

ทรานสดิวเซอร์วัดแรงดันโลหิตและการแสดงผล

Blood pressure transducer and Monitoring

กิติพล ชิตสกุล

KITIPHOL CHITSAKUL

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิल्प

ADVISOR

ASSOCIATE PROFESSOR MANUS SANGWORASILP

วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2529

สารบัญ

หน้า

สารบัญคำย่อ

บทคัดย่อ

ABSTRACT

บทนำ

บทที่ 1	ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระบบการวัดแรงดันโลหิต	1
1.1	ระบบหมุนเวียนโลหิต	1
1.1.1	การไหลเวียนของโลหิต	1
1.1.2	คุณสมบัติทางฟิสิกส์บางประการของโลหิต	1
1.2	รูปคลื่นแรงดันโลหิต	4
1.3	การวัดความดันโลหิต	7
1.3.1	การวัดความดันโลหิตทางตรง	7
1.3.2	การวัดความดันโลหิตทางอ้อม	8
1.3.3	การวัดความดันโลหิตแบบสัมพันธ์	9
1.4	เทคโนโลยีของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน	9
1.4.1	ทรานสดิวเซอร์วัดความดันใช้หลักการเปลี่ยนค่าความเหนี่ยวนำแม่เหล็กไฟฟ้า	10
1.4.2	ทรานสดิวเซอร์วัดความดันใช้หลักการเปลี่ยนค่าความจุไฟฟ้า	11
1.4.3	ทรานสดิวเซอร์วัดความดันใช้หลักการทางแสง	13
1.4.4	ทรานสดิวเซอร์วัดความดันใช้หลักการเปลี่ยนความต้านทาน	14
บทที่ 2	ทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบสารกึ่งตัวนำ	16
2.1	บทนำ	16
2.2	ปรากฏการณ์เพียโซรีซิสทีวิตี	16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3	เกอแพคเตอร	17
2.4	คววมไวของ สเตรนเกอแบบสารกึ่งตัวนำ	18
2.5	คววมเป็นเชิงเส้นของสเตรนเกอแบบสารกึ่งตัวนำ	19
2.6	คุณสมบติทงออดทุมมิ	21
2.7	วงจรขั้สเตรนเกอแบบสารกึ่งตัวนำ	22
2.8	การชคเซยทงออดทุมมิต่อกเกอแพคเตอร	27

บทที่ 3	การทดสอบ เขมิคอนค้คเตอรสเตรนเกอ เพื่อนำไป ใช้ในการ วัคควมคั่นโลหิต	31
3.1	บทนำ	31
3.2	OMRON 2S5M	31
3.3	การทดสอบคววมสัมพันธ์ระหวงแรงคั่นไฟฟ้าเออทพทของบริค และแรงคั่นทงฟิสิกส์	34
3.4	บทสรุบ	38

บทที่ 4	แคททีเตอร และอุปกรณ์เชื่อมตอคควมคั่นของไหล	39
4.1	บทนำ	39
4.2	แคททีเตอรและอุปกรณ์เชื่อมตอคควมคั่นของไหล	40
4.3	คุณสมบติทงกลศำสตรของไหลของระบบแคททีเตอร-ทรานสดีวเซอร์	41
4.4	โมเดลไฟฟ้าแทนระบบแคททีเตอร-ทรานสดีวเซอร์.	43
4.4.1	โมเดลแทนคุณสมบติการต้านการไหลในหลอดแคททีเตอร	43
4.4.2	โมเดลแทนควมเฉื่อยของมวลของไหล	45
4.4.3	โมเดลแทนคุณสมบติการบีบอัดและขยายได้ของโลหิตและแคททีเตอร	46
4.4.4	โมเดลไฟฟ้ารวมของระบบแคททีเตอร-ทรานสดีวเซอร์	47
4.5	ปริมาณขลค้ของไอคอะแฟรมกลมเมือได้รับแรงคั่น	54
4.6	ปริมาณขลค้เชิงปริมาตรของไอคอะแฟรมกลมเมือได้รับแรงคั่น	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.7	การพิจารณาคุณสมบัติทางพลศาสตร์ของเมมเบรน	61
4.8	การออกแบบและสร้างระบบแคทาคิเตอร์-ทรานส์ควิเซอร์	62
4.9	การสร้างชุดโคอะแฟรมเชื่อมโยงโลหิตกับทรานส์ควิเซอร์	65
4.10	การทดสอบชุดโคอะแฟรม	68
4.10.1	การทดสอบความเป็นเชิงเส้น	68
4.10.2	การทดสอบประสิทธิภาพในการถ่ายเทความดัน	72
4.10.3	การทดสอบการตอบสนองของความดัน	72
4.11	สรุปผลการทดสอบ	75

บทที่ 5	การออกแบบ วง รัว เลเซอร์อินฟราเรดสำหรับประมวลสัญญาณไฟฟ้าแรงดันโลหิต	76
5.1	บทนำ	76
5.2	วง รัว ทรานส์ควิเซอร์และ วง รัว ขยายสัญญาณรูปคลื่น แรงดัน	77
5.3	วง รัว แยกกราวด์	77
5.4	วง รัว ประมวลค่าแรงดันโลหิตสูงและแรงดันโลหิตต่ำ	79
5.5	วง รัว ท้า ค่าแรงดันเฉลี่ย	82
5.6	วง รัว รับ ศูนย์อัตโนมัติ	86
5.7	วง รัว ทดสอบ	88
5.8	บทสรุป	91

บทที่ 6	บทสรุป	92
ภาคผนวก ก		94
ภาคผนวก ข		97
ภาคผนวก ค		100
กิตติกรรมประกาศ		111
เอกสารอ้างอิง		113

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญคำย่อ

A	พื้นที่หน้าตัด
a	ขนาดครึ่งมีของแผ่นโคอะแฟรม
C	Compliance
D	flexural rigidity
D _c	เส้นผาคู่ศูนย์กลางของแคทีเตอร์
E	Young's modulus, ความตึงค้ำค่าไฟฟ้า
e	สนามไฟฟ้า
F	แรง
g	แรงโน้มถ่วงของโลก
h	ความหนาของเมมเบรนหรือโคอะแฟรม
I	กระแส
J	ความหนาแน่นของกระแส
K	เกดแพคเตอร์
K _f	fluid compressibility
L	ความยาว
M	โมเมนต์
m	มวล
F	ความดัน
p	ความเข้มข้นของสารเจือ
Q	แรงเฉื่อยต่อหน่วยความยาว
q	ประจุไฟฟ้า
R	ความต้านทาน

r	รัศมีวงกลม
t	เวลา
v	แรงดันไฟฟ้า
v_0	ส.ป.ส. การเปลี่ยนแปลงเชิงเส้นปริมาตร
v	ความเร็ว
$\bar{\omega}$	ขนาดการแอ่นตัวของเมมเบรน , ความถี่เชิงมุม
η	ส.ป.ส. ของความหนืด
ρ	ส.ป.ส. ความต้านทาน
μ	โมเมนต์ของพาหะ
$\bar{\alpha}$	ส.ป.ส. การขยายตัวทางความร้อน
λ_0	ค่า compressibility
C_v	ความร้อนจำเพาะ
$\bar{\gamma}$	Poisson's ratio
ϵ	สเตรน
η_1	ส.ป.ส. ของเปย์โซรีซิสที่ตามแนวแกน
β	Unbonded TCGF
β_b	bonded TCGF
θ	สัมประสิทธิ์ทางเทอร์โมออสติก
ω_n	ความถี่เชิงมุมธรรมชาติ
ξ	อัตราส่วนการหน่วง
γ_f	ความดัดงอเฉพาะของไหล
ζ	ความหนาแน่นของ ๆ เหลว

บทคัดย่อ

การวัดความดันโลหิตทางตรงเป็นวิธีที่สำคัญหนึ่งในการตรวจสอบสภาพและการทำงานของหัวใจ ของคนไข้ขณะที่กำลังถูกผ่าตัดและพักฟื้นโดยจากรูปคลื่นและขนาดแรงดัน ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้กล่าวถึงแนวทางการออกแบบระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ซึ่งเป็นส่วนที่ถ่ายเทขนาดแรงดันโลหิตจากหลอดเลือดให้ เป็นสัญญาณรูปคลื่นไฟฟ้า ในส่วนของทรานสดิวเซอร์ได้นั้นที่จะนำเอาสเตรนเกจแบบสารกึ่งตัวนำมาใช้โดยทำการทดสอบถึงความ เป็นเชิงเส้นและเทคนิคการขั้ว วงจรสเตรนเกจ เพื่อให้คุณสมบัติที่เป็นเชิงเส้นมากที่สุดเป็นสำคัญ ในส่วนของแคทีเตอร์ได้กล่าวถึงการออกแบบขนาดของโคอะแฟรมที่จะเป็นส่วนถ่ายเทขนาดแรงดันไปสู่ส่วนของทรานสดิวเซอร์ โดยพิจารณาถึงคุณสมบัติทางกลของโลหิตอันได้แก่ความหนืด ความหนาแน่น ตลอดจนคุณสมบัติการบีบอัดได้ของโลหิต และคุณสมบัติทางกลของวัสดุที่เป็นส่วนแคทีเตอร์และโคอะแฟรม จากการวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติทางคานา ความถี่ธรรมชาติและการตอบสนองแรงกระทำอย่างทันทีทันใดของระบบ โดยการเปรียบเทียบและทดแทนด้วยวงจรไฟฟ้าที่สมมูลกัน ตลอดจนการพิจารณาถึงคุณสมบัติทางสถิติศาสตร์ จึงทำให้ได้วิธีการและแนวทางการออกแบบระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ เพื่อให้ได้คุณสมบัติที่จะถ่ายเทและแสดงรูปคลื่นและขนาด ความดันที่ถูกกดองมากที่สุด จากแนวทางการออกแบบนั้นได้นำมาสร้างระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ สำหรับการวัดความดันโลหิตพร้อมกับแสดงการทดสอบคุณสมบัติทางคานาสถิติศาสตร์ และทางคานาพลศาสตร์ สุดท้ายได้เสนอการออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อนำสัญญาณจากรานสดิวเซอร์ไปประมวลผลและแสดงผลเป็นรูปคลื่นและขนาดแรงดัน เลือกลง-ค่าและขนาดแรงดันเฉลี่ยรวมกับชุดแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจข้างเคียง

Abstract

Direct blood pressure monitoring with catheterization seem to be an importance of cardio-vascular monitoring in operating room and intensive care unit. This thesis presents the design and development of catheter-transducer system with emphasis on using semiconductor strain gauge as transducer. The linearity of semiconductor strain gauge bridge has been investigated and compared between the two of driving source, constant current and constant voltage. The design of the system will consider to the mechanical properties of blood and materials, used as diaphragm and house. The analysis of natural frequency and force transient response of the system by representation of electrical equivalent circuit model, bring to the design of the catheter-transducer system with desired property. However a catheter-transducer system has been constructed for blood pressure measurement, the result of investigation of static and dynamic characteristics with simulated model has been discussed. Finally the electronic circuit and system has been developed for pressure wave processing.

บทนำ

การวัดแรงดันโลหิตระบบ แคทีเตอร์โรเซชั่น (Catheterization) นับเป็นวิธีการเดียวที่สามารถวัดและแสดงรูปคลื่นและขนาดแรงดันได้อย่างต่อเนื่อง จึงเป็นอุปกรณ์ที่จำเป็นอย่างยิ่งในการมอนิเตอร์ผู้ป่วยในห้องผ่าตัด หรือในหอผู้ป่วยหนักที่เกี่ยวข้องกับโรคหัวใจ

ในปัจจุบันอุปกรณ์ที่ใช้วัดแรงดันโลหิตในระบบนี้จะต้องนำเข้าจากต่างประเทศทั้งหมดในราคาแพง จึงยังเป็นที่ขาดแคลนทั้งในโรงพยาบาลของรัฐและเอกชน ดังนั้นหากได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ดังกล่าวขึ้นมาใช้เองก็ไม่เพียงแต่ช่วยลดการขาดแคลนแล้วยังช่วยลดการนำเข้าได้อีกทางหนึ่งด้วย

จุดมุ่งหมายในการวิจัยนี้ก็คือเพื่อออกแบบและสร้างต้นแบบอุปกรณ์วัดแรงดันโลหิตระบบแคทีเตอร์โรเซชั่น ซึ่งรวมถึงส่วนแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์และระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่จำเป็นสำหรับการประมวลผลการวัดด้วย ชุดวัดแรงดันโลหิตนี้จะได้นำไปใช้ร่วมกับ เครื่องมอนิเตอร์ผู้ป่วยที่ได้พัฒนาขึ้นที่แผนกชิวะอิเล็กทรอนิกส์ อย่างไรก็ตามก็ยังสามารถดัดแปลงให้ระบบใช้กับชุดมอนิเตอร์อื่น ๆ ได้เช่นกัน

จากจุดมุ่งหมายและ โครงสร้างของระบบจึงแบ่งการวิจัยเป็นส่วน ๆ โดยเริ่มจากเลือกหาอุปกรณ์ตรวจจับ (Sensor) ความดันที่สามารถนำมาใช้ได้อย่างเหมาะสม โดยนำมาทดสอบคุณสมบัติต่าง ๆ ซึ่งทรานสดิวเซอร์ที่นำมาใช้ในการวิจัยนี้เป็นสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำ การเลือกใช้ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ก็ด้วยเหตุผลสำคัญประการหนึ่งนอกเหนือจากเป็นทรานสดิวเซอร์ชนิดเดียวที่หาได้แล้ว ก็เนื่องจากทางคณะนักวิจัยของห้องปฏิบัติการอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำแห่งศูนย์วิจัยอิเล็กทรอนิกส์ได้สังเกตเห็นถึงศักยภาพในการพัฒนาสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำขึ้นมาใช้ได้อย่างจริงจังแล้ว ดังนั้นจึงจะทำให้การวิจัยเป็นวงจรที่ต่อเนื่องกัน สำหรับในส่วนอื่น ๆ อันได้แก่ ชุดเชื่อมต่อแรงดันของไหลและระบบอิเล็กทรอนิกส์ได้หาวิธีการออกแบบ เพื่อให้ได้คุณสมบัติต่าง ๆ อย่างที่ต้องการ ซึ่งจากผลการทดลองและแนวทางการออกแบบระบบได้นำมาสร้างเป็นต้นแบบชุดแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์และระบบอิเล็กทรอนิกส์ ทำการทดสอบคุณสมบัติและปรับแต่งจนได้คุณสมบัติอย่างที่ต้องการ ก็สามารถแสดงรูปคลื่นและขนาดแรงดันได้อย่างถูกต้องมากที่สุด การทดสอบขั้นต้นได้นำไปใช้วัดแรงดันในระบบจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต ซึ่งปรากฏว่าสามารถวัดรูปคลื่นและแรงดันออกมาได้

ดังนั้น เพื่อที่จะเสนอแนวทางการวิจัยและพัฒนาารระบบ วัดแรงดันนี้ได้อย่างชัดเจน จึงแบ่งเนื้อหา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน ๑ ดังนี้

บทที่ 1 จะกล่าวถึงคุณสมบัติทางฟิสิกส์บางประการของโพลิตที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบระบบ ตลอดจนแสดงให้เห็นถึงเทคนิคการวัดแรงดันโพลิตแบบต่าง ๆ รวมทั้งระบบ แดท์เตอร์โรเซชันด้วย ในตอนท้ายกล่าวถึงเทคโนโลยีของทรานส์ดิวเซอร์วัดแรงดันแบบต่าง ๆ เพื่อให้เห็นถึงความซับซ้อนเปรียบเทียบกัน

บทที่ 2 กล่าวถึงเทคโนโลยีของสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำเปรียบเทียบข้อดีข้อเสียกับสเตรน-เกจอื่น ๆ ตลอดจนกล่าวถึงเทคนิคที่ใช้กับสเตรนเกจแบบนี้ เพื่อให้ได้คุณสมบัติที่ดีที่สุด

บทที่ 3 กล่าวถึงการทดสอบสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำเพื่อนำมาใช้งานพร้อมทั้งผลการทดสอบ

บทที่ 4 เสนอแนวทางการออกแบบระบบ เชื่อมต่อความดันของไหล, การสร้าง และทดสอบ

ตลอดจนผลการทดสอบคุณสมบัติ

บทที่ 5 กล่าวถึงการออกแบบระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่มีประมวลผลความดันต่าง ๆ

บทที่ 6 เป็นบทสรุปแนวทางวิจัยที่กล่าวมาทั้งหมดและผลการทดลองต่าง ๆ

ในภาคผนวกตอนท้ายได้กล่าวถึงส่วนคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณ, วิเคราะห์และออกแบบระบบ

บทที่ 1

ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระบบการวัดแรงดันโลหิต

1.1 ระบบหมุนเวียนโลหิต (cardio vascular system)

1.1.1 การไหลของโลหิต

ในระบบหมุนเวียนโลหิต สามารถแบ่งส่วนใหญ่ ๆ ได้สองส่วนคือ หัวใจ (cardia) ซึ่งทำงานเป็นเสมือนเป็นแหล่งจ่ายกำลังงานให้โลหิต และอีกส่วนหนึ่งคือ หลอดโลหิต (vascular) ซึ่งเป็นทางผ่านของโลหิตไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกายขณะเดียวกันก็เป็นไฮดรอลิกไหลกระบบด้วยพลังไฮดรอลิกซึ่งใช้ขับเคลื่อนโลหิตผ่านไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้มาจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทุก ๆ ครั้งของการเต้นของหัวใจ จะขับเคลื่อนโลหิตปริมาณหนึ่ง ๆ (เรียกว่า stroke volume) กระจายออกไปยังส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ทำให้หัวใจเปรียบได้กับปั๊มที่สามารถควบคุมโลหิตให้ไหลผ่านเข้าและขับออกไปโดยตรงควบคุมการเปิด-ปิดของลิ้นหัวใจ ช่วงการฉีดโลหิตจากหัวใจเรียกว่าซิสโตล (systole) และช่วงการสูบลโลหิตเข้ามาเรียกว่า ไดแอสโตล (diastole)

1.1.2 คุณสมบัติทางฟิสิกส์บางประการของโลหิต

1.1.2.1 ฮีมาโทคริต (Hematocrit)

ตามปกติโลหิตมีได้เป็นของเหลวทั้งหมดแต่ประกอบด้วยส่วนที่เป็นเซลล์และพลาสมา ส่วนที่เป็นเซลล์ 99 เปอร์เซ็นต์ เป็นเซลล์โลหิตแดงที่เหลือเป็นเซลล์โลหิตขาวและส่วนประกอบอื่น ๆ คำว่าฮีมาโทคริต เป็นตัวเลขบอกเปอร์เซ็นต์ของเลือดในส่วนที่เป็นเซลล์ ตัวอย่าง เช่น ฮีมาโทคริตของชายปกติจะประมาณ 42 ของสตรีประมาณ 38 โดยเฉลี่ย

1.1.2.2 ความหนืดของโลหิต (blood viscosity)

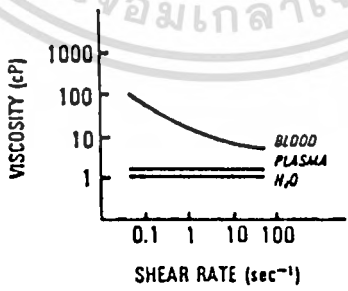
ปัจจัยสำคัญอันหนึ่งที่มีผลต่อคุณสมบัติทางไดนามิกในระบบหมุนเวียนโลหิตคือความหนืดของโลหิต (Blood viscosity) ซึ่งจะเป็นตัวต้านทานในเนื้อของไหลเพื่อต้านการไหล โดยปกติของไหลที่มีความหนืดคงที่ จะเรียกว่า ของไหลนิวตัน (Newtonian fluid) ตัวอย่างเช่น น้ำ แต่ของ

ไหลบางชนิดที่มีของแขวนลอยอยู่เป็นจำนวนมากอย่างเช่นโลหิตจะมีความหนืดไม่คงที่ขึ้นอยู่กับความแรงในการไหลเรียกของไหลประเภทนี้ว่าเป็น NonNewtonion fluid นอกจากนี้ความหนืดของโลหิตก็ยังขึ้นอยู่กับ **ฮีแมโทครีท** และขนาดของหลอดเลือดด้วย ในรูปที่ 1.1 แสดงความสัมพันธ์ของความหนืดของโลหิตกับอัตราการไหล **ฮีแมโทครีท** และขนาดของหลอดเลือดตามลำดับ

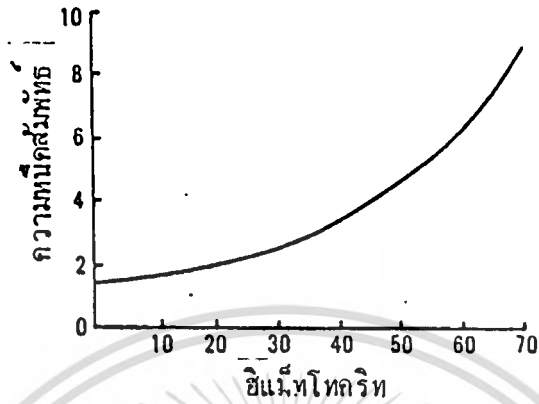
ความหนืดของโลหิตกำหนดโดยค่าอัตราส่วนของแรงเค้นเฉือน (แรงต้านการไหล) ต่อ velocity gradient $\Delta V/\Delta X$ ดังนั้น เขียนสมการของสัมประสิทธิ์ของความหนืดเป็น

$$\eta = \frac{F/A}{\Delta V/\Delta X}$$

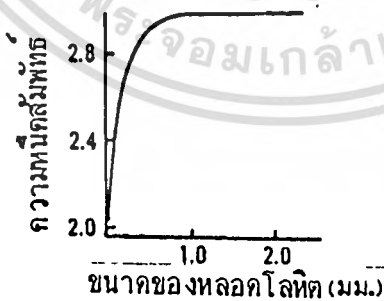
- F คือ แรงคั้นในของไหล
- A คือพื้นที่หน้าตัดของการไหล
- V คือ ความเร็วในการไหล
- X คือ ระยะทางที่ของไหลไหลได้



รูปที่ 1.1 ก แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดของโลหิต กับ Velocity gradient ของโลหิต



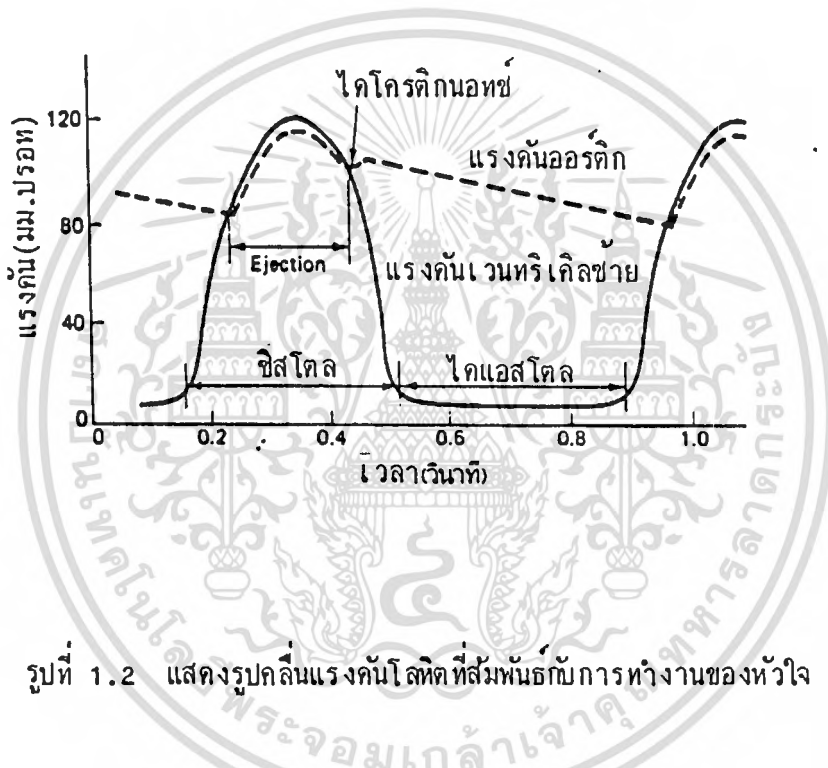
รูปที่ 1.1 ข แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนึบคัสมัพทึทของโลสิทคักับ เปอร่เซินตัของเซลโลสิทคัคแง



รูปที่ 1.1 ก แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความหนึบคัสมัพทึทกับขนาดของหลอดโลสิทคัสังคัว่าความหนึบคัจะคงที่เมื่อกขนาดของเส้นโลสิทคัใหญ่กว่่า 1 มิลลิเมตร

1.2 รูปคลื่นแรงดันโลหิต

การไหลของโลหิตในระบบมีลักษณะเป็นท่วง ๆ ตามจังหวะการเต้นหัวใจ ความดันที่ปรากฏที่เอาต์พุตของ Ventricle ซ้าย (aorta) แสดงในรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2 แสดงรูปคลื่นแรงดันโลหิตที่สัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

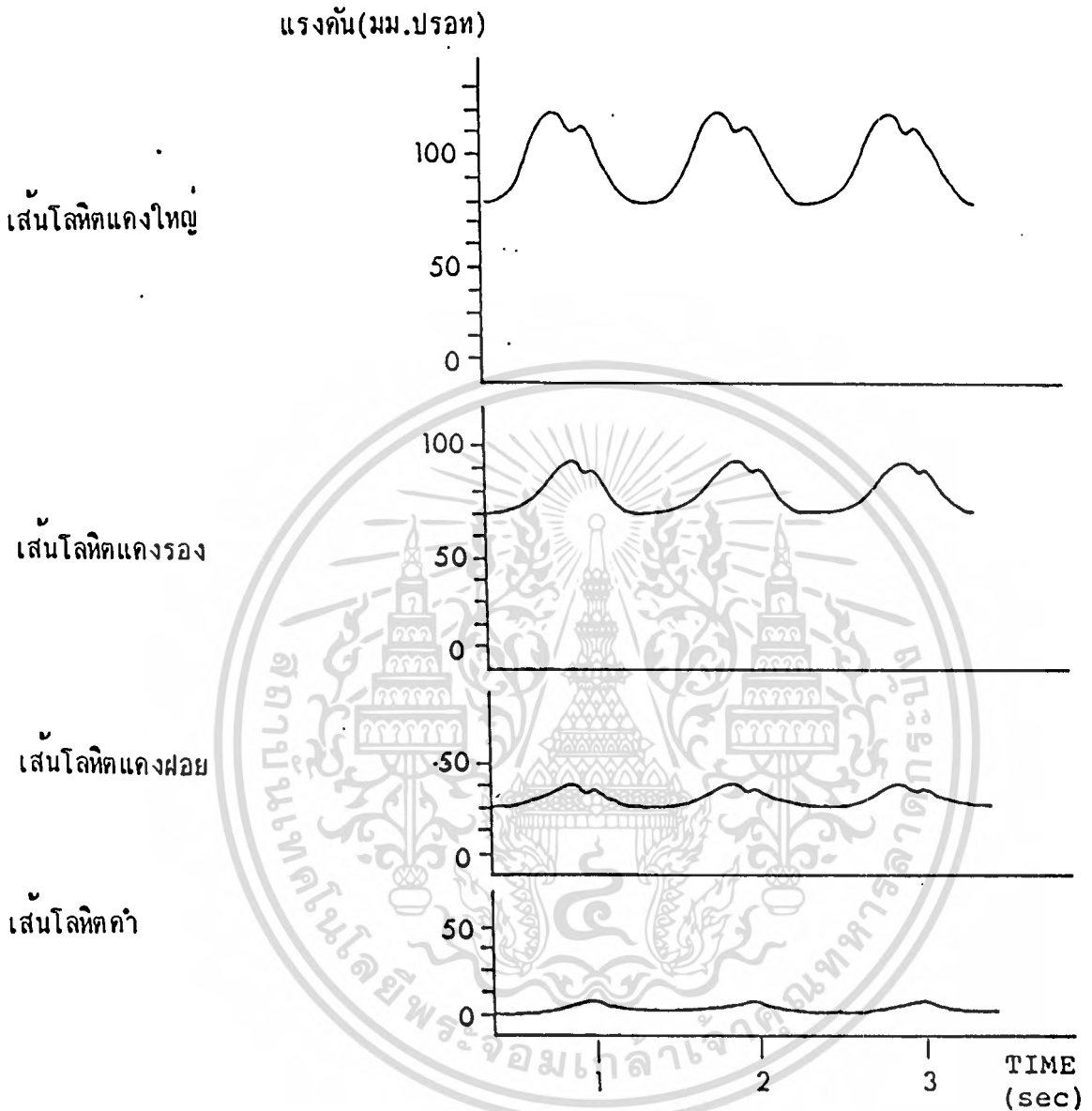
จากรูปคลื่นแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงความดันในช่วง 80 มม.ปรอท ซึ่งเป็นแรงดันต่ำสุด หรือ Diastolic pressure และ 120 มม.ปรอทซึ่งเป็นแรงดันสูงสุดหรือ Systolic pressure ความแตกต่างของแรงดันสูงสุดและต่ำสุดเรียกว่า Pulse pressure ซึ่งในกรณีนี้เท่ากับ 40 มม.ปรอท และแรงดันเฉลี่ย (Mean pressure) คือผลรวมของแรงดันสูงสุดบวกกับ 2 เท่าของแรงดันต่ำสุดแล้วหารด้วยสาม ขนาดแรงดันดังกล่าวจะเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่หลายแฟกเตอร์ เช่น ตำแหน่งที่วัดบนร่างกาย การวัดในขณะที่มนุษย์หรือสัตว์ นิ่ง ยืน หรือนอน เป็นต้น

บนรูปคลื่นของความดัน จะเห็นรอยหยักซึ่งเรียกว่า dicrotic notch ซึ่งเกิดขึ้นเมื่อ

ลิ้น ออร์ทริก ปิด ซึ่งเกิดเมื่อความดันในออร์ตา มากกว่าแรงดันในเวนทรีเคิล ซึ่งในขณะนั้น โลหิตบางส่วนใน อาร์เตอร์ส จะสะท้อนกลับเข้าไปในออร์ตา โมเมนตัมของโลหิตที่กระทบลิ้นที่ปิดแล้ว แล้วสะท้อนกลับทำให้แรงดันในออร์ตา เพิ่มขึ้นอย่างทันที ทำให้ได้เป็นลักษณะของ dicrotic notch บนรูปคลื่น

ความดันใน ออร์ตา ทำให้โลหิตไหลผ่านระบบหมุนเวียน และเมื่อโลหิตไหลในระบบหมุนเวียนจะมีผลสองสิ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงบนรูปคลื่น สิ่งแรกคือหลอดโลหิตทั้งหมดจะมี ความต้านทานต่อการไหล เช่นเดียวกับที่ต้านทานที่ต้านการไหลของกระแสไฟฟ้า ดังนั้นเมื่อโลหิตยังไหลผ่านหลอดโลหิตไปไกลเท่าใด แรงดันจะลดลงตามระยะทาง ผลประการที่สองที่มีต่อรูปคลื่นเป็นผลจากการที่โลหิตมีแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิต ในทางวงจรไฟฟ้า แรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิต เทียบได้กับค่าอินดักแตนซ์ที่อนุกรมในวงจรและค่าคาปาซิแตนซ์ที่ขนานอยู่ตามลำดับ ผลของแรงเฉื่อยและการยืดหยุ่นตัวของหลอดโลหิตต่อรูปคลื่นความดัน เมื่อโลหิตเคลื่อนผ่านเข้าหลอดโลหิต จะเปรียบได้กับผลของฟิลเตอร์ RLC ที่เกิดขึ้นกับรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้า

ผลของการเปลี่ยนแปลงรูปคลื่นเขียนสรุปได้ในรูป 1.3 ในหลอดเลือดดำ (Veins) ลักษณะของรูปคลื่นจะลดขนาดลงอย่างมากและขนาดของแรงดันจะลดลงต่ำและค่อนข้างคงที่กว่า 10 มม.ปรอท นั้นหมายถึงว่าในระบบหลอดโลหิตดำ จะมีแรงดันคงที่เพื่อให้โลหิตไหลเวียนกลับหัวใจด้านขวา และความดันใน วินาคาวา จะต่ำมาก ๆ ใกล้เคียงศูนย์ อย่างไรก็ตาม แมวว่าแรงดันในหลอดเลือดดำจะค่อนข้างคงที่ในร่างกายมนุษย์ที่อยู่ในสภาวะปกติ แต่การออกกำลังกายจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อแรงดันในหลอดโลหิตดำและเกิดการหมุนเวียนขึ้น นอกจากนี้ความแตกต่างในสภาวะของร่างกายในขณะยืนหรือนอนก็มีผลต่อความดันในหลอดเลือดดำด้วยเช่นกัน



รูปที่ 1.3 แสดงตัวอย่างรูปคลื่นความดันในจุดต่าง ๆ ในระบบหมุนเวียนโลหิต จะสังเกตเห็นถึงการเปลี่ยนแปลงค่าความดันสูงสุด และการลดขนาดของแรงดันเฉลี่ย เมื่อโลหิตไหลออกไปยังส่วนต่าง ๆ

1.3 การวัดความดันโลหิต

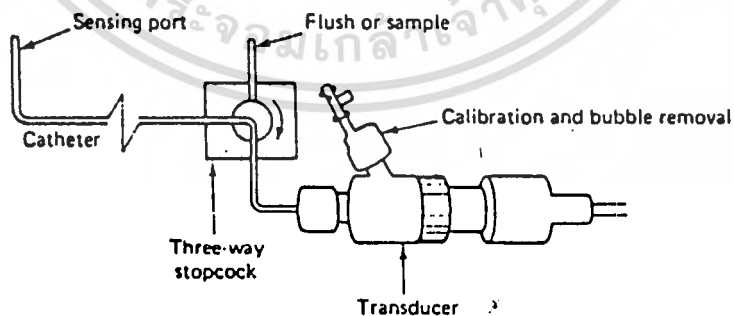
การวัดความดันโลหิตในท้องหัวใจและในหลอดเลือด จะทำให้แพทย์ทราบถึงฟังก์ชันการทำงานของระบบหมุนเวียนโลหิต โดยดูจากขนาดและรูปลิ้น

การวัดความดันโลหิตกระทำไ้ 3 แบบคือแบบโดยตรง (direct หรือ invasive) แบบโดยอ้อม (indirect หรือ Non invasive) และแบบสัมพันธ์ (relative หรือ Uncalibrated indirect)

1.3.1 การวัดแรงดันโลหิตแบบ โดยตรง

ในรูปที่ 1.4 แสดงให้เห็นอุปกรณ์สำหรับการวัดความดันโลหิตในหลอดเลือด ความดันภายในหลอดเลือด จะส่งผ่านโลหิตที่บรรจุเต็มในแคทีเตอร์ - และส่งแรงดันผ่านไปยังโคอะแฟรม ซึ่งเป็นแผ่นเนื้อเยื่อบาง ๆ แรงดันที่ส่งผ่านโคอะแฟรมจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยทรานสดิวเซอร์ความดัน หรือนำไปเข้ามาในมิเตอร์ ที่ใช้น้ำเกลือเป็นตัวส่งผ่านแรงดัน

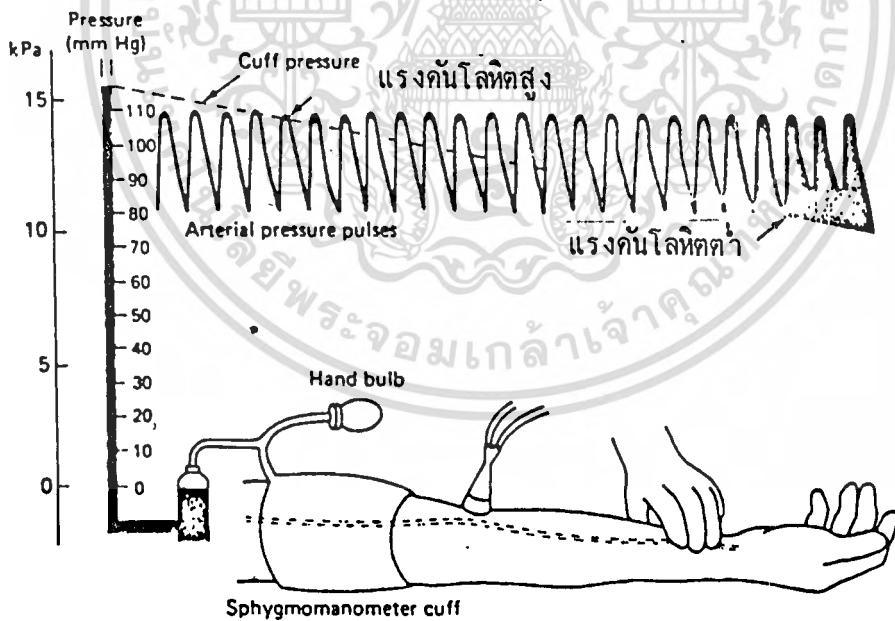
การตรวจสอบความถี่ของการวัดโดยวิธีนี้ จะถูกจำกัดที่ตัวแคทีเตอร์ เอง และการที่มีฟองอากาศอยู่ภายในแคทีเตอร์ ตลอดจนคุณสมบัติของสารที่ใช้ทำโคอะแฟรมและชนิดของทรานสดิวเซอร์ที่ใช้



รูปที่ 1.4 แสดงระบบทรานสดิวเซอร์วัดความดันแบบ วัดโดยตรง

1.32 การวัดความดันโลหิตทางอ้อม

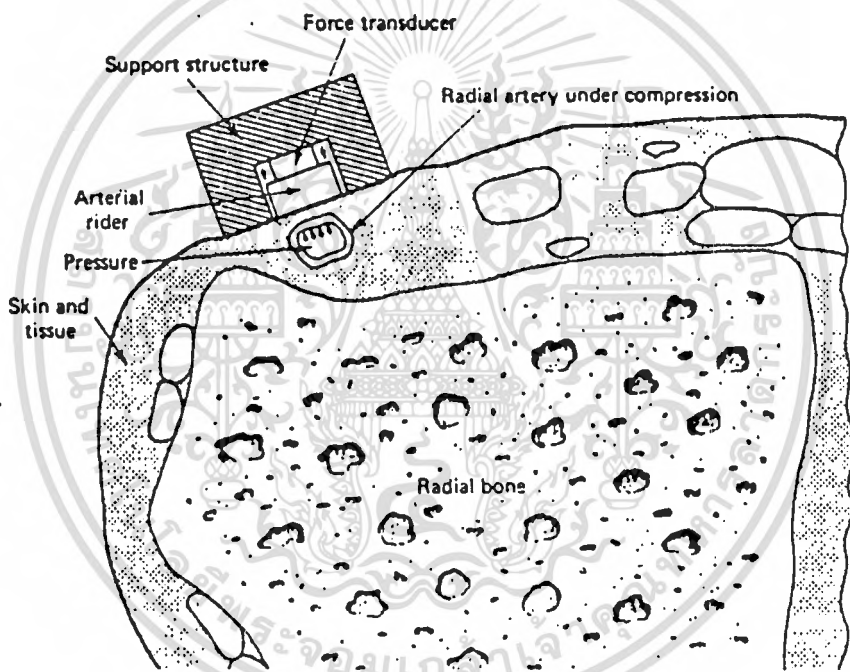
การวัดแรงดันโลหิตทางอ้อมจะใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Sphygmomanometer ดังแสดงในรูปที่ 1.5 Sphygmomanometer cuff จะถูกอัดอากาศเข้าไปโดยการบีบลูกยางซึ่งแรงดันในคัพจะไปกดหลอดเลือดแดงทำให้โลหิตหยุดไหล โดยปกติการอัดอากาศเข้าไปจะให้ความดันในคัพอยู่สูงกว่าแรงดันสูงสุดที่คาดว่าจะเป็นในเส้นโลหิตนั้น แล้วค่อย ๆ ลดความดันใน คัพ ลงอย่างช้า ๆ และเมื่อความดันในคัพ ลดลงเท่าแรงดันสูงสุดในหลอดเลือด จึงทำให้โลหิตเริ่มจืดผ่านไปได้ การที่โลหิตจืดผ่านหลอดเลือดแดง ๆ จะทำให้เกิดเสียงของการจืดขึ้นเรียกว่าเสียง korot koff ซึ่งสามารถฟังได้โดยใช้สเตโตนอสโคป และ เมื่อทำการลดความดันในคัพ ต่อไปจนแรงดันเท่ากับแรงดันต่ำสุด เสียง korotkoff จะหายไปและโลหิตจะเริ่มไหลได้ตามปกติ แรงดันในคัพ ที่อ่านได้เมื่อเกิดเสียง korotkoff ครั้งแรกจะใกล้เคียงกับแรงดันซิสโตล และแรงดันที่อ่านได้เมื่อได้ยินเสียง korotkoff สุดท้ายจะใกล้เคียงกับแรงดันไดแอสโตล



รูปที่ 1.5 แสดงการวัดแรงดันโลหิตโดยอ้อม

1.33 การวัดความดันโลหิตแบบสัมผัส

หลักการของการวัดความดันโลหิตแบบสัมผัสคือการวัดแรงค้ำภายนอกผิวหนังที่ส่งผ่านมาจากแรงดันของโลหิต ในหลอดโลหิตผ่านผนังหลอดเลือดและผิวหนัง เรียกหลักการนี้ว่า โทโนมิเตอร์ ในรูปที่ 1.6 แสดงการใช้หลักของ โทโนมิเตอร์ วัดแรงค้ำโลหิตบริเวณข้อมือ ความดันโลหิตจะเป็นสัดส่วนกับแรงกดดัน arterial rider ทารด้วยพื้นที่หน้าตัด จากลักษณะของ โทโนมิเตอร์ จะเห็นว่าความดันที่อ่านได้จะมากกว่าความดันในหลอดเลือดเสมอ ทั้งนี้เพราะจะมีแรงกดโดยผิวหนังเกิดขึ้นด้วย ดังนั้นการวัดความดันด้วยวิธีนี้ จะต้องทำการกาลิเบท เป็นราย ๆ ไปก่อนเพื่อให้การวัดได้ค่าที่ถูกต้อง



รูปที่ 1.6 การวัดแรงค้ำโลหิตโดยใช้หลักของ tonometer

1.4 เทคโนโลยีของทรานสดิวเซอร์วัดความดัน

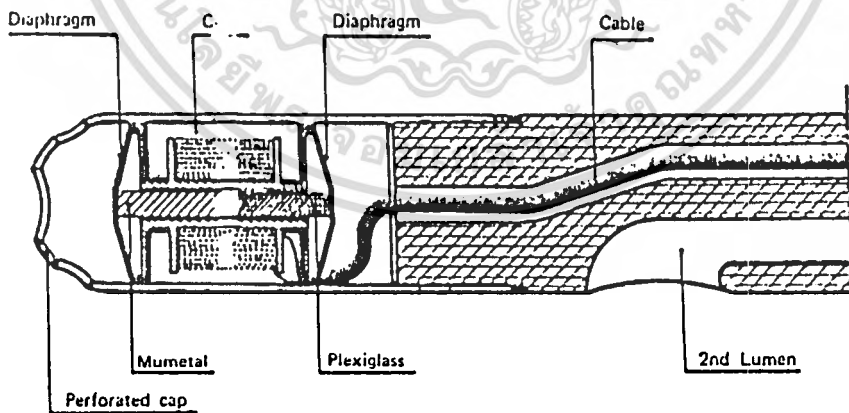
การแสดงค่าความดันนอกจากแสดงด้วยขนาดความยาวของลำปรอทโดยตรงแล้วในกรณีที่ต้องการแสดงผลทางไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์ ทรานสดิวเซอร์วัดความดันก็เข้ามามีบทบาทในการแปลงขนาดความดันนั้นมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นสัดส่วนเชิงเส้นต่อกัน ทรานสดิวเซอร์วัดความดันที่สำคัญ ๆ ได้แก่เซ็นเซอร์ที่ทรานสดิวเซอร์ กาลาซีฟิทรานสดิวเซอร์, ออปติคอลทรานสดิวเซอร์และรีซิสทีฟทราน-

สควิเซอร์

1.41 อินคัทที่ฟทรานสควิเซอร์

อินคัทที่ฟทรานสควิเซอร์ จะใช้หลักการของการเปลี่ยนแปลงค่าอินคัทแดนซ์ของแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งปกติจะแปรตามค่าความหนาแน่น, ค่า Magnetic permeability ของแกนเหล็ก และขนาดของขดลวดแม่เหล็ก ฟทรานสควิเซอร์แบบนี้จะใช้ขดลวดพันบนแกนที่เป็นสารแม่เหล็กและมีขนาดเล็กและเบา ปลายด้านหนึ่งของแกนจะยึดติดกับโคอะเฟอรัม การเคลื่อนที่ของโคอะเฟอรัมตามขนาดแรงดันทางอีกด้านหนึ่ง จะทำให้แกนแม่เหล็กเคลื่อนที่ในขดลวดค่าอินคัทแดนซ์ของขดลวดจึงเปลี่ยนไป หากทำขดลวดนี้ไปเป็นแขนหนึ่งของ เอ ซี บริค ก็จะสามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงค่าอินคัทแดนซ์นี้ได้

ฟทรานสควิเซอร์ชนิดนี้จะให้การเปลี่ยนแปลงความดันเชิงปริมาตรได้ราว ๆ 0.02 - 6 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ต่อ 100 มิลลิเมตรปรอท และความไวจะอยู่ในช่วง 50 ไมโครโวลต์ ถึง 1 มิลลิโวลต์ต่อ แรงดันกระตุ้นเพริค 1 โวลต์ ฟทรานสควิเซอร์วัดความดันที่ใช้หลักการดังกล่าวมีชื่อเรียกว่าอินคัทแดนซ์มาโนมิเตอร์ ในรูปที่ 1.7 แสดงโครงสร้างของ อินคัทแดนซ์ มาโนมิเตอร์ แบบหนึ่ง

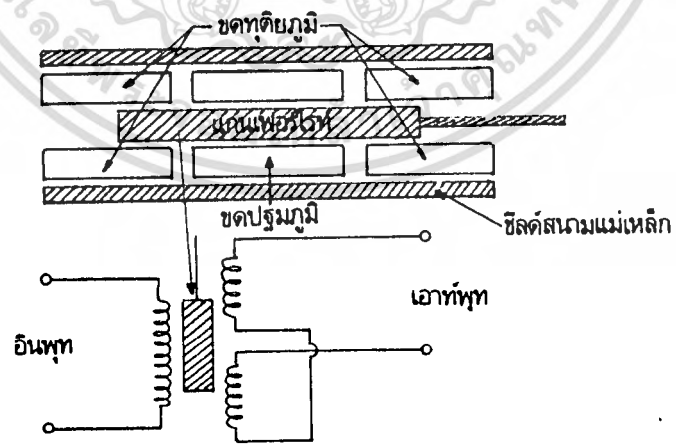


รูปที่ 1.7 แสดงโครงสร้างของอินคัทแดนซ์ มาโนมิเตอร์ แบบหนึ่ง

อินคัลเตนซ์ทรานส์ดีวเซอร์อีกแบบหนึ่งที่น่าสนใจในการวัดความดันคือ ดิฟเฟอเรนเชียลทรานส์ฟอร์มเมอร์ ซึ่งลักษณะโครงสร้างแสดงในรูปที่ 1.8 ขดลวดทางทุติยภูมิสองขดจะมีขนาดเดียวกัน แต่ทิศทาง การพันจะกลับกัน ซึ่งที่ในตำแหน่งหนึ่งของแกนแม่เหล็กแรงดันที่เหนี่ยวนำทางขดทุติยภูมิ จากการป้อนกระแส ความดีและขนาดคงที่ทางขดปฐมภูมิจะมีขนาดที่เท่ากัน หากนำขั้วของขดลวดทางทุติยภูมิต่อกันโดยให้ขั้ว เหมือนกันต่อกัน 1 ขั้ว ผลต่างของแรงดันเหนี่ยวนำระหว่างขั้วที่เหลือจะเท่ากับศูนย์ การเคลื่อนที่ของ แกนในตำแหน่งอื่นจะทำให้ความสมดุลนี้เสียไป เช่นเดียวกับกรณีของอินคัลทีฟทรานส์ดีวเซอร์แบบอื่น ๆ แกนแม่เหล็ก ยึดติดกับ โคอะเฟรมของ แคทีเทออร์ เพื่อให้เคลื่อนที่ตามแรงดันที่กอบนโคอะเฟรม

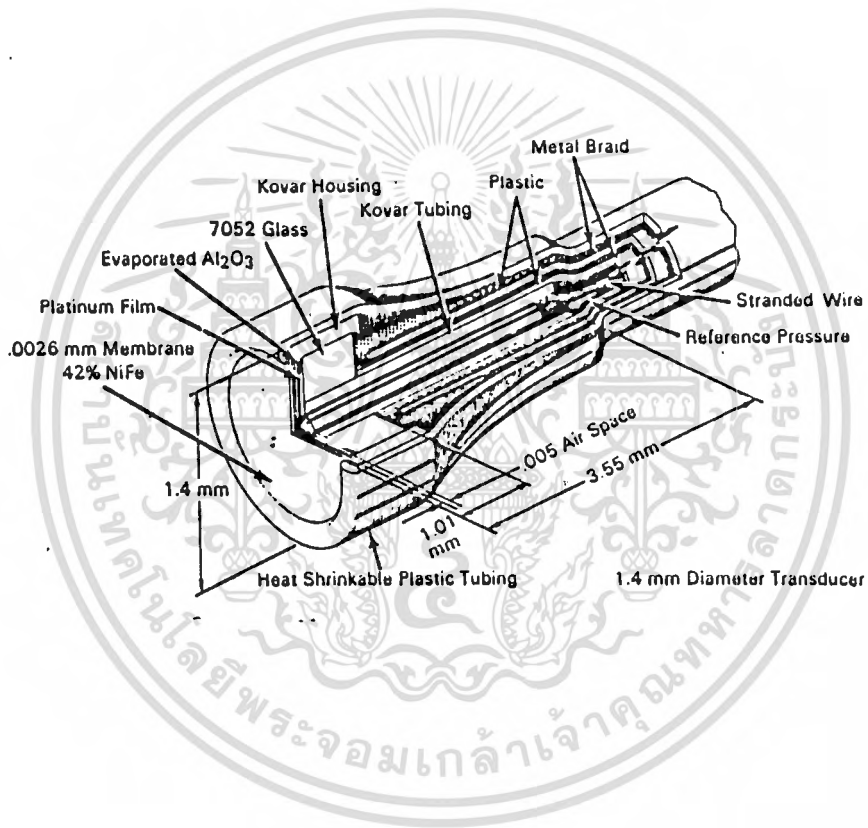
1.42 ทรานส์ดีวเซอร์วัดความดันแบบคาปาซิทีฟ

ทรานส์ดีวเซอร์ชนิดนี้ใช้หลักการ เปลี่ยนค่าคาปาซิแตนซ์ เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระยะ ระหว่างขั้วแผ่นโลหะที่มีสารไดอิเล็กทริกชั้นอยู่ การเปลี่ยนแปลงของค่าคาปาซิแตนซ์ สามารถตรวจได้ โดยให้คาปาซิเตอร์นี้อยู่ในแขนหนึ่งของเอชบีบริคส์ คาปาซิทีฟ มาโนมิเตอร์ จะมีข้อดีที่มีความไว สูงและทนสนองความดีได้สูง แต่ว่า ไขว่โอกาสเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ ดังนั้นการนำมาใช้งาน จะต้องมีการชดเชยทางอุณหภูมิ นอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงของค่าคาปาซิแตนซ์ของสายเคเบิลที่ต่อทราน สดีวเซอร์อยู่ก็มีผลต่อเสถียรภาพเดิมของทรานส์ดีวเซอร์ในวงจรบริคส์ด้วย ดังนั้นจึงอาจจำเป็นต้องใช้



รูปที่ 1.8 โครงสร้างของดิฟเฟอเรนเชียลทรานส์ฟอร์มเมอร์

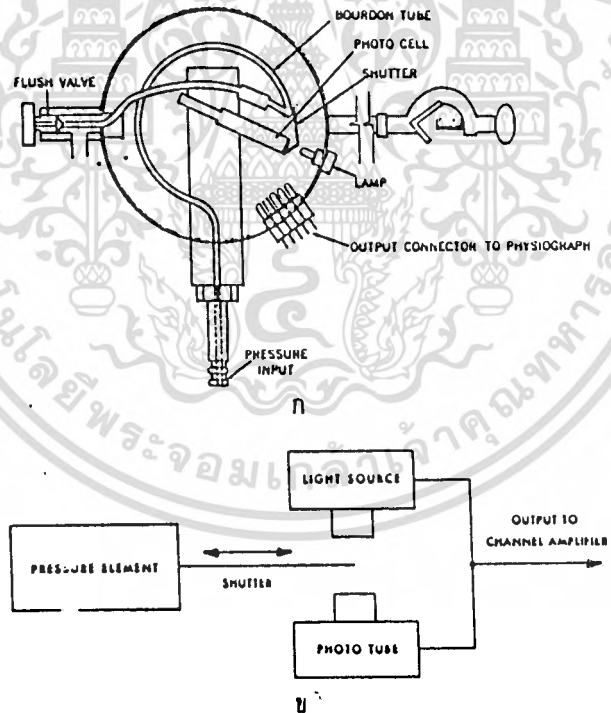
วงรีเลททรอนิกส์ชดเชยค่าความปายซีเทนซ์ในสายเพื่อลดความผิดพลาดเมื่อใช้งาน ในรูป 1.9 แสดงโครงสร้างของทรานสดิวเซอร์แบบคาปาซิทิฟแบบหนึ่งที่เรียกว่า ultraminiature manometer-tipped cardiac catheter



รูปที่ 1.9 แสดงโครงสร้างของ ultraminiature manometer-tipped cardiac catheter

1.43 ทรานสดิวเซอร์วัดความดันที่ใช้หลักการทางแสง

หลักการของโฟโตอิเล็กทริกสามารถนำมาประยุกต์เป็นทรานสดิวเซอร์วัดความดันได้ โครงสร้างของทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ประกอบด้วยส่วนสำคัญที่เรียกว่าหลอดเบอร์ดอน (Bourdon) ซึ่งเป็นหลอดกลวงหน้าตัดเป็นรูปวงรี คัดเป็นรูปโค้งค้งแสดงในรูปที่ 19 ก. ความโค้งของหลอดจะเปลี่ยนแปลงเมื่อความดันภายในเปลี่ยนแปลง ที่ปลายของหลอดเบอร์ดอนจะมีแผ่นชัตเตอร์ติดอยู่ซึ่งชัตเตอร์จะวางอยู่ในตำแหน่งระหว่างแหล่งกำเนิดแสงและโฟโตเซลล์ เพื่อควบคุมปริมาณแสงที่ตกลงบนโฟโตเซลล์ ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้มีความไวไม่มากนักกล่าวคือ ทุก ๆ การเปลี่ยนแปลงปริมาณของโลหิตในหลอดเบอร์ดอน 15 ลูกบาศก์มิลลิเมตรจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความดันของมิลลิเมตรปรอท อย่างไรก็ตาม ทรานสดิวเซอร์ชนิดนี้ที่ผลิตเป็นการค้าจะทำได้ความไวได้ถึง 0.1 ลูกบาศก์มิลลิเมตรต่อ 100 มิลลิเมตรปรอท



รูปที่ 1.10 ก. แสดงโครงสร้างของ Photoelectric Bourdon transducer
ข. แสดงหลักการของ photoelectric Bourdon transducer

1.44 ทฤษฎีความเค้นที่ใช้หลักการของความต้านทาน

สเตรนเกจเป็นทรานสดิวเซอร์แบบหนึ่งที่มีนำมาใช้ทางการแพทย์ หลักการของทรานสดิวเซอร์นี้คือการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน (R) ของแท่งที่ต้านทานตามความยาว (l) และเป็นสัดส่วนกลับพื้นที่หน้ามาทำ strain element ตามสมการ

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad 1.1$$

โดย ρ คือค่า resistivity ของสารที่นำมาทำเป็น สเตรนเกจ - ซึ่งกำหนดว่าเป็นความต้านทานต่อหน่วยความยาวและหนึ่งหน่วยเส้นผาคู่ศูนย์กลาง เมื่อแท่ง strain element ถูกดึงจะทำให้ความยาวเพิ่มและพื้นที่หน้าตัดลดลง ซึ่ง strain element บางชนิดการได้รับแรงอาจทำให้โครงสร้างหลักเปลี่ยนไป ซึ่งก็มีผลต่อค่าความต้านทานด้วย ถ้าหาก Strain element ได้รับแรงทางแนวแกนความยาวแล้ว สเตรน สามารถวัดได้จากการเปลี่ยนแปลงความต้านทาน ในกรณีดังกล่าวจะได้ว่า

$$\Delta L = \frac{L \cdot \Delta R}{KR} \quad 1.2$$

โดย ΔL และ ΔR คือการเปลี่ยนแปลงของความยาว L และความต้านทาน R ตามลำดับ และ K ในสมการก็คือ เกจ แพคเตอร์ และกำหนดว่าการเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงความยาว แสดงได้โดยสมการ

$$K = \frac{\Delta R}{R} \cdot \frac{L}{\Delta L} \quad 1.3$$

การออกแบบ สเตรนเกจ ต้องคำนึงถึงการยืดหยุ่นตัว (elasticity) ซึ่งกำหนดโดยค่า young's modulus, ค่า tensile strength และสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของสารนั้น ๆ เพื่อให้ผลของอุณหภูมิมีต่อสัญญาณเอาต์พุตน้อยที่สุด

ลักษณะโครงสร้างของสเตรนเกจ โดยทั่วไปจะมีแผ่นหรือแท่ง Strain element ยึดติดกับแผ่นโคอะแพรมที่มีค่า Young's Modulus คงที่ ที่ปลายของ Strain element จะมีสาย ออกไปสำหรับใช้ในวงจรบริดจ์ ในสเตรนเกจ แต่ละตัวอาจจะมี strain element หลาย ๆ ชิ้นก็ได้ ซึ่งการที่มี Strain element หลาย ๆ ชิ้นในแกนของบริดจ์จะทำให้วงจรบริดจ์มีความไวสูง และผลที่ไม่ต้องการอื่น ๆ เช่น ลากจุดทงูมิจะน้อยกว่าด้วย

แรงดันที่กดลงบนโคอะแพรมจะทำให้โคอะแพรมบิดเบี้ยวและ Strain element ยึดหรือ หักตามความยาวด้วย Strain element ที่ทำจากโลหะจะให้ค่าแกกแพคเตอร์ประมาณ 2 ถึง 15 ส่วนเซมิคอนดักเตอร์ซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดในบทที่ 2 จะให้แกกแพคเตอร์ประมาณ 50-200



บทที่ 2

สเตรนเกจแบบสารกึ่งตัวนำ

2.1 บทนำ

การค้นพบปรากฏการณ์ทางเพียโซรีซิสทีวิตี (Piezo resistivity) ในปี 1856 โดย ลอร์ด เคลวิน (Lord Kelvin) จนพัฒนามาเป็นสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำ ที่ให้คุณสมบัติทางด้าน การเปลี่ยนแปลงความต้านทานต่อการเปลี่ยนแปลงขนาดตามแรงทางฟิสิกส์ดีกว่า สเตรนเกจแบบสายโลหะ เกือบ 100 เท่า จึงทำให้มีการนำเอาสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำ เข้ามาแทนสเตรนเกจแบบสายโลหะ ในงานหลาย ๆ อย่าง รวมทั้งในอุปกรณ์ทางการแพทย์ด้วย

2.2 ปรากฏการณ์ เพียโซรีซิสทีวิตี

ผลทางด้าน เพียโซรีซิสทีวิตี กำหนดว่าเป็นการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของวัสดุ ตามแรงกระทำต่อชิ้นวัสดุนั้น ซึ่งผลนี้ปกติจะเกิดแก่วัสดุที่มีคุณสมบัติ เป็นสารกึ่งตัวนำมากกว่าจะเกิดกับ สารตัวนำ และเป็นปรากฏการณ์ที่ทำให้สเตรนเกจสารกึ่งตัวนำ มีค่าเกจแฟคเตอร์สูงถึง 50-200 เมื่อ เทียบกับสเตรนเกจแบบโลหะ ซึ่งมีค่าเกจแฟคเตอร์ไม่เกิน 4.5 และส่วนใหญ่จะมีค่าอยู่ใกล้เคียง 2 เท่านั้น

ค่าความต้านทานไฟฟ้าของสารกึ่งตัวนำจะเป็นสัดส่วนกลับ กับผลคูณของประจุ (electronic charge) กับจำนวนประจุพาหะและค่าโมบิลิตีเฉลี่ยของประจุ

$$\rho = \frac{1}{\mu q P}$$

μ = โมบิลิตีของพาหะ ; q = ประจุพาหะ P = ความเข้มข้นของสารเจือที่ใช้แพร่ เมื่อ ขึ้นสารกึ่งตัวนำได้รับแรงกระทำจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทั้งค่าโมบิลิตีของพาหะและจำนวนพาหะ ใน กรณีของโมบิลิตีเป็นปรากฏการณ์ที่พบได้ในวัสดุหลาย ๆ ชนิดเกิดจากการแปรปรวนของขนาดของ เทอร์มอลไวเบรชัน (Thermal Vibration) เทียบกับปริมาตร โดย

$$d \ln p / d \ln v = 2\alpha v_0 / \lambda_0 C_v$$

- เมื่อ α = สัมประสิทธิ์การขยายตัวตามความร้อน
- λ_0 = ค่า compressibility ของเนื้อสาร
- C_v = ความร้อนจำเพาะของสารนั้น
- v = ปริมาตรของเนื้อสาร

ในกรณีของซิลิกอนและเยอรมันเนี่ยมค่า $d \ln p / d \ln v$ จะอยู่ราว ๆ 1.4 และ 1.7 ในกรณีของการเปลี่ยนแปลงของจำนวนประจุพาหะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรแล้วทำให้ช่องว่างพลังงาน ระหว่างวาเลนซ์และคอนดักชันแบนด์เปลี่ยนแปลงทำให้จำนวนประจุพาหะเปลี่ยนไปด้วย

2.3 เกจแฟกเตอร์ (Gauge Factor)

ในกรณีของโลหะตัวนำการเปลี่ยนแปลงความต้านทานที่ความเครียดทำให้รูปทรงเปลี่ยนแปลงคือ

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} (1 + 2\gamma) *$$

และถ้า เกจแฟกเตอร์ K กำหนดได้เป็น

$$K = \frac{\Delta R / R}{\epsilon} = (1 + 2\gamma)$$

* ดูภาคผนวก ก

- โดย ΔR = การเปลี่ยนแปลงความต้านทาน
 R = ความต้านทานของเนื้อสารเมื่อยังไม่ถูกแรงกระทำ
 Δl = การเปลี่ยนแปลงตามความยาวจากเดิม
 l = ความยาวเดิม
 γ = Poisson's ratio
 ϵ = $\Delta l/l$ = ความเครียด

โดยที่โลหะส่วนใหญ่ค่า Poisson's ratio = 0.3 ดังนั้นค่า K ของโลหะจึงอยู่

ราว ๆ 1.6

ในกรณีของสารกึ่งตัวนำ เกจแพคเตอร์ จะแสดงอยู่ในรูป

$$K = 1 + 2\gamma + \pi_1 E$$

โดยที่

π_1 = สัมประสิทธิ์ของ Piezo resistive ตามแนวแกน (m^2/N)

E = Young's modulus of elasticity (N/m^2)

จากสมการ จะเห็นว่า เกจแพคเตอร์ ไม่ได้ขึ้นกับการเปลี่ยนแปลงทางรูปทรงเท่านั้น $(1+2\gamma)$ ยังขึ้นอยู่กับ การเปลี่ยนแปลงของความต้านทานโดย ความเครียด ($\pi_1 E$) ลักษณะของ π_1 สามารถกำหนดได้เพียงจกชนิดและลักษณะทางกายภาพของวัสดุสารกึ่งตัวนำนั้น ๆ ค่า Gauge Factor ที่จะเบี่ยงบวกหรือลบจะกำหนดได้จาก crystallographic orientation และชนิดของการแพร่สารเจือซึ่งซิลิกอนเป็นวัสดุที่ถูกนำมาทำ สเตเรนเกล มากที่สุด

2.4 ความไวของ สเตเรนเกล แบบสารกึ่งตัวนำ

จากหัวข้อที่แล้วความไวของ สเตเรนเกล แสดงอยู่ในรูปของเกจแพคเตอร์

$$K = 1 + 2\gamma + \pi_1 E$$

* คูภาคผนวก ก

ซึ่งเทอม ϵ จะเป็นเทอมที่มีอิทธิพลมากกว่า ดังนั้นในการพิจารณาถึงความไวของ สเตรนเคสสารกึ่งตัวนำ จะพิจารณาถึง anisotropic variation ของ โมมิลิตี้ ของพาหะในซิลิกอน และเยอรมันเนียม ในสนามไฟฟ้าแวลนซ์อิเล็กตรอนสามารถจะถูกกระตุ้นให้เข้าไปสู่ในแถบการนำที่ซึ่งเข้าไปมีส่วนในการไหลของกระแสไฟฟ้า ในกรณีของสารกึ่งตัวนำแบบอินทรีนซิกสนามไฟฟ้าที่กระตุ้นจะต้องสูงถึง 1 eV นั่นก็หมายความว่าความต้านทานของสารนั้น ต้องสูงมากด้วย ถ้าหากทั้งซิลิกอนและเยอรมันเนียมซึ่งเป็นธาตุกลุ่มที่ 4 ถูกแพร่ด้วยอะตอมของธาตุในกลุ่มที่ 3 และที่ 5 ความต้านทานของมันจะลดลงได้ กล่าวคือหากซิลิกอนถูกโด๊ปด้วยธาตุในกลุ่มที่ 3 เช่น โบรอนจะเกิดบอนด์ที่สมบูรณ์ 3 บอนด์ที่ 4 จะยึดติดกันด้วยพลังงาน 0.08 eV ซึ่งเรียกว่า P-conduction และให้เป็น สเตรนเคสที่มีแกแลคเตอร์เป็นบวก ในทำนองเดียวกันหากสารที่ถูกนำมาโด๊ปอยู่ในกลุ่ม 5 จะทำให้เกิดบอนด์ที่สมบูรณ์ 4 บอนด์ และมีอะตอมของซิลิกอนยึดติดอยู่อย่างหลวม ๆ การกระตุ้นให้แวลนซ์อิเล็กตรอนนี้ไปสู่อุปกรณ์ที่ต้องการพลังงานเพียง 0.05 eV ซึ่งเรียกว่า N-conduction ซิลิกอนที่ถูกโด๊ปแล้วจะมีคุณสมบัติของสเตรนเคสที่มีแกแลคเตอร์เป็นลบ

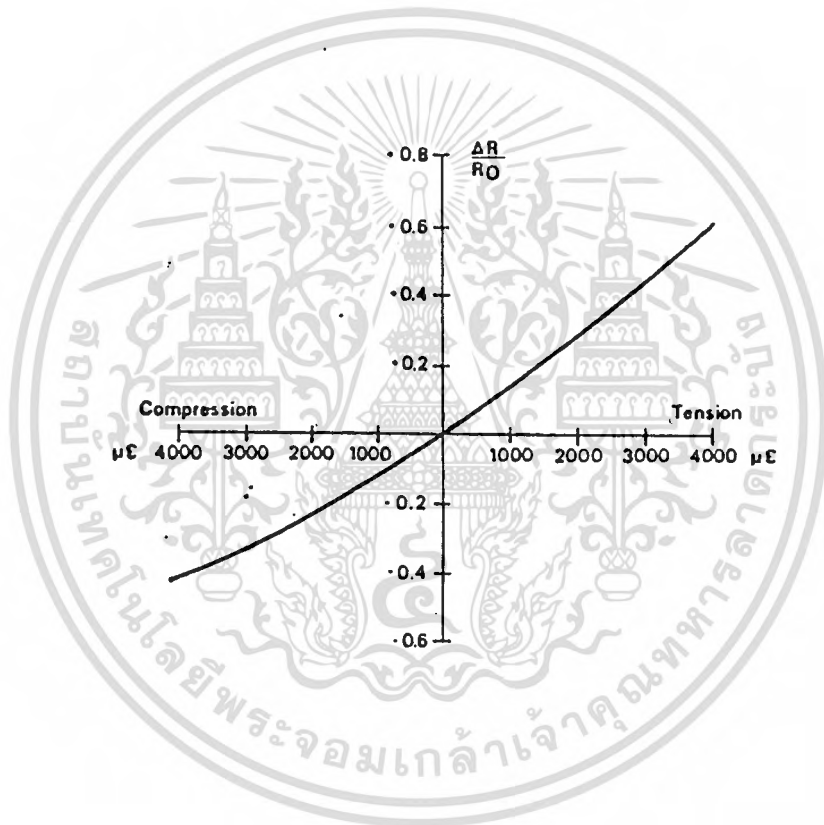
ผลของการโด๊ปด้วยสารเจือไม่ว่าเป็นชนิดเอ็น หรือ พี จะทำให้ค่าความต้านทานลดลงนั่นก็คือการกระตุ้นให้เกิดการนำไฟฟ้าต้องการพลังงานต่ำลง โดยทั่วไปการโด๊ปให้มากขึ้นจะลดค่าแกแลคเตอร์ ความต้านทาน และสัมประสิทธิ์อุณหภูมิลง อย่างไรก็ตามแกแลคเตอร์สำคัญอันหนึ่งที่มีผลต่อการนำไฟฟ้าของสารคือ crystallographic orientation ของสารนั้น ซึ่งควบคุมได้ตามขบวนการผลิต

2.5 ความเป็นเชิงเส้นของ สเตรนเคสสารกึ่งตัวนำ

ข้อเสียเปรียบอย่างหนึ่งของ สเตรนเคส ที่ทำจากสารกึ่งตัวนำ เมื่อเทียบกับแบบที่ทำจากโลหะคือ มีคุณสมบัติที่ไม่เป็นเชิงเส้น ซึ่งหากให้อุณหภูมิคงที่แล้ว ความไม่เป็นเชิงเส้นนั้นสามารถเขียนอธิบายได้ในรูปของสมการ

$$\frac{\Delta R}{R} = C_1 \epsilon^1 + C_2 \epsilon^2 + C_3 \epsilon^3 + \dots$$

ซึ่งในที่นี้ c_1, c_2, c_3 เป็นค่าคงที่และ ϵ คือ สเตรน ซึ่งในทางปฏิบัติอาจจะตัด
เทอมยกกำลัง 3 ขึ้นไปทิ้งได้ อย่างไรก็ตามก็คิดสมบัติที่ไม่เป็นเชิงเส้นและแตกต่างกันในกรณีที่ทำให้แรงกันเป็น
บวกหรือลบ : ดังแสดงในรูปที่ 2.1 นอกจากนี้ค่าความมากน้อยในการไม่เป็นเชิงเส้นของ สเตรน เกสสารถึง
ตัวนำยังขึ้นอยู่กับอุณหภูมิอีกด้วย



รูปที่ 2.1 แสดงการเปลี่ยนแปลงความต้านทานเทียบกับความเครียด
ของ สเตรน เกส ชนิด พี

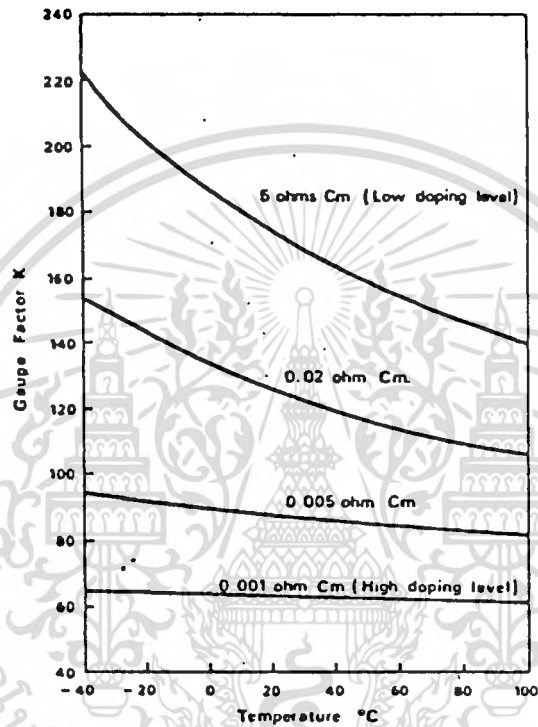
แม้ว่าความเป็นเชิงเส้นจะสามารถชดเชยได้ด้วยการออกแบบอุปกรณ์ร่วมภายนอก แต่ข้อ
เสียคือวง รคังกล่าวจะยุ่งยากซับซ้อนอย่างไรก็ดีความไม่เป็นเชิงเส้นนั้นสามารถชดเชยได้โดยพิจารณา
ถึงแง่ของผลทางเปียโซรีซิสทีฟ และอย่างหนึ่งก็คือการเลือกใช้สารกึ่งตัวนำที่ได้รับการแพร่สารเจือ
มาก ๆ นั่นคือจะมีค่าความต้านทานของ gauge element ต่ำ ๆ

2.6 คุณสมบัติทางอุณหภูมิ

ในกรณีของ สเตรนเกจ แบบสารกึ่งตัวนำผลของความร่อนต่อคุณสมบัติที่ทำให้เกิดความผิดพลาดเมื่อนำมาประยุกต์ใช้งานที่นำมาพิจารณา คือ สัมประสิทธิ์ทางความร่อนต่อความต้านทาน (Thermal coefficient of resistance) และสัมประสิทธิ์ทางความร่อนต่อเกจแฟคเตอร์ (Thermal coefficient of gauge factor)

กรณีของสัมประสิทธิ์ทางความร่อนต่อความต้านทาน เป็นปรากฏการณ์ปกติของสารกึ่งตัวนำที่นำที่คุณสมบัติการนำไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิ การชดเชยในกรณีนี้จะใช้วิธีการชดเชยในวงจรภายนอก

ส่วนในแง่ของสัมประสิทธิ์ความร่อนต่อเกจแฟคเตอร์นั้น เนื่องจากค่าเกจแฟคเตอร์กำหนดได้ ากระดับของการแพร่การเจือและเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิ ซึ่งทั้งค่าเกจแฟคเตอร์ และสัมประสิทธิ์ทางความร่อนต่อความต้านทานของเกจแฟคเตอร์จะเป็นสัดส่วนกลับกับระดับของสารเจือ ค่าเกจแฟคเตอร์ของ strain gauge ที่ผลิตเป็นการค้าจะอยู่ในราว ๆ + 100 ถึง + 140 ซึ่งเกิดจากการแพร่สารเจือจำนวนมาก (heavy dope) ก็จะทำให้ค่าสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิต่อเกจแฟคเตอร์ที่ยอมรับได้ อย่างไรก็ตาม ในขบวนการผลิตไม่สามารถแพร่สารเจือได้มาก ๆ จนกระทั่งสัมประสิทธิ์ทางความร่อนต่อค่าเกจแฟคเตอร์ใกล้เคียงศูนย์ ทั้งนี้เป็นเพราะในระดับการแพร่สารเจือระดับนั้น (0.001 โอมห์เซ็นติเมตร) ความเข้มข้นของสารเจือจะไม่คงที่ในเนื้อสารนั้น ในรูป 2.2 แสดงให้เห็นถึงผลของการแพร่สารเจือในระดับต่าง ๆ ต่อค่าเกจแฟคเตอร์และค่าเกจแฟคเตอร์ต่ออุณหภูมิ



รูปที่ 2.2 ผลของระดับการแพร่สารเจือปนแก๊ส แพลกเตอร์และการขึ้นอยู่กับอุณหภูมิของค่าแก๊ส แพลกเตอร์

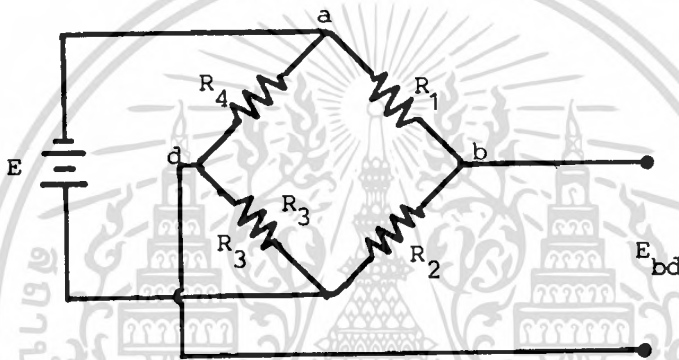
2.7 วงจรขั้ว สเตรณเกก แบบสารกึ่งตัวนำ

เนื่องจากลักษณะของ สเตรณเกก ที่ทำจากสารกึ่งตัวนำเป็นการเปลี่ยนค่าความต้านทาน ดังนั้นจึงสามารถนำ สเตรณเกก แบบนี้ไปใช้ในวงจร สเตรณเกก ที่ใช้หลักการของการเปลี่ยนความต้านทานแบบอื่น ๆ ได้ แต่อย่างไรก็ดีเนื่องจากคุณสมบัติทางความไวต่ออุณหภูมิและค่าแก๊ส แพลกเตอร์

ที่สูงกว่ายังทำให้ต้องพิจารณาเพิ่มเติมในกรณีที่ต้องนำไปใช้ในงานที่ต้องการความแม่นยำสูง

วงจรพื้นฐานที่ใช้ขั้วทรานสดิวเซอร์แบบ เปลี่ยนค่าความต้านทานที่นิยมนำมาใช้มากที่สุดคือ

วงจรวิทสโตเนอริค (Wheatstone Bridge) ดังแสดงในรูป 2.3



รูปที่ 2.3 วงจรวิทสโตเนอริคพื้นฐาน

หลักการของวิทสโตเนอริคคือถ้าอัตราส่วน $R_1/R_4 = R_2/R_3$ เป็นจริงแรงดันเอาต์พุต E_{bd} จะมีค่าเท่ากับศูนย์เรียกว่าบริคส์สมดุล แต่ถ้า R_1, R_2, R_3, R_4 ตัวใดตัวหนึ่งเปลี่ยนแปลงก็จะทำให้บริคส์เสียสมดุลและทำให้ $E_{bd} \neq 0$ และในกรณีที่ R_1, R_2, R_3, R_4 เปลี่ยนแปลงพร้อมกันจะได้ว่า

$$E_{bd} = \left[-\frac{R_2 dR_1}{(R_1+R_2)^2} + \frac{R_1 dR_2}{(R_1+R_2)^2} - \frac{R_4 dR_3}{(R_3+R_4)^2} + \frac{R_3 dR_4}{(R_3+R_4)^2} \right] E \dots 2.1^*$$

* คูภาคผนวก ข

เมื่อ E เป็นแรงดันที่จ่ายให้บริดจ์มีค่าคงที่

$$\text{ถ้า } K = \frac{dR/R}{\epsilon} = \text{ เกจแพคเตอร์}$$

นำไปแทนในสมการ 2.1 จะได้

$$E_{bd} = \left[\frac{-R_2 R_1 K_1 \epsilon_1}{(R_1 + R_2)^2} + \frac{R_1 R_2 K_2 \epsilon_2}{(R_1 + R_2)^2} - \frac{R_4 R_3 K_3 \epsilon_3}{(R_3 + R_4)^2} + \frac{R_3 R_4 K_4 \epsilon_4}{(R_3 + R_4)^2} \right] E \quad \dots 2.2$$

ซึ่งในบางกรณีพิเศษหาก $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$ สมการ 2.2 จะลดรูปลงได้เป็น

$$E_{bd} = \frac{KE}{4} (-\epsilon_1 + \epsilon_2 - \epsilon_3 + \epsilon_4) \quad \dots 2.3$$

หรือเขียนในเทอมของกระแส I ที่ผ่านบริดจ์ได้

$$E_{bd} = \frac{KIR_g}{4} (-\epsilon_1 + \epsilon_2 - \epsilon_3 + \epsilon_4)$$

เนื่องจาก $E = IR_{\text{bridge}}$

$$\text{และ } R_{\text{bridge}} = \left(\frac{1}{R_1 + R_2} + \frac{1}{R_3 + R_4} \right)^{-1} = R_g$$

จากสมการข้างต้นสรุปได้ว่าการไม่สมดุลของบริดจ์ เป็นสัดส่วนกับผลรวมของการเปลี่ยนแปลงของความเครียด (หรือความต้านทาน) ของแขนบริดจ์ตรงข้ามและเป็นสัดส่วนกับผลต่างของการเปลี่ยนแปลงความเครียดในแขนของบริดจ์ติดกัน

เมื่อมาพิจารณาในกรณีของการเปลี่ยนแปลงของ R_1 เพียงตัวเดียว ซึ่งก่อนเปลี่ยน

แปลงแรงค้ำค่อม ab

$$E_{abi} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} E$$

และเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลง ΔR_1

$$E_{abf} = \frac{(R_1 + \Delta R_1) E}{[(R_1 + \Delta R_1) + R_2]}$$

ถ้าทั้งนี้ ถือว่าการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นได้เฉพาะ R_1 สักค่าที่จุด a จะคงที่ การเปลี่ยนแปลงเฉพาะที่ b ก็ทำให้เกิดความต่างศักย์ระหว่าง b และ a ได้ ดังนั้น

$$E_{bd} = \frac{(R_1 + \Delta R_1) E}{[(R_1 + \Delta R_1) + R_2]} - \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot E \dots\dots\dots 2.4$$

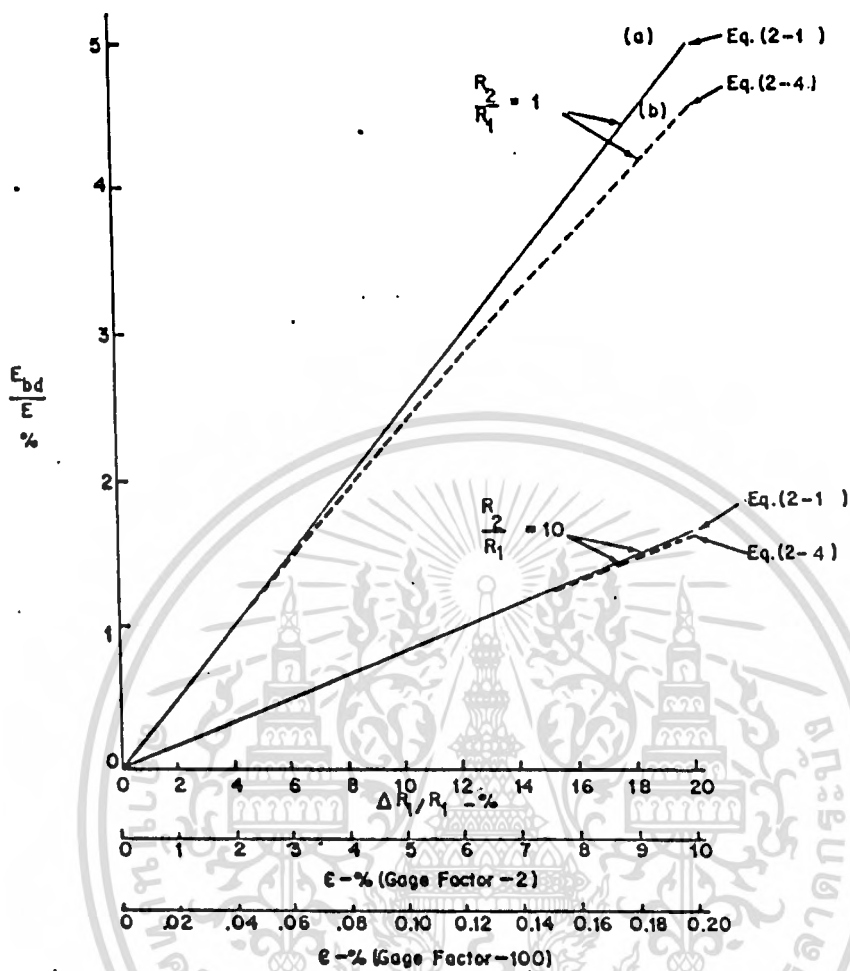
$$\frac{E_{bd}}{E} = \frac{\Delta R}{4R + 2\Delta R_1} \quad (R_1 = R_2)$$

จากสมการ 2.1 ลดรูปได้เป็น

$$\frac{E_{bd}}{E} = \frac{dR_1}{4R} \quad (R_1 = R_2)$$

เมื่อนำสมการ 2.1 และ 2.4 มาพล็อตกราฟที่ค่า R_2/R_1 ค่าต่าง ๆ จะได้กราฟ ดังรูป 2.4 ซึ่งจากกราฟมีของสิ่งเกตุดังนี้

- 1) ในกรณีปริคัลแบบสี่เหลี่ยมแรงค้ำเอาท์พุทจะไม่เป็นเชิงเส้นกับการเปลี่ยนแปลงความต้านทานณ.แขนหนึ่งแขนใดตามปริคัล เว้นเสียแต่ $\Delta R/R$ มีค่าต่ำ ๆ



รูปที่ 2.4 กราฟและแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงคั้นเอาทพุทของบริดจ์กับความเครียดที่ค่าแกจแฟกเตอร์ต่าง ๆ

2) ความไม่เป็นเชิงเส้นจะมีค่ามากที่สุดเมื่อ $R_1 = R_2$ และจะลดลงเมื่อ R_2/R_1 เพิ่มขึ้น ดังนั้นในกรณี สเตรนเกจ แบบสารกึ่งตัวนำหากนำมาใช้ไบเรติคที่ สเตรนเกจ นั้นอยู่บนแกนใดแกนหนึ่งของบริดจ์ เพียงตัวเดียว ความไม่เป็นเชิงเส้นนั้นจะมีค่าสูงขึ้นเนื่องจากใน สเตรนเกจ ชนิดนี้จะเปลี่ยนค่าความต้านทานได้มากกว่า สเตรนเกจ แบบอื่น ๆ เมื่อมีความเครียดค่าเดียวกัน ดังนั้นการใช้วงจรบริดจ์แบบแรงคั้นคงที่ยังมีข้อจำกัดมากขึ้นเมื่อนำมาใช้กับ สเตรนเกจ แบบสารกึ่งตัวนำกล่าวคือ

ก) การใช้วงจรลักษณะดังกล่าวจะใช้ได้กับกรณีที่วัดความเครียดค่าไม่สูงนัก

ข) หากต้องนำไปวัดความเครียดที่มีค่ามาก ๆ ควรจะปรับค่าอัตราส่วน R_2/R_1 ในบริคส์ มีค่าสูงขึ้นนั้นก็หมายความว่าความยาวของใช้แรงดัน ϵ ค่าสูง ๆ แต่ก็จะได้เอาที่พหุมากตามด้วย

ค) สเตรนเกจ - แบบสารกึ่งตัวนำสามารถใช้ในวงจรแบบบริคส์ได้ก็ขึ้นหากมีเกลสองหรือสี่ตัวบนแกนของบริคส์ ทั้งนี้เพื่อชดเชยความไม่เป็นเชิงเส้นจากการเปลี่ยนแปลงของ ΔR ระหว่างแกนของบริคส์ที่ติดกัน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับวิธีการติดตั้งเกลบนแผ่นโคอะเฟรมด้วย

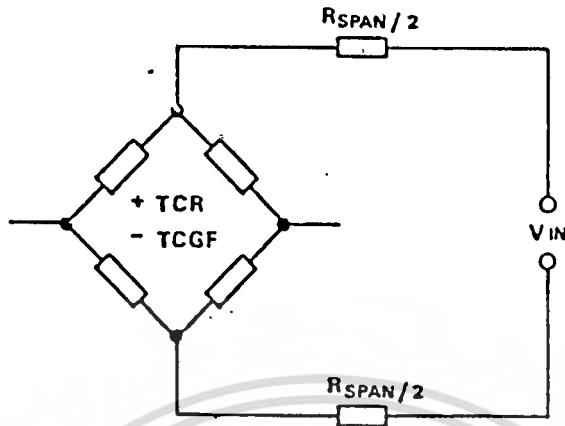
ง) การทำให้แรงดันเอาต์พุตเป็นเชิงเส้นตลอดช่วงของการเปลี่ยนความต้านทานวิธีหนึ่งคือให้ป้อนกระแสที่ผ่านเกลในบริคส์

2.8 การชดเชยสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของค่าแก๊สแพคเตอร์

ในการพิจารณาถึงการชดเชยของสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของค่าแก๊สแพคเตอร์จำเป็นต้องเกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ระหว่างเกลและชิ้นฐานรองซึ่งเกล เชื่อมติดอยู่ ซึ่งส่วนใหญ่แล้วสารที่ใช้เป็นฐานรองจะมีสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของยังโมดูลัสซึ่งบางครั้งเรียกสัมประสิทธิ์ทางเทอร์โมอีลาสติก (Thermoelastic coefficient) โดยที่

$$\begin{aligned} \beta_b &= \beta + \theta \\ \text{เมื่อ } \beta &= \text{Unbonded TCGF} \\ \beta_b &= \text{bonded TCGF} \\ \theta &= \text{สัมประสิทธิ์ทางเทอร์โมอีลาสติก} \end{aligned}$$

มีวิธีการหลายวิธีในการชดเชยความผิดพลาดอันเกิดจากสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของค่าแก๊สแพคเตอร์ วิธีแรกคือใช้ความต้านทานอนุกรมระหว่างบริคส์และแหล่งจ่ายแรงดันที่ตัวต้านทานสองตัว ซึ่งขนาดความต้านทานเท่ากับอนุกรมอย่างสมมาตรในวงจรดังแสดงในรูป 2.5



รูปที่ 2.5 แสดงการชดเชยผลของอุณหภูมิของแกลในวงจรบริดจ์ โดยวิธีอนุกรม ค่าความต้านทานในวงจร

การชดเชยลักษณะนี้อยู่บนพื้นฐานของคุณสมบัติสองประการของแกลที่ทำจากซิลิกอนคือสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิต่อค่าแกลแพคเตอร์ซึ่งมีค่าเป็นลบ และสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิต่อค่าความต้านทานซึ่งมีค่าเป็นบวก การที่จะให้ค่าไม่มีความจำเป็นต้องเพิ่มการกระตุ้นแก๊บริดจ์ เมื่ออุณหภูมิเพิ่มวิธีการนี้ใช้ได้เฉพาะกับการป้อนกำลังงานแก๊บริดจ์ด้วยแรงดันคงที่ โดยการใส่ค่าความต้านทานที่มีค่าสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิต่ำกว่าอนุกรมเข้าไปซึ่งจะทำให้วงจรเป็นเสมือนวงจรแบ่งแรงดันระหว่างบริดจ์และตัวต้านทานที่มีสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิเป็นบวกซึ่งแรงดันที่ป้อนให้กับบริดจ์จะเปลี่ยนแปลงได้เป็นสัดส่วนกับค่าความต้านทาน ถ้าหากเลือกขนาดความต้านทานให้ได้อัตราส่วนอย่างเหมาะสมกับบริดจ์แล้ว การเพิ่มแรงดันให้แก๊บริดจ์จากสัมประสิทธิ์ทางบวกของตัวต้านทานจะไปชดเชยกับสัมประสิทธิ์ทางลบของแกลไว้ซึ่งเป็นผลของบริดจ์ขนาดของค่าความต้านทานที่ชดเชยสามารถหาได้จากสมการต่อไปนี้

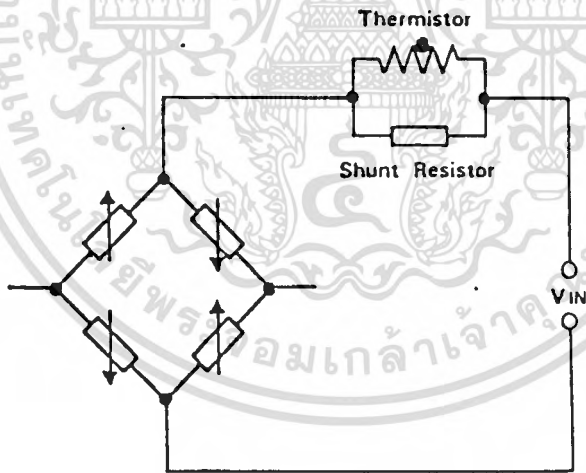
$$\frac{R_s}{R_g} = \frac{|\beta_b|}{\alpha_b - |\beta|} \quad \dots 2.5$$

$$\frac{R_s}{R_g} = \frac{\text{ความต้านทานที่ต่อเข้าไป}}{\text{ความต้านทานของบริดจ์}}$$

α_b = สัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของค่าความต้านทานของบริค
 ซึ่งมีค่าเท่ากับสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของค่าความต้านทานของ
 เกลแต่ละตัวที่ติดอยู่เมื่อใช้แบริคใช้เกล 4 ตัว และจะมีค่าครึ่ง
 หนึ่งในกรณีที่มีสองตัวใช้แบริค

$|\beta_b|$ คือขนาดของสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของเกลแพคเตอร์

วิธีการชดเชยทางค่านอุณหภูมิวิธีที่สองคือการใช้เทอร์มิสเตอร์ ซึ่งมีสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิเป็นลบ ซึ่งจัด
 วงจรชดเชยดังแสดงในรูปที่ 2.6 อย่างไรก็ตามค่าตำแหน่งของเทอร์มิสเตอร์ควรจะอยู่ในตำแหน่งใกล้ ๆ
 กับบริค



รูปที่ 2.6 การชดเชยผลของอุณหภูมิแบริค สเตรนเกล โดยใช้เทอร์มิสเตอร์

การชดเชยวิธีที่สามคือการใช้แหล่งจ่ายกระแสที่ป้อนให้กับ วิตซ์ วิธีนี้จะได้ผลดีกว่าเลือกเกกที่มี
สัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของความต้านทาน และสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิของ แกก แพคเตอร์มีขนาดเท่ากันแต่
เครื่องหมายตรงกันข้าม ซึ่งถ้าหากป้อนกระแสให้กับ วิตซ์ ผลของสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิทั้งสองชนิด
จะชดเชยกันเอง อย่างไรก็ตามที่หาก วิตซ์ ที่ใช้มีสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิทั้งสองไม่เท่ากันก็อาจจะเพิ่มเติม
การชดเชยโดยการต่อตัวต้านทานลอมระหว่างสายที่ป้อนกระแสให้กับ วิตซ์



บทที่ 3

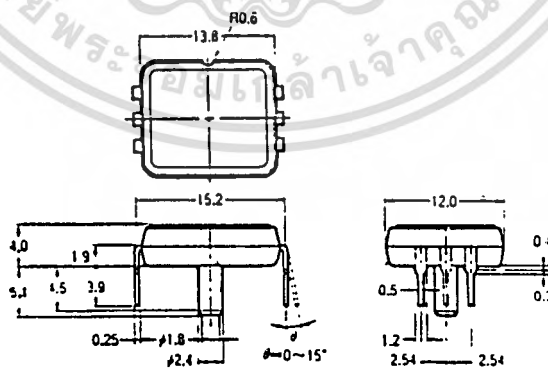
การทดสอบ เข็มคอนคัทเตอร์สเตรนเกจ เพื่อนำมาใช้งาน วัดความคันโลหิต

3.1 บทนำ

ในการวัดความคันโลหิตโดยทั่วไป เครื่องมือวัดมาตรฐาน เช่น สเปกโมมาโนมิเตอร์ จะสามารถวัดแรงคั้นในช่วง 0-300 ม.ม ปรอท ซึ่งเป็นช่วงครอบคลุมแรงคั้นสูงสุดและต่ำสุดของปกติและคนไข้ที่มีแรงคั้นเลือดสูงผิดปกติ ดังนั้นการทดสอบ เข็มคอนคัทเตอร์สเตรนเกจ ที่ทำให้สิ่งเป็นการกว่า มีคุณสมบัติสำหรับการใช้งานใดหรือ มีคุณสมบัติเป็นเชิงเส้นหรือไม่

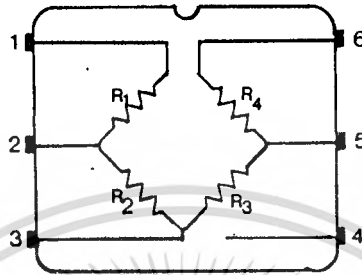
3.2 OMRON 2S5M

OMRON 2S5M เป็นเข็มคอนคัทเตอร์สเตรนเกจ ที่ทำได้มีโครงสร้างภายในเป็น gauge element 4 ชุด ภายในตัว ตัวถังแบบตีนตะขาบ ดังแสดงในรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แสดงรูปโครงสร้างภายนอกของ OMRON 2S5M

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แสดงโครงสร้างภายในของ OMRON 2S5M

ความต้านทานภายในของ gauge element ที่ความชื้นบรรยากาศสามารถวัดได้โดยตรง โดยเฉลี่ย และใช้ค่าความต้านทาน gauge element ดังในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1

Gauge element	ค่าความต้านทานเฉลี่ย (โอห์ม)
R1	843
R2	841.8
R3	842.8
R4	846.9

เครื่องมือที่ใช้วัดเป็นชนิดคอลัมน์มิเตอร์ HITACHI VR3510

คุณสมบัติอื่น ๆ ที่ได้จากผู้ผลิตแสดงในตารางที่ 3.2

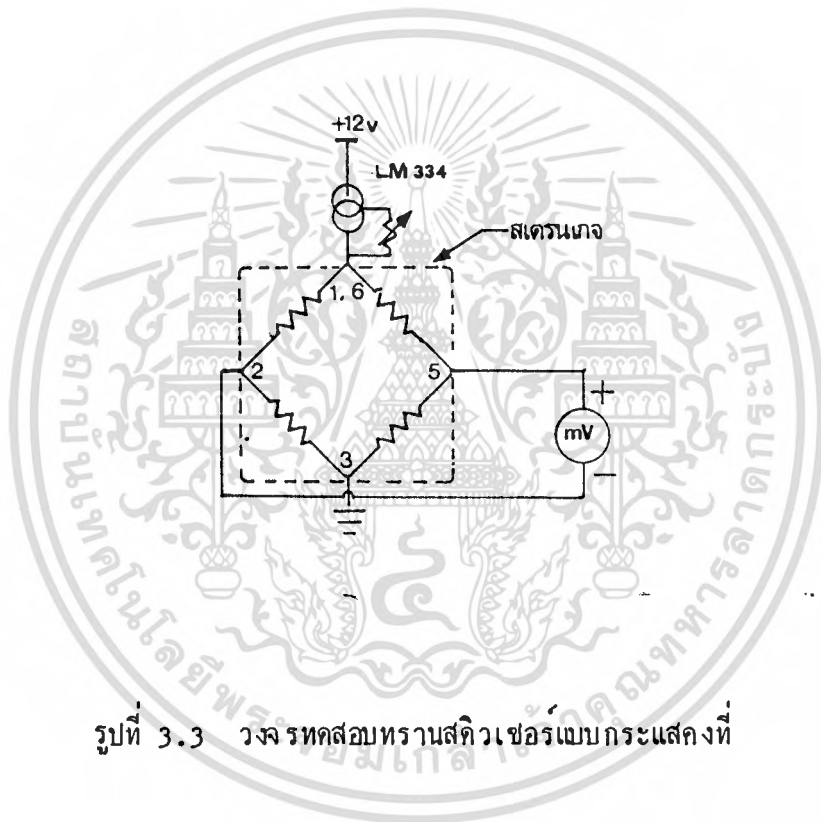
ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติบางประการของ OMRON 2S5M

$$T_a = + 25^{\circ}\text{C}$$

ลักษณะสมบัติ	ค่า	เงื่อนไข
แรงดัน เอาท์พุทไม่สมดุล	- 40 + 20 mv	I = 4 mA P = 0
ความเป็นเชิงเส้น	+ 2 m.m Hg	I = 4 mA P = 0 → 300 m.m Hg
ฮิสเทอรีซิส	+ 2 m.m Hg	I = 4 mA P = 300 → 0 mm Hg
สัมประสิทธิ์อุณหภูมิที่ 0 °C สัมประสิทธิ์อุณหภูมิที่ 50 °C (α_k)	+ 0.055%/deg	T_{α} = 0 °C 50 °C I = 4 mA. P = 0, 300 m.m Hg
ความเบี่ยงเบนค่าแรงดัน ที่วัดได้ที่ 0 °C และ 50 °C (α_0)	+ 40 m.m Hg	T_{α} = 0 °C, 50 °C I = 4 mA. P = 0

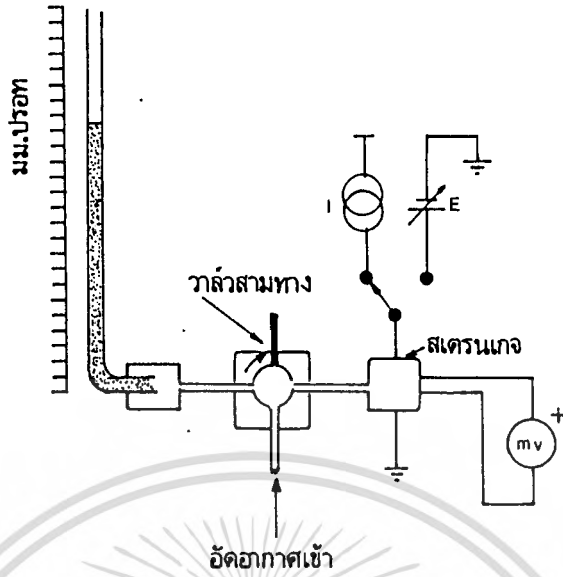
3.3 การทดสอบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันเอาต์พุตของออปแอมป์และแรงดันทางฟิสิกส์

การทดสอบ เป็นการยืนยันว่าคุณสมบัติทางคานคความไวและช่วงการเปลี่ยนแปลงของเกจอยู่ในช่วงใช้งานใดหรือไม่ โดยในรูป 3.3 แสดงวงจรไฟฟ้าทดสอบและรูป 3.4 แสดงอุปกรณ์การทดสอบ ซึ่งผลการทดสอบแสดงเป็นกราฟ



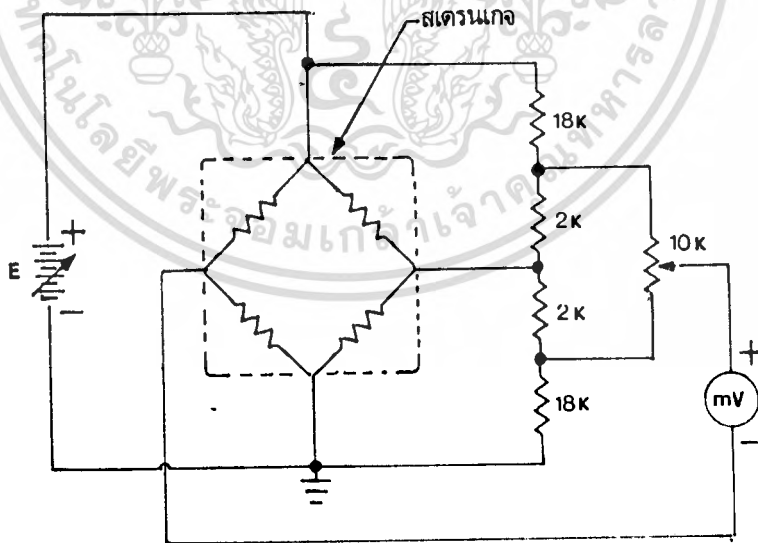
รูปที่ 3.3 วงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์แบบกระแสคงที่

การทดสอบวิธีแรกเป็นการเปรียบเทียบความไวและความเป็นเชิงเส้นของทรานสดิวเซอร์ที่อยู่ในวงจรรวม เมื่อกำลังงานที่จ่ายให้ออปแอมป์เป็นแบบกระแสคงที่ ทำการแปรค่าของขนาดกระแสตั้งแต่ 1 มิลลิแอมป์ถึง 4 มิลลิแอมป์แล้ววัดแรงดันออปแอมป์เอาต์พุตออกมา

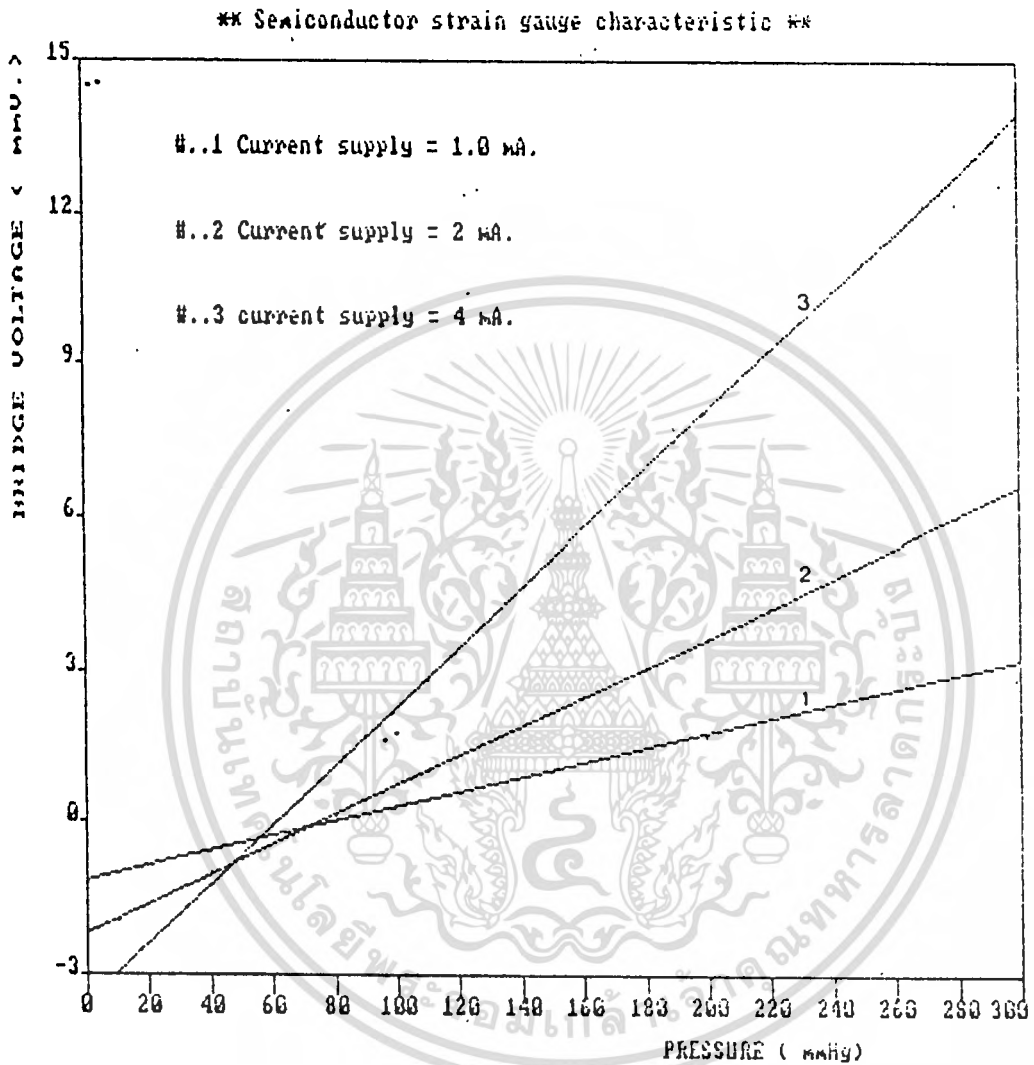


รูปที่ 3.4 แสดงอุปกรณ์และวิธีทดสอบหาคคุณสมบัติของทรานสดิวเซอร์

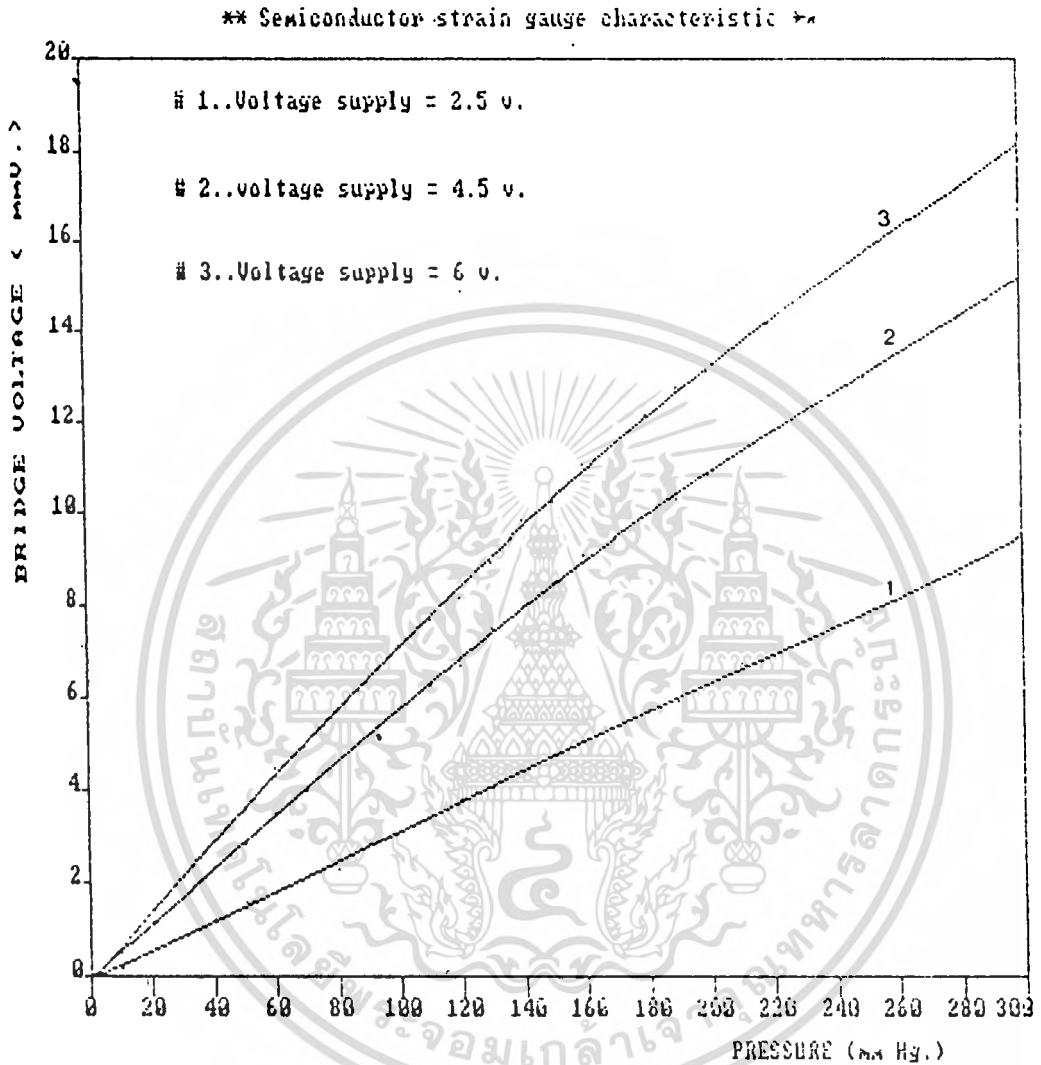
ทดลองนั้นทำการทดสอบโดยเปลี่ยนแหล่งจ่ายกำลังงานให้รีดิวซ์ เป็นแหล่งจ่ายแรงดันคงที่
ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 วงจรทดสอบทรานสดิวเซอร์โดยจ่ายกำลังงานให้รีดิวซ์
จากแหล่งจ่ายแรงดันคงที่



รูปที่ 3.6 กราฟแสดงผลการทดลองหาความสัมพันธ์ของความดันทางฟิสิกส์ กับแรงดันเอาต์พุตจาก Full Bridge Strain gauge เมื่อจ่าย กระแสคงที่ให้แก่บริดจ์



รูปที่ 3.7 แสดงผลการทดสอบหาความสัมพันธ์ของความดันทางทิสสิกัมแรงดันเอาต์พุทของ Full Bridge Strain gauge เมื่อจ่ายแรงดันคงที่ไว้ที่ 2.5, 4.5 และ 6 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 บทสรุป

จากกราฟการทดสอบ OMRON 2S5M โดยใช้แหล่งจ่ายกำลังงานให้แก่วัลต์สองแบบคือ แบบจ่ายแรงดันคงที่และแบบจ่ายกระแสคงที่ ในกรณีที่จ่ายกระแสคงที่ให้กับวัลต์ เอาท์พุทจะมีค่าเป็นเชิงเส้นที่ขนาดกระแสต่าง ๆ แต่ในกรณีที่จ่ายศักดาคงที่ให้กับวัลต์ เอาท์พุทจะมีค่าเป็นเชิงเส้นที่เมื่อขนาดของศักดา มีขนาดต่ำ ๆ แต่เมื่อให้ขนาดศักดาไฟฟ้าแก่วัลต์สูงขึ้นค่าความเป็นเชิงเส้นลดลง ทั้งสองแบบถ้าเพิ่มขนาดของกำลังงานให้แก่วัลต์จะเพิ่มค่าความไวของวัลต์มากขึ้น ดังสรุปไว้ในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1

ชนิดของแหล่งจ่ายกำลังงาน	ขนาดกระแส/แรงดัน	ความไว
กระแสคงที่	1 mA	1.35mv/100mmHg
	2 mA	2.85mv/100mmHg
	4 mA	5.77mv/100mmHg
แรงดันคงที่	2.5 V	3.16mv/100mmHg
	4.5 V	5.83mv/100mmHg
	6 V	7.19mv/100mmHg

จากผลการทดสอบคุณสมบัติของ OMRON 2S5M แสดงให้เห็นว่าสามารถที่จะนำเอามาใช้ในการวัดแรงดันโลหิตได้ โดยใช้การป้อนกำลังงานเป็นแบบกระแสคงที่

บทที่ 4

แคทีเตอร์ และอุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล

4.1 บทนำ

วิธีวัดความดันโลหิตจากหลอดเลือดโดยตรง จะใช้หลอด แคทีเตอร์ ซึ่งเป็นหลอดที่ทำจากวัสดุสังเคราะห์ แหงเข้าสู่หลอดเลือดที่ต้องการวัด ความดันภายในหลอดเลือดจะถูกส่งผ่านโลหิตที่เข้าสู่หลอด แคทีเตอร์ เข้าสู่อุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล ซึ่งเป็นแผ่นไคอะแพรมวางกันที่ว่างปริมาตรหนึ่ง แรงดันในหลอดเลือดจะถูกส่งผ่านไคอะแพรมไปยังทรานสดิวเซอร์ ความดันที่อยู่ในที่ว่างซึ่งกั้นหนึ่งของไคอะแพรม เพื่อเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้า ปัจจัยสำคัญที่ทำให้การวัดด้วยวิธีนี้มีความผิดพลาดได้พิจารณาได้หลายประการคือ

1) การที่นำหลอด แคทีเตอร์ แหงเข้าไปในเส้นโลหิตจะถือว่าหลอดเลือด แคทีเตอร์ จะเข้าไปรอบกวนหรือไหลระบบส่งความดัน เช่นเดียวกับกรณีของใช้โวลท์มิเตอร์ไปวัดแรงดันไฟในวงจรไฟฟ้า จึงทำให้ความดันที่วัดได้ผิดไป

2) ในการวัดความดันในเส้นโลหิตที่มีระดับต่ำ ๆ ระดับความสูงที่แตกต่างกันของปลายหลอดเลือด แคทีเตอร์ กับ ทรานสดิวเซอร์จะมีผลต่อความถูกต้องของขนาดความดันที่วัดได้

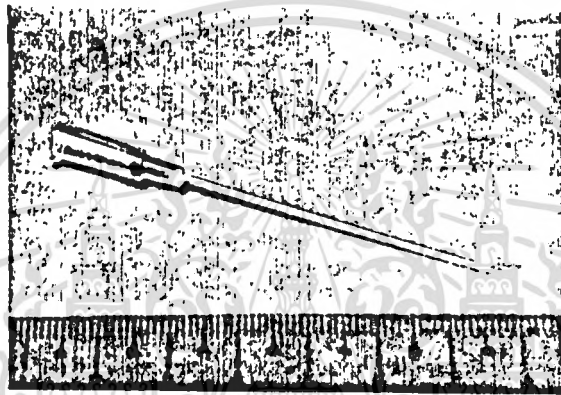
3) การสะท้อนของคลื่นแรงดันที่กระทบกับปลาย แคทีเตอร์ จะทำให้รูปคลื่นที่ได้ผิดเพี้ยนไป

3) คุณสมบัติการส่งผ่านคลื่นของ แคทีเตอร์ กับการทรานสดิวเซอร์ ถ้าเป็นสาเหตุอย่างหนึ่งที่ทำให้การวัดรูปคลื่นและขนาดความดันผิดไปจากที่เป็นจริง

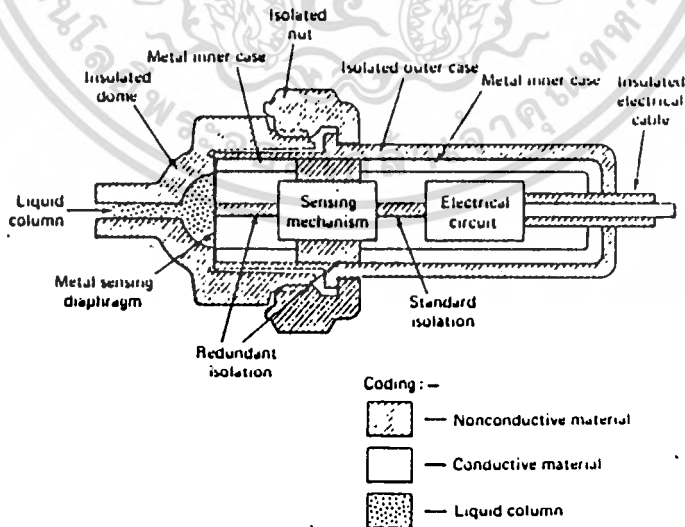
จากสาเหตุของการผิดพลาดในการวัดแรงดันที่กล่าวมาทั้งหมดล้วนเกิดมาจากส่วนของแคทีเตอร์ และอุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล ซึ่งในขณะนี้จะได้กล่าวถึงการวิเคราะห์คุณสมบัติของระบบที่เกี่ยวข้องถึงความผิดพลาดที่กล่าวมา เพื่อกำหนดคุณสมบัติในการเลือกใช้ แคทีเตอร์ และออกแบบอุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล

4.2 แคทีเตอร์ และอุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล

ตามลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของ แคทีเตอร์ คือ หลอดขนาดเล็กที่สามารถแทงเข้าสู่เส้นโลหิตได้เพื่อถ่ายเทความดันไปสู่อุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล ซึ่งเป็นแผ่นเมมเบรนบาง ๆ ที่เปลี่ยนรูปทรงได้อย่างอิสระ ในรูปที่ 4.1 แสดงหลอด แคทีเตอร์ ที่มีจำหน่าย และรูป 4.2 แสดงโครงสร้างของ แคทีเตอร์ เมื่อประกอบอยู่กับอุปกรณ์เชื่อมต่อความดันของไหล



รูปที่ 4.1 รูป แคทีเตอร์



รูปที่ 4.2 แสดงระบบ แคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์

4.3 คุณสมบัติทางกลศาสตร์ของไหลของระบบ แคทีเตอร์-ทรานส์ดิวเซอร์

ทรานส์เฟอริงชั่นของระบบ แคทีเตอร์-ทรานส์ดิวเซอร์ นั้นขึ้นอยู่กับตัวแปรหลาย ๆ อย่าง อย่างหนึ่งได้แก่ความยืดหยุ่นของวัสดุที่นำมาทำ แคทีเตอร์ เพื่อป้องกันการแข็งตัวของโลหิต ซึ่งในทางกลศาสตร์ของไหลจะกำหนดเป็นสมบัติการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรได้ต่อหน่วยความยาวต่อขนาดความดันที่เปลี่ยนแปลง (compliance perunit lenght) C_c มีหน่วยในระบบ CGS เป็น cm^4/dyn ต่อคายน ถ้า แคทีเตอร์ มีความยาวเป็น L_c และเส้นผ่าศูนย์กลางภายในเป็น D_c แล้ว การบอกขนาดของปริมาณการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรจะบอกเป็นสัมประสิทธิ์การเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตร V_c ซึ่งเกี่ยวข้องกับค่า C_c ดังสมการ 4.1

$$V_c = 1.33 \times 10^8 C_c L_c \text{ มม}^3 / 100 \text{ ม.ม ปรอท} \dots (4.1)$$

แต่เนื่องจากคุณสมบัติของโลหิตสามารถถูกบีบอัดได้ดังนั้นผลรวมของการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรจะเป็นผลรวมของ C_c และ C_f ซึ่ง C_f เป็นการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรของของเหลวที่จะอยู่ในเทอมของความบีบอัดได้ของ ๓ เหลว (fluid compressibility) k_f ในหน่วย cm^2/dyn

$$C_f = \frac{\pi D_c^2 K_f}{4} \text{ ซม}^4 / \text{คายน} \dots (4.2)$$

$$K_f = \left(\frac{1}{V} \right) (dv/dp) \text{ ซม}^2 / \text{คายน} \dots (4.3)$$

ดังนั้นสัมประสิทธิ์การเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตร (V_f) สามารถเขียนได้เป็น

$$V_f = 1.33 \times 10^8 \frac{\pi D_c^2 K_f L_c}{4} \text{ ม.ม}^3 / 100 \text{ ม.ม ปรอท} \dots (4.4)$$

ที่ส่วนปลายด้านหนึ่งของ แคทีเตอร์ ที่ปิดกันด้วยแผ่นเมมเบรนเชื่อมต่อยังทรานส์ดิวเซอร์ ถ้าให้ในส่วนเมมเบรนทรานส์ดิวเซอร์มีคุณสมบัติการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรรวมเป็น C_c แล้ว สัมประสิทธิ์การ

เปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรจะเป็น v_t

$$v_t = 1.33 \times 10^8 c_t \text{ ม.ม}^3 / 100 \text{ มม ปรอท} \quad (4.5)$$

แต่ถ้าหากสมมุติว่า แคทีเทออร์ นั้นมีความแข็งแรงอย่างสมบูรณ์และถือว่าของไหลไม่สามารถบีบอัดได้แล้วการเพิ่มของความดันที่ปลายของ แคทีเทออร์ จะทำให้โคอะแฟรมที่เป็นเมมเบรนเคลื่อนที่ออกแทนที่อากาศด้านหลังไปด้วย ปริมาตรเท่ากับปริมาตรที่ไหลเข้าไปสลับที่ไหลเข้าสลับที่ไหลออก เนื่องจากความดันนั้น จะเห็นว่าโคอะแฟรมมีพฤติกรรมคล้ายกับสปริงและความหนืดของของไหลที่ต้านการไหลกลายเป็นตัวหน่วง(damper) ซึ่งลักษณะดังกล่าวเป็นลักษณะของระบบลำดับสอง (second order system) ที่สามารถใช้คณิตศาสตร์เขียนแทนเพื่อวิเคราะห์คุณสมบัติทางพลศาสตร์ได้เป็น

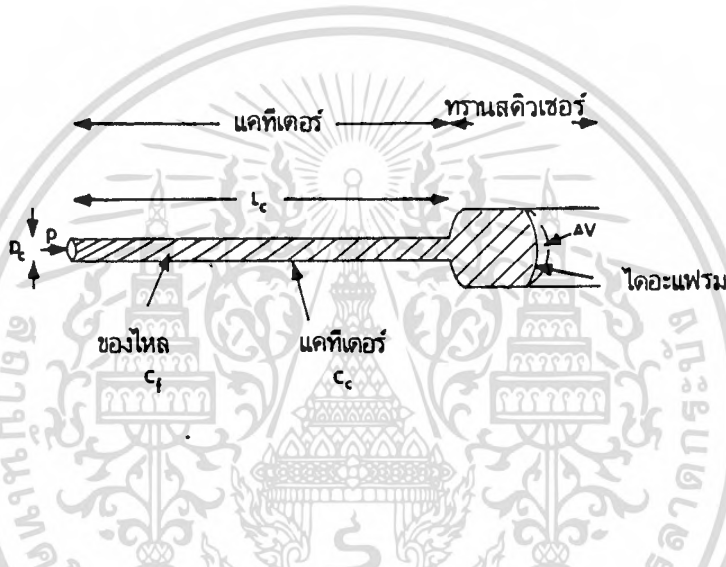
$$F(j\omega) = \frac{K}{(j\omega/\omega_n)^2 + 2\xi(j\omega/\omega_n) + 1}$$

- $F(j\omega)$ คือฟังก์ชันที่อธิบายคุณสมบัติทางความถี่ของระบบ
- ω_n คือความถี่ธรรมชาติของระบบ
- ξ คืออัตราส่วนของการหน่วง(damping ratio)
- k ค่าคงที่

ซึ่งอธิบายในทางกายภาพได้ว่าหากแรงดันที่กระทำต่อระบบ แคทีเทออร์-ทรานส์ดิวเซอร์ ในอัตราใกล้เคียงกับความถี่ธรรมชาติแล้วจะทำให้การเปลี่ยนแปลงทางขนาดมากที่สุดแล้วระบบจะกลับมาสู่สภาวะเดิมด้วยการหน่วงที่มีอยู่ในระบบถ้าไม่มีแรงกระทำซ้ำลงไป ซึ่งถ้าเป็นกรณีของ แคทีเทออร์ ที่ถือว่ามีความแข็งแรงอย่างสมบูรณ์ และไหลไม่สามารถบีบอัดได้ความเปลี่ยนแปลงทางขนาดดังกล่าวย่อมเกิดขึ้นเฉพาะกับระบบของทรานส์ดิวเซอร์เท่านั้น

4.4 โมเดลไฟฟ้าแทนระบบแคทีเดออร์-ทรานสดิวเซอร์

ในการพิจารณาคุณสมบัติทางพลศาสตร์ของระบบ แคทีเดออร์-ทรานสดิวเซอร์ นั้นสามารถกระทำได้อย่างหนึ่งคือเขียนแทน - ลักษณะทางกายภาพให้อยู่ในรูปของโมเดลทางไฟฟ้าที่สามารถใช้คณิตศาสตร์แก้ปัญหาได้ ในรูปที่ 4.3 แสดงโครงสร้างของระบบ แคทีเดออร์-ทรานสดิวเซอร์ ซึ่งกำหนดขนาดทางฟิสิกส์ได้ ดังนี้



รูปที่ 4.3 โครงสร้างของระบบ แคทีเดออร์-ทรานสดิวเซอร์

- L_c เป็นความยาวของ แคทีเดออร์
- D_c เป็นเส้นผ่าศูนย์กลางของ แคทีเดออร์
- η เป็นความหนืดของเหลวใน แคทีเดออร์
- C_f เป็นความสามารถในการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตรเมื่อถูกบีบอัดได้ของเหลว
- C_c เป็นความสามารถในการเปลี่ยนแปลงปริมาตรเมื่อถูกบีบอัดได้ของหลอด แคทีเดออร์

4.4.1 โมเดลที่แทนคุณสมบัติการต้านการไหลของโลหิตในหลอด แคทีเดออร์

เมื่อมีของไหลผ่านในหลอดยาวหนึ่งหน่วย ที่ปลายของหลอดมีความดันต่างกันเป็น P_1 และ

P_2 สามารถเขียนสมการของอัตราการไหลได้เป็น

$$\dot{q} = \frac{-r_o - r^2}{4\eta} \left[-\frac{d}{ds} (P + \gamma_f Z) \right]$$

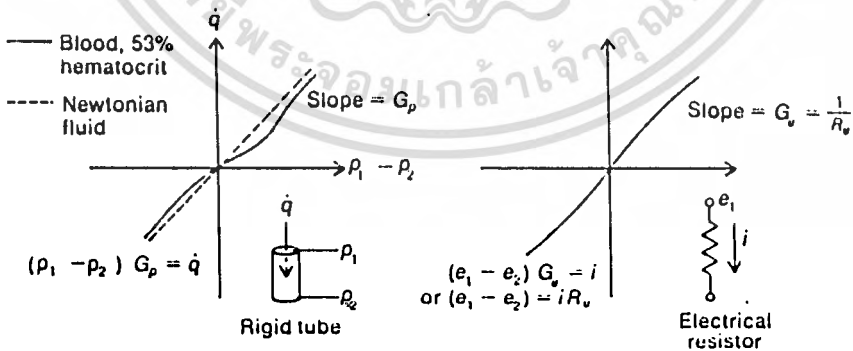
- $P = P_1 - P_2$
- $r_o =$ รัศมีของหลอด
- $\eta =$ ความหนืดของของไหล
- $\gamma_f =$ ค่าความตึงผิวของของไหล
- $Z =$ ความแตกต่างความสูงของปลาย

ในกรณีหลอดขนาดเล็กและวางให้ระดับปลายหลอดเท่ากันและของไหลเป็น Newtonian fluid (η คงที่) แล้ว สามารถเขียนสมการของการไหลได้เป็น

$$\dot{q} = G_p (p_1 - p_2) \dots\dots 4.7$$

$G_p =$ ค่าคงที่

นำสมการ 4.7 มาพล็อตกราฟจะได่เป็นดังรูป 4.4 ก



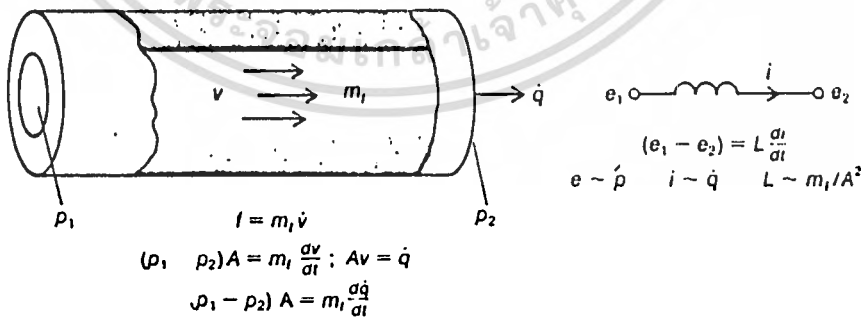
รูปที่ 4.4 เปรียบเทียบการไหลของของไหลในหลอดกับการไหลของกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน

เมื่อเทียบลักษณะทางฟิสิกส์ของการไหลของของไหลกับการไหลของกระแสไฟฟ้าแล้วได้วางความดันที่ปลายหลอดเทียบได้กับความต่างศักย์คดลอมคัต้านทานและปริมาณการไหลเปรียบได้กับกระแสที่ไหลผ่านตัวคัต้านทานนั้น สโลปของกราฟกระแสแรงดันจะเป็นส่วนกลับของความคัต้านทานที่เรียกว่าการนำ ในขณะที่เดียวกันสโลปของแรงดันไหลของหลอดเล็ก ๆ เทียบได้เป็น นิเวตีกคอคคัต้านทานของหลอด นั้นหมายความว่าเราสามารถแทนแรงคัต้านทานการไหลของของไหลในหลอดด้วยค่าความคัต้านทานคัท้านทานการไหลของกระแสไฟฟ้า

4.42 โมเดลแทนความเฉื่อยของของไหล

ถ้าสมมุติว่ามีของไหลไหลอยู่ในหลอดแข็งที่ไม่มีแรงเสียดทาน ดังแสดงในรูปที่ 4.5 แรงคัต้านทานที่ให้ความเร่งในการไหลแกของไหล สามารถคำนวณได้จากสมการของนิวตัน $f = m\dot{v}$ แรงที่ทำให้เกิดอัตราเร่งในกรณีนี้เป็นผลคูณของความแตกต่างของความคัต้านทานกับพื้นที่หน้าคัตักของของไหลคัต้านทานนั้น เนื่องจากความเร็วของของไหลคูณกับพื้นที่หน้าคัตัก (A) เทียบได้กับปริมาตรที่ไหลในหนึ่งหน่วยเวลา (Volumetric flow (q)) ทำให้สามารถเขียนสมการนิวตัน $f = m\dot{v}$ แทนด้วย

$$P_1 - P_2 = \left(\frac{m}{A} \cdot \frac{dq}{dt} \right)$$



รูปที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงเฉื่อยของไหลและค่าอินดักแตนซ์

ในรูป 4.5 หากเปรียบเทียบ p และ q สมมูลย์ได้กับ e และ i ตามลำดับจะพบว่า m/A สามารถแทนไดควายอินคค์เตอร์ท่หนึ่ง

4.43 โมเดลแทนคุณสมบัติในการอัดและขยายไคของโลหิตและแคทีเตอร์

คุณสมบัติของไหลและวัสดุที่มีความยืดหยุ่นในคัย่างหนึ่งคือการที่ถูบีบหรือขยายตัวไคตามแรงคั้นที่กระทำซึ่งเรียกว่า Compliance และเขียนเป็นสมการไคเป็น

Compliance

$$= \frac{q}{p}$$

ปริมาณที่บรรจุของไหลที่เปลี่ยนแปลง

ความแตกต่างของความคั้นของไหลกับความคั้นภายนอก

เนื่องจากปริมาตรบรรจุ (volume stored) เป็นลักษณะของการไหลสะสม ซึ่งสามารถเขียนเป็นสมการไคเป็น $q = \int \dot{q} dt$ หรือ (อัตราการส่งปริมาตรนั้น x เวลาที่ใช้ไป)

คั้งนั้น

$$\text{compliance} = \frac{q}{p} = \frac{\int \dot{q} dt}{p}$$

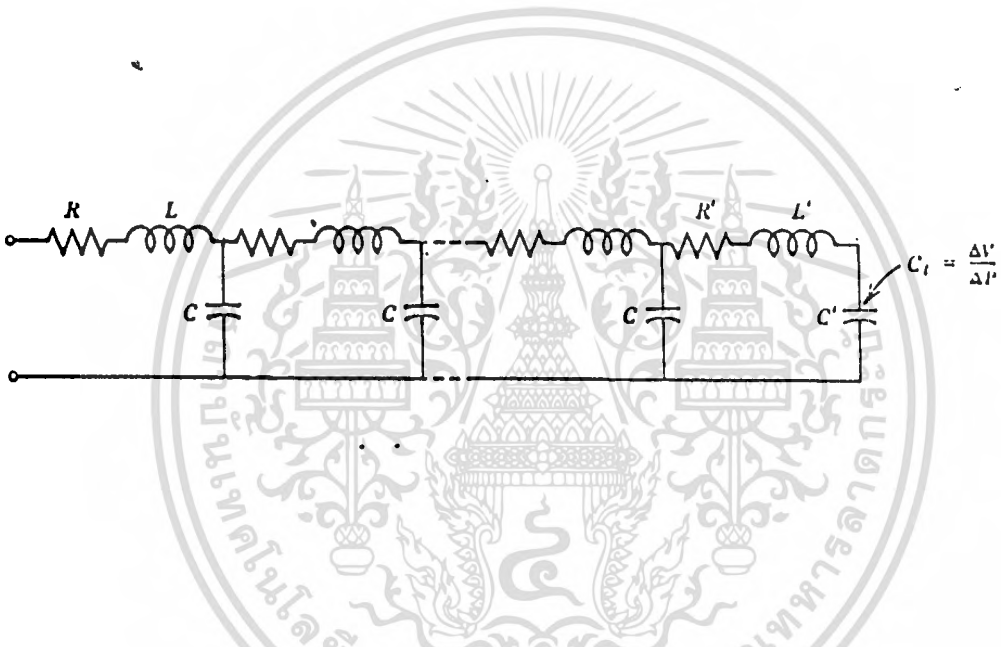
เมื่อเปรียบเทียบเคียงกันระหว่างการไหล (q) กับกระแส (i) และแรงคั้น (p) กับศักดา (e) แล้วสามารถเขียนไคว่า

$$\text{compliance} = \int \frac{\dot{q} dt}{p} = \int \frac{i dt}{e} = \frac{\text{ประจุ (คูลอมบ์)}}{\text{ศักดา}}$$

ซึ่งทางไฟฟ้า $\int \frac{i dt}{e}$ ในสมการ คือค่าตัวเก็บประจุไฟฟ้า น้ลึงสามารถเปรียบเทียบลักษณะของ compliance ของของไหลและหลอด แคทีเตอร์ ได้กับตัวเก็บประจุ ซึ่งต่อคูลอมบ์ว่าน้าที่มีกระแสไหลไค

4.4 โมเดลทางไฟฟ้าของ แคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์

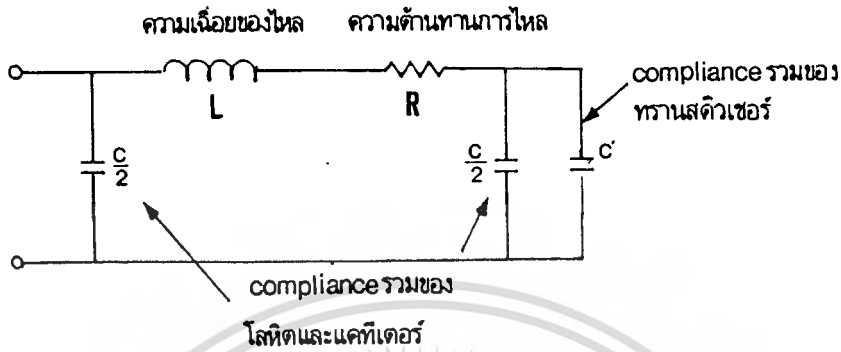
จากการเปรียบเทียบคุณสมบัติทางกลศาสตร์ของไหลของโลหิตและ catheter-transducer กับองค์ประกอบทางวงจรไฟฟ้าที่กล่าวมา จึงทำให้สามารถเขียนโมเดลทางไฟฟ้าของ แคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ในรูปที่ 4.2 ได้ดังรูป 4.6



รูปที่ 4.6 แสดงโมเดลทางไฟฟ้าแทนระบบ แคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์

จากลักษณะทางโมเดลไฟฟ้าในรูป 4.6 เป็นลักษณะของสายส่งสัญญาณ (transmission line) หากแคทีเตอร์ นั้นเชื่อมต่อกะหว่างแหล่งกำเนิดสัญญาณ ซึ่งเป็นหลอดโลหิตกับไหลซึ่งเป็นทรานสดิวเซอร์ที่ไม่เหมาะสมกันแล้วก็จะทำให้เกิดปรากฏการณ์สะท้อนของคลื่นความดัน และปรากฏออกมาในรูปของความเพี้ยนของรูปคลื่น เช่นเดียวกับกรณีของสายส่งสัญญาณทางไฟฟ้า

ในทางปฏิบัติลักษณะโมเดลของ แคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ที่เป็นลักษณะของสายส่งจะยากต่อการวิเคราะห์ว่าถ้าหากเขียนโมเดลให้ง่ายเข้าก็จะได้ดังรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 โมเดลทางไฟฟ้าของ ๑ แทนระบบแคปิตเตอร์-ทรานสดิวเซอร์

ในรูปที่ 4.7 $C/2$ ทั้งสองตัว จะแทนความสามารถในการขยายและหดตัวของโหลดและหลอดแคปิตเตอร์ และแรงเฉื่อยของมวลไหลที่เคลื่อนที่แทนได้โดยอินดักเตอร์ L และความหนืดของไหลที่ต้านการไหลแทนได้โดยตัวต้านทาน R ในส่วนของ เมมเบรนและทรานสดิวเซอร์ค่าความสามารถในการขยายจะแทนด้วย C ในกรณีที่ปริมาตรของส่วนที่เมมเบรนตรึงติดอยู่มีขนาดใหญ่กว่าในแคปิตเตอร์ มากความเร็วของไหลจึงต่ำกว่าใน แคปิตเตอร์ มากจึงสามารถละค่าของ L' และ R' ที่แทนความต้านทานต่อการไหลและแรงเฉื่อยของไหลในบริเวณหน้าเมมเบรนได้

จากลักษณะของวงจรที่เชื่อมทางไฟฟ้าของระบบ แคปิตเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ จะทำให้สามารถหาทรานสเฟอร์ฟังก์ชันของระบบได้ เมื่อทำการป้อนแรงดันอินพุตเข้าวงจรซึ่งเสมือนป้อนแรงดัน (Pressure) เข้าที่ปลายหลอดแคปิตเตอร์ ก็จะได้เอาต์พุตออกมา C เช่นเดียวกับ เกิดปริมาตรอัดเชิงปริมาตรที่เมมเบรน

ทรานสเฟอร์ฟังก์ชันของวงจร RLC จะเป็นลักษณะของค่าตอบของสมการดิฟเฟอเรนเชียลลำดับสองซึ่งมีรูปทั่ว ๆ ไปดังนี้

$$F(j\omega) = \frac{K}{(j\omega/\omega_n)^2 + 2\xi j(\omega/\omega_n) + 1}$$

โดย ω_n คือความถี่เชิงมุมธรรมชาติของระบบ

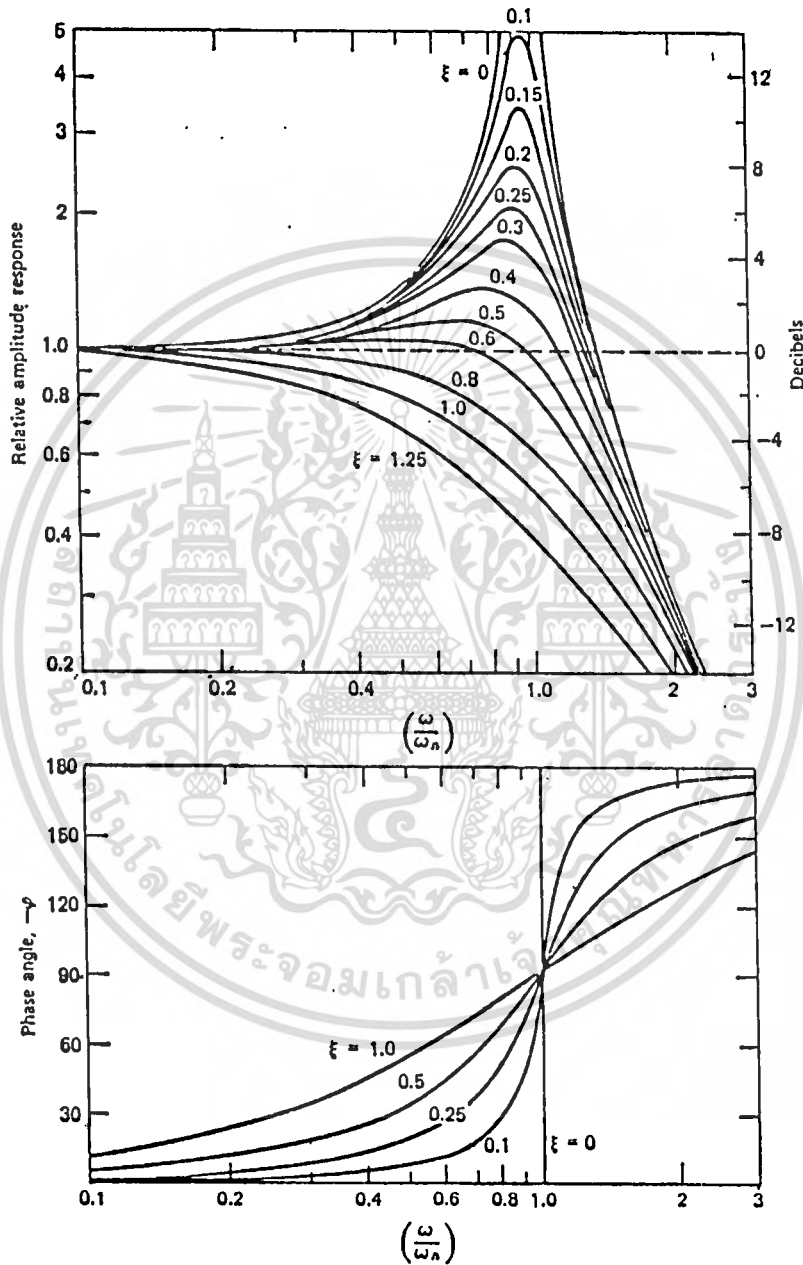
ξ คืออัตราส่วนการหน่วงของระบบ

เมื่อแยกแยะขนาดและเฟสของทรานส์เฟอ์ฟังก์ชันในสมการ จะได้เป็น

$$F(j\omega) = \frac{K}{\{[1 - (\omega/\omega_n)^2]^2 + 4\xi^2(\omega/\omega_n)^2\}^{1/2}}$$

$$\theta = \tan^{-1} \left\{ \frac{2\xi\omega/\omega_n}{1 - (\omega/\omega_n)^2} \right\}$$

ซึ่งสมการทั้งสองสามารถพล็อตคุณสมบัติได้ดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 คุณสมบัติทางขนาดและเฟสของระบบลำดับสอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยปกติการทดสอบคุณสมบัติทางด้านทรน ขึ้นของระบบสามารถกระทำได้ในการป้อนแรงดันสลับเข้าทางอินพุตแล้วดูการตอบสนอง ในรูปที่ 4.9 แสดงการตอบสนองของแรงดันสลับเมื่อกำหนดอัตราส่วนการหน่วงค่าต่าง ๆ ซึ่งสังเกตว่าความเร็วในการตอบสนองอินพุต ขึ้นอยู่กับเวลาไต่ขึ้น (rise time) ของเอาต์พุต โดยที่ค่าอัตราส่วนการหน่วงเท่ากับ 0.7 จะให้ค่าเวลาไต่ขึ้นของระบบมากที่สุด นั่นสรุปได้ว่าในระบบลำคัมสองโคจรจะให้แอมป์เรโซของระบบเท่ากับ 0.7

สำหรับในระบบ แคทีเตอร์-ทรานส์คิวเซอร์ ที่มีลักษณะสอดคล้องกับระบบลำคัมสองของวงจร RLC สามารถเขียนคำตอบอธิบายคุณสมบัติได้ในรูปของอัตราส่วนการหน่วงและความถี่ธรรมชาติของระบบโดย [3]

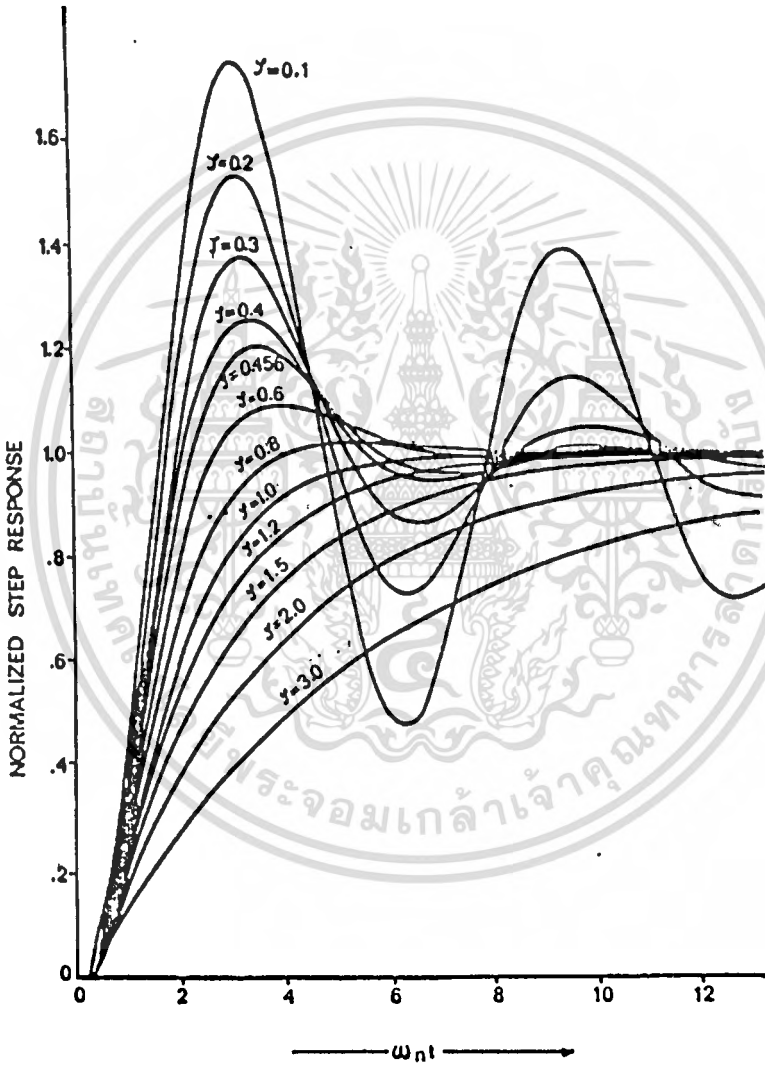
$$\xi = \frac{1.35 \times 10^{-3} \eta}{D_c^3} \sqrt{\frac{L_c V_e}{\zeta}} \quad \dots (4.8)$$

$$f_n = \frac{1.4 \times 10^3 D_c}{\sqrt{V_e L_c \zeta}} \quad \dots (4.9)$$

เมื่อ

- η = ค่าความหนืดของโลหิต (poise)
- L_c = ความยาวของ catheter
- D_c = เส้นผ่าศูนย์กลางกลางของ catheter
- V_c = สัมประสิทธิ์ปริมาตรขดเชิงปริมาตรของระบบ $V_1 + \frac{V_2 + V_1}{2}$ (มม³100มมปรอท)
- ζ = ความหนาแน่นของโลหิต

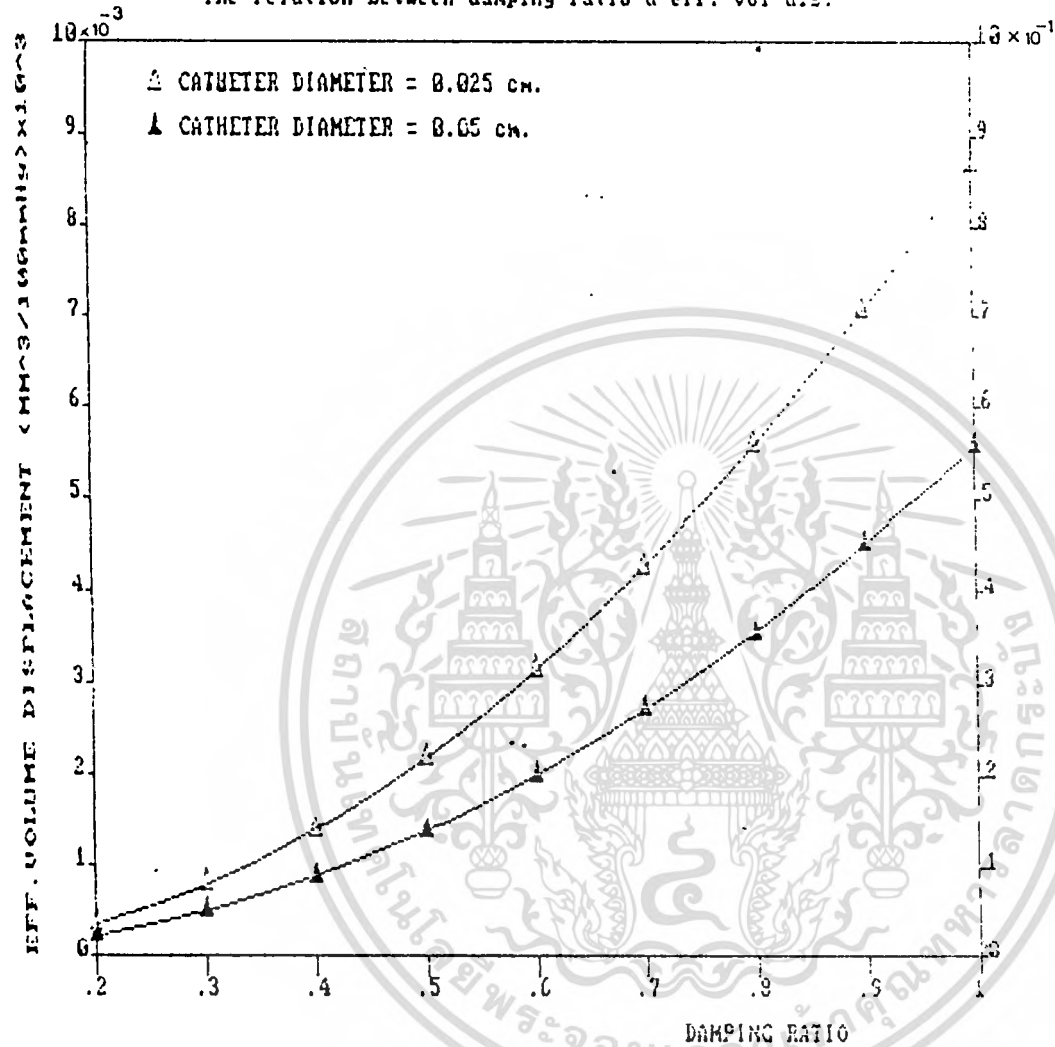
ถ้าความหนาแน่นของโลหิต (หรือของน้ำเกลือ) เฉลี่ยเท่ากับ 1.04 กรัมต่อลูกบาศก์เซ็นติเมตร และความหนืดเท่ากับ 3.266×10^{-12} poise นำสมการ 4.8 มาพล็อตความสัมพันธ์ระหว่างค่าแอมป์เรโซกับค่าสัมประสิทธิ์ปริมาตรขดเชิงปริมาตร ที่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของ แคทีเตอร์ ค่าต่าง ๆ จะได้อ้างรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.9 แสดงการตอบสนองแรงกัมสเตปของระบบลำดับสอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The relation between damping ratio & eff. vol dis.

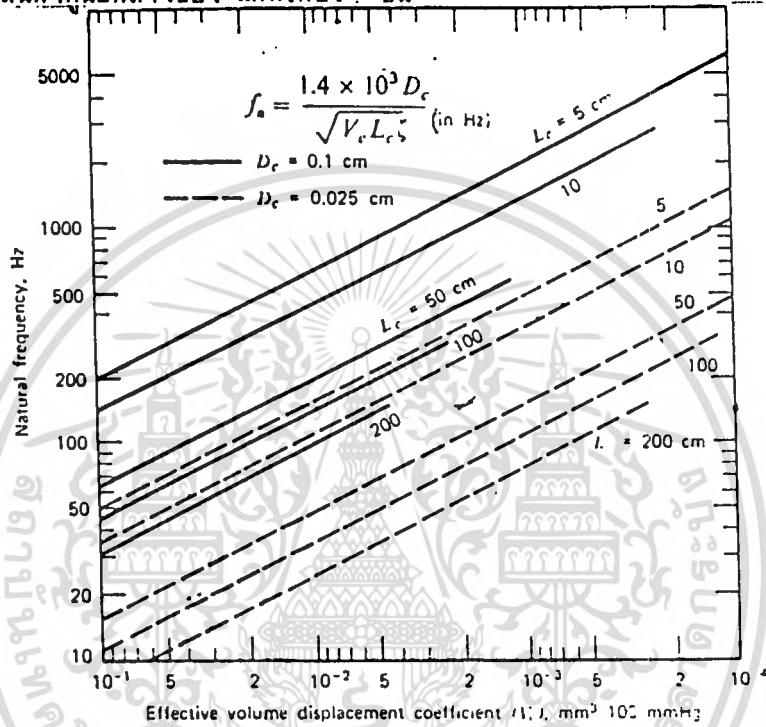


CATHETER LENGTH = 10 cm.

* Catheter length หมายถึงความยาวของหลอดแคทีเตอร์+ความยาวของอุปกรณ์ร่วมอื่น ๆ เช่น วาล์วสามทาง

รูปที่ 4.10 (ก) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์ปริมาณซัคเชิงปริมาตร (E) กับค่าอัตราส่วนการหน่วง (ξ)

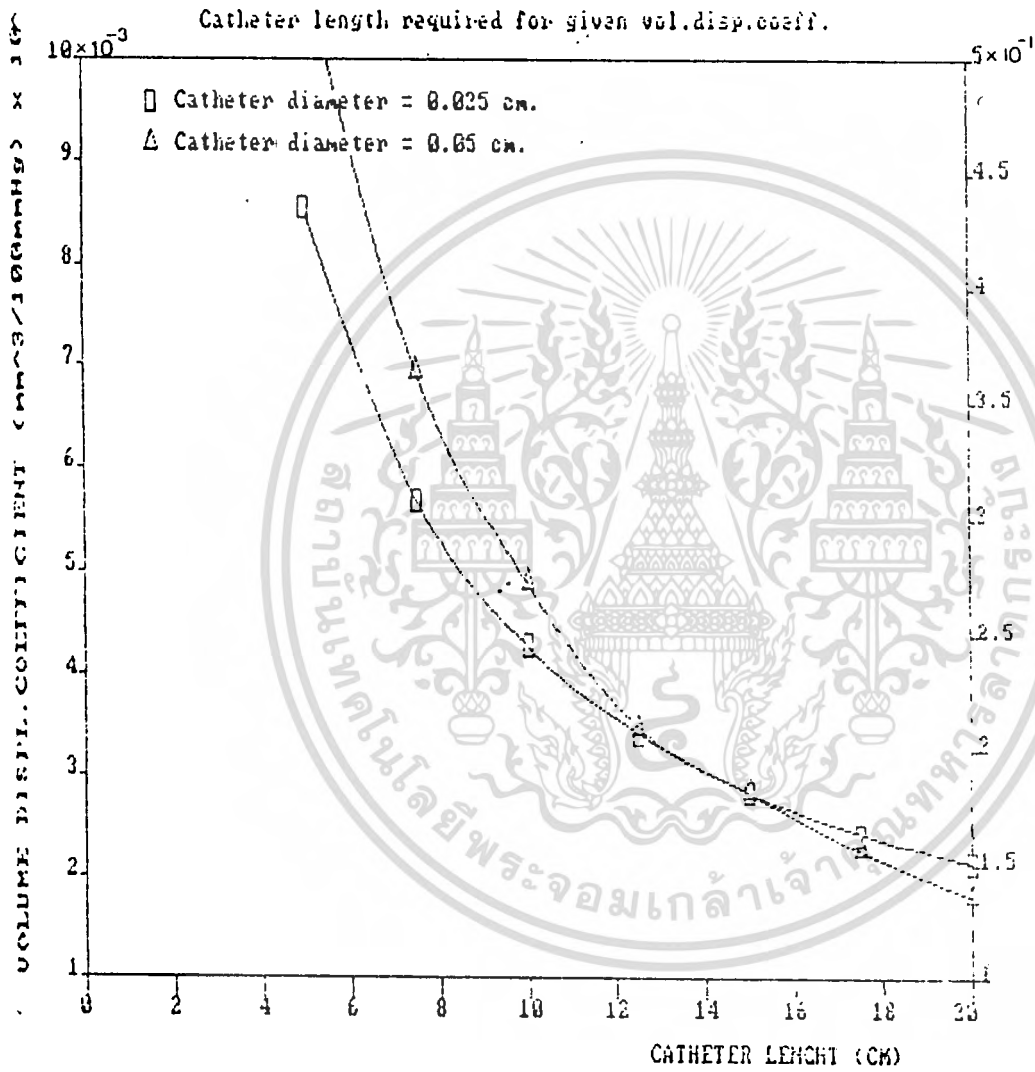
และหากนำสมการที่ 4.9 มาพล็อตเปรียบเทียบระหว่างสัมประสิทธิ์ของปริมาตรชนิดเชิงปริมาตรกับความถี่ธรรมชาติของระบบเมื่อใช้ แคทีเตอร์ ที่มีขนาดและความยาวต่าง ๆ จะเห็นว่อย่างสัมประสิทธิ์ของปริมาตรชนิดเชิงปริมาตรเกิดขึ้นน้อยเท่าใด ความถี่ธรรมชาติของระบบจะสูงขึ้น เช่นเดียวกับ เมื่อลดความยาวและเพิ่มขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของ แคทีเตอร์ ขึ้น



รูปที่ 4.10 (ข) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์ของปริมาตรชนิดเชิงปริมาตรกับความถี่ธรรมชาติของระบบที่ขนาดของ แคทีเตอร์ ต่าง ๆ

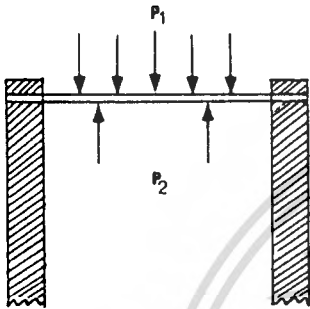
4.5 ปริมาตรชนิดของโคอะแฟรมเมื่อได้รับแรงดัน

การถ่ายเทความดันจากโลหิตในหลอด แคทีเตอร์ ไปยังทรานสดิวเซอร์จะเป็นไปได้ อย่างมีประสิทธิภาพจะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของการยืดหยุ่นของวัสดุที่ใช้ทำโคอะแฟรม และขนาดทางฟิสิกส์ ในการพิจารณาความสามารถในการถ่ายเทแรงดันจะวิเคราะห์ถึงการยืดตัวในแนวแรงดันของแผ่นเมมเบรน เมื่อถูกกระทำด้วยแรง เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติการยืดหยุ่น ขนาดและขนาดความถี่ เกี่ยวกับการยืดตัวในแนวแกนรวมทั้งปริมาตรชนิดเชิงปริมาตร

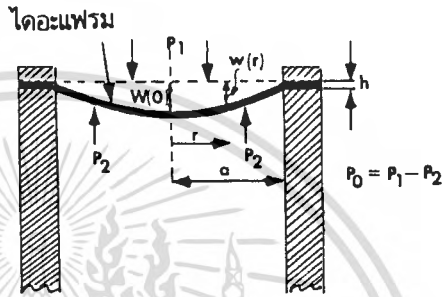


รูปที่ 4.10 ก กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณซีดเชิงปริมาตรต่อความยาวของแคทีเตอร์

โครงสร้างของโคอะแฟรมจะเป็นแผ่นวงกลมขบยัดตัวแน่นกับโครงสร้างที่มีความแข็งแรง ถ้าโหลดกระทำบนแผ่นโคอะแฟรมกระจายไปทั่วแผ่นอย่างสมมาตรและตั้งฉากกับผิวของโคอะแฟรม จะทำให้แผ่นเมมเบรนที่ทำโคอะแฟรมแอ่นตัวในลักษณะดังรูปที่ 4.11 ข.



รูปที่ 4.11 ก



รูปที่ 4.11 ข

สมการดิฟเฟอเรนเชียลอธิบายการแอ่นตัวของผิวเมมเบรนในพิกัดโพลาร์เขียนได้เป็น

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \theta^2}\right) \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{dw}{dr} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2}\right) = \frac{P}{D} \dots\dots(4.10)*$$

เมื่อ P คือความเข้มของโหลดบนแผ่นเมมเบรน

D คือค่า Flexural rigidity ของแผ่นเมมเบรน

ในกรณีที่โหลดกระทำตั้งฉากกับเมมเบรนและกระจายไปทั่วผิวของเมมเบรนอย่างสมมาตร การแอ่นตัวของใน ส่วนต่างของเมมเบรนจะสมมาตรด้วย ในกรณีเช่นนี้ระยะแอ่นตัวของเมมเบรนขึ้นอยู่กับรัศมี r เท่านั้นและไม่ขึ้นอยู่กับ θ ดังนั้นสมการ (4.10) เขียนใหม่ได้เป็น

* คูภาคผนวก ก

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r}\right) \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r}\right) = \frac{P}{D} \quad \dots\dots(4.11)$$

เนื่องจาก $\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} = -\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{d\omega}{dr}\right)$

เขียนสมการ 4.11 ใหม่เป็น

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left\{ r \frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{d\omega}{dr} \right) \right] \right\} = \frac{P}{D} \quad \dots\dots(4.12)$$

ถ้าสมมติว่าโหลด P กระจายอย่างสม่ำเสมอตามรัศมี a

คูณสมการ 4.12 ด้วย r แล้วทำการอินทิเกรตได้

$$r \frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{d\omega}{dr} \right) \right] = \frac{P_0 r^2}{2D} + C_1$$

หรือ $\frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{d\omega}{dr} \right) \right] = \frac{P_0 r}{2D} + \frac{C_1}{r} \quad \dots\dots(4.13)$

เมื่อ C₁ เป็นค่าคงที่ของการอินทิเกรต

ทำการอินทิเกรตสมการ 4.13 ต่อไป

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{d\omega}{dr} \right) = \frac{P_0 r^2}{4D} + C_1 \log r + C_2$$

$$r \frac{d\omega}{dr} = \frac{P_o r^4}{16D} + \frac{C_1 r^2}{4} (2 \log r - 1) + \frac{C_2 r^2}{2} + C_3$$

$$\omega = \frac{P_o r^4}{64D} + \frac{C_1 r^3}{4} (\log r - 1) + \frac{C_2 r^2}{4} + C_3 \log r + C_4$$

....(4.14)

โดย C_2, C_3, C_4 เป็นค่าคงที่ของการอินทิเกรต

จากกรณีไหลกระจายอย่างสมมาตร บนแผ่นเมมเบรนจากสมการในภาคผนวก ค จะได้

$$\frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{d\omega}{dr} \right) \right] = \frac{d}{dr} \left(\frac{d^2 \omega}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{d\omega}{dr} \right) = \frac{Q}{D} \quad \dots(4.15)$$

เมื่อ Q เป็นแรงเฉือน (Shear) กระทำที่เมมเบรน

กรณีที่เมมเบรนเป็นแผ่นกลมวางเปรียบเทียบกับสมการ 4.15 กับสมการ 4.13 จะเห็นว่าที่ $r = 0$ จะได้ $Q = 0$ ซึ่งเป็นไปได้ ดังนั้น C_1 ต้องเป็นศูนย์ และจากสมการ 4.14 จะเห็นว่า ω จะเท่ากับอนันต์ที่ $r = 0$ ซึ่งเป็นไปไม่ได้เช่นกัน ดังนั้นสรุปได้ว่า C_2 ต้องเท่ากับศูนย์

ถ้าเมมเบรนถูกตรึงขอบหมดจะได้ว่า

$$\omega = 0 \quad \frac{d\omega}{dr} = 0 \quad \text{ที่ขอบหรือ } r = a$$

ดังนั้น

$$\frac{P_o a^4}{64D} + \frac{C_2 a^2}{4} + C_1 = 0$$

$$\frac{P_o a^3}{64D} + \frac{C_2 a}{2} = 0$$

จะได้

$$C_2 = -\frac{P_o a^2}{8D} \quad C_4 = \frac{P_o a^2}{64D}$$

แทนค่า c_1 c_2 c_3 และ c_4 ในสมการ 4.14 จะได้

$$w = \frac{P_o}{64D} (a^2 - r^2)^2 \dots\dots(4.16)$$

การแอ่น หัวของเมมเบรนจะเกิดมากที่สุดที่กึ่งกลางแผ่น ($r = 0$)

$$(w)_{r=0} = \frac{P_o a^4}{64D}$$

แทนสมการ 4.16 ลงในสมการ 8 ของภาคผนวก ก จะได้

$$M_r = \frac{P_o}{16} [a^2(1+\gamma) - r^2(3+\gamma)]$$

$$M_t = \frac{P_o}{16} [a^2(1+\gamma) + r^2(1+3\gamma)]$$

โดยที่ขอบจะเกิดโมเมนต์มากที่สุด

$$(M_r)_{r=a} = -P_o a^2/8$$

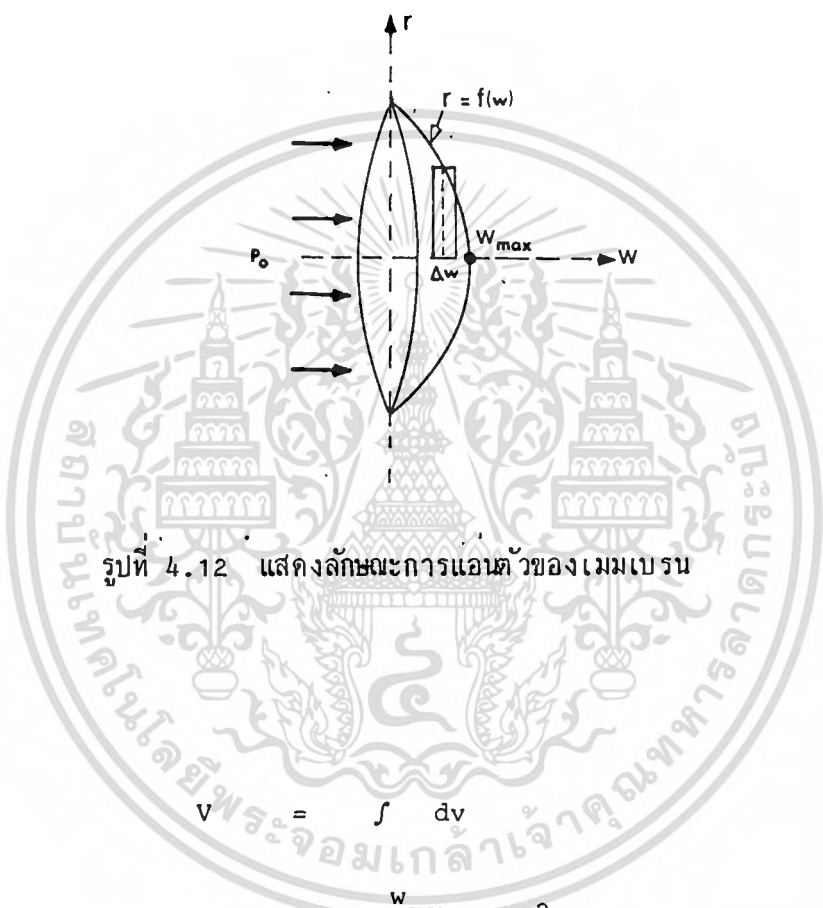
และแรงเค้นของการแอ่นสูงสุดที่ขอบ

$$(\delta_r)_{max} = \frac{-6 M_r}{h^2} = \frac{3 P_o a^2}{4 h^2}$$

4.6 ปริมาณหลักเชิงปริมาตรของไดอะแฟรมเมื่อได้รับแรงดัน

จากสมการ (4.16) เขียนใหม่ในรูปของ $r = f(w)$ จะได้ว่า

$$r^2 = a^2 - \sqrt{\frac{64DW}{P_0}} \quad \dots(4.17)$$



รูปที่ 4.12 แสดงลักษณะการแอตัวของเมมเบรน

จากรูปที่ 4.12

$$\begin{aligned} V &= \int dv \\ &= \int_0^{w_{max}} \pi r^2 dw \\ &= \pi \int_0^{w_{max}} \left(a^2 - \sqrt{\frac{64DW}{P_0}} \right) dw \\ &= \pi \left(a^2 w_{max} - \sqrt{\frac{64D}{P_0}} \cdot \frac{2}{3} w_{max}^{3/2} \right) \\ \text{แทนค่า } w_{max} \quad V &= \pi \left(\frac{P_0 a^6}{64D} - \frac{2}{3} \sqrt{\frac{64D P_0^3 a^{12}}{P_0 63^3 D^3}} \right) \end{aligned}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$= \pi \left(\frac{P_o a^6}{64D} \cdot \frac{2}{3} \cdot \frac{P_o a^6}{64D} \right)$$

$$V = \frac{P_o a^6}{192D} \dots (4.18)$$

แทน $D = \frac{Eh^3}{12(1-\gamma^2)}$

- เมื่อ $E =$ ย้ำโมดูลัสของเมมเบรน
 $h =$ ความหนาของเมมเบรน
 $\gamma =$ Poisson ration ของเมมเบรน

ปริมาณศักย์เชิงปริมาตรของเมมเบรน (V) = $\frac{\pi P_o a^6 (1-\gamma^2)}{16Eh^3}$ (4.19)

4.7 คุณสมบัติทางพลศาสตร์ของไคอะแฟรม

จากที่กล่าวมาเราพิจารณาในแง่ของการสปีดศาสตร์ ในแง่ของพลศาสตร์แล้ว เราจะพิจารณาคุณสมบัติทางด้านความถี่ธรรมชาติของแผ่นไคอะแฟรมเมื่อสนองตอบต่อแรงกระทำ โดยความถี่ธรรมชาติของแผ่นไคอะแฟรมที่ซึ่งครึ่งในสูญญากาศจะเท่ากับ

$$f_n = \frac{2.56t}{\pi r^2} \sqrt{\frac{gE}{3(1-\gamma^2)}}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- โดย g = ความเร่งของแรงโน้มถ่วงโลก (ชม/วินาที)
 γ = ความตึงจำเพาะของวัสดุที่ใช้ทำโคอะแพรม (คายน/ชม)

จากสมการจะเห็นว่า การที่จะให้ค่าความถี่ธรรมชาติของโคอะแพรมสูง ต้องให้เส้นผ่านศูนย์กลางของโคอะแพรมน้อย ๆ และมีความหนามาก ซึ่งจะให้ผลตรงข้ามกับความไว ซึ่งโดยปกติแล้ว การออกแบบโคอะแพรมจะให้ความถี่สูงกว่า 1000 เฮิรตซ์ขึ้นไป

4.8 การออกแบบสร้างระบบ แคทีเดอ์-ทรานส์มิชเชอ์

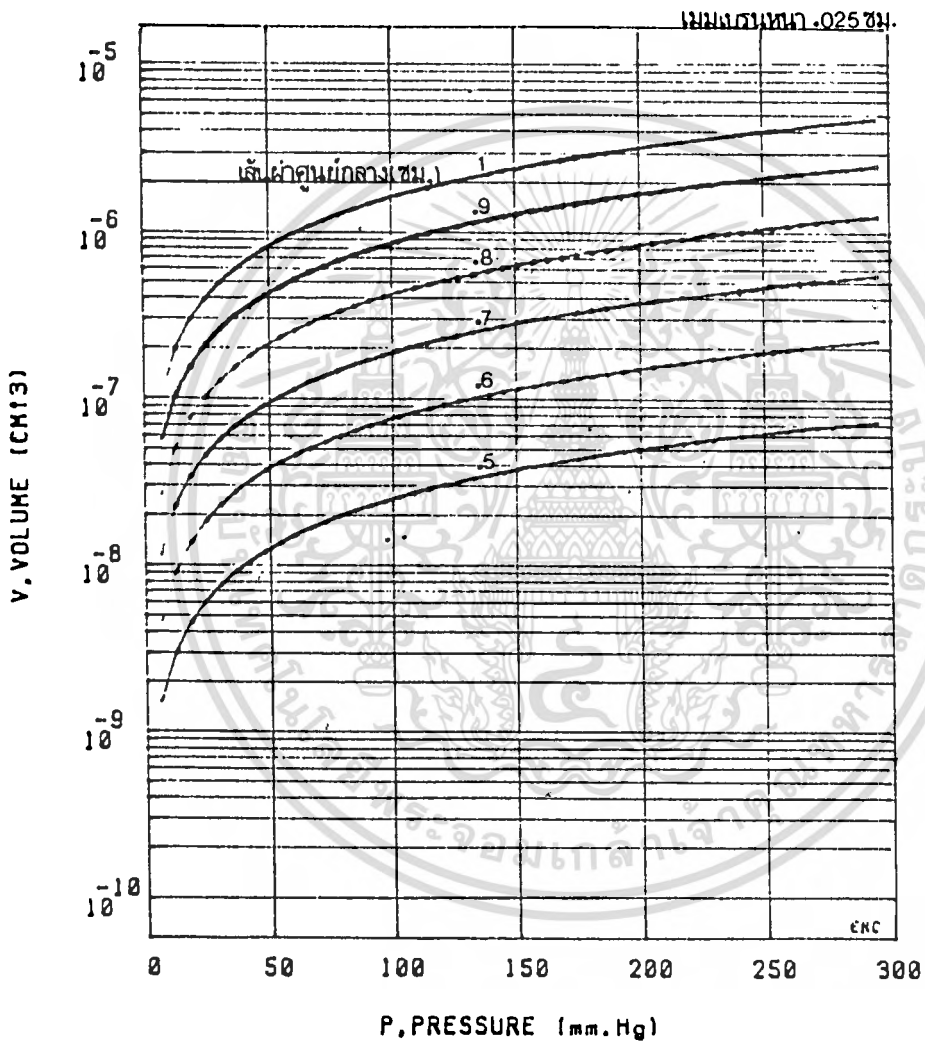
จากการพิจารณาถึงคุณสมบัติทางด้านสัณฐานศาสตร์ของระบบ แคทีเดอ์-ทรานส์มิชเชอ์ ดังที่ผ่านมา จะพิจารณาคุณสมบัติสามประการของระบบในการออกแบบได้แก่

- 1) ความถี่ธรรมชาติของระบบจะต้องสูงพอเพื่อให้รูปคลื่นความดันเพี้ยนน้อยที่สุด
- 2) ความสามารถในการถ่ายเทปริมาณขั้วเชิงปริมาตร จาก แคทีเดอ์ ไปยังทรานส์มิชเชอ์ของเมมเบรน
- 3) ความคงทนต่อแรงดันที่เกิดขึ้นจากความดันของเมมเบรนได้ในช่วงแรงดันที่ต้องการ

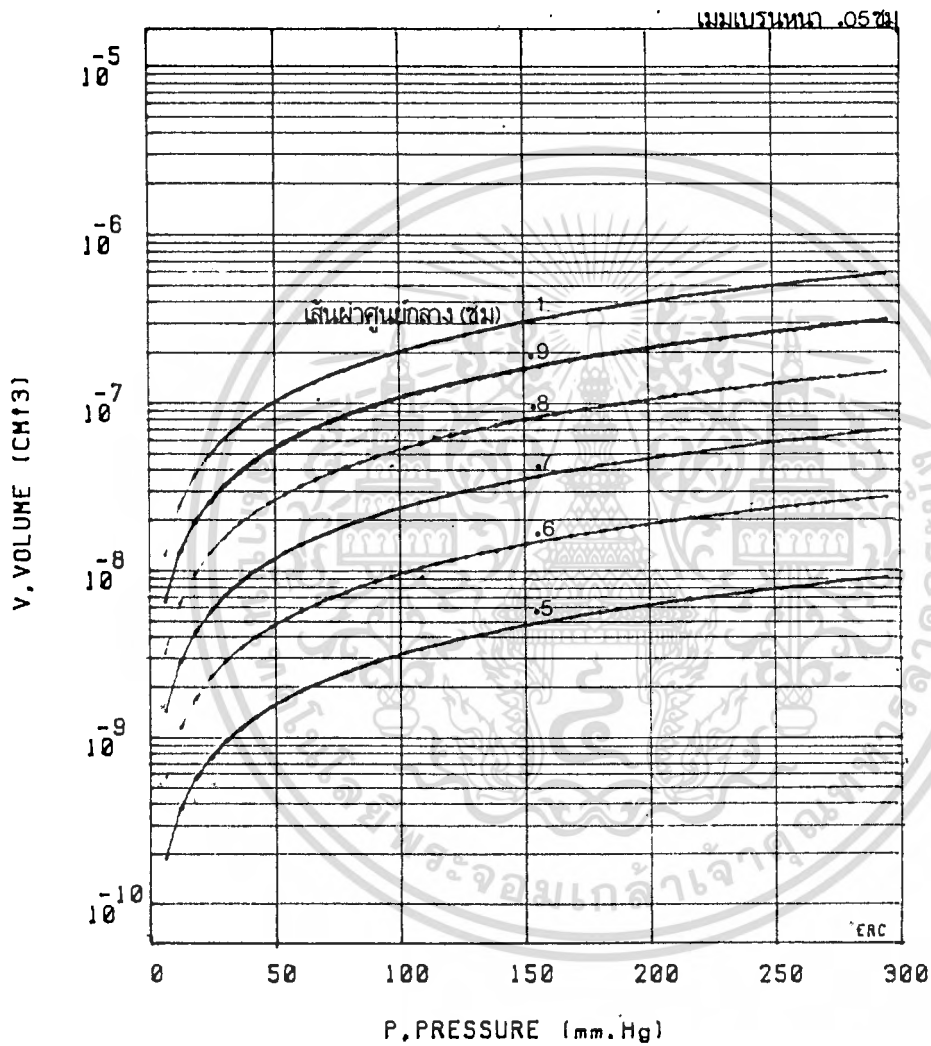
ในแง่ของวัสดุที่ใช้ในส่วนของ แคทีเดอ์ จะใช้แบบสำเร็จรูปขนาดต่าง ๆ แต่ขนาดที่นำมาใช้วัดความดันโลหิตแดงที่แขนที่เรียกว่า radial artery จะใช้ขนาด 0.25×51 มม. ในส่วนของเมมเบรนที่ทำโคอะแพรมควรเป็นสารที่ไม่ทำปฏิกิริยากับ โลหิตหรือสารละลายอื่น ๆ ที่ใช้ ซึ่งวัสดุที่เหมาะสมได้แก่พอลิเอทิลีน ซึ่งเป็นชนิดที่ใช้ทางการแพทย์ ซึ่งมีขนาดความหนาต่าง ๆ คุณสมบัติเฉพาะทางกลของพอลิเอทิลีนที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบโคอะแพรม ยังไม่คูลัสซึ่งมีค่าประมาณ 12.0645×10^{12} คายน/ชม² และ Poisson ratio เท่ากับ 0.5 เมื่อนำค่าเฉพาะนี้ไปแทนในสมการที่ 4.19 เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณขั้วเชิงปริมาตรกับความดันที่เมมเบรนขนาดต่าง ๆ จะได้ผลตามรูปที่ 4.13 ก และ ข ซึ่งกราฟนี้จะใช้สำหรับการออกแบบขนาดของเมมเบรนให้เหมาะสมดังนี้

ในกรณีที่ต้องการให้เมมเบรนตอบสนองแรงดันได้อย่างรวดเร็ว ควรให้อัตราส่วนการหน่วงอยู่ประมาณ 0.7 ซึ่งจากกราฟรูป 4.10 จะเห็นว่าที่อัตราการหน่วง 0.7 ปริมาณขั้วเชิงปริมาตรจะอยู่ราว $.02-3 \times 10^5$ ลูกบาศก์เซ็นติเมตร ถ้าสมมุติว่าหากปริมาณขั้วเชิง

ปริมาณการเกิดบนเมมเบรนทั้งหมด หรือร้อยละ 90 ของปริมาณซัลไฟเชิงปริมาณทั้งหมด จากกราฟในรูป
4.33สามารถกำหนดขนาดของเมมเบรนที่ใช้ทำไดอะแฟรมได้



รูปที่ 4.13ก กราฟความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณซัลไฟเชิงปริมาณของเมมเบรน
กับความดันที่ขนาดของเมมเบรนขนาดต่าง ๆ

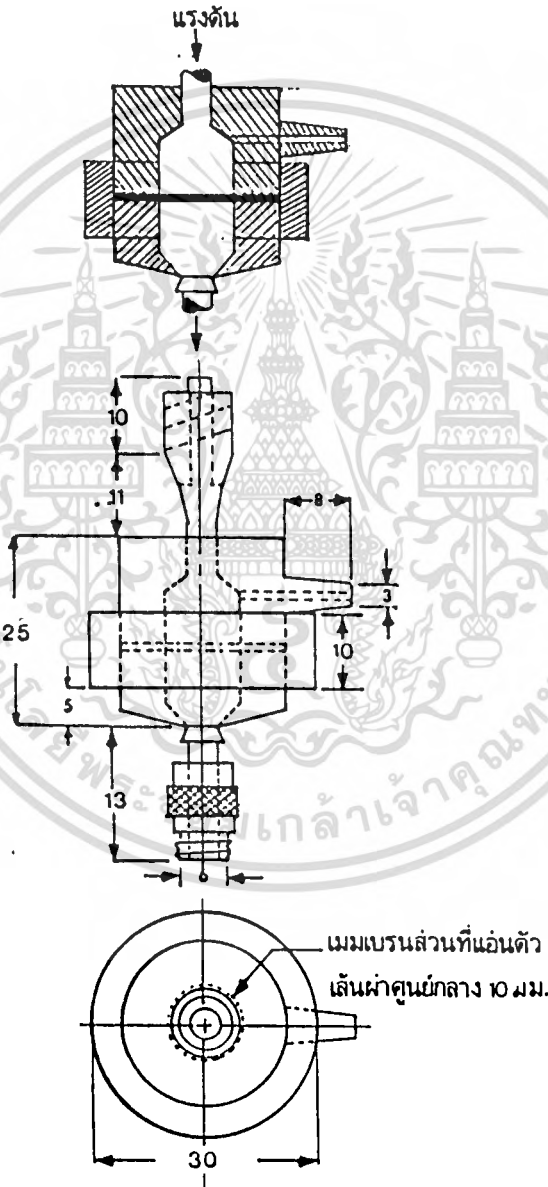


(ข)

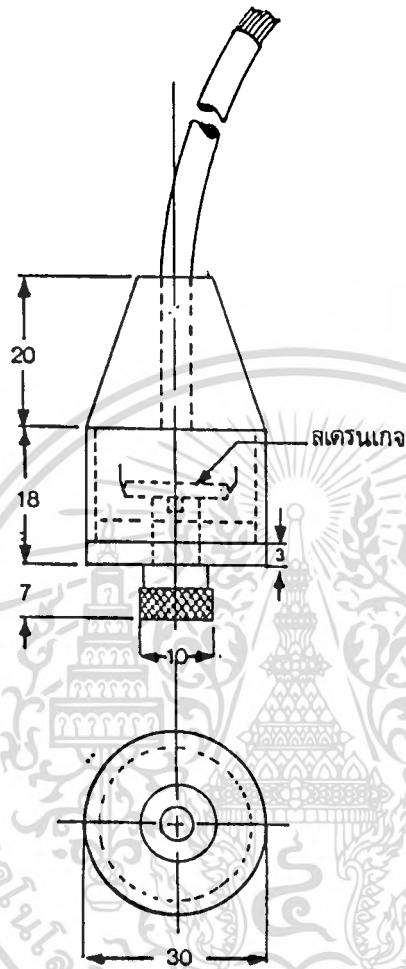
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9 การสร้างชุดโคอะเฟรมเชื่อมโยงแรงดันโลหิตกับทรานสดิวเซอร์

จากแนวทางการออกแบบระบบ แคทีเดออร์-ทรานสดิวเซอร์ ในหัวข้อที่ผ่านมาได้นำมาสร้างเพื่อใช้งานในการวัดความดันโลหิต ในส่วน แคทีเดออร์ เป็นแบบสำเร็จรูปมาตรฐาน ส่วนโคอะเฟรมได้สร้างขึ้นมาเพื่อเชื่อมต่อ แคทีเดออร์ กับทรานสดิวเซอร์ โครงสร้างของส่วนที่บรรจุโคอะเฟรมแสดงในรูป 4.14 และส่วนที่บรรจุทรานสดิวเซอร์แสดงในรูปที่ 4.15



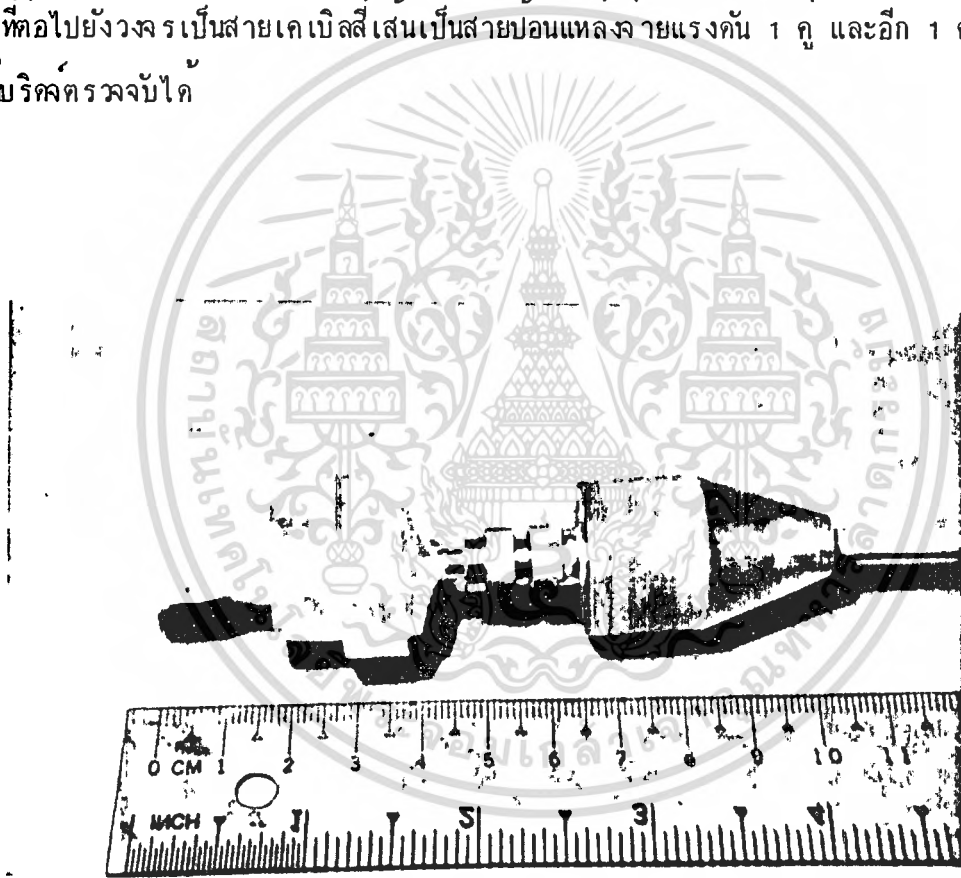
รูปที่ 4.14 แสดงโครงสร้างส่วนที่บรรจุโคอะเฟรม



รูปที่ 4.15 แสดงโครงสร้างส่วนที่บรรจุทรานสดิวเซอร์

โครงสร้างภายนอกเป็นแท่งอะครีลิคนำมาประกบกับโครงสร้างเป็นโลหะที่กักอากาศได้ เพื่อ
เชื่อมต่อเข้ากับส่วนโครงสร้างที่บรรจุทรานสดิวเซอร์ แผ่นโคอะแฟรมเป็นแผ่น Selastic® ซึ่ง
ใช้สำหรับทางฉนวนหนา 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งคุณสมบัติที่ยืดหยุ่นได้สูง การอุดรอยต่อระหว่างอะครีลิค
และโลหะใช้กาวอีพ็อกซีเรซิน ส่วนรอยต่อระหว่าง Selastic membrane ใช้กาว Selastic®
ทำการอุดรอยต่อ

ในส่วนของทรานสดิวเซอร์ประกอบด้วยทรานสดิวเซอร์และแหล่งกำเนิดกระแสที่อยู๋ภายใน
ใน สายที่ต่อไปยังวงจรเป็นสายเคเบิลสี่เส้นเป็นสายป้อนแหล่งจ่ายแรงดัน 1 คู่ และอีก 1 คู่เป็นสายส่ง
สัญญาณที่รีคิ์ตรวมกันได้



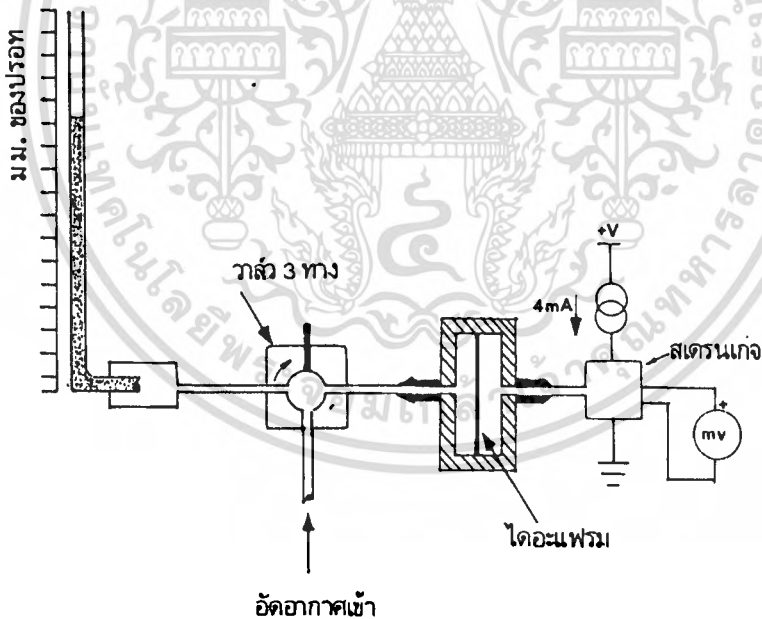
รูปที่ 4.16 แสดงชุดแคทีโอด-ทรานสดิวเซอร์ที่สร้างขึ้น

4.10 การทดสอบชุดไออะแฟรม

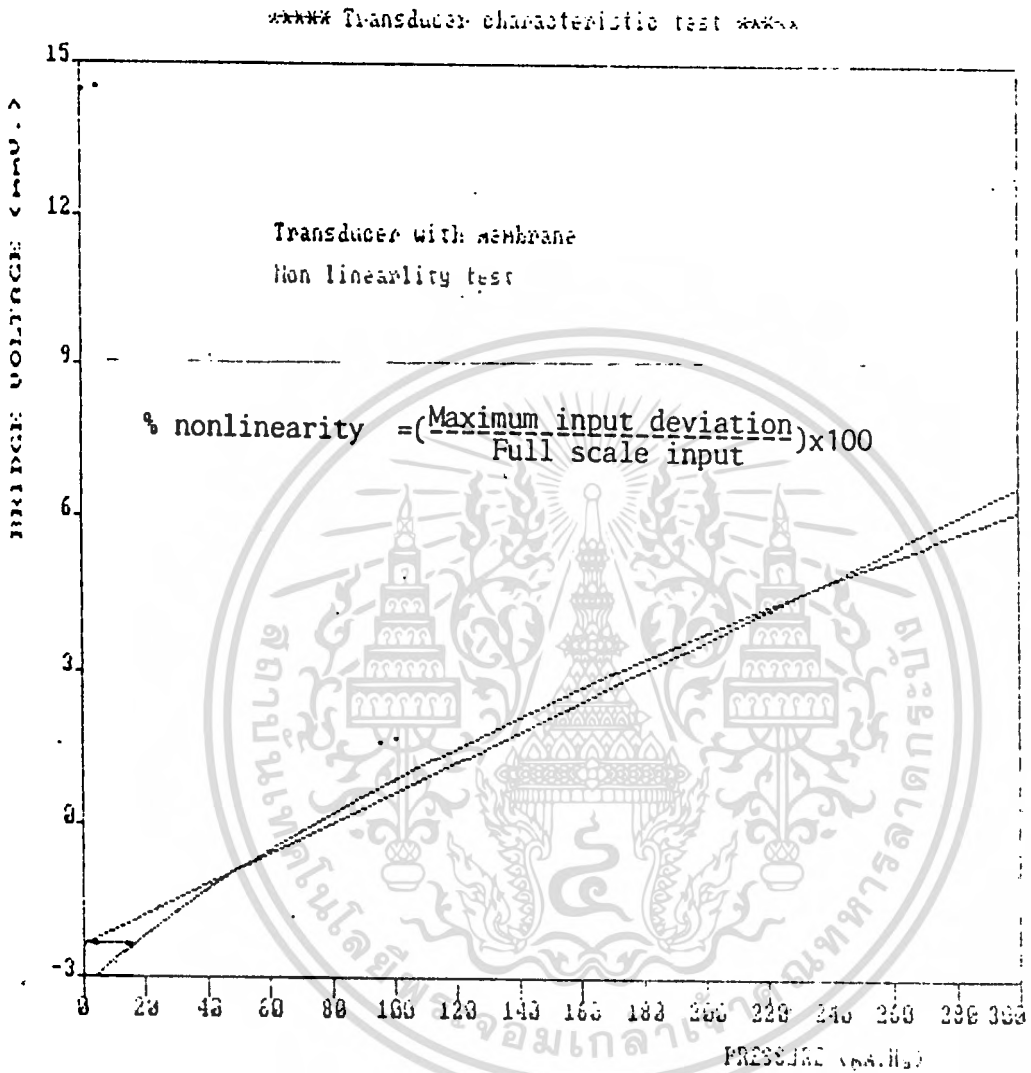
การทดสอบชุดไออะแฟรมเพื่อคุณสมบัติสำคัญสองประการคือความเป็นเชิงเส้นและประสิทธิภาพในการถ่ายเทความดัน พร้อมกับ เปรียบ เทียบ ลักษณะ รูปคลื่นแรงดันระหว่างระบบที่ใช้ชุดไออะแฟรมกับระบบที่ไม่ใช้ชุดไออะแฟรม เพื่อต้องการคุณสมบัติในการตอบสนองความถี่ของเมมเบรน

4.10.1 การทดสอบความเป็นเชิงเส้น

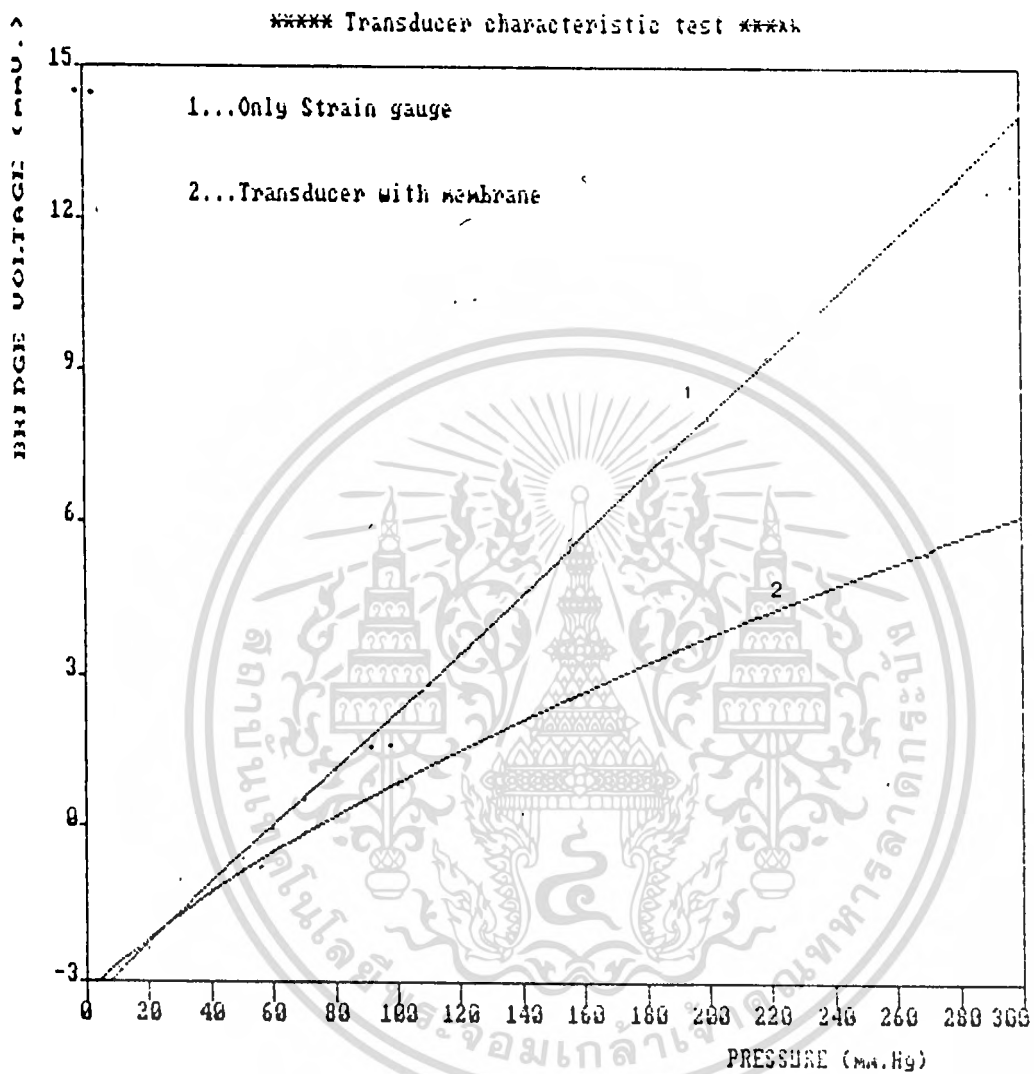
วิธีการทดสอบความเป็นเชิงเส้นของชุดไออะแฟรมใช้วิธีเดียวกันกับการทดสอบ เฉพาะทรานสดิวเซอร์คืออัดอากาศเข้าเมมเบรนที่ต่อเข้ากับทรานสดิวเซอร์ตั้งแต่ 0-300 มม.ปรอท และจาก 300-0 มิลลิเมตร ปรอท โดยมีอุปกรณ์ดังรูปที่ 4.17 ทำการวัดแรงดันมิลริค นำไปพล็อตกราฟ ได้ผลดังรูป 4.18



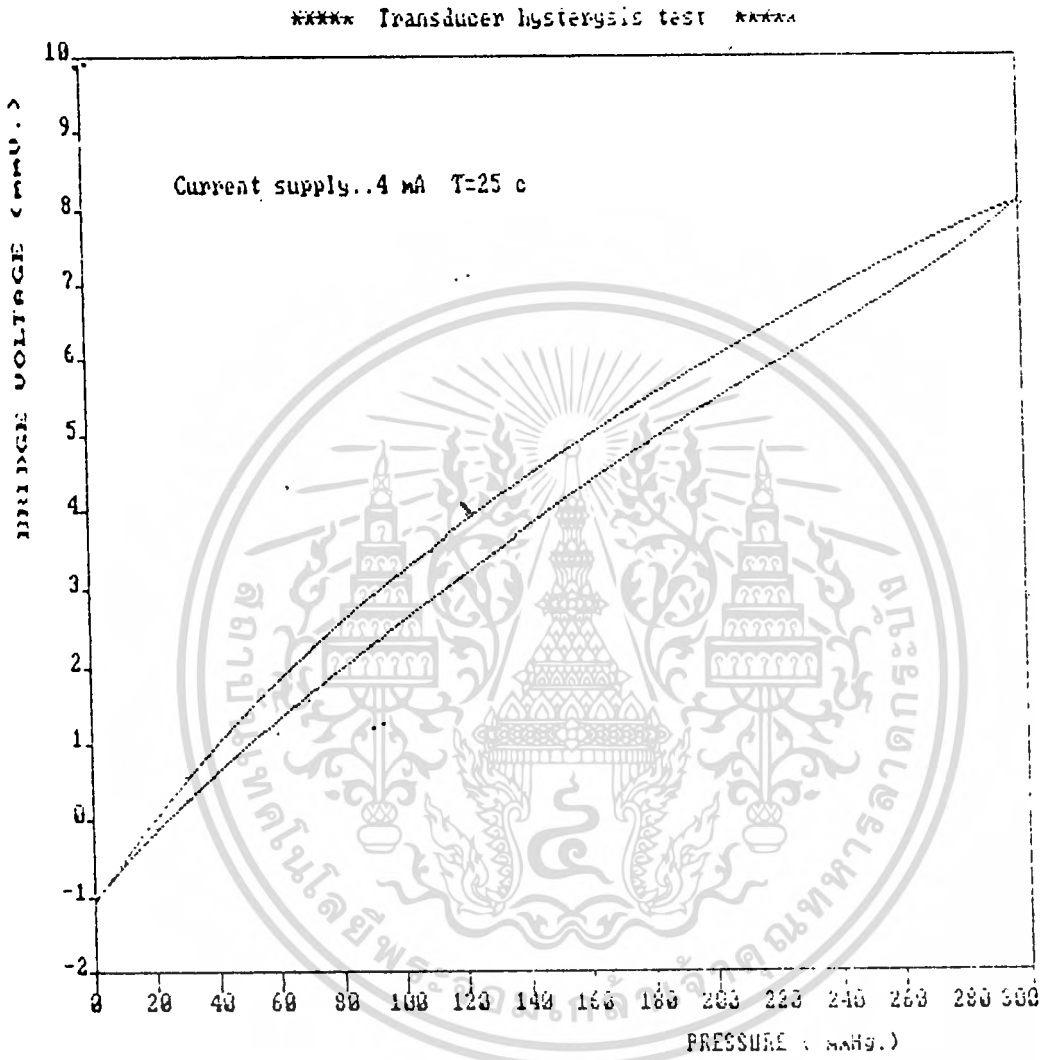
รูปที่ 4.17 แสดงวิธีการทดสอบความเป็นเชิงเส้นและ hysteresis ของชุดเมมเบรน



รูปที่ 4.18 ก ผลการทดสอบความไม่เป็นเชิงเส้นของชุดทรานสดิวเซอร์

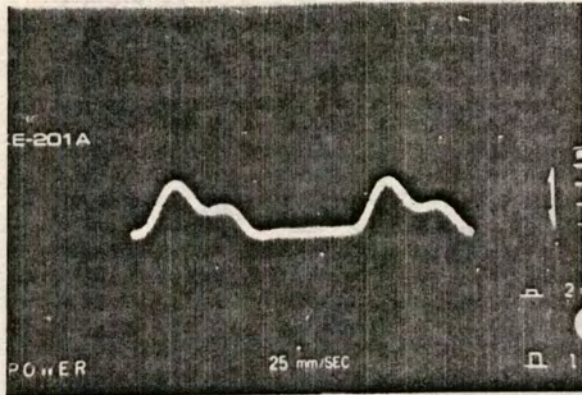


รูปที่ 4.18 ข เปรียบเทียบระหว่างชุดทรานสดิวเซอร์ที่ใช้เมมเบรนกับที่ไม่ใช้เมมเบรน

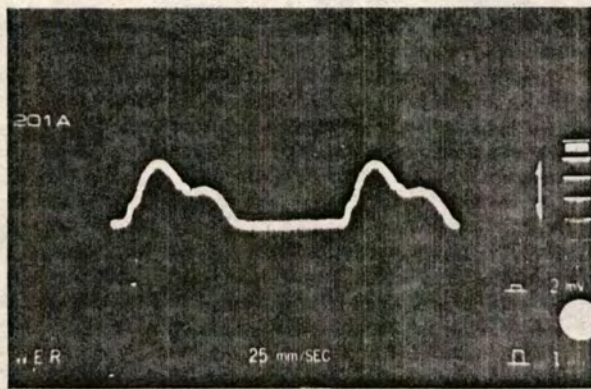


รูปที่ 4.18 ค ผลการทดสอบฮิสเทอรีซิส

ระบบจำลองระบบหมุนเวียนโลหิตใช้สารละลายน้ำเกลือ (Saline) ที่มีองค์ประกอบเป็นสารละลาย Na^+ ทั้งนี้เพื่อให้ความหนืดและความหนาแน่นใกล้เคียงกับโลหิตมากที่สุด โครงสร้างของเครื่องประกอบด้วยท่อพลาสติกที่อ่อนตัวได้ดี และบางส่วนเป็นท่ออย่างซึ่งสามารถนำเอา แคทีเตอร์ แหงเข้าได้โดยตรง ท่อเหล่านี้จะแทนหลอดโลหิตและมีปั๊มที่ทำงานเป็นท่วง ๆ ให้ความดันให้กับน้ำเกลือ และมีเกจวัดความดันในระบบแบบอนุกรมเพื่อแสดงค่าความดัน จากผลการทดลองวัดรูปคลื่นเปรียบเทียบกันระหว่างระบบ เมมเบรนทรานสดิวเซอร์ กับระบบที่ใช้ทรานสดิวเซอร์อย่างเดียวกันแสดงในรูป 4.20



(ก)

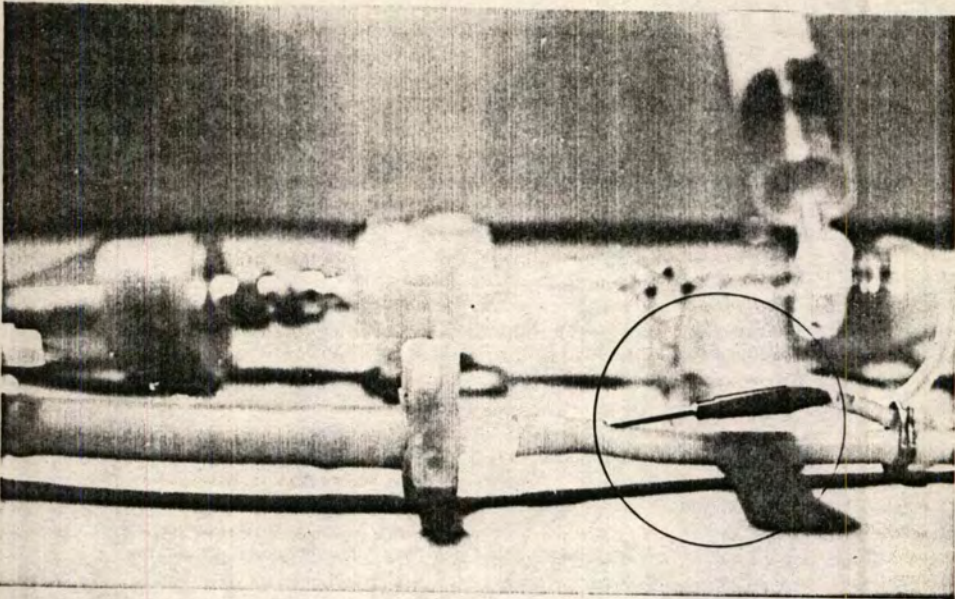


(ข)

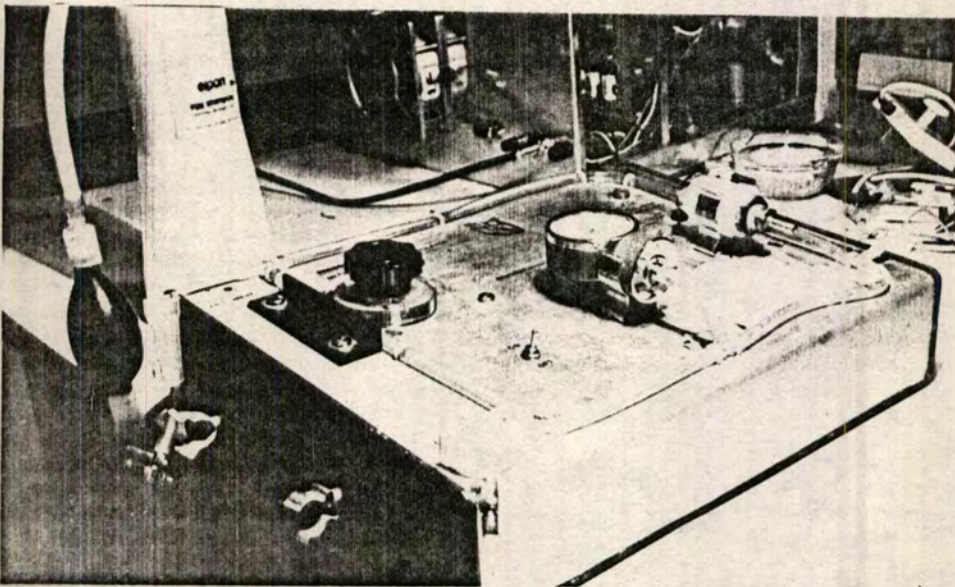
รูปที่ 4.20 เปรียบเทียบรูปคลื่นที่วัดได้จากระบบจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต

(ก) สัญญาณจากระบบ เมมเบรน-ทรานสดิวเซอร์ และ

(ข) สัญญาณจากทรานสดิวเซอร์



รูปที่ 4.21 แสดงการใช้ไขควงที่เตอร์แทงเข้าท่อยางเพื่อทดสอบ
การวัดแรงดัน โลหิตจล ภาซุคค ำลองระบบหมุนเวียนโลหิต



รูปที่ 4.22 แสดงชุด ำลองระบบหมุนเวียนโลหิต

4.11 บทสรุป

ในการออกแบบระบบ แคทีเตอร์-ทรานส์ดีวเซอร์ สำหรับการวัดความดันโลหิตวิธีนี้ จะพิจารณาถึงคุณสมบัติทางกลของระบบ แล้วแปลงให้อยู่ในรูปโมเดลทางไฟฟ้าเพื่อวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติที่เกี่ยวข้องกับพารามิเตอร์ที่ใช้ในการออกแบบ ซึ่งได้แก่ แคมป์เรโซ, ปริมาณขั้วเชิงปริมาตร และความถี่ธรรมชาติของระบบ

โมเดลไฟฟ้าที่แทนระบบทางกลเป็นวงจร RLC ง่าย ๆ ที่สามารถใช้คณิตศาสตร์แก้ปัญหาได้โดยง่าย โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ถึงความสัมพันธ์ระหว่างสัมประสิทธิ์ของปริมาณขั้วเชิงปริมาตรของระบบกับค่าแคมป์เรโซ ซึ่งในที่นี้จะเลือกใช้ค่าแคมป์เรโซเท่ากับ 0.7 แล้วหาสัมประสิทธิ์ของปริมาณขั้วเชิงปริมาตรออกมาได้

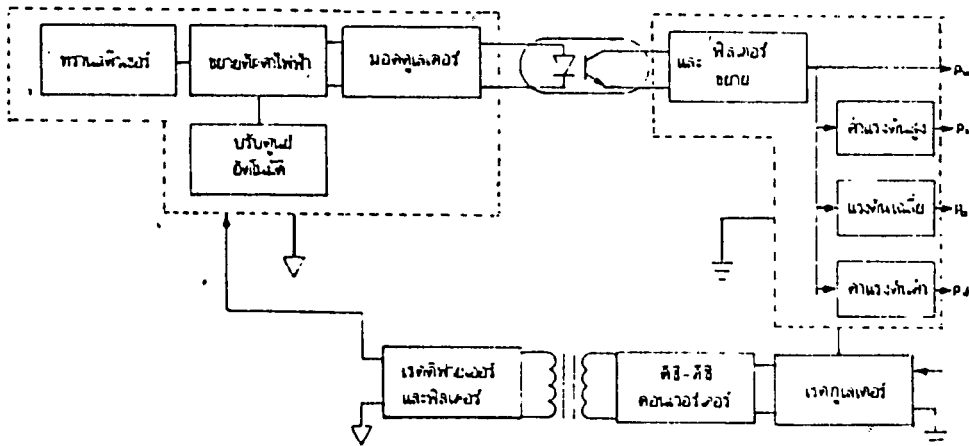
เมื่อกำหนดช่วงความดันใช้งาน 0-300 มิลลิเมตรปรอท จะสามารถกำหนดขนาดทางฟิสิกส์ของแผ่นซิลิโคนที่ใช้ทำโคอะแฟรม ซึ่งได้แก่เส้นผ่าศูนย์กลางและความหนาของแผ่น เพื่อให้มีค่าปริมาณขั้วเชิงปริมาตรสอดคล้องกับการวิเคราะห์ไว้แต่ต้น จากนั้นได้ทำการวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติของชุดเชื่อมต่อกวามดันที่สร้างขึ้น โดยวิเคราะห์ถึงประสิทธิภาพในการถ่ายทอดแรงดันและความเป็นเชิงเส้น ซึ่งปรากฏว่า เมื่อใส่ชุดโคอะแฟรมเข้าไปกับทรานส์ดีวเซอร์จะทำให้ความไวลดลงไปกว่าร้อยละ 23 ที่ความดัน 300 มิลลิเมตรปรอท ในขณะที่ความไม่เชิงเส้นเพิ่มขึ้นเป็นร้อยละ 5 แต่อย่างไรก็ดี เมื่อเปรียบเทียบลักษณะรูปคลื่นระหว่างระบบที่ใช้ชุดโคอะแฟรมกับ ชุดที่ไม่ใช้โคอะแฟรมจะเห็นความแตกต่างกันไม่มากนัก

บทที่ 5

การออกแบบ วงจร อิเล็กทรอนิกส์สำหรับประมวลสัญญาณไฟฟ้าแรงดันโลหิต

5.1 บทนำ

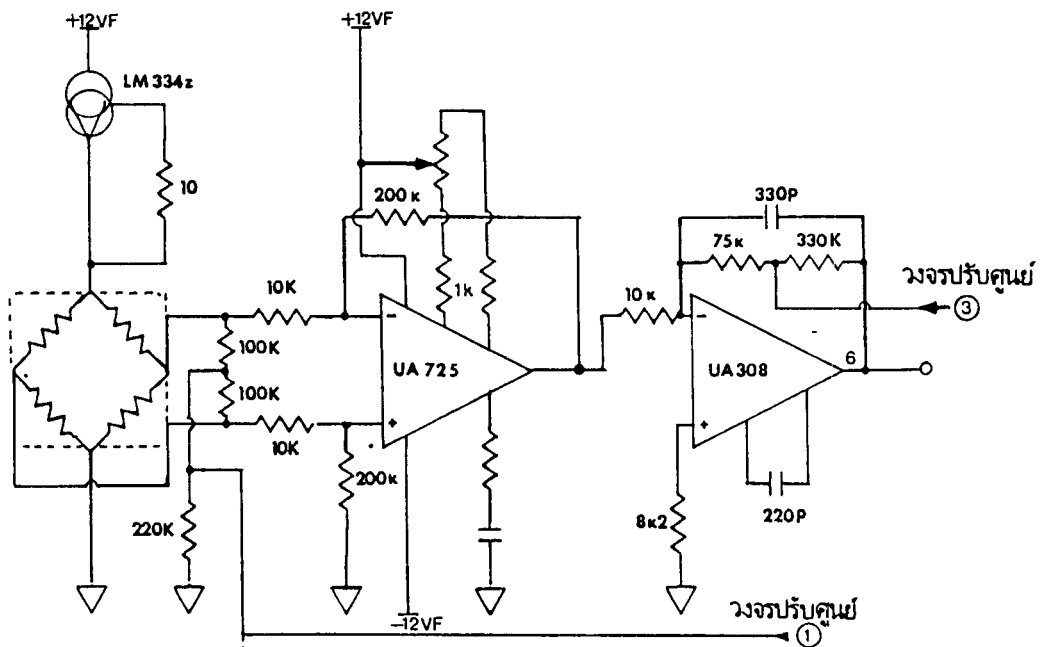
การออกแบบ วงจร อิเล็กทรอนิกส์สำหรับการวัดแรงดันโลหิตมีวัตถุประสงค์สามประการ คือประการแรกในส่วนอินพุตให้สามารถประมวลสัญญาณอนาลอก จากทรานสดิวเซอร์ได้อย่างเหมาะสม ประการที่สอง ากสัญญาณรูปคลื่นแรงดันถูกประมวลให้เป็นค่าแรงดันโลหิตสูง [Systolic pressure] แรงดันเฉลี่ย [Mean Average pressure] และแรงดันโลหิตต่ำ [Diastolic Pressure] สุดท้ายเพิ่มฟังก์ชันเพื่อสะดวกต่อการใช้งานอย่างเช่นวงจร รับ ศูนย์อัตโนมัติ เป็นต้น ซึ่งในส่วนของอิเล็กทรอนิกส์จะมีฟังก์ชันของแต่ละส่วนเป็นไปคร่าว ๆ ล็อกไออะแกรมในรูป 5.1



รูป 5.1 บล็อกไออะแกรมในส่วนของวงจร อิเล็กทรอนิกส์

5.2 วงจรขั้วทรานส์ดิวเซอร์และวงจรมหาสัญญาณรูปคลื่นแรงดัน

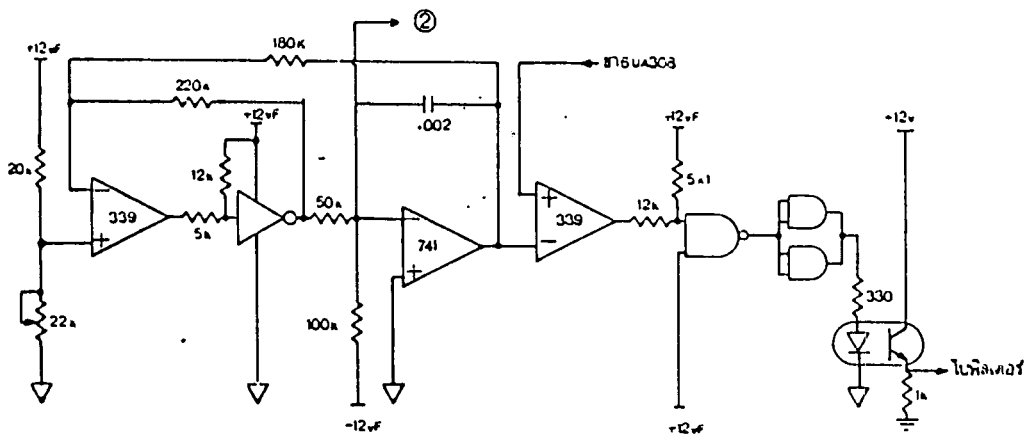
ในส่วนของวงจรขั้วทรานส์ดิวเซอร์จะใช้วงจรแบบกระแสทั้งจากวงจรกระแสที่ 4 มิลลิแอมป์ สัญญาณคาบจรจะถูกขยายด้วยวงจรมหาสัญญาณเฟรเอนเซียลแอมป์รีไฟเออร์ 2 วงจร โดยมีอัตราขยาย 800 เท่าเพื่อให้ขยายแรงดันจากทรานส์ดิวเซอร์ขนาด 0 - 6 มิลลิโวลต์ เมื่อความดันเปลี่ยนแปลงจาก 0 - 300 มม.ปรอท วงจรในส่วนนี้กราวด์จะแยกออกจากวงจรมหาสัญญาณ [Floating ground] เพื่อความปลอดภัยของคนใช้



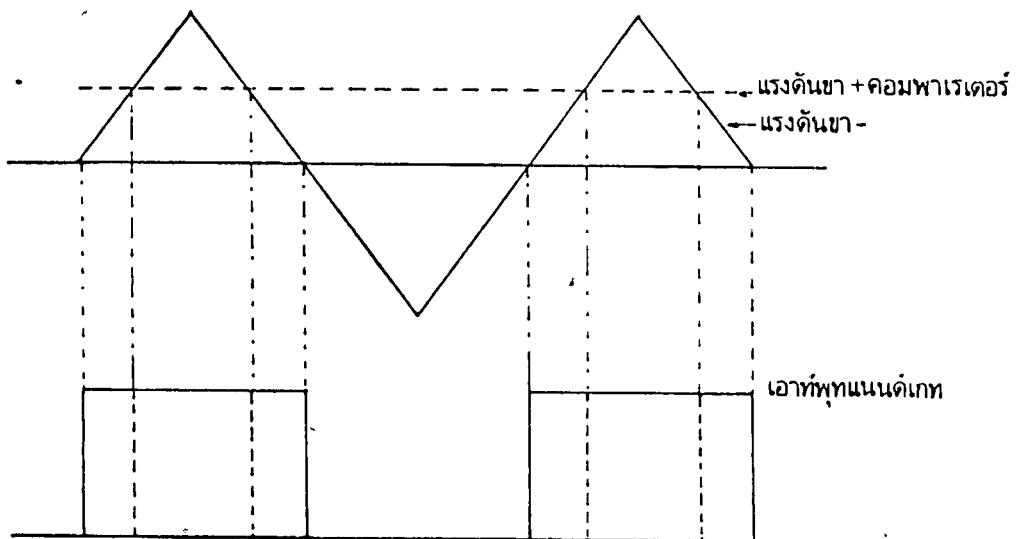
รูปที่ 5.2 วงจรขั้วทรานส์ดิวเซอร์และวงจรมหาสัญญาณ

5.3 วงจรแยกกราวด์

วงจรมหาสัญญาณใช้แยกกราวด์ด้วยการคัปปลิงทางแสงโดย Opto isolator โดยใช้หลักการของพัลส์เวดมอดคูเลชัน สัญญาณไฟฟ้าแรงดันจากวงจรมหาสัญญาณภาคแรกจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับคอมพาราเตออร์ แรงดันเอาท์พุทจะได้เป็นรูปสี่เหลี่ยมที่มีควิตซ์ไซเคิล เปลี่ยนแปลงตามขนาดของแรงดันที่ขานอนอินเวอร์ตติงของคอมพาราเตออร์



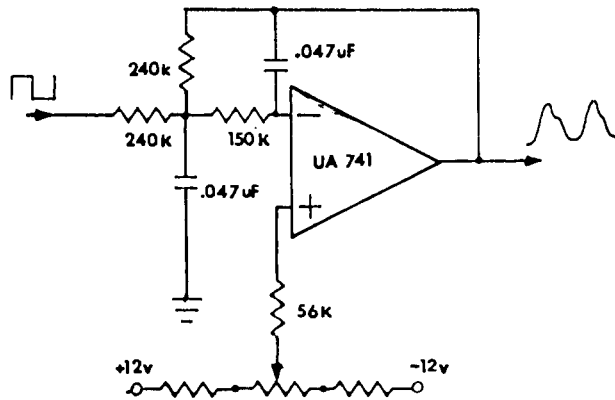
รูปที่ 5.3 แสดงวงจรพัลส์วิคท์มอดคูลเลเตอร์



รูปที่ 5.4 พังชั่นของพัลส์วิคท์มอดคูลเลชั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

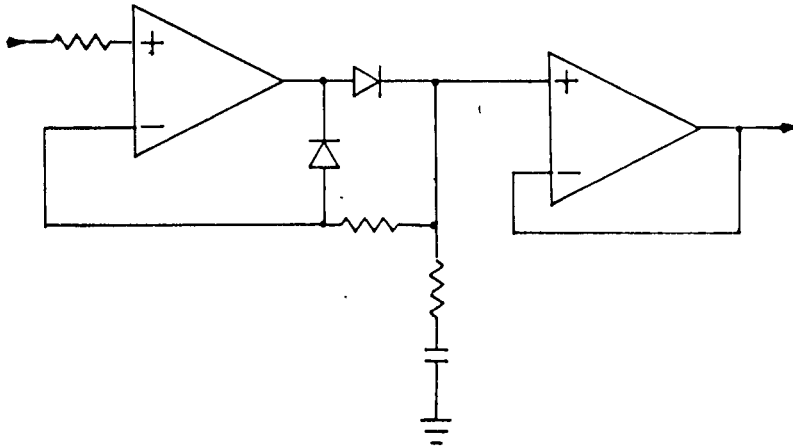
รูปคลื่นสี่เหลี่ยมจะถูกนำไปขับ Opto isolator เพื่อคัปปลิงไปยังวงจรส่วนหลังการใช้การขับ Opto isolator ด้วยคลื่นสี่เหลี่ยมนี้ มีข้อดีว่า จะตัดปัญหาเรื่องความไม่เป็นเชิงเส้นของ Opto isolator รูปคลื่นสี่เหลี่ยมที่มีคลื่นไฟฟ้าแรงดันมอดูเลทมานั้น จะถูกนำมาผ่านโลว์พาสฟิลเตอร์ เพื่อแยกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าแรงดันออกมา สำหรับการแสดงบนจอภาพ



รูปที่ 5.5 โลว์พาสฟิลเตอร์แบบ infinite gain multiple feedback ลำดับที่ 2

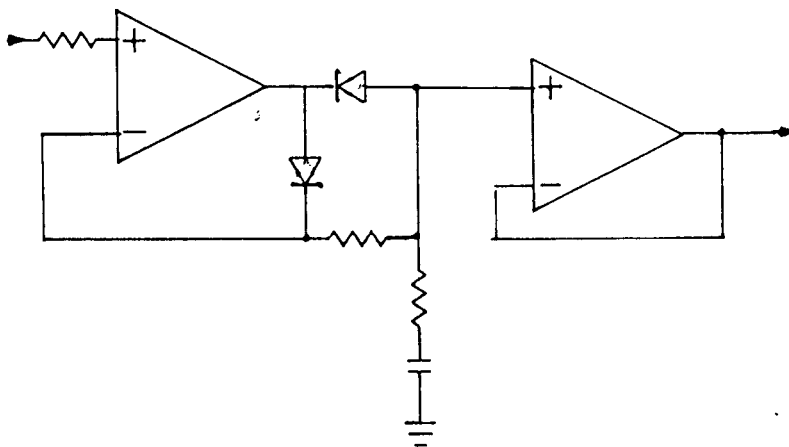
5.4 วงจรประมวลผลาแรงคั้นโลหิตสูง (Systolic pressure) และแรงคั้นโลหิตต่ำ

วงจรพื้นฐานของวงจรประมวลผลาแรงคั้นโลหิตสูงแสดงในรูปที่ 5.6 เรียกว่าวงจร Peak hold และในรูป 5.7 แสดงวงจร Vally hold ซึ่งเป็น

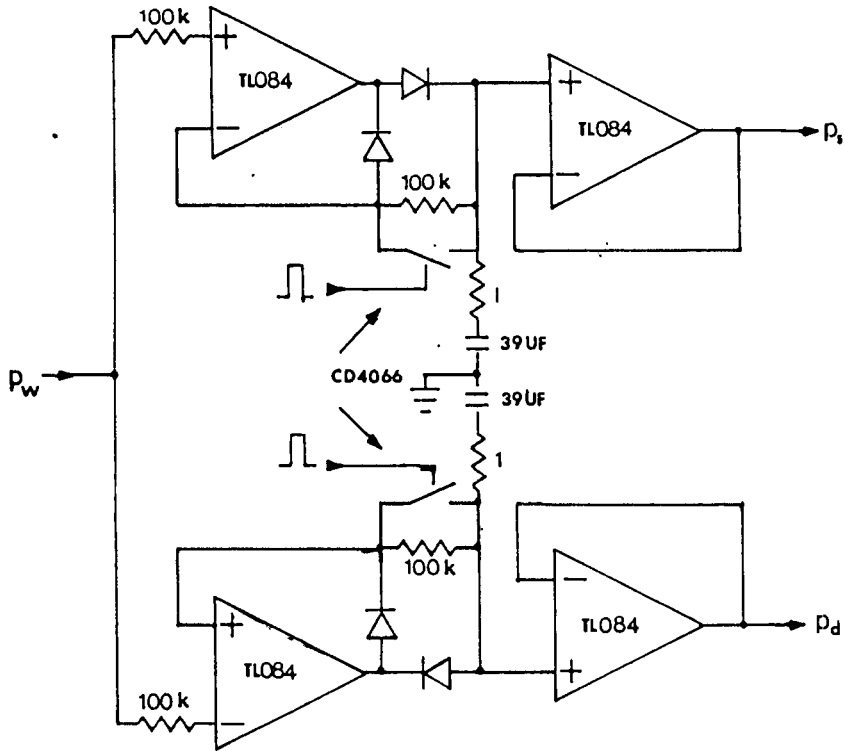


รูป 5.6 แสดงวงจร Peak hold

วงจรพื้นฐานเพื่อตัดแปลงให้ประมวลค่าความถี่โลหิตต่ำ



รูป 5.7 แสดงวงจร Valley hold



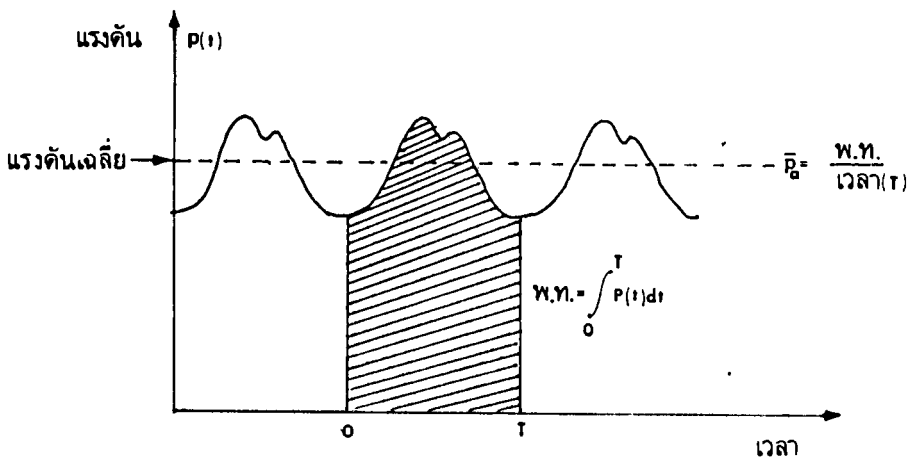
รูป 5.9 แสดงวงจรหาค่าแรงดันสูงและต่ำ

5.5 การหาค่าแรงดันโวลต์เฉลี่ย

การวัดแรงดันโวลต์โดยใช้มาโนมิเตอร์แบบปรอทหากเป็นการวัดโดยตรงลำปรอทจะไม่สามารถจะบอกค่าแรงดันสูงสุดและต่ำสุดได้เนื่องจากมวลของปรอทที่ต้านการเคลื่อนที่ ดังนั้นค่าที่อ่านได้จากความสูงของลำปรอทจึงเป็นค่าเฉลี่ยของความผันสูงสุดและต่ำสุด ในกรณีที่ใช้ทรานสดิวเซอร์เปลี่ยนค่าแรงดันโวลต์เป็นรูปคลื่นความผันไฟฟ้า การหาค่าเฉลี่ยของขนาดแรงดันโวลต์สามารถทำได้โดยหาพื้นที่ใต้รูปคลื่น 1 ลูก ดังแสดงในรูปที่ 5.10 โดย

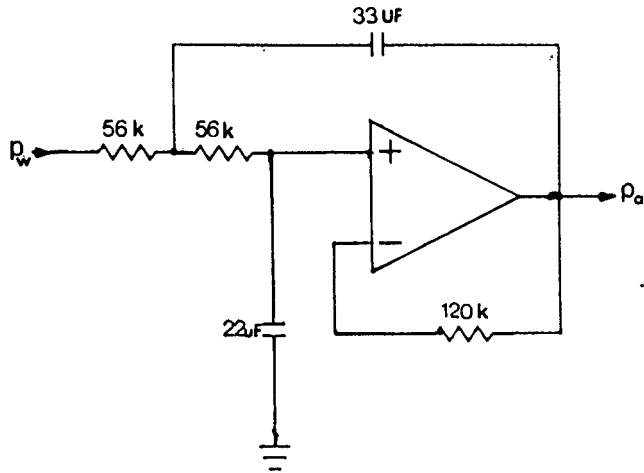
$$\text{พื้นที่ใต้รูปคลื่น} (\bar{P}) = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$$

ซึ่งในทางอิเล็กทรอนิกส์การอินทิเกรตรูปคลื่นกระทำได้โดยผ่านรูปคลื่นเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์หรือวงจรผ่านความถี่ต่ำเพื่อกรองความถี่พื้นฐานและฮาร์โมนิกส์ทิ้ง ซึ่งความถี่พื้นฐานของรูปคลื่นความถี่จะเท่ากับ อัตราการเต้นของหัวใจและมีฮาร์โมนิกส์อีก 10 ฮาร์โมนิกส์ เนื่องจากอัตราการเต้นหัวใจ โดยเฉลี่ยของมนุษย์จะอยู่ราว ๆ 60 ครั้งต่อนาที ซึ่งหมายความว่าความถี่พื้นฐาน ของรูปคลื่นความถี่คลื่นจะเท่ากับ 1 เฮิรตซ์ ดังนั้น วงจรหาค่าเฉลี่ยจะต้องให้ความถี่คutoffของวงจรผ่านความถี่ต่ำ ต่ำกว่า 1 เฮิรตซ์ ซึ่งในที่นี้จะใช้ความถี่คutoffเท่ากับ 0.3 เฮิรตซ์ โดยใช้วงจรผ่านความถี่ต่ำลำดับสองแบบ บัตเตอร์เวิร์ทแสดงในรูปที่ 5.11



รูปที่ 5.10 แสดงค่าแรงดันเฉลี่ยของรูปคลื่นแรงดันโลทิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



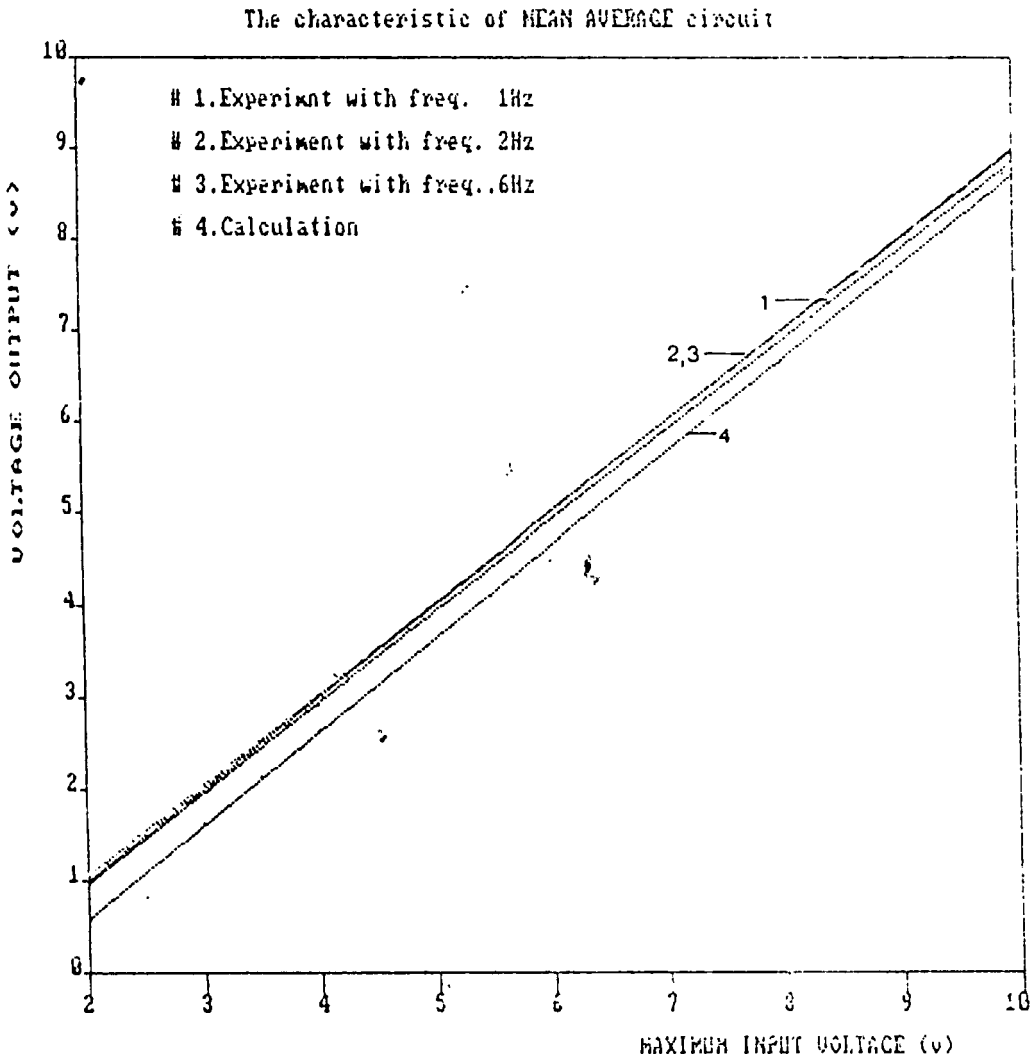
รูปที่ 5.11 วงจรผ่านความถี่ต่ำลำดับสองซึ่งความถี่ทอพอเท่ากับ 0.3 เฮิรตซ์

ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบค่าแรงดันเฉลี่ยจากวงจรในรูปที่ 5.11 กับค่าความดันเฉลี่ยจากสมการ

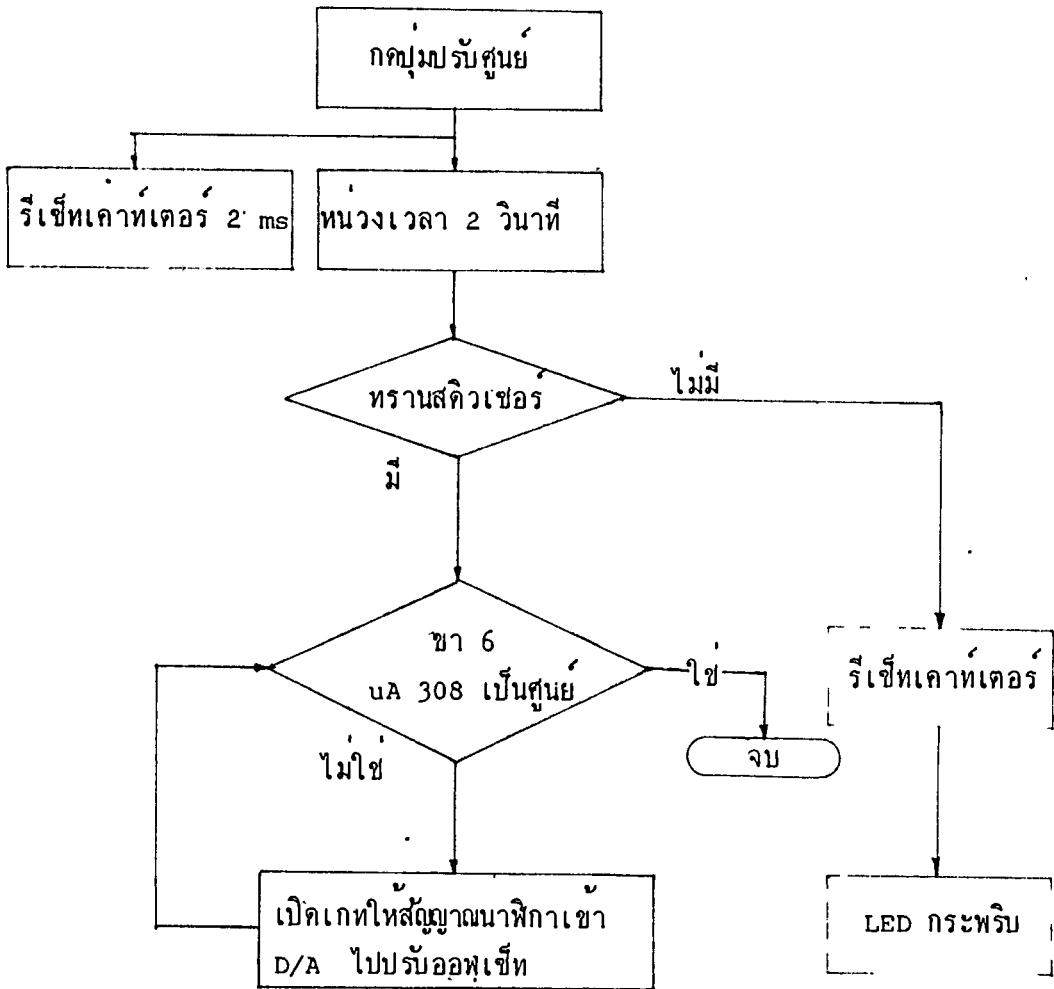
$$\text{แรงดันเฉลี่ย} = \frac{\text{แรงดันสูงสุด} + 2 \text{ แรงดันต่ำสุด}}{3} \quad *$$

ได้ผลดังรูปที่ 5.12

* รูปที่ 1



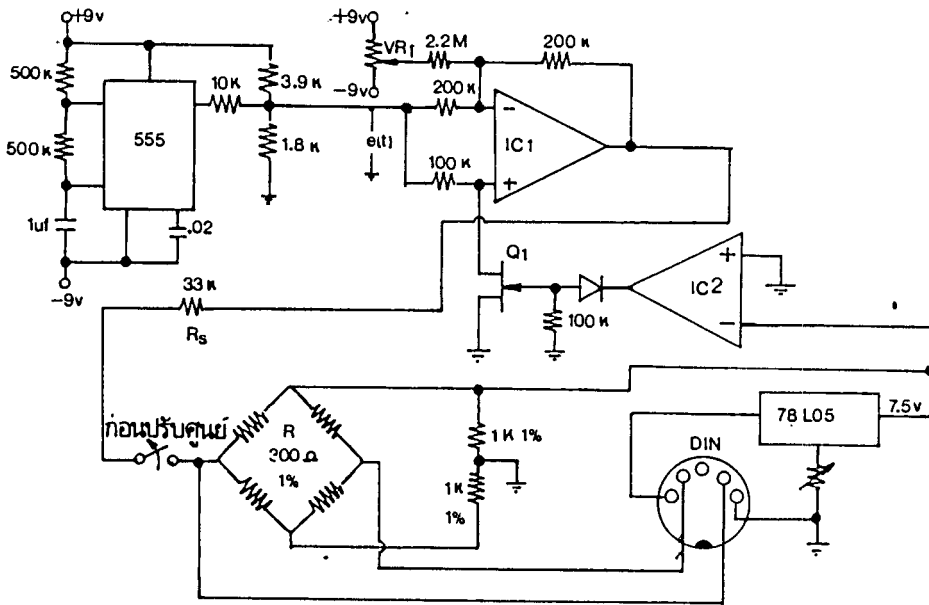
รูปที่ 5.12 ผลการทดสอบ เปรียบเทียบการหาค่าแรงดันเฉลี่ยที่ได้จากวงจร
ผ่านความถี่ต่ำและการคำนวณ



รูป ที่ 5.14 ขั้นตอนรับศูนย์

5.7 วงจรทดสอบ

การทดสอบ วงจรขยายสัญญาณ ทรานซิสเตอร์ และ วงจรประมวลค่าความดันสูงสุด ต่ำสุด และ ความดันเฉลี่ยวิธีหนึ่งคือ สร้างขนาดสัญญาณเลียนแบบ ความดันโลหิตขึ้นมาเปรียบ เทียบ เพื่อปรับให้ค่าที่อ่านออกมาได้ถูกต้อง วงจรทดสอบที่ได้ทดลองสร้างขึ้นมาแสดงในรูปที่ 5.15

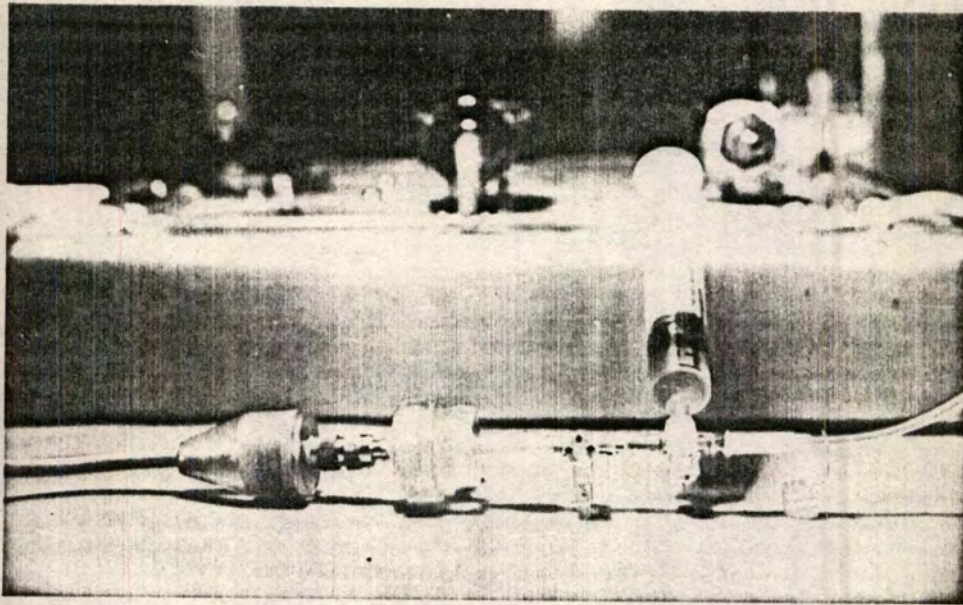


รูปที่ 5.15 วงจรทดสอบ ระบบอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องวัดความดัน

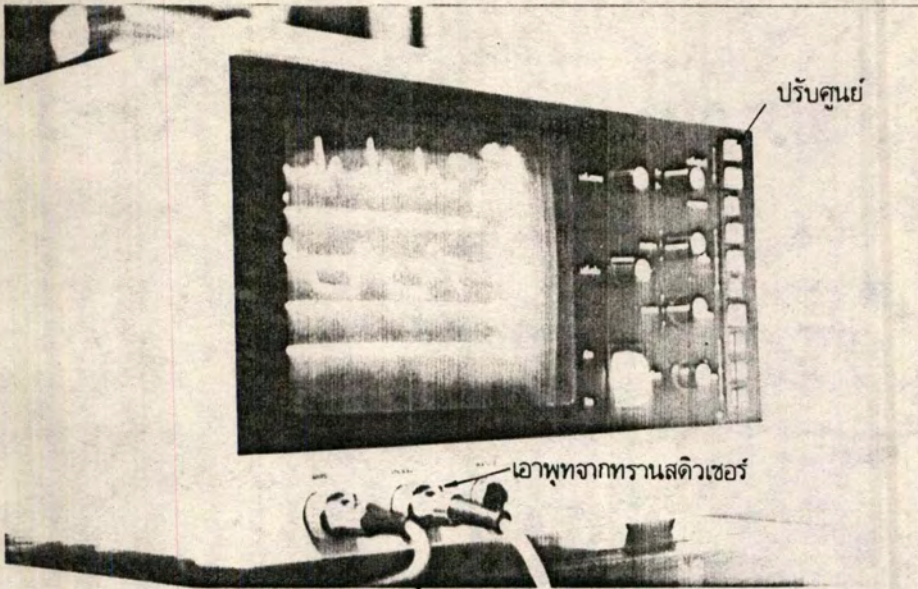
การทำงานของวงจรเป็นดังนี้ เมื่อเสียบขั้วต่อของวงจรทดสอบเข้ากับ วงจรวัดความดันสักค่าที่จ่ายให้กับทรานซิสเตอร์ขา (1) จะทำให้คอมพาราเรเตอร์ IC₁ เป็นโลว์ ซึ่งทำให้ Q₁ หยุดนำกระแส และขณะนั้นอัตราขยายของ IC₂ จะมีขนาดเท่ากับ +1 ตั้วต้านทาน 4 ตั้วขนาด 300 โอห์ม วงจรต่อกันเป็นเบริค เพื่อแทนค่าความต้านทานของเบริคจริงของทรานซิสเตอร์ ดังนั้นสัญญาณอินพุต e (t) จะต่อเข้ากับเบริคผ่านตั้วต้านทาน R_s ค่า 33Kโอห์ม กระแสผ่าน R_s เข้าสู่เบริคจะมีขนาด $i_s(t) = e(t)/R_s$ ถ้าเบริค ถูกทำให้สมดุลก่อนหน้ามี I_s(t) เอาท์พุทจะเท่ากับ $I_s(t) \cdot R/2$ ซึ่งจากค่า R_s ในวงจรและได้ e (t) = 1 โวลต์ จะได้เอาท์พุทจากเบริคประมาณ 4.5 มิลลิโวลต์ ซึ่งเสมือนว่าได้เอาท์พุทจากเบริค ทรานซิสเตอร์ที่มีความไว 5 μv/v/mm.Hg. จากแรงดันขั้ว 7.5 โวลต์ ซึ่งสอดคล้องกับแรงดันประมาณ 120 มิลลิเมตรปรอท

VR1 ใช้รับค่าแรงดันโลหิตตัวซึ่งปกติค่าที่ใช้ทำการคาร์ดิเบทคือ 80 มม.ปรอท

เมื่อทำการคาร์ดิเบทค่าแรงดันแล้วได้ทำการทดสอบชุดวง รีเลคทรอนิกส์และทรานส์คิวเซอร์ โดยนำไปใช้ร่วมกับเครื่องมอนิเตอร์ข้างเตียง และใช้ชุดจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต เป็นแหล่งกำเนิด ห่วงความดันโดยใช้เข็มแคทีเตอร์แทงเข้าสู่ท่ออย่างซึ่งแทนหลอดโลหิตดังแสดงในรูปที่ 4.21



รูปที่ 5.16 ก แสดงชุดแคทีเตอร์-ทรานส์คิวเซอร์ขณะใช้กับเครื่องจำลอง ระบบหมุนเวียนโลหิต



รูปที่ 5.16 ข ช่วักความคั่นเมื่อใช้กับ เครื่องมอนิเตอร์ข้างเตียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.8 บทสรุป

วงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับชุดวัดความดันโลหิตทางตรงที่ได้ออกแบบสร้างประกอบด้วย วงจรจ่ายกระแสและกระแสแสดงที่สำหรับขั้วบริคค์ ซึ่งใช้แบบดี.ซี บริคค์ เพื่อลดความยุ่งยากในการออกแบบ วงจรกระแสแสดงที่แบบ เอ.ซี การเลือกใช้วงจรกระแสแสดงที่เนื่องจากการทดลองในตอนที่ 3 และ 4 พบว่าการช้ด้วยแรงดันคงที่ให้แก่เข็มคอนคัคเตอร์ Strain gauge จะให้อาชีพุทที่ไม่เป็นเชิงเส้น (เมื่อ ยังไม่ชดเชย) และเมื่อเพิ่มชุดโคอะเฟรมเข้าไปจะยิ่งทำให้ความไม่เป็นเชิงเส้นเพิ่มขึ้น สัญญาณจาก ส่วนของทรานส์มิวเซอร์ จะถูกขยายด้วยวงจ ขยายแรงดัน ดี ซี แบบคิฟเพอเรนเซียล ซึ่งในส่วนนี้จะ แยกกราวด์และคัปปีงไปยังวงจ ส่วนหลังด้วย Opto-isolator โดยใช้เทคนิคส์ของพัลส์วิทท์มอดูเลชัน สัญญาณรูปคลื่นแรงดันจะถูกนำไปประมวลเป็นค่าแรงดันสูง แรงดันต่ำและแรงดันเฉลี่ย สำหรับการแสดงผล สภาพของชุด มอนิเตอร์ข้างเตียง จากผลการทดสอบการ วัดและแสดงรูปคลื่นแรงดันโลหิตกับ - ชุดจำลองระบบหมุนเวียนโลหิตที่เหมือนกับการใช้กับคนไข้จริง แสดงให้เห็นว่าระบบสามารถแสดง รูปคลื่นและค่าแรงดันทั้งหมดได้

บทที่ 6

บทสรุป

การวัดความดันโลหิตทางตรงคือการนำเอาเข็มแคททีเตอร์แทงเข้าสู่หลอดเลือด เพื่อผ่านความดันมายังทรานสดิวเซอร์ เปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้า ความสำคัญของการวัดความดันโดยวิธีนี้อยู่ที่สามารถแสดงรูปคลื่นและขนาดแรงดันออกมาพร้อม ๆ กัน ซึ่งจะเอื้ออำนวยต่อการวิเคราะห์การทำงานของหัวใจของผู้ป่วย

การส่งผ่านแรงดันโลหิต เพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้านั้น มิได้ส่งโลหิตมาสัมผัสกับทรานสดิวเซอร์โดยตรง แต่จะส่งผ่านสารละลายน้ำเกลือที่มีคุณสมบัติทางกลที่เหมือนกับโลหิต ได้แก่ ความหนืดและความหนาแน่น แล้วส่งแรงดันต่อไปยังแผ่นไคอะแพรมบาง ๆ ขนาดที่เหมาะสมถ่ายเทไปยังทรานสดิวเซอร์ความดัน ทั้งนี้ก็เนื่องด้วยความปลอดภัยของผู้ป่วยเองและของทรานสดิวเซอร์ด้วย

ในการออกแบบระบบแคททีเตอร์ทรานสดิวเซอร์นั้นในส่วนของทรานสดิวเซอร์จะต้องมีคุณสมบัติในการแปลงสัญญาณที่เป็นเชิงเส้นคือตลอดช่วงความดันที่ครอบคลุมการใช้งาน จากการทดสอบสเตรนเกจสารกึ่งตัวนำแบบฟอสฟอริค ขั้วด้วยกระแสคงที่ที่ไหลทางด้านความ เป็นเชิงเส้นดีกว่าแบบที่ขั้วด้วยแรงดันคงที่ ในส่วนของไคอะแพรมได้เสนอแนวการออกแบบ เพื่อให้สามารถถ่ายเทความดันได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติทางสถิติศาสตร์และพลศาสตร์ของระบบที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติทางกล ทั้งของโลหิตและของวัสดุที่นำมาทำไคอะแพรมและส่วนที่เป็นแคททีเตอร์อันได้แก่ความหนืด, ความหนาแน่น และการขยายและหดตัวไคของโลหิต ตลอดจนความยืดหยุ่นของวัสดุที่ใช้ทำเป็นแผ่นไคอะแพรม การวิเคราะห์เริ่มจากพิจารณาถึงคุณสมบัติทางกลของระบบแคททีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ที่สัมพันธ์กับทางวงจรไฟฟ้า ซึ่งปรากฏว่าจะสามารถแทนระบบทางกลของแคททีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ได้ด้วยวงจร RLC ซึ่งเป็นวงจรไฟฟ้าที่มีทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันลำดับสองและพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาเพื่อหาคุณสมบัติทางด้านการตอบสนองแรงกระทำอย่างทันทีทันใด (transiant response) ได้แก่อัตราการหน่วง สำหรับระบบลำดับสองอัตราการหน่วง 0.7 จะถือว่าระบบมีการตอบสนองดีที่สุด

จากความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการหน่วง และค่าสัมประสิทธิ์ปริมาณขดเชิงปริมาตรจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

บทสรุป

การวัดความดันโลหิตทางตรงคือการนำเอาเข็มแคทีเตอร์แทงเข้าสู่หลอดเลือด เพื่อผ่านความดันมายังทรานสดิวเซอร์ เปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้า ความสำคัญของการวัดความดันโดยวิธีนี้อยู่ที่สามารถแสดงรูปคลื่นและขนาดแรงออกมาพร้อม ๆ กัน ซึ่งจะเอื้ออำนวยต่อการวิเคราะห์การทำงานของหัวใจของผู้ป่วย

การส่งผ่านแรงดันโลหิต เพื่อแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้านั้น มิได้ส่งโลหิตมาสัมผัสกับทรานสดิวเซอร์โดยตรง แต่จะส่งผ่านสารละลายนำเกลือที่มีคุณสมบัติทางกลที่เหมือนกับโลหิตได้แก่ความหนืดและความหนาแน่น แล้วส่งแรงดันต่อไปยังแผ่นไดอะแฟรมบาง ๆ ขนาดที่เหมาะสมถ่ายเทไปยังทรานสดิวเซอร์ความดัน ทั้งนี้ก็เนื่องด้วยความปลอดภัยของผู้ป่วยเองและของทรานสดิวเซอร์ด้วย

ในการออกแบบระบบแคทีเตอร์ทรานสดิวเซอร์นั้นในส่วนของทรานสดิวเซอร์จะต้องมีคุณสมบัติในการแปลงสัญญาณที่เป็นเชิงเส้นคือลดช่วงความดันที่ครอบคลุมการใช้งาน จากการทดสอบสเตรเนกส์สารกึ่งตัวนำแบบฟูสซิลล์ หมายความว่าแรงดันที่ใส่ผลทางด้านความเป็นเชิงเส้นดีกว่าแบบที่ขับเคลื่อนแรงดันคงที่ ในส่วนของไดอะแฟรมได้เสนอแนวการออกแบบ เพื่อให้สามารถถ่ายเทความดันได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการวิเคราะห์ถึงคุณสมบัติทางสถิติศาสตร์และพลศาสตร์ของระบบที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติทางกล ทั้งของโลหิตและของวัสดุที่นำมาทำไดอะแฟรมและส่วนที่เป็นแคทีเตอร์อันได้แก่ความหนืด, ความหนาแน่น และการขยายและหดตัวได้ของโลหิต ตลอดจนความยืดหยุ่นของวัสดุที่ใช้ทำเป็นแผ่นไดอะแฟรม การวิเคราะห์เริ่มมาพิจารณาถึงคุณสมบัติทางกลของระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ที่สัมพันธ์กับทางวงจรไฟฟ้า ซึ่งปรากฏว่าเราสามารถแทนระบบทางกลของแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ ได้ด้วยวงจร RLC ซึ่งเป็นวงจรไฟฟ้าที่มีทรานส์เฟอร์ฟังก์ชันลำดับสองและพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาเพื่อหาคุณสมบัติทางด้านการตอบสนองแรงกระทำอย่างทันทีทันใด (transient response) ได้แก่อัตราการหน่วง สำหรับระบบลำดับสองอัตราการหน่วง 0.7 จะถือว่าระบบมีการตอบสนองที่ดีที่สุด

จากความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการหน่วง และค่าสัมประสิทธิ์ปริมาณขดเคเบิลเชิงปริมาตรจะ

สามารถออกแบบขนาดของแผ่นโคอะแฟรมที่ให้การตอบสนองที่ดีที่สุดได้

สำหรับระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ที่ได้สร้างขึ้นมาได้ทำการทดสอบถึงประสิทธิภาพในการถ่ายเทความร้อนและความเป็นเชิงเส้นปรากฏว่าโค้วความไวเท่ากับ 3 มิลลิโวลต์/100 ม.ม ปรอท เมื่อขั้ววง ทรินคัลด้วยกระแส 4 มิลลิแอมป์ และความเป็นไม่เป็นเชิงเส้น เท่ากับร้อยละ 5 ของช่วงเต็มสเกล และเมื่อเปรียบเทียบ รูปคลื่น ความดัน การระบบจำลองระบบหมุนเวียนโลหิต ระหว่างระบบที่ใช้โคอะแฟรมกับระบบที่ไม่ใช้โคอะแฟรม (ซึ่งไม่สามารถใช้ได้ในทางปฏิบัติ) จะไม่เห็นความแตกต่างระหว่างรูปคลื่น ซึ่งบ่งว่าเกิดเป็นความเพี้ยนทางคานซาร์โมนิกส์

เมื่อนำระบบแคทีเตอร์-ทรานสดิวเซอร์ไปใช้ร่วมกับระบบอิเล็กทรอนิกส์ที่ออกแบบขึ้นใหม่จะสามารถใช้แสดงรูปคลื่น ความดัน ขนาดแรงดันโลหิตสูง แรงดันโลหิตต่ำและค่าแรงดันเฉลี่ยบนจอภาพของเครื่อง มอนิเตอร์ข้างเตียง คุณสมบัติเฉพาะของระบบรวมไว้ในตารางที่ 6.1

ตารางที่ 6.1 รายละเอียดคุณสมบัติเฉพาะของชุดมอนิเตอร์ความดันโลหิต

ลักษณะสมบัติ

ระบบ	Catheterization
ช่วงความดันที่วัดได้	0-300 มิลลิเมตรปรอท
ค่าเอาท์พุทเต็มสเกล	3 มิลลิโวลต์/100 ม.ม ปรอท
ทรานสดิวเซอร์	สเตนเกลแบบสารกึ่งตัวนำต่อแบบฟูสิริคัล
ความต้านทานทรินคัล	800 โอห์ม โดยเฉลี่ย
ความไม่เป็นเชิงเส้น	5% ของค่า เต็มสเกล
ซีสเตอร์ซีส์ สูงสุด	20 มม ปรอท
วง ทรินคัล	ดี.ซี กระแสคงที่ 4 มิลลิแอมป์
การแยกกราวด์	ใช้การ คัปปลิงสัญญาณด้วยแสง
ฟังก์ชันอื่น ๆ	ปรับศูนย์อัตโนมัติ

ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

ความต้านทานทางไฟฟ้าของสารตัวนำใด ๆ จะขึ้นกับขนาดความยาว (L) พื้นที่หน้าตัด (A) และความต้านทานเฉพาะของสารนั้น ρ โดย

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (1)$$

เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงรวมของค่าความต้านทานซึ่งทำการดิฟเฟอเรนเชียลสมการ (1)

$$dR = \frac{\rho AdL + LAd\rho - L\rho dA}{A^2} \quad \dots\dots(2)$$

เมื่อพิจารณาเทอมของ dL, dA ในรูปของการเปลี่ยนแปลงขนาดปริมาตร dv

$$V = AL \quad (3)$$

$$dV = AdL + LdA$$

$$\begin{aligned} \text{ถ้า} \quad dV &= V_{\text{final}} - V \\ &= L_{\text{final}} \cdot A_{\text{final}} - LA \end{aligned}$$

หรือ

$$dV = L(1+\epsilon)A(1-\mu\epsilon)^2 - LA \quad (4)$$

$$\text{เมื่อ} \quad \epsilon \quad \text{คือแรงเครียดแนวแกน} = \frac{\Delta L}{L}$$

เนื่องจากการเพิ่มความยาวจะเป็นไปด้วยแฟกเตอร์ $(1 + \epsilon)$ ในขณะที่ขนาดแนวตั้งฉากกับความยาวจะลดลงในแฟกเตอร์ $(1 - \mu\epsilon)$ ตาม Poisson effect ดังนั้นพื้นที่หน้าตัดจึงลดลงด้วยแฟกเตอร์ $(1 - \mu\epsilon)^2$ จากสมการ (3) กระจายเทอมและตัดเทอม ϵ^2 หักเนื่องจากมีค่าน้อย ดังนั้นจะได้

$$dv = LA \epsilon (1-2 \mu)$$

$$dv = AdL (1-2\gamma) \dots\dots(5)$$

จากสมการ (3) และ (5) จะได้

$$LdA = -2\mu AdL$$

ซึ่งนำค่า LdA ไปแทนใน (2) จะได้

$$dR = \frac{\rho AdL + LAd\rho + 2\mu AdL}{A^2} \dots\dots(6)$$

หารสมการ (6) ด้วย (1)

$$\frac{dR}{R} = \frac{dL}{L} + \frac{d\rho}{\rho} + 2\mu \frac{dL}{L}$$

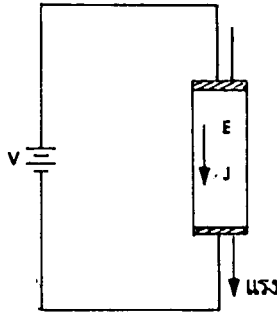
$$\text{หรือ } \frac{\frac{dR}{R}}{\frac{dL}{L}} = 1 + 2\gamma + \frac{\frac{d\rho}{\rho}}{\frac{dL}{L}}$$

$$K = 1 + 2\gamma + \frac{\frac{d\rho}{\rho}}{\epsilon}$$

ในกรณีของโลหะเทอม $\frac{d\rho}{\rho} / \epsilon$ จะมีค่าน้อยเทียบกับการเปลี่ยนแปลงความต้านทานตามขนาดทางเรขาคณิต ดังนั้น

$$K (\text{โลหะ}) \approx 1 + 2\gamma$$

ในกรณีของแท่งสารกึ่งตัวนำถ้าพิจารณาได้ง่าย ๆ โดยให้ทิศทางของสนามไฟฟ้าอยู่ในแนวเดียวกับแรงกระทำดังรูป



รูปที่ 1 ก. แห้งสารกึ่งตัวนำเมื่อได้รับแรงกระทำ

จากกฎของโอห์ม
ซึ่ง

$$E = \rho J \quad \dots\dots(7)$$

ρ = ค่าความต้านทานเฉพาะของสารกึ่งตัวนำนั้น

E = สนามไฟฟ้า

J = ความหนาแน่นกระแสเมื่อความต่างศักย์ระหว่างปลาย
แห้งสารกึ่งตัวนำเป็น V

เมื่อแรงกระทำมีขนาดน้อย สมการ (7) เขียนไว้

$$E = (\rho_0 + \tau \delta) J$$

เมื่อ ρ คือค่าความต้านทานเฉพาะเมื่อยังไม่ได้รับแรง

τ คือสัมประสิทธิ์การเปลี่ยนแปลง ρ ตามขนาดแรงดัน

δ คือแรงเค้น

นั่นคือ $\Delta\rho = \tau \delta$

$$\text{และ } \frac{\Delta\rho}{\rho_0} = \frac{\tau \delta}{\rho_0} = \pi \delta$$

เรียกค่า π ว่าเป็น Piezo resistance coefficient

ภาคผนวก ข

จากรูป 23 ถ้าสมมติว่าขณะนั้นความต่างศักย์ $E_{bd} = 0$ สามารถหาแรงดันตกคร่อมความต้านทานแต่ละตัวได้ดังนี้

$$\begin{aligned}
 E_{ad} &= I_4 R_4 && \text{หรือ} && I_4 &= \frac{E_{ad}}{R_4} \\
 E_{dc} &= I_3 R_3 && \text{หรือ} && I_3 &= \frac{E_{dc}}{R_3} \dots\dots(1) \\
 E_{ab} &= I_1 R_1 && \text{หรือ} && I_1 &= \frac{E_{ab}}{R_1} \\
 E_{bc} &= I_2 R_2 && \text{หรือ} && I_2 &= \frac{E_{bc}}{R_2}
 \end{aligned}$$

ขณะที่ไม่มีโหลด

$$I_4 = I_3 \dots\dots(2)$$

$$I_1 = I_2$$

$$\frac{E_{ad}}{R_4} = \frac{E_{dc}}{R_3}$$

$$\frac{E_{ab}}{R_1} = \frac{E_{bc}}{R_2} \dots\dots(3)$$

ถ้า E_{bd} เท่ากับศูนย์ ศักดาที่ d ต้องเท่ากับที่ b ดังนั้นแรงดันตกคร่อมจาก a ไป d จะต้องเท่ากับจาก a ไป b และแรงดันตกคร่อมจาก d ไป c ต้องเท่ากับจากศักดาตกคร่อมจาก b ไป c ดังนั้น

$$\begin{aligned}
 E_{ad} &= E_{ab} \\
 E_{dc} &= E_{bc} \dots\dots\dots(4)
 \end{aligned}$$

แทนค่า ากสมการที่ 4 ลงในสมการที่ 3 จะได้ว่า

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_4}{R_3}$$

ซึ่งเป็นเงื่อนไขเมย์ริคส์สมคูลย์

ตอนนี้จะพิจารณาเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงศักคาคลอม bd (dE_{bd}) เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงค่า R_1 เช่นเป็น dR_1 เนื่องจาก R_4, R_3 คงที่ ศักคาคที่จุด d จะไม่เปลี่ยนแปลงกระแสผ่าน R_1 จะเท่ากับ

$$I_1 = \frac{E}{(R_1 + R_2)}$$

และแรงคันทกคลอม R ก็คือ

$$E_{ab} = I_1 R_1 = \frac{ER_1}{R_1 + R_2}$$

การเปลี่ยนแปลง E_{ab} ที่ขึ้นอยู่กับกาเปลี่ยนแปลง R_1 สามารถดิฟเฟอเรนซ์เอท

$$dE_{ab} = \frac{R_2 dR_1}{(R_1 + R_2)^2} \cdot E$$

เนื่องจาก $E_b = E_d$ เมย์ริคส์สมคูลย์ และ E_d ยังคงที่ ผลต่างศักคาคระหว่าง b และ d ที่ขึ้นอยู่กับ dR_1 ขึ้นอยู่กับศักคาคที่ b และ การเปลี่ยนแปลงศักคาคที่ b เท่ากับ การเปลี่ยนแปลงคลอม ab เนื่องจากศักคาคที่ a คงที่ ดังนั้น

$$E_{bd} = E_d - (E_b + dE_b)$$

$$E_{bd} = -dE_b = -dE_{ab}$$

$$E_{bd} = - \frac{R_2 dR_1}{(R_2+R_1)^2} E$$

ในทำนองเดียวกันสามารถเขียนสมการเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงค่า R_2 R_3 และ R_4

$$E_{bd} = + \frac{R_1 dR_2}{(R_2+R_1)^2} E$$

$$E_{bd} = - \frac{R_4 dR_3}{(R_4+R_3)^2} E$$

$$E_{bd} = + \frac{R_3 dR_4}{(R_4+R_3)^2} E$$

ดังนั้นถ้า R_1 R_2 R_3 R_4 เปลี่ยนแปลงพร้อมกันแล้ว

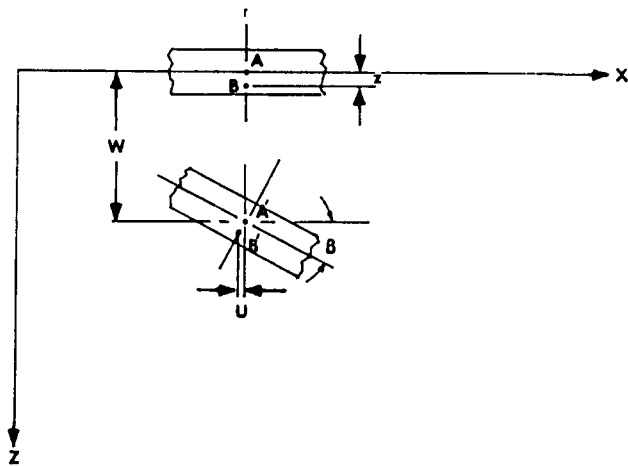
$$E_{bd} = \left[- \frac{R_2 dR_1}{(R_1+R_2)^2} + \frac{R_1 dR_2}{(R_1+R_2)^2} - \frac{R_4 dR_3}{(R_3+R_4)^2} + \frac{R_3 dR_4}{(R_3+R_4)^2} \right] \cdot E$$

ภาคผนวก ก.

สมการดิฟเฟอเรนเชียลของการแอ่นตัวของเมมเบรน

กรณีแผ่นเมมเบรนหนา h วางอยู่ในระนาบ xy โดยให้ระนาบที่แบ่งครึ่งความหนาของเมมเบรนอยู่ในระนาบ xy พอดี เรียกว่าระนาบกึ่งกลาง แกน z จะตั้งฉากกับระนาบที่กึ่งกลางนี้ถ้าหากการแอ่นตัวของระนาบกึ่งกลางของเมมเบรนน้อยเมื่อเทียบกับความหนาแล้วถือเป็นข้อกำหนดว่า

- 1) เส้นตั้งฉากกับระนาบกึ่งกลางเมื่อก่อนแอ่นตัวยังคงตั้งฉากกับระนาบเมื่อมีการแอ่นตัว
- 2) แรงเค้น σ_z จะเกิดขึ้นน้อยเมื่อเทียบกับแรงคั้นในทิศทางอื่น
- 3) ระนาบกึ่งกลางถือว่ามีความเครียดคั่น้อยหลังจากแอ่นตัวแล้ว



รูปที่ 1 ก แสดงการแอ่นตัวของเมมเบรนเมื่อได้รับแรงกด

จากรูปที่ 1 หลังจากเมมเบรนได้รับแรงจุด A บนระนาบกึ่งกลางจะเบี่ยงเบนไปอยู่ตำแหน่ง A' ซึ่งการแอ่นตัวจะเท่ากับ w และจุด B ที่อยู่บนแนวตั้งฉากกับระนาบกึ่งกลางห่างจาก A เท่ากับ z จะเลื่อนไปอยู่ที่ B' หลังจากเมมเบรนแอ่นตัว ดังนั้นปริมาตรหลักของ B ในทิศทาง x จะเท่ากับ

$$u = -z \theta$$

เนื่องจากการแอ่นตัวเกิดขึ้นน้อย $\theta = \tan \theta = \frac{\partial w}{\partial x}$

และ $u = -z \frac{dw}{dx} \dots (1)$

ทำนองเดียวกันในทิศทาง y

$$v = -z \frac{dw}{dy} \dots (2)$$

ในกรณีนี้ถือว่าเส้นตั้งฉากกับระนาบกึ่งกลางยังคงตั้งฉากหลังจากแอ่นตัวแล้ว ซึ่งหมายถึงว่าแรงเคี้ยวเฉือน γ_{xz} และ γ_{yz} เป็นศูนย์

จากกำลังคความของแรงเคี้ยว

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}$$

จากสมการ (1) และ (2)

$$\epsilon_x = -z \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \quad \epsilon_y = -z \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \quad \gamma_{xy} = -2z \frac{\partial^2 w}{\partial x \partial y} \dots (3)$$

จากข้อกำหนดในข้อสองความสัมพันธ์ระหว่างแรงคั้นและแรงเคี้ยวของแผ่นเมมเบรนมาจะเป็นดังนี้

$$\epsilon_x = \frac{1}{E} (\delta_x - \nu \delta_y) \quad \epsilon_y = \frac{1}{E} (\delta_y - \nu \delta_x) \quad \gamma_{xy} = \frac{1}{G} \tau_{xy} \dots (4)$$

$$\delta_x = \frac{E}{1-\gamma} (\epsilon_x + \gamma\epsilon_y)$$

$$\delta_y = \frac{E}{1-\gamma} (\epsilon_y + \gamma\epsilon_x) \quad \dots\dots(5)$$

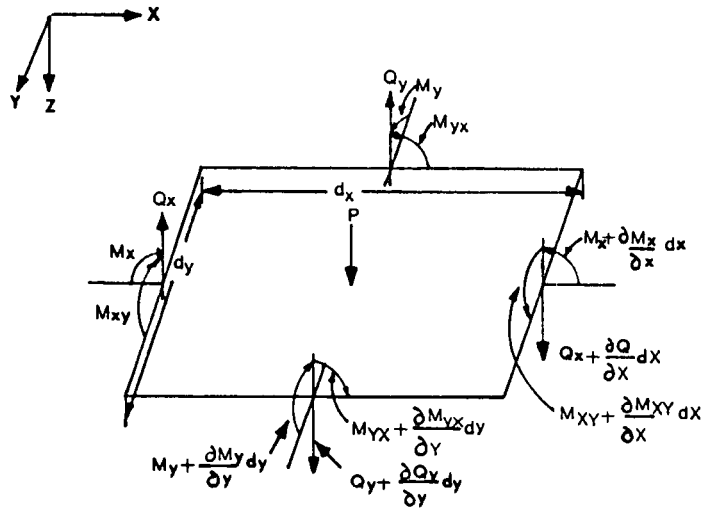
$$\tau_{xy} = G\gamma_{xy} = \frac{E}{2(1-\gamma)} \gamma_{xy}$$

แทนสมการ (3) ลงใน (5)

$$\delta_x = -\frac{E_Z}{1-\gamma} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} + \gamma \frac{\partial^2 \omega}{\partial y^2} \right)$$

$$\delta_y = -\frac{E_Z}{1-\gamma} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial y^2} + \gamma \frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} \right) \quad \dots\dots(6)$$

$$\gamma_{xy} = -\frac{E_Z}{1+\gamma} \frac{\partial^2 \omega}{\partial x \partial y}$$



รูปที่ 2 ค แสดงโมเมนต์กระทำบนส่วนเล็กบนเมมเบรน

จากความสัมพันธ์ข้างต้นสามารถหา bending และ twisting Moment บนหน้าตัดใด ๆ ของแผ่นเมมเบรนซึ่งวางขนานกับระนาบ xz และ yz โดยการอินทิเกรต

$$\begin{aligned}
 M_x &= \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_{xz} \, dz \\
 &= \int_{-h/2}^{h/2} \frac{E_z}{1-\nu} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} + \nu \frac{\partial^2 \omega}{\partial y^2} \right) z \, dz
 \end{aligned}$$

เนื่องจาก ω คือการแอ่นตัวของระนาบกึ่งกลางซึ่งไม่ขึ้นอยู่กับ z ดังนั้น

จากข้อกำหนดที่ว่าระนาบที่กึ่งกลางจะมีแรงเฉือนเป็นศูนย์ ดังนั้นผลรวมของแรงกระทำในทิศทาง x และ y จะเท่ากับศูนย์ด้วย นั่นคือ

$$\frac{\partial}{\partial x} Q_x \, dx dy + \frac{\partial}{\partial y} Q_y \, dy dx + p \, dx \, dy = 0$$

หรือ
$$\frac{\partial}{\partial x} Q_x + \frac{\partial}{\partial y} Q_y + p = 0 \quad \dots (10)$$

เมื่อให้โมเมนต์ของแรงกระทำทั้งปวงที่กระทำบนชิ้นส่วนย่อย ๆ เปรียบเทียบกับแกน x จะได้สมการของความสมดุล

$$\frac{\partial}{\partial x} M_{xy} \, dx dy + \frac{\partial}{\partial y} M_y \, dy dx + Q_y \, dx dy = 0$$

$$\frac{\partial}{\partial x} M_{xy} - \frac{\partial}{\partial y} M_y + Q_y = 0 \quad \dots (11)$$

และสมการเมื่อสภาวะสมดุล เมื่อเทียบกับแกน y ได้เป็น

$$\frac{\partial}{\partial y} M_{yx} + \frac{\partial}{\partial x} M_x + Q_x = 0 \quad \dots (12)$$

จากสมการ (7), (8), (11), และ (12) จะได้ว่า

$$Q_x = \frac{\partial M_x}{\partial x} - \frac{\partial}{\partial y} M_{xy} = - \frac{\partial}{\partial x} \left[D \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right) \right] - \frac{\partial}{\partial y} \left[D(1-\gamma) \frac{\partial^2 w}{\partial x \partial y} \right]$$

$$Q_y = \frac{\partial}{\partial y} M_y - \frac{\partial}{\partial x} M_{xy} = - \frac{\partial}{\partial y} \left[D \left(\frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \gamma \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \right) \right] - \frac{\partial}{\partial x} \left[D(1-\gamma) \frac{\partial^2 w}{\partial x \partial y} \right]$$

สำหรับแผ่นเมมเบรนซึ่งความหนาคงที่แล้ว D จะคงที่

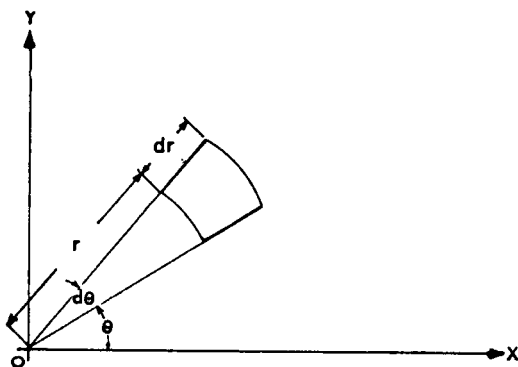
$$Q_x = -D \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right), \quad Q_y = -D \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right) \dots (13)$$

แทน (13) ลงใน (10) จะได้สมการของการแอ่นตัวของแผ่นเมมเบรนบางที่แอ่นตัวเล็กน้อยและมีความหนาคงที่

$$\frac{\partial^4 w}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 w}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w}{\partial y^4} = \frac{P}{D}$$

$$\nabla^4 w = \frac{P}{D} \quad (14)$$

ในกรณีนี้ที่แผ่นเมมเบรนกลมการอธิบายถึงการแอ่นตัวจะย้ายแกนไปในระนาบโพลาร์ ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ค การพิจารณาการแอ่นตัวในระนาบโพลาร์

ความสัมพันธ์ระหว่างพิกัดโพลาร์และพิกัดคาร์ทีเซียนจะเป็นดังนี้

$$r^2 = x^2 + y^2 \quad = \arctan y/x$$

$$\frac{\partial r}{\partial x} + \frac{x}{r} \cdot \cos\theta \quad \frac{dr}{dy} = \frac{y}{r} = \sin\theta$$

$$\frac{\partial\theta}{\partial x} = \frac{-y}{r^2} = \frac{-\sin\theta}{r} \quad , \quad \frac{\partial\theta}{\partial y} = \frac{x}{r^2} = \frac{\cos\theta}{r}$$

เขียน ω เป็นฟังก์ชันของ r และ θ จะได้

$$\frac{\partial\omega}{\partial x} = \frac{\partial\omega}{\partial r} \cdot \frac{\partial r}{\partial x} + \frac{\partial\omega}{\partial\theta} \cdot \frac{\partial\theta}{\partial x} = \frac{\partial\omega}{\partial r} \cos\theta - \frac{1}{r} \frac{\partial\omega}{\partial\theta} \sin\theta$$

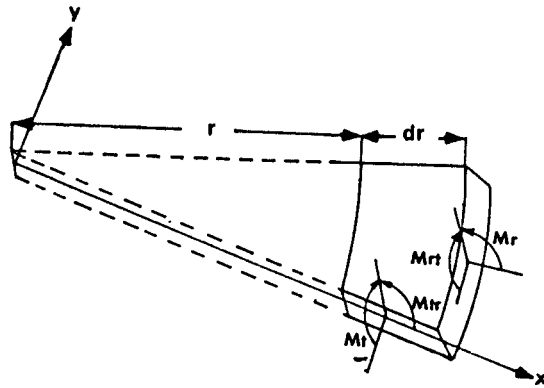
$$= \left(\cos\theta \frac{\partial}{\partial r} - \frac{1}{r} \sin\theta \frac{\partial}{\partial\theta} \right) \omega$$

$$\frac{\partial\omega}{\partial y} = \frac{\partial\omega}{\partial r} \sin\theta + \frac{1}{r} \frac{\partial\omega}{\partial\theta} \cos\theta = \left(\sin\theta \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r} \cos\theta \frac{\partial}{\partial\theta} \right) \omega$$

$$\frac{\partial^2\omega}{\partial x^2} = \left(\cos\theta \frac{\partial}{\partial r} - \frac{1}{r} \sin\theta \frac{\partial}{\partial\theta} \right) \left(\frac{\partial\omega}{\partial r} \cos\theta - \frac{1}{r} \frac{\partial\omega}{\partial\theta} \sin\theta \right)$$

$$= \frac{\partial^2\omega}{\partial r^2} \cos^2\theta - 2 \frac{\partial^2\omega}{\partial\theta\partial r} \frac{\sin\theta\cos\theta}{r} + \frac{\partial\omega}{\partial r} \frac{\sin^2\theta}{r}$$

$$+ 2 \frac{\partial\omega}{\partial\theta} \frac{\sin\theta\cos\theta}{r^2} + \frac{\partial^2\omega}{\partial\theta^2} \frac{\sin^2\theta}{r^2}$$



รูปที่ 4 ค โมเมนต์กระทำบนส่วนเล็ก ๆ ของเมมเบรนในระนาบโพลาร์

เนื่องจากแนวแกน x อยู่ในแนวเดียวกับ r ดังนั้นโมเมนต์ M_r M_t M_{rt} และแรงเฉือน Q_r Q_t จะมีขนาดเดียวกับ M_x , M_y M_{xy} และแรงเฉือน Q_x , Q_y ที่คู่คเดียวกันโดยการแทนค่า $\theta = 0$ ในพจน์ของ

$$\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \cdot \frac{\partial^2 w}{\partial x \partial y}$$

$$M_r = -D \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \nu \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \right) \quad \theta = 0$$

$$= -D \left[\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \gamma \left(\frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial \theta^2} \right) \right] \quad \dots (17)$$

$$M_{\theta t} = -D \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} \right)_{\theta=0}$$

$$= -D \left(\frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial \theta^2} + \gamma \frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} \right)$$

$$M_{rt} = M_{tr} = (1-\gamma) D \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial x \partial y} \right)_{\theta=0}$$

$$= (1-\gamma) D \left(\frac{1}{2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial r \partial \theta} - \frac{1}{r^2} \frac{\partial \omega}{\partial \theta} \right)$$

$$Q_r = -D \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial \theta^2} \right)$$

$$Q_{\theta t} = -D \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \omega}{\partial y^2} \right)_{\theta=0}$$

$$= -D \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial \theta^2} \right)$$

ในกรณีนี้ของเมมเบรนยืดติดกับวัสดุเกรงแล้ว

$$\omega = \frac{\partial \omega}{\partial r} = 0 \quad \dots (18)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จ ลุล่วงด้วยดีก็เนื่องด้วยการอนุเคราะห์ให้คำปรึกษาที่ศีก าก
รองศาสตราจารย์ มนต์ สวรรค์ศิลป์ รองศาสตราจารย์สมเกียรติ ศุภเดช แห่งศูนย์วิจัยอิเล็กทรอนิกส์
และรองศาสตราจารย์ นายแพทย์สมบูรณ์ บุญเกษม แห่งคณะแพทยศาสตร์ รามาธิบดี ตลอดจน
อาจารย์หลาย ๆ ท่านในแผนกชีวอิเล็กทรอนิกส์ และศูนย์วิจัยอิเล็กทรอนิกส์ ที่ช่วยเหลือและเป็น
กำลังใจ กระทั่งคุณ จรินทร์ บุญสิทธิ์ ได้ช่วยจัดพิมพ์และตรวจทานต้นฉบับให้ จึงใคร่ขอขอบพระคุณ
ท่านผู้ใดกล่าวนามมา ณ ที่นี้

ผู้จัดทำ

เอกสารอ้างอิง

1. Harry E. Thomas, Hand book of biomedical instrumentation and measurement, Prentice, Virginia, PP. 138-165, 1974
2. Teichnical Education Research center, Blood pressure measurement, Pasco, P.P 5-6, 1975
3. Richard S.C. Cobbold, Transducer for biomedical Measurements, john wiley, N. PP 207-223, 1974
4. Howard M Yanolf, Bio-medical electronics, 2nd ed. Daves, phil, PP. 291-335, 1972
5. John R. Cameron, Medical physics, john wiley, N.Y., P. 160 ,1978
6. Willis J. Tompkins, Design of Microcomputer-Based Medical instrumentation, Prentice, N.J, P.46, 1981
7. Charles S Smith, "Piezoresistance Effect in Germanium and silicon" Phys. Rev., Vol 94, PP. 42-49, April 1954
8. Kazuji Yamada, "Nonlinearity of the Piczoresistance effect of P type Silicon Diffused layer" IEEE Trans. Electron Devices, Vol. ED 29, PP. 71-77, Jan. 1982
9. AL. Window, Strain gauge Technology, Applied Science, London, P. 267, 1982
10. A.G. Milnes, Semiconductor device and Integrated Electronics, Van Nostrand, N.Y., P 913, 1980
11. Richarol C. Dove, Experimental stress Analysis and mo tion measurement, Prentice, New Delhi, PP. 77-97, 1965
12. Stephen P. Timoshenko, Theory of plates and shells, 2nd ed,

- Mcgraw-Hill, Tokyo, P.51, 1959
13. Chi-Teh wang, Applied Elasticity, Mcgraw-Hill, N.Y, PP. 276-290, 1953
 14. William B. Blesser, System Approach to biomedecine, Mcgraw-Hill N.Y, P.90, 1969
 15. John A. Roberson, Engineering Fluid Mechanics, 2nd ed, Houghton Boston, PP. 10-23, 1965
 16. Lawrence H. Van Vlack, Element of materials science and Engineering, 3rd ed. Addison, P. 471, 1978
 17. David F. Stout, Handbook of operational amplifier circuit design, Mcgraw-hill, P. 10-4, 1976
 18. Robert Mauro, "Signal simulator for strain gauge type pressure transducer amplifier", IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. BME 24, p 203, March, 1977
 19. Frank Ayres, JR. Theory and Problems of Calculus, 2nd ed, Mcgraw-Hill, P.P 176-177, 1976