การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 22
15-17 ตุลาคม 2551 มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

การพัฒนาวิธีการคืนรูปไอโซคลินิกบนพื้นฐานการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาค: การทดสอบกับริ้วจำลอง

Development of Isoclinic Unwrapping Algorithm Based on the Use of Sign-dependent Inverse Tangent Function: a Test with Simulated Fringes

ณัฐวัฒน์ พลอยทับทิม และ พิเชษฐ์ พินิจ*
ภาควิชาครุศาสตร์เครื่องกล คณะครุศาสตร์อุตสาหกรรมและเทคโนโลยี
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี บางมด ทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทร 0-2470-8522 โทรสาร 0-2470-8527 *อีเมล์ pichet.pin@kmutt.ac.th

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการพัฒนาวิธีการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกในวิธีวิเคราะห์ความเค้นในช่วงยืดหยุ่นโดยแสง วิธีการคืนรูปนี้อาศัยแผนภาพไอโซคลินิกที่กำหนดหามาจากการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาค ในการทดสอบเบื้องต้นวิธีการคืนรูปได้ถูกประยุกต์ใช้กับริ้วสนามความเค้นของตัวแบบแผ่นวงกลมรับแรงเข้มกดผ่านแนวเส้นผ่านศูนย์กลางที่ได้จากการจำลองแบบ ผลปรากฏว่า สามารถกำหนดหาแผนภาพไอโซคลินิกในย่านจริง ($-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$) ได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้การประยุกต์ใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวนช่วยให้แผนภาพไอโซคลินิกมีความราบเรียบมากยิ่งขึ้น

Abstract

This paper presents a development of isoclinics unwrapping method in digital photoelasticity. The method uses the isoclinics map determined using the sign-dependent inverse tangent function (ATAN2). As a preliminary test, the method is applied to the simulated fringes of a circular disk under diametral compression based on the circular polariscope with a white light source and the six-stepped phase shifting method. The results reveal that the method provides correctly the unwrapped isoclinic map in its physical range $-\pi/2$ to $-\pi/2$. Further, the use of noise removal algorithm enables the unwrapped isoclinics map being smoother.

1. คำนำ

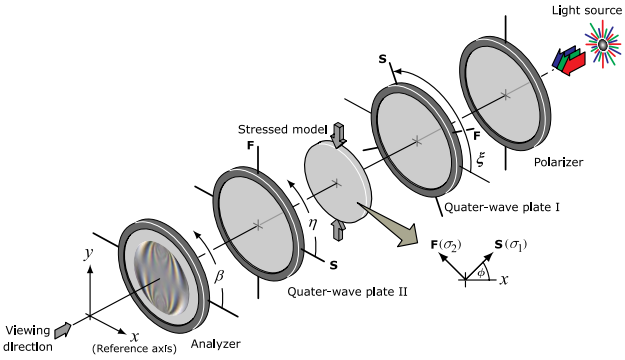
ตัวแปรไอโซคลินิกเป็นตัวแปรที่สำคัญตัวแปรหนึ่งในวิธีวิเคราะห์ความเค้นในช่วงยืดหยุ่นโดยแสง (Photoelasticity) ตัวแปรนี้จะบ่งบอกทิศทางของความเค้นหลัก σ_1 หรือ σ_2 ปัญหาที่สำคัญในการวิเคราะห์หาตัวแปรนี้ก็คือว่า ตัวแปรไอโซคลินิกสามารถถูกกำหนดได้ในช่วงหรือย่านที่จำกัดย่านหนึ่งเท่านั้น ซึ่งย่านสูงสุดที่สามารถคำนวณได้คือ $-\pi/4$ ถึง $+\pi/4$ ในขณะที่ย่านจริงทางกายภาพนั้นมีค่า $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ปัญหานี้จะทำให้เกิดความสับสนว่าค่าทิศทางของความเค้นหลักที่คำนวณได้มานั้นเป็นของความเค้นหลักตัวใด

ในการแก้ปัญหานี้จะมีขั้นตอนหลักๆ อยู่สองขั้นตอน กล่าวคือ 1.) คำนวณหาค่าตัวแปรไอโซคลินิก และ 2.) การคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิก สำหรับขั้นตอนที่หนึ่งนั้นจะมีการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาคและแบบสี่จตุภาค [1] โดยการเลือกใช้แบบใดนั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะของค่าคงตัวที่ปรากฏในสมการที่ใช้กำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิกในขั้นตอนที่หนึ่ง (ค่าคงตัวนี้คือ 2 หรือ 4) ซึ่งโดยทั่วไปแล้วก็จะใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาคหากค่าคงตัวเป็น 2 สำหรับการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคก็เพียงทำให้ค่าของตัวแปรไอโซคลินิกกลับมามีค่าในช่วง $-\pi/4$ ถึง $+\pi/4$ ทั้งนี้เนื่องจากว่าค่าคงตัวมีค่าเท่ากับ 4 อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่ายังไม่มีงานวิจัยใดเลยที่ให้ความสนใจในการกำหนดหาค่าตัวแปรไอโซคลินิกโดยใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคหากค่าคงตัวมีค่าเป็น 2

ด้วยเหตุนี้ผู้วิจัยจึงมีความคิดที่จะกำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิกด้วยการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาค ซึ่งในงานวิจัยในครั้งนี้เป็นเพียงการนำเสนอการพัฒนากระบวนการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกเท่านั้นจึงทำการทดสอบวิธีการที่สร้างขึ้นกับแผนภาพริ้วสนามความเค้นที่ได้จากการจำลองแบบของตัวแบบแผ่นวงกลมรับแรงเข้มกดในแนวดิ่งผ่านเส้นผ่านศูนย์กลางบนพื้นฐานการใช้อุปกรณ์เบี่ยงเบนแสงเชิงวงกลมและวิธีการเลื่อนเฟส

2. การกำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิก

ในส่วนนี้จะเป็นการกำหนดหาค่าตัวแปรไอโซคลินิกโดยใช้หลักการเลื่อนเฟส 6 ขั้น [2]



รูปที่ 1 อุปกรณ์เบี่ยงเบนแสงเชิงวงกลมซึ่งประกอบไปด้วยแผ่นโพลาไรซ์, แผ่นคลื่นสี่ส่วนลำดับที่หนึ่ง, ตัวแบบ, แผ่นคลื่นสี่ส่วนลำดับที่สอง และแผ่นวิเคราะห์ มุม β, η และ ϕ คือมุมแกนแสงของแผ่นวิเคราะห์, มุมแกนแสงของแผ่นคลื่นสี่ส่วนที่สอง (Quarter-wave Plate II) และมุมแสดงทิศทางของความเค้นหลัก σ_1 ที่ตัวแบบแผ่นวงกลมตามลำดับเทียบกับแกนอ้างอิง สัญลักษณ์ S และ F คือแกนแสงหน่วงช้าและเร็วของแผ่นคลื่นสี่ส่วนตามลำดับโดยที่ ξ = 135°

2.1 สมการความเข้มแสงจากอุปกรณ์เบี่ยงเบนแสงเชิงวงกลม

ตามขั้นตอนที่หนึ่งซึ่งเป็นการกำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิกดังที่ได้กล่าวแล้วในหัวข้อที่ผ่านมานั้นจะทำการจำลองแบบตัวแบบแผ่นวงกลมรับแรงเข้มกดในแนวดิ่งผ่านเส้นผ่านศูนย์กลาง โดยใช้สมการความเข้มแสง I จากอุปกรณ์เบี่ยงเบนแสงเชิงวงกลม (รูปที่ 1) ซึ่งสามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ได้ดังนี้ [1]

$$I = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}\begin{bmatrix} 1+\sin 2(\beta-\eta)\cos 2\pi N \\ -\sin 2(\phi-\eta)\cos 2(\beta-\eta)\sin 2\pi N \end{bmatrix} \qquad (1)$$

โดยที่ I_{p} คือความเข้มแสงที่ออกมาจากแผ่นโพลาไรซ์, I_{b} คือความเข้มแสงฉากหลัง, มุม β, η และ ϕ คือมุมแกนแสงของแผ่นวิเคราะห์, มุมแกนแสงของแผ่นคลื่นสี่ส่วนลำดับที่สอง (Quarter-wave Plate II) และมุมแสดงทิศทางของความเค้นหลัก σ_1 ที่ตัวแบบตามลำดับเทียบกับแกนอ้างอิงและ N คือค่าอันดับริ้วที่สัมพันธ์กับตัวแปรไอโซโครมาติก

สำหรับการจำลองแบบริ้วสนามความเค้นนั้นจะใช้หลักการเดียวกันกับงานที่ผู้วิจัยได้นำเสนอไปแล้ว [3] อย่างไรก็ตาม ค่าองค์ประกอบความเค้นระนาบนั้นสามารถสืบค้นได้จากหนังสือของ Frocht [4] ร่วมกับการใช้สมการ (1) และวิธีการเลื่อนเฟส 6 ขั้น [2]

2.2 สมการกำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิก

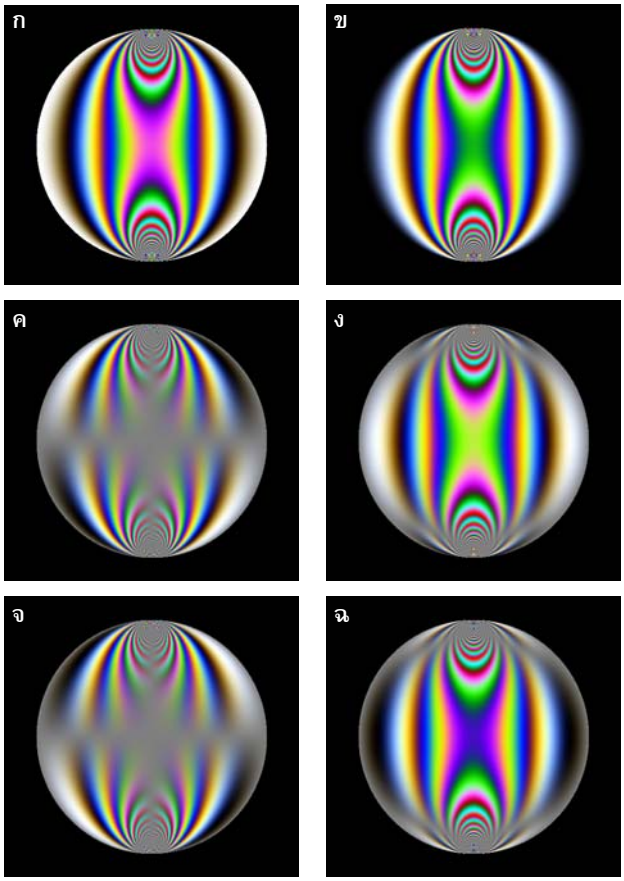
เมื่อทำการประยุกต์ใช้หลักการเลื่อนเฟสกับสมการ (1) ก็จะได้สมการความเข้มแสง ตารางที่ 1 แสดงสมการความเข้มแสงที่ได้ตามที่เปลี่ยนค่าเชิงมุมของแผ่นอนาไลซ์และแผ่นคลื่นสี่ส่วนลำดับที่สอง

จากสมการความเข้มแสงทั้ง 6 สมการ (ตารางที่ 1) สามารถกำหนดหาตัวแปรไอโซคลินิกได้ดังสมการ [2]

$$\phi = \frac{1}{2}\arctan\left(\frac{I_5 - I_3}{I_4 - I_6}\right) \quad \text{โดยที่} \quad \sin 2\pi N \neq 0 \qquad (2)$$

ตารางที่ 1 สมการความเข้มแสงที่ได้จากการเปลี่ยนตำแหน่งเชิงมุมของแผ่นวิเคราะห์และแผ่นคลื่นสี่ส่วนลำดับที่สอง [2]

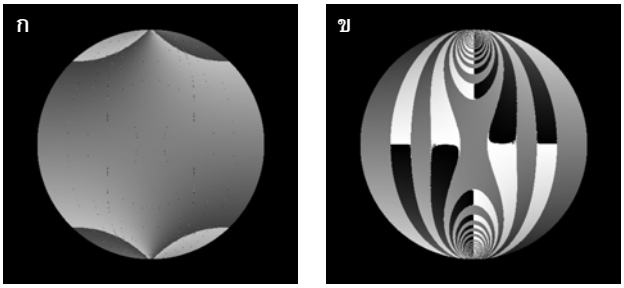
η	β	สมการความเข้มแสง
0	π/4	$I_1 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1+\cos 2\pi N)$
0	3π/4	$I_2 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1-\cos 2\pi N)$
0	0	$I_3 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1-\sin 2\phi \sin 2\pi N)$
π/4	π/4	$I_4 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1+\cos 2\phi \sin 2\pi N)$
π/2	π/2	$I_5 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1+\sin 2\phi \sin 2\pi N)$
3π/4	3π/4	$I_4 = I_{\mathrm{b}} + \frac{I_{\mathrm{p}}}{2}(1-\cos 2\phi \sin 2\pi N)$



รูปที่ 2 ภาพริ้วสนามความเค้นของตัวแบบแผ่นวงกลมรับแรงเข้มกดในแนวดิ่งผ่านเส้นผ่านศูนย์กลางซึ่งสอดคล้องกับสมการความเข้มแสงในตารางที่ 1 ตามลำดับ (เรียงลำดับจาก ก ถึง ฉ) โดยที่ภาพเหล่านี้มีขนาด 512 × 480 จุดภาพ

จากการใช้หลักการเลื่อนเฟสก็จะได้ภาพจำลองริ้วสนามความเค้นรูปที่ 2 แสดงภาพริ้วสนามความเค้นตามสมการความเข้มแสง I_1 ถึง I_6 (รูปที่ 2ก ถึง 2ฉ) อย่างไรก็ตามในสมการ (2) นั้นจะใช้เพียงสี่ภาพเท่านั้น ส่วนภาพริ้วที่เหลือ (I_1 ถึง I_2) นั้นจะถูกใช้เพื่อการกำหนดหา

ตัวแปรไอโซโครมาติกหรือค่าอันดับริ้ว N ซึ่งอยู่นอกเหนือวัตถุประสงค์ของบทความนี้



รูปที่ 3 แผนภาพไอโซคลินิกซึ่งคำนวณหามาจากสมการ (2) โดยใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบ (ก) สองจตุภาค และ (ข) สี่จตุภาค สำหรับค่าของตัวแปรไอโซคลินิกในรูป ก นั้นมีค่าอยู่ในช่วง $-\pi/4$ ถึง $+\pi/4$ ในขณะที่รูป ข นั้นมีค่าอยู่ในช่วง $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ค่าของตัวแปรทั้งสองรูปนั้นถูกปรับ (Mapping) ให้อยู่ในช่วงสเกล $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ โดยที่ค่า $-\pi/2$ จะถูกแทนที่ด้วยสีดำและ $+\pi/2$ ถูกแทนที่ด้วยสีขาว

3. การใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผัน

พิจารณาการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันในสมการ (2) นั้น จะเห็นได้ว่าหากใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาคแล้วตัวแปรไอโซคลินิกก็จะมีค่าในช่วง $-\pi/4$ ถึง $+\pi/4$ อย่างไรก็ตาม หากใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคก็จะได้ค่าตัวแปรไอโซคลินิกในช่วง $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ผู้อ่านอาจสงสัยว่าเมื่อเป็นเช่นนี้แล้วก็ไม่จำเป็นต้องทำการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกอีกต่อไปเนื่องจากตอนนี้ค่าของตัวแปรไอโซคลินิกมีค่าอยู่ในช่วงจริงแล้ว ซึ่งในความเป็นจริงนั้นไม่สามารถกระทำได้กล่าวคือยังคงต้องมีการคืนรูปตัวแปรสำหรับสาเหตุนั้นจะได้อธิบายต่อไป

รูปที่ 3 แสดงแผนภาพตัวแปรไอโซคลินิกที่กำหนดหาจากสมการ (2) โดยการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสอง (รูปที่ 3ก) และสี่จตุภาค (รูปที่ 3ข) จากข้อสงสัยข้างต้นหากพิจารณารูปที่ 3ข แล้วจะพบว่ายังมีพื้นที่บางส่วนที่ค่าตัวแปรไอโซคลินิกมีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง $+\pi/2$ (พื้นที่ที่สีแปรเปลี่ยนจากสีเทาไปขาว) หรือ 0 ถึง $-\pi/2$ (พื้นที่ที่สีแปรเปลี่ยนจากสีดำไปเทา) ซึ่งจะเห็นได้ว่าการคืนรูปตัวแปรนั้นยังเป็นสิ่งสำคัญ

ข้อดีของการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาคก็คือว่าส่วนตรงกลางของแผนภาพจะมีความต่อเนื่องของตัวแปรในขณะที่แผนภาพที่กำหนดหาด้วยการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคจะไม่มีความต่อเนื่อง อย่างไรก็ตามการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคจะทำให้ได้บริเวณหนึ่งๆ ที่ค่าตัวแปรไอโซคลินิกมีค่าถูกต้องในย่านจริง กล่าวคือ $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ในขณะที่ลักษณะเช่นนี้จะไม่เกิดขึ้นหากใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาค ดังนั้นโดยสรุปก็คือว่า หากใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสองจตุภาคจะมีพื้นที่ที่ต่อเนื่องของตัวแปรแต่ไม่สามารถทำนายแผนภาพในย่านจริงได้ แต่การใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคจะทำให้มองเห็นแนวโน้มของแผนภาพในย่านจริงแต่พื้นที่จะไม่ต่อเนื่อง ซึ่งการที่สามารถทำนายแผนภาพจริงได้นี้จะเป็นประโยชน์มากขึ้นเมื่อตัวแบบมีความซับซ้อนมากขึ้นหรือสภาวะความเค้นในตัวแบบก่อให้เกิดจุดที่ไม่ต่อเนื่อง (Discontinuities) เช่น จุดไอโซโทรปิกหรือจุดเอกพจน์

4. วิธีการคืนรูป

ในส่วนนี้จะนำเสนอวิธีการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกโดยใช้รูปที่ 3ข วิธีการคืนรูปที่ใช้ในบทความวิจัยนี้เป็นแบบการอ่านเชิงเส้น (Line-wise Scanning) ซึ่งสามารถเป็นได้ทั้งการอ่านแนวนอนหรือการอ่านแนวตั้ง อย่างไรก็ตามในครั้งนี้จะใช้การอ่านแนวนอน หลักการของวิธีการคืนรูปมีดังนี้คือ ทำการอ่านค่าไอโซคลินิกตามแนวแนวนอนแล้วหากค่าความแตกต่างของค่าไอโซคลินิกระหว่างจุดภาพสองจุดบนเส้นเดียวกันมีค่ามากกว่าค่าที่กำหนดไว้แล้ว (ประมาณ $\pi/3$) ค่าไอโซคลินิกของจุดภาพที่พิจารณาก็จะถูกเลื่อนไปโดยการบวกเข้าหรือลบออกด้วยค่า $\pi/2$ ซึ่งเงื่อนไขในการกำหนดทิศทางการเลื่อนนี้ก็คือความต่อเนื่องของไอโซ-คลินิก (Isoclinic Continuity) หรือความราบเรียบของผิวภาพนั่นเอง

4.1 แผนภาพไอโซคลินิก

หลังทำการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกด้วยวิธีการที่ได้อธิบายแล้วข้างต้นก็จะได้แผนภาพไอโซคลินิกในย่านจริง $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ซึ่งค่าเหล่านี้ได้ถูกเปลี่ยนเป็นค่าจุดภาพดังแสดงในรูปที่ 4ก

พิจารณารูปที่ 4ก พบว่าจะมีแถบของค่าไอโซคลินิกที่ผิดพลาดหลายแถบปรากฏตามแนวนอนหรือตามแนวของการอ่าน ปรากฏการณ์นี้มีสาเหตุเนื่องมาจากว่ามีค่าไอโซคลินิกที่ไม่ถูกต้องตามแนวเส้นที่แบ่งระหว่างพื้นที่ที่ค่าไอโซคลินิกมีค่าถูกต้องกับพื้นที่ที่ไม่ถูกต้อง (พิจารณารูปที่ 3ข) ดังนั้นหากมีจุดภาพใดๆ ก็ตามที่ค่าไอโซคลินิกไม่ถูกต้องแล้วก็จะเป็นผลให้การคืนรูปค่าไอโซคลินิกของจุดภาพถัดไปมีค่าผิดพลาดไปด้วย

ปัจจัยที่แท้จริงที่ทำให้ค่าไอโซคลินิกมีความผิดพลาดระหว่างสองพื้นที่ใดๆ ก็คือค่าไอโซโครมาติกหรือค่าอันดับริ้ว N นั้นมีค่าเข้าใกล้ค่าจำนวนเต็มหรือครบรอบทุกๆ 2π หากพิจารณาเงื่อนไขที่กำหนดในสมการ (2) ก็จะเห็นได้อย่างชัดเจน กล่าวคือค่าไอโซคลินิกจะถูกบังคับให้มีค่าเข้าใกล้ $-\pi/4$ หรือ $+\pi/4$ (จตุภาคที่หนึ่งและสี่) และ $-\pi/2$ หรือ $+\pi/2$ (จตุภาคที่สองและสาม) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับค่าตัวแปรในฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันในสมการ (2)

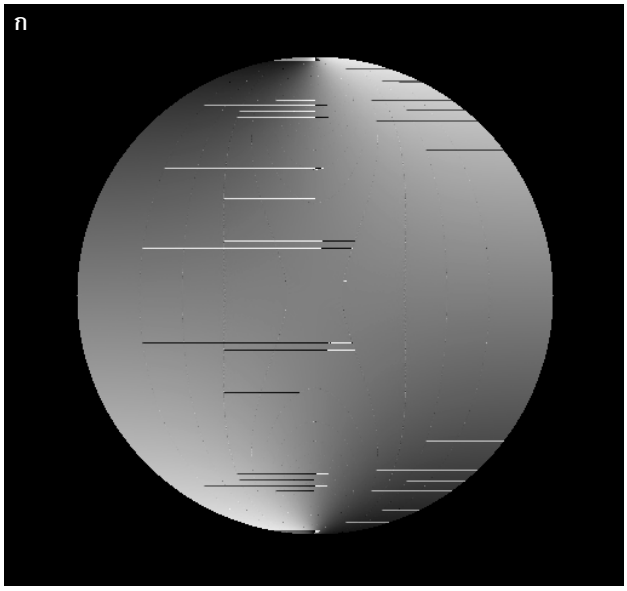
4.2 แผนภาพไอโซคลินิกปรับปรุง

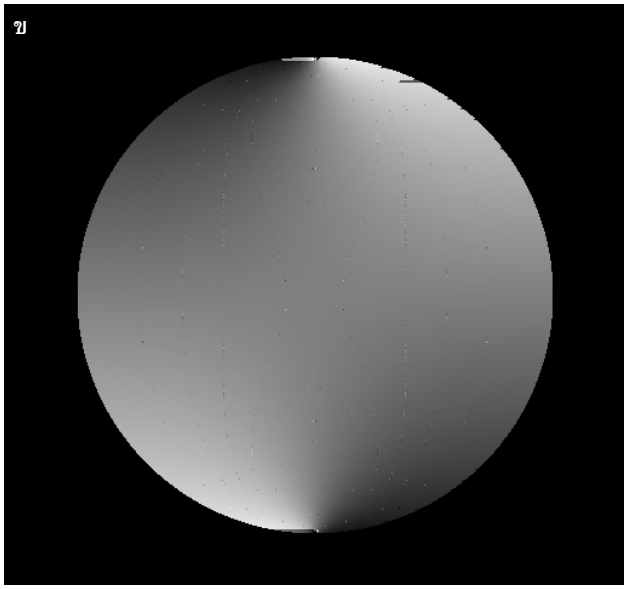
หลังจากได้แผนภาพไอโซคลินิกแล้วซึ่งก็จะมีแถบค่าผิดพลาดที่เกิดจากค่าไอโซคลินิกตามบริเวณรอยต่อ มีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องลดค่าความผิดพลาดเหล่านี้ออกไปให้ได้มากที่สุด ซึ่งการลดค่าผิดพลาดนี้จะใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวน (Noise Removal) [1]

ผลจากการประยุกต์ใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวนก็จะได้แผนภาพไอโซคลินิกปรับปรุงดังแสดงในรูปที่ 4ข ซึ่งจะเห็นได้ว่าจุดภาพผิดพลาดหรือสิ่งรบกวนได้ถูกขจัดออกไปเกือบหมดแต่ยังคงเหลือจุดผิดพลาดบางส่วนบริเวณจุดสูงสุดและต่ำของภาพรวมทั้งเส้นสีเทาดำทางด้านบนขวาที่ยังคงเห็นได้อย่างชัดเจน

จากแผนภาพจะเห็นได้ถึงความต่อเนื่องของตัวแปรไอโซคลินิกตลอดทั่วทั้งพื้นที่ตัวแบบโดยการแปรเปลี่ยนของสีจากสีดำไปเป็นสีขาว

บริเวณรอบจุดด้านบนสุดและด้านล่างสุดนั้นซึ่งเป็นจุดที่มีแรงกระทำ ค่าไอโซคลินิกจะมีการเปลี่ยนแปรค่าไปอย่างรวดเร็วจาก $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$



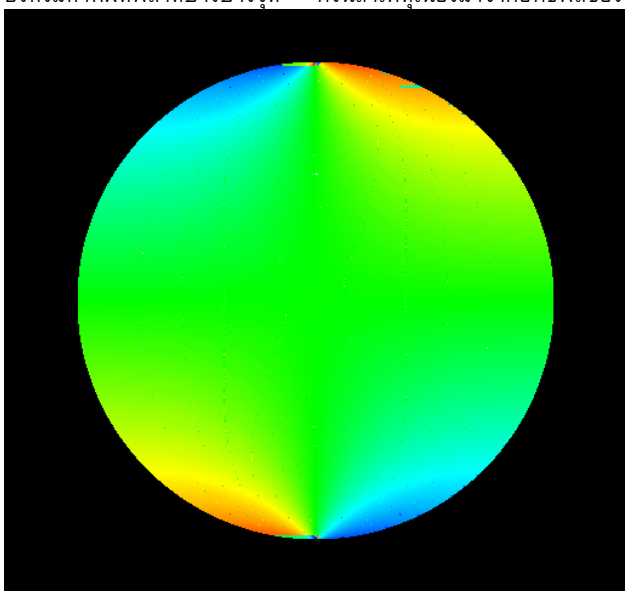


รูปที่ 4 แผนภาพไอโซคลินิกในย่านจริงซึ่งได้จากการคืนรูป (ก) แผนภาพจริง และ (ข) แผนภาพจริงปรับปรุงโดยใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวน ในแผนภาพสีดำคือ $-\pi/2$ และสีขาวคือ $+\pi/2$

นอกจากนี้จากการกำหนดในหัวข้อ 2.1 (รูปที่ 1) แสดงให้เห็นว่าแผนภาพไอโซคลินิกที่ได้จากการคืนรูปนี้แสดงทิศทางความเค้นหลัก σ_1 ส่วนรูปที่ 5 แสดงแผนภาพรูปที่ 4ข ในเฉดสีที่เป็นสเปกตรัมของแสงที่มองเห็นได้ ซึ่งจะทำให้เห็นจุดภาพที่ผิดพลาดชัดเจนมากยิ่งขึ้น

5. บทสรุป

บทความนี้ได้นำเสนอวิธีการคืนรูปตัวแปรไอโซคลินิกจากแผนภาพที่กำหนดหาด้วยการใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาค ผลลัพธ์ที่ได้จากการคืนรูปแสดงให้เห็นว่า สามารถกำหนดหาแผนภาพจริงในย่าน $-\pi/2$ ถึง $+\pi/2$ ของตัวแปรไอโซคลินิกได้โดยที่แผนภาพยังคงมีค่าที่ผิดพลาดบ้างบางจุด ทั้งนี้สาเหตุเนื่องมาจากอิทธิพลของ



รูปที่ 5 แผนภาพไอโซคลินิกในรูปที่ 4ข แสดงในเฉดสีสเปกตัมของแสงที่มองเห็นได้เพื่อให้เกิดความชัดเจนในการพิจารณาแผนภาพและจุดภาพผิดพลาดที่ยังเหลืออยู่จากการใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวน ในแผนภาพสีน้ำเงินคือ $-\pi/2$ และสีแดงคือ $+\pi/2$

ตัวแปรไอโซโครมาติก อย่างไรก็ตาม การประยุกต์ใช้กระบวนการลดสิ่งรบกวนเพื่อขจัดค่าผิดพลาดเหล่านั้นทำให้ได้แผนภาพไอโซคลินิกที่มีความราบเรียบมากขึ้น

การกำหนดหาแผนภาพไอโซคลินิกโดยใช้ฟังก์ชั่นแทนเจนต์ผกผันแบบสี่จตุภาคจะทำให้เห็นแผนภาพจริงของไอโซคลินิกได้ซึ่งผลจากการวิเคราะห์ในเบื้องต้นนี้ชี้ให้เห็นว่าวิธีการนี้ใช้ได้ผลจริง สามารถนำไปขยายผลเพื่อการศึกษาวิจัยปัญหาที่มีความซับซ้อนมากขึ้นเป็นลำดับ เช่นปัญหาที่มีความไม่ต่อเนื่องในแผนภาพไอโซคลินิก (จุดไอโซโทรปิกและจุดเอกพจน์) ซึ่งก็จะได้รายงานให้ทราบในโอกาสต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Ramesh, K., 2000. Digital Photoelasticity: Advanced Technique and Applications. Springer, Berlin Germany.
2. Patterson, E.A., and Wang, Z.F., 1991. Towards Full-field Automated Photoelastic Analysis of Complex Components. Strain, Vol. 27, No. 2, pp. 49-56.
3. พิเชษฐ์ พินิจ, ณัฐวัฒน์ พลอยทับทิม และ ศรัญยู มั่นพิศุทธิ์, 2551. การจำลองแบบริ้วสนามความเค้นเพื่อวิธีวิเคราะห์ความเค้นในช่วงยืดหยุ่นด้วยแสง, ในการสัมมนาวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 6, หาดใหญ่, สงขลา, 8-9 พฤษภาคม 2551, บนซีดีรอม บทความเลขที่ PEC6OR110, หน้า 659-664
4. Frocht, M.M., 1948. Photoelasticity, Vol. II, John Willey &

Sons, New York, U.S.A.