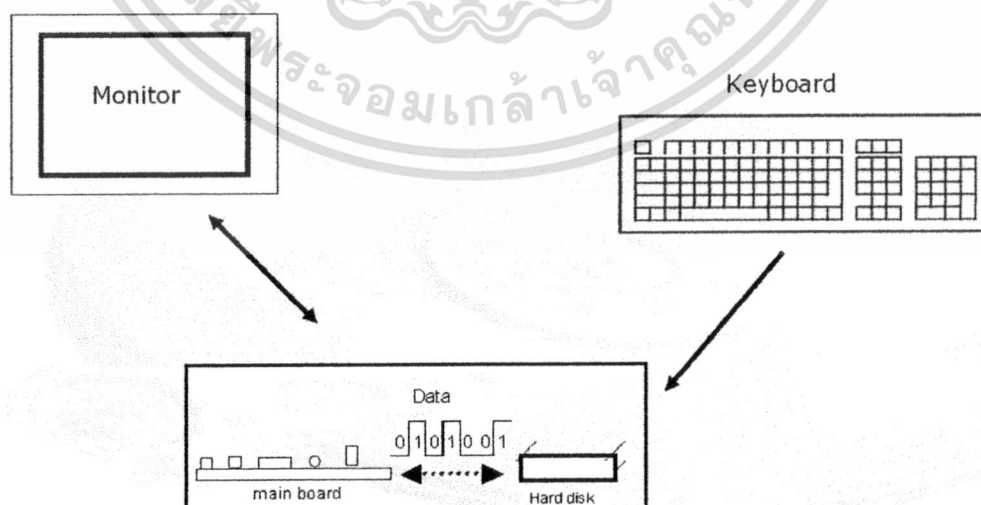
ฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์สามารถเรียกได้หลายชื่อ เช่น ฮาร์ดไดรฟ์ (Hard Drive) ฮาร์ดดิสก์ (Hard Disk) หรือ ฟิกดิสก์ไดรฟ์ (Fixed Disk Drive) ทำหน้าที่บันทึก และอ่านข้อมูลเชิงอิเล็กทรอนิกส์ของคอมพิวเตอร์ ที่สามารถเก็บรักษาข้อมูลได้แม้ขณะที่ไม่มีกำลังไฟฟ้าป้อนให้ก็ตาม ข้อมูลต่างๆ จะถูกบันทึกลงบนแผ่นเพลตเตอร์ (Platter) ที่มีพื้นผิวมีคุณสมบัติทางแม่เหล็กไฟฟ้า โดยการเก็บข้อมูลนั้น จะเก็บในรูปแบบสติจิจิตอลลงบนแผ่นดิสก์กลมแบนที่หมุนอย่างรวดเร็วซึ่งก็คือแผ่นเพลตเตอร์ ดังรูปที่ 2.34 และ 2.35



a) ตัวอย่างภายนอกฮาร์ดดิสก์ขนาด 2.5 นิ้ว

b) ตัวอย่างภายในฮาร์ดดิสก์

รูปที่ 2.34 ตัวอย่างฮาร์ดดิสก์ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)



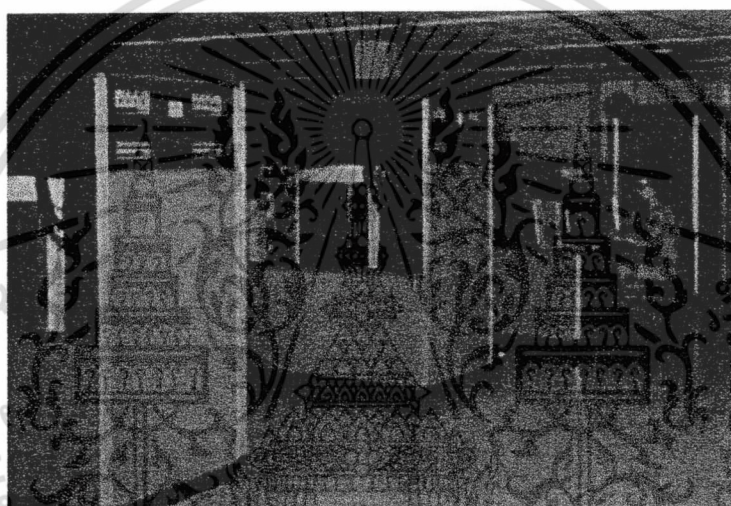
รูปที่ 2.35 การเก็บข้อมูลของฮาร์ดดิสก์เป็นรหัสดิจิตอลของคอมพิวเตอร์ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.1 ประวัติและความเป็นมาของฮาร์ดดิสก์

ฮาร์ดดิสก์เริ่มนำมาเผยแพร่ในทางการค้าเมื่อปี ค.ศ. 1956 โดยคอมพิวเตอร์เครื่องแรกที่ใช้ฮาร์ดดิสก์ที่มีหัวอ่าน/เขียนเคลื่อนที่ได้ คือ IBM 305 RAMAC ดังรูปที่ 2.36 ซึ่งใช้ฮาร์ดดิสก์รุ่น IBM Model 350 เป็นระยะเวลาหลายปีที่ฮาร์ดดิสก์มีขนาดใหญ่ อุปกรณ์มีน้ำหนักมากและมีการใช้กำลังไฟฟ้าที่มากเกินไป จึงเหมาะสมกับการใช้ในสำนักงานที่มีขนาดใหญ่มากกว่าสำนักงานที่มีขนาดเล็กหรือตามบ้านเรือน

ก่อนช่วงต้นปี 1980 ฮาร์ดดิสก์มีแพลตฟอร์มขนาด 8 นิ้ว หรือ 14 นิ้ว ต้องใช้พื้นที่ และกำลังไฟฟ้ามก ด้วยเหตุนี้ฮาร์ดดิสก์จึงไม่เป็นที่นิยมนำมาใช้กับคอมพิวเตอร์ขนาดเล็ก จนกระทั่งหลังปี 1980 เมื่อซีเกตเทคโนโลยี (Seagate Technology) ได้เสนอฮาร์ดดิสก์รุ่น T-506 ซึ่งมีขนาด 5.25 นิ้วรุ่นแรกที่สามารถเก็บข้อมูลได้ 5 เมกกะไบต์



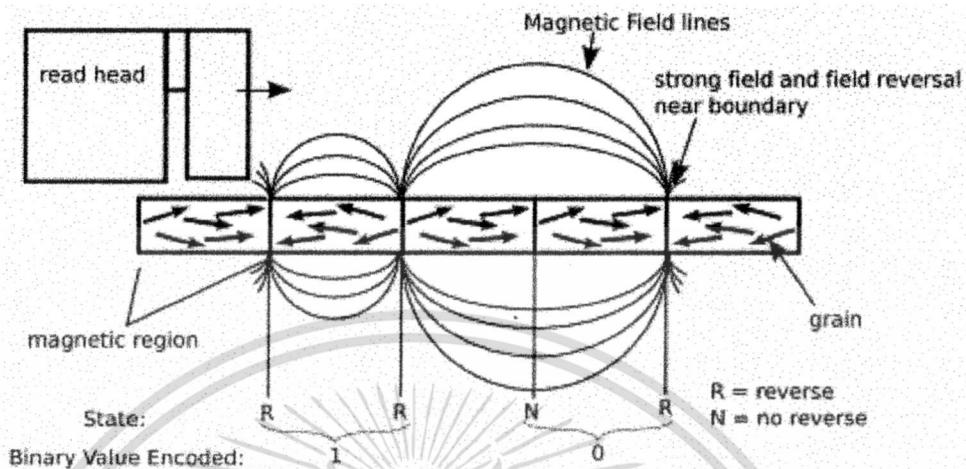
รูปที่ 2.36 คอมพิวเตอร์รุ่น IBM 305 RAMAC (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

ความสามารถในการเก็บข้อมูลของฮาร์ดดิสก์ก็เติบโตอย่างรวดเร็ว ในช่วงเริ่มต้นของการพัฒนาคอมพิวเตอร์ส่วนตัว (PC) ฮาร์ดดิสก์สามารถเก็บข้อมูลได้ 20 เมกกะไบต์ ซึ่งถือว่ามีความจุมากแล้ว จนกระทั่งระหว่างกลางปี 1990 ถึงช่วงท้ายปี 1990 เมื่อคอมพิวเตอร์ส่วนตัวต้องมีความสามารถเก็บข้อมูลที่ไม่เพียงแต่เป็นข้อมูลที่เป็นข้อความ เอกสาร แต่ยังต้องเก็บข้อมูลที่เป็นรูปภาพ เพลงและวิดีโอได้ ดังนั้นฮาร์ดดิสก์จึงถูกสร้างให้มีความสามารถในการเก็บข้อมูลได้ 8-20 กิกะไบต์ ในช่วงท้ายปี 2007 ฮาร์ดดิสก์มีความสามารถในการเก็บข้อมูล 100-500 กิกะไบต์ ขณะที่ความสามารถในการเก็บข้อมูลสูงสุดในปัจจุบันได้รับการพัฒนาไปอย่างรวดเร็วมาก

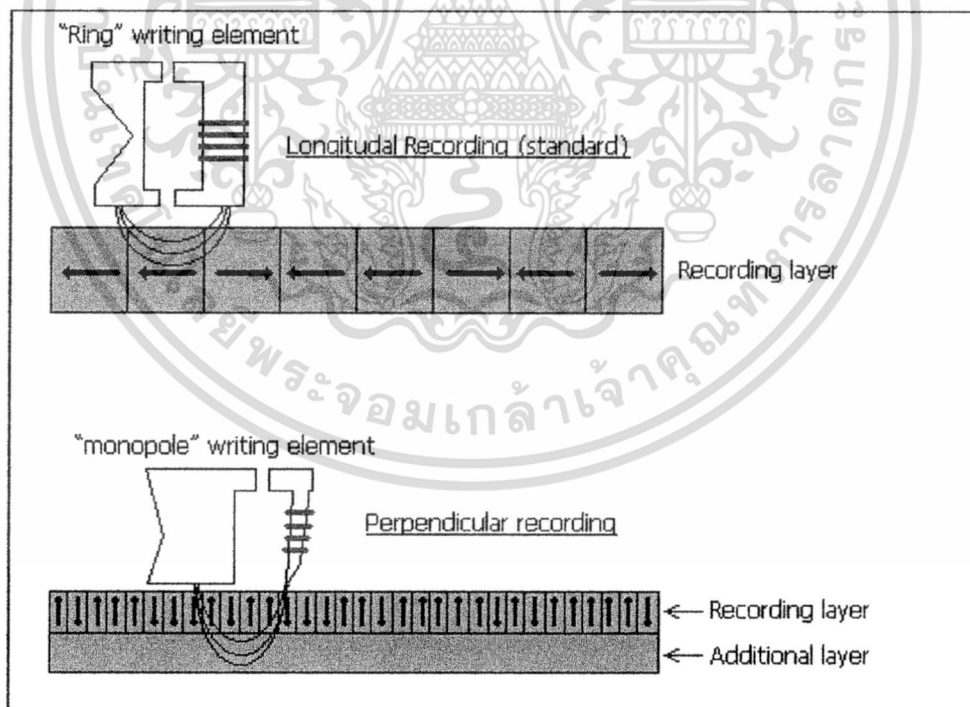
2.8.2 เทคโนโลยีฮาร์ดดิสก์

ฮาร์ดดิสก์เก็บข้อมูลโดยใช้ทิศของสนามแม่เหล็กแทนรหัส 0 หรือ 1 ดังแสดงในรูปที่ 2.37 และอ่านข้อมูลกลับโดยใช้วัสดุที่ตรวจจับความเป็นแม่เหล็กได้ ตัวอย่างการออกแบบฮาร์ดดิสก์ประกอบด้วยสปินเดิล (Spindle) ซึ่งยึดติดแพลตฟอร์มจำนวนหนึ่งแผ่นหรือมากกว่าหนึ่งแผ่น แพลตฟอร์มทำจากวัสดุที่ไม่มีคุณสมบัติทางแม่เหล็ก เช่น อลูมิเนียมอัลลอย (Aluminum Alloy) หรือแก้ว และถูกเคลือบด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติทางแม่เหล็ก โดยในปัจจุบันได้มีการพัฒนาการเก็บข้อมูลเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการเก็บข้อมูลแบบแนวนอน (Longitudinal Recording) มาเป็นแบบการเก็บข้อมูลแบบแนวตั้ง (Perpendicular Recording) ดังแสดงในรูปที่ 2.38 ซึ่งทำให้ฮาร์ดดิสก์สามารถเก็บข้อมูลได้มากขึ้น

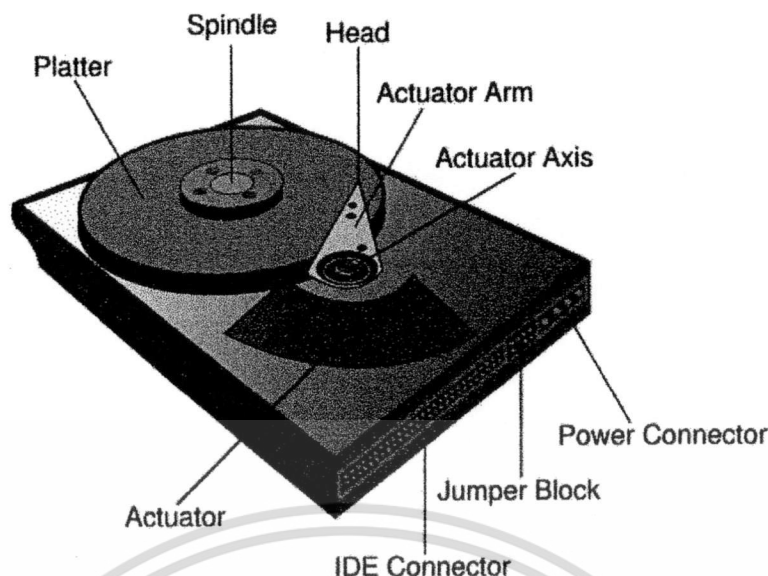


รูปที่ 2.37 ภาพตัดขวางของพื้นผิวที่มีคุณสมบัติของแม่เหล็กที่เก็บข้อมูลโดยใช้ทิศของสนามแม่เหล็กแทนรหัส 0 หรือ 1 (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)



รูปที่ 2.38 การเก็บข้อมูลในฮาร์ดดิสก์แบบแนวตั้ง และแบบแนวนอน (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

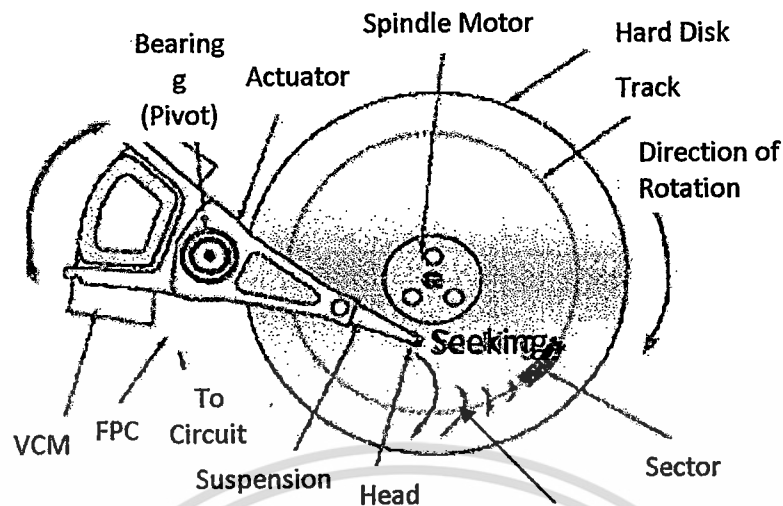


รูปที่ 2.39 ส่วนประกอบหลักในฮาร์ดดิสก์ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

ส่วนประกอบที่สำคัญของฮาร์ดดิสก์แสดงในรูปที่ 2.39 แพลตเตอร์ซึ่งหมุนด้วยความเร็วรอบสูง ข้อมูลจะถูกบันทึกลงบนแพลตเตอร์ขณะที่มันหมุนผ่านอุปกรณ์ที่เรียกว่าหัวอ่าน/เขียน (Head) หัวอ่าน/เขียนทำงานโดยลอยอยู่เหนือพื้นผิวที่มีคุณสมบัติทางแม่เหล็กของแพลตเตอร์ ระยะห่างระหว่างพื้นผิวแพลตเตอร์ และหัวอ่านมีขนาดน้อยมาก (ในฮาร์ดดิสก์รุ่นใหม่หัวอ่านจะลอยอยู่ใกล้แพลตเตอร์ประมาณช่วง 10 นาโนเมตร) หัวอ่าน/เขียนถูกใช้สำหรับตรวจจับ และเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางแม่เหล็กของวัสดุที่อยู่ใต้ตัวมันอย่างรวดเร็ว พื้นผิวหนึ่งด้านของแพลตเตอร์ที่ยึดติดกับสปินเดิลจะใช้หัวอ่าน/เขียนหนึ่งชิ้นที่ประกอบอยู่กับชิ้นส่วนที่มีลักษณะเหมือนแขน ซึ่งเรียกว่า ตัวขับเคลื่อนส่วนแขน เป็นส่วนที่ทำให้หัวอ่าน/เขียนเคลื่อนที่ในแนวเส้นโค้งข้ามไปมาบนแพลตเตอร์ที่หมุนอยู่ ตัวขับเคลื่อนส่วนแขนเคลื่อนที่โดยการควบคุมของขดลวดเสียง หรือสเตปเปอร์มอเตอร์ (Stepper Motor, ใช้ในฮาร์ดดิสก์รุ่นเก่า) สเตปเปอร์มอเตอร์นั้นถูกติดตั้งให้อยู่ด้านนอกของห้องหัวอ่าน/เขียน และแพลตเตอร์ และมีมาก่อนแบบขดลวดเสียง ในเวลาต่อมาไม่นานนัก ฮาร์ดดิสก์ที่ใช้ขดลวดเสียงมีโครงสร้างเหมือนลำโพง คือขดลวดและหัวอ่าน/เขียนจะเคลื่อนที่แนวรัศมีของแพลตเตอร์แบบเส้นตรง ไม่ใช่การเคลื่อนที่เป็นแนวเส้นโค้งเหมือนในปัจจุบันดังแสดงในรูปที่ 2.40 ปัจจุบันฮาร์ดดิสก์ที่ใช้ขดลวดเสียงมีรายละเอียดของโครงสร้างที่ต่างจากช่วงแรกแต่ยังคงมีส่วนที่เหมือนกัน คือ การทำงานร่วมกันระหว่างขดลวดและสนามแม่เหล็ก

ฮาร์ดดิสก์รุ่นเก่าอ่านข้อมูลบนแผ่นแพลตเตอร์กลับ โดยวัดอัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสแม่เหล็กในหัวอ่าน หัวอ่านนี้จะมีขดลวด และทำงานเหมือนหัวอ่านของเทปแม่เหล็ก (Magnetic-Tape) โดยที่หัวอ่านไม่สัมผัสกับพื้นผิวที่เก็บข้อมูล เนื่องจากความหนาแน่นในการเก็บข้อมูลในแพลตเตอร์เพิ่มขึ้น การใช้หัวอ่านแบบแมกนีโตรีซิสเทนซ์ (Magnetoresistance, MR) จึงถูกนำมาใช้ ซึ่งเป็นหัวอ่านที่เมื่อได้รับกระแสแม่เหล็กจากแผ่นแพลตเตอร์ ความต้านทานทางไฟฟ้าของหัวอ่านจะเปลี่ยนแปลง ต่อมาได้มีการพัฒนาหัวอ่านให้กระแสแม่เหล็กมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความต้านทานทางไฟฟ้ามากขึ้นแต่มีขนาดเล็กมากเรียกว่าหัวอ่านชนิดจีเอ็มอาร์ (GMR) ซึ่งย่อมาจากภาษาอังกฤษว่า Giant Magneto Resistance ในปี ค.ศ. 2005 ได้มีการพัฒนา และนำหัวอ่านรุ่นทีเอ็มอาร์ (TMR, Tunneling MR) มาใช้ในฮาร์ดดิสก์

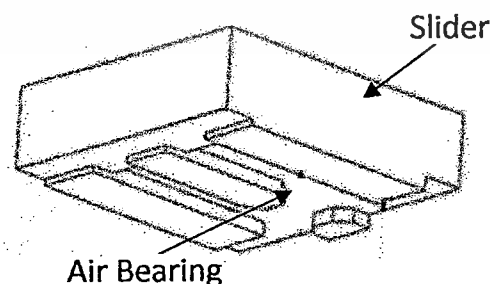
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



แนวการเคลื่อนที่เป็นแนวเส้นโค้งของหัวอ่าน/เขียน

รูปที่ 2.40 การเคลื่อนที่เป็นแนวเส้นโค้งของหัวอ่าน/เขียน (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

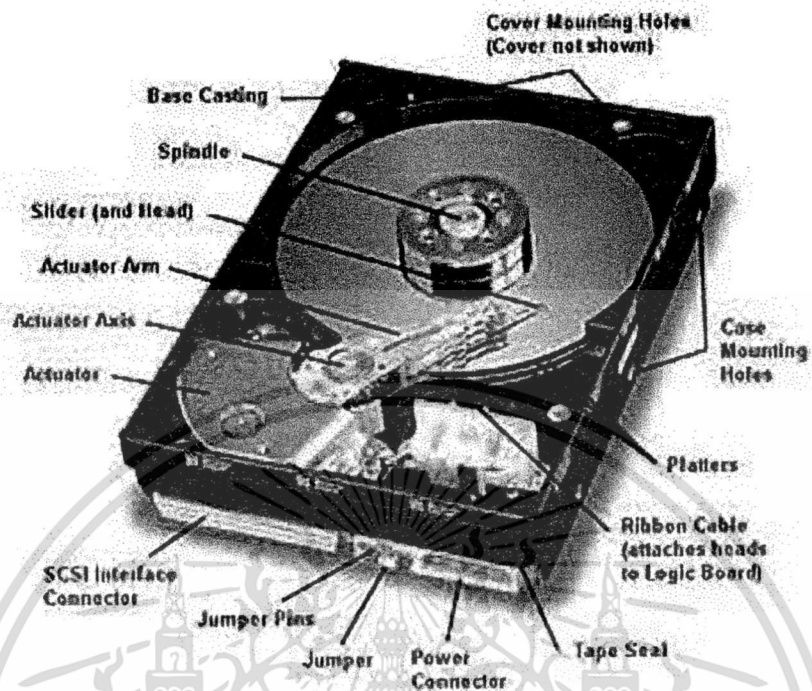
หัวอ่าน/เขียนของฮาร์ดดิสก์รักษาระยะห่างจากแผ่นเพลตเตอร์ด้วยอากาศที่เคลื่อนที่เนื่องจากการหมุนของแผ่น ไกล่กับพื้นผิวของแผ่นเพลตเตอร์ หัวอ่าน/เขียนถูกติดอยู่บนชิ้นส่วนที่มีลักษณะเป็นกล่องสี่เหลี่ยมเรียกว่าสไลเดอร์ (Slider) ความสูงของหัวอ่าน/เขียนในการลอยอยู่เหนือพื้นผิวเพลตเตอร์ (Flying Height) ถูกทำให้ลดลงอยู่เสมอ เพื่อต้องการเพิ่มความหนาแน่นในการเก็บข้อมูล ความสูงในการลอยอยู่เหนือพื้นผิวเพลตเตอร์ถูกควบคุมโดยการออกแบบการเซาะร่องบริเวณพื้นผิวของสไลเดอร์ให้มีรูปทรงต่างๆ หรือเรียกว่าการออกแบบแอร์แบริง (Air Bearing) ดังตัวอย่างในรูปที่ 2.41 (แอร์แบริง : เป็นการใช้อยู่ประโยชน์จากแผ่นฟิล์มบางๆ ที่เกิดขึ้นจากความดันของอากาศ ทำให้ไม่มีค่าความเสียดทานระหว่างพื้นผิวสองพื้นผิวที่ทำงานร่วมกัน โดยพื้นผิวทั้งสองไม่สัมผัสกัน เนื่องจากการไม่สัมผัสกันของพื้นผิวทั้งสองทำให้เกิดปัญหาหลายอย่าง เช่น ความเสียดทาน ความล้าของชิ้นงาน การเกิดอนุภาคเล็กๆ และสารหล่อลื่น ซึ่งข้อดีนี้เหมาะสำหรับงานที่ต้องการความแม่นยำในการระบุตำแหน่ง และงานที่ต้องใช้ความเร็วสูง) หน้าที่ของแอร์แบริง คือ รักษาระดับความสูงของหัวอ่าน/เขียนให้คงที่ขณะที่ลอยอยู่เหนือพื้นผิวของเพลตเตอร์ ถ้าหัวอ่าน/เขียนชนหรือสัมผัสกับเพลตเตอร์จะเกิดความเสียหายที่รุนแรงบนพื้นผิวของเพลตเตอร์



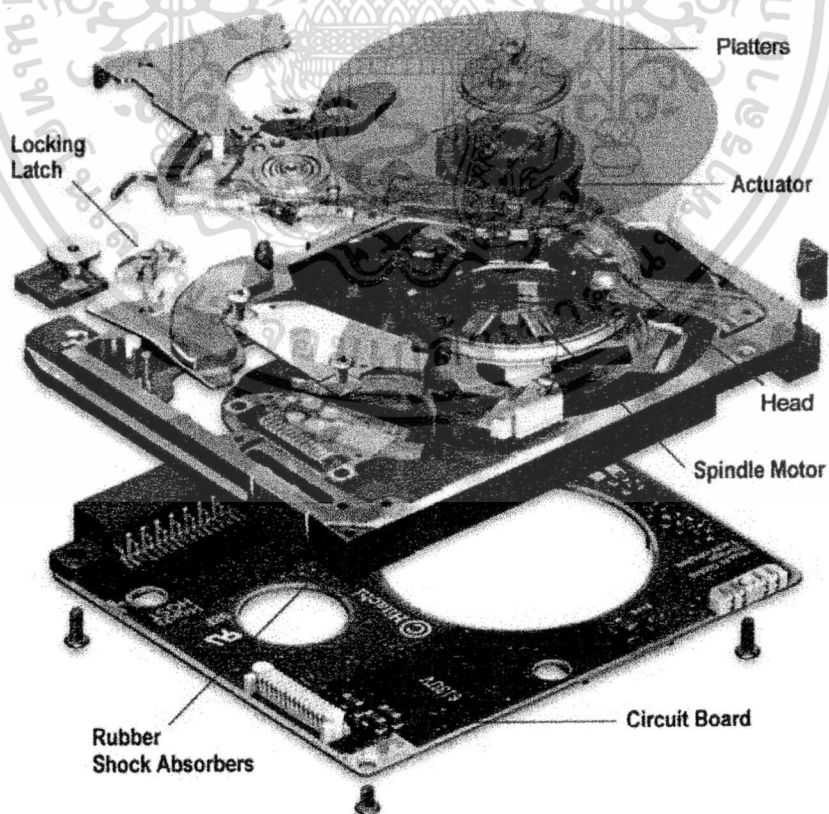
รูปที่ 2.41 ตัวอย่างการออกแบบแอร์แบริง (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.8.3 ส่วนประกอบหลักที่สำคัญในฮาร์ดดิสก์



รูปที่ 2.42 ส่วนประกอบต่างๆ ในฮาร์ดดิสก์ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)



รูปที่ 2.43 ส่วนประกอบภายในฮาร์ดดิสก์แต่ละชั้น (ที่มา : Mediathailand)

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์สงวนลิขสิทธิ์ของโรงเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตเห็นแก่ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนประกอบหลักที่สำคัญของฮาร์ดดิสก์แบบทั่วไปดังรูปที่ 2.42 และ 2.43 มีรายละเอียดดังนี้

2.8.3.1 แผ่นจานแม่เหล็ก (Platters) หรือเรียกว่า “พลตเตอร์” เป็นพื้นที่ที่ใช้สำหรับบันทึกข้อมูลจะมีลักษณะเป็นแผ่นจานกลมๆ ทำมาจากวัสดุอะลูมิเนียมหรือวัสดุประเภทแก้วที่มีส่วนผสมเซรามิกอย่างใดอย่างหนึ่ง มีเส้นผ่าศูนย์กลางตั้งแต่ 1.8 - 5.25 นิ้ว ที่เคลือบสารแม่เหล็กวางซ้อนกันหลายๆ ชั้น (ขึ้นอยู่กับความจุ) อยู่บนแกนหมุน (Spindle) และสารแม่เหล็กที่ว่าจะถูกเหนี่ยวนำให้มีสถานะเป็น 0 และ 1 เพื่อจัดเก็บข้อมูลแทนความหมายของข้อมูลแต่ละก้อน โดยจานแม่เหล็กนี้จะติดกับมอเตอร์ที่ทำหน้าที่หมุนแผ่นจานแม่เหล็กนี้ ปกติฮาร์ดดิสก์แต่ละตัวจะมีแผ่นดิสก์ประมาณ 1 - 4 แผ่น แต่ละแผ่นก็จะเก็บข้อมูลได้ทั้งสองด้าน ข้อดีของแผ่นจานแม่เหล็กที่ผลิตโดยใช้วัสดุประเภทแก้วที่มีส่วนผสมเซรามิกคือ จะมีคุณสมบัติเป็นฉนวนความร้อนที่ดี และสามารถออกแบบให้แผ่นจานแม่เหล็กมีขนาดบางเท่าที่จะบางได้กว่าอะลูมิเนียม ควรระมัดระวังไม่ให้ฮาร์ดดิสก์กระทบกระเทือนอย่างแรงเพราะจะทำให้ส่วนที่เคลือบด้วยสารแม่เหล็กและข้อมูลเสียหายได้ พื้นผิวของแผ่นจานแม่เหล็กทั้งสองด้านจะถูกเคลือบด้วยสารแม่เหล็ก เท่าที่มีใช้กันมี 2 ชนิด คือ

ก) สารประเภทเหล็กออกไซด์ แผ่นจานแม่เหล็กที่เคลือบด้วยวัสดุประเภทนี้สังเกตได้ง่าย เพราะว่ามันมีสีน้ำตาล ใช้กันมากสำหรับฮาร์ดดิสก์ในช่วงแรกๆ เพราะเป็นวัสดุที่มีราคาค่อนข้างถูก เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ค่อนข้างเปราะบางและแตกหักง่ายจากการสัมผัสกับหัวอ่าน ประกอบกับสารแม่เหล็กประเภทนี้มีความหนาแน่นค่อนข้างน้อยจึงมีข้อจำกัดในด้านขนาดความจุของข้อมูล

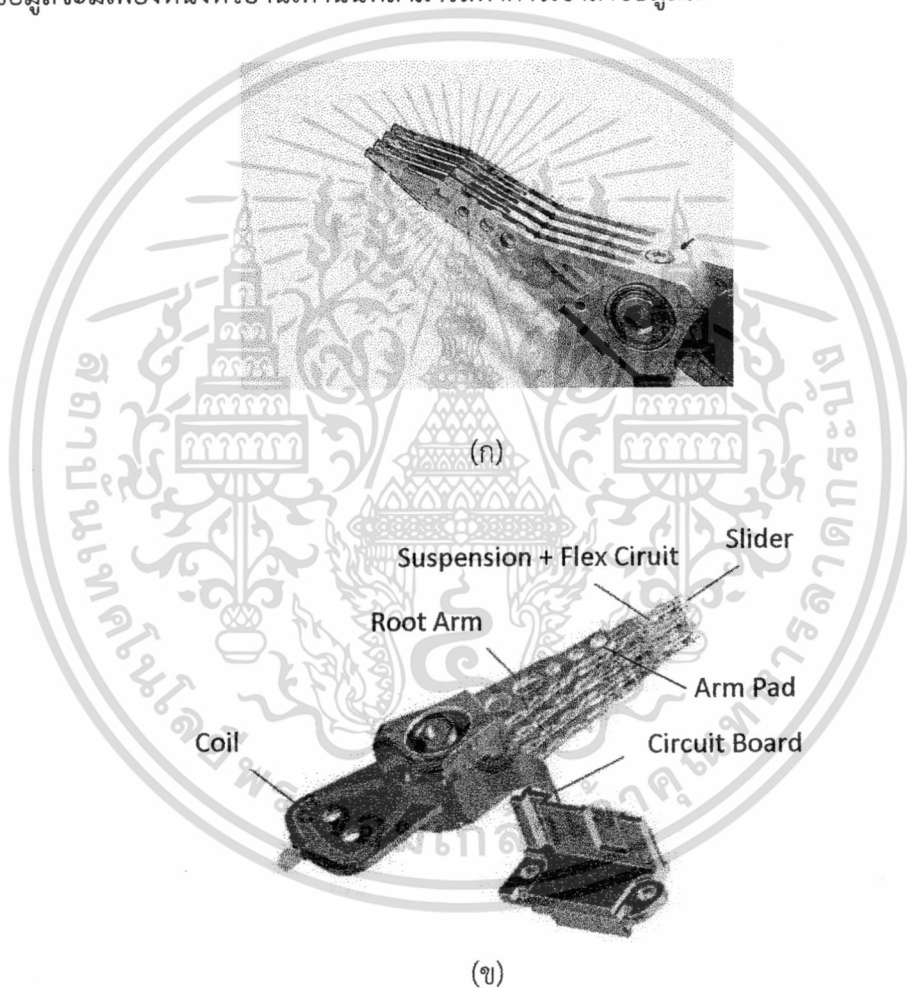
ข) สารประเภทฟิล์มบาง เป็นสารแม่เหล็กที่มีสีเงินขาว มีคุณสมบัติค่อนข้างทนทานต่อการเสียดสีของหัวอ่าน อีกทั้งยังเป็นสารเคลือบผิวที่บางมากทำให้หัวอ่านสามารถเข้าถึงข้อมูลได้ดีกว่าจานแม่เหล็กที่ใช้สารเคลือบผิวชนิดอื่นๆ สารแม่เหล็กประเภทนี้ยังมีราคาแพงมาก

2.8.3.2 สปินเดิลมอเตอร์ (Spindle Motor) หรือมอเตอร์หมุนจานแม่เหล็ก เป็นมอเตอร์ที่ใช้หมุนของแผ่นแม่เหล็กซึ่งมีความสำคัญอย่างมากต่อความเร็วในการอ่านของฮาร์ดดิสก์ เพราะยิ่งมอเตอร์หมุนเร็วหัวอ่านก็จะพบข้อมูลที่ต้องการเร็วขึ้นนั่นเอง ซึ่งความเร็วที่ดังกล่าวนี้มีหน่วยเป็นรอบต่อนาที (Revolutions per Minute หรือ RPM) ถ้าเป็นฮาร์ดดิสก์รุ่นเก่าจะหมุนด้วยความเร็วเพียง 3,600 รอบต่อนาที ต่อมาพัฒนาเป็น 5,400 รอบต่อนาที และ 7,200 รอบต่อนาที และปัจจุบันหมุนได้เร็วถึง 10,000 รอบต่อนาที การพัฒนาให้ฮาร์ดดิสก์หมุนเร็วจะได้ประสิทธิภาพสูงขึ้น เพราะมีผลให้ Sector ที่บรรจุข้อมูลจะถูกหมุนเร็วมาพบกับหัวอ่านเร็วขึ้น ทำให้การค้นพบอ่านข้อมูลได้เร็วขึ้น ประสิทธิภาพดีขึ้น เพราะลดทั้ง Access Time และ Latency Time

2.8.3.3 เฮดสแตคแอสเซมบลี (Head Stack Assembly, HSA) หรือชุดหัวอ่านเขียนข้อมูลดังแสดงในรูปที่ 2.44 ประกอบด้วย

ก) เฮดกิมบอลแอสเซมบลี (Head Gimbal Assembly, HGA) หรือหัวอ่านเขียนข้อมูล เป็นส่วนที่ใช้ในการอ่าน/เขียนข้อมูล มีขนาดเล็กและมีความซับซ้อนจึงมีราคาแพง ภายในหัวอ่านมีลักษณะเป็นขดลวด โดยในการอ่าน/เขียนข้อมูลเกิดขึ้นเมื่อคอนโทรลเลอร์ของฮาร์ดดิสก์ได้รับคำสั่งจากโฮสต์ให้มีการอ่าน/เขียนข้อมูล จะนำคำสั่งที่ได้รับมาแปลงเป็นแรงดันไฟฟ้าแล้วป้อนเข้าสู่ขดลวดทำให้เกิดแรงเหนี่ยวนำไปเปลี่ยนโครงสร้างของสารแม่เหล็กที่ฉาบบนแผ่นดิสก์ ซึ่งมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปแบบของการบันทึกข้อมูลในที่สุด เทคโนโลยีของการอ่าน/เขียนนี้ เรียกว่า MR (Magnical Recorder) โครงสร้างของหัวอ่านเป็นสารกึ่งตัวนำและกระบวนการผลิตเป็นเช่นเดียวกับการผลิตไมโครโพรเซสเซอร์ หัวอ่านจัดเป็นชิ้นส่วนที่เล็กและมีความซับซ้อนมาก ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับเทคโนโลยีในการผลิตเป็นส่วนที่ทำหน้าที่อ่านและเขียนข้อมูลบนจานแม่เหล็กโดยตรง แต่จะลอยอยู่เหนือจานแม่เหล็กในระยะใกล้มากประมาณ 512 ไมโครนิ้ว เท่านั้นเอง จำนวนของหัวอ่านในฮาร์ดดิสก์ตัวหนึ่ง จะขึ้นอยู่กับจำนวนของแผ่นจานแม่เหล็ก โดยหนึ่งด้านของจานแม่เหล็กจะต้องมีหัวอ่านจำนวน 1 อันเสมอ ฮาร์ดดิสก์โดยส่วนใหญ่ที่มีแผ่นจานแม่เหล็กตั้งแต่ 1 - 4 แผ่นก็จะมีจำนวนหัวอ่านตั้งแต่ 2 - 8 หัว และเป็นไปได้ว่าในฮาร์ดดิสก์ที่มีขนาดใหญ่อาจมีจำนวนหัวอ่านได้มากถึง 20 หัว การอ่านและเขียนข้อมูลลงบนจานแม่เหล็กอาศัยหลักการตามทฤษฎีแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งทุกครั้งที่มีการอ่านหรือเขียนข้อมูลจะมีเพียงหนึ่งหัวอ่านเท่านั้นที่สามารถทำการเข้าถึงข้อมูลได้



รูปที่ 2.44 (ก) ภาพถ่ายของ ตัวขับเร้าส่วนแขน และ (ข) ส่วนประกอบต่างๆ ของ HSA
(ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์ และ Mediathailand)

- การเขียนข้อมูลทุกครั้ง หัวอ่านทำการเขียนข้อมูลจะมีกระแสไฟฟ้าป้อนให้กับส่วนของขดลวดที่ปลายหัวอ่าน ทำให้นันถูกเปลี่ยนสถานะเป็นแม่เหล็กไฟฟ้าชั่วคราว และจะไปเหนี่ยวนำให้สารแม่เหล็กบนจานแม่เหล็กมีการจัดเรียงทิศทางตามรูปแบบของข้อมูลที่ต้องการบันทึก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- การอ่านข้อมูลของหัวอ่านจะเป็นไปในทางกลับกัน คือ หัวอ่านจะอยู่ในสถานะที่ไม่มีกระแสไฟฟ้า จึงเกิดการเหนี่ยวนำจากกระแสไฟฟ้าอ่อนๆ ขึ้นที่ขดลวด ซึ่งค่าของกระแสที่อ่านได้นี้ คือข้อมูลที่อ่านได้จากจานแม่เหล็กนั่นเอง

เสดกิมบอลแอสเซมบลี (Head Gimbal Assembly, HGA) มีส่วนประกอบย่อยดังนี้

- สไลเดอร์ (Slider) เป็นชิ้นส่วนที่มีหัวอ่าน/เขียนติดอยู่ ทำหน้าที่อ่าน/เขียนข้อมูลลงบนดิสก์

- ชัสเพนชั่น (ระบบกันสะเทือน) รวมกับสายวงจร (Suspension + Flex Circuit) เป็นส่วนที่ติดกับสไลเดอร์เพื่อให้สไลเดอร์สามารถเคลื่อนที่ลอยอยู่บนดิสก์ได้ โดยตัวชัสเพนชั่นจะประกอบด้วยหลายส่วนคือ เบสเพลต (Base Plate) ข้อพับ (Hinge) และโหลดบีม (Load Beam) ดังรูปที่ 2.45



รูปที่ 2.45 ส่วนประกอบของชัสเพนชั่น (ที่มา : จมพล บำรุงวงศ์)

ข) ส่วนประกอบรวม (Overmold Assembly) มีขดลวด (Coil) เป็นตัวให้กระแสไฟฟ้าวิ่งผ่านเพื่อทำให้ HSA เคลื่อนที่ได้ โดยในการทำงานจะมีมอเตอร์ขดลวดเสียง (Voice Coil Motor, VCM) ประกบขดลวดด้านบน และด้านล่างของขดลวด เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลผ่านขดลวดในบริเวณสนามแม่เหล็กที่เกิดจากวีซีเอ็ม จะมีแรงเกิดขึ้นทำให้ HSA เคลื่อนที่ได้

ค) ตัวขับเคลื่อนส่วนแขน (Arm Actuator) ทำงานร่วมกับมอเตอร์ในการเคลื่อนแขนหัวอ่านไปที่ตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการอ่าน/เขียนข้อมูล โดยมีคอนโทรลเลอร์ ทำหน้าที่แปลคำสั่งที่มาจากคอมพิวเตอร์ จากนั้นก็เคลื่อนหัวอ่านไปยังตำแหน่งที่ต้องการเพื่ออ่านหรือเขียนข้อมูล แต่ต่อมาสเตปป์มอเตอร์ได้ถูกแทนด้วยขดลวดเสียงที่สามารถทำงานได้เร็ว และแม่นยำกว่าสเตปป์มอเตอร์

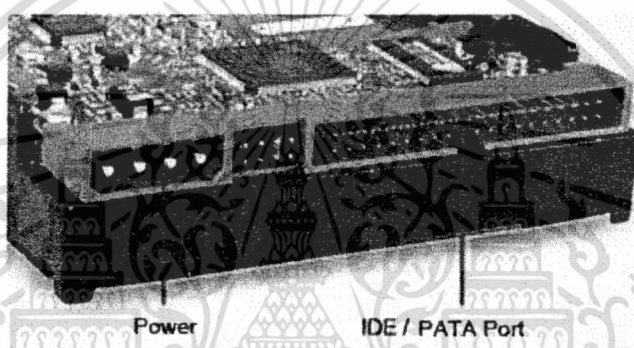
ง) เคส (Case) มีลักษณะเป็นกล่องสี่เหลี่ยมใช้บรรจุกลไกต่างๆ ในการหมุน-อ่านภายในแผ่นดิสก์ ปกติเคสนี้จะถูกปิดผนึกอย่างหนาแน่น เพื่อป้องกันความเสียหายที่เกิดจากการหยิบจับและป้องกันฝุ่นละออง

จ) กรองอากาศ (Air Filter) ภายในฮาร์ดดิสก์ไม่ได้เป็นสุญญากาศ อย่างที่เข้าใจ เพราะมันต้องการอากาศในการยกหัวอ่านให้ลอยอยู่เหนือจานแม่เหล็กได้ในหลายพื้นที่ที่มีสถานะแรงดันอากาศแตกต่างกัน เนื่องจากอากาศจะเคลื่อนที่จากที่ที่มีความกดอากาศสูงไปยังที่ที่มีความกดอากาศต่ำ ตัวกรองอากาศจึงทำหน้าที่ในการรักษาปริมาณอากาศเพื่อป้องกันไม่ให้อากาศระบายออกไปด้านนอกหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฉ) ขั้วต่ออินเตอร์เฟส (Interface Connector) เป็นจุดเชื่อมต่อที่ทำหน้าที่รับส่งข้อมูลระหว่างฮาร์ดดิสก์กับซีพียูหรือแม่กระทั้งหน่วยความจำ ซึ่งรูปแบบของขั้วต่ออินเตอร์เฟสอาจแตกต่างกันไปตามแต่ละประเภทของฮาร์ดดิสก์ เช่น จำนวนขาสัญญาณจะมีไม่เท่ากันซึ่งเป็นผลทำให้สายสัญญาณที่ใช้ ย่อมมีลักษณะที่ต่างกันไปอีกด้วย

ช) ขั้วต่อสายไฟ (Power Connector) คือ ช่องสี่เหลี่ยมที่มีมุมตัดสองด้านบน ใช้รองรับขั้วไฟพลาสติกสีขาวขนาดใหญ่ที่มาจากเพาเวอร์ซัพพลายนั่นเอง (ขั้วไฟขนาดเล็กจะเข้ากับฟลอปปีดิสก์ไดรฟ์) โดยจะมีขาโลหะทั้งหมดสี่ขาในช่องนี้ เวลาเสียบขั้วไฟพลาสติกสีขาวเข้ากับ Power Connector ต้องเสียบให้ถูกทิศทาง ไม่เช่นนั้นจะเป็นการป้อนกระแสไฟที่ไม่ตรงกับความต้องการใช้งานของฮาร์ดดิสก์ ส่งผลให้ฮาร์ดดิสก์เกิดความเสียหายได้ ฮาร์ดดิสก์ทุกตัวจะมีขั้วต่อสายไฟสำหรับต่อเข้ากับแหล่งจ่ายไฟ โดยขั้วต่อไฟมาตรฐานจะมีจำนวนขาสัญญาณ 4 เข็ม ซึ่งจะจ่ายไฟ 5 V และ 12 V



รูปที่ 2.46 ขั้วต่ออินเตอร์เฟส และขั้วต่อสายไฟของฮาร์ดดิสก์ (ที่มา : จุมพล บำรุงวงศ์)

ซ) จัมเปอร์ (Jumper) เป็นส่วนประกอบที่ทำหน้าที่ใช้สำหรับการปรับตั้งค่าเฉพาะให้กับฮาร์ดดิสก์แต่ละตัว เช่น การกำหนดให้ฮาร์ดดิสก์เป็นตัว Boot หรือเป็นตัวเก็บข้อมูลในฮาร์ดดิสก์ประเภท IDE

ฅ) แผงวงจรบนตัวฮาร์ดดิสก์ (Circuit/Logic Board) ฮาร์ดดิสก์แต่ละตัวจะมีแผงวงจรที่เรียกว่า Circuit หรือ Logic Board แผงวงจรนี้จะถูกยึดติดกับภายนอกของตัวฮาร์ดดิสก์ โดยจะมีชิพไอซีที่เรียกว่า DSP (Digital Signal Processors) ซึ่งควบคุมการส่งผ่านของข้อมูลเพื่อเก็บข้อมูลส่วนที่ถูกเรียกใช้บ่อยๆ และส่วนประกอบอื่นๆ รวมทั้งส่วนควบคุมสปินเดิลตัวขับเคลื่อนส่วนแขน หน่วยความจำแบบแคช การอ่านเขียน การจัดการกับไฟฟ้า แผงวงจรนี้จะรับคำสั่งผ่านมาจากส่วนควบคุมการทำงานของฮาร์ดดิสก์ ซึ่งถูกควบคุมโดยระบบปฏิบัติการอีกทีหนึ่ง เมื่อระบบต้องการข้อมูลที่เก็บบันทึกอยู่ในฮาร์ดดิสก์ ตัวแผงวงจรนี้จะรับคำสั่งโดยเคลื่อนที่ และควบคุมส่วนประกอบต่างๆ เพื่อให้ได้รับข้อมูลที่ต้องการ

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยนี้สามารถแบ่งออกได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือ การศึกษาการบิดเบี้ยวของกะโหลกศีรษะที่ได้รับแรงกระแทกโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ และการพัฒนา Tolerance Ring ในอุตสาหกรรมการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์เพื่อลดอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิต โดยมีขั้นตอนการดำเนินการวิจัยดังนี้

3.1 การศึกษาการบิดเบี้ยวของแบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับแรงกระแทกโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

มีขั้นตอนการดำเนินการวิจัย คือ

3.1.1 วิเคราะห์สมการทางคณิตศาสตร์ (Numerical Analysis)

งานวิจัยนี้กำหนดให้ส่วนประกอบต่างๆ ของกะโหลกศีรษะมีพฤติกรรมเป็นแบบอีลาสติกเชิงเส้น (Linear Elasticity) คือ ความเค้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเครียด ตามกฎของฮุกส์ (Hooke's Law) ดังสมการที่ 3.1 ตามปกติแล้วรูปแบบทั่วไปของกฎของฮุกส์สามารถนำมาใช้ในการหาการเสียรูปของวัสดุแบบสามมิติอันเนื่องมาจากความเค้นที่ให้แก่วัสดุหรือเนื่องจากความเครียดที่กำหนดให้

$$\sigma_i = \lambda \left(\frac{\dot{V}}{V} \right) + 2G\dot{\epsilon}_i \quad (3.1)$$

โดยที่ $i = 1, 2, 3, \dots$

σ_i คือ ความเค้น (Stress)

λ คือ ค่าคงที่ของลาม (Lame's Constant)

G คือ โมดูลัสเฉือน (Shear Modulus)

V คือ ปริมาตรเดิมก่อนเปลี่ยนแปลง

\dot{V} คือ ปริมาตรที่เปลี่ยนแปลงไป

$\dot{\epsilon}_i$ คือ ความเครียด (Stress)

ความเค้นหลัก (Principal Stress, σ_i) สามารถแบ่งออกเป็นอุทกสถิตยหรือความเค้นอัดที่เท่ากันทุกทิศทาง (Hydrostatic Stress) และหน่วยแรงเชิงเบี่ยงเบน (Deviatoric Stress)

$$\sigma_i = -P + s_i \quad (3.2)$$

$$P = -\frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \quad (3.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ P คือ ความดัน และ S_i คือ หน่วยแรงเชิงเป็ยงเบน

$$P = K \left(\frac{\sigma}{\sigma_0} - 1 \right) \quad (3.4)$$

$$ds_i = 2G \left(d\varepsilon_i - \frac{dV}{3V} \right) \quad (3.5)$$

สำหรับการจำลองแบบพลศาสตร์แบบชัดแจ้ง (Explicit Dynamics) สมการสมดุลในการวิเคราะห์ทางพลศาสตร์ (Dynamic Analysis) สามารถเขียนได้ในรูป

$$[M][\ddot{u}^{(i)}] = [F^{(i)}] - [I^{(i)}] \quad (3.6)$$

$[M]$ คือ เมตริกซ์ของมวล

F คือ เวกเตอร์ของแรงจากภายนอกที่เข้ามากระทำ

I คือ เวกเตอร์ของแรงเฉื่อย

ความสัมพันธ์แบบสมดุลทางคณิตศาสตร์คือ ระบบสมการเชิงอนุพันธ์เชิงเส้นลำดับที่สอง การแก้สมการหาคำตอบสามารถทำได้โดยระเบียบวิธีผลต่างสืบเนื่อง (Finite Difference Method) เพื่อประมาณความเร่ง และความเร็ว ในเทอมของการกระจัด ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3.7

$$\ddot{u}^{(i)} = \frac{1}{\Delta t^2} (u^{(i+1)} - 2u^{(i)} + u^{(i-1)}) \quad (3.7)$$

ความผิดพลาดของการคำนวณขึ้นอยู่กับขั้นเวลาที่เพิ่มขึ้น ตามความสัมพันธ์

$$\Delta t_{stable} = \min \left(\frac{L_c}{c} \right) \quad (3.8)$$

L_c คือ ความยาวของขอบเอลิเมนต์ที่สั้นที่สุด (Critical Length)

c คือ ความเร็วของคลื่นตามแนวยาวสำหรับหนึ่งเอลิเมนต์ ซึ่งอยู่ในรูป

$$c = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (3.9)$$

λ และ μ คือ ค่าคงที่ของ Lamé สามารถเขียนในเทอมโมดูลัสของยัง (Young's Modulus) และอัตราส่วน Poisson (Poisson's Ratio) ได้ดังนี้

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (3.10)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3.11)$$

ชั้นเวลาที่ได้กล่าวไปแล้วข้างต้นใช้สำหรับหนึ่งเอลิเมนต์เท่านั้น ในทางปฏิบัติซอฟต์แวร์ ANSYS LS-DYNA จะทำการคำนวณค่าชั้นเวลาที่น้อยที่สุดสำหรับแต่ละเอลิเมนต์โดยอัตโนมัติ เรียกชั้นเวลาที่น้อยที่สุดว่าชั้นเวลาวิกฤต กล่าวอีกนัยหนึ่งคือ ชั้นเวลาที่คำนวณได้ในแต่ละชั้น เป็นฟังก์ชันของขนาดของขอบเอลิเมนต์ที่สั้นที่สุด ค่าชั้นเวลาจริงที่ใช้ในระหว่างการแก้สมการหาคำตอบมีค่าเท่ากับผลคูณของชั้นเวลาวิกฤตปัจจุบัน ปกติแล้วมีค่าชั้นเวลาเท่ากับ 0.90 ถ้าเอลิเมนต์เกิดการเปลี่ยนรูปไปในขณะที่กำลังทำการวิเคราะห์ จะมีการคำนวณค่าชั้นเวลาใหม่

เมื่อพิจารณาจากสมการที่ 3.8-3.11 จะเห็นได้ว่านอกจากชั้นเวลาของเอลิเมนต์ที่คำนวณได้ ขึ้นอยู่กับขอบของเอลิเมนต์ที่น้อยที่สุด (L_e) แล้ว ยังขึ้นอยู่กับคุณสมบัติต่างๆ ของวัสดุ คือ โมดูลัสของยัง (E) อัตราส่วนปัวซอง (ν) และความหนาแน่น (ρ) ของวัสดุ อีกด้วย อย่างไรก็ตาม สามารถจัดรูปของสมการได้ใหม่เพื่อหาความหนาแน่นของแต่ละเอลิเมนต์สำหรับชั้นเวลาที่ต้องการ การเพิ่มมวลให้แก่เอลิเมนต์เหล่านี้ จะทำให้ใช้เวลาในการแก้สมการหาคำตอบลดลง วิธีการนี้เป็นที่รู้จักกันดีว่าเป็นวิธีการปรับมวล (Mass Scaling) ซึ่งไม่แนะนำให้ใช้วิธีการนี้ ถ้าหากต้องการทราบค่าที่ของตัวแปรที่สำคัญๆ และไม่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เนื่องจากค่าที่คำนวณได้ไม่ถูกต้องตามความเป็นจริง แต่ประโยชน์ของวิธีการนี้คือใช้สำหรับการดูพฤติกรรมการเสียรูปแบบคร่าวๆ ได้

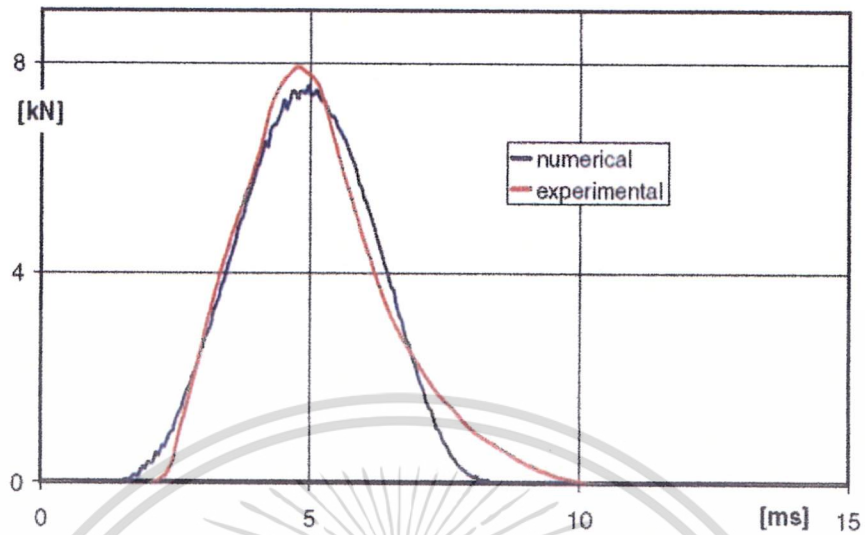
3.1.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Conditions)

งานวิจัยนี้นำข้อมูลที่ได้จากการทดลองของ Nahum และคณะ (1977) มาใช้ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต และนำผลจากการทดลองมาเปรียบเทียบกับผลการจำลองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อยืนยันผลจากการจำลอง (Validation) ว่าสามารถนำไปใช้ได้จริงหรือไม่ แต่อาจมีพารามิเตอร์บางอย่างที่ถูกปรับให้เหมาะสมกับการจำลอง

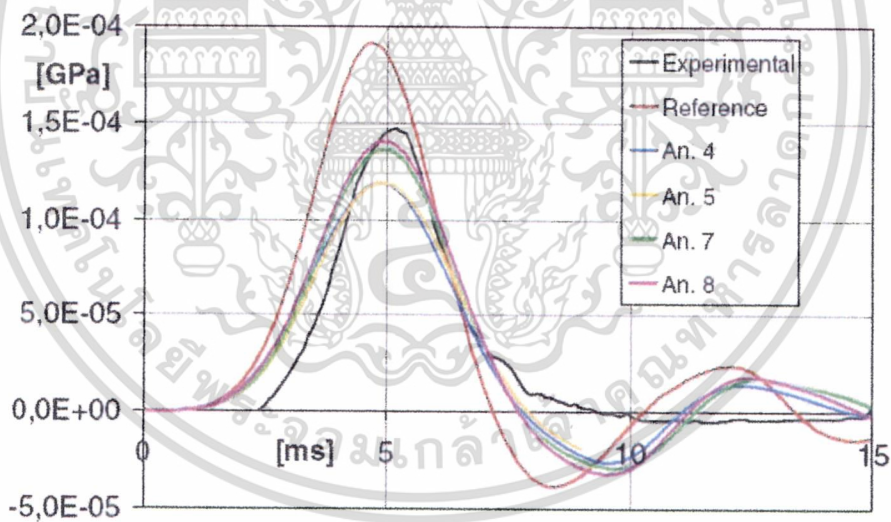
Nahum ได้ทำการทดลองกับซากศพ (Cadaver) มนุษย์ในท่านั่ง โดยใช้วัตถุแข็งทรงกระบอก (Foreign Object หรือ Object Impact หรือ Impactor) มวล 5.59 kg ที่ความเร็ว 9.94 m/s กระแทกไปที่หน้าผาก (Frontal) แรงกระแทก (Impact Force) ระหว่างวัตถุและหน้าผาก แสดงได้ดังรูปที่ 3.1 รูปที่ 3.2 และ 3.3 แสดงความดันในกะโหลก (Intracranial Pressure) 2 ตำแหน่ง จาก 5 ตำแหน่ง คือ หน้าผาก (Frontal), ขม่อม (Parietal), ท้ายทอย 1 (Occipital 1), ท้ายทอย 2 (Occipital 2) และด้านหลังของกะโหลกศีรษะ (Posterior Fossa)

ตารางที่ 3.1 เงื่อนไขการกระแทก และผลการทดสอบกับซากศพจากการทดลองของ Nahum

Foreign Mass (kg)	Impact Velocity (m/s)	Peak of Impact Force (kN)	Peak of Acceleration (m/s ²)
5.59	9.94	7.90	2000

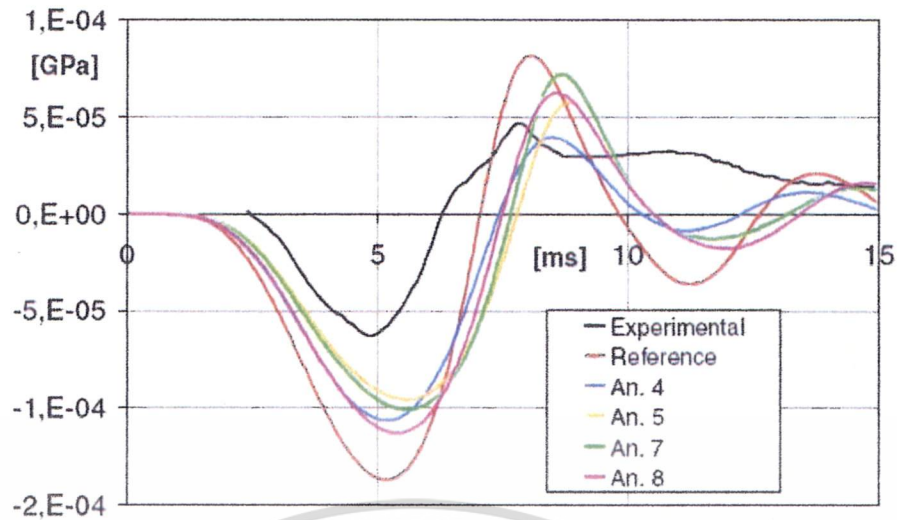


รูปที่ 3.1 แรงกระแทก (Impact Force) ระหว่างวัตถุ และหน้าผาก จากการทดลองของ Nahum (เส้นสีแดง) (ที่มา : Belingadi)



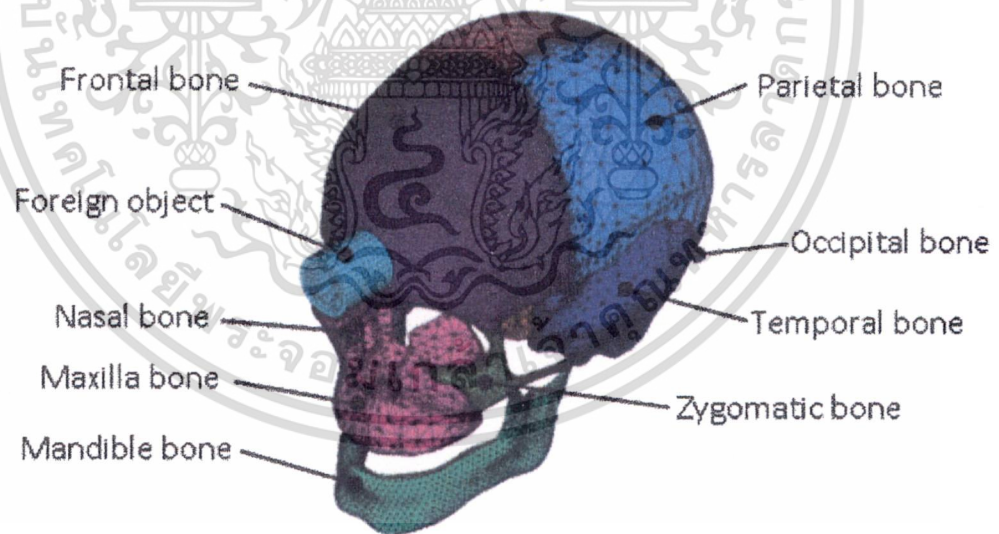
รูปที่ 3.2 ความดันบนหน้าผาก (Frontal Pressure) จากการทดลองของ Nahum (เส้นสีดำ) (ที่มา : Belingadi)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 ความดันทางด้านหลังของกะโหลกศีรษะ (Posterior Pressure) จากการทดลองของ Nahum (เส้นสีดำ) (ที่มา : Belingadi)

เมื่อพิจารณารูปที่ 3.2 และ 3.3 จะเห็นได้ว่าหลังจากที่มีวัตถุเข้ามากระทบบนหน้าผาก ความดันจะค่อยๆ เกิดการเปลี่ยนแปลง คือเกิดความดันสูงที่หน้าผากก่อน จากนั้นความดันจะลดลง และเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นตามมาคือเกิดความดันที่สูงขึ้นทางด้านท้ายทอย และด้านหลังของกะโหลกศีรษะตามลำดับ ส่วนขม่อมจะมีการตอบสนองที่ใกล้เคียงกับบนหน้าผาก



รูปที่ 3.4 ส่วนประกอบของแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทบโดยวัตถุของแข็ง

จากรูปที่ 3.4 งานวิจัยนี้แบ่งกระดูกของกะโหลกศีรษะมนุษย์ (Skull Bone) ออกเป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือ กระดูกแข็ง (Compact Bone) และกระดูกใบหน้า (Facial Bone) กระดูกแข็งประกอบด้วย กระดูกหน้าผาก (Frontal Bone) 1 ชิ้น, กระดูกขม่อม (Parietal Bone) 2 ชิ้น (ซ้าย-ขวา), กระดูกขมับ (Temporal Bone) 2 ชิ้น (ซ้าย-ขวา) และกระดูกท้ายทอย (Occipital Bone)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1 ชิ้น และกระดูกใบหน้า ประกอบด้วย กระดูกโหนกแก้ม (Zygomatic Bone) 2 ชิ้น (ซ้าย-ขวา), กระดูกจมูก (Nasal Bone) 1 ชิ้น, กระดูกขากรรไกรบน (Maxilla Bone) 1 ชิ้น และกระดูกขากรรไกรล่าง (Mandible Bone) 1 ชิ้น รวมทั้งหมด 11 ชิ้น โดยกำหนดให้ส่วนประกอบทุกส่วนที่กล่าวมามีพฤติกรรมเป็นอีลาสติกเชิงเส้น เนื่องจากการศึกษานี้สนใจเพียงแค่พฤติกรรมการเสียรูป (Deformation) ของกะโหลกศีรษะหลังจากที่ให้ความเค้นเข้าไป โดยใช้จุดคราก (Yield Point) หรือความเค้นอัดสูงสุด (Ultimate Compressive Strength) เป็นเกณฑ์ และไม่สนใจพฤติกรรมใดๆ เมื่อเกินจากจุดดังกล่าว ซึ่งเป็นช่วงที่ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดไม่เป็นเชิงเส้นอีกต่อไป

นอกจากนั้นยังมีแบบจำลองวัตถุกระแทกเข้าที่กะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ โดยตรง กำหนดให้มีพฤติกรรมเป็นของแข็ง มีค่าโมดูลัสของยัง 210,000 MPa แทนวัตถุของแข็งคือ เหล็ก และกำหนดให้ชั้นหุ้มวัตถุกระแทก (Covering Layer) มีพฤติกรรมเป็นอีลาสโต-พลาสติก (Elasto-Plastic) แทนยาง

แบบจำลองที่สร้างขึ้นมานี้ประกอบด้วย 364,892 เอลิเมนต์ แบบทรงเหลี่ยมสี่หน้า (Tetrahedral) เนื่องจากโครงสร้างร่างกายของมนุษย์มีรูปทรงไม่เป็นเรขาคณิต (เป็น Free form) และ 87,023 จุดต่อ (Node) และที่สำคัญคือ บริเวณที่ได้รับแรงกระแทก และรอยต่อระหว่างกระดูกแต่ละชิ้น (Suture of Skull) ถูกกำหนดให้มีเอลิเมนต์อยู่อย่างหนาแน่นกว่าในบริเวณอื่นๆ ที่นอกเหนือจากนี้ เพื่อให้มีพฤติกรรมเสมือนจริงในระหว่างที่เกิดการกระแทก จากงานวิจัยของ Willinger และคณะ (1999) การศึกษานี้จึงไม่สนใจคอหรือพิจารณาให้คอเป็นอิสระ เนื่องจากปรากฏการณ์การกระแทกเกิดขึ้นเร็วเกินกว่าที่จะมีผลจากแรงต้านโดยคอ

กำหนดให้วัตถุที่เข้ามากระแทกมีมวล 5.6 kg ความเร็ว 10,000 mm/sec (10 m/sec) กระแทกเข้าที่ Frontal Bone และ 7000 mm/sec (7m/sec) กระแทกเข้าที่ส่วนประกอบอื่นๆ คือ กระดูกขากรรไกรบน กระดูกโหนกแก้มด้านซ้าย และกระดูกโหนกแก้มด้านขวา

ส่วนประกอบทุกส่วนถูกกำหนดให้เป็นส่วนประกอบที่มีการสัมผัสกัน (Assembly Contact) มีสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (COF) เท่ากับ 0.3 นอกจากนั้นแล้ว สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างวัตถุที่เข้ามากระแทกกับกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ มีค่าเท่ากับ 0.2 ตารางที่ 3.2 แสดงรายละเอียดสมบัติทางกลของแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ และวัตถุที่เข้ามากระแทก

ตารางที่ 3.2 สมบัติทางกลของแบบจำลองกะโหลกศีรษะมนุษย์ และวัตถุที่เข้ามากระแทก

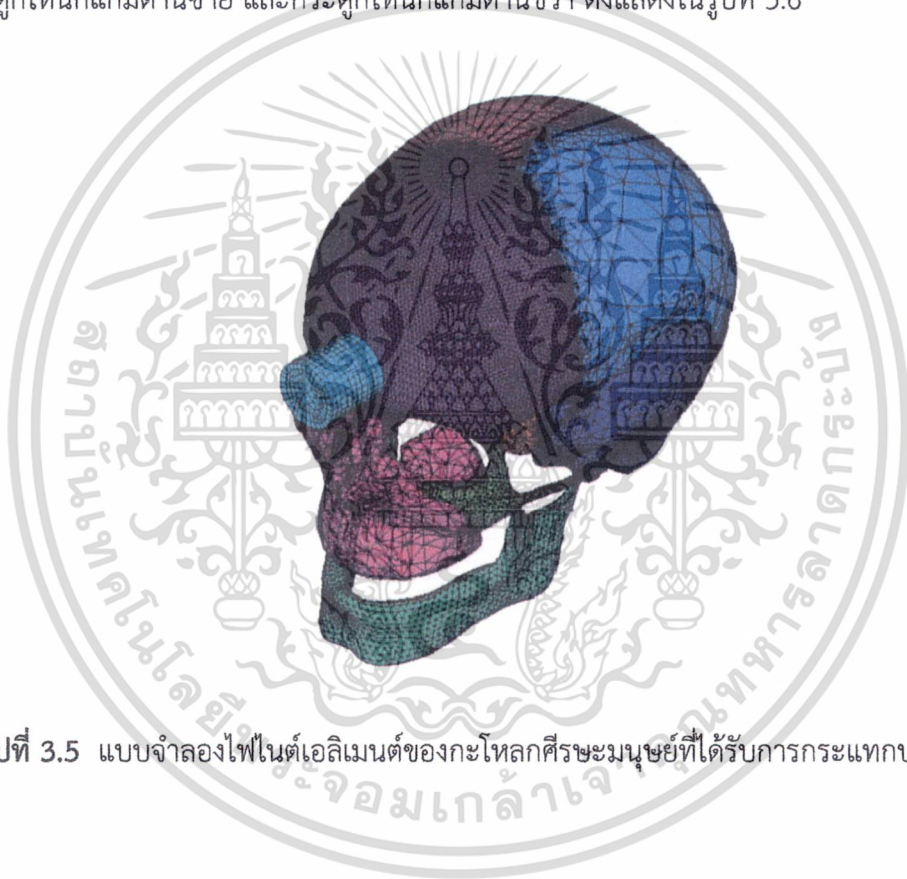
Bone	Material Model	ρ (kg/m ³)	E (MPa)	ν
Compact Bone	Linear Elastic	1,800	15,000	0.21
Facial Bone	Linear Elastic	4,500	10,000	0.3
Foreign Object	Rigid	5,304	210,000	0.3
Covering Layer	Elasto-Plastic	1,050	1,500	0.3

3.1.3 การจำลองเหตุการณ์ (Simulation)

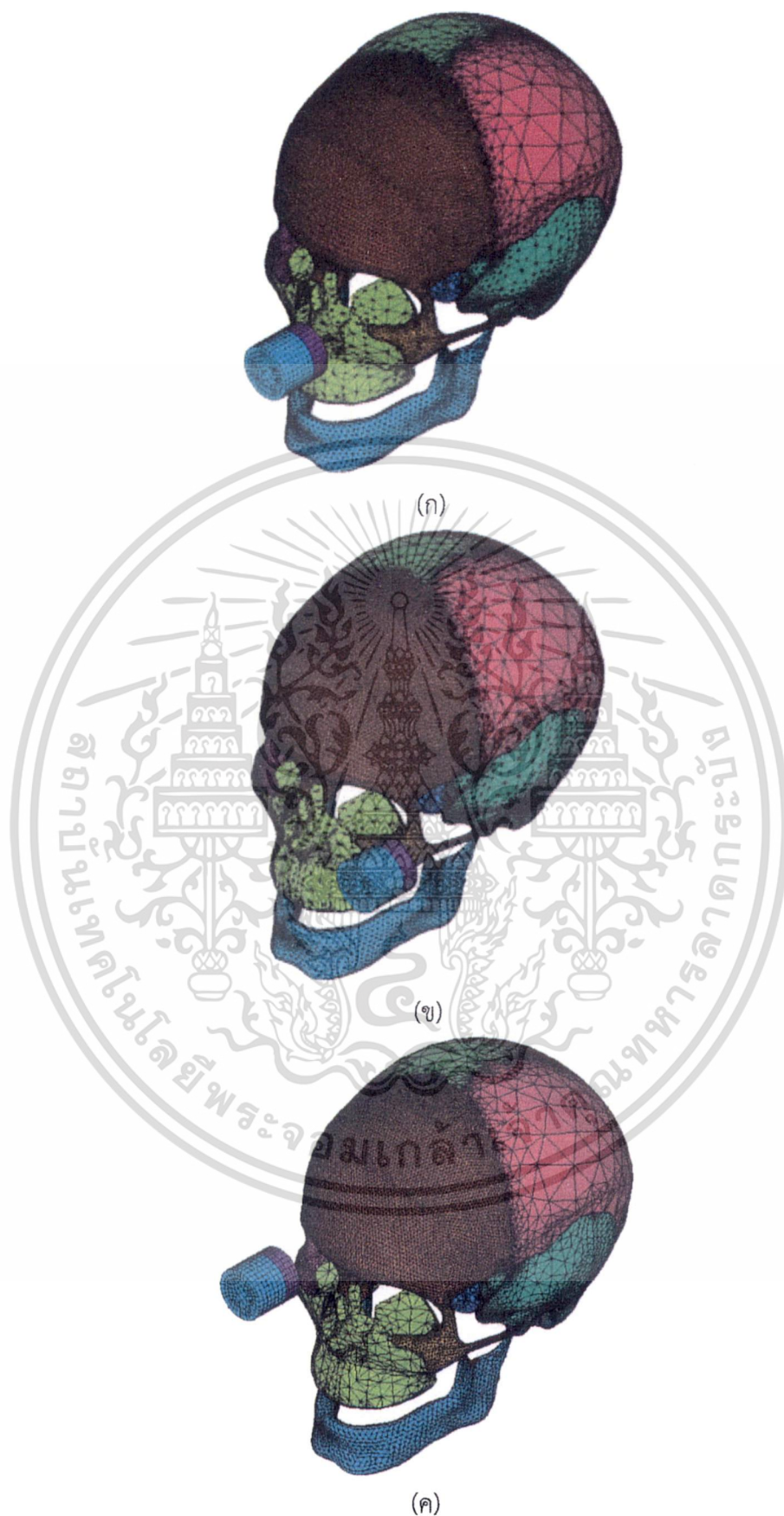
งานวิจัยนี้ได้นำแบบจำลองกะโหลกศีรษะเสมือนจริงสามมิติที่สร้างขึ้นจากซอฟต์แวร์ SolidWorks CAD3D ซึ่งเป็นไฟล์นามสกุล .sldasm ใช้ซอฟต์แวร์ ANSYS LS-DYNA ในการสร้างเส้นตาข่าย (Mesh) และแก้ปัญหาเชิงตัวเลข (Livermore Software Technol. Corp. : 2006)

แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติที่สร้างขึ้นนี้เป็นแบบจำลองของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทบบนหน้าผาก แสดงได้ดังรูปที่ 3.5 โดยนำผลการจำลองมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองของ Nahum เพื่อยืนยันผลการจำลองตามที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น

เมื่อแบบจำลองที่สร้างขึ้นในเบื้องต้นสามารถนำไปใช้ได้ จึงได้ทำการจำลองเหตุการณ์อื่นๆ ต่อไปอีก โดยให้วัตถุของแข็งกระทบลงบนกะโหลกศีรษะในส่วนอื่นๆ คือ กระดูกขากรรไกรบน กระดูกโหนกแก้มด้านซ้าย และกระดูกโหนกแก้มด้านขวา ดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.5 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทบบนหน้าผาก



รูปที่ 3.6 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกะโหลกศีรษะมนุษย์ที่ได้รับการกระทบ (ก) กระตุก
 ขากรไกรบน (ข) กระตุกโหนกแก้มซ้าย และ (ค) กระตุกโหนกแก้มขวา
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 การศึกษาพฤติกรรมของ Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมา

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาพฤติกรรมการเสียรูปหรือการยุบตัว (Deformation หรือ Collapse) ของ Tolerance Ring (T-Ring) ที่ใช้ในฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ เพื่อประโยชน์ในการลดอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิต รูปที่ 3.7 แสดง T-Ring จริงที่ใช้ในอุตสาหกรรมฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ โดยทำการจำลอง และทดสอบกับชิ้นงานจริงเพื่อหาความสัมพันธ์ต่างๆ ให้ตัวขับเร้าส่วนแขน (ตัวขับเร้าส่วนแขน) แบริ่ง (Bearing Cartridge) และ T-Ring ยึดเข้าด้วยกันโดยไม่หลุดออกจากกัน นอกจากนั้นแล้วยังได้ทำการออกแบบจุดเปราะบาง (Vulnerable Point) ให้มีลักษณะที่เหมาะสมสำหรับการทำให้ T-ring เกิดการยุบตัว แสดงได้ดังรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.7 T-Ring จริงที่ใช้ในอุตสาหกรรมฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์



รูปที่ 3.8 ตัวอย่างจุดเปราะบางของ T-Ring

3.2.1 วิเคราะห์สมการทางคณิตศาสตร์ (Numerical Analysis)

สมการพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติทางกลของวัสดุ และช่วงเวลาในการวิเคราะห์ สามารถพิจารณาได้จากสมการเดียวกันกับสมการในหัวข้อที่ 3.1.1 งานวิจัยนี้อาศัยแนวคิดของการยึดเกาะแบริ่ง (Bearing Push Out) เข้ากับตัวขับเร้าส่วนแขน และ T-Ring หลังจากที่ T-Ring เกิดการยุบตัว ดังแสดงในรูปที่ 3.9 สมการของการยึดเกาะแบริ่ง ได้มาจาก

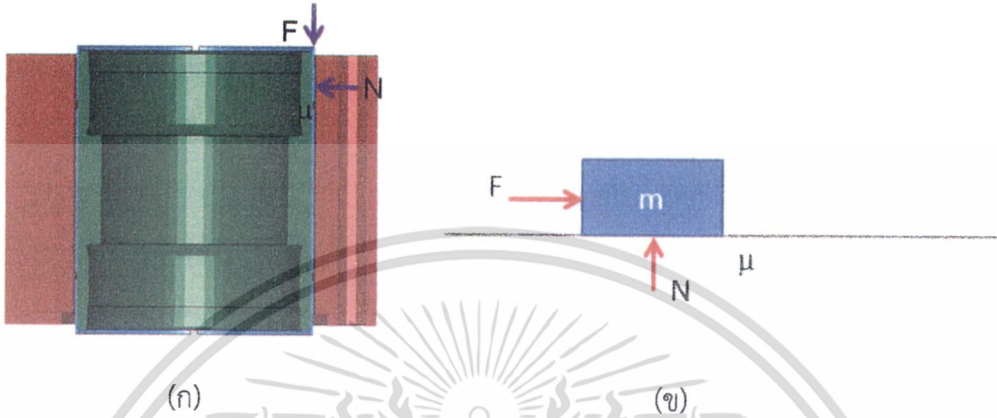
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$F = \mu N \quad (3.12)$$

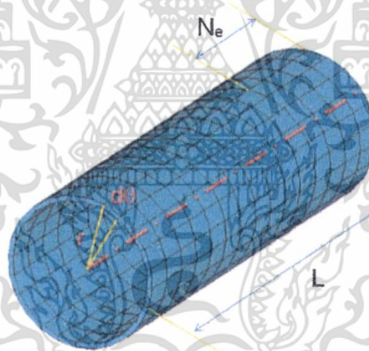
$$N = \sigma \times A = P_{force} \quad (3.13)$$

σ คือ ความเค้นพอนมิสเสส (Von Mises Stress)

A คือ พื้นที่ที่สัมผัสกันระหว่าง T-Ring กับตัวข้อเหวี่ยง



รูปที่ 3.9 (ก) แผนภาพอิสระของการยึดเกาะแบริ่ง และ (ข) ระบบสมมูล (Equivalent System) ของการยึดเกาะแบริ่ง



รูปที่ 3.10 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์บล็อกแบริ่ง

รูปที่ 3.10 แสดงแนวคิดในการออกแบบแบริ่งให้เป็นบล็อกแบริ่ง (Bearing Sleeve) ลักษณะเป็นทรงกระบอกอย่างง่ายโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ มีการสร้างตาข่ายโดยการควบคุมจำนวนเอลิเมนต์ที่ถูกล็อกโดยรอยนูน (Protrusion) ของ T-Ring เมื่อ T-Ring ยุบตัวลง

เมื่อแทนสมการที่ 3.13 ลงในสมการที่ 3.12 จะได้

$$F = r\mu \int_0^{2\pi} P_{force} \frac{rL}{N_e} d\theta \quad (3.14)$$

ทำให้สมการที่ 3.14 อยู่ในรูปอย่างง่าย จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$F = \mu P_{force} A \frac{D}{2N_e} \quad (3.15)$$

F คือ แรงยัดเกาะแบร็ง (Bearing Push Out Force)

μ คือ สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระหว่างปลอกแบร็งและ T-Ring

P_{force} คือ ความดันที่ผิวสัมผัส (Contact Pressure) ระหว่างปลอกแบร็งและ T-Ring

D คือ เส้นผ่าศูนย์กลางของปลอกแบร็ง

N_e คือ จำนวนของเอลิเมนต์ของปลอกแบร็งที่ถูกล็อคเข้ากับ T-Ring

ในทางปฏิบัติค่า P_{force} สามารถคำนวณได้จากซอฟต์แวร์ ANSYS LS-DYNA ตามค่า N_e ที่กำหนด

3.2.2 กำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Conditions)

แบบจำลองทางเรขาคณิตของ T-Ring สร้างขึ้นจากซอฟต์แวร์ SolidWorks CAD3D และใช้ซอฟต์แวร์ ANSYS LS-DYNA สร้างเส้นตาข่าย (Mesh) และแก้ปัญหาเชิงตัวเลข แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของ T-Ring ที่สร้างขึ้น แสดงได้ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของ (ก) ส่วนประกอบต่างๆ ที่ใช้ในการประกอบตัวจับเร้าส่วนแขนเข้ากับ Bearing Cartridge และ (ข) ภาพตัดขวางของกระบวนการติดตั้ง T-Ring

แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติตามรูปที่ 3.11 ที่ได้สร้างขึ้นมานี้ ประกอบด้วย 381,190 เอลิเมนต์แบบทรงเหลี่ยมหกหน้า เนื่องจากทำให้ใช้เวลาในการประมวลผลที่น้อยกว่า และให้ความถูกต้องมากกว่าในจำนวนเอลิเมนต์ที่เท่ากันเมื่อเทียบกับเอลิเมนต์แบบอื่นๆ และ 54,293 จุดต่อ โดยให้ T-Ring มีความหนาแน่นของเอลิเมนต์ (Element Density) มากกว่าส่วนประกอบอื่นๆ เพื่อให้มีพฤติกรรมเสมือนจริงมากที่สุดในช่วงการยุบตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การจำลองกระบวนการติดตั้ง T-Ring ในงานวิจัยนี้ ประกอบด้วยส่วนประกอบ 5 ส่วนหลักๆ คือ ตัวข้อรับส่วนแขน, ปลอกแบร์ริง, T-Ring และ อุปกรณ์จับยึด (Clamp) สองตัว (ด้านบน และ ด้านล่าง) กำหนดให้ตัวข้อรับส่วนแขนเป็น Root Arm เพียงอย่างเดียวโดยไม่รวม Arm Pad และ พิจารณาแบร์ริงให้เป็นปลอกแบร์ริงอย่างง่าย เนื่องจากในงานวิจัยนี้สนใจเพียงแค่ขอบๆ ไม่สนใจในส่วน ตรงกลางแบร์ริง เพื่อลดจำนวนเอลิเมนต์ลง

ตัวข้อรับส่วนแขน และปลอกแบร์ริง มีพฤติกรรมเป็น Bilinear Isotropic Hardening Model ส่วน T-Ring เป็น Bilinear Kinematic Hardening นอกจากนั้นแล้วยังพิจารณาให้อุปกรณ์ จับยึดทั้งสองเป็นวัตถุแข็งเกร็ง กำหนดให้อุปกรณ์จับยึดอันล่างอยู่กับที่ ในขณะที่อุปกรณ์จับยึดอันบน มีทิศทางการเคลื่อนที่ลงมาในแนวแกน z ผ่าน Load Curve

ส่วนประกอบทุกส่วนมีพื้นผิวสัมผัสกัน สัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (COF) ระหว่าง T-Ring และปลอกแบร์ริง มีค่าเท่ากับ 0.70-0.95 ในกรณีนี้สมบัติทางกลของ T-Ring มีดังนี้คือ ความแข็ง 400-450 VPN (Vickers Pyramid Number), ความเค้นดึงสูงสุด (Ultimate Tensile Strength) 1,310 MPa และความแข็งที่จุดคราก (Yield Strength) (0.2% offset) 1,170 MPa

สมบัติทางกลของวัสดุชนิดต่างๆ ที่เป็นส่วนประกอบในการจำลองโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ ในงานวิจัยนี้ แสดงได้ดังตารางที่ 3.3

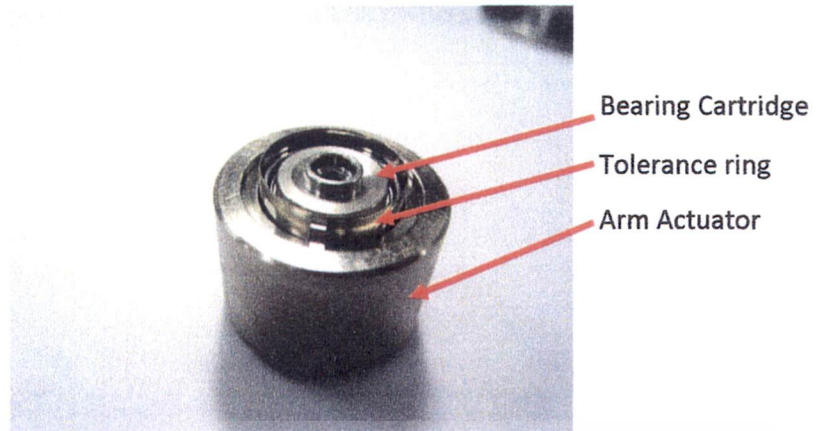
ตารางที่ 3.3 สมบัติทางกลของวัสดุชนิดต่างๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Mechanical Properties	Type of Materials	
	Stainless Steel Sheet (T-Ring)	Aluminum Arm
Elastic modulus, E (MPa)	190,000	71,016
Yield stress, Y (MPa)	206	275
Poisson ratio	0.32	0.33
Mass density (kg/m ³)	7,889	2,700

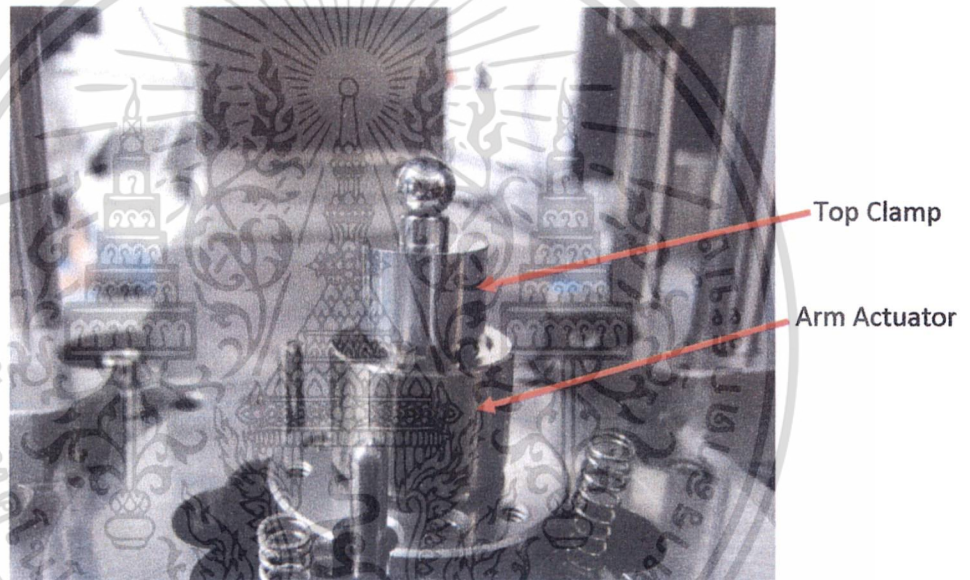
3.2.3 การทดสอบชิ้นงานจริง (Prototype Setup)

เมื่อทำการศึกษาพฤติกรรมการยุบตัวของ T-Ring จากการจำลองโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แล้ว ขั้นตอนต่อไปคือการทดสอบชิ้นงานจริงเพื่อนำผลการทดสอบมาเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการจำลอง สามารถอธิบายได้ดังนี้

รูปที่ 3.12 และ 3.13 แสดงส่วนประกอบ และการติดตั้งส่วนประกอบต่างๆ บนเครื่องจักรสำหรับติดตั้ง T-Ring ในการทดสอบชิ้นงานจริง จะเห็นว่าตัวข้อรับส่วนแขนที่ได้รับการออกแบบขึ้นมา มีลักษณะเป็นทรงกระบอกทำจากแผ่นอะลูมิเนียม เจาะรูกลวงตรงกลาง ซึ่งมีคุณสมบัติภายในรูกลวงจะเหมือนกับตัวข้อรับส่วนแขนจริง ในขณะที่ T-Ring ทำมาจากแผ่นสแตนเลส



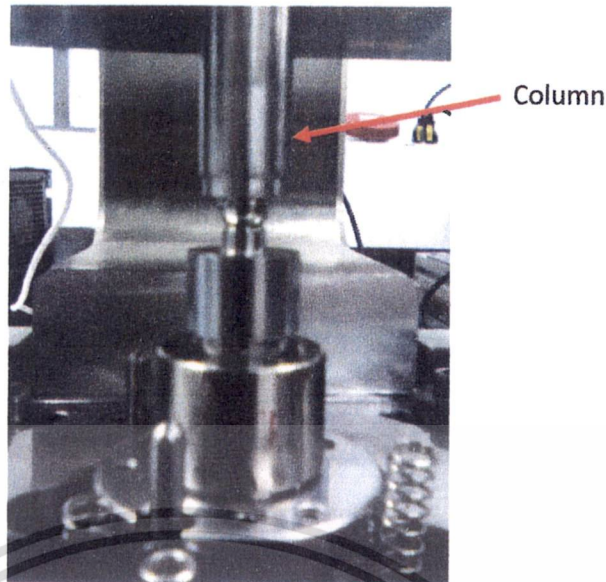
รูปที่ 3.12 ส่วนประกอบในการทดสอบชิ้นงานจริง



รูปที่ 3.13 การติดตั้งส่วนประกอบต่างๆ บนเครื่องจักรสำหรับการทดสอบชิ้นงานจริง

กระบวนการประกอบส่วนประกอบทั้งหมดเข้าด้วยกันมีดังนี้คือ ใส่ T-Ring เข้าไปในตัวจับเร้าส่วนแขน จากนั้นจึงใส่แบริ่งเข้าไปทีหลัง ให้แรงกดแก่ T-Ring เพื่อให้เกิดการยุบตัว และยึดส่วนประกอบต่างๆ เข้าด้วยกันด้วยแรงเสียดทาน โดยอาศัยกำลังจากมอเตอร์ขับเคลื่อนที่คอล์มนี้ให้เคลื่อนที่ลงมากดอุปกรณ์จับยึดด้านบน ดังแสดงในรูปที่ 3.14 แรงกดอยู่ในช่วง 162-170 ปอนด์ (lbf) อย่างไรก็ตาม ความเร็วของการกดเปลี่ยนแปลงไปตามการศึกษาพฤติกรรมของ T-Ring และการตรวจสอบผลการทดลอง (Validation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.14 แท่งคอลัมน์เคลื่อนที่ลงมาดอ์ปรณั้จับยึดทางด้านบน เพื่อให้ส่วนประกอบต่างๆ ยึดติดกัน

3.2.4 การหาความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และแรงยึดเกาะแบริง

เพื่อต้องการยึดให้แบริงอยู่กับ T-Ring และตัวข้อรับส่วนแขน จึงต้องทำการทดสอบกับชิ้นงานจริงในการหาความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และแรงยึดเกาะแบริงกับส่วนประกอบอื่นๆ ที่ยึดติดกัน โดยการทดลองเปลี่ยนค่าความกว้างของจุดเปราะบางให้มีค่าเพิ่มขึ้นในแต่ละครั้ง ใช้เครื่องทดสอบแรงยึดเกาะแบริง (Bearing Push Out Tester) วัดแรงสูงสุดที่ทำให้แบริงหลุดออกในแต่ละค่าความกว้าง

3.2.5 การหาความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน และแรงบิดของแบริง

เพื่อหาความเร็วในการกด T-Ring ที่เหมาะสมที่ไม่ทำให้แบริงเกิดความเสียหาย จึงต้องทำการหาความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน และแรงบิดของแบริง สามารถทำได้โดยการยึดแกนกลางของแบริงให้อยู่กับที่ แล้วหมุนฐานยึดแบริง พร้อมกับมีโพรบวัดแรงบิด ในขณะที่แบริงหมุน ตัวข้อรับส่วนแขนจะหมุนตามไปด้วย เมื่อแบริงหมุนไปครบ 360 องศา ตัวข้อรับส่วนแขนจะเคลื่อนที่ไปชนโพรบดังกล่าว ทำให้ได้ค่าแรงบิดออกมาในแต่ละองศาของการหมุน แล้วจึงหมุนย้อนกลับจนครบ 360 องศา ทำให้ตัวข้อรับส่วนแขนชนโพรบอีก ก็จะทำให้ค่าแรงบิดในทิศทางที่ย้อนกลับ เป็นเช่นนี้ไปเรื่อยๆ กำหนดให้ความเร็วในการหมุนของแบริงเท่ากับ 2.0 รอบต่อนาที (rpm) ความเร็วในการกด T-Ring มีค่าที่แตกต่างกันสองค่าคือ 0.7 นิ้ว/นาที (18 มิลลิเมตร/นาที) และ 0.2 นิ้ว/นาที (5 มิลลิเมตร/นาที)

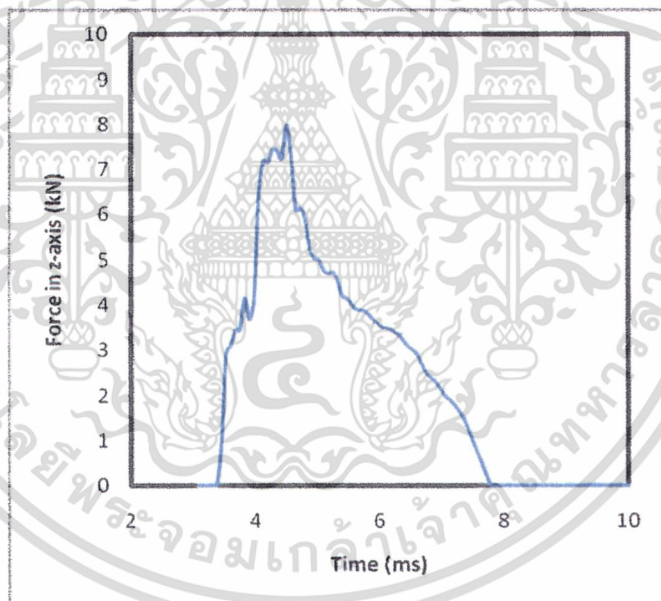
บทที่ 4

การวิเคราะห์ข้อมูล

สามารถแบ่งผลการวิเคราะห์ออกได้เป็นสองส่วนใหญ่ๆ คือ การวิเคราะห์การบาดเจ็บของกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระทบโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ และการวิเคราะห์ Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมา โดยมีผลการวิเคราะห์ดังนี้

4.1 ผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระทบโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

จากแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติของกะโหลกศีรษะที่ได้รับแรงกระทบโดยตรงไปบนหน้าผากจากวัตถุแข็งทรงกระบอก ทำให้ทราบถึงแรงกระทบ (Impact Force) และการกระจายความเค้นพอนมิสเสส (Von-Mises Stress Distribution)



รูปที่ 4.1 แรงกระทบ (Impact Force) บนหน้าผาก

รูปที่ 4.1 แสดงแรงกระทบบนหน้าผาก มีค่าแรงกระทบสูงสุด (Peak) เท่ากับ 7.98 kN ซึ่งให้ค่าใกล้เคียงกับพฤติกรรมที่ได้จากการทดลองของ Nahum แต่การกระทบอาจเกิดขึ้นในช่วงเวลาที่แตกต่างกันเล็กน้อย เนื่องจากงานวิจัยนี้ไม่นำเนื้อเยื่ออื่นๆ ที่นอกเหนือจากกระดูกของกะโหลกศีรษะมาพิจารณา เช่น หนังศีรษะ สมอง เส้นเลือด น้ำไขสันหลัง เป็นต้น ในขณะที่การทดลองของ Nahum พิจารณาเนื้อเยื่อดังกล่าว โดยเนื้อเยื่อต่างๆ เหล่านี้ มีผลต่อการรองรับแรงกระทบจากวัตถุ



รูปที่ 4.2 การกระจายความเค้น (kPa) บนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับแรงกระแทก จากวัตถุของแข็งบนหน้าผาก (ก) กระดุกหน้าผาก และจมูก (ข) กระดุกขม่อมขวาและซ้าย และ (ค) กระดุกท้ายทอย

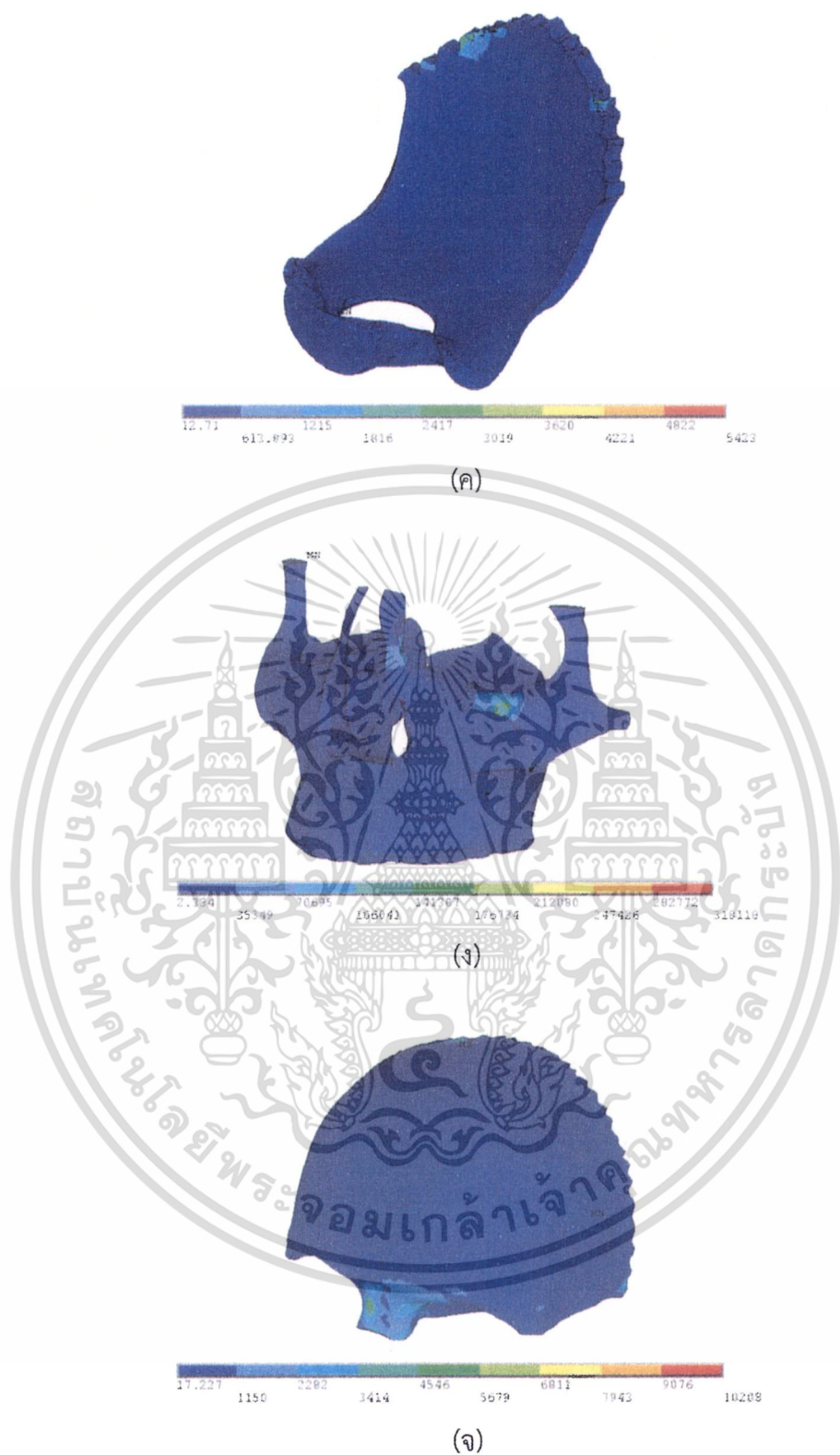
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.2 แสดงให้เห็นว่าเมื่อให้วัตถุของแข็งกระแทกเข้าที่หน้าผากโดยตรง ทำให้เกิดการกระจายความเค้นบนกะโหลกศีรษะบนส่วนประกอบต่างๆ และมีการกระจายความเค้นในบริเวณรอยต่อของกะโหลกศีรษะ (Suture) บริเวณหน้าผากมีความเข้มของพลังงานมากกว่าบริเวณอื่นๆ ในส่วนของกระดูกหน้าผาก และจมูกมีความเค้นเท่ากับ 508.00 MPa, กระดูกขม่อมมีความเค้นเท่ากับ 110.36 MPa และกระดูกท้ายทอยมีความเค้นเท่ากับ 23.459 MPa เห็นได้ชัดเจนว่าบนกระดูกหน้าผากปรากฏความเค้นสูงที่สุด เนื่องจากเป็นบริเวณที่ได้รับแรงกระแทกเข้ามาโดยตรง จึงสามารถดูดกลืนพลังงานที่เข้ามากระแทกได้มากอย่างมีนัยสำคัญ นอกจากนั้นแล้วยังแสดงให้เห็นว่ามีความเป็นไปได้ว่า กระดูกหน้าผากอาจเกิดการเสียรูป เช่น แตกร้าวหรือแตกหัก เนื่องจากเกินค่าความเค้นอัดสูงสุด (Ultimate Compressive Strength) ของกะโหลกศีรษะ (97 MPa) (เขมจิตเสนา และคณะ : 2549) ได้อีกด้วย



รูปที่ 4.3 การกระจายความเค้น (kPa) บนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับแรงกระแทกจากวัตถุของแข็งบนกระดูก (ก)-(ค) ขากรรไกรบน (ง)-(จ) โหนกแก้มซ้าย และ (ฉ)-(ช) โหนกแก้มขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 (ต่อ) การกระจายความเค้น (kPa) บนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับแรงกระแทกจากวัตถุของแข็งบนกระดุก (ก)-(ค) ขากรรไกรบน (ง)-(จ) โหนกแก้มซ้าย และ (ฉ)-(ช) โหนกแก้มขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ด)



(ข)

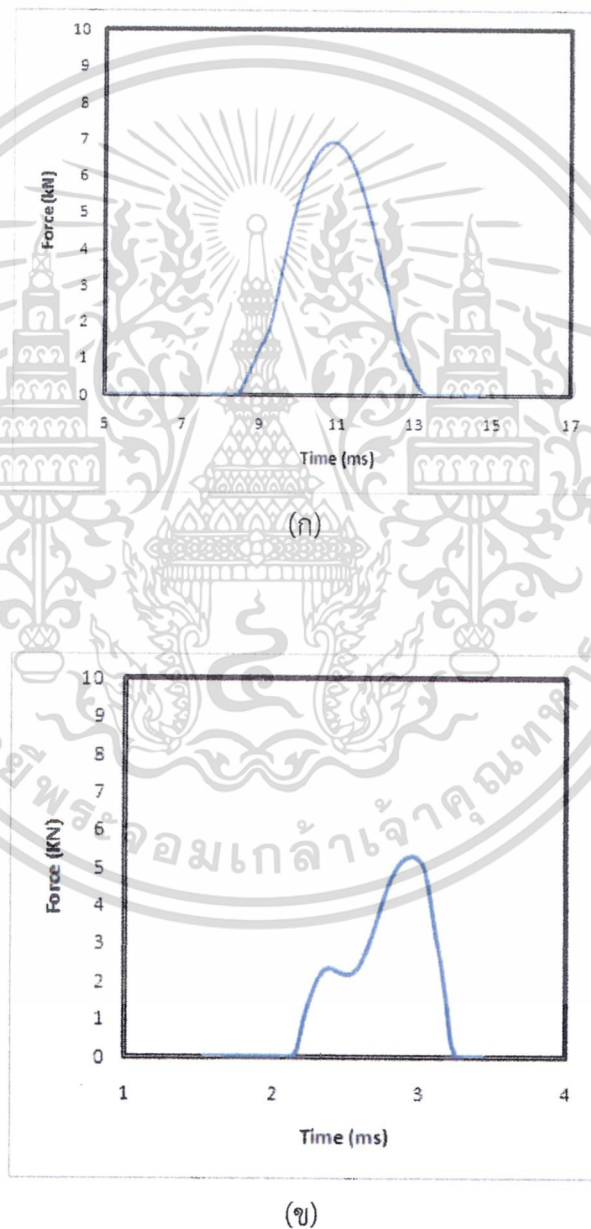
รูปที่ 4.3 (ต่อ) การกระจายความเค้น (kPa) บนกะโหลกศีรษะในส่วนต่างๆ ระหว่างที่ได้รับแรงกระแทกจากวัตถุของแข็งบนกระดูก (ก)-(ค) ขากรรไกรบน (ง)-(จ) โหนกแก้มซ้าย และ (ฉ)-(ช) โหนกแก้มขวา

รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายความเค้นบนส่วนประกอบต่างๆ ของกะโหลกศีรษะ จากรูปที่ 4.3 (ก)-(ค) เห็นได้ว่าเมื่อให้วัตถุกระแทกไปบนกระดูกขากรรไกรบน จะมีการกระจายความเค้นบนกะโหลกศีรษะในส่วนกระดูกขากรรไกรบน จมูก หน้าผาก ขม่อม และท้ายทอย มีค่าความเค้นบนกระดูกขากรรไกรบน และจมูก เท่ากับ 210.123, กระดูกหน้าผาก และขม่อม เท่ากับ 2.205 และกระดูกท้ายทอย เท่ากับ 5.423 MPa ตามลำดับ นอกจากนั้นแล้ว การกระจายความเค้นยังปรากฏขึ้นบนกระดูกจมูก โหนกแก้ม และหน้าผาก เมื่อวัตถุกระแทกบนกระดูกโหนกแก้มทางด้านซ้าย และขวาดังรูปที่ 4.3 (ง)-(ช) ในกรณีนี้มีค่าความเค้นเท่ากับ 318.118 MPa และ 10.208 MPa บนกระดูกโหนกแก้มด้านซ้าย และกระดูกหน้าผาก ตามลำดับ ส่วนกระดูกโหนกแก้มด้านขวา และหน้าผากมีความเค้นเท่ากับ 309.939 และ 10.753 MPa ตามลำดับ

เมื่อพิจารณาจากผลการจำลองทำให้เห็นได้ชัดเจนว่าความเค้นสูงสุดจะปรากฏขึ้นตรงกับตำแหน่งของกะโหลกศีรษะในบริเวณที่ถูกกระแทกโดยตรง และถ้าเปรียบเทียบการกระแทกในตำแหน่งต่างๆ บนกะโหลกศีรษะที่เวลาของการกระแทกเท่ากันกระดูกโหนกแก้มจะมีค่าความเค้นสูง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

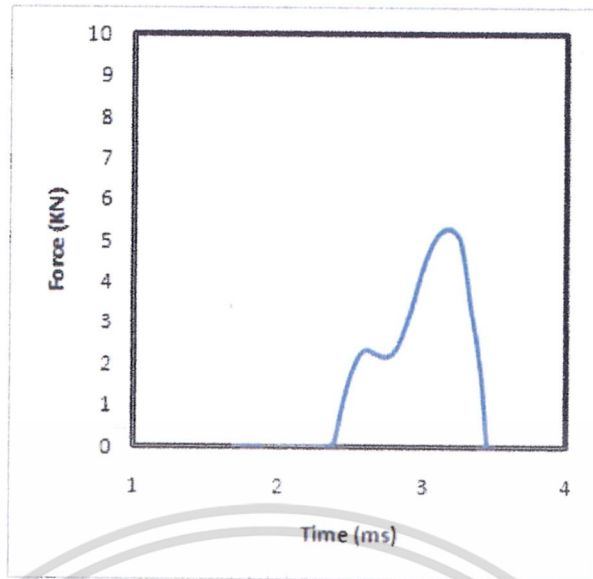
ที่สุด สาเหตุอาจเกิดจากการที่พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างกระดุกโหนกแก้มกับวัตถุมีขนาดเล็กกว่าพื้นที่ผิวสัมผัสของกระดุกขากรรไกรบน

รูปที่ 4.4 แสดงแรงกระแทกจากวัตถุของแข็งที่ให้ไปบนกระดุกขากรรไกรบน กระดุกโหนกแก้มด้านซ้าย และกระดุกโหนกแก้มด้านขวา มีค่าสูงสุดเท่ากับ 6.939, 5.28 และ 5.29 kN ตามลำดับ ค่าแรงกระแทกเหล่านี้เกิดขึ้นภายใน 6, 1 และ 1 วินาที ตามลำดับ หลังจากทีวัตถุเข้ามากระทบ จะเห็นได้ว่าแรงกระแทกบนกระดุกโหนกแก้มด้านขวาและซ้ายมีความแตกต่างกันเล็กน้อย ทำให้กราฟไม่สมมาตรกัน อาจเนื่องมาจากเกิดความผิดพลาดในการกำหนดตำแหน่งเริ่มต้นของวัตถุที่เข้ามากระทบ



รูปที่ 4.4 แรงกระแทกบนกระดุก (ก) ขากรรไกรบน (ข) โหนกแก้มซ้าย และ (ค) โหนกแก้มขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

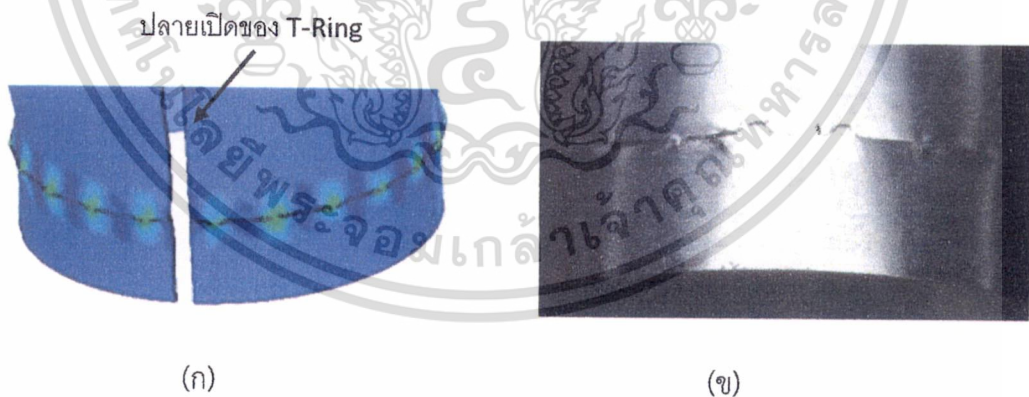


(ค)

รูปที่ 4.4 (ต่อ) แรงกระแทกบนกระดูก (ก) ขากรรไกรบน (ข) โหนกแก้มซ้าย และ (ค) โหนกแก้มขวา

4.2 ผลการวิเคราะห์พฤติกรรมของ Tolerance Ring

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นไปที่การศึกษาพฤติกรรมการยุบตัวของจุดเปราะบาง และการเสียรูปของ T-Ring จากรูปที่ 4.5 แสดงให้เห็นว่าแบบจำลองการยุบตัวของ T-Ring แบบสามมิติ มีความสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดสอบชิ้นงานจริง



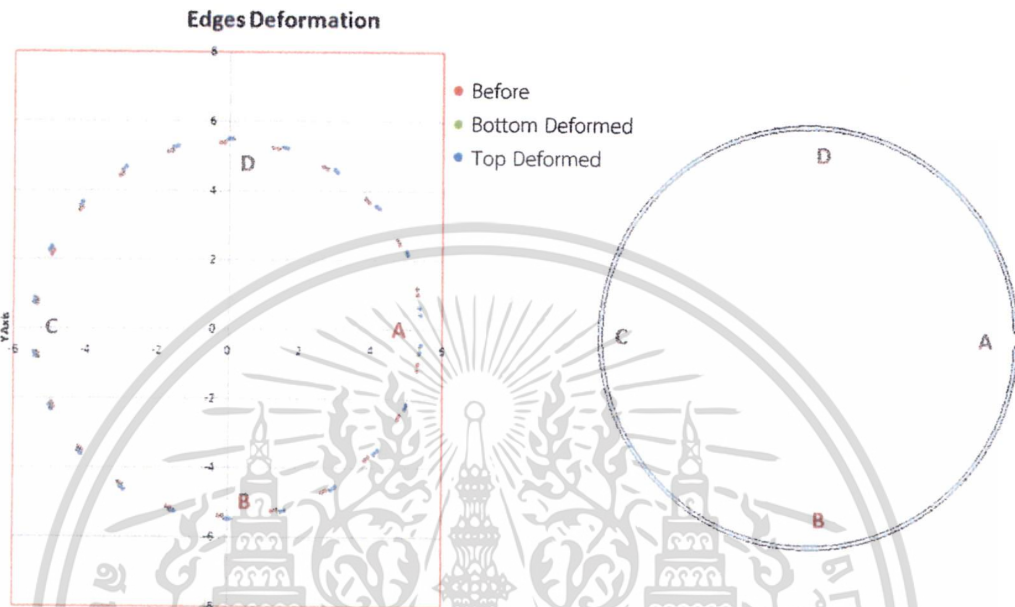
(ก)

(ข)

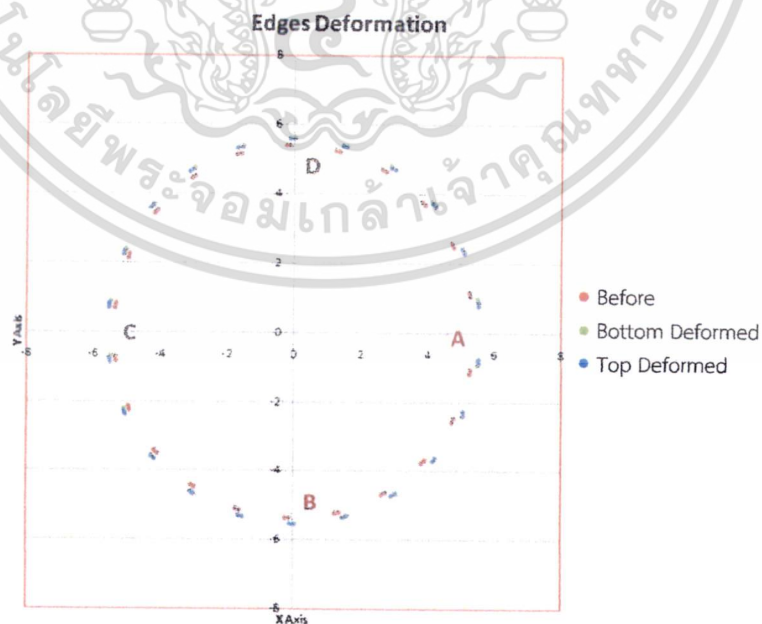
รูปที่ 4.5 เปรียบเทียบการยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ระหว่าง (ก) แบบจำลองสามมิติ และ (ข) T-Ring จากการทดสอบชิ้นงานจริง

รูปที่ 4.6 แสดงผลการจำลองพฤติกรรมของการยุบตัวของจุดเปราะบางของ T-Ring จุดสีแดงแทนจุดเปราะบางก่อนยุบตัวหรือเส้นปกติ (จุดกำเนิด) ซึ่งนำมาเป็นจุดเปรียบเทียบ จุดสีน้ำเงินแทนจุดเปราะบางด้านบนหลังจากยุบตัว และจุดสีเขียวแทนจุดเปราะบางด้านล่างหลังจากยุบตัว จากรูปจะเห็นว่าจุดเปราะบางจะเกิดการเคลื่อนที่ออกจากจุดกำเนิดเมื่อให้แรงกดแก่ T-Ring ทุกจุดมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แนวโน้มเคลื่อนออกไปในแนวรัศมี (ป่องออก) ยกเว้นที่จุด A ซึ่งเป็นด้านปลายเปิดของ T-Ring มีแนวโน้มเคลื่อนที่ในแนวสัมผัส (Tangent Trajectory) อย่างไรก็ตาม ถ้าต้องการให้จุดเปราะบางมีการเคลื่อนที่ออกไปในแนวรัศมี เพื่อยืดให้ T-Ring และปลอกแข็งยึดติดกันกับพื้นผิวภายในของตัวข้อรับส่วนแขนด้วยแรงเสียดทาน จะต้องทำให้ระยะห่างระหว่างปลายทั้งสองของแผ่นสแตนเลสที่นำมาทำเป็น T-Ring มีค่าน้อยที่สุด



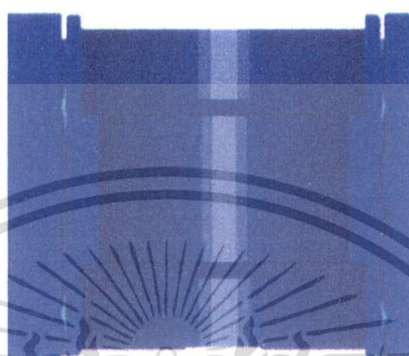
รูปที่ 4.6 ผลการจำลองพฤติกรรม (ก) การยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ที่เหมาะสมไม่เหมาะสม และ (ข) แผนภาพสมมูล



รูปที่ 4.7 ผลการจำลองพฤติกรรมการยุบตัวของจุดเปราะบางบน T-Ring ที่เหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.7 แสดงผลการจำลองการยุบตัวด้วยไฟไนต์เอเลเมนต์ของจุดเปราะบางบน T-Ring ที่เหมาะสม สามารถอธิบายได้ว่า ทุกๆ จุดมีแนวโน้มเคลื่อนที่ออกไปในแนวรัศมี ส่งผลให้การยึดเกาะด้วยแรงเสียดทาน (Frictionally Engage) กันระหว่าง T-Ring และปลอกแบริ่งกับพื้นผิวภายในตัวข้อรับรั้วส่วนแขน มีความเหมาะสมตามไปด้วย ดังแสดงในรูปที่ 4.8 จากภาพแสดงให้เห็นว่าการที่ T-Ring มีรอยนูนอันเนื่องมาจากจุดเปราะบางยุบตัวจะช่วยลดเศษอนุภาคบนเปลือกกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ได้ เนื่องจาก T-Ring มีระยะการเคลื่อนที่เพียงเล็กน้อยหลังจากที่ได้รับแรงกด



รูปที่ 4.8 การยึดด้วยแรงเสียดทานที่เหมาะสมระหว่าง T-Ring ปลอกแบริ่ง และตัวข้อรับรั้วส่วนแขน

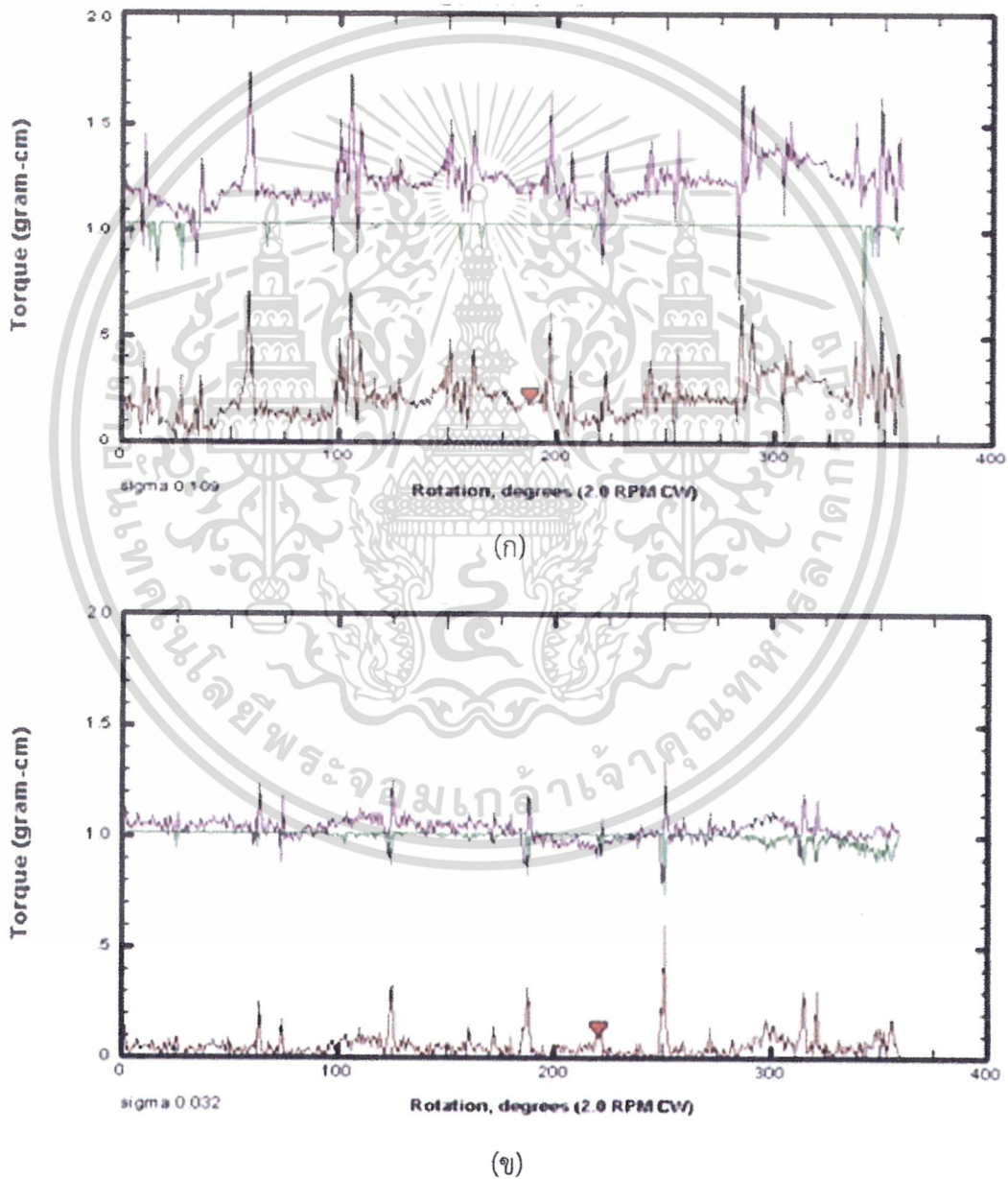
จากการทดสอบหาความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และแรงยึดเกาะแบริ่งพบว่าถ้าให้แรงกดไปที่ T-Ring ซึ่งมีความกว้างของจุดเปราะบางน้อยๆ จุดเปราะบางจะยุบตัวลงง่ายเมื่อเทียบกับค่าความกว้างมากๆ ในกรณีที่ความกว้างน้อยเกินไป เช่น 0.03 มิลลิเมตร จะทำให้ T-Ring เกิดการฉีกขาดง่ายมากในขณะที่ยุบตัว ดังนั้นแรงยึดเกาะแบริ่งจึงมีค่าน้อยๆ เมื่อความกว้างของจุดเปราะบางมากขึ้น แรงยึดเกาะแบริ่งจะเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่องจนถึงค่าหนึ่งจากนั้นจึงลดลงมาจากการทดสอบพบว่า ค่าความกว้างของจุดเปราะบางที่เหมาะสมที่สุดคือ 0.12 มิลลิเมตร เนื่องจากให้ค่าแรงยึดเกาะแบริ่งสูงที่สุดคือ 80.3 ปอนด์ ตารางที่ 4.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบางของ T-Ring ที่ได้พัฒนาขึ้นมา และแรงยึดเกาะแบริ่ง

ตารางที่ 4.1 ความสัมพันธ์ระหว่างความกว้างของจุดเปราะบาง และแรงยึดเกาะแบริ่ง

Vulnerable Point Width (mm)	Maximum Bearing Push Out (lbf)
0.03	15.1
0.05	37.4
0.07	54.6
0.12	80.3
0.13	70.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

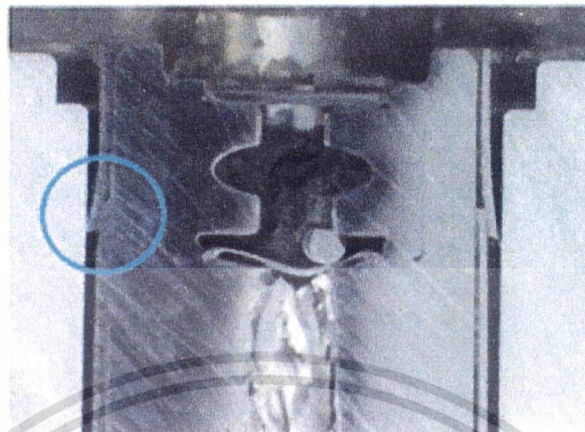
เมื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน (Rotation Degree) และแรงบิด (Torque) ของแบริ่ง จะให้ผลการทดสอบดังรูปที่ 4.9 จากกราฟจะแสดงเส้นกราฟสองชุดคือ ชุดบนและชุดล่าง ในความเป็นจริงแล้วกราฟชุดบนประกอบไปด้วยเส้นกราฟสองเส้น เกิดจากการที่แบริ่งหมุนไป และกลับ และกราฟชุดล่างเป็นกราฟที่แสดงถึงผลต่างของกราฟในชุดบน ถ้ากราฟชุดล่างเข้าใกล้ศูนย์ แสดงว่ากราฟชุดบนสองเส้นเกือบจะไม่มี ความแตกต่างกันเลย แต่ถ้าหากกราฟชุดล่างมีค่าไม่เข้าใกล้ ศูนย์ นั้นหมายถึงว่ามีความแตกต่างกันระหว่างเส้นกราฟสองเส้นของกราฟชุดบน รูปที่ 4.9(ก) แสดงให้เห็นได้ชัดเจนว่า แรงบิดที่วัดได้มีแนวโน้มเกินเส้นฐาน (Baseline) เมื่อกด T-Ring ด้วยความเร็วสูง ผลที่ตามมาคือ จุดเปราะบางจะเกิดการฉีกขาด ในทางกลับกัน ถ้ากด T-Ring ด้วยความเร็วที่เหมาะสมจะส่งผลให้แบริ่งมีแรงบิดที่เหมาะสมตามไปด้วยดังรูปที่ 4.9(ข)



รูปที่ 4.9 ความสัมพันธ์ระหว่างองศาการหมุน และแรงบิดของแบริ่งที่ความเร็วในการกดที่แตกต่างกัน (ก) ความเร็วสูงประมาณ 0.7 นิ้ว/นาที่ (18 มิลลิเมตร/นาที่) และ (ข) ความเร็วที่เหมาะสมประมาณ 0.2 นิ้ว/นาที่ (5 มิลลิเมตร/นาที่)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนั้นแล้ว ผลการทดลองยังพบว่า T-Ring จะเกิดการฉีกขาดลงมาเหลื่อมกัน หลังจากที่ยุบตัว เมื่อเกินค่าความแข็งของวัสดุ แสดงได้ดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 T-Ring เกิดการฉีกขาด หลังจากเกิดการยุบตัว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิเคราะห์ และวิจารณ์

5.1 สรุปผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระทบโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

สามารถสรุปผลการวิเคราะห์แบ่งออกเป็นกรณี ได้ดังนี้

5.1.1 กรณีที่จำลองให้วัตถุของแข็งกระทบไปบนหน้าผาก

5.1.1.1 จากการตรวจสอบเพื่อยืนยันผลการจำลอง (Validation) ปรากฏว่าแรงกระทบสูงสุด และพฤติกรรมต่างๆ มีความสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองของ Nahum ที่ทดลองจากซากศพมนุษย์จริง ซึ่งทำให้สามารถนำแบบจำลองนี้มาใช้ในการวิเคราะห์ต่อไปได้

5.1.1.2 ผลการจำลองด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติแสดงให้เห็นว่ากระดูกหน้าผากมีการดูดกลืนพลังงานที่เข้ามากระทบ (Impact Energy) อย่างมีนัยสำคัญ โดยจะถ่ายเทพลังงานปริมาณหนึ่งให้แก่กระดูกกะโหลกศีรษะเกือบทุกชิ้นยกเว้นกระดูกขากรรไกรล่าง และโหนกแก้ม ซึ่งสามารถพิจารณาได้จากการกระจายความเค้นบนรอยต่อระหว่างกระดูกแต่ละชิ้น

5.1.1.3 การกระจายความเค้นบนรอยต่อของกระดูกขม่อม และท้ายทอย เท่ากับ 21.68% และ 4.6% ของบริเวณที่ได้รับการกระทบโดยตรง ตามลำดับ

5.1.1.4 กระดูกหน้าผากสามารถเกิดการเสียรูปได้ เนื่องจากมีความเค้นบนหน้าผากเกินค่าความเค้นอัดสูงสุดของกระดูกอย่างมีนัยสำคัญ และอาจเป็นสาเหตุที่นำไปสู่การบาดเจ็บของสมองได้

5.1.2 กรณีที่จำลองให้วัตถุของแข็งกระทบไปบนกะโหลกศีรษะชิ้นอื่นๆ ที่เหนือจากกระดูกหน้าผาก

5.1.2.1 ถ้าเปรียบเทียบการให้แรงกระทบบนกระดูกขากรรไกรบน โหนกแก้ม ซ้าย และขวา ปรากฏว่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นบนกระดูกโหนกแก้ม อาจเนื่องมาจากกระดูกโหนกแก้มมีพื้นที่ผิวน้อยกว่ากระดูกขากรรไกรบน นั้นหมายถึงว่า กระดูกโหนกแก้มนับได้ว่าเป็นจุดหนึ่งที่มีความเปราะบางบนกะโหลกศีรษะ ดังนั้นอาจก่อให้เกิดความรุนแรงของการบาดเจ็บได้มากที่สุด ถ้าหากมีวัตถุเข้ามากระทบบนกระดูกโหนกแก้ม

5.1.2.2 การกระจายความเค้นบนกระดูกโหนกแก้มซ้าย และขวามีความแตกต่างกันเล็กน้อย อาจเนื่องมาจากความผิดพลาดในการวางตำแหน่งเริ่มต้นของวัตถุที่เข้ามากระทบ

5.1.2.3 กระดูกขากรรไกรบนมีแรงกระทบสูงสุด อาจเนื่องมาจากความแตกต่างของพื้นที่สัมผัส (Contact Surface) ของวัตถุ กล่าวคือ กระดูกขากรรไกรบนสามารถสัมผัสกับวัตถุได้เต็มที่กว่ากระดูกโหนกแก้มที่อาจจะสัมผัสเพียงแค่ขอบของวัตถุ

5.1.2.4 แรงกระแทกสูงสุดของกระดุกโหนกแก้ม จะปรากฏขึ้นในช่วงเวลาที่เร็วกว่ากระดุกขากรรไกรบน

นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบความเค้นที่เกิดขึ้นสูงสุดระหว่างการให้แรงกระแทกทั้งสองกรณีแล้วพบว่า กระดุกหน้าผากมีความเค้นสูงที่สุด ดังนั้นจึงอาจสรุปได้ว่า เมื่อให้วัตถุของแข็งกระแทกบนกะโหลกศีรษะ จุดที่น่าจะก่อให้เกิดความรุนแรงต่อการบาดเจ็บของสมองที่มากที่สุดก็คือ กระดุกหน้าผากที่ได้รับการกระแทกโดยตรงนั่นเอง ซึ่งถือเป็นจุดที่เปราะบางที่สุดของกะโหลกศีรษะ

5.2 วิจารณ์ผลการวิเคราะห์แบบจำลองกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระแทกโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสามมิติ

5.2.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติเสมือนจริงของกะโหลกศีรษะของมนุษย์ที่ได้รับการกระแทกที่ได้จำลองขึ้นมาในงานวิจัยนี้ สามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการศึกษากลไกการบาดเจ็บของศีรษะที่ได้รับการกระแทก วิเคราะห์สาเหตุของการนี้ออกเอาท์ และศึกษาตำแหน่งบนใบหน้ามนุษย์ที่เปราะบางที่สุด

5.2.2 จะต้องทำการเปลี่ยนแปลงเงื่อนไขขอบเขต เพื่อปรับปรุงให้แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์กะโหลกศีรษะมนุษย์มีความเสมือนจริงมากขึ้น โดยเพิ่มส่วนประกอบต่างๆ เข้าไปให้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น เช่น หนังศีรษะ สมอง น้ำไขสันหลัง (CSF) ซึ่งจะทำให้สามารถศึกษาการเคลื่อนที่ของสมองภายในกะโหลกศีรษะในระหว่างที่ได้รับการกระแทกได้ อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้ไม่สามารถเพิ่มส่วนประกอบต่างๆ ดังที่ได้กล่าวมานี้เข้าไปได้ เนื่องจาก จะทำให้เวลาในการจำลองเพิ่มขึ้นมาก และประสิทธิภาพของคอมพิวเตอร์ที่ใช้ไม่เพียงพอ

5.2.3 ควรเพิ่มตำแหน่งบนกะโหลกศีรษะที่ได้รับการกระแทกจากวัตถุ เพื่อให้ได้จุดเปราะบางที่ถูกต้องที่สุด

5.2.4 มีหลายพารามิเตอร์ทางกลศาสตร์ที่อ้างอิงจากงานวิจัยที่เคยได้รับการตีพิมพ์ของ Nahum เนื่องจากได้ทำการทดลองกับซากศพของมนุษย์ ในขณะที่มีบางพารามิเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงไป เพื่อให้เกิดความเหมาะสมในการจำลอง และได้ผลที่ใกล้เคียงกับผลที่ได้จากการทดลองของ Nahum

5.3 สรุปผลการวิเคราะห์พฤติกรรมของแบบจำลอง Tolerance Ring โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์

สามารถสรุปผลการวิเคราะห์ได้เป็นข้อๆ ดังต่อไปนี้

5.3.1 พฤติกรรมการยุบตัวของ T-Ring ที่จำลองขึ้นมาโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์สามมิติให้ผลที่ใกล้เคียงเมื่อเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดสอบกับชิ้นงานจริง แต่ชิ้นงานจริงเกิดการยุบเล็กน้อยหลังจากที่จุดเปราะบางเกิดการยุบตัว

5.3.2 การยุบตัวของ T-Ring ช่วยให้ตัวข้อรับรับส่วนแขน แบริ่ง และ T-Ring ยึดติดหรือประกอบเข้าด้วยกันได้อย่างเหมาะสม

5.3.3 การยึดให้แบริงอยู่กับส่วนประกอบอื่นๆ โดยที่ไม่หลุดออกมา จะต้องออกแบบให้จุดเปราะบางมีความกว้างที่เหมาะสมสัมพันธ์กับแรงยึดเกาะแบริง

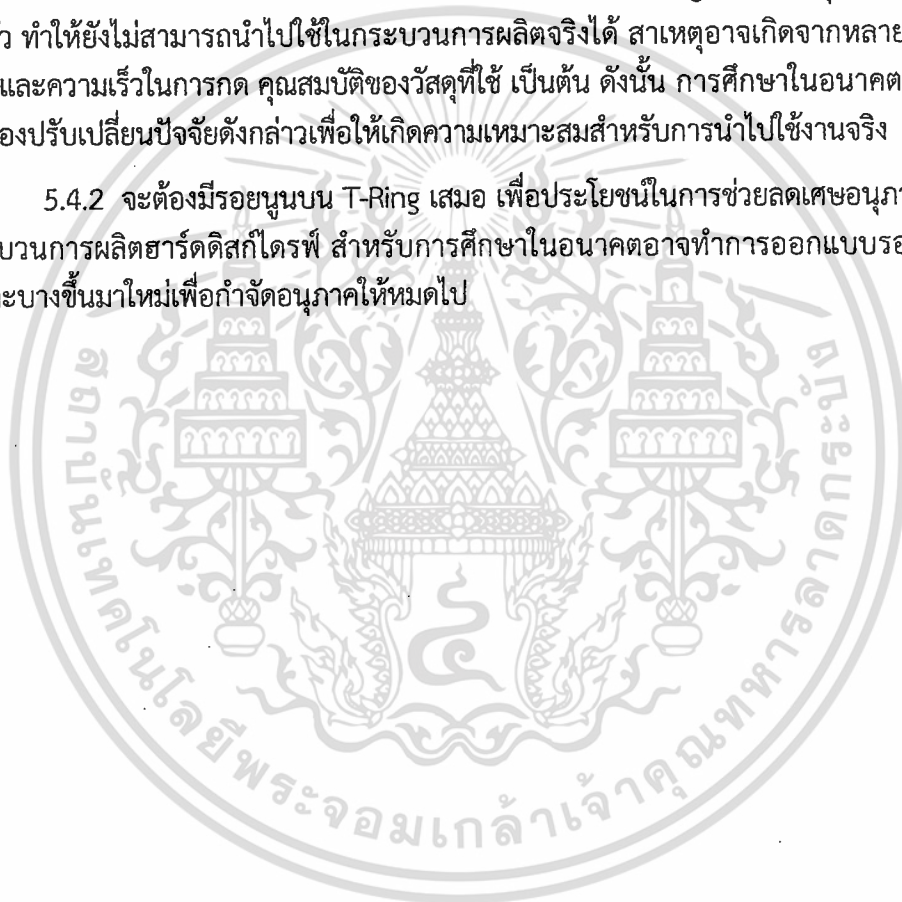
5.3.4 การกำหนดความเร็วในการ T-Ring ที่เหมาะสมส่งผลให้แบริงมีแรงบิดที่เหมาะสมตามไปด้วย ดังนั้น T-Ring จึงมีโอกาสที่จะเสียรูปได้น้อยกว่าการใช้ความเร็วในการกดสูงๆ

5.3.5 T-Ring ที่ได้รับการออกแบบให้มีรอยนูนสามารถช่วยลดเศษอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ได้ เนื่องจากเกิดการเสียดสีกันเล็กน้อยระหว่าง T-Ring และแบริง

5.4 วิจัยผลกระทบการวิเคราะห์พฤติกรรมของ Tolerance Ring ที่พัฒนาขึ้นมา

5.4.1 การทดสอบชิ้นงานจริงเกิดรอยฉีกขาดของ T-Ring หลังจากจุดเปราะบางเกิดการยุบตัว ทำให้ยังไม่สามารถนำไปใช้ในกระบวนการผลิตจริงได้ สาเหตุอาจเกิดจากหลายๆ ปัจจัย เช่น แรง และความเร็วในการกด คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ เป็นต้น ดังนั้น การศึกษาในอนาคตจึงควรทำการทดลองปรับเปลี่ยนปัจจัยดังกล่าวเพื่อให้เกิดความเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้งานจริง

5.4.2 จะต้องมีรอยนูนบน T-Ring เสมอ เพื่อประโยชน์ในการช่วยลดเศษอนุภาคปนเปื้อนในกระบวนการผลิตฮาร์ดดิสก์ไดรฟ์ สำหรับการศึกษาในอนาคตอาจทำการออกแบบรอยนูน และจุดเปราะบางขึ้นมาใหม่เพื่อกำจัดอนุภาคให้หมดไป



บรรณานุกรม

- คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น. สมอง. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://202.28.92.59/elearning/250262/nursing5/17.htm>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 1 เมษายน 2556)
- คณะวิศวกรรมศาสตร์และเทคโนโลยีอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยศิลปากร. 2556. **ความเค้นและความเครียดในวัสดุ**. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://www.eng.su.ac.th/me/elearning/623112CalandMechforLife/623112Chapter7.pdf>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 20 มกราคม 2556).
- เขมจิต เสนา และคณะ. 2549. “การวัดกะโหลกศีรษะเพื่อออกแบบเป็นชิ้นส่วนปลุกฝังสำหรับผู้ป่วยในประเทศไทย.” ใน การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 20.
- จุมพล บำรุงวงศ์. 2556. “การวิเคราะห์การออกแบบการตอกประกอบเสตคแอสเซมบลีด้วยบอลหนึ่งลูก.” วิทยานิพนธ์ปรัชญาดุษฎีบัณฑิต วิทยาลัยนวัตกรรมการจัดการข้อมูล, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- ทัศน์ชัย ผองผาย. 2550. “แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของการกระแทกจากกระสุนปืน.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมออกแบบและผลิตแบบบูรณาการ คณะพลังงานสิ่งแวดล้อมและวัสดุ, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
- พรณี ออเจริญ. “กะโหลกศีรษะ.” เอกสารประกอบการเรียนวิชา ทภย 232 (มหกายวิภาคศาสตร์ 1). ภาควิชากายวิภาคศาสตร์.
- พิมพ์เพ็ญ พรเฉลิมพงศ์ และ นิธิยา รัตนาปนนท์. 2556. Young's Modulus. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://www.foodnetworksolution.com/wiki/word/2542/youngs-modulus-modulus-of-elasticity>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 5 มีนาคม 2556)
- พิศาล มูลอำคา. 2551. “การวิเคราะห์และออกแบบโครงสร้างเครื่องเจาะแผ่นพลาสติกโดยใช้หลักการไฟไนต์เอลิเมนต์.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล. 2556. การทดสอบแรงดึง (Tension Test). [Online]. เข้าถึงได้จาก : http://www.electron.rmutphysics.com/news/index.php?option=com_content&task=view&id=1952&Itemid=3&limit=1&limitstart=1. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 15 มีนาคม 2556)
- ภาณุพงศ์ พรหมศร. ส่วนประกอบของสมอง. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://panupongpromsorn.blogspot.com/2010/11/blog-post.html>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 1 เมษายน 2556)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลอีสาน วิทยาเขตสุรินทร์. 2556. **เยื่อหุ้มสมองและโครงสร้างของเยื่อหุ้มสมอง (Meninges and Their Structure).** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://www.surin.rmuti.ac.th/agtcha/teacher/anatomy/mynerve/meninges.htm>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 1 กันยายน 2556)
- วิกิพีเดีย. 2556. **อัตราส่วนของปิวของ.** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%AD%E0%B8%B1%E0%B8%95%E0%B8%A3%E0%B8%B2%E0%B8%AA%E0%B9%88%E0%B8%A7%E0%B8%99%E0%B8%82%E0%B8%AD%E0%B8%87%E0%B8%9B%E0%B8%B1%E0%B8%A7%E0%B8%8B%E0%B8%AD%E0%B8%87>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 15 มีนาคม 2556)
- ศิริพจน์ มะโนตี. 2555. **การบาดเจ็บที่ศีรษะ.** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://hospital.moph.go.th/bangsay/HEADIN.html>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 1 กันยายน 2556)
- สวัสดี ภูมิสวัสดิ์. 2545. “การศึกษาการอัตรัดอตุมิเนียมด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์.” วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการผลิต, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
- อนุวัฒน์ และ ประกาศิต. “บทที่ 1 เรื่อง คุณสมบัติทางกลและการทดสอบวัสดุ.” เอกสารประกอบการเรียนวิชา InE191 Engineering Material. ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ.
- Brain Injury News and Information Blog. **Brain Injury What Every Lawyer Must Know.** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://braininjury.blogs.com/content/lawyermustknow/>. (Retrieved Date : 1 April 2013)
- Data Face. **Anatomy of the Human Skull.** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://face-and-emotion.com/dataface/anatomy/cranium.jsp>. (Retrieved Date : 1 April 2013)
- Francis, G., Robert, E., Robert, P., Patrick. “Sports Medicine just the Facts.” McGraw-Hill, New York, 2005.
- Mediathailand. 2013. **เริ่มต้นรู้จัก Harddisk อุปกรณ์เก็บข้อมูล.** [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://mediath2.blogspot.com/2012/06/harddisk.html>. (วันที่สืบค้นข้อมูล : 20 มีนาคม 2556)
- Belingardi, G., Chiandussi, G., and Gaviglio, I. n.d. “Development and Validation of a New Finite Element Model of Human Head.”
- Chu, Y.H. and Bottlang, M. n.d. “Finite Element Analysis of Traumatic Brain Injury.”
- Cramer Jr, A. A. and Cramer, B. S. **Tolerance Ring and Shim.** U.S. patent. no. 4,828,423. May, 9 1989.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Gong, S. W., Lee, H. P. and Lu, C. 2007. "An Approach for the Estimation of Contact Force on a Human Head Induced by a Foreign-Object Impact." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 54(5) : 956-958.
- Gong, S. W., Lee, H. P. and Lu, C. 2008. "Dynamic Response of a Human Head to a Foreign Object Impact." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 55(3) : 1226-1229.
- Hochswender, W. J. 1988. "The Mechanics of a Knockout Punch." *Popular Mechanics*. 74-77.
- Kennard, J. 2006. **About.com : Men's health**. [Online]. Available : <http://menshealth.about.com/od/fitness/a/boxing.htm>. (Retrieved Date : 1 September 2012)
- Kleiven, S. 2002. "Finite Element Modeling of the Human Head." Doctoral's Thesis. Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden.
- Krabbel, G. and Müller, R. "Development of a Finite Element Model of the Head Using the Visible Human Data."
- Livermore Software Technol. Corp. 2006. **LS-Dyna Theory Manual**. Livermore : CA.
- Lucas, A and Goertzen, J. 2556. **Concussion**. [Online]. Available : <http://buscoscience.wikispaces.com/Concussion%27s>. (Retrieved Date : 1 September 2012)
- Macpherson, A. S., Thompson, R. K., Kelsic, G. F. and Alt, R. A. **Cartridge bearing with frictional sleeve**. U.S. patent. no. 6,606,224. August 12, 2003.
- Misso, N. F., Eckerd, S. S. and Heaton, D. M. . **Top Down Assembly of a Disk Drive Actuator Using a Tolerance Ring and a Post**. U.S. patent. no. 6,288,879 B1. September, 11 2001.
- Mulabagula, R. R. 1994. "Finite Element Application to Head Injury Modeling." M. Sc. Thesis, Ohio University, United State.
- Nahum, A. M., R. Smith and C. C. Ward. 1977. "Intracranial Pressure Dynamics during Head Impact." In *Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference*. 339-366.
- Patrick, J. F. **Concussion: When the skull just isn't protection enough**. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://www.sirc.ca/newsletters/august09/Feat1.cfm>. (Retrieved Date : 1 September 2012)

Piriyakorn, J. and Sujin, B. 2009. "Finite Element Simulation of a Tolerance Ring Installation Process." In **The 23rd Conference of the Mechanical Engineering Network of Thailand**, Chiangmai.

Rongley, R.A. **Tolerance Rings**. U.S. patent. no. 4,286,894. September, 1 1981.

USGS. 2012. Earthquake Glossary - shear stress. [Online]. เข้าถึงได้จาก : <http://earthquake.usgs.gov/learn/glossary/?term=shear%20stress>.
(Retrieved Date : 15 March 2013)

Willinger, R. 1999. "Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts." **Annals of Biomedical Engineering**. 27 : 403-410.

Yue, X., Wang, L., Sun, S. and Tong, L. 2008. "Viscoelastic Finite-Element Analysis of Human Skull-Dura Mater System as Intracranial Pressure Changing." **African Journal of Biotechnology**. 7(6) : 689-695.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Development of Finite Element Model for Analysis in the Realistic Human Skull Impact

Pattaraweerin Woraratsoontorn

Department of Electrical Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
King Mongkut's University of Technology North Bangkok
Bangkok, Thailand
oaw2520@hotmail.com

Pitikhate Sooraksa

Department of Information Engineering
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok, Thailand
kspitikh@kmitl.ac.th

Abstract— Concussion or head impact involves the brain injury from mild to severe. Most of the brain injury mechanism and brain lesions can be investigated from medical imaging. Alternatively, finite element model (FE model) of head impact is used for simulation and analyzing the brain concussion. Although a number of head impact models have been designed, they are still not be realistic. This paper proposes development of finite element model of the more realistic skull impact for further analysis of effect of punch on the human head. The finite element model is three-dimensional which solid Lagrangian elements and the explicit dynamics simulations were used for analysis. The foreign object impact generated contact force was used via load curve and initial velocity to estimate the contact force between the object and skull. The stress distribution on the skull has been evaluated. The prediction of the human head response to the strike can be achieved using ANSYS LS-Dyna solver. The simulation results were compared with the experimental data published by others for validation FE model.

Keywords—Skull. Impact; Finite Element; Head Impact; Brain Injury

I. INTRODUCTION

Concussion or brain concussion is an injury to the brain caused by a blow to the head or by violent jarring or shaking. Sports are among the most common causes of concussion, and sports with the most physical contact, such as football, boxing, and hockey, are most likely to produce head injuries that involve concussion. Concussions can be mild or severe depending on the mechanism of injury.

The American Association of Neurological Surgeons says that 90% of the boxers sustain a brain injury. Boxing may account for fewer deaths than some other sports but a number of boxers suffering brain damage are believed to be much higher than recorded. Being hit on the head can cause fractures to the bone of the head and face and tissue damage in the brain. A punch can damage the surface of the brain, tear nerve networks, cause lesions, bleeding and sometimes produce large clots within the brain [1]. The knockout has been the goal of the boxing. It involves the death, a small sleep and a deep sleep. Jordan, who has published original research on neurological aspects of boxing, demonstrates that a cause of a knockout is rotational acceleration, a spinning of the brain.

During a knockout, the brain stem doesn't move, but the spin at the top of the brain causes to lose consciousness. Professional boxers can deliver punch with such force to the movable head that the brain strike against the skull, tearing nerve fibers, the meningeal sac that supports the brain and blood vessels. The direction and power of the punch determines the severity of this tearing [2]. The recently most of the brain injury mechanism and brain lesions can be investigated from medical imaging i.e. CT and MRI.

Many researchers have been attempting to study the response of a human head to the object impact because the human head subjected to foreign object impact is one of the major causes of head injuries. Shi Wei Gong *et al.*[3] studied an approach for the estimation of contact force on a human head induced by a foreign-object impact. A simple head striker model to estimate the contact force between the human head and the foreign-object striker was proposed. Moreover, they analyzed the dynamic response of a human head to a foreign-object impact [4]. Chu *et al.*[5] studied traumatic brain injury using finite element analysis. 2D brain injury model was presented in their work. Svein Kleiven [6] developed a detailed and parameterized 3D finite element model of the human head to evaluate the effects of head size, brain size on the same acceleration impulse and impact directions on translational impulse. Gerald Krabbel and Ralph Müller [7] described the development of a 3D finite element model based on the digital data set from the head section. The fresh CT scans were used for the skull model and the MRI images for the brain model. It is expected that the model will be able to predict the risk of head injuries in a crash event. Giovanni Belingardi *et al.*[8] developed and validated a finite element the intracranial pressure and stress distribution due to a frontal impact. Ranganatha Rao Mulabagula [9] modeled the human skull to understand the stress distribution across the human skull using finite element analysis. An automobile chassis crash has been simulated to validate the load applied in the analysis. Xianfang Yue *et al.*[10] investigated the dynamic characteristics of the human skull-dura mater system. 3D finite element model of a human skull was constructed to calculate the deformation of human skull with the intracranial pressure changing.

Alternatively, finite element model (FE model) of head impact is used for simulation and analyzing the brain concussion. At present, a realistic model of the head impact to demonstrate causing a knockout has not been found. In this paper proposes the development 3D finite element of more realistic human skull impact for studying mechanic of head impact, analyzing causing a knockout and investigating a maximum weak position on a human face in the future. The stress distribution on the different components of skull has been considered while a foreign object was blowing to frontal bone. The simulation results were compared with the experimental data published by others.

II. MATERIALS AND METHOD

A. Numerical Model

The finite element simulation of skull impact has been performed with ANSYS LS-DYNA the commercial software package.

For linear elasticity, stress given by Hook's law

$$\sigma_i = \lambda \left(\frac{\nabla \cdot \mathbf{v}}{V} \right) + 2G \varepsilon_i \quad (1)$$

$i = 1, 2, 3, \dots$ where λ is Lamé's constant and G is known as shear modulus

The principal stresses (σ_i) can be decomposed into a hydrostatic and a deviatoric component

$$\begin{aligned} \sigma_i &= -P + s_i \quad (2) \\ P &= -\frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \end{aligned}$$

Where P is the pressure and s_i are stress deviators then

$$\begin{aligned} P &= K \left(\frac{\rho}{\rho_0} - 1 \right) \quad (3) \\ ds_i &= 2G \left(d\varepsilon_i - \frac{dV}{3V} \right) \end{aligned}$$

The explicit dynamics simulation, the equilibrium equations in dynamic analysis can be written in the form

$$[M][\ddot{u}^{(i)}] = [F^{(i)}] - [I^{(i)}] \quad (4)$$

where $[M]$ is mass matrix, F is the vector of externally applied load and I is the vector of inertia forces. The mathematically equilibrium relation is a system of linear differential equations of second order. The solution can be obtained by finite difference expression to approximate the accelerations and velocities in terms of displacement which can be used written as

$$\ddot{u}^{(i)} = \frac{1}{\Delta t^2} (u^{(i+1)} - 2u^{(i)} + u^{(i-1)}) \quad (5)$$

The error of calculation depends on stable time increment that as relation below

$$\Delta t_{stable} = \min \left(\frac{L_c}{c} \right) \quad (6)$$

where L_c is limited element edge length and c is velocity of longitudinal wave for an element is in the form

$$c = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (7)$$

λ and μ are Lamé's constants can be written in terms of young's modulus and poisson's ratio following

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (8)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (9)$$

The stable time expression mentioned for only one element in practically the ANSYS LS-DYNA solver automatically calculates the minimum time step for each element based on its characteristic length and density. The smallest of these element time steps is called the critical time step. The actual time step used during solution is the product of the current critical time step and a stability factor (usually 0.90). As elements distort during the analysis, their time steps are recalculated. However, an element's time step is calculated based on its material properties (E, ν, ρ) and characteristic length. The equation can be rearranged to find the required density of each element for a desired time step size. By adding the corresponding mass to these elements, the solution time will be reduced. This procedure is known as mass scaling and not recommend. In this paper, mass was not added to speed up run.

B. Finite Element Model Description

In this study, The geometrical realistic model of the skull has been finalized from native SolidWorks CAD3D commercial software. Ansys LS-DYNA generated mesh and solved the numerical model. A three-dimensional (3-D) finite element (FE) model of human skull impact is shown in Fig.1. The model was composed of 364,892 elements and 87,023 nodes. The around impact area and interface of bone (suture of skull) have high density of element to achieve realistic behavior during impact.

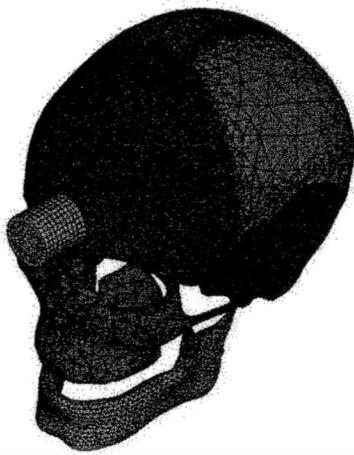


Fig.1 3-D Finite Element model of the human skull impact

C. Boundary Conditions

The skull bone considered in this study consists of two main components that were compact bones and facial bones. The frontal, parietal, temporal and occipital bones have been regarded as the first component. The zygomatic, nasal, maxilla and mandible bones were another. All the bones have been modeled with linear-elastic behavior as proposed by Giovanni et al [8] that has been used as the reference. The linear-elastic behavior can be illustrated in (3). Mechanical properties of different components of FE model are shown in table 1.

Table 1. Mechanical Properties of skull and foreign object

Bone	Material Model	ρ (kg/m ³)	E (MPa)	ν
Compact bone	Linear elastic	1800	15000	0.21
Facial bone	Linear elastic	4500	10000	0.3
Foreign object	Linear Elastic	5304	210000	0.3
Covering layer	Elastic-plastic	1050	1500	0.3

The model has been considered as free in correspondence of the neck because the impact phenomenon is too fast to be influenced by neck constraints as Giovanni et al. In the skull impact simulation, all of the components were separated into twelve parts i.e. a nasal bone, a maxilla bone, a mandible bone, left and right zygomatic bones, a frontal bone, left and right parietal bones, left and right temporal bones, an occipital bone and a foreign object. The others tissues such as scalp, brain, ventricle, cerebro spinal fluid were not considered in this study. The object impact was defined to be mass 5.6 kg by setting up the speed at $V = 10,000$ mm/sec (10 m/sec). All of the parts were defined as assembly contact with coefficient of friction (COF) 0.3. Contact between the object and frontal

bone were identified COF = 0.2. Stress distribution on the different components of skull was considered while a foreign object was blowing to frontal bone. The impact force and Von-Mises stress distribution in correspondence of the frontal area of the skull have been considered for validation. Many mechanical parameters have been retained constant in the simulation whilst others have been changed, to find a better correlation with the published paper by Giovanni et al.

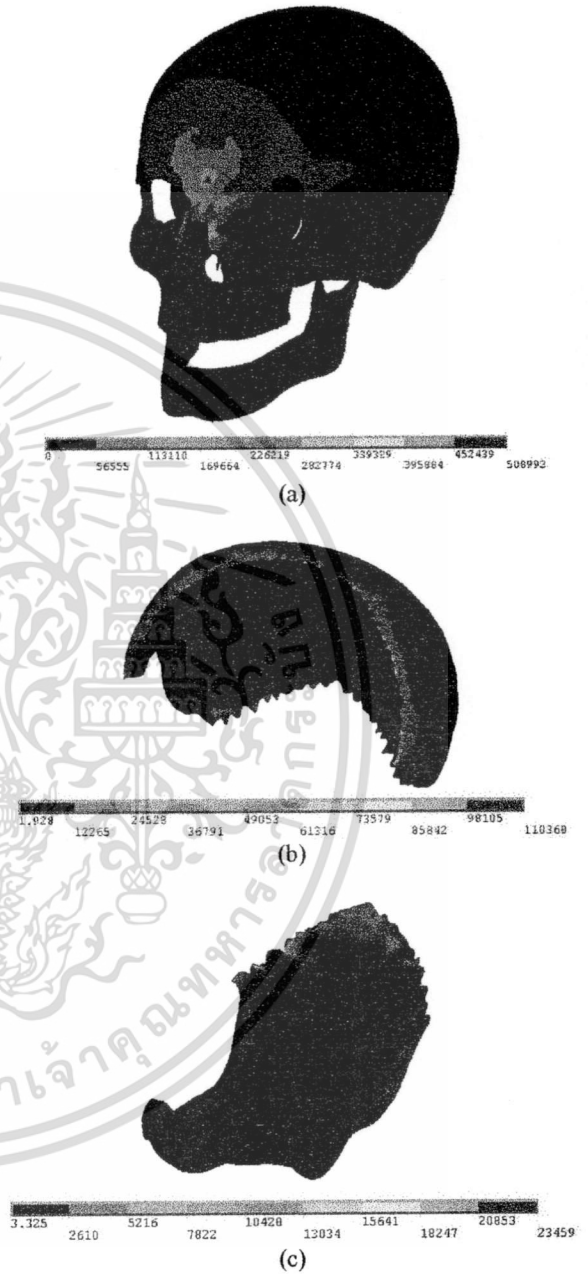


Fig.2 Stress distribution (kPa) on the different components of skull during impact (a) frontal and nasal bones (b) left and right parietal bones (c) occipital bone

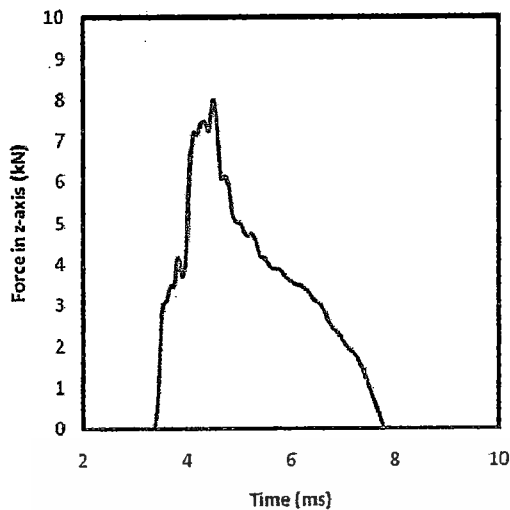


Fig.3 Impact force on frontal bone

III. RESULTS

Figure 2 shows the stress distribution on the different components of skull during object impacts to frontal bone directly. There are stresses distribution around suture of each other. The energy intensity was considerable on the frontal bone. The stress of frontal and nasal, parietal and occipital bones were 508.99, 110.36 and 23.459 MPa, respectively. Obviously, the frontal bone appeared a maximum stress. Moreover, the possible deformation of frontal bone over yield stress (97 MPa) was indicated also. In the Fig. 3, impact force on frontal bone has a peak value of $F = 7.98$ kN and its behavior can be comparable to obtained by Giovanni et al.

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

From the FE model validation, peak of impact force and its behavior can be comparable to value obtained by Giovanni et al. The simulation results, the finite element analysis revealed that the frontal bone absorbs a significant amount of the impact energy. A number of energies were transferred to almost all bones except mandible and zygomatic bones in which can consider from stress distribution on suture of each other. The stress distribution on suture of parietal bones and occipital bone are 21.68% and 4.6% of impact area, respectively. The deformation of frontal bone can occur because stress on frontal bone is over yield stress obviously that possible causes the brain concussion or brain injury.

This FE model of the human skull impact built can be useful for further studying the mechanic of head impact, analyzing causing a knockout and investigating a maximum weak position on a human face. However, the boundary conditions must be changed for improvement more realistic FE model of human head with others tissues such as scalp, brain, cerebro spinal fluid etc. Furthermore, impact the foreign

object to the others positions on the skull will be regarded in the future.

ACKNOWLEDGMENT

This study is contributed by Department of Industrial Physics and Medical Instrumentation, King Mongkut's University of Technology North Bangkok. The simulation technique of ANSYS LS-DYNA is supported by Joomponladej Bamrungwongtaree, Head Stack Assembly (HSA) process development, Seagate Technology (Thailand) Co., Ltd.

REFRERNCES

- [1] J. Kennard. (2006) About.com : Men's health. [Online]. Available: <http://menshealth.about.com/od/fitness/a/boxing.htm>
- [2] W. J. Hochswender, "The mechanics of a knockout punch," *Popular Mechanics*, pp.74-77, Jun. 1988.
- [3] S. W. Gong, H. P. Lee, and C. Lu, "An approach for the estimation of contact force on a human head induced by a foreign-object impact," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 5, pp. 956-958, May. 2007.
- [4] S. W. Gong, H. P. Lee, and C. Lu, "Dynamic response of a human head to a foreign object impact," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 3, pp. 1226-1229, Mar.2008.
- [5] Chu YH and Bottlang M, "Finite element analysis of traumatic brain injury."
- [6] S. Kleiven, "Finite Element Modeling of the Human Head." Doctoral's thesis, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, May. 2002.
- [7] G. Krabbel and R. Müller, "Development of a Finite Element Model of the Head Using the Visible Human Data,"
- [8] G. Belingardi, G. Chianfussi, and I. Gaviglio, "Development and validation of a new finite element model of human head,"
- [9] R. R. Mulabagula, "Finite Element Application to Head Injury Modeling." M. Sc. thesis, Ohio University, United State, Jun. 1994.
- [10] X. Yue, L. Wang, S. Sun, and L. Tong, "Viscoelastic finite-element analysis of human skull-dura mater system as intracranial pressure changing," *African Journal of Biotechnology*, vol. 7 (6), pp. 689-695, Mar. 2008.

3-D Finite Element Model for Analysis in the Maxilla and Zygomatic Bones Impact

Pattaraweerin Woraratsoontorn¹ and Pitikhate Sooraksa²,

ABSTRACT

Concussion or head impact involves the brain injury from mild to severe. Most of the brain injury mechanism and brain lesions can be investigated from medical imaging. Alternatively, finite element model (FE model) of head impact is used for simulation and analyzing the brain concussion. This paper proposes finite element model of maxilla bone, left and right zygomatic bones impact for further analysis of effect of punch on the human skull. The finite element model is three-dimensional which solid Lagrangian elements and the explicit dynamics simulations were used for analysis. The human skull model used in this study was validated from the previous study. A foreign object impact generated contact force was used via load curve and initial velocity to estimate the contact force between the object and impacted bones. The impact force and stress distributions on the bones have been evaluated. The prediction of the bones response to the strike can be achieved using ANSYS LS-DYNA solver.

Keywords: Bone Impact; Finite Element; Head Impact; Brain Injury, Concussion

1. INTRODUCTION

Concussion or brain concussion is an injury to the brain caused by a blow to the head or by violent jarring or shaking. Sports are among the most common causes of concussion, and sports with the most physical contact, such as football, boxing, and hockey, are most likely to produce head injuries that involve concussion. Concussions can be mild or severe depending on the mechanism of injury.

The American Association of Neurological Surgeons says that 90% of the boxers sustain a brain injury. Boxing may account for fewer deaths than some other sports but a number of boxers suffering brain damage are believed to be much higher than recorded. Being hit on the head can cause fractures to the bone of the head and face and tissue damage in the brain. A punch can damage the surface of

the brain, tear nerve networks, cause lesions, bleeding and sometimes produce large clots within the brain [1]. The knockout has been the goal of the boxing. It involves the death, a small sleep and a deep sleep. Jordan, who has published original research on neurological aspects of boxing, demonstrates that a cause of a knockout is rotational acceleration, a spinning of the brain. During a knockout, the brain stem doesn't move, but the spin at the top of the brain causes to lose consciousness. Professional boxers can deliver punch with such force to the movable head that the brain strike against the skull, tearing nerve fibers, the meningeal sac that supports the brain and blood vessels. The direction and power of the punch determines the severity of this tearing [2]. The recently most of the brain injury mechanism and brain lesions can be investigated from medical imaging i.e. CT and MRI.

Many researchers have been attempting to study the response of a human head to the object impact because the human head subjected to foreign object impact is one of the major causes of head injuries. Shi Wei Gong et al.[3] studied an approach for the estimation of contact force on a human head induced by a foreign-object impact. A simple head striker model to estimate the contact force between the human head and the foreign-object striker was proposed. Moreover, they analyzed the dynamic response of a human head to a foreign-object impact [4]. Chu et al.[5] studied traumatic brain injury using finite element analysis. 2D brain injury model was presented in their work. Svein Kleiven [6] developed a detailed and parameterized 3D finite element model of the human head to evaluate the effects of head size, brain size on the same acceleration impulse and impact directions on translational impulse. Gerald Krabbel and Ralph Miller [7] described the development of a 3D finite element model based on the digital data set from the head section. The fresh CT scans were used for the skull model and the MRI images for the brain model. It is expected that the model will be able to predict the risk of head injuries in a crash event. Giovanni Bellingardi et al.[8] developed and validated a finite element the intracranial pressure and stress distribution due to a frontal impact. Ranganatha Rao Mulabagula [9] modeled the human skull to understand the stress distribution across the human skull using finite element analysis. An automobile chassis crash has been simulated to validate the load applied in the analysis. Xianfang Yue et al.[10] investigated the dynamic characteristics of the human skull-dura mater

Manuscript received on September 2, 2012 ; revised on October 24, 2012.

¹ Pattaraweerin Woraratsoontorn is with Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkuts Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand, E-mail: oaw2520@hotmail.com

² Pitikhate Sooraksa is with Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkuts Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand, E-mail: kspitikh@kmitl.ac.th

system. 3D finite element model of a human skull was constructed to calculate the deformation of human skull with the intracranial pressure changing. P. Pongpanitanont et al.[11] developed software to analyze dyslexia brain fMRI images. 3D reconstruction was used for presenting an image.

Alternatively, finite element model (FE model) of skull impact is used for simulation and analyzing the brain concussion. At present, a realistic model of the skull impact to demonstrate causing a knockout has not been found. In this paper proposes the finite element model of impacted facial bones i.e. maxilla, left and right zygomatic bones for analyzing causing a knockout and investigating a maximum weak position on a human face in the future. The stress distribution on the different components of skull has been considered while a foreign object was blowing to those bones.

2. MATERIAL AND METHOD

2.1 Numerical Model

The finite element simulation of skull impact has been performed with ANSYS LS-DYNA the commercial software package.

For linear elasticity, stress given by Hook's law

$$\dot{\sigma}_i = \lambda \left(\frac{\dot{V}}{V} \right) + 2G\dot{\varepsilon}_i \quad (1)$$

$i = 1, 2, 3, \dots$ where λ is Lamé's constant and G is known as shear modulus.

The principal stresses (σ_i) can be decomposed into a hydrostatic and a deviatoric component

$$\sigma_i = -P + s_i \quad (2)$$

$$P = -\frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3)$$

$$P = K \frac{\sigma}{\sigma_0} - 1 \quad (3)$$

$$ds_i = 2G \left(d\varepsilon_i - \frac{dV}{3V} \right)$$

The explicit dynamics simulation, the equilibrium equations in dynamic analysis can be written in the form

$$[M] \left[\ddot{u}^{(i)} \right] = \left[F^{(i)} \right] - \left[I^{(i)} \right] \quad (4)$$

where $[M]$ is mass matrix, F is the vector of externally applied load and I is the vector of inertia forces. The mathematically equilibrium relation is a system of linear differential equations of second order. The solution can be obtained by finite difference expression to approximate the accelerations and velocities

in terms of displacement which can be used written as

$$\ddot{u}^{(i)} = \frac{1}{\Delta t^2} \left(u^{(i+1)} - 2u^{(i)} + u^{(i-1)} \right) \quad (5)$$

The error of calculation depends on stable time increment that as relation below

$$\Delta t_{stable} = \min \left(\frac{L_c}{c} \right) \quad (6)$$

where L_c is limited element edge length and c is velocity of longitudinal wave for an element is in the form

$$c = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (7)$$

λ and μ are Lamé's constants can be written in terms of young's modulus and poisson's ratio following

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (8)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (9)$$

The stable time expression mentioned for only one element in practically the ANSYS LS-DYNA solver automatically calculates the minimum time step for each element based on its characteristic length and density. The smallest of these element time steps is called the critical time step. The actual time step used during solution is the product of the current critical time step and a stability factor (usually 0.90). As elements distort during the analysis, their time steps are recalculated. However, an element's time step is calculated based on its material properties (E, ν, ρ) and characteristic length. The equation can be rearranged to find the required density of each element for a desired time step size. By adding the corresponding mass to these elements, the solution time will be reduced. This procedure is known as mass scaling and not recommend. In this paper, mass was not added to speed up run.

2.2 Finite Element Model Description

In this study, the geometrical realistic model of the skull has been finalized from native SolidWorks CAD3D commercial software. ANSYS LS-DYNA generated mesh and solved the numerical model. A three-dimensional (3-D) finite element (FE) model of facial bones impact on the different positions i.e. maxilla bone, left and right zygomatic bones are shown in figure 1. The model was composed of 364,892 elements and 87,023 nodes. The impact area and interface of bone (suture of skull) have high density of element to achieve realistic behaviour during impact. However, the human skull used in this study was evaluated from the previous study.

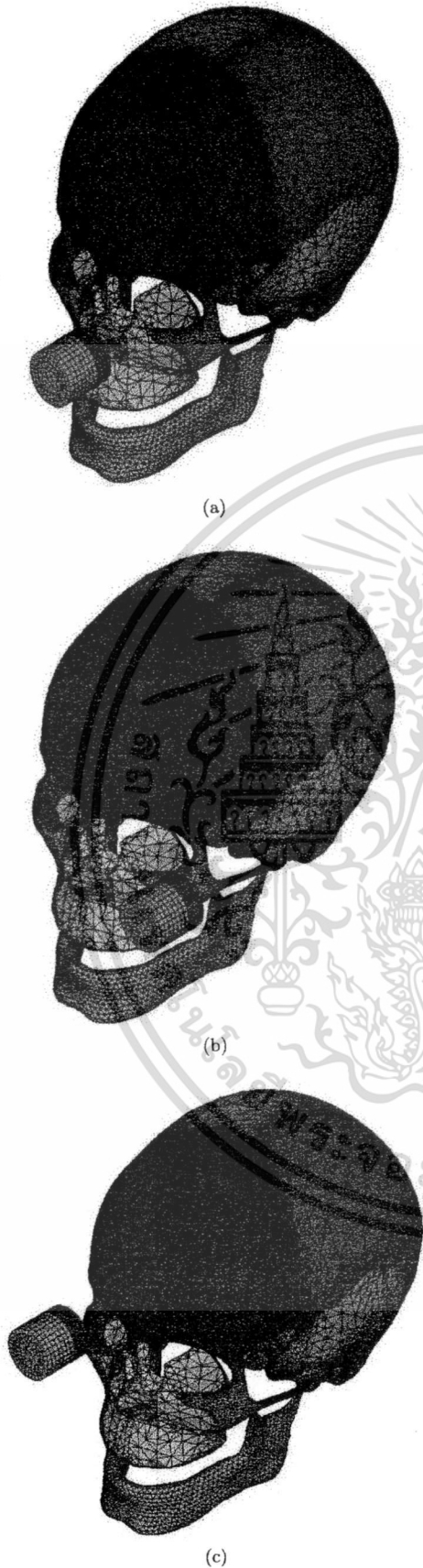


Fig.1: 3-D Finite Element model of the impacted (a) maxilla bone (b) left zygomatic bone and (c) right zygomatic bone.

Table 1: The sex, weight and height of each subject.

Bone	Material Model	ρ (kg/m ³)	E (MPa)	ν
Compact bone	Linear elastic	1800	15000	0.21
Facial bone	Linear elastic	4500	10000	0.3
Foreign object	Linear elastic	5304	210000	0.3
Covering layer	Elastic-plastic	1050	1500	0.3

2.3 Boundary Conditions

The skull considered in this study consists of two main components that were compact bones and facial bones. The frontal, parietal, temporal and occipital bones have been regarded as the first component. The zygomatic, nasal, maxilla and mandible bones were another. All of the bones have been modeled with linear-elastic behavior as proposed by Giovanni et al [8] that has been used as the reference. A foreign object was covered by a layer in the end where was surface contact to the bone. The linear-elastic behaviour can be illustrated in (3). Mechanical properties of the different components used in this FE model are shown in table 1.

The model has been considered as free in correspondence of the neck because the impact phenomenon is too fast to be influenced by neck constraints as Giovanni et al. In this facial bones impact simulation, all of the components were separated into twelve parts i.e. left and right zygomatic bones, a nasal bone, a maxilla bone, a mandible bone, a frontal bone, left and right parietal bones, left and right temporal bones, an occipital bones and a foreign object. The others tissues such as scalp, brain, ventricle, cerebro spinal fluid were not considered in this study. The object impact was defined to be mass 5.6 kg by setting up the speed at $V = 7000$ mm/sec (7 m/sec). All of the parts were defined as assembly contact with coefficient of friction (COF) 0.3. Contact between the object and frontal bone were identified COF = 0.2. The impact force and Von-Mises stress distributions on the different components of skull has been considered while a foreign object was blowing to maxilla bone, left and right zygomatic bones directly.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

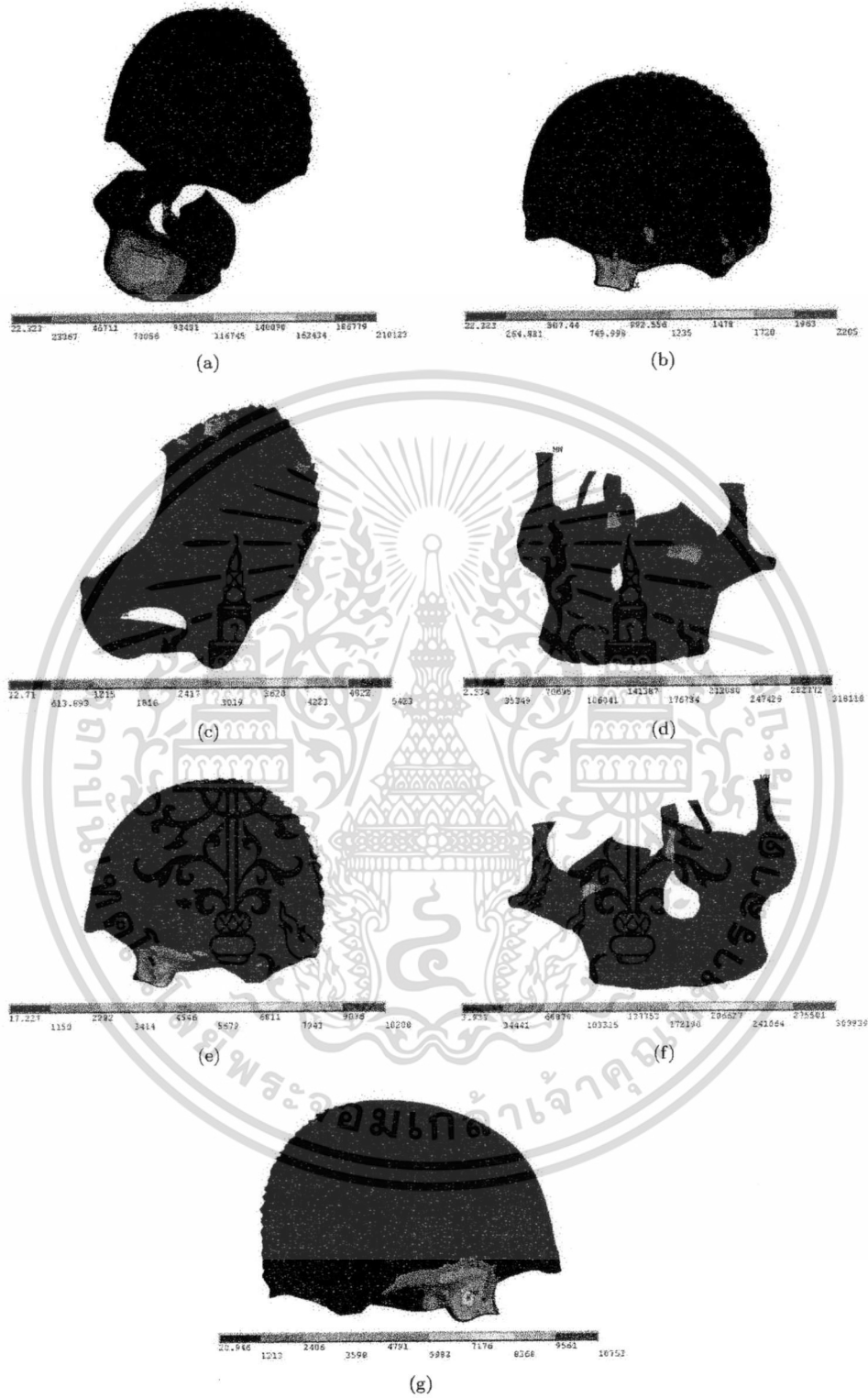
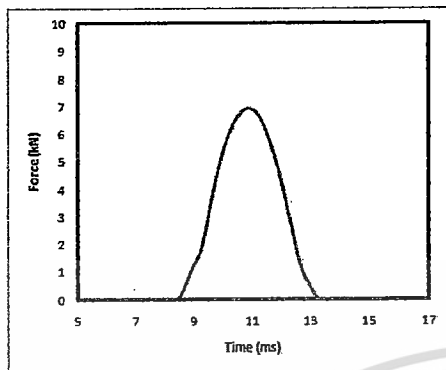
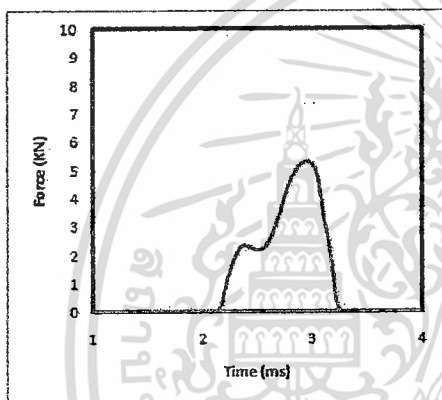


Fig.2: Stress distribution (kPa) on the different components of skull during (a)(c) maxilla bone (d)(e) left zygomatic bone (f)(g) right zygomatic bone impact.

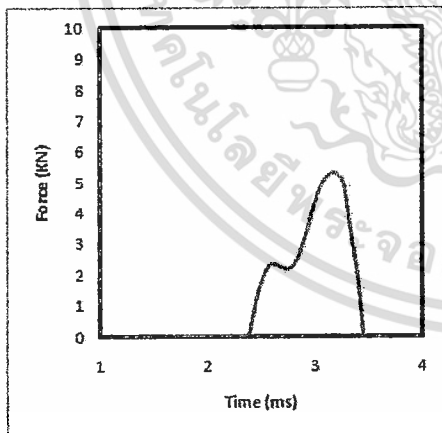
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(a)



(b)



(c)

Fig.3:: Impact force of the impacted (a) maxilla bone (b) left zygomatic bone and (c) right zygomatic bone.

3. RESULTS

Figure 2 shows the stress distribution on the different components of skull during maxilla bone, left and right zygomatic bones impact. While an object was striking on maxilla bone, there were stress distributions on many parts of the skull i.e. maxilla, nasal, frontal, parietal and occipital bones as shown in figures 2(a)-2(c). The stresses were 210.123, 2.205 and 5.423 MPa on maxilla and nasal, frontal and parietal; and occipital bones, respectively. In addition, the stress distributions were occurred on nasal, zygomatic and frontal bones when the object was blowing left and right zygomatic bones as shown in figures 2(d)-2(g). In this case, the stresses were 318.118 and 10.208 MPa on the left zygomatic and frontal bones; and 309.939 and 10.753 MPa on the right zygomatic and frontal bones, respectively. Obviously, the maximum stress appeared on position of the component where was stroked directly. Moreover, if the maximum stress on each of the impacted position were compared at the same impact time, zygomatic bones have maximum stress.

Figure 3 shows the impact force of the impacted maxilla bone, left and right zygomatic bones. Peak of impact force on maxilla, left zygomatic and right zygomatic bones were 6.939, 5.28 and 5.29 kN, respectively. These peaks of impact force have arisen approximately within 4, 1 and 1 seconds, respectively after an object contact to the bones.

4. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

In case of the stress distribution evaluation on the different components after maxilla bone, left and right zygomatic bones impact with the same conditions, maximum stress has occurred on zygomatic bones. This may be caused by a smaller surface area of zygomatic bone than one of maxilla bone. In this study, the stress on the left zygomatic bone was a bit different from right zygomatic at the same impact time, possibly because of setting error in initial position of foreign object.

From the FE model simulation, the impacted maxilla bone has a maximum impact force possible causing by the difference of surface contact on object. Maxilla bone may be contacted to object more complete than zygomatic bone which only contacted to the edge of the object. However, when the durations of all peaks appeared were considered, peak of impacted zygomatic bones has been taken place faster than that of another.

From the results, maybe means that zygomatic bone is a weak point on the skull. Therefore, the severity of injury of zygomatic bone is possibly most happened when struck a foreign object that had the same characteristics and behaviors on maxilla bone and zygomatic bones.

This FE model of the human skull impact built can be useful for further studying the mechanic of head impact, analyzing causing a knockout and inves-

tigating a maximum weak position on a human face. However, the boundary conditions must be changed for improvement more realistic FE model of human head with others tissues such as scalp, brain, cerebro spinal fluid etc. Furthermore, impact the foreign object to the others positions on the skull will be regarded in the future.

5. ACKNOWLEDGEMENT

This study is contributed by Department of Industrial Physics and Medical Instrumentation, King Mongkut's University of Technology North Bangkok. The simulation technique of ANSYS LS-DYNA is supported by Joompondej Bamrungwongtaree, Head Stack Assembly (HSA) process development, Seagate Technology (Thailand) Co., Ltd.

References

- [1] J. Kennard, "Available: <http://menshealth.about.com/od/fitness/a/boxing.htm> .", *About.com: Men's health*. [Online].
- [2] W. J. Hochswender, "The mechanics of a knock-out punch.", *Popular Mechanics*, pp. 74-77, Jun., 1988.
- [3] S. W. Gong, H. P. Lee, C. Lu, "An approach for the estimation of contact force on a human head induced by a foreign-object impact.", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 5, pp. 956-958, May. 2007.
- [4] S. W. Gong, H. P. Lee, C. Lu, "Dynamic response of a human head to a foreign object impact.", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 3, pp. 1226-1229, Mar. 2008.
- [5] Y.H. Chu, M. Bottlang, "Finite element analysis of traumatic brain injury."
- [6] S. Kleiven, "Finite Element Modeling of the Human Head.", *Doctoral's thesis, Royal Institute of Technology*, Stockholm, Sweden, May. 2002.
- [7] G. Krabbel, R. Müller, "Development of a Finite Element Model of the Head Using the Visible Human Data."
- [8] G. Belingardi, G. Chiandussi, I. Gaviglio, "Development and validation of a new finite element model of human head."
- [9] R. R. Mulabagula, "Finite Element Application to Head Injury Modeling.", *M. Sc. thesis, Ohio University*, United State, Jun. 1994.
- [10] X. Yue, L. Wang, S. Sun, L. Tong, "Viscoelastic finite-element analysis of human skull-dura mater system as intracranial pressure changing.", *African Journal of Biotechnology*, vol. 7 (6), pp. 689-695, Mar. 2008.
- [11] P. Pongpanitanont, W. Sittiprapaporn, W. Charoensuk, "Pattern recognition in brain FMRI for agnosia.", *International Journal of Applied Biomedical Engineering (IJABME)*, vol.3, no.1, pp. 39-44, 2010.



Pattaraweerin Woraratsoontorn received the B.Sc.(Industrial Physics and Medical Instrumentation) from King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Thailand, in 1997 and M.Sc.(Radiological Science) from Mahidol University, Thailand, in 2000. Now, she is studying in Ph.D. at Department of Electrical Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang. Her research interests are in the area of medical instrumentation and finite element modeling. Since June 2000, she has been the lecturer at the Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok, Thailand.



Pitikhate Sooraksa received the B.Ed.(Physics), M.Sc.(Physics) from Srinakharinwirot University, Thailand, M.Eng(Electrical Engineering) from the George Washington University, USA and Ph.D.(Electrical Engineering) from University of Houston, USA. He has been the lecturer at the Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang. His research interests are in the area of IT-automation & robotics and computer-

communication-control for HDDs.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Tolerance Ring Improvement for Reducing Metal Scratch

Pattaraweerin Woraratsoontorn*, Pitikhate Sooraksa**

* Department of Electrical Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

** Department of Information Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

Abstract- In hard disk drive manufacturing, the tolerance ring is commonly used for coupling a bearing cartridge to an arm actuator. Further, the tolerance ring can prevent slippage between the arm actuator and bearing assembly during operation of disk drive or during shock events. The metal scratch occurred in the tolerance ring installation process cause a number of particles. The main purpose of this analysis is to improve and to investigate behaviors of the tolerance ring using finite element 3D model for reducing the particles. The result shows that the developed vulnerable point effect less movement of the tolerance ring, the particles were decreased because the metal scratch was eliminated.

Index Terms- Tolerance Ring, Finite Element, Bearing

I. INTRODUCTION

In the hard disk drive (HDD) manufacturing, the present tolerance ring (T-Ring) assembly relates to method, in disk drive to couple actuator arm to bearing assembly. Further, tolerance ring can prevent slippage between the arm and bearing assembly during operation of disk drive or during shock events. Some tolerance ring designs and installation methods include ring with protrusions that frictionally engage with an inner surface of an actuator arm. This ring can be installed by first installing the ring into an actuator arm and then forcibly pressing a bearing assembly into the ring—a press fit where an inner diameter of the ring is smaller than an outer diameter of the bearing assembly. Conversely, rings can first be installed around the bearing and then forcibly pressed into the actuator arm—a press fit where an outer diameter of the ring's protrusions is larger than an inner diameter of the actuator arm. Either way, the act of forcibly pressing a component into another component creates particles as surfaces scratch against each other, particularly when a metal surface is involved.

Many researchers have studied the characteristics of the tolerance ring. Rongley [1] developed a tolerance ring by having a plurality of corrugations of different heights to provide different available spring rates even if one or more of the corrugations of one height is crushed. Cramer, Jr. et al.[2] improved the tolerance rings with permitting them to be utilized in holding cylindrical members within sheet panels and providing positive axial retention of the ring in the sheet panel. The formation of shoulders on the engaged members was not required, but rather through the use of an annular split ring shim. Misso et al.[3] attempted reducing manufacturing cost and increasing disk drive actuator assembly stiffness. A post extends from a base deck and supports an actuator assembly and cartridge bearing. Macpherson et al.[4] increased frictional coefficient between the cartridge sleeve and ring prevents slip between them, eliminating the need to increase compressive forces between the ring and bore and bearing. Piriyaikom and Sujin[5] studied the tolerance ring installation process using finite element 3D model. Although the tolerance ring has been being developed, design one for reducing the particles has never been mentioned. The main purpose of this analysis is to improve and to investigate behaviors of the tolerance ring composed in hard disk drive using finite element 3D model for reducing the particles. Figure 1 shows the actual tolerance ring in hard disk drive.

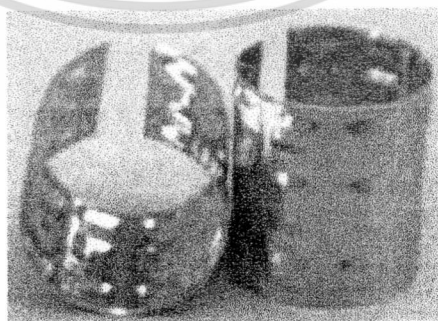


Figure 1: T-Ring in hard disk drive
II. GOVERNING EQUATION

The finite element simulation of the tolerance ring installation process has been performed with ANSYS LS-DYNA the commercial software package [6].

For linear elasticity, stress given by Hook's law

$$\dot{\sigma}_i = \lambda \left(\frac{\dot{V}}{V} \right) + 2G\dot{\epsilon}_i \quad (1)$$

$i = 1, 2, 3, \dots$ where λ is Lamé's constant and G is known as shear modulus

The principal stresses (σ_i) can be decomposed into a hydrostatic and a deviatoric component

$$\sigma_i = -P + s_i \quad (2)$$

$$P = -\frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \quad (3)$$

Where P is the pressure and s_i are stress deviators then

$$P = K \left(\frac{\rho}{\rho_0} - 1 \right) \quad (4)$$

$$ds_i = 2G \left(d\epsilon_i - \frac{dV}{3V} \right) \quad (5)$$

The explicit dynamics simulation, the equilibrium equations in dynamic analysis can be written in the form

$$[M] \left[\ddot{u}^{(i)} \right] = [F^{(i)}] - [I^{(i)}] \quad (6)$$

where $[M]$ is mass matrix, F is the vector of externally applied load and I is the vector of inertia forces. The mathematically equilibrium relation is a system of linear differential equations of second order. The solution can be obtained by finite difference expression to approximate the accelerations and velocities in terms of displacement which can be written as

$$\ddot{u}^{(i)} = \frac{1}{\Delta t^2} \left(u^{(i+1)} - 2u^{(i)} + u^{(i-1)} \right) \quad (7)$$

The error of calculation depends on stable increment of time as the relation is shown below

$$\Delta t_{stable} = \min \left(\frac{L_c}{c} \right) \quad (8)$$

where L_c is limited element edge length and c is velocity of longitudinal wave for an element is in the form

$$c = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (9)$$

λ and μ is Lamé' constants can be written in terms of young's modulus and passion ratio as follows

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (10)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (11)$$

The stable time expression mentioned for only one element in practically the LS-DYNA solver automatically calculates the minimum time step for each element based on its characteristic length and density. The smallest of these element time steps is called the critical time step. The actual time step used during solution is the product of the current critical time step and a stability factor (usually 0.90). As elements distort during the analysis, their time steps are recalculated. However, an element's time step is calculated based on its material properties (E, ν, ρ) and characteristic length. The equation can be rearranged to find the required density of each element for a desired time step size. By adding the corresponding mass to these elements, the solution time will be reduced. This procedure is known as mass scaling and not recommended. In this simulation, mass was not added to speed up run. A three-dimensional (3D) and a cross-sectional view of the finite element (FE) model used for the tolerance ring installation process are shown in Figure 2.

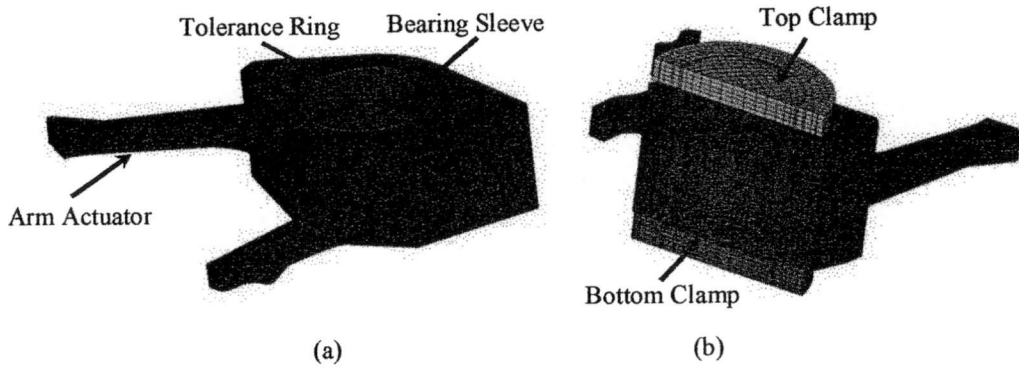


Figure 2: (a) Three-dimensional (3D) model and (b) Cross-sectional view of the finite element (FE) model used for the tolerance ring installation process

Figure 3 shows the concept of the bearing push out after the ring collapsed. The equation of bearing push out can be derived from

$$F = \mu N \tag{12}$$

$$N = VM \times A \tag{13}$$

Where VM is Von Mises Stress

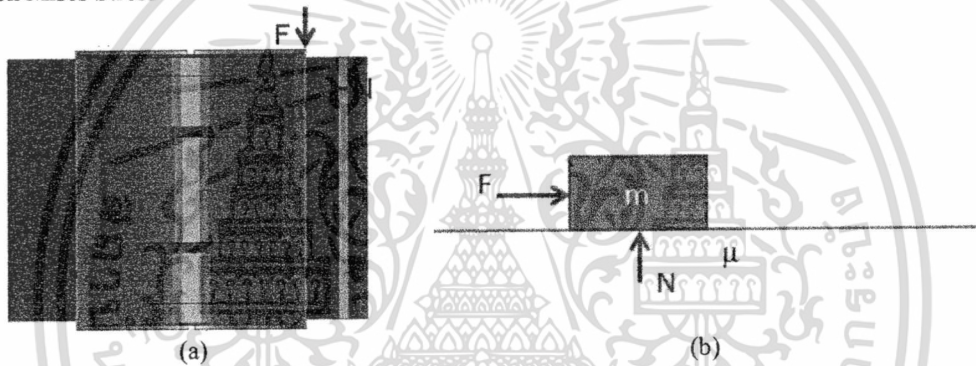


Figure 3: (a) Free body diagram of bearing push out (b) Equivalent system of bearing push out

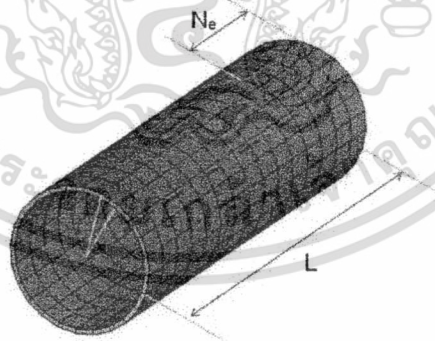


Figure 4: Configuration of cylindrical for finite element model

A bearing sleeve was meshed by control layer of the element as show in Figure 4.

and now substitution eq. (13) into eq. (12) got

$$P_{force} = r\mu \int_0^{2\pi} F \frac{rL}{N_e} d\theta \tag{14}$$

Simplify the eq. (14) obtain

$$P_{force} = \mu F A \frac{D}{2N_e} \tag{15}$$

where P_{force} is bearing push out, μ is coefficient of friction, F is contact pressure, D is a diameter of the bearing sleeve, and N_e is the number of engaged element. Practically, an average pressure and contact area substitution in eq. (15) to obtain bearing push out.

III. FINITE ELEMENT MODEL DESCRIPTION

In this study, the three dimensions and behaviour of the tolerance ring was studied. A space between the arm actuator and the bearing sleeve was determined for collapse of tolerance ring. In addition, the optimal vulnerable points for collapse of the tolerance ring were evaluated as shown in Figure 5. The geometrical model of the tolerance ring has been finalized from native SolidWorks CAD3D commercial software. ANSYS LS-DYNA generated mesh and solved the numerical model. A three-dimensional (3D) finite element (FE) model of tolerance ring showed in Figure 2 composed of 381,190 elements and 54,293 nodes. The ring element has been defined high density to achieve realistic behaviour during collapse. The tolerance ring assembly considered in this study consists of five main components i.e. E-block arm (Arm actuator), bearing sleeve, tolerance ring and two clamps (top and bottom clamp). The E-block arm was simplified with regardless the root arm to reduce amount of element. The bearing cartridge was considered as bearing sleeve that makes sense. The both clamps were considered to be rigid body, the bottom clamp was fixed all degree of freedom as for the top clamp can be moved down in z-direction only via load curve. All components were contacted together by surface to surface. Mechanical properties of different components of FE model are shown in Table 1. Coefficient of friction (COF) between tolerance ring and sleeve was 0.70-0.95 [7]. In case the tolerance ring has material properties following: hardness 400-450 VHN, ultimate tensile strength 1310 MPa, yield strength (0.2% offset) 1170 MPa.

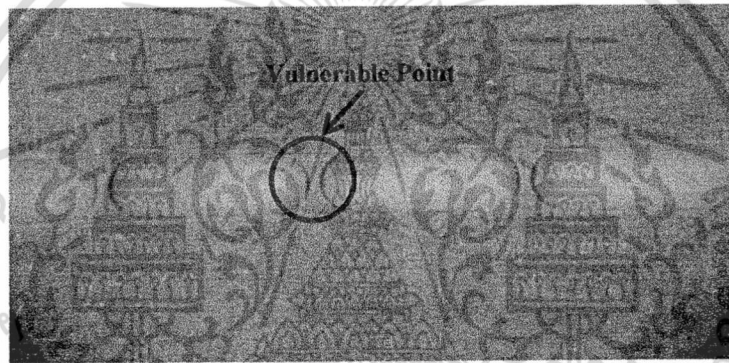


Figure 5: Vulnerable point of the tolerance ring

Table 1: Material properties for finite element analysis

Material Properties	Type of Materials	
	Stainless steel	Aluminum
Elastic modulus, E (MPa)	190,000	71,016
Yield stress, Y (MPa)	206	275
Poisson ratio	0,32	0.33
Mass density (kg/m ³)	7,889	2,700

IV. RESULTS AND DISCUSSIONS

Figure 6 shows the vulnerable points deformation or collapse of the tolerance ring. Red, blue and green point represent the vulnerable point before collapse, top of one after collapse and bottom of one after collapse, respectively. Obviously, the vulnerable points moved from original after apply compression force to the tolerance ring. All points trend to shift in radial trajectory except point A where shift in tangent trajectory. However, moving of the vulnerable points to radial trajectory was required to frictionally engage the tolerance ring and bearing sleeve with an inner surface of an actuator arm. Hence, a space of between ends of the sheet that was formed as the tolerance ring must be reduced. The optimal vulnerable points collapse of the tolerance ring is shown in Figure 7. It reveals that all points have tend to radial trajectory. The frictionally engage the tolerance ring and bearing sleeve with an inner surface of an actuator arm as shown in Figure 8.

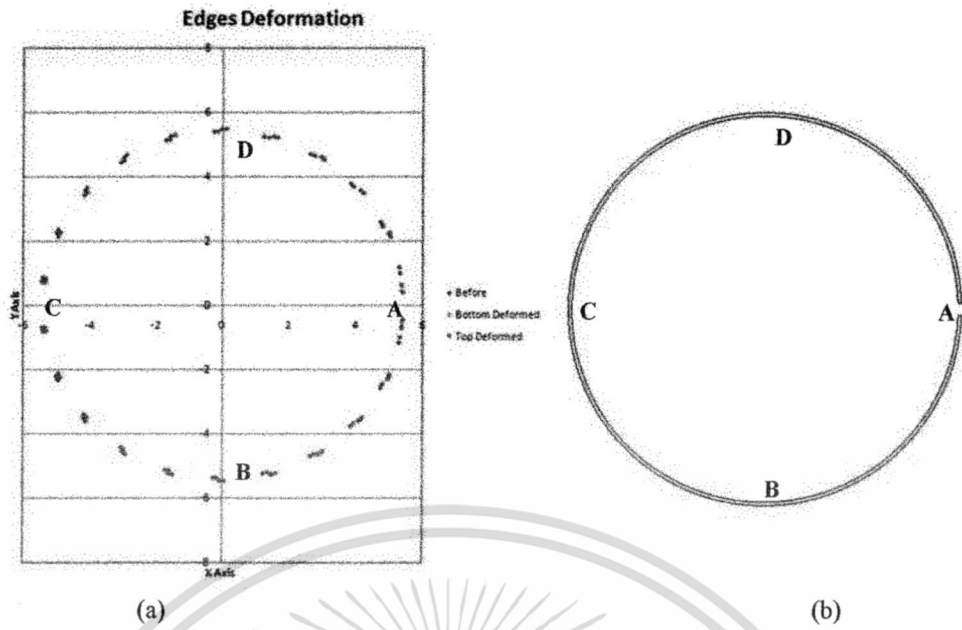


Figure 6: (a) T-Ring vulnerable points collapse (b) Equivalent diagram

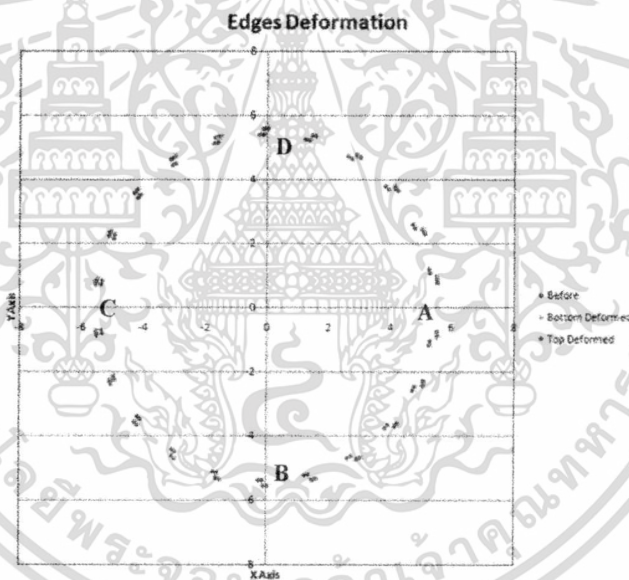


Figure 7: Optimal T-Ring vulnerable points collapse

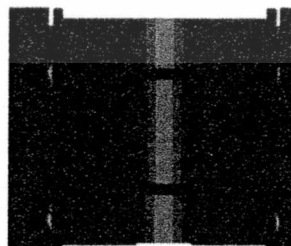


Figure 8: The frictionally engage the tolerance ring and bearing sleeve with an inner surface of an actuator arm

Table 2: Relationship between width of vulnerable point and bearing push out

Vulnerable Point Width (mm)	Bearing Push out (lbf)
0.03	15.1
0.05	37.4
0.07	54.6
0.12	80.3
0.13	70.4

Table 2 shows the relationship between width of vulnerable point of the developed tolerance ring and bearing push out. When vulnerable point width was increased, bearing push out was increased continuously until arrive a measurement and then bearing push out was decreased.

Table 3: Relationship between ratio of space and tolerance ring thickness and collapsed vulnerable point

Space/Ring Thickness Ratio	Collapsed Vulnerable Point (mm)
0	0.11
1	0.19
1.3	0.18
1.5	0.18
1.7	0.18

Table 3 shows the relationship between ratio of a space between the arm actuator and the bearing sleeve and tolerance ring thickness, and collapsed vulnerable point of the developed tolerance ring. The vulnerable point has maximum collapse when space and thickness of the tolerance ring is identical.

V. CONCLUSION

In this paper, finite element models were developed for analysis. All models were meshed with brick element by control the element layer for calculation of bearing push out. To reduce the particles due to metal scratch in the tolerance ring installation process need to have the optimum vulnerable points. Th tolerance ring is compressed so that it buckles or colapse at predetermined vulnerable points to position the bearing assembly relative to the B-block or actuator arm. The collpse level of vulnerable points designed depend on an axial load or force being applied to the tolerance ring. To have protrusions on the tolerance ring for helping to readily collapse is recommend. Cleanliness can be improved with reducing the movement of components that contact together. From simulation, the tolerance ring is able to move only 2 millimeters that is approximately 97.0% of movement part. Therefore, the developed tolerance ring ensure that the particles are removed from this process.

REFERENCES

- [1] R.A. Rongley, "Tolerance rings," United States Patent, Sep. 1, 1981.
- [2] Cramer, Jr. et al., "Tolerance ring and shim," United States Patent, May. 9, 1989.
- [3] Misso et al., "Top down assembly of a disk drive actuator using a tolerance ring and a post," United States Patent, Sep. 11, 2001.
- [4] Macpherson et al., "Cartridge bearing with frictional sleeve," United States Patent, Aug. 12, 2003.
- [5] J. Piriyaorn, B. Sujin, "Finite element simulation of a tolerance ring installation process," *The 23rd Conference of the Mechanical Engineering Network of Thailand*, Chiangmai, Thailand, 4-7 November 2009.
- [6] Livermore Software Technol. Corp. *LS-Dyna Theory Manual*, Livermore, CA, 2006.
- [7] K. Boonlong, "Experiment of friction coefficient between tolerance ring and outer sleeve," Seagate, December 2008.

AUTHORS

First Author – Pattaraweerin Woraratsoontorn, M.Sc (Radiological Science), King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang , oaw2520@hotmail.com.

Second Author – Pitikhate Sooraksa, Ph.D (Electrical Engineering), King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, kspitikh@kmitl.ac.th

Correspondence Author – Pattaraweerin Woraratsoontorn, oaw2520@hotmail.com, budsapapatn@kmutnb.ac.th, (66)906472455.

Development of Tolerance Ring for Cleanliness in Assembly Process

Pattaraweerin Woraratsoontorn^{1,a} and Pitikhate Sooraksa^{2,b}

¹Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

²Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

^aoaw2520@hotmail.com, ^bkspitikh@kmitl.ac.th

Keywords: Tolerance Ring, Finite Element, Bearing Cartridge

Abstract. In arm hookup assembly process, the tolerance ring is commonly used for coupling a bearing cartridge to an arm hookup. This process often encounter cleanliness problem which is caused by metal scratch between the arm hookup and the tolerance ring. The main purpose is development the tolerance ring using finite element 3D model and validation of experimental result. The result shows that the simulation result corresponds to the experimental result, the vulnerable point effect less movement of the tolerance ring. Moreover, the cleanliness problem in process was eliminated also.

Introduction

In arm hookup assembly process, the present tolerance ring (T-Ring) assembly relates to method, in disk drive to couple the arm hookup to bearing cartridge assembly. Further, tolerance ring can prevent slippage between the arm and bearing assembly during operation of disk drive or during shock events. Some tolerance ring designs and installation methods include ring with protrusions that frictionally engage with an inner surface of the arm hookup. This ring can be installed by first installing the ring into the arm hookup and then forcibly pressing a bearing assembly into the ring—a press fit where an inner diameter of the ring is smaller than an outer diameter of the bearing assembly. Conversely, rings can first be installed around the bearing and then forcibly pressed into the arm hookup—a press fit where an outer diameter of the ring's protrusions is larger than an inner diameter of the arm hookup. Either way, the act of forcibly pressing a component into another component creates particles as surfaces scratch against each other, particularly when a metal surface is involved [1].

Many researchers have studied the characteristics of the tolerance ring. Rongley [2] developed a tolerance ring by having a plurality of corrugations of different heights to provide different available spring rates even if one or more of the corrugations of one height is crushed. Cramer, Jr. et al.[3] improved the tolerance rings with permitting them to be utilized in holding cylindrical members within sheet panels and providing positive axial retention of the ring in the sheet panel. The formation of shoulders on the engaged members was not required, but rather through the use of an annular split ring shim. Misso et al.[4] attempted reducing manufacturing cost and increasing disk drive actuator assembly stiffness. A post extends from a base deck and supports an actuator assembly and cartridge bearing. Macpherson et al.[5] increased frictional coefficient between the cartridge sleeve and ring prevents slip between them, eliminating the need to increase compressive forces between the ring and bore and bearing. Piriyaorn and Sujin[6] studied the tolerance ring installation process using finite element 3D model. Although the tolerance ring has been being developed, design one for reducing the particles has never been mentioned. The main purpose is development the tolerance ring using finite element 3D model and validation of experimental result. Figure 1 shows the actual tolerance ring in hard disk drive.

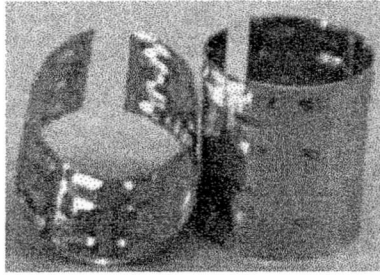


Fig. 1 T-Ring in hard disk drive

Governing Equation

The finite element simulation of the tolerance ring installation process has been performed with ANSYS LS-DYNA the commercial software package [7].

For linear elasticity, stress given by Hook's law

$$\sigma_i = \lambda \left(\frac{\dot{V}}{V} \right) + 2G\dot{\epsilon}_i \quad (1)$$

$i = 1, 2, 3, \dots$ where λ is Lamé's constant and G is known as shear modulus

The principal stresses (σ_i) can be decomposed into a hydrostatic and a deviatoric component

$$\sigma_i = -P + s_i \quad (2)$$

$$P = -\frac{1}{3}(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) \quad (3)$$

Where P is the pressure and s_i are stress deviators then

$$P = K \left(\frac{\rho}{\rho_0} - 1 \right) \quad (4)$$

$$ds_i = 2G \left(d\epsilon_i - \frac{dV}{3V} \right) \quad (5)$$

A three-dimensional (3D) and a cross-sectional view of the finite element (FE) model used for the tolerance ring assembly process are shown in Figure 2.

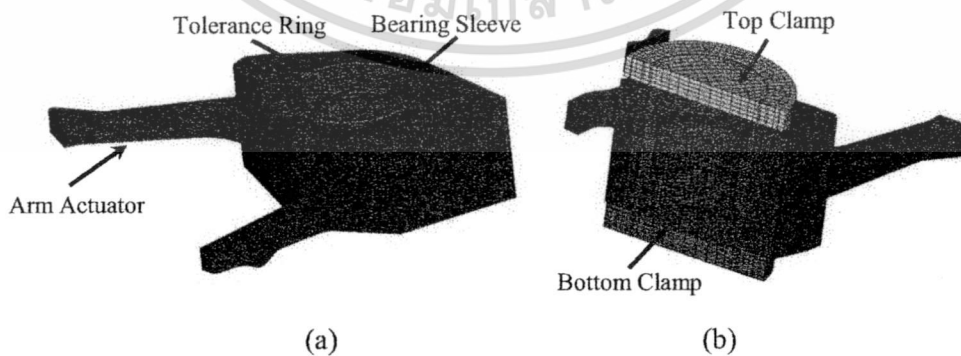


Fig. 2 (a) Three-dimensional (3D) model and (b) Cross-sectional view of the finite element (FE) model used for the tolerance ring assembly process

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Finite Element Model Description

Three dimensions model and behaviour of the tolerance ring was studied [1]. A space between the arm hookup and the bearing cartridge was determined from the simulation. The optimal vulnerable points for collapse of the tolerance ring were evaluated by apply compression force to a top clamp as shown in Figure 2 and 3. ANSYS LS-DYNA generated mesh and solved the numerical model. A three-dimensional (3D) finite element (FE) model of tolerance ring showed in Figure 2 composed of 381,190 elements and 54,293 nodes. The tolerance ring assembly considered in this study consists of five main components i.e. arm hookup, bearing cartridge, tolerance ring and two clamps (top and bottom clamp). The arm hookup was simplified with regardless the root arm to reduce amount of element. The both clamps were considered to be rigid body, the bottom clamp was fixed all degree of freedom as for the top clamp can be moved down in z-direction only via load curve. All components were contacted together by surface to surface. Mechanical properties of different components of FE model are shown in Table 1. Coefficient of friction (COF) between tolerance ring and bearing cartridge was 0.70-0.95 [8]. In case the tolerance ring has material properties following: hardness 400-450 VHN, ultimate tensile strength 1310 MPa, yield strength (0.2% offset) 1170 MPa.

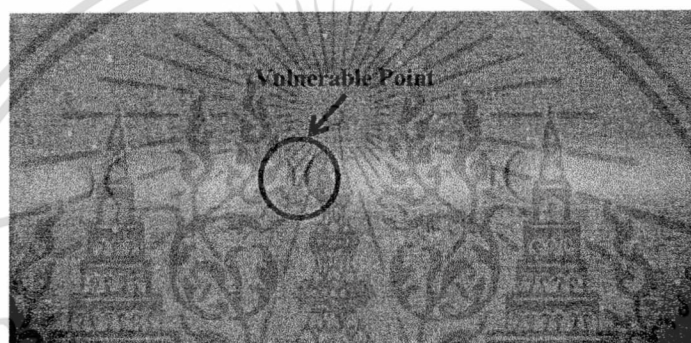


Fig. 3 Vulnerable point of the tolerance ring

Table 1 Material properties for finite element analysis

Material Properties	Type of Materials	
	Stainless steel	Aluminum
Elastic modulus, E (MPa)	190,000	71,016
Yield stress, Y (MPa)	206	275
Poisson ratio	0.32	0.33
Mass density (kg/m ³)	7,889	2,700

Experimental Setup and Validation

This section is investigation of collapse behaviour and validation of experiment. A tolerance ring install machine used in the experiment as shown in Figure 4. It is adapted from compression test machine.



Fig. 4 Tolerance ring install machine

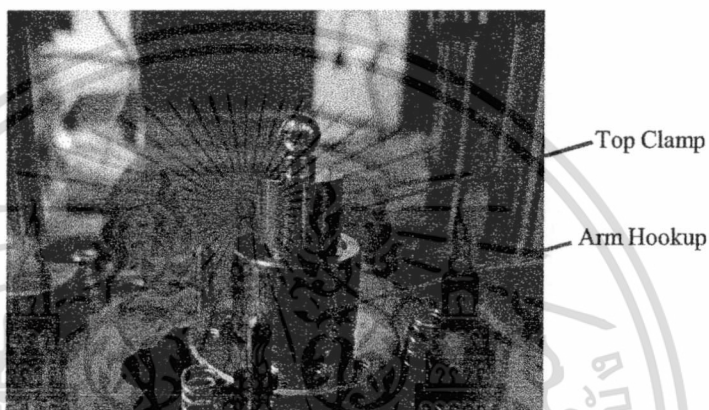


Fig. 5 Configuration of experiment

Figure 5 shows the components and setup of the experiment. The arm hookup was simplified as a cylindrical with a hole that inside characteristics were similar to one of arm. An aluminium sheet was rolled to achieve a tolerance ring.

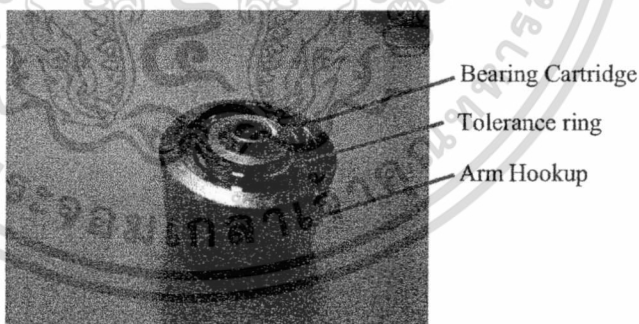


Fig. 6 Assembly of arm hookup, tolerance ring and bearing cartridge

In assembly, the tolerance ring was put in the arm hookup before the bearing cartridge. Three components were assembled as shown in Figure 6. Then, the compression force generated from motor applied to top clamp via column as shown in Figure 4. The speeds of compression were varied for behavioural investigation of the tolerance ring and validation experiment. The collapse of vulnerable points and material damage were considered.

Results and Discussions

The maximum compression force was 162-170 pounds force (lbf) for collapse the tolerance ring. Figure 7 shows the identical results between 3-D model and an actual tolerance ring for the vulnerable point collapse after the bearing cartridge was removed.

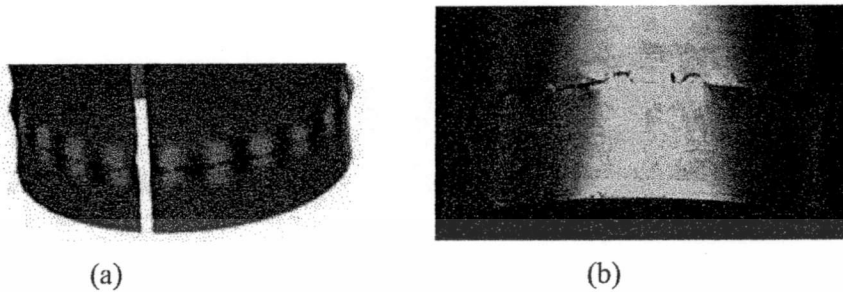


Fig. 7 Optimized collapse of the vulnerable point (a) 3-D model (b) Actual tolerance ring

The relationship of rotation degree and torque of bearing is shown in Figure 8. Obviously, torque has tend to be over baseline when compress the bearing at high speed as shown in Figure 8(a). Consequently, the vulnerable points were torn. Conversely, compression with optimal speed affects the optimal torque as shown in Figure 8(b). Furthermore, the experimental result found that the tolerance ring damage was incident also after collapsed in case of excess hardness material as shown in Figure 9.

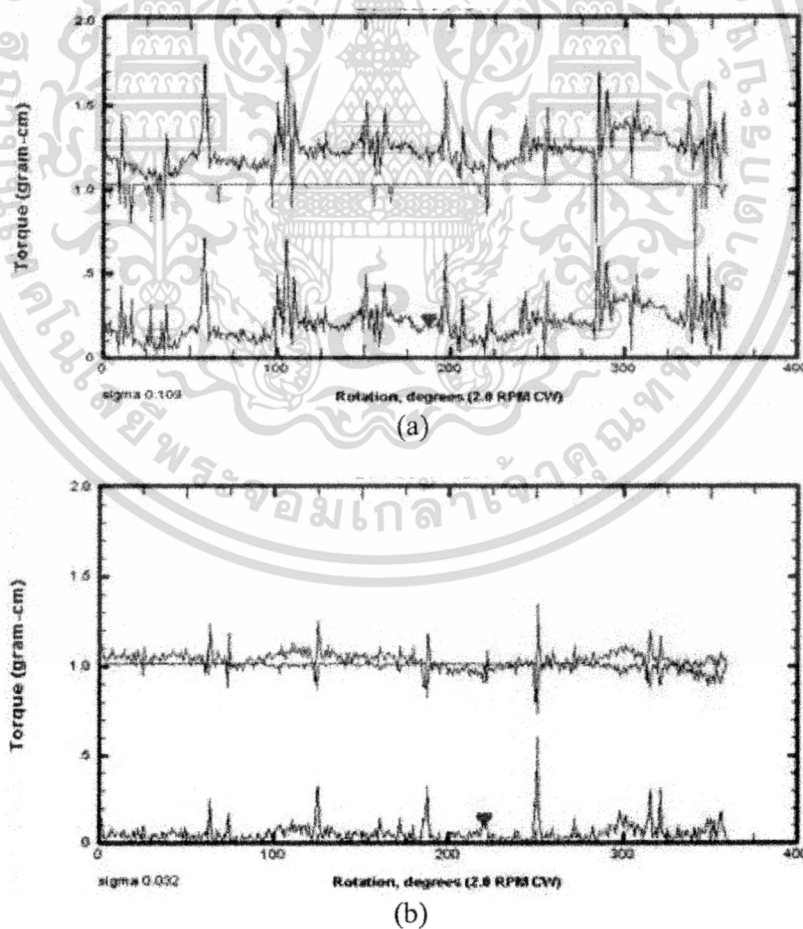


Fig. 8 Rotation degree and torque of bearing relationship (a) Non-optimum (b) Optimum

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Fig. 9 The tolerance ring damaged after collapsed

Conclusion

In this paper focus on development the tolerance ring using finite element 3D model and validation of experimental result. The result shows that the simulation result corresponds to the experimental result. The cleanliness problem in process was eliminated also due to the extent of metal scratch was decreased in the tolerance ring assembly process and to have the optimum vulnerable points. The tolerance ring is compressed so that its buckle or collapse at predetermined vulnerable points to position the bearing assembly relates to the arm hookup. The collapse level of vulnerable points designed depend on an axial load or force being applied to the tolerance ring. The compression speed and hardness of material have to be optimized for optimal collapse of vulnerable points. To have protrusions on the tolerance ring for helping to readily collapse is recommend. However, for bring it up to manufacturing process need to develop the related components and machine for manufacturability.

References

- [1] W. Pattaraweerin, S. Pitikhate: *Tolerance Ring Improvement for Reducing Metal Scratch*, International Journal of Scientific and Research Publications, Nov 2012.
- [2] R.A. Rongley, U.S. Patent 4,286,894. (1981)
- [3] Cramer, Jr. et al., U.S. Patent 4,828,423. (1989)
- [4] Misso et al., U.S. Patent 6,288,879 B1. (2001)
- [5] Macpherson et al., U.S. Patent 6,606,224 B2. (2003)
- [6] J. Piriyakorn, B. Sujin: Finite Element Simulation of a Tolerance Ring Installation Process, The 23rd Conference of the Mechanical Engineering Network of Thailand, Chiangmai, Thailand, 4-7 Nov 2009.
- [7] Livermore Software Technol. Corp. LS-Dyna Theory Manual, Livermore, CA, 2006.
- [8] K. Boonlong: Experiment of Friction Coefficient between Tolerance Ring and Outer Sleeve, Seagate, Dec 2008.

Micro Nano Devices, Structure and Computing Systems II
10.4028/www.scientific.net/AMR.677

Development of Tolerance Ring for Cleanliness in Assembly Process
10.4028/www.scientific.net/AMR.677.246



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวภัทรวีรินทร์ วรรัฐสุนทร
วัน เดือน ปีเกิด	1 ตุลาคม 2520 ที่กรุงเทพมหานคร
ที่อยู่	152 ซ.โชติสหาย ถ.ริมคลองประปา แขวงบางซื่อ เขตบางซื่อ กรุงเทพฯ 10800 โทร.0-2585-3358
ประวัติการศึกษา	2541 วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและ อุปกรณ์การแพทย์ (เกียรตินิยมอันดับ2) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ 2543 วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาศาสตร์รังสี มหาวิทยาลัยมหิดล
ความชำนาญเฉพาะด้าน	1) อุปกรณ์การแพทย์ 2) วิทยาศาสตร์รังสี
ประสบการณ์การทำงาน	
ปัจจุบัน	อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
พ.ศ. 2546	โล่เกียรติคุณจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในฐานะศิษย์เก่าดีเด่น
พ.ศ. 2549	โล่เกียรติคุณจากจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ในฐานะผู้ปฏิบัติงานดีเด่น
ผลงานวิจัย	1) Pattaraweerin, W. and Pitikhate, S. 2011. "Development of Finite Element Model for Analysis in the Realistic Human Skull Impact." In The 2011 Biomedical Engineering International Conference , Chiangmai. 2) Pattaraweerin, W. and Pitikhate, S. 2012. "3-D Finite Element Model for Analysis in the Maxilla and Zygomatic Bones Impact." International Journal of Applied Biomedical Engineering . 5(1) : 5-10. 3) Pattaraweerin, W. and Pitikhate, S. 2012. "Development of Tolerance Ring for Cleanliness in Assembly Process." International Journal of Scientific and Research Publications . 2(11) : 1-6.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 4) Pattaraweerin, W. and Pitikhate, S. 2013. "Tolerance Ring Improvement for Reducing Metal Scratch." **Advanced Materials Research**. 677 : 246-251.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้