

เครื่องวัดความดันโลหิตโดยใช้ไมโครโพรเซสเซอร์ควบคุม

อาจารย์สนทยา บรรลือโชคชัย sbc@kmitnb.ac.th

1. บทนำ
2. ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่อง
3. รายละเอียดทั่วไปของหลักการวัด
4. ขั้นตอนการวัด
5. วิธีการออกแบบ
6. ซอฟต์แวร์ (Software)
7. ผลการทดสอบ
8. บทสรุป

1. บทนำ

บทความนี้จะกล่าวถึงการประยุกต์ใช้ไมโครโพรเซสเซอร์ในการวัดความดันโลหิตขณะที่ หัวใจบีบตัว (systolic) และคลายตัว (diastolic) โดยเป็นวิธีทางอ้อมและเป็นวิธีใหม่ เทคนิคการวัดจะใช้สถิติในการวิเคราะห์สัญญาณความดันหัวใจโดยใช้ความสัมพันธ์คณิตศาสตร์ โพลีโนเมียล (polynomial) ระหว่างแอมพลิจูดของสัญญาณรูปคลื่นความดันที่มีการสั่นเป็นพัลส์ขณะที่เกิด systolic และ diastolic กับแอมพลิจูดของสัญญาณพัลส์ที่ตรวจจับได้ขณะที่หลอดเลือดแดงถูกบีบกันเต็มที่ ด้วยจุดประสงค์เพื่อให้การวัดเป็นไปอย่างอัตโนมัติ และลดผลความผิดพลาดการวัดให้เหลือน้อยที่สุด จึงได้มีการพัฒนาเครื่องมือวัดความดันโลหิตโดยใช้ไมโครโพรเซสเซอร์ควบคุมในการประมวลผลสัญญาณความดัน การวัดอย่างอัตโนมัติและบันทึกผลการวัด สำหรับรายละเอียดวิธีการวัด ส่วนประกอบ และหลักการทำงานของเครื่องจะได้กล่าวต่อไป

ปัจจุบันการวัดความดันโลหิต สิ่งที่สำคัญต่อการวัดคือความน่าเชื่อถือในการวัดควรจะมีค่าสูง โดยทั่ว ๆ ไปวิธีการวัดความดันโลหิตจะมีอยู่ 2 วิธี คือ วิธีการวัดโดยตรง และวิธีวัดโดยอ้อม ทั้งนี้วิธีการวัดโดยตรงหรือแบบรูกำลังจะเป็นวิธีที่มีความน่าเชื่อถือและถูกต้องมากกว่า แต่จะต้องใช้แพทย์ผู้ชำนาญการ และอาจทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่สะดวกขณะที่วัดหรืออาจจะติดเชื้อได้ง่าย สำหรับวิธีทางอ้อมจะเป็นวิธี ที่ใช้ถุงลมพ่นแขนและใช้เครื่องตรวจฟัง (stethoscope) หรือวงจรมัลติเพล็กซ์ตรวจจับฟังเสียงที่เกิดจากการไหลของเลือด หรือที่เรียกว่าเสียง korotkoff แล้วนำมาวิเคราะห์หาความดันแต่ละค่า นอกจากนี้ยังได้มีการเสนอวิธีการวัดอื่น ๆ อีก แต่วิธีการวัดที่นิยมใช้กันมากที่สุดในปัจจุบันคือวิธีที่เรียกว่า Oscillometric

การวัดความดันโลหิตแบบอัตโนมัติที่ใช้หลักการฟังเสียง จะใช้ไมโครโฟนตรวจจับเสียง korotkoff ที่เกิดขึ้นและหายไป แล้วนำไปวิเคราะห์หาค่าความดัน systolic และ diastolic โดยอาศัยพื้นฐานตามคุณสมบัติของเสียง korotkoff แต่วิธีนี้มักจะทำให้ค่าไม่น่าเชื่อถือ โดยเฉพาะผู้ใช้เครื่องที่ไม่มีความชำนาญหรือเริ่มหัดใช้ และจากประสบการณ์การใช้ พบว่าการใช้วิธีนี้ให้ได้ผลดีจะต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญในการวัด ดังนั้นจึงได้มีการศึกษาค้นคว้าวิธีการวัดโดยอ้อมแบบใหม่สำหรับวัดและบันทึกค่าความดันอย่างอัตโนมัติที่มีความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตามวิธีการวัดแบบใหม่ควรจะเป็นวิธีที่ประหยัดต้นทุน และใช้ความก้าวหน้าทางด้านเทคโนโลยีไมโครคอมพิวเตอร์ร่วมด้วย ทั้งนี้เพื่อจะได้ทำให้การออกแบบ การพัฒนาและการควบคุมการวัดเป็นไปได้อย่างขึ้น

จากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติพบว่ามีความสัมพันธ์กันเป็นอย่างดี ระหว่างแอมพลิจูดของสัญญาณพัลส์ที่เป็น background กับแอมพลิจูดของสัญญาณความดันตรง systolic และ diastolic ที่สอดคล้องกัน โดยที่สัญญาณพัลส์ background สามารถตรวจจับได้โดยใช้ทรานสดิวเซอร์ความดันที่มีความไว โดยวัดขณะที่หลอดเลือดแดงถูกอุดกันอย่างเต็มที่ จากความสัมพันธ์ดังกล่าวสามารถอธิบายได้โดยใช้สมการทางคณิตศาสตร์ที่เป็นโพลีโนเมียล สำหรับสัมพันธ์ของสมการโพลีโนเมียล ก็หาได้จากวิธีการปรับโค้ง (curve fitting) ของข้อมูล ตามวิธีดังกล่าว ขั้นตอนการวัดจะเริ่มต้นด้วยการตรวจจับ และเก็บข้อมูลแอมพลิจูดของสัญญาณพัลส์ background ต่อจากนั้นจะทำการคำนวณแอมพลิจูดของสัญญาณ systolic และ diastolic โดยใช้ความสัมพันธ์โพลีโนเมียล

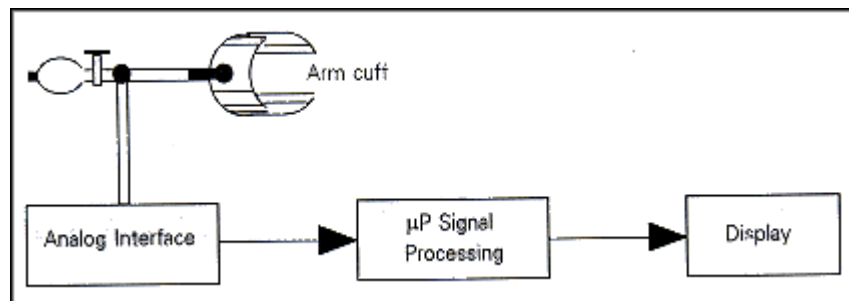
2. ส่วนประกอบพื้นฐานของเครื่อง

เครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์ไม่ว่าจะใช้วิธีการตรวจจับเสียง korotkoff หรือใช้วิธีการวัดอย่างอื่นก็ตาม ส่วนใหญ่จะประกอบด้วยวงจรแอนะล็อก ดิจิตอล หรือวงจรผสมต่าง ๆ โดยทุก ๆ เครื่องจะมีพื้นฐานการออกแบบที่คล้าย ๆ กัน เช่นมีทรานสดิวเซอร์ความดัน วงจรประมวลผลสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ และภาคแสดงผล เป็นต้น แต่อย่างไรก็ตามยังมีความแตกต่างอยู่บ้าง ในหลักการทำงาน เช่น เครื่องที่ใช้เทคนิคการตรวจจับสัญญาณค่ายอดใช้ strain gauges, analog preprocessing, balanced blood pressure amplification และ numerical display

เป็นต้น

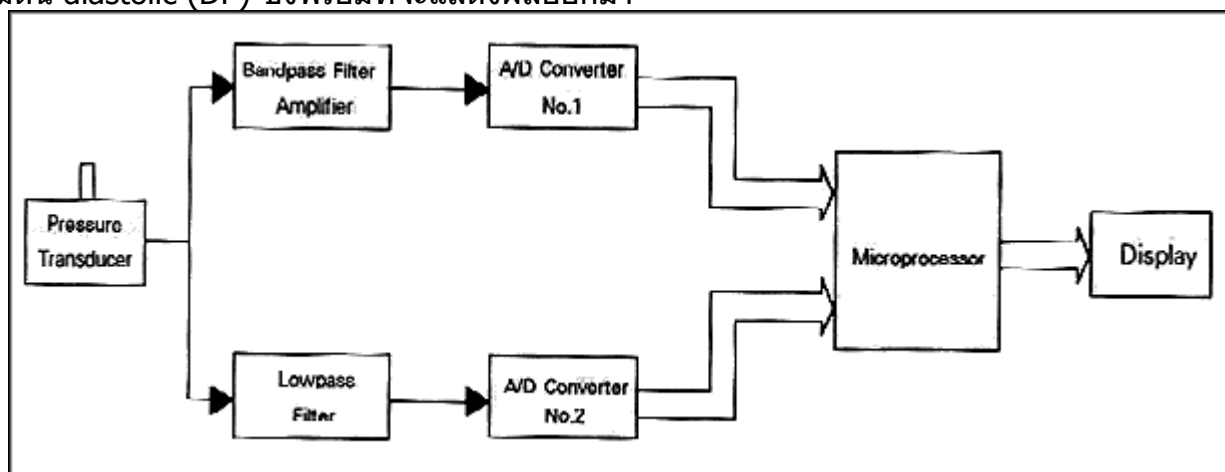
บทความนี้ได้อธิบายถึงการพัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิตอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ไมโครโพรเซสเซอร์เป็นตัวควบคุม และใช้วงจร analog interface ที่เหมาะสมร่วมด้วย ข้อดีสำหรับการใช้ไมโครโพรเซสเซอร์ในการประมวลผลสัญญาณรูปคลื่นความดันคือ จะช่วยทำให้การวัดมีความถูกต้องมากขึ้นและมีความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนดีขึ้น พร้อมทั้งสามารถบอกถึงการวัดที่ผิดพลาดได้ นอกจากนี้ ไมโครโพรเซสเซอร์ยังสามารถเก็บผลของการวัด เพื่อจะได้นำผลการวัดไปวิเคราะห์ และวินิจฉัยในภายหลังได้

3. รายละเอียดทั่วไปของหลักการวัด



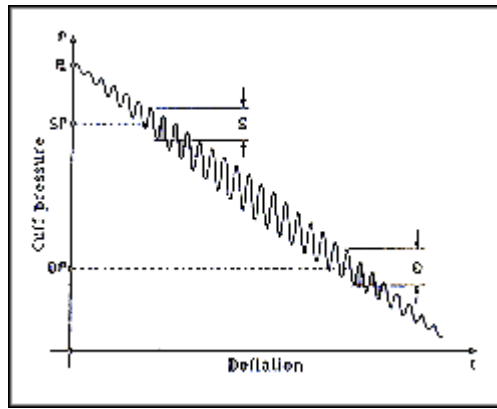
รูปที่ 1 แสดงแผนผังการทำงานอย่างง่ายของส่วนประกอบหลัก ๆ ภายในเครื่อง

จากรูปที่ 1 แสดงแผนผังการทำงานของเครื่อง ประกอบด้วยถุงลมพ่นแขนที่มีวาล์วทางกลสำหรับปล่อยลมออกจากถุงลม วิธีการอัดความดันลมเข้าไปในถุงลมจะเป็นวิธีการอัดโนมิต โดยใช้ไมโครโพรเซสเซอร์ไปควบคุมปั๊มลม และใช้ทรานสดิวเซอร์ความดันวัดความดันในถุงลม โดยที่สัญญาณเอาต์พุตจากทรานสดิวเซอร์ จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความดันสัมบูรณ์ ที่แขนหลังจากที่มีการประมวลผลสัญญาณเอาต์พุตจากทรานสดิวเซอร์ในขั้นต้นแล้ว ก็ จะส่งสัญญาณออกเป็น 2 ทาง และส่งต่อไปยังอินพุตของไมโครโพรเซสเซอร์ดังรูปที่ 2 สัญญาณทั้ง 2 ช่องทางจะมีวิธีการประมวลผลที่ต่างกัน คือสัญญาณในช่องหนึ่งจะทำการคำนวณค่าเฉลี่ยของรูปคลื่นความดัน (P) ในแต่ละช่วงเวลาที่เหมาะสม ตัวอย่าง ขณะที่สัญญาณอีกช่องหนึ่งจะกรองเอาค่าเฉลี่ยของสัญญาณออก เหลือแต่เพียงส่วนประกอบสัญญาณที่มีการสั่นเท่านั้น ซึ่งเป็นสัญญาณที่ใช้แสดงสัญญาณชีพจรหัวใจ จากรูปที่ 2 จะมีวงจรแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D) อีก 2 วงจรเพื่อใช้เปลี่ยนสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลสำหรับไมโครโพรเซสเซอร์จะได้นำไปประมวลต่อไป เมื่อสิ้นสุดการวัดไมโครโพรเซสเซอร์จะคำนวณหาค่าความดัน systolic (SP) และความดัน diastolic (DP) ซึ่งพร้อมที่จะแสดงผลออกมา

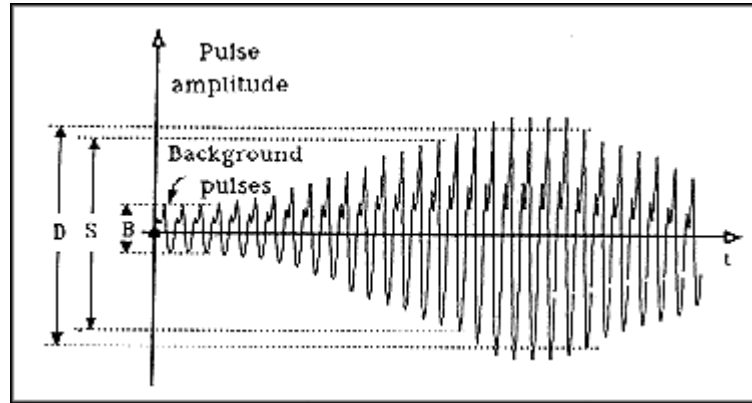


รูปที่ 2 แสดงบล็อกไดอะแกรมของเครื่องในส่วนที่เป็นแอนะล็อกและดิจิทัล

จากรูปที่ 3 และ 4 เป็นกราฟแสดงสัญญาณไฟฟ้า $P(t)$ ที่วัดได้จากเอาต์พุตของทรานสดิวเซอร์ความดันเทียบกับเวลา (t) พร้อมกับแสดงค่าแอมพลิจูดของสัญญาณการสั่น (S,D) ขณะที่เกิด systolic และ diastolic ตามลำดับ และแสดงค่าความดัน systolic (SP) กับความดัน diastolic (DP) ด้วย สำหรับอัตราความเร็วในการปล่อยลมออกจากถุงลมพ่นแขนจะมีผลต่อความถูกต้อง ของการวัดโดยมีความสัมพันธ์เป็นสัดส่วนผกผันกับความเร็วในการปล่อยลม ดังนั้นความถูกต้องในการวัดที่ยอมรับได้ สามารถทำได้โดยการกำหนดอัตราการปล่อยลมออกจากถุงลมให้มีค่าต่ำกว่าขีดจำกัดค่าหนึ่ง



รูปที่ 3 แสดงกราฟสัญญาณความดันจากทรานสดิวเซอร์เทียบกับเวลาขณะที่มีการปล่อยลมออกจากถุงลม



รูปที่ 4 แสดงการสันของสัญญาณความดันหัวใจที่ได้จากรูปที่ 3

สำหรับการหาค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ systolic (S) และ diastolic (D) จะใช้สมการ 1 และ 2 เนื่องจากพบว่ามีความสัมพันธ์กับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ background ดังนี้

$$S = B \times SR \quad (1)$$

$$D = B \times DR \quad (2)$$

SR เป็นค่าอัตราส่วนของ systolic (Systolic ratio) และ DR เป็นค่าอัตราส่วนของ diastolic (Diastolic ratio)

ซึ่งทั้งสองค่าเป็นค่าที่ไม่คงที่ แต่เป็นค่าที่ขึ้นอยู่กับค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ background ซึ่งได้มาจากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติตามสมการโพลิโนเมียล 2 สมการดังนี้

$$SR = S_5 B^5 + S_4 B^4 + S_3 B^3 + S_2 B^2 + S_1 B + S_0 \quad (3)$$

$$DR = D_5 B^5 + D_4 B^4 + D_3 B^3 + D_2 B^2 + D_1 B + D_0 \quad (4)$$

ยิ่งกว่านั้นจากการประมวลผลข้อมูลทางสถิติพบว่าความถูกต้องในการวัดจะมีมากขึ้น ถ้าหากตั้งค่าความดันเริ่มต้น (P_0) ในถุงลมให้อยู่ภายในช่วงความดัน systolic ที่คาดการณ์ไว้ก่อนของผู้ป่วยแต่ละคนที่วัด เช่น ตั้งค่าความดันเริ่มต้น P_0 ต่าง ๆ กัน 3 ค่า คือ 160 mmHg และ 240 mmHg และจากสมการ (3) และ (4) พร้อมค่าความดันทั้ง 3 จะได้ความสัมพันธ์ค่าสัมประสิทธิ์ (coefficient) ของความดันเริ่มต้นแต่ละค่าดังตารางที่ 1 โดยทั้งนี้สัมประสิทธิ์ S_n และ D_n ของสมการโพลิโนเมียลในสมการ 3 และ 4 ได้มาจากการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

ตารางที่ 1 แสดงค่าสัมประสิทธิ์ S_n และ D_n ของสมการโพลิโนเมียล

Coefficient	$P_0 = 160 \text{ mmHg}$	$P_0 = 200 \text{ mmHg}$	$P_0 = 240 \text{ mmHg}$
S_5	0.0	0.66998488	0.0
S_4	-0.14562118	-7.242701	1.1758647
S_3	0.47420055	29.495819	-14.9217
S_2	2.2125144	-55.41825	40.5957
S_1	-10.92095852	46.44429	-44.86037
S_0	15.20197582	-9.249882	21.55773
D_5	0.06916247	1.07702947	0.0
D_4	-0.758686	-10.711811	-18.7053966
D_3	2.20527744	39.74743852	85.5096664
D_2	2.27368307	-68.038574	-135.8229523
D_1	-19.6591301	52.40162	85.2866897
D_0	27.327362	-9.1540079	-10.71791

4. ขั้นตอนการวัด

ขั้นตอนต่าง ๆ ของวิธีการวัดมีดังต่อไปนี้

1. ที่เครื่องตั้งค่าความดันเริ่มต้น P_0 ที่ค่าใดค่าหนึ่ง โดยให้มีความมากกว่าค่าความดัน systolic ที่ได้คาดคะเนไว้ก่อนแล้วอย่างน้อยที่สุด 40 mmHg
2. เพิ่มความดันภายในถุงลมจนกระทั่งความดันมีค่าถึงความดัน P_0 และเครื่องจะส่งสัญญาณเตือนตอบรับ
3. ค่อย ๆ ปล่อยลมออกจากถุงลมพันแขน ขณะนี้เครื่องจะทำการมอดูเลตค่าความดันภายในถุงลม (P) อย่างต่อเนื่องและขณะเดียวกันก็จะทำการคำนวณหาแอมพลิจูดของสัญญาณรูปคลื่นความดันที่ใช้ในช่วงเวลาการสูบลมสัญญาณแต่ละครั้ง
4. ต่อจากนั้น จะทำการคำนวณค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดสัญญาณ background โดยคำนวณค่าเฉลี่ยจาก 5 สัญญาณแรก ค่าเฉลี่ยสัญญาณที่ได้จะเป็นค่าแอมพลิจูดของสัญญาณ background (B)
5. ทำการคำนวณค่า SR และ DR โดยใช้สมการ (3) และ (4) และค่าแอมพลิจูด B
6. คำนวณแอมพลิจูดของค่า systolic (S) และ diastolic (D) โดยใช้สมการ (1) และ (2) และแอมพลิจูด B
7. ต่อจากนั้นเครื่องจะคอยตรวจจับแอมพลิจูดของสัญญาณความดันที่สั้น และเมื่อสัญญาณนี้เท่ากับค่า S จะได้ว่าค่าความดันความภายในถุงลมขณะนั้นจะเท่ากับค่าความดัน systolic (SP) โดยที่เครื่องจะเก็บค่าและแสดงค่าความดันนี้ออกมา
8. สุดท้ายเมื่อเครื่องตรวจจับแอมพลิจูดของสัญญาณความดันเท่ากับค่า D ความดันภายในถุงลมขณะนี้จะเท่ากับค่าความดัน diastolic (DP) ต่อจากนั้นเครื่องจะเก็บค่าและแสดงผลออกมาพร้อมกัน

5. วิธีการออกแบบ

ขั้นตอนวิธีการต่าง ๆ ที่ได้บรรยายไว้ข้างบน จะมีการโปรแกรมที่ไมโครโพรเซสเซอร์เพื่อให้ทำงานตามวิธีการต่าง ๆ ดังที่ได้กล่าวไว้แล้ว โดยไมโครโพรเซสเซอร์เป็นส่วนประกอบหลักของเครื่องนี้ จากรูปที่ 2 เป็นบล็อกไดอะแกรมแสดงการทำงานของเครื่องทั้งหมด จะมีการแบ่งแยกสัญญาณไฟฟ้าจากทรานสดิวเซอร์ออกเป็น 2 ช่องทาง ทั้งนี้เป็นเพราะว่าสัญญาณความดันที่สั้นมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับ สัญญาณความดันทั้งหมด และถ้าหากใช้วงจร A/D ที่มีค่าความละเอียด (resolution) สูง ๆ จะทำให้การวัดมีความถูกต้องมากขึ้นโดยเฉพาะกับ สัญญาณความดันที่มีค่าสัญญาณชั่วขณะหรือสัญญาณ background อย่างไรก็ตามจะทำให้ความเร็วในการประมวลผลสัญญาณลดลง และเครื่องมีต้นทุนสูงขึ้น

จากรูปที่ 2 สัญญาณส่วนหนึ่ง จะถูกป้อนไปยังวงจรกรองผ่านแถบความถี่ (bandpass filter) ที่มีค่าแบนด์วิดท์จาก 0.5-2.5 Hz ทั้งนี้เพื่อให้ได้ให้สัญญาณชีพจรหัวใจในช่วง 30-150 pulses/min ผ่านไปได้ ขณะเดียวกันก็จะกำจัดสัญญาณที่มีค่าคงที่ออกไป เช่น ค่าความดันเลือดเฉลี่ยและกำจัดสัญญาณฮาร์มอนิก (harmonics) ค่าสูงที่เกิดจากการหายใจและการเคลื่อนไหวของแขนออกไปด้วย นอกจากนี้วงจรจะทำการขยายสัญญาณให้มีค่าเหมาะสมเพื่อที่ให่วงจร A/D ได้ใช้ค่าความละเอียดของวงจรได้อย่างเต็มที่ หลังจากนั้นสัญญาณชีพจรหัวใจก็จะถูกแยกออกมาให้เห็นได้ชัดที่เอาต์พุตของวงจรกรองผ่านแถบความถี่ และพร้อมที่จะป้อนสัญญาณไปยังอินพุตของ A/D-1 และไมโครโพรเซสเซอร์ต่อไป

จากรูปที่ 2 สัญญาณอีกส่วนหนึ่งจะถูกป้อนไปยังวงจรกรองแบบผ่านต่ำ (low-pass-filter) เพื่อใช้กำจัดสัญญาณฮาร์มอนิกค่าสูง ที่ไม่ต้องการออกไป วงจรนี้จะทำหน้าที่ 3 อย่างคือ

1. ขยายสัญญาณเพื่อที่จะให้แรงดันอินพุตของวงจร A/D ใช้ประโยชน์ได้อย่างเต็มที่
2. ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองแบบผ่านต่ำเพื่อกำจัดสัญญาณฮาร์มอนิกค่าสูง

3. แรงดันออกฟเซตค่าคงที่ที่ช้อนทับอยู่บนสัญญาณจากทรานสดิวเซอร์ความดันจะถูกกำจัดออกโดยใช้ potentiometer ร่วมด้วย

สัญญาณเอาต์พุตจากวงจรนี้จะถูกป้อนโดยตรงไปยังวงจรอินพุตของ A/D-2 และไมโครโพรเซสเซอร์ต่อไป โดยที่สัญญาณจะมีค่าเป็นสัดส่วนกับค่าเฉลี่ยของความดันหัวใจ

6. ซอฟต์แวร์ (Software)

การทำงานของซอฟต์แวร์ หลังจากโปรแกรมได้ทำการกำหนดค่าเริ่มต้นแล้ว ต่อจากนั้นค่าความดันเริ่มต้น (P_0) ก็จะถูกป้อนเป็นอินพุต โดยอาจจะมีค่า 160, 200 หรือ 240 mmHg ซึ่งเป็นขั้นตอนที่ 1 ของวิธีการวัดค่าที่ได้กล่าวมาแล้ว ต่อจากนั้นจะมีการปล่อยลมเข้าถุงลมจนกระทั่งความดันภายในถุงลมมีค่าเท่ากับความดัน P_0 ก็จะส่งสัญญาณเตือน หลังจากนั้นจะมีการเลือกค่าโพลีโนเมียล ตามค่า P_0 ที่เลือกจากตารางที่ 1

เอาต์พุตของวงจร A/D-2 ซึ่งเป็นความดันถุงลมจะถูกมอดูเลเตอร์ขณะที่เริ่มมีการปล่อยลมเข้าถุงลมตามขั้นตอนที่ 2 ของวิธีการวัด ในแต่ละช่วงเวลาสุ่มสัญญาณเครื่องจะทำการตรวจสอบค่าความดันถุงลมมีค่าเท่ากับความดัน P_0 หรือยัง เมื่อมีค่าเท่ากันเครื่องจะส่งสัญญาณเตือนให้หยุดการปล่อยลมเข้าถุงลม หลังจากนั้นจะมีการปล่อยลมออกจากถุงลมด้วยอัตราความเร็วที่ควบคุม ให้คงที่และเหมาะสม ซึ่งเป็นขั้นตอนที่ 3 ของวิธีการวัด ขณะนี้เครื่องจะทำการมอดูเลเตอร์ส่วนประกอบสัญญาณความดันที่มีการสั่นโดยมอดูเลเตอร์ อย่างต่อเนื่องโดยผ่าน A/D-1 ซึ่งเป็นขั้นตอนที่ 3 ของการวัด ค่าความดัน P ช่วงเวลาที่วงจร A/D-1 จะถูกตรวจสอบเพื่อดูว่าค่า P ถึงค่าสูงสุดหรือต่ำสุดหรือยัง ถ้าค่า P ถึงค่าขีดสุดแล้ว การทำงานต่อไปจะมีดังนี้

อย่างแรก ขณะที่มีความดันสูงสุดหรือ