



ใบรับรองวิทยานิพนธ์

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

เรื่อง การลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการเคลื่อนไหว
ของร่างกาย

โดย นายไพโรจน์ ลอยจิรากุล

ได้รับอนุมัติให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(อาจารย์ ดร.มงคล หวังสถิตย์วงษ์)

21 พฤษภาคม 2550

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์สุรพันธ์ ยิ้มมั่น)

กรรมการ

(รองศาสตราจารย์จรัสศักดิ์ ชาญวิจิตรธรรม)

กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์พีระพงษ์ กิตติการวงศ์)

การลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกาย

นายไพโรจน์ ลอยจิรากุล

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ปีการศึกษา 2549

ลิขสิทธิ์ของ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ชื่อ : นายไพโรจน์ ลอยจิรากุล
ชื่อวิทยานิพนธ์ : การลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกาย
สาขาวิชา : อุปกรณ์การแพทย์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ : รองศาสตราจารย์สุรพันธ์ ยันมัน
ปีการศึกษา : 2549

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ Lead I II และ III โดยใช้ตัวกรองเชิงเลข ในการออกแบบจะทำการกำหนดตำแหน่ง โพล - ซีโร ลงบนวงกลมรัศมีหนึ่งหน่วยในระนาบ z ซึ่งตัวกรองเชิงเลขที่ออกแบบนี้ สามารถกำหนดให้มีคุณสมบัติที่เหมาะสมต่อการลดทอนสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว การออกแบบ และจำลองการทำงานใช้โปรแกรม MATLAB ส่วนการสร้างจริงกระทำบนตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข TMS320C31 ผลการทดลองพบว่าตัวกรองเชิงเลขที่ออกแบบและสร้างขึ้นสามารถ ลดทอนสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวที่ปะปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้อย่างมีประสิทธิภาพ

(วิทยานิพนธ์นี้มีจำนวนทั้งสิ้น 109 หน้า)

คำสำคัญ : การลดทอนสัญญาณรบกวน , คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ



อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

Name : Mr. Pairoj Loyjirakul
Thesis Title : Reduction of Artifact in the Electrocardiogram
Recording from Body Motion
Major Field : Medical Instrumentation
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok
Thesis Advisor : Associate Professor Surapan Yimman
Academic : 2006

Abstract

This thesis presents the design and construction of the reduction of artifact in the electrocardiogram recording from body motion on lead I II and III by using the digital filter methodology. The design of digital filter has determine pole-zero on the unit circle in z plane. The digital filter can determine the appropriate method to reduce artifact from body motion in electrocardiogram recording by simulate on MATLAB, and can constructed any type of digital filter on TMS320C31 Digital Signal Processing board. Results of this research the error signal from body motion were efficiently attenuated

(Total 109 pages)

Keywords : Reduction of Artifact, Electrocardiogram



Advisor

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สามารถ สำเร็จลุล่วงไปได้ ด้วยการแนะนำ และความช่วยเหลืออย่างยิ่ง จาก รองศาสตราจารย์สุรพันธ์ อิ่มมั่น อาจารย์ประจำภาควิชาฟิสิกส์อุตสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ พีระพงษ์ กิตติการวงศ์ อาจารย์ประจำคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่ได้กรุณาให้แนวความคิด และให้การปรึกษา เพื่อแก้ไขปัญหาของการวิจัยและการจัดทำวิทยานิพนธ์นี้

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ในศูนย์หัวใจธรรมศาสตร์ โรงพยาบาลธรรมศาสตร์เฉลิมพระเกียรติทุกท่าน ที่ช่วยเหลือด้านข้อมูลเกี่ยวกับโรคหัวใจ

คุณประโยชน์ใดๆ ของวิทยานิพนธ์นี้ ขอมอบแด่ครูอาจารย์ทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทความรู้ให้กับข้าพเจ้า และขอมอบให้กับมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่ได้ให้โอกาสทางการศึกษากับ

ไพโรจน์ ลอยจิรากุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญภาพ	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	1
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	2
1.4 วิธีการวิจัย	2
1.5 ประโยชน์ของการวิจัย	2
บทที่ 2 ทฤษฎีของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.2 การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	11
2.3 สภาวะการเกิดความผิดปกติของหัวใจ	14
2.4 P Wave ที่ผิดปกติ	14
2.5 ช่วงคลื่น P – R ที่ผิดปกติ	16
2.6 ช่วงคลื่น P – R ที่สั้นกว่าปกติ	16
2.7 Q Wave ที่ผิดปกติ	17
2.8 ช่วงคลื่น QRS ที่ผิดปกติ	18
2.9 ช่วงคลื่น QRS ที่มีขอดีคลื่นสูงผิดปกติ	18
2.10 ช่วงคลื่น QRS ที่มีขอดีคลื่นต่ำผิดปกติ	18
2.11 ช่วงกว้างของคลื่น QRS ผิดปกติ	18
2.12 ช่วงคลื่น S-T ที่ผิดปกติ	18
2.13 ช่วงคลื่น S-T ที่ต่ำ	19
2.14 U Wave ที่ผิดปกติ	19

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.15 สัญญาณรบกวนที่ปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	19
2.16 ลักษณะการเกิดของ Motion Artifact	23
2.17 วงจรขยายสัญญาณ	23
2.18 ผลของ กราวัน์รูป	24
2.19 สัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์ไฟฟ้า	24
2.20 การรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าอื่น ๆ	26
2.21 Common-Mode และ วงจรลดสัญญาณรบกวน	27
บทที่ 3 ส่วนประกอบของวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	29
3.1 ภาควงจรขยายแบบ Instrumentation Amplifier	29
3.2 ภาควงการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล	32
3.3 ทฤษฎีตัวกรองดิจิทัล	66
3.3.1 ตัวกรองดิจิทัลแบบโอไออาร์	67
3.3.2 การกรองความถี่แบบ Butterworth	78
3.3.3 การกรองความถี่แบบ Elliptic	81
3.3.4 การกรองความถี่ Band Pass Filter	82
บทที่ 4 ขั้นตอนดำเนินการ	83
4.1 ขั้นตอนการออกแบบวงจขยายสัญญาณ	83
4.2 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	87
4.3 ผังวงจรการวัดและลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	89
4.4 การออกแบบวงจรกรองความถี่ด้วยโปรแกรม MATLAB	90
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	95
5.1 การกรองสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	95
5.2 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	96
5.2.1 การทดสอบสัญญาณมาตรฐานจากเครื่องเลียนแบบสัญญาณ	96
5.2.2 การทดสอบลักษณะการเกิดสัญญาณรบกวนในคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	97
5.2.3 การทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนแบบ Butterworth ที่ความถี่ Cut Off ที่ 0.35 Hz	98

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.2.4 การทดสอบการลดทอนสัญญาณแบบ Butterworth ที่ความถี่ Cut Off ที่ 0.4 Hz	99
5.2.5 การทดสอบการลดทอนสัญญาณแบบ Elliptic ที่ความถี่ Cut Off ที่ 0.4 Hz	100
5.2.6 การทดสอบการลดทอนสัญญาณแบบ Elliptic ที่ความถี่ Cut Off ที่ 0.6 Hz	101
5.2.7 การทดสอบการลดทอนสัญญาณแบบ Elliptic ที่ความถี่ Cut Off ที่ 0.8 Hz	102
5.2.8 การทดสอบการลดทอนสัญญาณแบบ Elliptic ที่ความถี่ Cut Off ที่ 1 Hz	103
บทที่ 6 บทสรุปและข้อเสนอแนะ	105
เอกสารอ้างอิง	107
ประวัติผู้วิจัย	109

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
3-1	ตาราง Z-Transform ของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง	56

สารบัญภาพ

ภาพที่		หน้า
2-1	แสดงโครงสร้างของหัวใจ	3
2-2	แสดงวงจรการไหลของเลือด	4
2-3	แสดงสภาวะการเกิดสัญญาณกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจ	6
2-4	แสดงภาวะโพลาไรเซชันของเซลล์	7
2-5	แสดงการดีโพลาไรเซชันในบางส่วนของเซลล์	7
2-6	แสดงการรีโพลาไรเซชันในบางส่วนของเซลล์	7
2-7	แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ	9
2-8	แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย สำหรับการวัดแบบ Bipolar lead	12
2-9	แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead	13
2-10	แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Chest Lead	14
2-11	แสดงวงจรเสมือนของจุดเชื่อมต่อระหว่างผิวหนังและอิเล็กโทรด	20
2-12	แสดงวงจรเสมือนของอิเล็กโทรดพิจารณาจากวงจรขนาน RC	20
2-13	แสดงภาพอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดกับปริมาณการเคลื่อนด้วย AgCl	21
2-14	แสดงลักษณะของผิวหนังแต่ละชั้น	22
2-15	แสดงรอยต่อของวงจรเสมือนทางไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรดกับสัญญาณ ECG	22
2-16	แสดงผลของสนามไฟฟ้าจากสายไฟที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวน	25
2-17	แสดงผลการรบกวนจากสนามแม่เหล็กและการป้องกัน	27
2-18	แสดงลักษณะการต่อวงจรจับขาขวา	28
3-1	การวัดแรงดันทาง output ในขณะต่อ input ร่วมกัน	30
3-2	แสดงการทำงานของวงจร Differential	31
3-3	แสดงวงจร Instrumentation Amplifier	31
3-4	ไคอะแกรมของระบบประมวลสัญญาณแบบอนาล็อก	33
3-5	ความสัมพันธ์ระหว่าง Input และ Output ของระบบอนาล็อก	33
3-6	ไคอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัล	34
3-7	ไคอะแกรมของระบบประมวลผลดิจิทัล	35
3-8	ไคอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัลที่สมบูรณ์	35
3-9	สัญญาณต่อเนื่องและสัญญาณไม่ต่อเนื่อง	36

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่		หน้า
3-10	Unit Sample Sequence	37
3-11	Unit Step Sequence	37
3-12	Exponential Sequence	38
3-13	Sinusoidal Sequence	39
3-14	Periodic Signal Sequence	41
3-15	Symmetric (even) Sequence	41
3-16	Antisymmetric (odd) Sequence	42
3-17	ไดอะแกรมของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง	43
3-18	ไดอะแกรมของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง	44
3-19	ไดอะแกรมตัวคูณคงที่ในระบบแบบไม่ต่อเนื่อง	44
3-20	ไดอะแกรมตัวคูณสัญญาณในระบบแบบไม่ต่อเนื่อง	44
3-21	ไดอะแกรมตัวหั่นในระบบไม่ต่อเนื่อง	44
3-22	ไดอะแกรมตัวล้าหน้าในระบบไม่ต่อเนื่อง	45
3-23	ตัวอย่างระบบไม่ต่อเนื่องที่แปรตามเวลาและไม่แปรตามเวลา	46
3-24	แสดงระบบ τ เป็นแบบระบบเชิงเส้น	47
3-25	การเชื่อมต่อระบบไม่ต่อเนื่องแบบอนุกรม	47
3-26	การเชื่อมต่อระบบไม่ต่อเนื่องแบบขนาน	48
3-27	การแทนสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องในรูป Impulse	50
3-28	คุณสมบัติการสลับที่	51
3-29	คุณสมบัติการสลับที่	51
3-30	คุณสมบัติการกระจาย	52
3-31	โครงสร้างของระบบเชิงเส้นแปรตามเวลา	53
3-32	โครงสร้างแบบตรง I ของระบบไม่ต่อเนื่องแบบ Recursive	54
3-33	โครงสร้างแบบตรง II ของระบบไม่ต่อเนื่องแบบ Recursive	55
3-34 (a)	ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ	59
3-34 (b)	ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ	60
3-34 (c)	ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ	60

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่		หน้า
3-35	ไดอะแกรมการทำงานของตัวกรองดิจิตอลแบบพื้นฐาน	66
3-36	องค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวที่เป็นส่วนประกอบของตัวกรองดิจิตอล	67
3-37	โครงสร้างของตัวกรองไอโออาร์แบบตรง I	68
3-38	โครงสร้างของตัวกรองไอโออาร์แบบตรง II	69
3-39	โครงสร้างของตัวกรองไอโออาร์ที่มีโครงสร้างแบบขนาน	69
3-38	องค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวที่เป็นส่วนประกอบของตัวกรอง	68
3-39	โครงสร้างของตัวกรองไอโออาร์แบบตรง I	69
3-40	โครงสร้างย่อยของตัวกรองดิจิตอลแบบขนาน	70
3-41	ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่เป็นช่วงกับสัญญาณต่อเนื่อง	71
3-42	ระบบอนาลอกที่มี Function ถ่ายโอนเป็น $H(s)$	72
3-43	ระบบไม่ต่อเนื่องที่มี Function ถ่ายโอนเป็น $H(z)$	72
3-44	วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (RC Low Pass Filter)	73
3-45	โครงสร้างตัวกรองดิจิตอลแบบความถี่ต่ำผ่านลำดับ 1	74
3-46	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อยู่บนระนาบเอสกับค่าที่อยู่บนระนาบแซด	76
4-1	แสดงลักษณะของวงจร Instrumentation Amplifier	84
4-2	แสดงการจัดวางตำแหน่งขาต่าง ๆ ของ IC เบอร์ AD 620	85
4-3	แสดงการต่อใช้งาน IC เบอร์ AD 620	85
4-4	แสดงลักษณะการจัดขาของ IC เบอร์ OP-07	86
4-5	แสดงผังการต่อใช้งาน IC เบอร์ OP-07	87
4-6	แสดงส่วนประกอบของวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	88
4-7	แสดง Block Diagram ของวงจรตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	89
4-8	แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่ต่ำผ่านจากโปรแกรม MATLAB	91
4-9	แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่สูงผ่านจากโปรแกรม MATLAB	92
4-10	แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่แบบ Notch จากโปรแกรม MATLAB	93

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่		หน้า
5-1	แสดงลักษณะคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจาก E.C.G Simulator	96
5-2	แสดงลักษณะสัญญาณรบกวนในขณะตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	97
5-3	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Butterworth , $f_c = 0.35 \text{ Hz}$	98
5-4	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Butterworth , $f_c = 0.4 \text{ Hz}$	99
5-5	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.4 \text{ Hz}$	100
5-6	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.6 \text{ Hz}$	101
5-7	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.8 \text{ Hz}$	102
5-8	แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 1.0 \text{ Hz}$	103

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

วัตถุประสงค์ของการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจคือ การตรวจวัดสภาพและการทำงานของหัวใจ โดยใช้เครื่องมือที่เรียกว่า เครื่อง ECG (Electrocardiograph) โดยการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าตามตำแหน่งมาตรฐานต่าง ๆ บนร่างกายมนุษย์ ซึ่งในการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มักประสบปัญหาเกิดการรบกวนจากสัญญาณภายนอก ที่ปะปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กระหว่าง 1 mV จึงมีโอกาสถูกสัญญาณต่าง ๆ จากภายนอกรบกวนได้ง่าย เช่น สัญญาณรบกวนที่เกิดจาก กล้ามเนื้อและการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะตรวจวัด โดยผลของสัญญาณรบกวนเหล่านี้ จะทำให้ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการตรวจวัด ไม่ถูกต้องและอาจทำให้ผลการตรวจวินิจฉัยสภาพของหัวใจ จากแพทย์ผู้ตรวจเกิดความผิดพลาดขึ้น ทั้งนี้อาจจะส่งผลให้เกิดอันตรายหรือเกิดการสูญเสียค่าใช้จ่ายโดยเปล่าประโยชน์ของผู้รับการตรวจสภาพหัวใจได้ วิทยานิพนธ์นี้จึงเป็นการวิจัยเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว ผลจากการตรวจวินิจฉัยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่มีสาเหตุมาจากการเคลื่อนไหวของผู้รับการตรวจ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษาการเกิดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.2 เพื่อศึกษาสภาวะการเกิดความผิดปกติของหัวใจ
- 1.2.3 เพื่อศึกษาการเกิดสัญญาณรบกวนที่ปะปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
- 1.2.4 เพื่อศึกษาสัญญาณที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ
- 1.2.5 เพื่อสร้างวงจรกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อที่ปะปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ออกแบบและสร้างวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก Standard Limb Lead

1.3.2 ออกแบบและสร้างวงจรกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ของกล้ามเนื้อที่ปะปน มากับ สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้ตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

1.3.3 หาความผิดพลาดของสัญญาณหลังจากการลดทอนสัญญาณรบกวน เปรียบเทียบผลการลดทอนสัญญาณรบกวนกับวิธีอื่นๆ

1.4 วิธีการวิจัย

1.4.1 ศึกษาการตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Standard Limb Lead

1.4.2 ศึกษาสถานะและรูปแบบการเกิดความผิดปกติของหัวใจ

1.4.3 ศึกษาวงจรกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ

1.4.4 ศึกษารูปแบบของวงจรประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

1.4.5 สร้างวงจรลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยตัวประมวลผลสัญญาณเชิงเลข

1.4.6 หาค่าความผิดพลาดของการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.5 ประโยชน์ของการวิจัย

1.5.1 สามารถลดสัญญาณรบกวนจากการเคลื่อนไหว ในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

1.5.2 สามารถใช้ตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน Lead 1,2,3

1.5.3 ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์สภาพหรือความผิดปกติของหัวใจ ได้ถูกต้องแม่นยำขึ้น

1.5.4 เป็นต้นแบบสำหรับการพัฒนา วิเคราะห์ความผิดปกติของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน Lead อื่นๆ

บทที่ 2

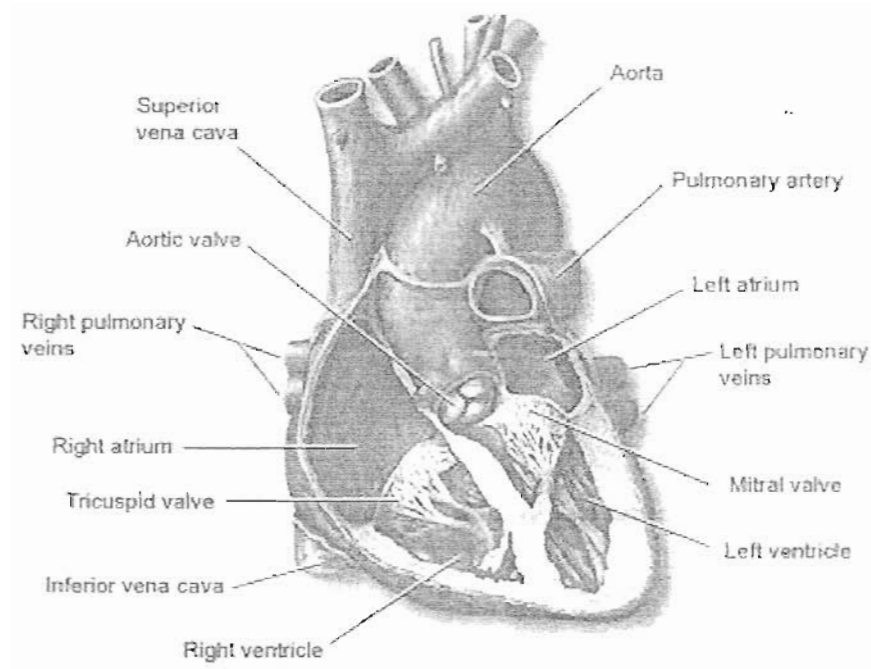
ทฤษฎีของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1 การเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.1.1 หน้าที่และส่วนประกอบของหัวใจ

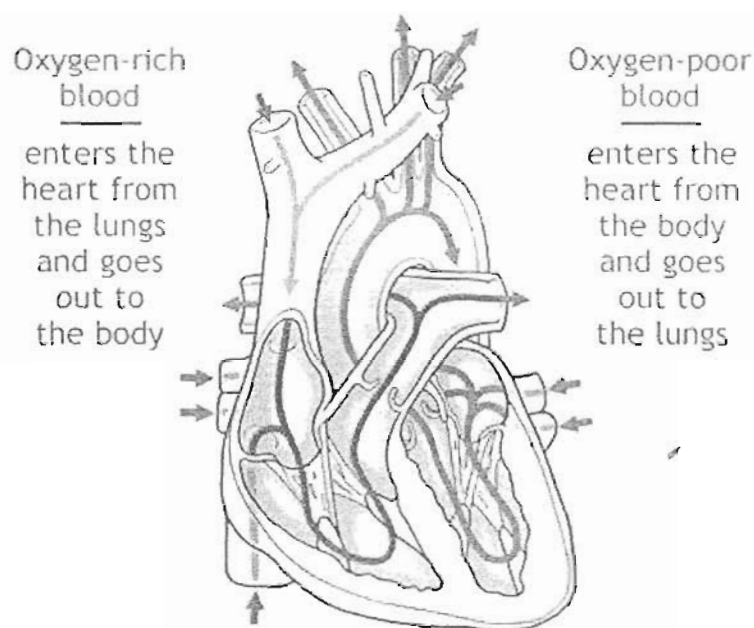
หัวใจเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สูบฉีดเลือดเพื่อไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆ ของร่างกายมนุษย์ โดยอาศัยการบีบตัวเพื่อดันเลือดออกจากหัวใจและคลายตัวเพื่อให้บางส่วนของเลือดในร่างกายไหลกลับเข้าสู่หัวใจ ซึ่งหัวใจของมนุษย์จะทำงานบีบและคลายตัวสลับกันเช่นนี้ไปเรื่อย ๆ ครบเท่าที่มนุษย์นั้นยังมีชีวิตอยู่

หัวใจประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเป็นส่วนใหญ่ โดยจัดตัวสานกันเป็นห้องจำนวน 4 ห้อง โดยห้องด้านบน 2 ห้องเรียกว่า Auricles หรือ Atria แต่ละห้องมีเรียกว่า Atrium ส่วนหัวใจห้องล่างเรียกว่า Ventricles ระหว่าง Atria และ Ventricles นั้นมีเนื้อเยื่อ Fibrous ซึ่งเป็นที่ตั้งของลิ้นหัวใจทั้ง 4 ลิ้น โดยมี Bundle of His ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อนำไฟฟ้าในหัวใจวิ่งผ่าน



ภาพที่ 2-1 แสดงโครงสร้างของหัวใจ

วงจรการไหลเวียนของเลือดจะเริ่มจาก หัวใจห้องขวาบนรับเลือดดำจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเช่น แขน ขา เลือดส่วนนี้จะไหลผ่านลิ้นหัวใจไปยังห้องใจห้องขวาล่าง โดยผ่านลิ้นหัวใจที่ชื่อว่า Tricuspid Valve จากนั้นหัวใจห้องล่างจะบีบตัวดันเลือดดำออกไปฟอกเลือดที่ปอดโดยผ่านหลอดเลือดที่เรียกว่า Pulmonary Artery จากนั้นเลือดจะถูกฟอกที่ปอด โดยอาศัยการแลกเปลี่ยนแก๊ส ผ่านทางหลอดเลือดเล็กที่ผนังถุงลมของปอด เลือดที่ผ่านการฟอกจากปอดแล้ว (เลือดแดง) จะไหลมารวมกันที่หลอดเลือดใหญ่ที่เรียกว่า Pulmonary Vein เพื่อไหลกลับเข้าสู่หัวใจอีกครั้งที่หัวใจห้องบนซ้าย จากนั้นเลือดจะไหลจากหัวใจห้องบนซ้ายลงมาห้องล่างซ้าย โดยผ่านลิ้นหัวใจที่เรียกว่า Mitral Valve เมื่อเลือดอยู่ในหัวใจห้องล่างซ้ายแล้ว ก็พร้อมที่จะจะถูกบีบเพื่อออกไปเลี้ยงเซลล์ ต่าง ๆ ของร่างกาย ทางหลอดเลือดแดงใหญ่ ที่เรียกว่า Aortic Valve เมื่อผ่านอวัยวะส่วนต่าง ๆ ของร่างกายแล้วก็จะไหลกลับมาสู่หัวใจห้องบนขวาอีกครั้ง ครบ 1 รอบการทำงานของหัวใจ



ภาพที่ 2-2 แสดงวงจรการไหลของเลือด

2.1.2 การบีบและคลายตัวของหัวใจ

การที่หัวใจเกิดการบีบและคลายตัวได้นั้นเกิดจากกลไกการทำงานของหัวใจที่ประกอบด้วย ส่วนต่าง ๆ ดังนี้

2.1.2.1 Sino Atrial Node (SA Node) เป็นจุดเริ่มต้นของการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเป็นตัวกำหนดจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งเนื้อเยื่ออื่น ๆ ของหัวใจจะเป็นตัวรับหรือถูกกระตุ้นโดยคลื่นไฟฟ้าที่เริ่มจาก SA Node นี้

2.1.2.2 Internodal Atrial Pathway ซึ่งเส้นทางนี้นักกายวิภาคศาสตร์หลายท่านเชื่อว่าการเหนี่ยวนำไฟฟ้าจาก SA Node มายัง A-V Node ทางเส้นทางนี้

2.1.2.3 Atrio Ventricular Node (A-V Node) อยู่ที่ผนังกันระหว่างหัวใจห้องบนทั้ง 2 ข้าง บริเวณเหนือ Tricuspid Valve และต่ำกว่ารูเปิดของ Coronary Sinus

2.1.2.4 Bundle of His เป็นส่วนที่ต่อมาจาก A-V Node โดยตรงมีความยาวประมาณ 2 cm. อยู่ทางด้านขวาของผนังกันระหว่างหัวใจห้องบนทั้ง 2 ข้าง และอยู่บนผนังระหว่างหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ข้างเช่นเดียวกัน

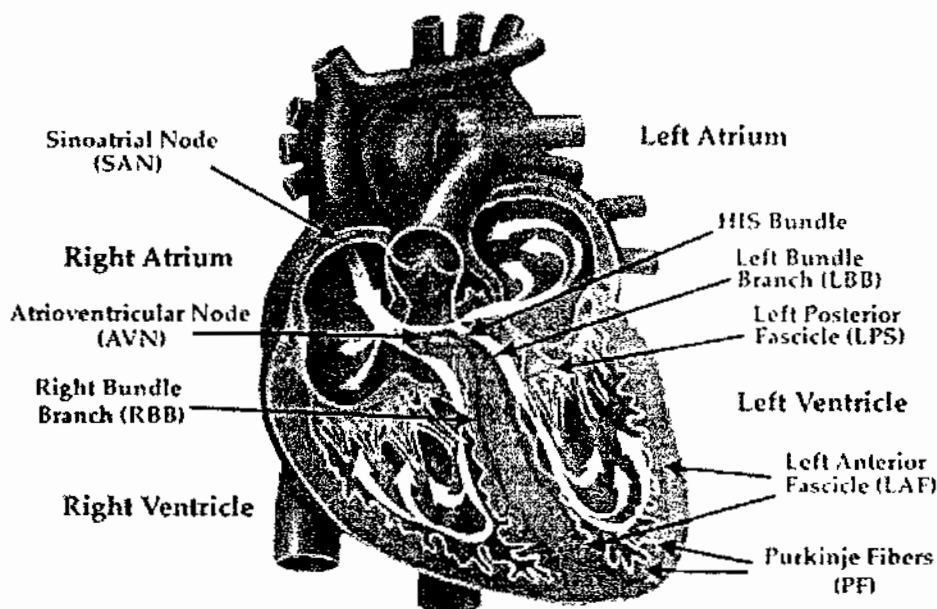
2.1.2.5 Bundle Branch เป็นส่วนต่อจาก Bundle of His แล้วแยกออกไปทางขวาและซ้าย โดย Bundle Branch ทางขวาจะลงมาทางด้านขวาของผนังกันหัวใจห้องล่าง และ Bundle Branch ด้านซ้ายจะอยู่ทางด้านซ้ายของผนังกันนี้ แล้วยังแยกแตกออกเป็น 2 แขนงคือแขนงทางด้านหน้าและแขนงทางด้านหลัง กระจายไปตามส่วนหน้าและหลัง ของหัวใจห้องล่างซ้าย

2.1.2.6 Purkinje System เป็นส่วนปลายสุดของระบบการนำสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งอยู่บริเวณใต้เยื่อหุ้มหัวใจลงไป และแผ่กระจายไปทั่วหัวใจห้องล่างทั้งขวาและซ้าย

2.1.3 กลไกการเริ่มต้นและการแพร่กระจายของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่วไปจะเริ่มต้นจาก Sino Atrial Node ที่อยู่บริเวณกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนขวา กระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจบริเวณนั้น ทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าแผ่กระจายไปตามกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้าย ในรอบทิศทาง โดยมีทิศทางรวมของแผ่กระจายสัญญาณไฟฟ้าไปในทิศทางเฉียงลงล่างทางด้านซ้ายของหัวใจ การแผ่กระจายของสัญญาณไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วง P Wave จากนั้นสัญญาณไฟฟ้าจะผ่านบริเวณ Atrio Ventricle Node (A-V Node) ซึ่งบริเวณนี้ การแผ่กระจายสัญญาณไฟฟ้าจะช้าลง เนื่องจากการชะลอเวลาให้หัวใจห้องล่างรับเลือดเข้ามาจากหัวใจห้องบน จากนั้นจะผ่านเข้าไปยังส่วนของ Bundle of His แล้วจะแยกไปตามแขนงด้านขวาและซ้ายของ Bundle of His สัญญาณไฟฟ้าที่ผ่านไปตาม

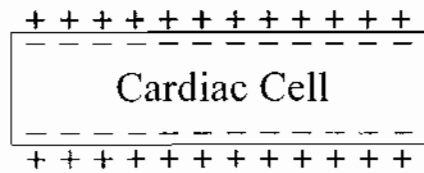
Bundle Branch จะกระจายออกไปตามหัวใจห้องล่างทั้งด้านขวาและด้านซ้าย ผ่านทาง **Purkinje Fibre** ซึ่งมีลักษณะคล้ายใยร่างแหกระจายไปทั่วเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยส่วนแรกสุดของหัวใจห้องล่างที่ได้รับการกระตุ้นจากสัญญาณไฟฟ้า คือ ส่วนบนทางด้านซ้าย ของผนังกันระหว่าง หัวใจห้องล่างด้านขวาและซ้าย ซึ่งทิศทางรวมของสัญญาณไฟฟ้านี้จะมีทิศทาง เียงลงทางด้านล่างซ้าย ในตำแหน่งของหัวใจห้องล่างซ้าย คล้ายกับที่เกิดขึ้นในหัวใจห้องบน เนื่องจากหัวใจห้องล่างซ้าย มีมวลมากกว่าหัวใจห้องล่างขวา จึงทำให้การกระตุ้นให้เกิดการนำ สัญญาณไฟฟ้า ได้ดีกว่าหัวใจห้องล่างขวา ผลการกระตุ้นให้เกิดการนำสัญญาณไฟฟ้านี้ จึงทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงของ QRS Complex



ภาพที่ 2-3 แสดงสถานะการเกิดสัญญาณกระตุ้นในกล้ามเนื้อหัวใจ

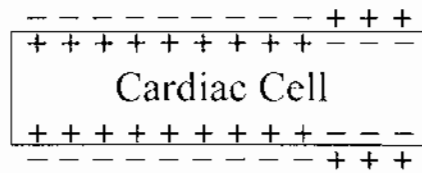
2.1.4 การเกิด Depolarization และ Repolarization

ในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจของมนุษย์จะมีลักษณะคล้ายกับแท่งแม่เหล็ก ที่ปลายแต่ละข้างจะมีขั้ว หรือประจุอยู่ ในสภาวะปกติของเซลล์ กล้ามเนื้อหัวใจนี้ ภายนอกเซลล์จะมีประจุบวก ส่วนภายในของเซลล์จะมีประจุลบ สภาวะของเซลล์ในขณะนี้เป็นสภาวะที่เรียกว่า Polarization โดยมี Resting Membrane Potential ประมาณ -80 mV ถึง -100 mV



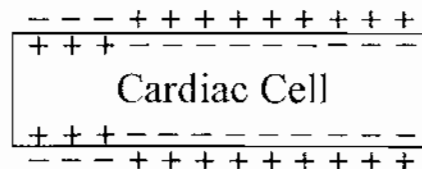
ภาพที่ 2-4 แสดงภาวะโพลาไรเซชันของเซลล์

เมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นจาก Sino Atrial Node แล้วเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจจะเกิดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าภายในเซลล์อย่างรวดเร็วและกระจายไปทั่วทั้งผนังเซลล์และแผ่กระจายไปยังเซลล์อื่น ๆ ในขณะนี้จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าของภายในเซลล์เปลี่ยนชั่วเป็นตรงกันข้ามคือภายนอกเซลล์จะมีประจุลบ ส่วนภายในเซลล์จะมีประจุบวก โดยอาจมีศักย์ไฟฟ้าได้ตั้งแต่ +20 mV ถึง +40 mV กระบวนการเหล่านี้คือช่วงที่เกิด Depolarization ซึ่งอาจใช้เวลาประมาณ 2 วินาที เมื่อประจุไฟฟ้าวิ่งผ่านไปทั่วเซลล์แล้ว ภายในเซลล์จะปรับตัวเพื่อกลับมาสู่สภาวะสมดุลอีกครั้ง คือช่วงที่เกิด Repolarization ซึ่งเป็นระยะฟื้นตัวของเซลล์โดยจะใช้เวลาประมาณ 200 วินาทีหรือมากกว่านี้



ภาพที่ 2-5 แสดงภาวะดีโพลาไรเซชันในบางส่วนของเซลล์

เมื่อประจุไฟฟ้าวิ่งผ่านไปทั่วเซลล์แล้ว ภายในเซลล์จะปรับตัวเพื่อกลับมาสู่สภาวะสมดุลอีกครั้ง คือช่วงที่เกิด Repolarization ซึ่งเป็นระยะฟื้นตัวของเซลล์โดยจะใช้เวลาประมาณ 200 วินาทีหรือมากกว่านี้



ภาพที่ 2-6 แสดงภาวะรีโพลาไรเซชันในบางส่วนของเซลล์

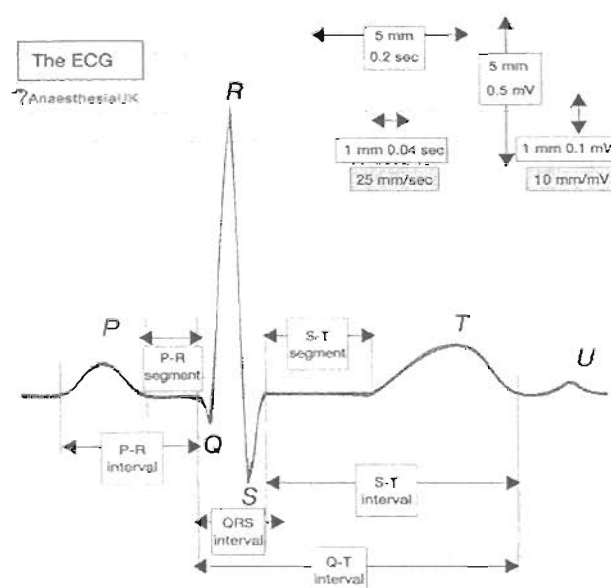
ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในภายในเซลล์ ในช่วงที่เซลล์เปลี่ยนสถานะจาก Polarization เป็น Depolarization นั้นจะมีผลจากความเข้มข้นของ Electrolyte ที่อยู่ภายในและภายนอกของเซลล์ ด้วย

ในสภาวะพักของเซลล์ มี Cation ที่สำคัญในส่วนภายนอกเซลล์คือ โซเดียม ส่วนภายในเซลล์จะมีโพแทสเซียมสูงและโซเดียมต่ำ (เมื่อเทียบกับปริมาณที่อยู่ภายนอกเซลล์) หลังจากนั้นเมื่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจถูกกระตุ้นทางไฟฟ้าแล้ว ศักย์เซลล์จะหยุดทำหน้าที่กั้นโซเดียมไม่ให้ผ่านเข้าไปในเซลล์ ผลที่เกิดขึ้นจากการกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทำให้โซเดียมไอออนที่อยู่ภายนอกเซลล์ไหลเข้าไปในเซลล์อย่างรวดเร็ว จากศักย์ไฟฟ้าเป็นลบจนเป็นศูนย์แล้วกลับไปเป็นบวก ในสภาวะนี้จึงเป็นผลให้กล้ามเนื้อหัวใจเกิดการหดตัว เมื่อสิ้นสุดช่วงการเกิด Depolarization ในเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจแล้ว ศักย์เซลล์จะเริ่มกลับเข้าสู่สภาวะปกติ โดยยอมให้โซเดียมผ่านเข้าเซลล์น้อยลง และขณะเดียวกันนั้นโพแทสเซียมภายในเซลล์ ก็จะเริ่มสูงขึ้น การเปลี่ยนแปลงนี้มีผลทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่ศักย์เซลล์จะเริ่มกลับเข้าสู่สภาวะปกติ (Repolarization)

การที่ Sino Atrial Node ทำการกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจในเซลล์หนึ่งและต่อไปยังเซลล์อื่น ๆ ทั่วร่างกายนั้น จะสามารถตรวจวัดการเกิดสัญญาณไฟฟ้านี้ได้จากการติดแผ่น Electrode บนผิวหนังของร่างกายและต่อเข้าวงจรขยายสัญญาณ ก็จะได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ หรือที่เรียกกันว่า ECG (Electrocardiogram)

2.1.5 ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยคลื่นสัญญาณจำนวน 5 คลื่นใน 1 รอบ คือช่วงคลื่น P Q R S T โดยรูปของสัญญาณไฟฟ้าจะเกิดเป็นช่วง ๆ หมุนเวียนซ้ำกันไปในทุก ๆ รอบ ขนาดและรูปร่างของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าย่อยแต่ละคลื่นของ ECG จะเปลี่ยนแปลงได้ ขึ้นกับการวางตำแหน่งของ Electrode ของเครื่องวัด บนร่างกายผู้รับการตรวจ ซึ่งขนาดของคลื่นต่างๆ นี้ มีขนาดเล็กเมื่อเทียบกับขนาดความต่างศักย์ที่ผนังของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ



ภาพที่ 2-7 แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

2.1.4.1 คลื่น P wave

คลื่น P Wave เกิดจากการ Depolarization ของหัวใจห้องบนทั้ง 2 ห้อง ซึ่งมีขบวนการเริ่มต้นของการกระตุ้นจาก Sino Atrial Node แล้วแผ่กระจายไปทุกทิศทางทั่วบริเวณกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน โดยมีทิศทางรวมของสัญญาณไฟฟ้าเฉียงไปทางด้านล่างซ้าย รูปร่างปกติของคลื่น P Wave จะมีลักษณะกลมและเรียบ โดยมีความกว้างของรูปคลื่นไม่เกิน 0.12 วินาที และมีความสูงของรูปคลื่นไม่เกิน 2.5 ม.ม. ลักษณะของคลื่น P Wave ควรจะมีลักษณะเป็นคลื่นหัวตั้งเสมอสำหรับการวัดในทุกๆ Lead เมื่อเทียบกับเส้นฐาน โดยยกเว้นเฉพาะใน Lead aVR ซึ่งรูปคลื่น P Wave จะมีลักษณะกลับหัวเสมอ ส่วนใน Lead V1 และ V2 บางครั้งรูปคลื่นจะเป็นลักษณะ Biphasic คือเป็นรูปคลื่นที่มีทั้งช่วงบวกและลบ โดยต้องให้มีส่วนแรกของ P Wave ที่เป็นบวก มีขนาดใหญ่กว่าช่วง P Wave ที่เป็นช่วงลบเสมอ หรืออย่างมากที่สุดคือขนาดที่เท่ากัน ซึ่งหากขนาดของ P Wave ช่วง Biphasic ที่ไม่ได้ตามขนาดนั้นแล้ว แสดงว่ามีความผิดปกติของหัวใจห้องบนเกิดขึ้น

2.1.4.2 ช่วงคลื่น P – R

คือระยะจากจุดเริ่มต้นของ ช่วงคลื่น P Wave ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ QRS Complex ถ้ารูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่วง QRS Complex มีช่วงคลื่น Q Wave ด้วย ช่วงคลื่น P – R จะเริ่มวัดจากจุดเริ่มต้นของคลื่น P Wave ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ Q Wave และถ้าไม่มี Q Wave ให้วัดจากจุดเริ่มต้นของ P Wave ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ R Wave

ระยะเวลาของ ช่วงคลื่น P – R เป็นระยะเวลาที่ประจุไฟฟ้าออกจาก Sino –Atrial Node ไปจนถึงจุดเริ่มต้นของ Ventricular Activation จึงเป็นระยะเวลาดังแต่ประจุไฟฟ้าออกจาก Sino Atrial Node ผ่านไปในหัวใจห้องบน แล้วผ่าน Atrio Ventricular Node และรอยต่อระหว่างหัวใจห้องบนและห้องล่าง ไปตาม Bundle of His ไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ระยะเวลาของคลื่นช่วง P–R ในคนธรรมดาจะอยู่ในช่วง 0.12 ถึง 0.20 วินาที

2.1.4.3 คลื่น Q Wave

รูปคลื่นสัญญาณในช่วง Q Wave จะไม่ปรากฏอยู่ในทุก Lead ของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และการสังเกตคลื่นช่วง Q Wave จะพบว่าเป็นคลื่นลบคลื่นแรกของรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และเป็นส่วนต้นของ QRS Complex ดังนั้นถ้าใน Lead ใดปรากฏมีช่วง

Q Wave แล้วจะสามารถหาจุดของ Q Wave ได้ในช่วงระหว่างคลื่น P Wave และช่วงคลื่น R Wave โดยลักษณะปกติของรูปคลื่น Q Wave ทั่วไปต้องมีลักษณะดังนี้คือ

2.1.4.3.1 ความกว้างของรูปคลื่นต้องน้อยกว่า 0.04 วินาที

2.1.4.3.2 ความลึกของรูปคลื่นต้องน้อยกว่า ¼ ของขนาดคลื่น R Wave

2.1.4.4 ช่วง QRS Complex

รูปคลื่นสัญญาณในช่วง QRS Complex เกิดจาก Depolarization ของหัวใจห้องล่าง โดยประกอบด้วยช่วงคลื่น Q , R และ S ส่วนแรกสุดของ QRS Complex คือช่วงคลื่น Q Wave เกิดจากการกระตุ้นทางไฟฟ้าของผนังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างด้านขวาและซ้าย โดยผนังหัวใจด้านซ้ายจะถูกกระตุ้นก่อนแล้วไฟฟ้าจึงผ่านไปยังผนังหัวใจห้องขวาตามทิศทาง เมื่อผนังหัวใจห้องล่างทั้ง 2 ห้อง ได้รับการกระตุ้นจนทั่วแล้ว จากนั้นประจุไฟฟ้าก็จะผ่านหัวใจห้องล่างไปในทิศทางและเนื่องจากผนังของหัวใจห้องล่างซ้ายมีขนาดหนากว่าหัวใจห้องล่างขวา ทำให้เกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่วง R Wave ที่มีความสูงและชัดเจนมาก การพิจารณารูปคลื่นช่วง QRS Complex ควรพิจารณาลักษณะดังนี้

2.1.4.4.1 ความสูงและความลึกของคลื่น R และ S โดยในสภาวะปกติความสูงของ R ใน Lead I บวกกับความสูงของ S ใน Lead 2 ต้องไม่เกิน 25 ม.ม. ส่วนใน Chest Lead นั้นความลึกของ S ใน V1 บวกความสูงของ R ใน V5 หรือ V6 ต้องมากกว่า 35 ม.ม.

2.1.4.4.2 ความกว้างของช่วง QRS โดยปกติทั่วไปจะอยู่ในช่วง 0.06 ถึง 0.1 วินาที และจะใช้วัดจากรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจใน Lead 2 หรือถ้ารูปคลื่นไม่ชัดเจนก็จะใช้วัดจาก Limb Lead แทน

2.1.4.5 ช่วงคลื่น ST

รูปคลื่นของ ST จะเป็นช่วงที่เกิดการ Ventricular Depolarization เสร็จสิ้นแล้ว จนถึงช่วงที่จะเริ่มเกิดคลื่น T Wave คือเริ่มเกิด Centricular Repolarization โดยทั่วไปรูปคลื่นช่วง ST จะอยู่บริเวณเส้นฐาน ซึ่งรูปคลื่นที่ปกติจะต้องไม่เบี่ยงเบนออกจากเส้นฐานเกิน 1 ม.ม.

2.1.4.6 คลื่น T Wave

รูปคลื่นสัญญาณช่วง T Wave เกิดหลังจากการ Repolarization ของหัวใจห้องล่างและ เป็นช่วงที่เกิดตามหลัง ช่วงคลื่น ST การพิจารณารูปร่างของคลื่น T Wave ให้พิจารณาดังนี้

2.1.4.6.1 ความสูงและความกว้างของคลื่น T Wave ไม่มีมาตรฐานที่แน่นอน แต่โดยทั่วไปแล้วถือหลักว่า T Wave จะมีขนาดสูงมากที่สุด ใน Chest Lead V3 และ V4 และ เล็กที่สุดใน V1 และ V2

2.1.4.6.2 รูปคลื่น T Wave จะมีลักษณะหัวตั้งใน Lead I , Lead 2 และจะมีลักษณะหัวกลับใน aVR เสมอ

2.1.4.7 คลื่น U Wave

รูปคลื่นสัญญาณช่วง U Wave จะไม่ปรากฏในทุก Lead ของการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แต่จะสามารถมองเห็นได้ในบาง Lead เท่านั้น โดยที่มองเห็นชัดที่สุดจะอยู่ใน Chest Lead V4 และ V5 โดยจะมีลักษณะเป็นรูปคลื่นเล็ก ๆ ตามหลัง T Wave และอยู่ก่อนการเกิด P Wave ในรอบถัดไป

2.2 การวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การที่จะวัดรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่กระจายออกมาตามผิวหนังของร่างกาย ให้ได้รูปคลื่นที่ถูกต้อง เพื่อนำไปวิเคราะห์ตรวจดูสภาพและหาความผิดปกติของหัวใจ โดยปราศจากสัญญาณรบกวนที่ไม่พึงปรารถนาได้นั้น ประกอบด้วยปัจจัยที่สำคัญดังนี้

2.2.1 ชนิดของ Electrode

2.2.2 ตำแหน่งการวาง Electrode

การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย สามารถตรวจวัดได้โดยการวาง Electrode ในตำแหน่งมาตรฐานดังนี้

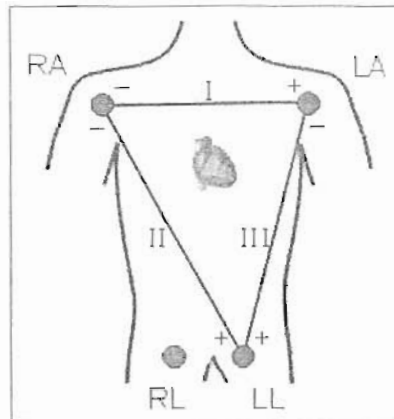
2.2.2.1 Standard Lead หรือ Bipolar Lead หรือ Limb Lead

โดยการวาง Electrode บนบริเวณแขนขวา, ซ้าย และขาซ้ายของผู้รับการตรวจ คลื่นสัญญาณไฟฟ้าที่ได้นี้เป็นการวัดความต่างศักย์ระหว่างขั้ว Electrode ที่วางบนแขนหรือขาทีละคู่ โดยจะสามารถวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานได้ 3 Lead คือ

Lead 1 วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย , แขนขวา (-) แขนซ้าย (+)

Lead 2 วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนขวาและขาซ้าย , แขนขวา (-) ขาซ้าย (+)

Lead 3 วัดความต่างศักย์ระหว่างแขนซ้ายและขาซ้าย , แขนซ้าย (-) ขาซ้าย (+)



ภาพที่ 2-8 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกาย สำหรับการวัดแบบ Bipolar lead

การที่วัดสัญญาณไฟฟ้าเพียง 2 จุดในแต่ละ Lead นั้น โดยที่จะต้องกำหนดให้ Electrode มีขั้ว + และ - จึงเป็นที่มาของชื่อ Bipolar Lead โดยทั้งนี้ผลรวมของความต่างศักย์ไฟฟ้าจากการวัดด้วย Lead 1 และ Lead 3 จะมีค่าเท่ากับความต่างศักย์ที่วัดได้จาก Lead 2 หรือจะได้ว่าผลบวกทางพีชคณิตของ Lead 1 , Lead 2 และ Lead 3 เท่ากับศูนย์

2.2.2.2 Unipolar Lead

เป็นการวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (Exploring Electrode , ขั้วบวก) บนตำแหน่ง แขนขวาหรือแขนซ้าย หรือขาซ้าย โดยเปรียบเทียบกับศูนย์ (Zero) ซึ่งทำได้โดยการนำเอาขั้วไฟฟ้าที่เหลืออีกสองตำแหน่งมารวมกันแบ่งได้เป็น 3 Lead คือ

Lead aVR ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนขวา เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนซ้ายกับขาซ้าย

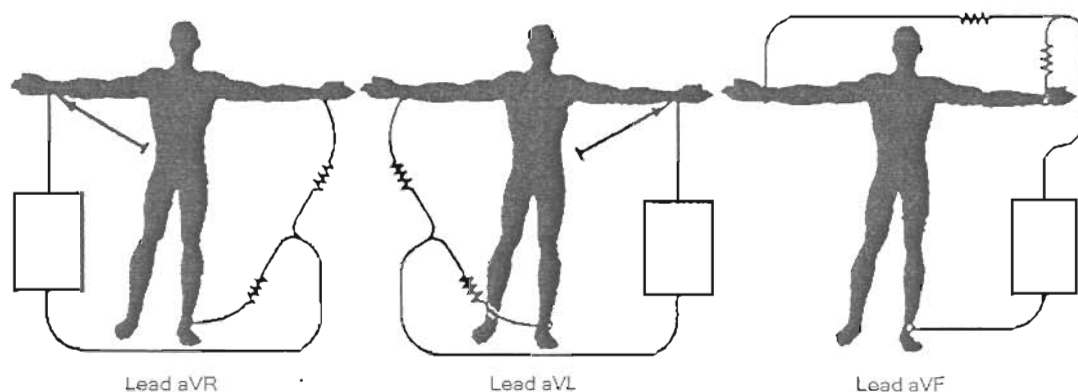
$$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA + LL)$$

Lead aVL ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกวางที่แขนซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับขาซ้าย

$$aVL = LA - \frac{1}{2}(RA + LL)$$

Lead aVF ใช้อิเล็กโทรดติดกับขั้วไฟฟ้าบวกที่ขาซ้าย เปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยศักย์ไฟฟ้าของแขนขวากับแขนซ้าย

$$aVF = LL - \frac{1}{2}(LA + RA)$$



ภาพที่ 2-9 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Unipolar Limb Lead

2.2.2.3 Unipolar Chest Lead

Chest lead คือการวาง Electrode ลงบนตำแหน่งต่างๆ ของหน้าอก โดยให้ Electrode วางอยู่บนและรอบหัวใจ ตามมาตรฐานสากลการวาง Electrode จะมี 6 ตำแหน่งประกอบด้วย Lead ต่างๆ ดังนี้

Lead V1 วาง Electrode ที่ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางด้านขวาติดกับขอบกระดูกหน้าอก

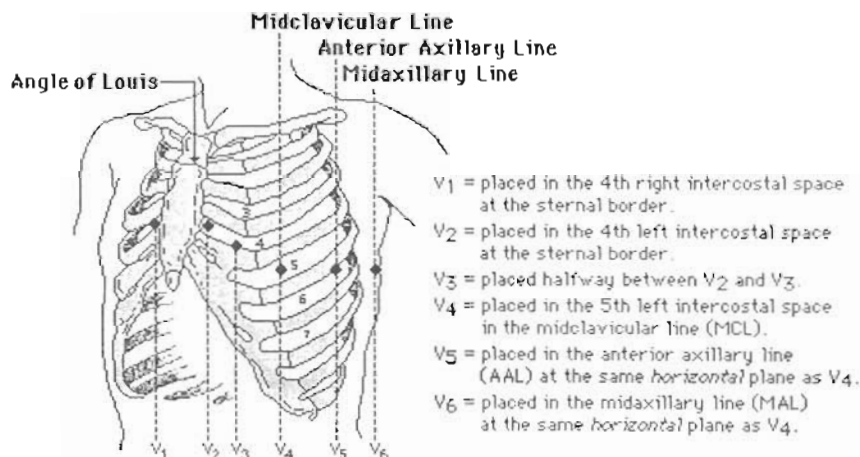
Lead V2 วาง Electrode ที่ช่องระหว่างกระดูกซี่โครงช่องที่ 4 ทางซ้ายติดกับขอบกระดูกหน้าอก

Lead V3 วาง Electrode กึ่งกลางระหว่าง V2 และ V4

Lead V4 วาง Electrode บนเส้นกึ่งกลางของกระดูกไหปลาร้า ในช่องระหว่างกระดูกซี่โครงซี่ที่ 5

Lead V5 วาง Electrode บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Anterior Axillary กับเส้นขนานที่ลากจาก V4

Lead V6 วาง Electrode บนจุดซึ่งตัดกันระหว่างเส้น Mid-Axillary Line กับเส้นขนานที่ลากไปจาก V4



ภาพที่ 2-10 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดแบบ Chest Lead

2.3 สภาพการเกิดความผิดปกติของหัวใจมีดังนี้

2.3.1 หัวใจขาดเลือด (Ischemic Heart Disease) ในระยะต่าง ๆ เช่น กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด (Myocardial Ischemia) กล้ามเนื้อหัวใจได้รับอันตราย (Myocardial Injury) และ กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Necrosis) ซึ่งก็คือ โรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย (Myocardial Infarction) ในทางคลินิกนั่นเอง

2.3.2 การเกิดสภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ (Arrhythmia) บกพร่องของการเต้นผิดจังหวะ

2.3.3 โรคเชื้อหุ้มหัวใจอักเสบระยะเฉียบพลันจนถึงระยะเรื้อรัง

2.3.4 Ventricular Hypertrophy.

2.3.5 Atrial Enlargement หรือ Hypertrophy

2.3.6 ผลของการใช้ยาโดยเฉพาะยาโรคหัวใจ

2.3.7. สภาวะเกลือและแร่ธาตุไม่สมดุล โดยเฉพาะโพแทสเซียมที่ผิดปกติทั้งระดับสูงและต่ำกว่า ปกติ

2.4 P Wave ที่ผิดปกติ

การพิจารณารูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่วง P Wave ที่ผิดปกติควรพิจารณาจากรูปคลื่นจาก Lead 2 ก่อนเสมอ เนื่องจากว่าจะสามารถมองเห็นรูปคลื่นได้ชัดกว่าสัญญาณใน Lead อื่น ๆ หรืออาจจะดูรูปคลื่นจาก Lead 1 แทนก็ได้ และหลังจากนั้นให้ไปพิจารณารูปคลื่นจาก Lead 3 และ aVL หรือ aVF โดยรูปคลื่นช่วง P Wave ที่ผิดปกติจะมีรูปร่างที่มีความสูงและความกว้างผิดปกติ ตามลักษณะดังนี้

2.4.1 P Mitrate คือลักษณะของรูปคลื่น P Wave ที่มีความกว้างมากกว่า 0.12 วินาทีหรือ 3 ช่องเล็กบนกระดาษ และอาจจะพบว่ามีลักษณะของ Notch บนรูปคลื่นด้วย ซึ่งอาจเรียกว่า Bifid และอาจจะมีรูปคลื่นที่สูงกว่าปกติเล็กน้อยด้วย ซึ่งความสูงของยอดคลื่นช่วงแรกจะเกิดเพราะ Depolarization Wave ของหัวใจห้องบนขวา ส่วนยอดคลื่นหลังเกิดจาก Depolarization Wave ของหัวใจห้องบนซ้าย การที่เกิด Bifid ได้นั้นแสดงว่า Activation ของหัวใจห้องบนซ้ายช้ากว่าปกติธรรมดาเพราะหัวใจห้องบนโตหรือมีพยาธิสภาพที่ผิดปกติเกิดขึ้น และถ้าพบ Left Axis Deviation ด้วยจะเป็นสิ่งยืนยันว่าหัวใจห้องบนซ้ายโตผิดปกติ เมื่อพิจารณารูปคลื่นช่วง P Wave ที่ผิดปกติใน Lead 2 หรือ Lead อื่นๆ ของ Limb Lead แล้ว จะต้องพิจารณารูปคลื่น P Wave ใน Lead V1 ด้วยเสมอ เพื่อพิจารณาว่ามีลักษณะเป็นคลื่นลบหรือไม่ และถ้าเป็นคลื่นลบ ก็จะเป็นสิ่งยืนยันว่ามีลักษณะของหัวใจห้องบนซ้ายโตหรือมีพยาธิสภาพเกิดขึ้น ในกรณีที่รูปคลื่น P Wave ใน Lead V1 เป็น Biphasic คือ มีรูปคลื่นในช่วงบวกและลบ เมื่อพิจารณารูปคลื่นจะพบว่า รูปคลื่นในช่วงลบจะมีขนาดใหญ่กว่ารูปคลื่นในช่วงบวก

2.4.2 P Pulmonale คือลักษณะของรูปคลื่น P Wave ที่วัดจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจใน Lead 2 โดยมีความสูงของช่วง P Wave ตั้งแต่ 3 มม. ขึ้นไป แต่ความกว้างของรูปคลื่นอยู่ในช่วงปกติ และทั้งนี้จะต้องไปพิจารณารูปคลื่น P Wave ใน Lead V1 ด้วย ถ้าพบรูปคลื่นมีลักษณะเป็นลบ จะหมายถึงการเกิดสภาวะหัวใจห้องบนขวาโต แต่ถ้ารูปคลื่น P Wave ใน Lead V1 ไม่เป็นคลื่นลบ จะหมายถึง ความเป็นไปได้ที่จะเกิด สภาวะหัวใจห้องบนขวาโต

2.4.3 P Wave กลับหัว ใน Lead 2 มีสาเหตุที่พบบ่อยคือ

2.4.3.1 สภาวะหัวใจพิการแต่กำเนิด โดยที่หัวใจอยู่ด้านขวาของทรวงอก และเป็น Mirror Image กับคนปกติ เพราะหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่างเปลี่ยนข้างด้วย จะมีลักษณะเฉพาะของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ต่างกับคนปกติดังนี้

2.4.3.2 ใน Lead 1 จะมีลักษณะเหมือน Lead aVR ของคนปกติ

2.4.3.3 ใน Lead aVR และ aVL จะสลับกับคนปกติ

2.4.3.4 ใน Lead 2 และ Lead 3 จะสลับกับคนปกติ

2.4.3.5 ใน Chest Lead จะมี R Wave สูงใน Lead V1 , V2 และมี S Wave ลึกใน Lead V5 และ V6

2.4.3.6 เกิดจากการติด Electrode สลับกันระหว่างแขนขวาและแขนซ้าย

2.4.4 P Wave หลายๆ อัน

2.5 ช่วงคลื่น P – R ที่ผิดปกติ

2.5.1. ช่วงคลื่น P – R ที่ยาวกว่าปกติ คือเป็นช่วง P – R ที่มีค่ามากกว่า 0.20 วินาทีภาวะเช่นนี้อาจ เรียกว่าเป็น First Degree Atrio Ventricular Block พบบ่อยในสภาวะดังนี้

2.5.2 การให้ดิจิตาไลสมากเกินขนาด

2.5.3 โรคหัวใจพิการแต่กำเนิดบางชนิด เช่น Atrial Septal Defect , Ebstein's Anomaly หรือ Corrected Transposition of The Great Vessel

2.5.4 โรคกล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด

2.5.5 Active carditis

2.5.6 การให้ยาปิดกั้นฤทธิ์เบต้า

2.6 ช่วงคลื่น P – R ที่สั้นกว่าปกติ คือช่วง P – R ที่มีค่าน้อยกว่า 0.20 วินาที อาจพบได้ในสภาวะดังนี้

2.6.1 Wolff – Parkinson – White - Syndrome (WPW Syndrome) หรือบางครั้งเรียกว่า Pre – Excitation Syndrome หรือ Ventricular Pre –Excitation เนื่องจากมีสาเหตุมาจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างบางส่วนถูกกระตุ้นก่อนเวลาอันควร จึงทำให้เกิดช่วง P R ที่สั้นกว่าปกติ โดยกลุ่มอาการนี้เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจบางส่วนของหัวใจห้องบน ทำหน้าที่เป็นทางเดินพิเศษต่อเชื่อมระหว่างหัวใจห้องบนและหัวใจห้องล่าง ซึ่งอาจจะเป็นหัวใจห้องล่างขวา หรือหัวใจห้องล่างซ้าย หรืออาจจะเกิดบริเวณผนังกันของหัวใจห้องล่าง เมื่อประจุไฟฟ้าผ่านมาจากหัวใจห้องบน จึงทำให้บริเวณนั้นถูกกระตุ้นเร็วกว่าปกติ เพราะประจุไฟฟ้าไม่ได้ถูกทำให้ช้าลงโดย Atrio – Ventricle Node (A-V Node) และทำให้เกิดลักษณะของรูปลคลื่นส่วนอื่น ๆ เปลี่ยนแปลงดังนี้

2.6.1.1 ช่วงคลื่น QRS Complex กว้างมากกว่า 0.12 วินาที

2.6.1.2 เกิดคลื่น Delta ใน Upstroke ของ QRS Complex

2.6.1.3 อาจเกิดรูปลคลื่นช่วง T Wave มีทิศทางตรงข้ามกับคลื่น Delta

2.6.2 Lown – Ganong – Levine Syndrome (LGL Syndrome) ซึ่งจะมีผลกับรูปลคลื่นส่วนอื่น ๆ ดังนี้

2.6.2.1 ช่วงคลื่น QRS Complex ปกติ

2.6.2.2 ไม่เกิด คลื่น Delta

2.6.3 สภาวะอื่น ๆ ที่จะทำให้เกิดช่วง P – R สั้นกว่าปกติได้คือ

2.6.3.1 A-V Junction Rhythm

2.6.3.2 โรคความดันโลหิตสูง

2.6.3.3 Glycogen Storage Disease

2.6.3.4 Normal Variation

2.6.4 ภาวะที่ช่วง P – R เกิดการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลา โดยอาจเกิดจากสาเหตุดังนี้

2.6.4.1 Wenckebach Phenomenon

2.6.4.2 Wandering Pacemaker

2.6.4.3 Complete A-V Block

2.6.4.4 A-V Dissoiation

2.7 Q Wave ที่ผิดปกติ

ลักษณะของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่วง Q Wave ที่ผิดปกติคือช่วงคลื่นที่มีความยาวตั้งแต่ 0.04 วินาทีขึ้นไป หรือเป็นช่วงคลื่นที่มีความลึกมากกว่าหนึ่งส่วนสี่ของ R Wave โดยภาวะที่จะทำให้เกิดความผิดปกติเกิดขึ้นของช่วง Q Wave มีดังนี้

Myocardial Infarction
Right Ventricular Hypertrophy
Left Ventricular Hypertrophy
Left Bundle Branch Block
Pulmonary Embolism
Cardiomyopathy

2.7.1 ช่วงคลื่น Q- T ที่ผิดปกติ

ช่วงคลื่น Q- T ที่สั้นผิดปกติ ซึ่งเกิดจากสภาวะดังนี้

2.7.1.1 ภาวะแคลเซียมในเลือดสูง (Hypercalcemia) มีผลทำให้ช่วงคลื่น S-T สั้น จึงส่งผลทำให้ช่วงคลื่น Q- T สั้นลงด้วย

2.7.1.2 ภาวะที่ได้รับยาจิตาลิส

2.7.2 ช่วงคลื่น Q- T ที่ยาวผิดปกติ ซึ่งเกิดจากสภาวะดังนี้ เช่น

2.7.2.1 ภาวะแคลเซียมในเลือดต่ำ (Hypocalcemia)

2.7.2.2 โรคหัวใจขาดเลือด ทั้งจากโรคหลอดเลือดหัวใจตีบและโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย

2.7.2.3 ภาวะที่อุณหภูมิในร่างกายต่ำกว่าปกติ

2.7.2.4 Mitral Valve Prolapse

2.7.2.5 Hypothyroidism

2.7.2.6 ภาวะเลือดออกในสมอง

2.7.2.7 Acute Cor Pulmonale

2.8 ช่วงคลื่น QRS ที่ผิดปกติ

2.8.1 การพิจารณาขนาดของช่วงคลื่น QRS จะพิจารณาจากความสูงของยอด R และ S Wave จากเส้นฐานเนื่องจากขนาดของยอด R และ S Wave เป็นสิ่งที่แสดงให้เห็นเกี่ยวกับประจุไฟฟ้าที่ผ่านในหัวใจห้องล่าง ดังนั้นในการพิจารณาความผิดปกติ จะพิจารณาจากความสูงของยอดคลื่นว่าสูงหรือต่ำกว่าสภาวะปกติ

2.8.2 พิจารณาจากความกว้างของช่วงคลื่น QRS โดยวัดจากจุดเริ่มต้นของ QRS Complex จนถึงจุดเริ่มต้นของ T Wave และควรจะวัดใน Limb Lead ซึ่งจะมีความถูกต้องแม่นยำมากกว่า Lead อื่น ๆ เนื่องจากมีระยะช่วงกว้างของคลื่นมากที่สุด

2.9 ช่วงคลื่น QRS ที่มียอดคลื่นสูงผิดปกติ

มักเกิดจากผนังหัวใจห้องล่างซ้ายหนากว่าปกติ คือความสูงของ R Wave ใน Lead I บวกกับความสูงของ S Wave ใน Lead 2 มากกว่า 25 มม. ใน Chest Lead ความลึกของ S Wave ใน Lead V1 บวกกับความสูงของ R Wave ใน Lead V5 หรือ V6 จะมากกว่า 35 มม.

2.10 ช่วงคลื่น QRS ที่มียอดคลื่นต่ำผิดปกติ

2.10.1 พิจารณาจาก Limb Lead โดยความสูง R Wave บวกกับ S Wave ไม่เกิน 5 มม.

2.10.2 พิจารณาจาก Chest Lead ความสูงของคลื่น QRS ไม่เกิน 5 มม.

2.11 ช่วงกว้างของคลื่น QRS ผิดปกติ

สภาวะปกติของช่วงกว้างของคลื่น QRS จะอยู่ระหว่าง 0.06 วินาที ถึง 0.10 วินาที โดยทั่วไปจะพิจารณาช่วงกว้างของรูปคลื่น จาก Lead 2 ซึ่งช่วงกว้างของรูปคลื่นที่มากกว่าปกติมักเกิดจากประจุไฟฟ้าที่ไปกระตุ้นหัวใจห้องล่าง ไปถึงไม่พร้อมกันเช่นการเกิดความผิดปกติใน Bundle Branch ข้างใดข้างหนึ่ง ทำให้ประจุไฟฟ้าที่จะผ่านไปยังหัวใจห้องล่างซ้ายลง จึงทำให้เกิดผลให้ระยะความกว้างของคลื่น QRS มากขึ้น

2.12 ช่วงคลื่น S-T ที่ผิดปกติ

2.12.1 ช่วงคลื่น S-T ที่สูงผิดปกติ คือการมีช่วงคลื่นที่สูงกว่าเส้นฐานตั้งแต่ 1 มม. ขึ้นไป อาจเกิดจากสภาวะดังนี้

2.12.1.1 เกิดขาดแคลนเลือดหัวใจ ซึ่งเป็นผลให้กล้ามเนื้อหัวใจบริเวณนั้นไม่นำประจุไฟฟ้า จึงทำให้ไม่เกิดการสลายตัวของรูปคลื่นในช่วง S-T ได้

2.12.1.2 Acute Pericarditis

2.12.1.3 Normal Variant อาจพบคลื่น S-T ที่สูงผิดปกติได้ในคนปกติ เช่นคนเอเชียและนิโกร โดยกลไกที่เกิดขึ้นเชื่อกันว่ามาจากสภาวะ Early Repolarization ซึ่งเป็นสภาวะของกล้ามเนื้อหัวใจส่วนใหญ่เกิดการ Repolarization เร็วกว่าปกติและบางส่วนก็เกิดแบบปกติ

2.13 ช่วงคลื่น S-T ที่ต่ำผิดปกติ พบได้น้อยในสภาวะดังนี้

2.13.1 Myocardial Ischemia

2.13.2 Digitalis Effect

2.13.3 Left Ventricular Hypertrophy หรือ Strain

2.14 U wave ที่ผิดปกติ

คือรูปคลื่นสัญญาณช่วง U Wave ที่มีลักษณะผิดปกติ 2 แบบคือ

2.14.1. คลื่น U Wave ที่มีความสูงเกินกว่า 1 ม.ม. ขึ้นไป

2.14.2. คลื่น U Wave ที่มีลักษณะหัวกลับ

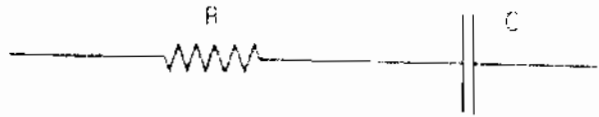
2.15 สัญญาณรบกวนที่ปนมากับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.15.1 ลักษณะและพฤติกรรมของ Electrode

ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้าจ ากหัวใจที่แผ่กระจายออกมาตามผิวหนังของร่างกายนั้น ในการตรวจวัดจะต้องมีอุปกรณ์สำหรับค ่อนำเอาสัญญาณนี้ไปเข้าสู่วงจรขยายสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏออกมาบนผิวหนังมีขนาดเล็กมาก และอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ในการเชื่อมต่อระหว่างผิวหนังของร่างกายกับวงจรขยายสัญญาณของเครื่องมือวัดคือ Electrode โดยทำหน้าที่ในการแปลงสัญญาณในรูปชีวเคมี ให้เป็นสัญญาณในรูปของกระแสไฟฟ้า เพื่อให้วงจรขยายสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ สามารถทำการขยายสัญญาณได้ ซึ่งคุณลักษณะทางกระแส – ศักย์ไฟฟ้าของการเชื่อมต่อของ Electrode และ Electrolyte นั้นมีลักษณะที่ไม่เป็นเชิงเส้น และคุณลักษณะอีกประการของ Electrode คือ มีคุณลักษณะตามความถี่ที่ใช้งาน

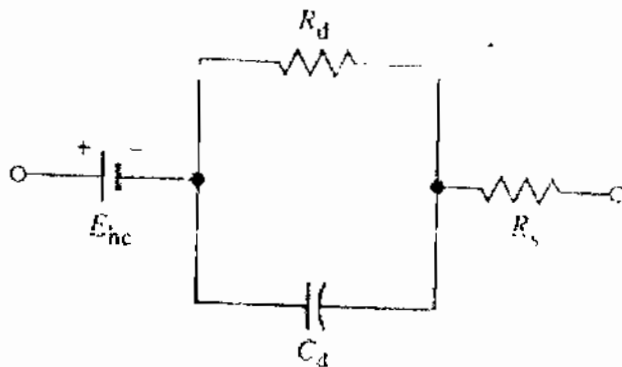
อิมพีแดนซ์ที่เกิดขึ้นระหว่างจุดเชื่อมต่อของ Electrode และ Electrolyte ที่พิจารณาจากรูปคลื่นแบบ Sine Wave จะมี Model ของคุณลักษณะเฉพาะที่ประกอบอุปกรณ์ตัวคั่นทาน และอุปกรณ์รีแอคทีฟ แบบ คาปาซิแตนซ์ ต่ออนุกรมกัน ซึ่งการที่ปรากฏค่าคาปาซิแตนซ์ ใน model นี้เนื่องจากผลของศักย์ไฟฟ้า Half- Cell ที่จะกระจายประจุที่บริเวณจุดเชื่อมต่อระหว่าง

Electrode และ Electrolyte ส่งผลให้เกิดเป็นชั้นของประจุขึ้น ซึ่งชั้นของประจุที่เกิดขึ้นนี้ จะแสดงพฤติกรรมเป็นตัวเก็บประจุ (Capacitor) ขึ้น



ภาพที่ 2-11 แสดงวงจรเสมือนของจุดเชื่อมต่อระหว่างผิวหน้าและอิเล็กโทรด

วงจรเสมือนของ Model นี้ที่ประกอบด้วยตัวต้านทานและตัวเก็บประจุต่ออนุกรมกัน จะ break down ที่ความถี่ต่ำ ๆ ก็จะมีค่ารีแอกแตนซ์สูงมาก เมื่อความถี่ต่ำ ๆ เข้าใกล้ DC และเพื่อเป็นการเลี่ยงปัญหาของการวิเคราะห์ Model แบบนี้ โดยการแปลงวงจร RC อนุกรมให้เป็นวงจร RC แบบขนาน ซึ่งจะทำให้ในการวิเคราะห์ที่ความถี่ต่ำ ๆ นั้น เมื่อค่ารีแอกแตนซ์สูงมาก จะพิจารณาเพียงค่าของความต้านทานเพียงอย่างเดียว และเมื่อพิจารณารวมกับแหล่งกำเนิดศักย์ไฟฟ้า Half-Cell และความต้านทานที่เกิดจากจุดเชื่อมต่อและความต้านทานของ Electrolyte แล้วจะได้วงจรเสมือนของ Electrode ดังรูป 2-12

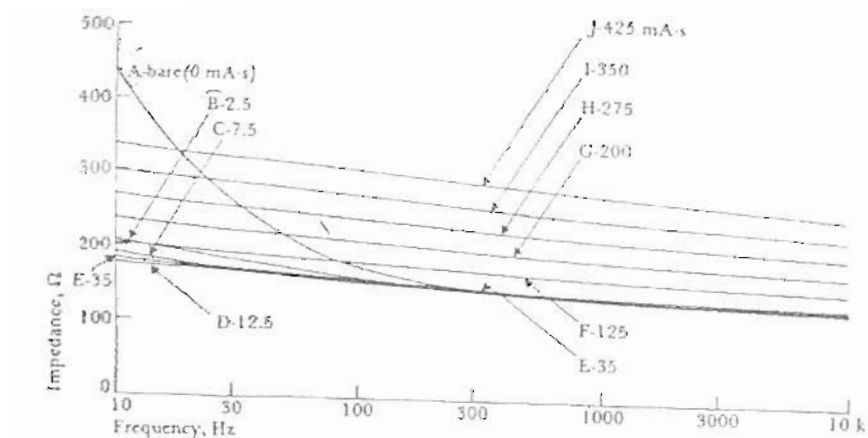


ภาพที่ 2-12 แสดงวงจรเสมือนของอิเล็กโทรดโดยการพิจารณาเป็นวงจรขนาน RC

จกวงจรเสมือนนี้ C_d คือค่าคาปาซิแตนซ์ ระหว่างชั้นของประจุที่อยู่ตรงจุดเชื่อมต่อของ Electrode และ Electrolyte ส่วน R_d คือ Leakage Resistance ระหว่างชั้นของประจุ ซึ่งขนาดและค่าของ อุปกรณ์ C_d และ R_d ในวงจรเสมือนนี้จะขึ้นกับชนิดของวัสดุที่นำมาทำเป็น Electrode และมีผลบ้างเล็กน้อยกับชนิดและความเข้มข้นของ Electrolyte

จากรูปวงจรเสมือนแสดงให้เห็นว่า อิมพีแดนซ์ของ Electrode จะขึ้นกับความถี่ที่ใช้งาน โดยในช่วงที่ความถี่สูงนั้น ค่ารีแอกแตนซ์จะมีค่า $1/\omega c \lll R_d$ ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์จะคงที่ที่ค่าของ R_s ส่วนในช่วงที่ความถี่ต่ำๆ นั้น ค่ารีแอกแตนซ์จะมีค่า $1/\omega c \ggg R_d$ ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์ก็จะคงที่ที่ค่าของ R_s รวมกับค่าของ R_d

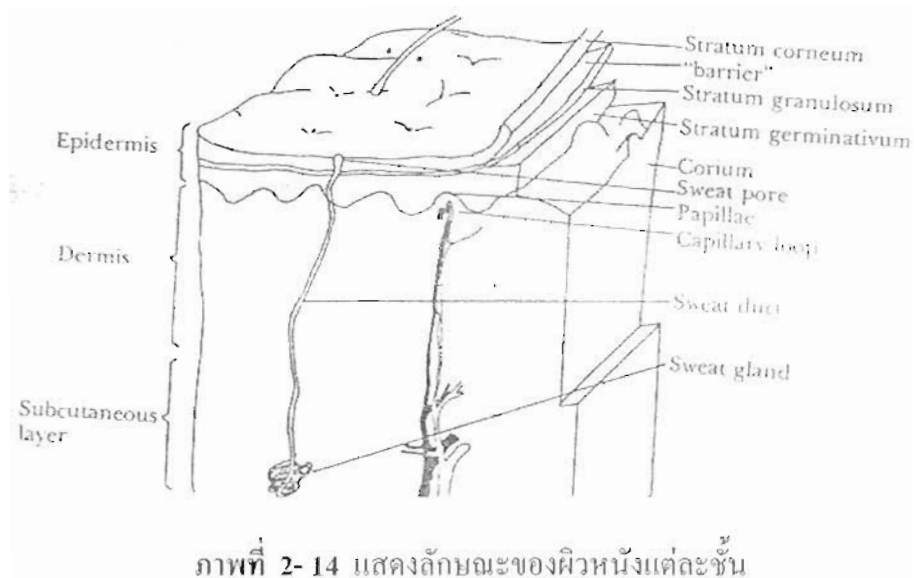
การเคลือบ Electrode ด้วย AgCl ขนาด 2.5 mA.s จะสามารถลดค่าของอิมพีแดนซ์ในช่วงความถี่ใช้งานช่วงต่ำๆ ได้อย่างมาก ตามกราฟในรูป B. การเคลือบ AgCl ที่หนากว่านี้จะทำให้เกิดผลน้อย จนกว่าประจุที่เคลือบจะเกินขนาด 100 mA.s แล้วรูปกราฟที่ปรากฏจะมีค่าอิมพีแดนซ์เพิ่มขึ้นเป็นเส้นตรงขนานกัน ตามขนาด AgCl ที่เคลือบหนาขึ้น



ภาพที่ 2-13 แสดงภาพอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดกับปริมาณการเคลือบด้วย AgCl

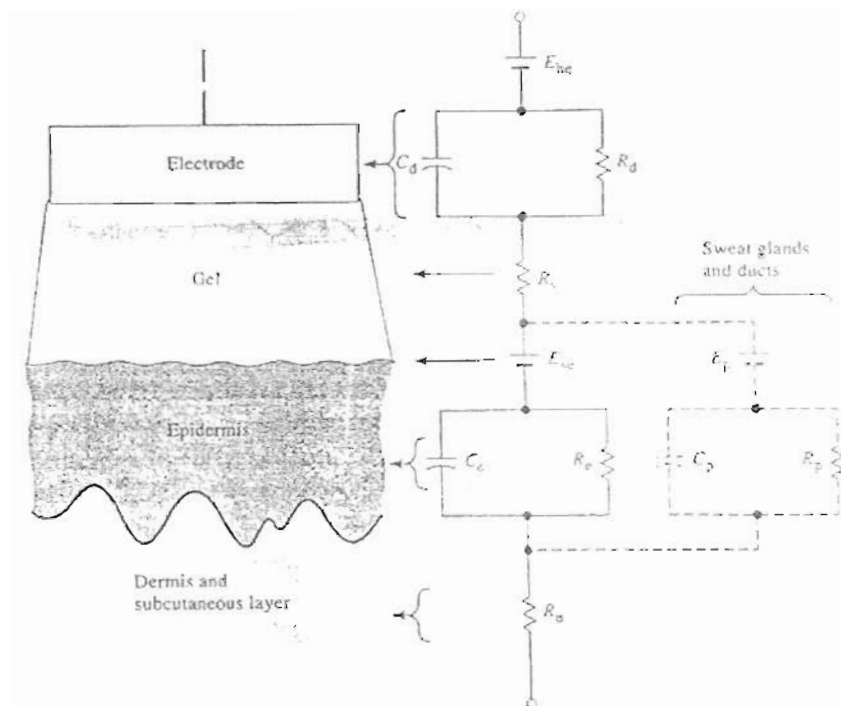
2.15.2 ผลของจุดเชื่อมต่อระหว่าง electrode กับผิวหนัง

ในการเชื่อมต่อระหว่าง Electrode และผิวหนังนั้น เนื่องจากชั้นผิวหนังของมนุษย์ประกอบด้วยชั้นผิวหนังต่าง ๆ จำนวน 3 ชั้นทั่วทั้งร่างกายเพื่อป้องกันอันตรายจากภายนอก ดังนั้น



ภาพที่ 2-14 แสดงลักษณะของผิวหนังแต่ละชั้น

1. ชั้นนอกสุดคือชั้น Epidermis ซึ่งเป็นชั้นผิวหนังชั้นนอกของมนุษย์ที่ติดต่อกับ Electrode
2. ชั้นที่ลึกลงไปจากผิวหนังคือส่วนของหลอดเลือดฝอยและส่วนของประสาทต่างๆ เช่น คอัมเหมื้อ, รากผม ซึ่งเนื้อเยื่อในชั้นนี้จะมีค่าความถี่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อภายในของร่างกาย



ภาพที่ 2-15 แสดงรอยต่อของวงจรเสมือนทางไฟฟ้าระหว่างอิเล็กโทรดกับสัญญาณทางชีวไฟฟ้า

จากรูปแสดงวงจรเสมือนทางไฟฟ้าของการเชื่อมต่อระหว่าง Electrode และ ผิวหนังของร่างกายมนุษย์โดยผ่านทาง Electrode Gel ตัวต้านทาน R_s ที่ต่ออนุกรมกับ C_d และ R_d คือ ผลของความต้านทานของ Gel บริเวณรอยต่อระหว่าง Electrode กับผิวหนัง

การพิจารณาจากผลของผิวหนังที่จะมีผลกับการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยทั่วไปจะเริ่มพิจารณาตั้งแต่ชั้นของ Epidermis หรืออย่างน้อยต้องเริ่มจากชั้น Stratum Corneum ซึ่งจะเป็นผนังของชั้นไอออน และถ้าความเข้มข้นของไอออนที่ผนังกันนี้มีความแตกต่างกันแล้ว จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าของความแตกต่าง E_{sc} ขึ้น โดยในชั้นของผิวหนังนี้จะมีคุณลักษณะเป็นความต้านทานไฟฟ้าด้วย ซึ่งจะประกอบไปด้วยตัวต้านทานและตัวเก็บประจุ ต่อขนานกัน ส่วนผิวหนังใต้ชั้นของ Dermis และ Subcutaneous จะมีคุณลักษณะเป็นเหมือนตัวต้านทานเพียงอย่างเดียว

จากการพิจารณาวงจรเสมือนในรูป จะเห็นว่าถ้าสามารถลดค่าของอิมพีแดนซ์ ที่เป็นผลจาก Stratum Corneum แล้วจะทำให้เพิ่มประสิทธิภาพของ Electrode ในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการจัด อิมพีแดนซ์ในส่วนนี้ออกไปหรืออย่างน้อยแยก อิมพีแดนซ์ส่วนนี้ออกมาจาก จุดเชื่อมต่อของ Electrode ซึ่งมีวิธีการลด อิมพีแดนซ์ในส่วนนี้ หลายวิธีด้วยกันเช่น การจัดผิวหนังด้วยกระดาษทราย หรือการเจาะทะลุผ่านผิวหนังในชั้นนี้ไป

2.16 ลักษณะการเกิดสัญญาณรบกวนขณะขยับร่างกาย (Motion Artifact)

ในขณะที่ Electrode สัมผัสกับ electrolyte จะทำให้เกิดชั้นของประจุระหว่าง Electrode และ Electrolyte เกิดขึ้น และในขณะที่ Electrode ถูกขยับให้หลุดออกจากหน้าสัมผัสนั้น จะเกิดกลไกที่ทำให้เกิดการรบกวนกับประจุไฟฟ้าที่กระจายเต็มจุดเชื่อมต่อระหว่าง Electrode และ Electrolyte ทำให้เกิดผลการเปลี่ยนแปลงชั่วขณะของศักย์ไฟฟ้า Half Cell ที่จุดเชื่อมต่อนั้น และจะกลับสู่สภาวะปกติเมื่อการเปลี่ยนแปลงชั่วขณะนั้นหยุดลง ถ้าหากมีการติดตั้ง Electrode จำนวน 1 คู่บนผิวหนังของร่างกายแล้วให้ Electrode อันใดอันหนึ่งขยับ ในขณะที่อันที่เหลืออยู่กับที่แล้ว จะทำให้เกิดความแตกต่างของศักย์ไฟฟ้าจากการขยับของร่างกายระหว่าง Electrode ทั้ง 2 นี้ ที่เรียกกันว่าเป็น Motion Artifact ซึ่งเป็นปัญหาของการเกิดสัญญาณรบกวนที่สำคัญในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.17 วงจรขยายสัญญาณ

หน้าที่สำคัญของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจคือการ ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายที่มีขนาดเล็กให้สามารถนำมาตรวจวิเคราะห์ บันทึก และแสดงผล สภาวะและสภาพการทำงานของหัวใจได้ โดยทั่วไปจะมีคุณสมบัติพื้นฐานดังนี้

2.17.1 อิมพีแดนซ์ด้าน Input สูง เพื่อไม่ให้เกิดภาระกับสัญญาณที่ต้องการตรวจวัด เนื่องจากการเกิดภาระกับแหล่งกำเนิดสัญญาณจะทำให้สัญญาณที่ได้เกิด Distortion ดังนั้นการออกแบบวงจรในส่วนของ อิมพีแดนซ์ด้าน Input จะต้องให้มีค่าสูงที่สุดเท่าที่จะทำได้ ซึ่งโดยทั่วไปไม่ควรต่ำกว่า $10\text{ M}\Omega$

2.17.2 วงจรทางด้าน Input ของวงจรขยายสัญญาณควรมีการป้องกันทางไฟฟ้าเนื่องจากที่ขั้วต่อของวงจรขยายจะต่อเข้ากับผิวหนังของร่างกาย ซึ่งมีโอกาสที่จะเกิดกระแสไฟฟ้าจากวงจรขยายอาจไหลย้อนกลับเข้ามาในร่างกายได้ และอาจส่งผลให้เกิดภาวะ Microshock หรือ Macroshock กับผู้ที่รับการตรวจวัดได้ โดยทั่วไปในส่วนของวงจรด้าน Input ของวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะต้องแยกทางไฟฟ้ากับส่วนที่จะเชื่อมต่อกับร่างกายโดยใช้วงจร Isolate และวงจรป้องกันอื่นๆ

2.17.3 มี Gain ขยายสัญญาณสูง โดยทั่วไปวงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจควรมี Gain ขยายไม่ต่ำกว่า 1000 เท่า

2.17.4 อิมพีแดนซ์ด้าน Output ต่ำ

2.17.5 กระแส Bias ทางด้าน Input ต่ำ

2.17.6 สัญญาณรบกวนต่ำ

2.18 ผลของ กราวด์ลูป

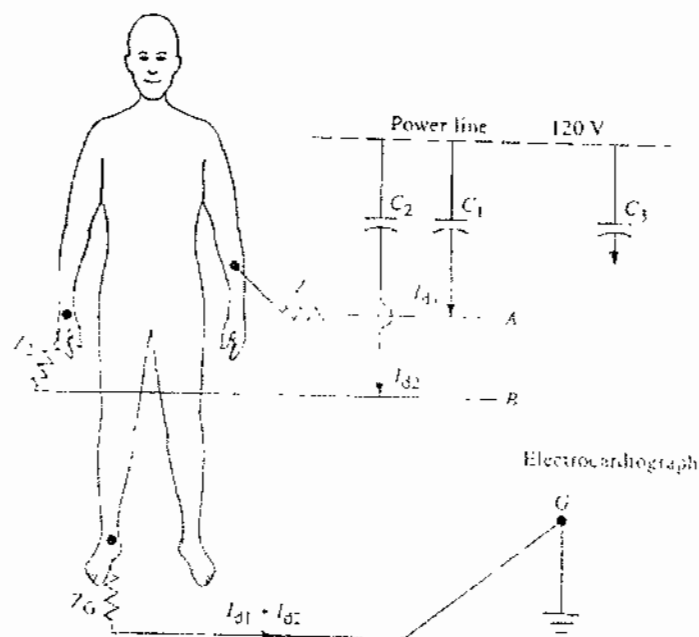
สถานะของการเกิดกราวด์ลูป เกิดจากการมีศักย์ไฟฟ้าเกิดขึ้นในสายกราวด์ ซึ่งอาจจะเกิดขึ้นกับสายกราวด์อุปกรณ์ไฟฟ้าเครื่องใดเครื่องหนึ่ง หรืออาจจะเป็นผลจากระบบไฟฟ้า แล้วทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหลไปยังสายกราวด์ของอุปกรณ์ไฟฟ้าเครื่องอื่น ซึ่งเมื่อเกิดสถานะของกราวด์ลูปกับเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแล้ว อาจจะทำให้เกิดกระแสในสายกราวด์ไหลผ่านตัวเครื่องและตัวผู้รับการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และส่งผลให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเปลี่ยนแปลงไป

2.19 สัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์ไฟฟ้า

สัญญาณรบกวนที่สำคัญที่สุดของการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือการสัญญาณรบกวนที่เกิดจากระบบไฟฟ้ากำลัง ซึ่งเดินสายไปทั่วทั้งอาคารและอยู่ล้อมรอบเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ โดยสัญญาณรบกวนนี้จะเกิดจากสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจากระบบไฟฟ้ากำลัง

2.19.1 ผลจากสนามไฟฟ้า

โดยสนามไฟฟ้าจะ Coupling ระหว่างสายไฟฟ้าและสาย Lead ต่าง ๆ ของเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ผลจากการเกิดสนามไฟฟ้ารอบ ๆ สายไฟฟ้าและสาย Lead ต่าง ๆ จะเกิดขึ้นตลอดเวลาแม้แต่ในขณะที่ปิดเครื่อง ซึ่งเหมือนกับมีตัวคาปาซิเตอร์เชื่อมต่อระหว่างสายเมนไฟฟ้ากับสายไฟต่าง ๆ ตามรูป



ภาพที่ 2-16 แสดงผลของสนามไฟฟ้าจากสายไฟที่ทำให้เกิดสัญญาณรบกวน

กระแสจะไหลผ่าน คาปาซิเตอร์ C_3 โดย Coupling ระหว่างสายเมนไฟฟ้ากับตัวเครื่องจากนั้นจะไหลลงกราวด์ ซึ่งจะไม่ทำให้เกิดผลสัญญาณรบกวนเกิดขึ้น ส่วน คาปาซิเตอร์ C_1 ต่อระหว่างสายเมนไฟฟ้ากับสาย Lead จะทำให้เกิดกระแส i_{d1} ซึ่งจะไม่ไหลเข้าสู่เครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เนื่องจากอิมพีแดนซ์ด้าน Input ของเครื่องสูง แต่จะไหลผ่านไปยังจุดเชื่อมต่อของ Electrode และผิวหนังที่จุด Z_1 ผ่าน Z_G และไหลไปลงกราวด์ที่เครื่อง ส่วนกระแส i_{d2} ก็เช่นกันจะไหลผ่าน Z_2 ผ่าน Z_G และไหลไปลงกราวด์ที่เครื่อง เนื่องจากอิมพีแดนซ์ของร่างกายมีค่าประมาณ 500Ω ซึ่งมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับอิมพีแดนซ์ในส่วนอื่น ๆ ในนี้จึงไม่นำมาพิจารณา

เมื่อพิจารณาสัญไฟฟ้าที่เข้าของ Input A และ B จะได้ว่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนขั้ว Input

คือ V_A , V_B และ

$$V_A - V_B = i_{d1} \cdot Z_1 - i_{d2} \cdot Z_2$$

ทั้งนี้จากผลของ i_{d1} และ i_{d2} ซึ่งตำแหน่งอยู่ใกล้กันจึงประมาณให้มีค่าเท่ากัน

ดังนั้นจะได้

$$V_A - V_B = i_{d1} \cdot (Z_1 - Z_2)$$

จากผลการวัดกระแสในสายเคเบิลที่ยาว 9 เมตร พบว่ามีกระแสไหลในสายประมาณ 6 nA . ถึงแม้ว่าค่ากระแสที่วัดได้นี้จะขึ้นกับห้องและตำแหน่งของเครื่องมืออื่นๆ รวมทั้งตำแหน่งของสายไฟเมนด้วย ส่วนอิมพีแดนซ์ระหว่าง Electrode และผิวหนังจะอยู่ในช่วงประมาณ 20 K Ω

ดังนั้นจะได้

$$V_A - V_B = (6\text{nA}) \cdot (20\text{ K}\Omega) = 120\text{ }\mu\text{V}$$

ซึ่งศักย์ไฟฟ้าขนาดนี้จะมีผลให้เกิดสัญญาณรบกวนในเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ การแก้ไขป้องกันโดยการชีลด์สาย Lead และต่อลงกราวด์ที่ตัวเครื่อง

ภาพที่ 2-16 จึง แสดงถึงวงจรเสมือนที่กระแสที่ไหลจากสายไฟเมนผ่านร่างกาย โดยกระแส i_{db} จะไหลผ่านความต้านทาน Z_G ไปลงกราวด์ ผลของศักย์ไฟฟ้าที่ตกตลอด ทำให้เกิด Common-Mode Voltage หรือ V_{cm} ที่ปรากฏขึ้นทั่วทั้งร่างกาย

2.19.2 ผลจากสนามแม่เหล็ก

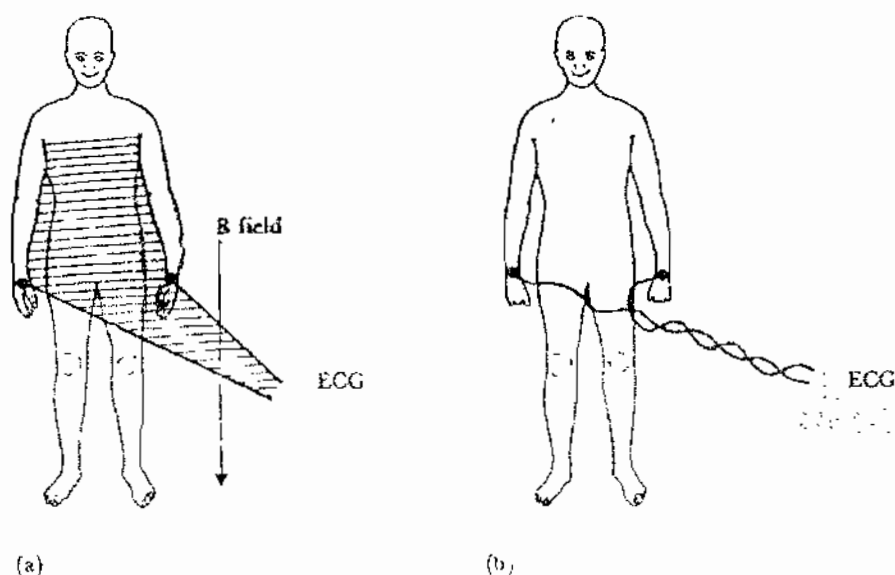
เกิดจากการรบกวนของสายไฟเมนในรูปของการแม่เหล็กเหนี่ยวนำ โดยกระแสที่ไหลในสายไฟเมนจะทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก บริเวณใกล้เคียงของสายไฟ หรือสนามแม่เหล็กอาจจะเกิดจากอุปกรณ์ไฟฟ้าต่าง ๆ เช่น หม้อแปลงไฟฟ้า, ภัลลัสต์ และหลอดไฟลูออเรสเซนต์ ซึ่งหากสนามแม่เหล็กเหล่านี้ผ่านสาย Lead ต่าง ๆ ของเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแล้ว จะเกิดแรงดันไฟฟ้าเหนี่ยวนำขึ้นในรูปของสายไฟนั้น โดยแรงดันไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะเป็นสัดส่วนกับความเข้มของสนามแม่เหล็กและสายไฟภายในของเครื่อง การลดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสนามแม่เหล็กผ่านสามารถทำได้โดยการชีลด์บริเวณที่เกิดสนามแม่เหล็กหรือโดยการลดพื้นที่รอบของขดลวด โดยการพันม้วนสายไฟหรือสาย Lead เข้าด้วยกัน

2.20 การรบกวนจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าอื่น ๆ

การรบกวนทางไฟฟ้าจากแหล่งอื่น ๆ ที่จะส่งผลกระทบกับเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนอกจากสายเมนไฟฟ้าแล้ว ยังมีสาเหตุที่เกิดสัญญาณรบกวนในรูปสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้อีก เช่น บริเวณสถานีเครื่องส่งสัญญาณวิทยุ, โทรทัศน์ หรือผลจากคลื่น

เรดาห์ เนื่องจากสาย Lead ซึ่งเป็นสายทองแดงจะมีคุณสมบัติเป็นสายอากาศ ซึ่งจะเป็นตัวรับคลื่นความถี่เหล่านี้เข้ามาในเครื่อง และจะ Demodulate สัญญาณเหล่านี้ให้กลายเป็นสัญญาณรบกวนภายในเครื่องมือตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

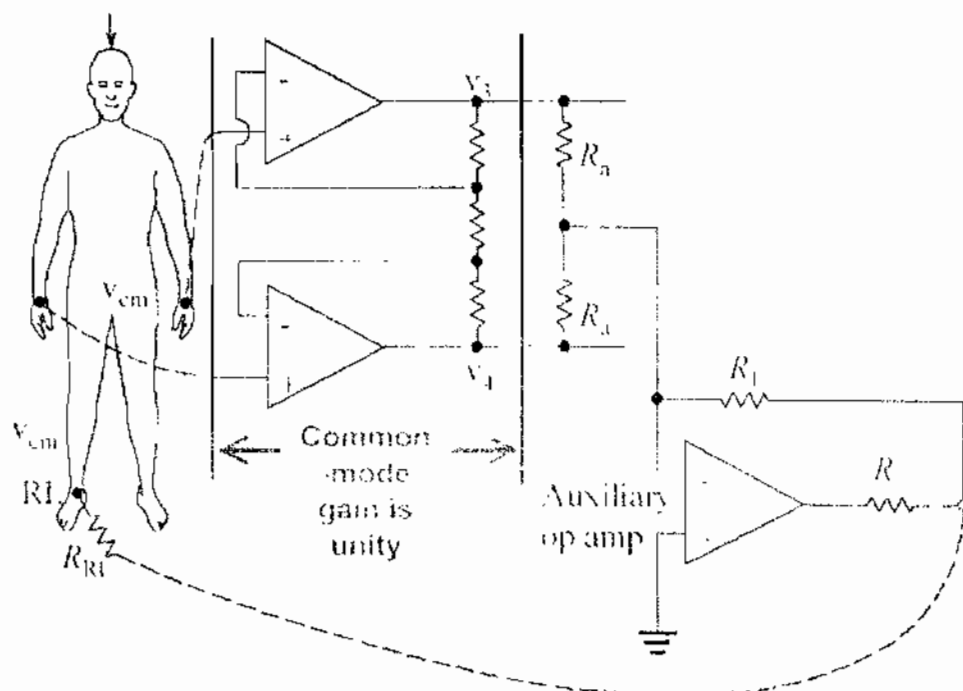
ทั้งนี้การรบกวนในรูปของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า อาจมีแหล่งที่มาจากภายในโรงพยาบาลเอง เช่น จากเครื่องจีไฟฟ้าและเครื่อง Diathermy



ภาพที่ 2-17 แสดงผลการรบกวนจากสนามแม่เหล็กและการป้องกัน

2.21 Common-mode และ วงจรลดสัญญาณรบกวน (วงจรขับขาขวา)

การต่อสาย Lead ต่าง ๆ ในการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น จะไม่มีการต่อสายจาก Lead ใด ๆ จากผู้รับการตรวจไปยังจุดลงกราวด์โดยตรง ทั้งนี้จะใช้การต่อเข้ากับขาขวาของผู้รับการตรวจวัดเอง โดยใช้สายสัญญาณจาก Output ที่มาจาก Op-Amp ต่อเข้ากับตำแหน่งที่ติด Electrode บนขาขวา จากรูป สัญญาณไฟฟ้าแบบ Common-Mode จะถูกตรวจรับโดยตัวต้านทาน R_a ทั้ง 2 ตัว จากนั้นจะถูกขยายแบบกลับขั้วและป้อนกลับไปยังขาขวา การป้อนกลับแบบลบนี้จะทำให้ลดค่าของสัญญาณไฟฟ้าแบบ Common-Mode โดยกระแสที่ไหลในตัวของผู้รับการตรวจวัดจะไม่ไหลลงกราวด์ แต่จะไหลไปยัง Output ของ Op-Amp แทน ซึ่งสิ่งที่เกิดขึ้นจะทำให้ผลลัพธ์เกี่ยวข้องกับวงจรขยายและผลกระทบที่เกิดจากระบบกราวด์ ในตัวผู้รับการตรวจวัด



ภาพที่ 2-18 แสดงลักษณะการต่อวงจรขั้วขาขา

บทที่ 3

ส่วนประกอบของวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของมนุษย์ที่มีขนาด 5-10 mV ซึ่งเป็นระดับสัญญาณที่มีขนาดเล็กมาก จำเป็นจะต้องได้รับการขยายสัญญาณให้มีขนาดที่เหมาะสม และต้องผ่านการกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากสถานะและสภาพแวดล้อมต่าง ๆ ในขณะตรวจวัด เพื่อให้ได้รูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ถูกต้อง ปราศจากสัญญาณรบกวนต่าง ๆ สำหรับให้แพทย์ทำการตรวจและวินิจฉัย โดยวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ของวิทยานิพนธ์นี้ จะมีส่วนประกอบของภาคต่าง ๆ ดังนี้

1. ภาควงจรขยายแบบ Instrumentation Amplifier

2. ภาคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

3.1 ภาควงจรขยายแบบ Instrumentation Amplifier

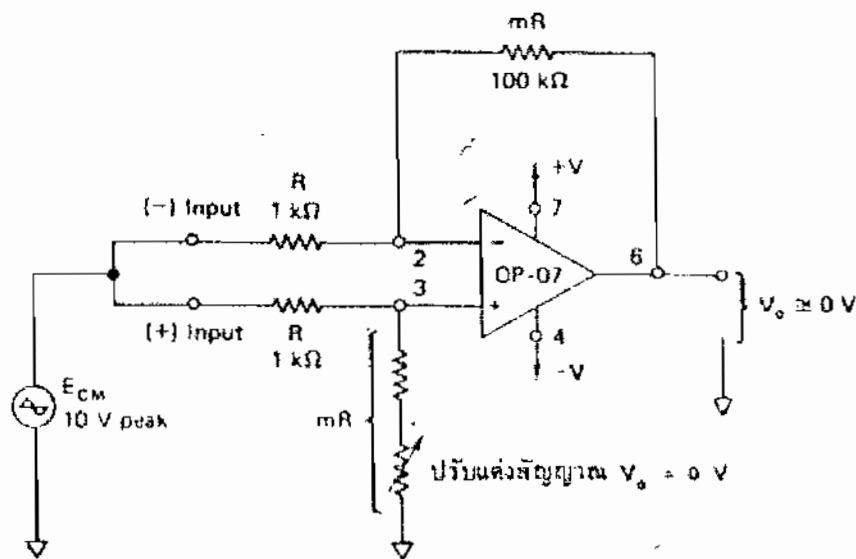
วงจร Instrumentation Amplifier เกิดจากการประกอบวงจรขยายสัญญาณ 2 ชนิดเข้าด้วยกันคือ วงจรขยายสัญญาณแบบ Differential amplifier และวงจร buffer ซึ่งในทางปฏิบัติการใช้งานวงจร Instrumentation Amplifier นั้นอาจสร้างโดยการประกอบจาก IC OP-AMP จำนวน 3 ตัว โดย 2 ตัวแรกประกอบเป็นวงจร Buffer เพื่อเพิ่มความต้านทานด้าน Input ให้สูงขึ้น และ IC OP-AMP ที่เหลืออีก 1 ตัว ประกอบเป็นวงจรขยายสัญญาณแบบ Differential Amplifier ซึ่งก็จะได้เป็นวงจร Instrumentation Amplifier ไปใช้งานได้ หรืออาจจะสร้างจาก IC OP-AMP ที่มีโครงสร้างแบบ Monolithic ที่เป็นวงจร Instrumentation Amplifier โดยใช้ IC เพียง 1 ตัว

3.1.1 ลักษณะของวงจรขยายสัญญาณแบบ Differential

วงจรขยายสัญญาณแบบ Differential คือวงจรขยายสัญญาณความแตกต่าง ที่เกิดขึ้นบนขั้วสัญญาณ Input ทั้ง 2 ขาของวงจรขยายสัญญาณความแตกต่าง ถ้าหากวงจร ขยายสัญญาณความแตกต่างประกอบจาก IC OP-AMP แล้วสัญญาณ Input ก็คือ สัญญาณที่ปรากฏบนขั้ว Inverting และ Noninverting นั่นเอง ซึ่งในทางทฤษฎีแล้ววงจรขยายสัญญาณแบบ Differential จะขยายเฉพาะสัญญาณบนขั้ว Input ทั้ง 2 ขา ที่มีระดับแรงดันไฟฟ้าแตกต่างกันเท่านั้น โดยอาจจะมีระดับแรงดันไฟฟ้าที่แตกต่างกันน้อยกว่า 10 mV ก็สามารถขยายสัญญาณที่แตกต่างกันนี้ออกมา

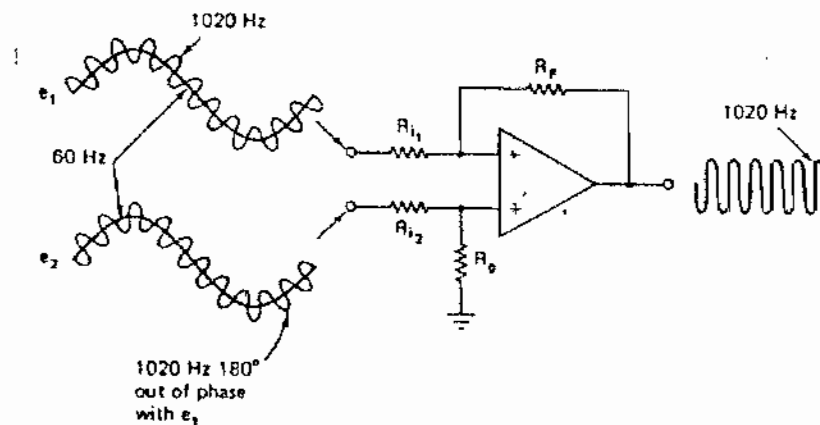
ได้ และถ้าหากแรงดันไฟฟ้าที่ขั้ว Input ทั้ง 2 ขา ไม่แตกต่างกันหรือเท่ากันแล้ว วงจรนี้จะไม่มีการขยายสัญญาณใดๆ เกิดขึ้น ซึ่งก็หมายถึงสัญญาณที่ Output ในช่วงดังกล่าวจะต้องเท่ากับศูนย์

จากภาพที่ 3-1 แสดงให้เห็นถึงการวัดแรงดันทาง Output ขณะที่ทางด้าน Input มีการต่อแรงดันไฟฟ้าจากจุดเดียวกันซึ่งเป็นการทดสอบในลักษณะของแรงดัน Common Mode



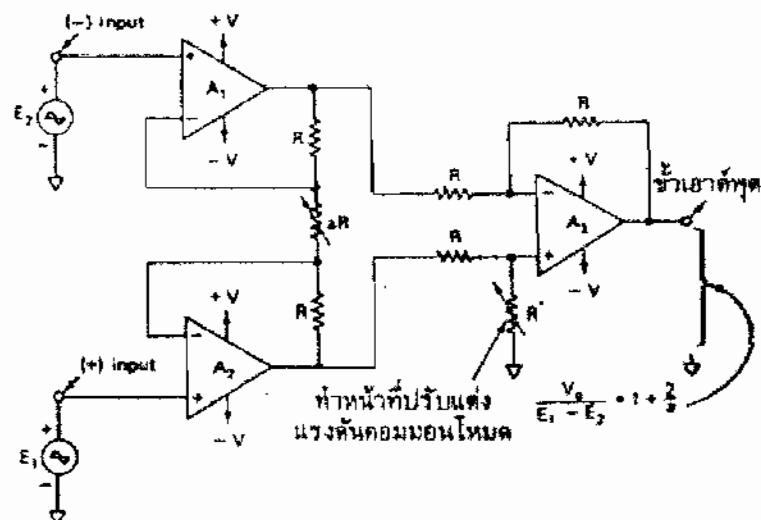
ภาพที่ 3-1 การวัดแรงดันทาง Output ในขณะที่ต่อ Input ร่วมกัน

ลักษณะของการใช้งานวงจรขยายสัญญาณแบบ Differential ในสถานะที่มีแรงดัน Common Mode แสดงดังภาพที่ 2-20 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงสัญญาณทางด้าน Input ที่มีแรงดันไฟฟ้าความถี่ 1020 Hz ปนมากับแรงดันไฟฟ้าความถี่ 60 Hz ที่ขา Input ขั้วลบของ IC OP-AMP ในขณะที่ขั้วบวกของ OP-AMP จะมีแรงดันไฟฟ้าความถี่ 1020 Hz เช่นเดียวกับขั้วลบแต่มีเฟสที่ตรงกันข้ามกัน ปนมากับแรงดันไฟฟ้าความถี่ 60 Hz ซึ่งผลที่เกิดขึ้นคือ แรงดันไฟฟ้าความถี่ 60 Hz ที่ปรากฏบนขั้วบวกและลบ มีความถี่และเฟสเดียวกัน หรือไม่เกิดความแตกต่างกันบนขั้ว Input ทั้ง 2 จึงไม่เกิดการขยายสัญญาณนี้ขึ้น ส่วนสัญญาณแรงดันไฟฟ้าความถี่ 1020 Hz บนขั้ว Input ทั้ง 2 มีความถี่เดียวกันแต่มีความแตกต่างที่เฟสของคลื่น ซึ่งก็ทำให้เกิดระดับแรงดันไฟฟ้าที่ต่างกันขึ้นบนขั้ว Input สัญญาณนี้จึงถูกขยายขึ้น



ภาพที่ 3-2 แสดงการทำงานของวงจร Differential

แต่เนื่องจากลักษณะของวงจรขยายสัญญาณแบบ Differential นี้ ยังมีปัญหาเรื่องความต้านทานทางด้าน Input ที่ยังต่ำ การเพิ่มความต้านทานทางด้าน Input ของวงจรให้สูงขึ้นโดยการต่อวงจร Buffer ที่ขั้ว Input ทั้ง 2 ข้างของ OP-AMP ซึ่งจะได้เป็นวงจร Instrumentation Amplifier ตามภาพที่ 3-3



ภาพที่ 3-3 วงจร Instrumentation Amplifier

3.1.2 คุณสมบัติที่สำคัญของ IC OP-AMP

3.1.2.1 กระแส Input Bias คือกระแสที่ไหลผ่านขั้ว Input ทั้ง 2 ของ OP-AMP โดย กระแสส่วนนี้จะก่อให้เกิดความไม่สมดุลในวงจรภายใน ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อ Output ด้วย

3.1.2.1 กระแส Input Offset คือ จำนวนกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้ทางขั้ว Input ขั้วหนึ่ง เพื่อให้แรงดันที่ Output เป็นศูนย์

3.1.2.3 แรงดัน Offset ที่ Output คือ แรงดันทางด้าน Output ที่เป็นผลเกิดจาก กระแส Bias ทางด้าน Input ภายในตัว OP-AMP

3.1.2.4 แรงดัน Offset ที่ Input คือ ค่าแรงดันที่ต้องป้อนทางด้าน Input เพื่อให้แรงดันทางด้าน Output เป็นศูนย์

3.1.2.5 อัตราการลดสัญญาณแบบ Common Mode คือ คุณสมบัติในการกำจัด สัญญาณรบกวน ที่เข้ามาทางขั้ว Input ทั้ง 2 ที่มีขนาดและเฟสเดียวกัน

3.1.2.6 อัตราการสlew คือ อัตราการเปลี่ยนแปลงสูงสุดของแรงดันทางด้าน output เทียบกับ เวลา

3.1.3 ลักษณะที่สำคัญของวงจร Instrumentation Amplifier

3.1.3.1 ความต้านทานทางด้าน input สูงมาก

3.1.3.2 ความต้านทานทางด้าน output ต่ำ

3.1.3.3 อัตราการลดสัญญาณแบบ common mode ต้องสูง

3.1.3.4 แรงดัน offset ทั้งทาง input และ output จะคือน้อยมาก ๆ

3.1.3.5 ระดับแรงดันของสัญญาณรบกวนจะคือน้อยมาก ๆ

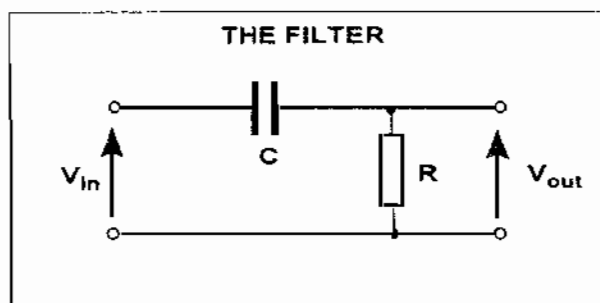
3.1.3.6 อัตราการสlew ของ OP-AMP ต้องสูง

3.2 ภาคการประมวลผลสัญญาณดิจิทัล

ระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัลปัจจุบันได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้งานกันอย่างกว้างขวางทั้งนี้ เนื่องจากการประมวลผลสัญญาณในลักษณะดิจิทัลจะให้ความเที่ยงตรงแม่นยำกว่าการประมวลผลสัญญาณในลักษณะอนาล็อก และนอกจากนี้การประมวลผลสัญญาณในลักษณะดิจิทัลยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับงานที่มีการคำนวณยุ่งยากซับซ้อนได้เป็นอย่างดี ซึ่งในขณะเดียวกันการประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อกทำไม่ได้

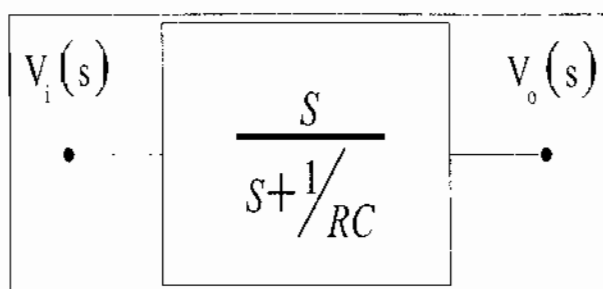
3.2.1 การประมวลผลแบบอนาล็อก

ระบบประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อกใช้อุปกรณ์ เช่น R, C, Transistor, Opamp เป็นส่วนประกอบ ซึ่งระบบประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อกสามารถเขียนไดอะแกรมเทียบเคียงได้ดังภาพที่ 3-4. ตัวอย่างของระบบประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อกได้แก่ วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier) วงจรกรองความถี่แบบอนาล็อก (Analog Filter) วงจรควบคุมแบบ P (Proportional Controller) วงจรควบคุมแบบ PI (Proportional-Integral Controller) วงจรควบคุมแบบ PID (Proportional-Integral – Derivative Controller) เป็นต้น



ภาพที่ 3-4 ไดอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อก

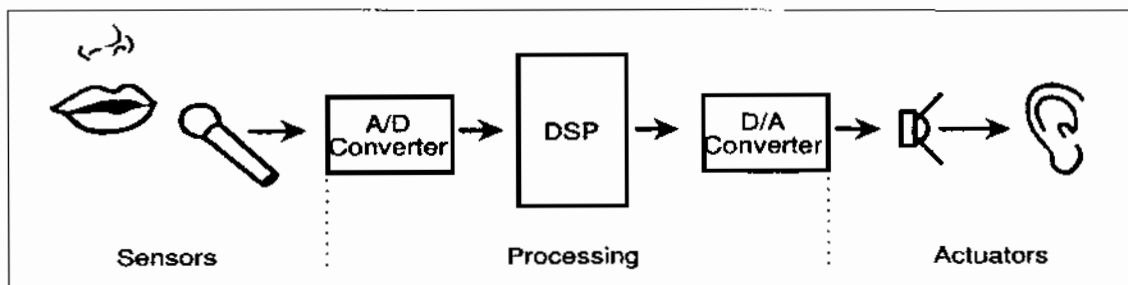
และความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตและเอาต์พุตของระบบประมวลผลสัญญาณแบบอนาล็อกสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนในรูป s-domain ดังแสดงดังภาพที่ 3-5



ภาพที่ 3-5 ความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตและเอาต์พุตของระบบอนาล็อก

3.2.2 ระบบประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัล

ระบบประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัลประกอบด้วยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นสัญญาณดิจิทัล (Analog To Digital Converter A/D) ตัวประมวลผล (Processor) ตัวแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาลอก (Digital To Analog Converter D/A) ซึ่งระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัลมีไคอะแกรมดังภาพที่ 3-6



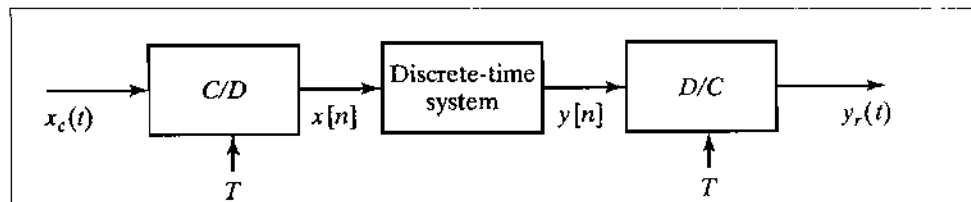
ภาพที่ 3-6 ไคอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณแบบดิจิทัล

จากภาพที่ 3-6 จะเห็นได้ว่าสัญญาณอนาลอกจะถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วย A/D ซึ่งสัญญาณดิจิทัลจะถูกคำนวณโดยตัวประมวลผล และผลที่ได้จากการประมวลผลจะถูกส่งไปยัง D/A เพื่อแปลงกลับให้เป็นสัญญาณอนาลอก

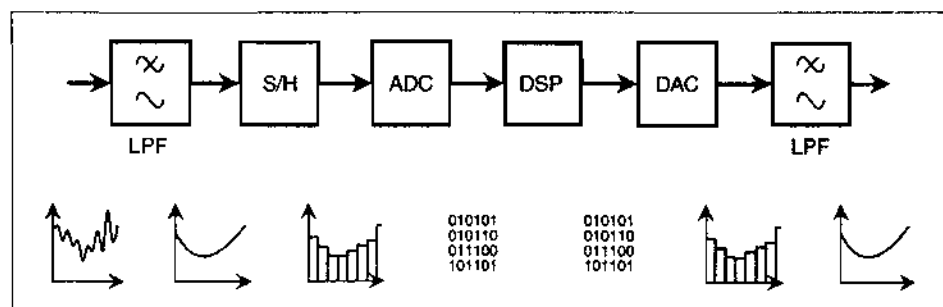
3.2.2.1 Discrete-Time Signals and Systems

โดยทั่วไปสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากตัวตรวจจับ (Sensor) ส่วนใหญ่มักจะเป็นสัญญาณอนาลอก ตัวอย่างเช่นสัญญาณเสียงที่ได้จากไมโครโฟน สัญญาณภาพที่ได้จากกล้องวิดีโอ แรงดันไฟฟ้าที่ได้จากตัวตรวจจับอุณหภูมิ สัญญาณทางการแพทย์ เช่นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG) สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG) หรือสัญญาณที่ได้จากตัวตรวจจับอื่นๆ ซึ่งสัญญาณที่ได้กล่าวมาแล้วนี้เป็นสัญญาณอนาลอกหรือสัญญาณที่มีความต่อเนื่องทางเวลา (Continuous Time Signal) ทั้งสิ้น ดังนั้นถ้าจะทำการวิเคราะห์สัญญาณเหล่านี้ด้วยระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัล จำเป็นต้องแปลงสัญญาณอนาลอกหรือสัญญาณที่ต่อเนื่องทางเวลาให้เป็นสัญญาณดิจิทัลหรือสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องทางเวลา (Discrete Time

Signal) โดยใช้วงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอล (Analog to Digital Converter) จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งเข้าไปยังระบบประมวลผลสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Time System) เพื่อทำการคำนวณ ผลที่ได้จากการคำนวณก็จะถูกแปลงกลับให้เป็นสัญญาณอนาลอกหรือสัญญาณที่ต่อเนื่อง โดยวงจรแปลงดิจิตอลเป็นอนาลอกดังแสดงดังภาพที่ 3-7 แต่ในการใช้งานจริงการป้อนสัญญาณที่ต่อเนื่องเข้าไปยังวงจรแปลงอนาลอกเป็นดิจิตอลอาจเกิดข้อผิดพลาดเนื่องจากการสุ่มสัญญาณ โดยเฉพาะสัญญาณที่มีความถี่สูงความผิดพลาดนี้เรียกว่าการเกิด Aliasing การแก้ไขสามารถทำได้โดยการต่อ Anti-Aliasing Filter (Low-Pass Filter) เข้าทางด้าน อินพุต และทางด้าน เอาต์พุต ก็เช่นเดียวกันสัญญาณที่ได้จึงวงจรแปลงดิจิตอลเป็นอนาลอกจำเป็นต้องนำมาผ่าน Reconstruction Filter (Low-Pass Filter) เพื่อปรับสัญญาณให้เรียบดังแสดงในภาพที่ 3-8



ภาพที่ 3-7 ไคอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณดิจิตอล

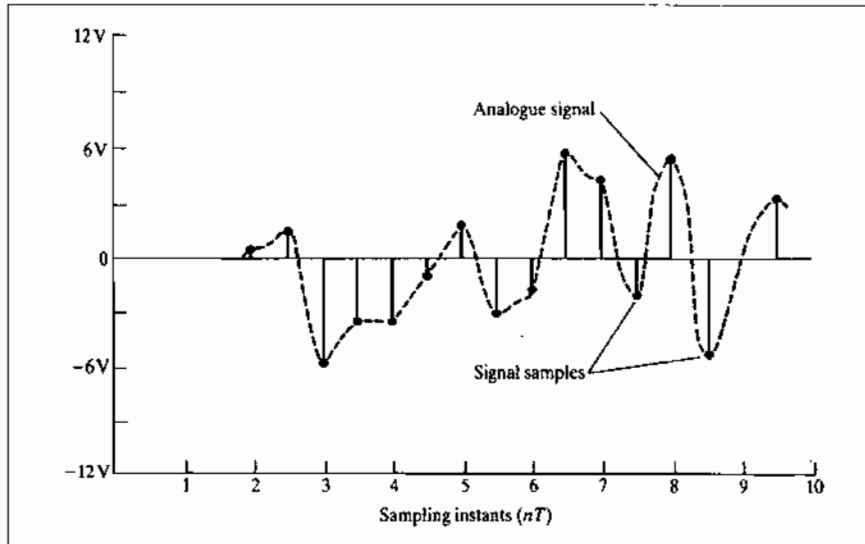


ภาพที่ 3-8 ไคอะแกรมของระบบประมวลผลสัญญาณดิจิตอลที่สมบูรณ์

3.2.2.2 สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

ในระบบประมวลผลสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง สัญญาณที่ใช้ในระบบก็จะเป็นสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องเช่นเดียวกัน ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 3.4.3 ซึ่งสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องนี้มีลักษณะดังภาพที่ 3-9 โดยจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องก็คือสัญญาณค่าหนึ่ง ณ เวลานั้นบนสัญญาณที่ต่อเนื่องแต่จะมีระยะเวลาห่างที่เท่ากันในแต่ละจุด เรียกระยะเวลาห่างที่เท่ากันนี้ว่า Sampling time

Sampling Rate หรือ Sampling Periods สัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถเรียกเป็นลำดับสัญญาณ (Sequence Signal) ก็ได้และสามารถเขียนแทนได้ด้วยสมการคณิตศาสตร์ได้หลายรูปแบบดังต่อไปนี้



ภาพที่ 3-9 สัญญาณต่อเนื่องและสัญญาณไม่ต่อเนื่อง

- เขียนในรูปของฟังก์ชัน (Functional Representation)

$$x(n) = \begin{cases} 1, n = 1, 3 \\ 4, n = 2, 4 \\ 0, n > 4 \end{cases} \quad (3-1)$$

- เขียนในรูปการแจกแจง (Tabular Representation)

n	...	-2	-1	0	1	2	3	4	...
$x(n)$	...	0	0	0	1	4	1	0	

- เขียนในรูปลำดับ (Sequence Representation)

$$x(n) = \{\dots 0, 0, 1, 4, 1, 0, 0, \dots\} \quad (3-2)$$

$$x(n) = \{0, 1, 4, 1, 0, 0, \dots\} \quad (3-3)$$

$$x(n) = \{3, -1, -2, 5, 0, 4, -1\} \quad (3-4)$$

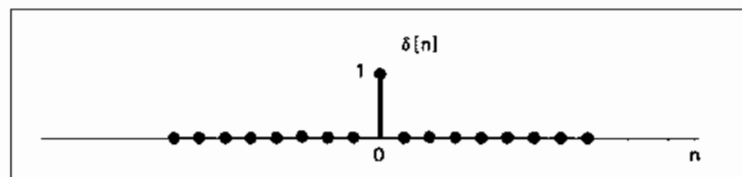
$$x(n) = \{0, 1, 4, 1\} \quad (3-5)$$

สมการที่ 3-2 และ 3-3 เป็นลำดับแบบไม่มีจุดจบ (Infinite Duration Signal or Sequence) ส่วนสมการที่ 3-4 และ 3-5 เป็นลำดับแบบมีจุดจบ (Finite-Duration Signal or Sequence)

3.2.2.2.1 Unit Sample Sequence

นิยามดังสมการที่ 3-6 และมีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-10

$$\delta(n) = \begin{cases} 0, n \neq 0 \\ 1, n = 0 \end{cases} \quad (3-6)$$

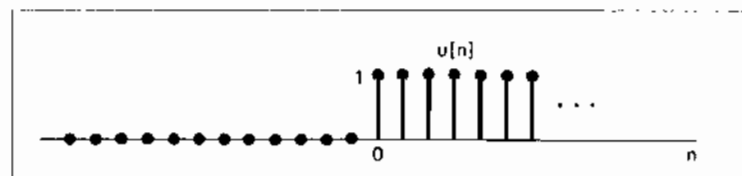


ภาพที่ 3-10 Unit Sample Sequence

3.2.2.2.2 Unit Step Sequence

นิยามดังสมการที่ 3-7 และมีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-11

$$u(n) = \begin{cases} 0, n < 0 \\ 1, n \geq 0 \end{cases} \quad (3-7)$$

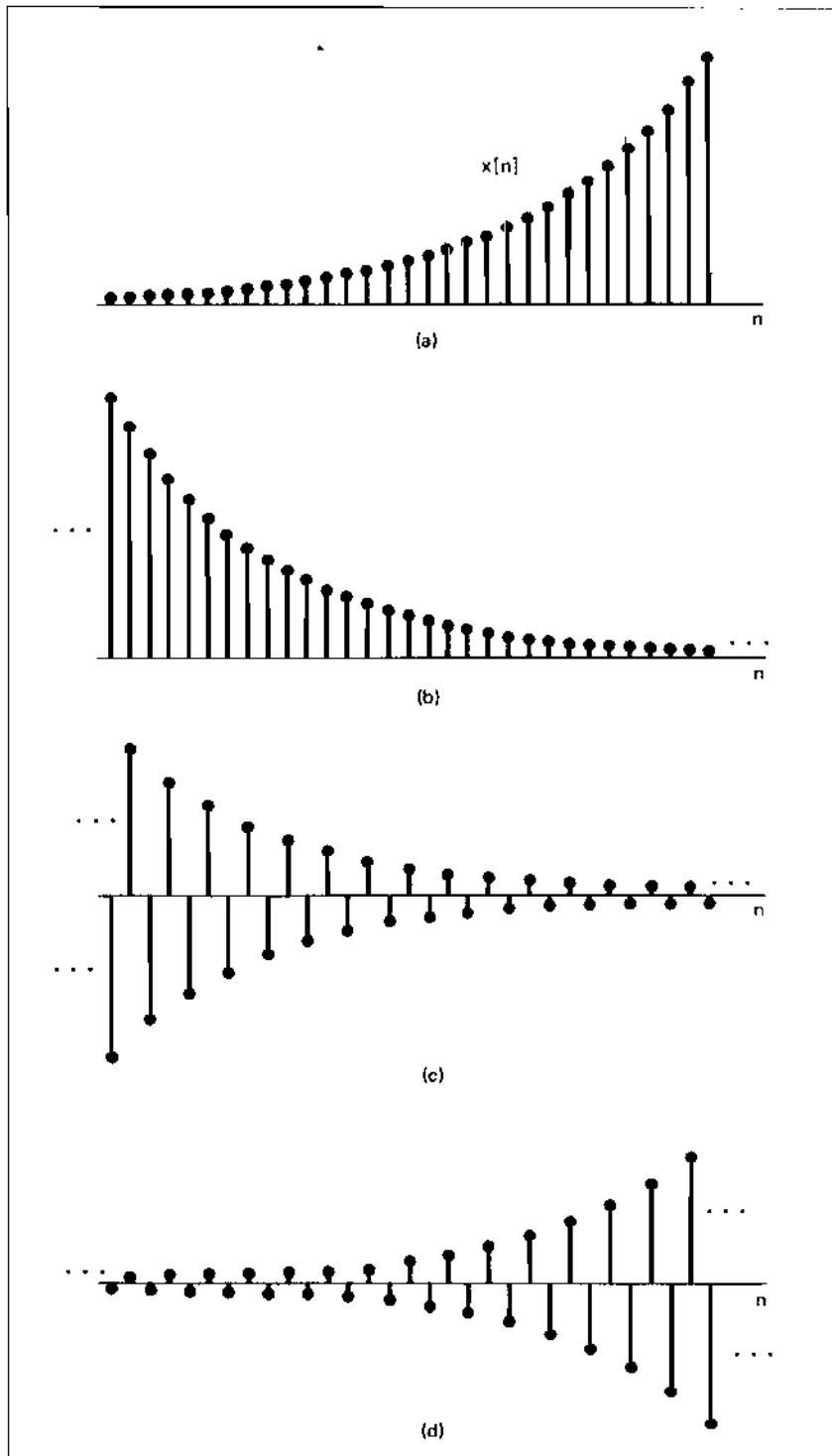


ภาพที่ 3-11 Unit Step Sequence

3.2.2.2.3 Exponential Sequences

นิยามดังสมการที่ 3-8 และมีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-12

$$x(n) = \alpha^n \quad (3-8)$$

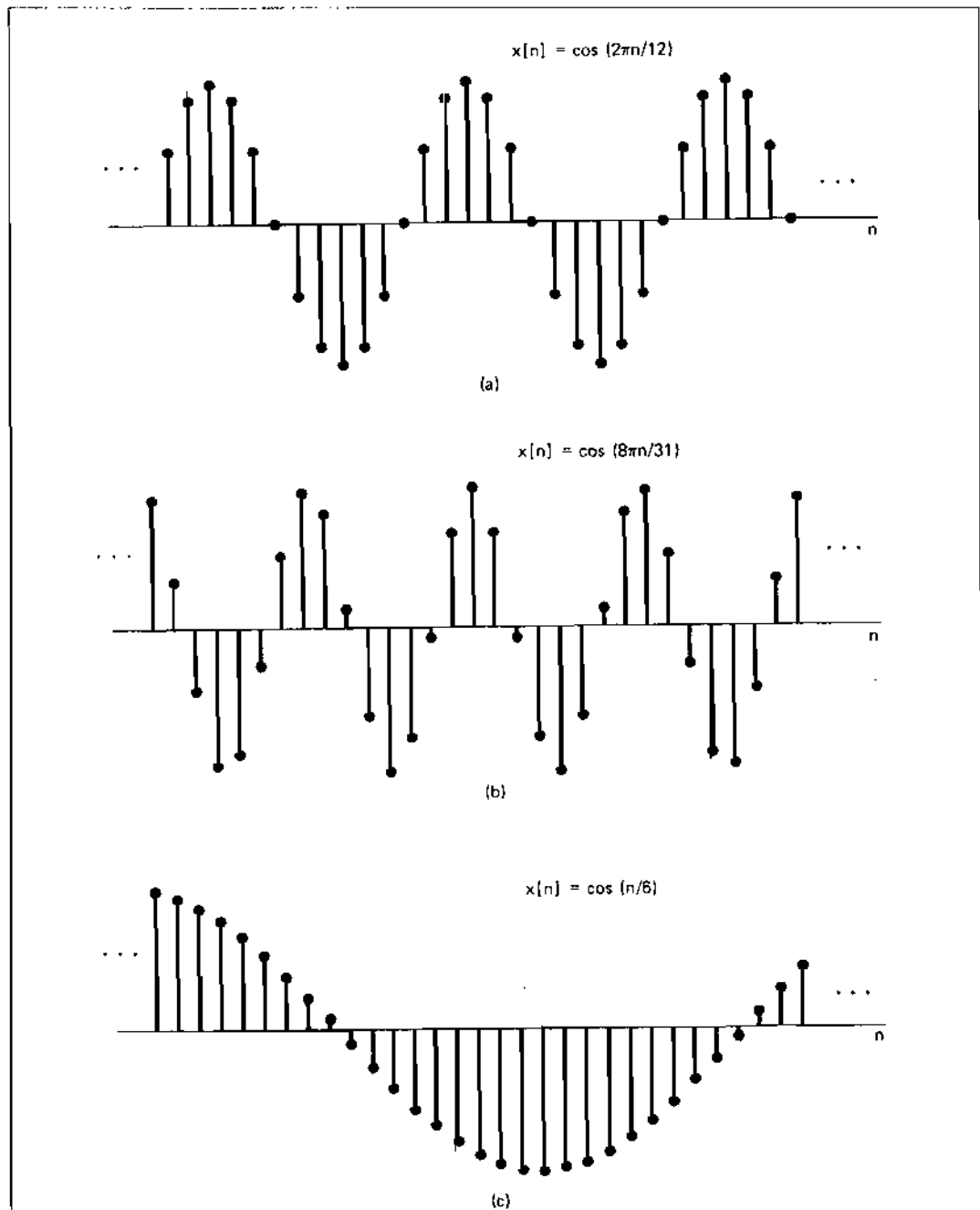


ภาพที่ 3-12 Exponential Sequences $x(n) = A\alpha^n$ (a) $\alpha > 1$; (b) $0 < \alpha < 1$;
(c) $-1 < \alpha < 0$; (d) $\alpha < -1$

3.2.2.2.4 Sinusoidal Sequences

มีนิยามดังสมการที่ 3-9 และมีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-13

$$x(n) = A \cos(\omega_0 n + \phi) \quad (3.9)$$



ภาพที่ 3-13 Sinusoidal Sequences

3.2.2.2.5 ลักษณะเฉพาะของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องทางเวลา

Energy Signal and Power Signals

Energy ของสัญญาณไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ สามารถหาได้จากสมการที่ 3-10

$$E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x(n)|^2 \quad (3-10)$$

และ Power ของสัญญาณไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ สามารถหาได้จากสมการที่ 3-11

$$P = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N |x(n)|^2 \quad (3-11)$$

จากสมการที่ 3.5 กำหนดให้ n อยู่ในช่วง $-N$ ถึง N ดังสมการที่ 3-12

$$E_N = \sum_{n=-N}^N |x(n)|^2 \quad (3-12)$$

แทนค่าลงใน E สมการที่ 3-12 ลงในสมการที่ 3-6 จะได้ Power ดังสมการที่ 3-13

$$P = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} E_N \quad (3-13)$$

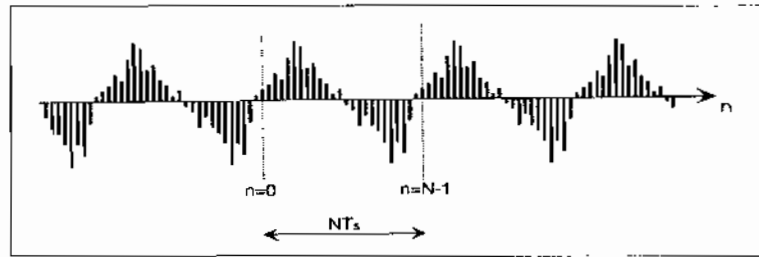
Periodic Signals and Aperiodic Signals

Periodic Signals Sequence เป็นสัญญาณที่มีคาบซ้ำ มีนิยามดังสมการที่ 3.14

$$x(n+N) = x(n) \quad (3-14)$$

เมื่อ N คือ Fundamental Period

และลำดับไม่เป็นดังสมการที่ 3.14 จะเป็นลำดับแบบ Aperiodic ซึ่งภาพที่ 3-14 แสดง Periodic Signal Sequence

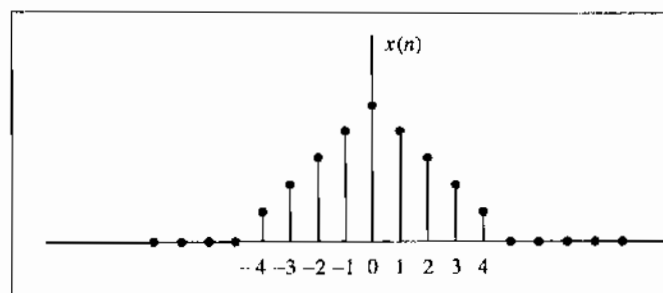


ภาพที่ 3-14 Periodic Signals Sequence

Symmetric (even) and Antisymmetric (odd) Signals

ลำดับสัญญาณที่สมมาตรกัน (Symmetric) มีนิยามดังสมการที่ 3-15 มีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-15

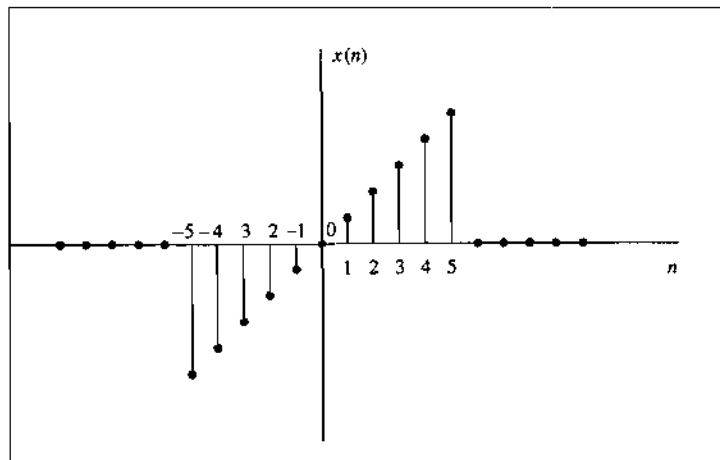
$$x(-n) = x(n) \quad (3-15)$$



ภาพที่ 3-15 Symmetric (Even) Sequence

ลำดับสัญญาณที่ไม่สมมาตรกัน (Antisymmetric) มีนิยามดังสมการที่ 3-16 และมีรูปสัญญาณดังภาพที่ 3-16

$$x(-n) = -x(n) \quad (3-16)$$



ภาพที่ 3-16 Antisymmetric (Odd) Sequence

3.2.2.2.6 การกระทำของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง (Simple Manipulations of Discrete-Time Signals)

การเลื่อนสัญญาณ

อาจเรียกว่าการหน่วงสัญญาณก็ได้เขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 3.17

$$y(n) = x(n - k) \quad (3-17)$$

เมื่อ k เป็น จำนวนเต็ม (Integer)

การบวก, การคูณและการสเกลสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง (Adding, Multiplication, and Scaling of Discrete Time Signal)

การบวกสัญญาณ 2 สัญญาณ หรือ k สัญญาณเข้าด้วยกันได้ดังสมการที่ 3-18 และสมการที่ 3-19

$$y(n) = x_1(n) + x_2(n) \quad -\infty < n < \infty \quad (3-18)$$

$$y(n) = x_1(n) + x_2(n) + \dots + x_k(n) \quad -\infty < n < \infty \quad (3-19)$$

การคูณสัญญาณ 2 สัญญาณ หรือ k สัญญาณเข้าด้วยกันดังสมการที่ 3-20 และสมการที่ 3-21

$$y(n) = x_1(n)x_2(n) \quad -\infty < n < \infty \quad (3-20)$$

$$y(n) = x_1(n)x_2(n)\dots x_k(n) \quad -\infty < n < \infty \quad (3-21)$$

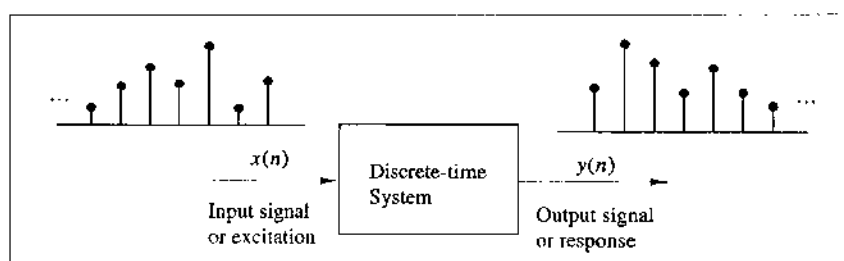
การสเกลสัญญาณเป็นการปรับขนาดสัญญาณกระทำโดยการคูณสัญญาณเข้ากับค่าคงที่ดังสมการที่ 3.22

$$y(n) = Ax(n) \quad -\infty < n < \infty \quad (3-22)$$

เมื่อ A เป็นค่าคงที่

3.2.2.2.7 ระบบแบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete Time System)

ระบบแบบไม่ต่อเนื่องมีไคอะแกรมดังภาพที่ 3-17



ภาพที่ 3-17 ไคอะแกรมของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

เมื่อ $x(n)$ เป็น อินพุต Signal หรือ Excitation ของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

$y(n)$ เป็น Output Signal หรือ Response ของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

จากภาพที่ 2.16 สามารถเขียนความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตกับเอาต์พุตได้ดังสมการที่ 3.23

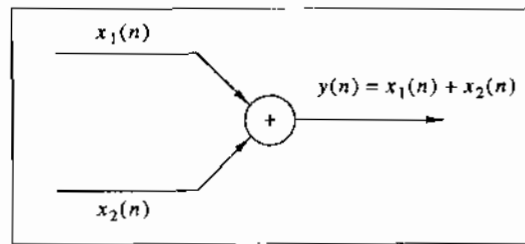
$$y(n) \equiv \tau[x(n)] \quad (3-23)$$

เมื่อ τ คือตัวกระทำ (Operator)

3.2.2.2.8 ไคอะแกรมที่ใช้แสดงในระบบไม่ต่อเนื่อง (Block Diagram Representation of Discrete- Time Systems)

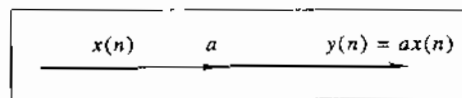
ในระบบแบบไม่ต่อเนื่องสามารถแทนได้ด้วยไคอะแกรมดังต่อไปนี้

ตัวบวก (Adder) ใช้สำหรับบวกสัญญาณเข้าด้วยกันดังภาพที่ 3-18



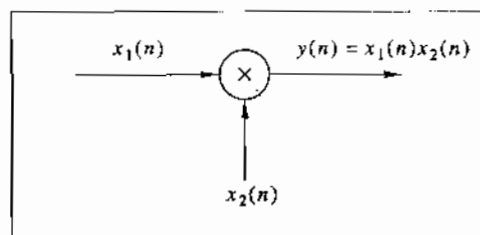
ภาพที่ 3-18 ไคอะแกรมการบวกในระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

ตัวคูณคงที่ (Constant Multiplier) ใช้คูณค่าคงที่กับสัญญาณดังภาพที่ 3-19



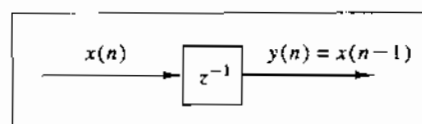
ภาพที่ 3-19 ไคอะแกรมตัวคูณคงที่ในระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

ตัวคูณสัญญาณ (Signal Multiplier) ใช้สำหรับคูณสัญญาณเข้าด้วยกันดังภาพที่ 3-20



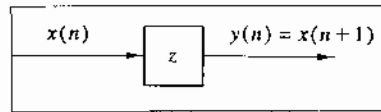
ภาพที่ 3-20 ไคอะแกรมตัวคูณสัญญาณในระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

ตัวหน่วง (Delay Element) ใช้สำหรับหน่วงสัญญาณดังภาพที่ 3-21



ภาพที่ 3-21 ไคอะแกรมตัวหน่วงในระบบไม่ต่อเนื่อง

ตัวล้าหน้า (Advance Element) ใช้สำหรับกำหนดค่าล่วงหน้าให้กับระบบดังภาพที่ 3-22



ภาพที่ 3-22 ไคอะแกรมตัวล้าหน้าในระบบไม่ต่อเนื่อง

3.2.2.2.9 ชนิดของระบบแบบไม่ต่อเนื่อง

ระบบแบบ Static

เป็นระบบที่ไม่มีหน่วยความจำมีสมการของระบบดังสมการที่ 3-24 และสมการที่ 3-25

$$y(n) = ax(n) \quad (3-24)$$

$$y(n) = nx(n) + bx^3(n) \quad (3-25)$$

ระบบแบบ Dynamic

เป็นระบบที่มีหน่วยความจำนั้นหมายถึงเป็นระบบที่สามารถบันทึกค่าอินพุตหรือเอาต์พุตที่เวลาผ่านไปแล้วได้มีสมการของระบบดังสมการที่ 3-26 ถึง 3-28

$$y(n) = x(n) + 3x(n-1) \quad (3-26)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^n x(n-k) \quad (3-27)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^m x(n-k) \quad (3-28)$$

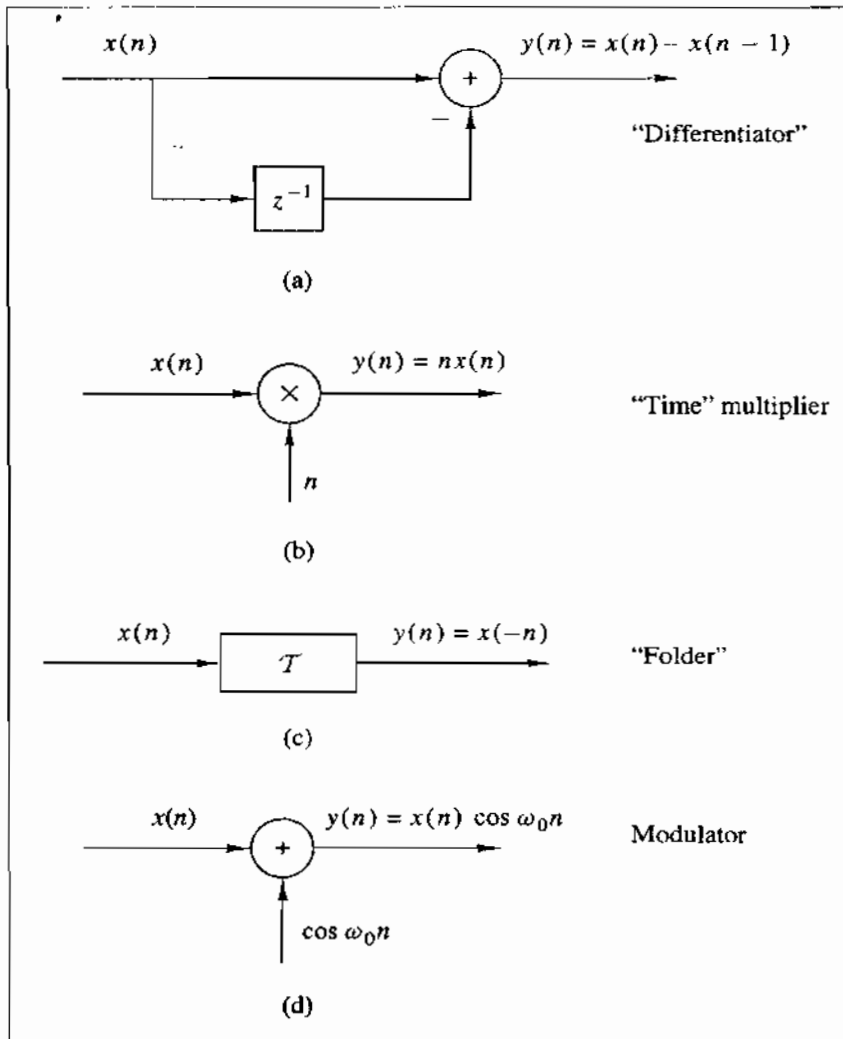
ระบบแบบแปรตามเวลา (Time-Invariant System)

กำหนดให้ τ เป็นระบบไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ เป็นอินพุตของระบบ $y(n)$ เป็นเอาต์พุตของระบบ ดังสมการที่ 3-29 ถ้ามีการหน่วงอินพุตเป็น $x(n-k)$ ถ้าเอาต์พุตที่ได้ถูกหน่วงไปเป็น $y(n-k)$ เช่นเดียวกับ อินพุตดังสมการที่ 3-30 สามารถสรุปได้ว่าระบบไม่ต่อเนื่อง τ เป็นระบบไม่ต่อเนื่องที่แปรตามเวลา

$$x(n) \xrightarrow{\tau} y(n) \quad (3-29)$$

$$x(n-k) \xrightarrow{\tau} y(n-k) \quad (3-30)$$

และระบบที่ อินพุต ถูกหน่วงไป $x(n-k)$ แต่ได้อาต์พุตของระบบไม่เท่ากับ $y(n-k)$ ระบบนั้นเป็นระบบที่ไม่แปรตามเวลา (Time-Variant System หรือ Time-Varying System) ภาพที่ 3-23 แสดงตัวอย่างระบบไม่ต่อเนื่องที่แปรตามเวลาและไม่แปรตามเวลา



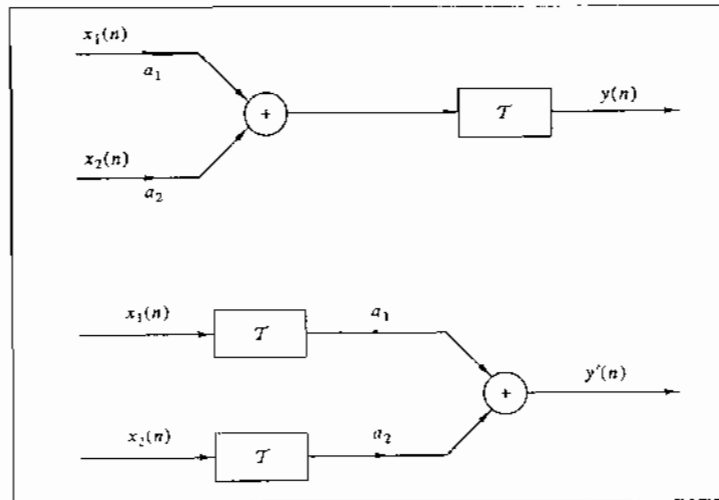
ภาพที่ 3-23 ตัวอย่างระบบไม่ต่อเนื่องที่แปรตามเวลาและไม่แปรตามเวลา

(a) ระบบแปรตามเวลา (b) – (d) ระบบที่ไม่แปรตามเวลา

ระบบแบบเชิงเส้นและไม่เชิงเส้น (Linear and Nonlinear Systems)

ระบบไม่ต่อเนื่องแบบเชิงเส้นจะต้องมีคุณสมบัติสอดคล้องกับหลักการของ Superposition ดังสมการที่ 3-31 หรืออธิบายได้ดังภาพที่ 3-24

$$\tau[a_1x_1(n) + a_2x_2(n)] = a_1\tau[x_1(n)] + a_2\tau[x_2(n)] \quad (3-31)$$



ภาพที่ 3-24 แสดงระบบ τ เป็นระบบที่เชิงเส้น

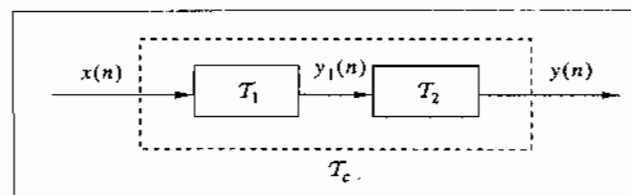
และระบบที่ไม่มีคุณสมบัติสอดคล้องกับหลักการของ Superposition จะเป็นระบบแบบไม่เชิงเส้น

ระบบแบบ Stable และระบบแบบ Unstable

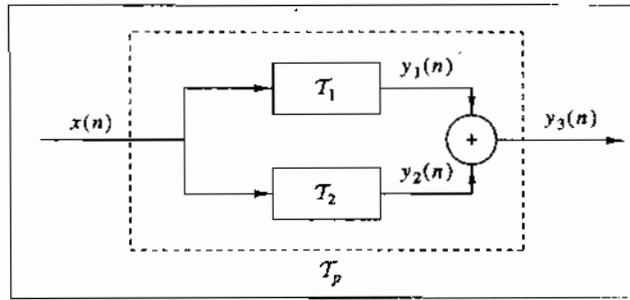
ระบบที่มีเอาต์พุตขึ้นอยู่กับการอินพุตจะเป็นระบบแบบ Stable ส่วนระบบที่มีเอาต์พุตไม่ขึ้นกับการอินพุตจะเป็นระบบแบบ Unstable

3.2.2.2.10 การเชื่อมต่อระบบไม่ต่อเนื่อง (Interconnection of Discrete-time systems)

กระทำได้ 2 ลักษณะคือ แบบอนุกรม (Cascade) ดังแสดงดังภาพที่ 3-25 และแบบขนาน (parallel) ดังแสดงดังภาพที่ 3-26



ภาพที่ 3-25 การเชื่อมต่อระบบไม่ต่อเนื่องแบบอนุกรม



ภาพที่ 3-26 การเชื่อมต่อระบบไม่ต่อเนื่องแบบขนาน

ในการเชื่อมต่อระบบดังภาพที่ 3-25 เขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 3-32 ถึง 3-34

$$y_1(n) = \tau_1[x(n)] \quad (3-32)$$

$$y(n) = \tau_2[y_1(n)] \quad (3-33)$$

แทนสมการที่ 3-32 ลงในสมการที่ 3-33 จะได้สมการ $y(n)$ ดังสมการที่ 3-34

$$y(n) = \tau_2\{\tau_1[x(n)]\} \quad (3-34)$$

กำหนดให้ $\tau_c = \tau_1\tau_2$ จะได้ $y(n)$ ดังสมการที่ 3-35

$$y(n) = \tau_c[x(n)] \quad (3-35)$$

และถ้ามีการสลับที่ระบบ τ_1 กับ τ_2 $y(n)$ จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปดังนั้นจึงสรุปได้ว่า

$$\tau_1\tau_2 \neq \tau_2\tau_1 \quad (3-36)$$

นอกจากนี้ถ้าระบบ τ_1 และระบบ τ_2 เป็นระบบที่แปรตามเวลา ก็จะได้ $\tau_1\tau_2$ หรือ τ_c เป็นระบบที่แปรตามเวลาด้วยดังสมการที่ 3-37

$$\begin{aligned} x(n-k) &\xrightarrow{\tau_1} y_1(n-k) \\ y_1(n-k) &\xrightarrow{\tau_2} y(n-k) \\ x(n-k) &\xrightarrow{\tau_c=\tau_2\tau_1} y(n-k) \end{aligned} \quad (3-37)$$

ส่วนการเชื่อมต่อแบบขนานเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 3-38

$$\begin{aligned}
 y_3(n) &= y_1(n) + y_2(n) \\
 &= \tau_1[x(n)] + \tau_2[x(n)] \\
 &= (\tau_1 + \tau_2)[x(n)] \\
 &= \tau_p[x(n)]
 \end{aligned} \tag{3-38}$$

เมื่อ $\tau_p = \tau_1 + \tau_2$

3.2.2.2.11 การวิเคราะห์ระบบไม่ต่อเนื่องแบบเชิงเส้นและแปรตามเวลา

(Analysis of Discrete-Time Linear Time-Invariant)

Resolution of a Discrete-Time Signal into Impulses

สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องใดๆสามารถเขียนแทนในรูปของ Impulse ได้เช่นดังภาพที่ 3-27

(b) เขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 3-39

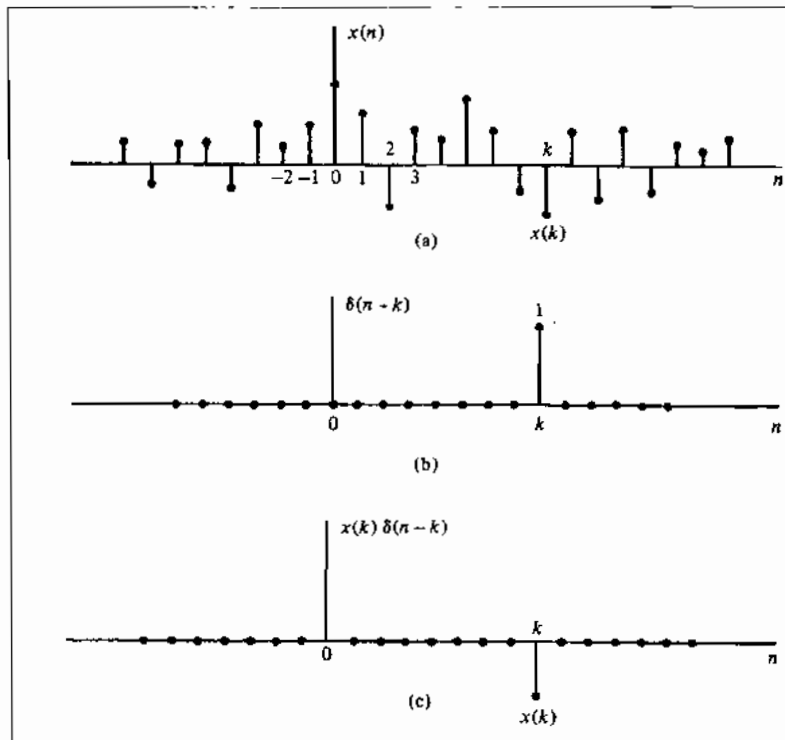
$$x(n) = \delta(n-k) \tag{3-39}$$

และภาพที่ 3-27 (c) เขียนได้ดังสมการที่ 3-40

$$x(n) = x(k)\delta(n-k) \tag{3-40}$$

ดังนั้นภาพที่ 3-27 (a) เขียนแทนได้ดังสมการที่ 3-41

$$x(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(k)\delta(n-k) \tag{3-41}$$



ภาพที่ 3-27 การแทนสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องในรูป Impulse

3.2.2.2.12 Convolution Sum

เป็นการผสมผสานระหว่างสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง $x(n]$ กับผลตอบสนองทาง Impulse ของระบบไม่ต่อเนื่อง $h(n]$ เขียนได้ดังสมการที่ 3-42

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (3-42)$$

เมื่อ $h(k)$ คือ ผลตอบสนองทาง Impulse ของระบบไม่ต่อเนื่อง

$x(n]$ คือ สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง

จะเห็นได้สมการสำหรับระบบแบบ Causal การทำ Convolution จะทำตามสมการที่ 3-43

$$y(n) = \sum_{k=0}^n h(k)x(n-k) \quad (3-43)$$

นอกจากนี้สมการ Convolution สามารถเขียนได้อีกแบบหนึ่งดังสมการที่ 3-44

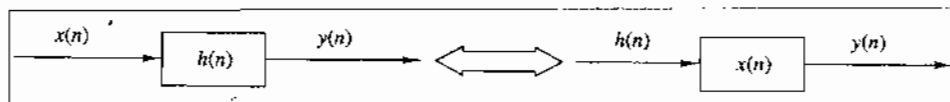
$$y(n) = h(n) * x(n) \quad (3-44)$$

คุณสมบัติของการ Convolution และการเชื่อมต่อระบบ

- Commutative law

$$\bullet \quad x(n) * h(n) = h(n) * x(n) \quad (3-45)$$

เขียนเป็นไดอะแกรมได้ดังภาพที่ 3-28



ภาพที่ 3-28 คุณสมบัติการสลับที่

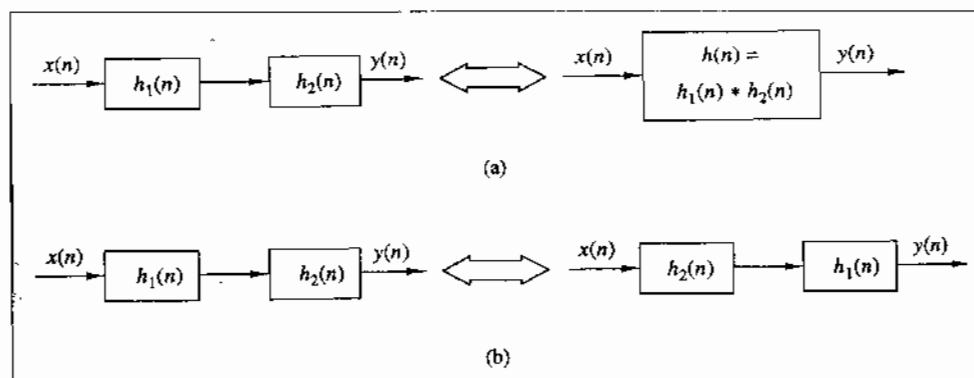
$$y(n) = x(n) * h(n) \quad (3-46)$$

$$y(n) = h(n) * x(n) \quad (3-47)$$

Associative law

$$\bullet \quad [x(n) * h_1(n)] * h_2(n) = x(n) * [h_1(n) * h_2(n)] \quad (3-48)$$

เขียนเป็นไดอะแกรมได้ดังภาพที่ 3-29

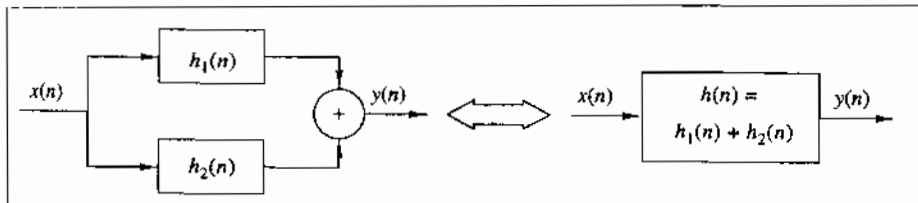


ภาพที่ 3-29 คุณสมบัติการจัดกลุ่ม

Distributive law

$$\bullet \quad x(n) * [h_1(n) + h_2(n)] = x(n) * h_1(n) + x(n) * h_2(n) \quad (3-49)$$

เขียนเป็นไดอะแกรมได้ดังภาพที่ 3-30



ภาพที่ 3-30 คุณสมบัติการกระจาย

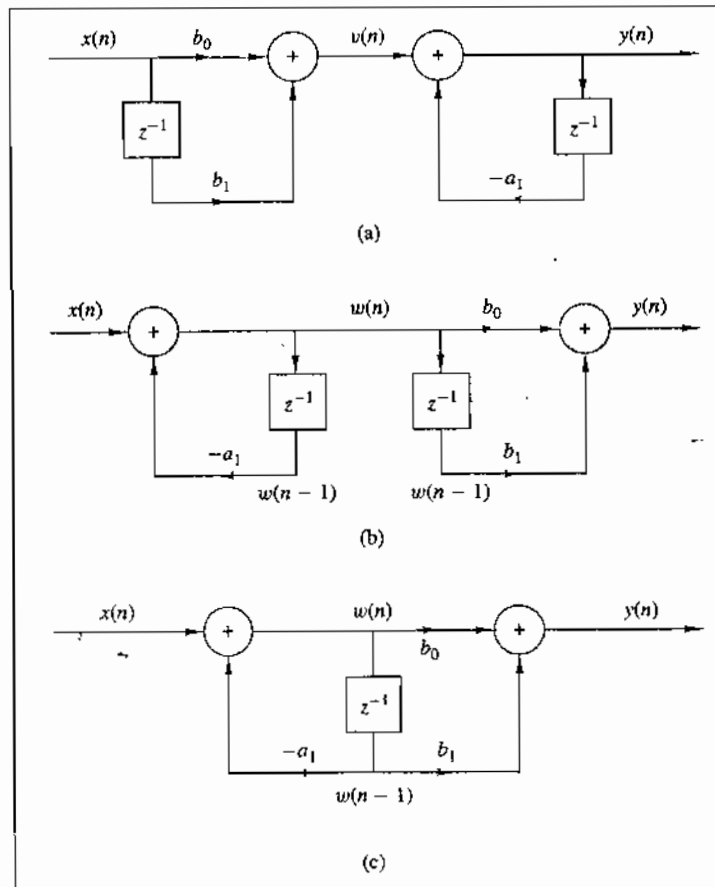
3.2.2.2.13 Implementation of Discrete Time Systems

โครงสร้างของระบบเชิงเส้นที่แปรตามเวลา (Structures for the Realization of Linear Time-Invariant Systems)

ระบบเชิงเส้นที่แปรตามเวลาจะมีสมการดังสมการที่ 3-50 และนำไปเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังภาพที่ 3-31 (a)

$$\begin{aligned} y(n) &= -a_1 y(n-1) + b_0 x(n) + b_1 x(n-1) \\ v(n) &= b_0 x(n) + b_1 x(n-1) \\ y(n) &= -a_1 y(n-1) + v(n) \end{aligned} \quad (3-50)$$

จากภาพที่ 3-31 (a) พบว่าระบบได้แยกออกเป็น 2 ระบบโดย $v(n)$ เป็นจุดเชื่อมต่อ และจากคุณสมบัติการจัดกลุ่มในหัวข้อ 2.6.2 ทำการสลับที่ระบบในภาพที่ 3-31 (a) ให้เป็นดังภาพที่ 3-31 (b) เมื่อสลับที่แล้วพบว่าระบบทั้ง 2 ระบบสามารถใช้ตัวหน่วงร่วมกันได้ ทำให้เขียนเป็นโครงสร้างใหม่ได้ดังภาพที่ 3-33 (c) และเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 3-51



ภาพที่ 3-31 โครงสร้างของระบบเชิงเส้นแปรตามเวลา

$$w(n) = -a_1 w(n-1) + x(n)$$

$$y(n) = b_0 w(n) + b_1 w(n-1) \quad (3-51)$$

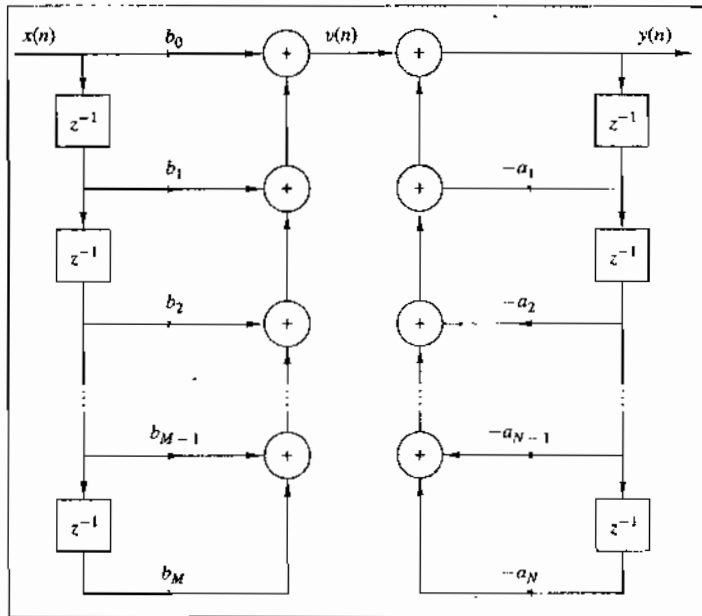
เรียกโครงสร้างที่แสดงดังภาพที่ 3-31 (a) ว่าเป็น โครงสร้างแบบตรง I (Direct form I) ส่วนภาพ (c) นั้นเรียกว่าโครงสร้างแบบตรง II (Direct form II) และอาจเรียกระบบเชิงเส้นที่แปรตามเวลานี้ว่าระบบแบบ Recursive นอกจากนี้ระบบเชิงเส้นที่แปรตามเวลาสามารถเขียนในรูปสมการทั่วไปได้ดังสมการที่ 3-52

$$y(n) = -\sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) \quad (3-52)$$

กำหนดให้ $v(n) = \sum_{k=0}^M b_k x(n-k)$ แทนค่าลงในสมการที่ 3-52 จะได้ดังสมการที่ 3-53 และนำไป

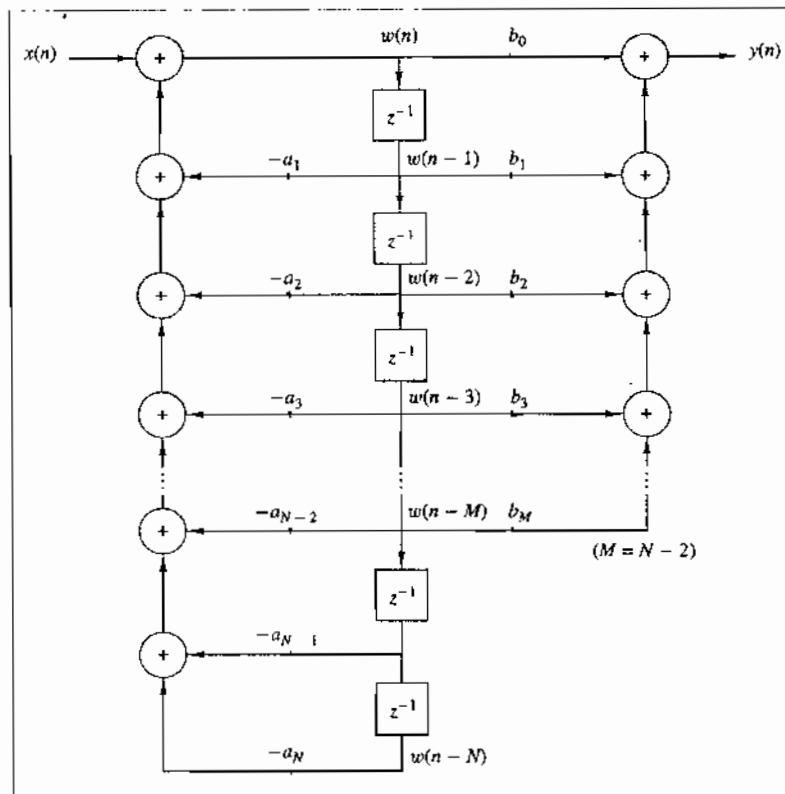
เขียนโครงสร้างได้ดังภาพที่ 3-32

$$y(n) = -\sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + v(n) \quad (3-53)$$



ภาพที่ 3-32 โครงสร้างแบบตรง I ของระบบไม่ต่อเนื่องแบบ Recursive

และจากสมการที่ 3-50 และสมการที่ 3-51 สามารถแปลงโครงสร้างแบบตรง I ดังภาพที่ 3-32 เป็นโครงสร้างแบบตรง II ดังภาพที่ 3-33



ภาพที่ 3-33 โครงสร้างแบบตรง II ของระบบไม่ต่อเนื่องแบบ Recursive

3.2.2.2.14 นิยามของการแปลงแซด

การแปลงแซด (Z-Transform) ของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถนิยามอยู่ในรูปของอนุกรมอนันต์ (Power Series) ได้ดังสมการที่ 3-54 เรียกสมการที่ 3-54 นี้ว่า การแปลงแซดแบบตรง (Direct z-Transform)

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (3-54)$$

เมื่อ z เป็น ตัวแปรเชิงซ้อน (Complex Variable)

$x(n)$ เป็น ลำดับสัญญาณ (Sequence Signal)

แต่สำหรับ Causal System การแปลงแซดของสัญญาณที่ไม่ต่อเนื่องสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3-55 เรียกสมการที่ 3-55 นี้ว่า One-Side-z-transform

$$X(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n} \quad (3-55)$$

การแปลงแซดของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องสามารถเขียนแทนได้อีกรูปแบบหนึ่งดังสมการที่

3-56

$$X(z) = z\{x(n)\} \quad (3-56)$$

และจากสมการที่ 3-54 และ 3-55 จะเห็นได้ว่าผลการแปลงแซด ก็คืออนุกรมอนันต์ ดังนั้นค่า z ที่ทำให้ $X(z)$ หาคำตอบได้เรียกว่า z นี้ว่า Region of Convergence (ROC) โดยค่า z นี้จะมีค่าเป็นจำนวนเชิงซ้อน Z-Transform ของฟังก์ชันสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่องแสดงได้ดังตารางที่ 3-1

ตารางที่ 3-1 Z-Transform ของสัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง

TABLE 3.1 SOME COMMON z-TRANSFORM PAIRS

Sequence	Transform	ROC
1. $\delta[n]$	1	All z
2. $u[n]$	$\frac{1}{1 - z^{-1}}$	$ z > 1$
3. $-u[-n - 1]$	$\frac{1}{1 - z^{-1}}$	$ z < 1$
4. $\delta[n - m]$	z^{-m}	All z except 0 (if $m > 0$) or ∞ (if $m < 0$)
5. $a^n u[n]$	$\frac{1}{1 - az^{-1}}$	$ z > a $
6. $-a^n u[-n - 1]$	$\frac{1}{1 - az^{-1}}$	$ z < a $
7. $na^n u[n]$	$\frac{az^{-1}}{(1 - az^{-1})^2}$	$ z > a $
8. $-na^n u[-n - 1]$	$\frac{az^{-1}}{(1 - az^{-1})^2}$	$ z < a $
9. $[\cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [\cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
10. $[\sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[\sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2 \cos \omega_0] z^{-1} + z^{-2}}$	$ z > 1$
11. $[r^n \cos \omega_0 n] u[n]$	$\frac{1 - [r \cos \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
12. $[r^n \sin \omega_0 n] u[n]$	$\frac{[r \sin \omega_0] z^{-1}}{1 - [2r \cos \omega_0] z^{-1} + r^2 z^{-2}}$	$ z > r$
13. $\begin{cases} a^n, & 0 \leq n \leq N-1, \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$	$\frac{1 - a^N z^{-N}}{1 - az^{-1}}$	$ z > 0$

คุณสมบัติของ Z-Transform

คุณสมบัติความเป็นเชิงเส้น (Linearity Property)

แสดงได้ดังสมการที่ 3-57

$$Z[ax_1(n) + bx_2(n)] = aX_1(z) + bX_2(z) \quad (3-57)$$

คุณสมบัติการเลื่อน (Shift Property)

กำหนดให้ $y(n) = x(n-m)$ $m \geq 0$ และ z-transform ของ $y(n) = Y(z)$ เขียนแทนได้ดังสมการที่ 3-58 และ 3-59

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n)z^{-n} \quad (3-58)$$

$$Y(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (3-59)$$

กำหนดให้ระบบที่กำลังพิจารณาเป็นระบบแบบ Causal ดังนั้นสมการที่ 3.59 สามารถเขียนได้ใหม่ดังสมการที่ 3-60 และ 3-61

$$Y(z) = \sum_{n=0}^{\infty} x(n-m)z^{-n} \quad (3-60)$$

$$Y(z) = x(-m) + x(1-m)z^{-1} + x(2-m)z^{-2} + \dots + x(0)z^{-m} + x(1)z^{-(m+1)} + \dots$$

$$Y(z) = x(0)z^{-m} + x(1)z^{-(m+1)} + x(2)z^{-(m+2)} + \dots + x(n)z^{-(m+n)} \quad (3-61)$$

จัดสมการที่ 3-61 ใหม่โดยดึงตัวร่วม z^{-m} ออกจะได้

$$Y(z) = z^{-m} [x(0) + x(1)z^{-1} + x(2)z^{-2} + \dots + x(n)z^{-n}] \quad (3-62)$$

$$Y(z) = z^{-m} \sum_{n=0}^{\infty} x(n)z^{-n}$$

$$Y(z) = z^{-m} X(z) \quad (3-63)$$

คุณสมบัติการผสมผสาน (Convolution Property)

จากสมการ Convolution

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h(k)x(n-k)$$

$$y(n) = h(n) \otimes x(n)$$

ทำการแปลงแซด $x(n), h(n)$ ให้เป็น $X(z), H(z)$ จะได้การ Convolution ดังสมการที่ 3-64

$$Y(z) = H(z)X(z) \quad (3-64)$$

3.2.2.2.15 Rational Z-Transform

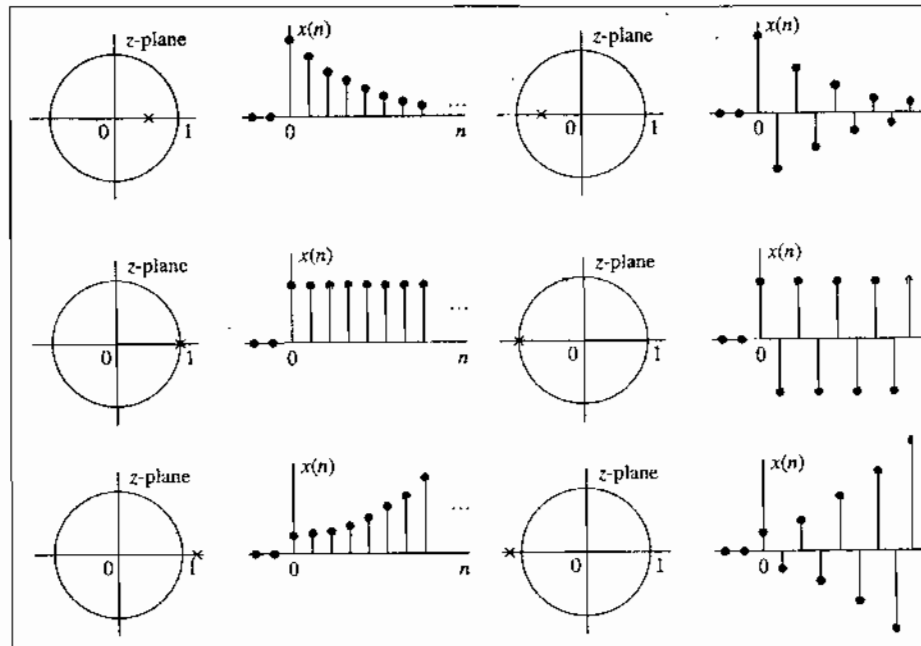
สัญญาณแบบไม่ต่อเนื่อง $x(n)$ หรือระบบแบบไม่ต่อเนื่อง $y(n)$ สามารถเขียนให้อยู่ในรูป $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ได้โดยการแปลงแซด ค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ นี้เมื่อจัดให้อยู่ในรูปเศษส่วน (Rational) สามารถบอกรายละเอียดคุณลักษณะของสัญญาณและระบบได้

Pole and Zero

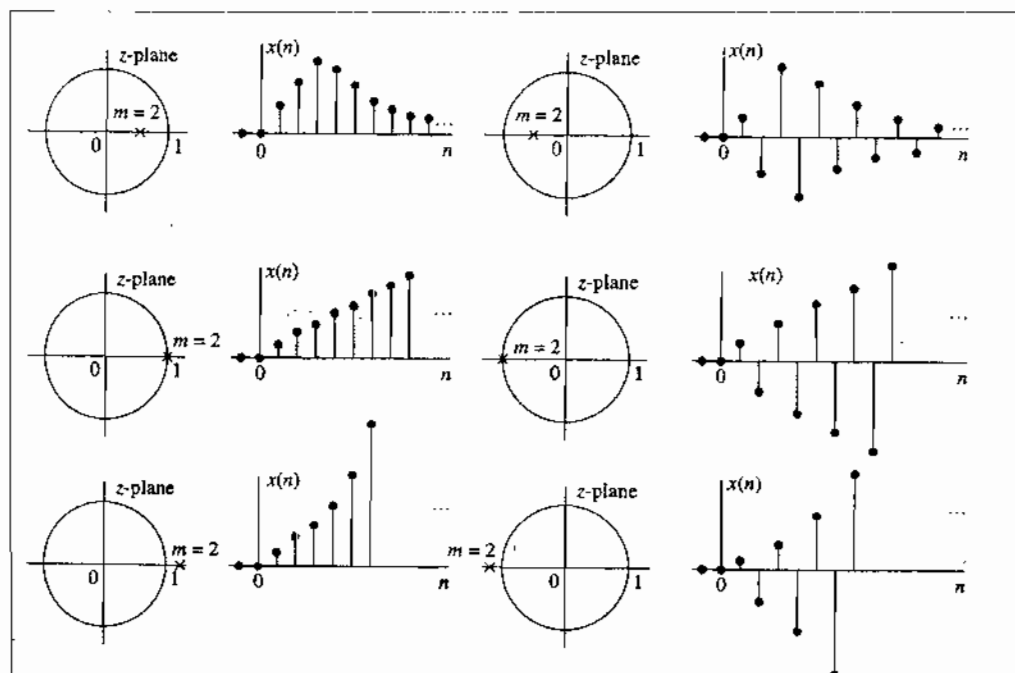
เป็นการนำค่า $X(z)$ หรือ $Y(z)$ ไปแก้สมการหาค่า Z และนำคำตอบของ (ไป Plot ลงในระนาบ Z ซับซ้อน (Complex Z-Plane) ค่า Z ที่เป็นคำตอบของเศษเรียกว่า รั่ว แทนด้วยสัญลักษณ์ $\bigcirc$ ค่า Z ที่เป็นคำตอบของส่วนเรียกว่า โพลแทนด้วยสัญลักษณ์ $\times$

ลักษณะสัญญาณกับการวางตำแหน่งของ โพล

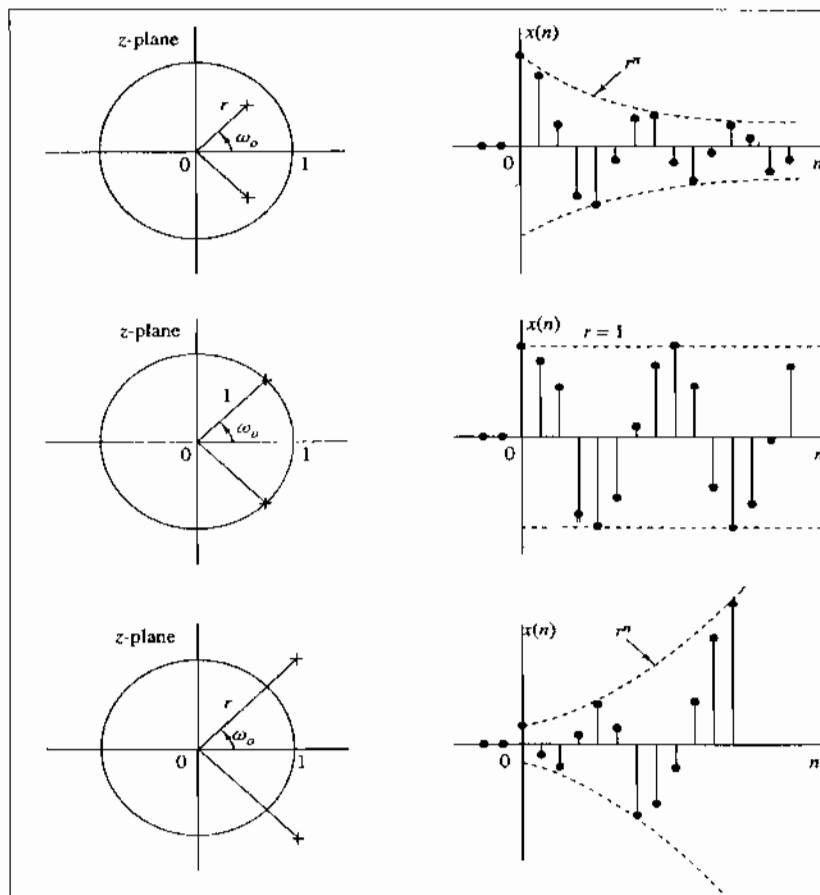
ตำแหน่งของโพลในระนาบ z สามารถบ่งบอกลักษณะของลำดับสัญญาณได้ซึ่งลักษณะของลำดับสัญญาณที่เกิดขึ้นสามารถคำนวณได้จากการทำ Inverse Z- Transform สามารถเขียนได้ดังภาพที่ 3-34



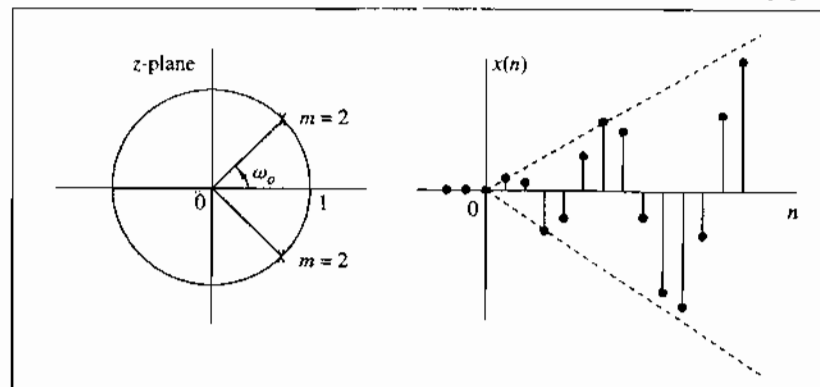
ภาพที่ 3-34 (a) ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ



ภาพที่ 3-34 (b) ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ



ภาพที่ 3-34 (c) ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ



ภาพที่ 3-34 (d) ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของโพลกับลำดับสัญญาณ

3.2.2.2.16 The System Function of a Linear Time-Invariant System

ในการหาผลตอบสนองทาง Output ของระบบที่แปรตามเวลาจากหัวข้อที่ผ่านมา สามารถกระทำได้โดยใช้หลักการ Convolution ซึ่งการหาจะต้องรู้ค่าของ $x(n)$ และ $h(n)$ แต่จากคุณสมบัติของ Z-Transform ทำให้การหาผลตอบสนองทาง Output หาได้จากสมการที่ 3-65

$$Y(z) = H(z)X(z) \quad (3-65)$$

เมื่อ $Y(z)$ คือ Z-Transform ของ Output Sequence $y(n)$

$X(z)$ คือ Z-Transform ของ Input Sequence $x(n)$

$H(z)$ คือ Z-Transform ของ Unit sample Response $h(n)$

ดังนั้นถ้ารู้ค่า $x(n)$ และ $h(n)$ ก็สามารถหาค่า $X(z)$ และ $H(z)$ ได้โดยการแปลง z และเมื่อนำมาคูณกันดังสมการที่ 3-65 ก็จะได้ $Y(z)$ และสามารถหาค่า $y(n)$ ได้โดยการแปลง z ผกผัน $Y(z)$ และในทางกลับกันถ้ารู้ค่า $x(n)$ และ $y(n)$ ก็สามารถหาค่า $H(z)$ ได้ดังสมการที่ 3-66

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} \quad (3-66)$$

เพื่อความชัดเจนจะเห็นได้ว่าคุณสมบัติของระบบนั้นอธิบายได้ 2 ลักษณะคือ $h(n)$ และ $H(z)$ โดย $h(n)$ นั้นจะอธิบายถึงคุณสมบัติของระบบใน Time-Domain ส่วน $H(z)$ จะอธิบายถึงคุณสมบัติใน Z-Domain ซึ่งแท้ที่จริงแล้ว $H(z)$ และ $h(n)$ นั้นเหมือนกันเพียงแต่อยู่กันคนละ Domain และโดยทั่วไปจะเรียก $H(z)$ ในสมการที่ 3-66 ว่า ฟังก์ชันระบบ (System Function) หรือ ฟังก์ชันโอนถ่าย (Transfer Function)

สำหรับระบบที่เป็นแบบ Linear Constant-Coefficient Difference Equation ดังสมการที่ 3-67 สามารถใช้คุณสมบัติของ Z-Transform เขียนเป็นฟังก์ชันโอนถ่าย $H(z)$ ได้ดังสมการที่ 3-67

$$y(n) = -\sum_{k=1}^N a_k y(n-k) + \sum_{k=0}^M b_k x(n-k) \quad (3-67)$$

$$Y(z) = -\sum_{k=1}^N a_k Y(z)z^{-k} + \sum_{k=0}^M b_k X(z)z^{-k}$$

$$\begin{aligned}
 Y(z) \left(1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k} \right) &= X(z) \left(\sum_{k=0}^M b_k z^{-k} \right) \\
 \frac{Y(z)}{X(z)} &= \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}} \\
 H(z) &= \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^N a_k z^{-k}} \quad (3-68)
 \end{aligned}$$

และระบบที่เป็นแบบ Non-Recursive ดังสมการที่ 3.85 สามารถเขียนเป็นฟังก์ชันโอนถ่ายได้ดังสมการที่ 3-70

$$y(n) = \sum_{k=0}^M h(k)x(n-k) \quad (3-69)$$

$$Y(z) = \sum_{k=0}^M h(k)X(z)z^{-k}$$

$$Y(z) = X(z) \left(\sum_{k=0}^M h(k)z^{-k} \right)$$

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{k=0}^M h(k)z^{-k} \quad (3-70)$$

3.2.2.2.17 การแปลง Z ผกผัน (Inversion of Z-Transform)

เป็นการแปลง $X(z)$ กลับเป็น $x(n)$ ทำได้ 3 วิธีดังต่อไปนี้

- วิธีอนุกรมอนันต์ (Power Series Method)
- วิธีแยกเศษส่วนย่อย (Partial-Fraction Expansion Method)
- Residue Method

การแปลง Z ผกผันด้วยวิธีอนุกรมอนันต์

กำหนดให้ $X(z)$ เป็น Z-Transform ของ Causal Sequence ดังสมการที่ 3-71 ซึ่งสมการนี้สามารถจัดให้เป็นอนุกรมอนันต์ในรูป z หรือ z^{-1} โดยใช้การหารยาว (Long division)

$$X(z) = \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots + a_N z^{-N}}{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots + b_M z^{-M}} \quad (3-71)$$

เมื่อทำการหารยาวสมการที่ 3-71 จะได้ค่า $X(z)$ ดังสมการที่ 3-72

$$X(z) = x(0) + x(1)z^{-1} + x(2)z^{-2} + x(3)z^{-3} + \dots \quad (3-72)$$

3.2.2.2.18 การแปลง z ผกผันด้วยวิธีแยกเศษส่วนย่อย

ทำโดยจัดสมการ $X(z)$ ให้อยู่ในรูปเศษส่วนย่อยจากนั้นนำสมการที่จัดรูปได้แปลงให้เป็น $x(n)$ โดยใช้ตาราง z -transform พิจารณา $X(z)$ ดังสมการที่ 3-71 การจัดรูปสมการจะเป็นไปตามตำแหน่งของโพลในระนาบ z ซึ่งแบ่งออกได้ดังต่อไปนี้

กรณีโพลมีตำแหน่งไม่ซ้ำกัน สมการ $X(z)$ สมการที่ 3-68 สามารถจัดรูปได้ดังสมการที่ 3-73

$$X(z) = B_0 + \frac{C_1}{1 - p_1 z^{-1}} + \frac{C_2}{1 - p_2 z^{-1}} + \dots + \frac{C_M}{1 - p_M z^{-1}} \quad (3-73)$$

$$X(z) = B_0 + \frac{C_1 z}{z - p_1} + \frac{C_2 z}{z - p_2} + \dots + \frac{C_M z}{z - p_M}$$

$$X(z) = B_0 + \sum_{k=1}^M \frac{C_k z}{z - p_k} \quad (3-74)$$

กรณีโพลอยู่มากกว่าหนึ่งตัวอยู่ตำแหน่งซ้ำกัน สมการ $X(z)$ สมการที่ 3-71 สามารถจัดรูปได้ดังสมการที่ 3-75

$$X(z) = \sum_{i=1}^m \frac{D_i}{(z - p_k)^i} \quad (3-75)$$

และค่า D_i หาได้จากสมการที่ 3-76

$$D_i = \frac{1}{(m-i)!} \frac{d^{m-i}}{dz^{m-i}} [(z - p_k)^m X(z)]_{z=p_k} \quad (3-76)$$

แต่ถ้าระบบหรือลำดับสัญญาณมีโพลมากกว่าหนึ่งตัวและตำแหน่งของโพลอยู่ในตำแหน่งที่ซ้ำกันและไม่ซ้ำกันตัวอย่างเช่นระบบมีโพลทั้งหมด 3 ตัว มีโพล 2 ตัวอยู่ตำแหน่งเดียวกันส่วนอีก 1 ตัวอยู่คนละตำแหน่งการจัดสมการในรูปเศษส่วนย่อยก็จะใช้สมการที่ 3-74 และ 3-75 รวมกัน

3.2.2.2.19 การแปลง Z ผกผันโดยวิธี Residue

การแปลง z ผกผันด้วยวิธีนี้ค่า $x(n)$ จะถูกแทนด้วยการอินทิเกรตกรอบ (Contour Integral) ดังสมการที่ 3-77

$$x(n) = \frac{1}{2\pi j} \oint_C z^{n-1} X(z) dz \quad (3-77)$$

เมื่อ C คือเส้นทางการอินทิเกรตกรอบโพลของ $X(z)$ ที่อยู่ในรูปเศษส่วนและโพลิโนเมียล (Rational and polynomials) การอินทิเกรตกรอบดังสมการที่ 3-77 ค่าตอบจะถูกแทนอยู่ในรูปตัวแปรเชิงซ้อนด้วยทฤษฎีของ Cauchy's Residue ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่า $x(n)$ ก็คือผลรวมของการทำ Residue เฉพาะโพลในบริเวณ C ของฟังก์ชัน $z^{n-1} X(z)$ เขียนได้ดังสมการที่ 3-78

$$\text{Res}[F(z), p_k] = \frac{1}{(m-1)!} \frac{d^{m-1}}{dz^{m-1}} [(z - p_k) F(z)]_{z=p_k} \quad (3-78)$$

เมื่อ $F(z) = z^{n-1} X(z)$

ผลตอบสนองความถี่ (Frequency Response)

พิจารณาฟังก์ชันถ่ายโอน $H(z)$ ดังสมการที่ 3-79

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \dots}{1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2} + \dots} \quad (3-79)$$

ในการหาผลตอบสนองทางความถี่ของระบบแบบไม่ต่อเนื่องนั้นจะแทน $z = e^{j\omega}$ ลงใน $H(z)$ ดังสมการที่ 3-80

$$H(\omega) = \frac{b_0 + b_1 e^{-j\omega} + b_2 e^{-2j\omega} + \dots}{1 + a_1 e^{-j\omega} + a_2 e^{-2j\omega} + \dots}$$

$$H(\omega) = H_R(\omega) + H_I(\omega) \quad (3-80)$$

จะเห็นว่าสมการที่ 3-80 จะประกอบด้วยค่าที่เป็นจำนวนจริงและค่าที่เป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งในการหาผลตอบสนองทางความถี่จะแบ่งการคำนวณออกเป็น 2 ลักษณะคือ

ผลตอบสนองทางขนาด (Magnitude Response)

คำนวณได้โดยการหาค่าสัมบูรณ์ของสมการที่ 3-80 เขียนได้ดังสมการที่ 3-81

$$|H(\omega)| = \sqrt{H_R^2(\omega) + H_I^2(\omega)} \quad (3-81)$$

ผลตอบสนองทางเฟส (Phase Response)

คำนวณได้จากสมการที่ 3-82 ซึ่งผลตอบสนองทางเฟสจะถูกแทนด้วย $\Theta(\omega)$ หรือ $\angle H(\omega)$

$$\Theta(\omega) = \angle H(\omega) = \tan^{-1} \frac{H_I(\omega)}{H_R(\omega)} \quad (3-82)$$

3.2.2.2.20 การหาผลตอบสนองความถี่โดย Geometric

ในการหาผลตอบสนองความถี่จะมีความยุ่งยากมากขึ้นตามการเพิ่มจำนวนของซีโรและโพลดังสมการที่ 3-83

$$H(z) = K \frac{(z - z_1)(z - z_2) \dots (z - z_M)}{(z - p_1)(z - p_2) \dots (z - p_N)}$$

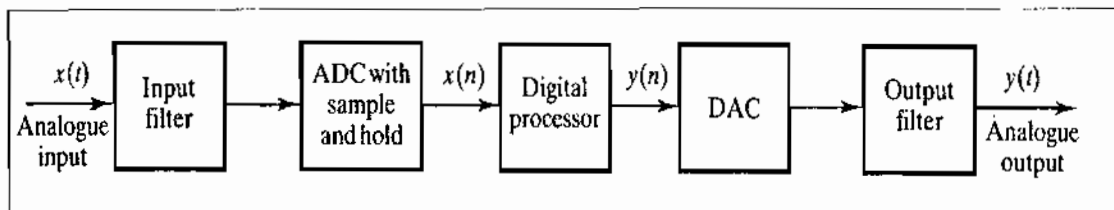
$$H(z) = K \frac{\prod_{i=1}^M (z - z_i)}{\prod_{i=1}^N (z - p_i)} \quad (3-83)$$

แทนค่า $z = e^{j\omega}$ ลงในสมการที่ 3-83

$$H(\omega) = K \frac{\prod_{i=1}^M (e^{j\omega} - z_i)}{\prod_{i=1}^N (e^{j\omega} - p_i)} \quad (3-84)$$

3.3 ทฤษฎีตัวกรองดิจิทัล

ตัวกรองดิจิทัล (Digital Filter) เป็นตัวกรองรูปแบบหนึ่งที่ถูกออกแบบและสร้างขึ้นโดยวงจรดิจิทัลมีไดอะแกรมการทำงานดังภาพที่ 3-37 จากภาพสัญญาณอนาล็อก $x(t)$ เป็นสัญญาณอินพุตของตัวกรอง สัญญาณนี้จะถูกส่งผ่านวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล $x(n)$ และสัญญาณดิจิทัลนี้จะถูกส่งเข้าไปคำนวณในหน่วยประมวลผล ผลที่ได้จากการคำนวณยังคงเป็นสัญญาณดิจิทัล $y(n)$ จากนั้นจะถูกส่งผ่านมายังวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลให้เป็นสัญญาณอนาล็อก ได้สัญญาณเอาต์พุตของฟิลเตอร์เป็นสัญญาณอนาล็อก $y(t)$



ภาพที่ 3-35 ไดอะแกรมการทำงานของตัวกรองดิจิทัลพื้นฐาน

3.3.1 ตัวกรองดิจิทัล

ตัวกรองดิจิทัลแบ่งออกได้ 2 ชนิดคือ

ตัวกรองดิจิทัลแบบเอฟไออาร์ (Finite Impulse Response Filter: FIR)

ตัวกรองดิจิทัลแบบไอไออาร์ (Infinite Impulse Response Filter: IIR)

องค์ประกอบของตัวกรองดิจิทัล

ตัวกรองดิจิทัลทั้งสองชนิดจะประกอบด้วยองค์ประกอบพื้นฐาน (Basic Elements)

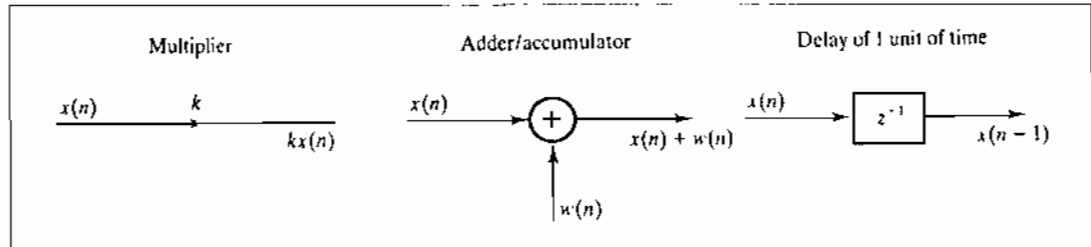
ดังต่อไปนี้

ตัวบวก (Adder)

ตัวคูณ (Multiplier)

ตัวหน่วง (Delay)

สัญลักษณ์ขององค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวสามารถแสดงได้ดังภาพที่ 3-36



ภาพที่ 3-36 องค์ประกอบพื้นฐานทั้ง 3 ตัวที่ใช้เป็นส่วนประกอบของตัวกรองดิจิทัล

3.3.1.1 ตัวกรองดิจิทัลแบบไอโออาร์

ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer function) ของตัวกรองแบบไอโออาร์ สามารถเขียนเป็นสมการได้ดังต่อไปนี้

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^N b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \quad (3-85)$$

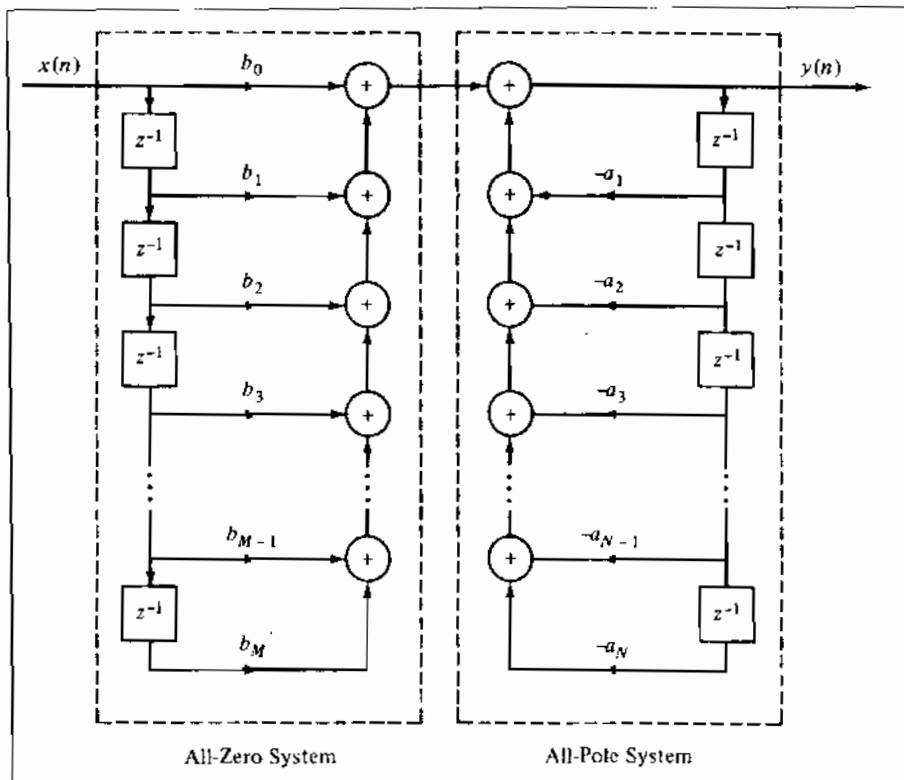
จากสมการที่ 3-85 สามารถนำไปเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ 3-86

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}} \quad (3-86)$$

จากสมการที่ 3-86 นำไปจัดเทอมต่าง ๆ ใหม่และเขียนอยู่ในรูปสมการผลต่าง (Difference Equation) ได้ดังสมการที่ 3-87

$$\begin{aligned} Y(z) &= \sum_{k=0}^N b_k X(z) z^{-k} - \sum_{k=1}^M a_k Y(z) z^{-k} \\ Y(z) &= b_0 X(z) + b_1 X(z) z^{-1} + \dots + b_N X(z) z^{-N} - a_1 Y(z) z^{-1} - \dots - a_M Y(z) z^{-M} \\ Y(n) &= \sum_{k=0}^N b_k X(n-k) - \sum_{k=1}^M a_k Y(n-k) \end{aligned} \quad (3-87)$$

จากสมการที่ 3-87 สามารถนำมาเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังภาพที่ 3-39 ซึ่งโครงสร้างในภาพที่ 3-39 เป็นโครงสร้างแบบตรง I (Direct form I)



ภาพที่ 3-37 โครงสร้างของตัวกรองไอโออาร์แบบตรง I

ถ้า นำ $\frac{w(z)}{w(z)}$ คูณตลอดในสมการที่ 3-86 จะได้

$$H(z) = \frac{w(z)}{w(z)} \times \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}}$$

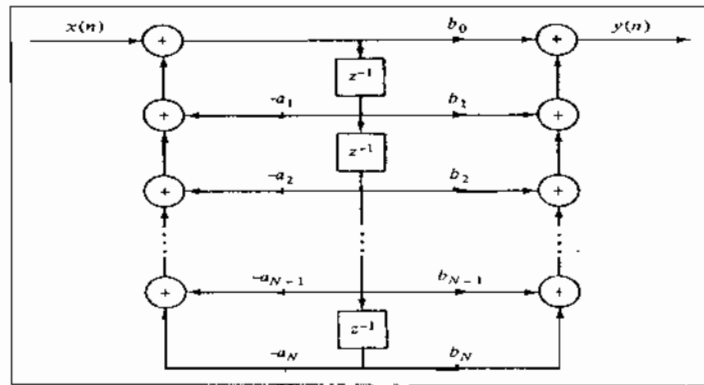
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{w(z)}{w(z)} \times \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_N z^{-N}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_M z^{-M}}$$

$$X(z) = w(z) + a_1 w(z) z^{-1} + \dots + a_M w(z) z^{-M}$$

$$w(z) = X(z) - a_1 w(z) z^{-1} - \dots - a_M w(z) z^{-M} \quad (3-88)$$

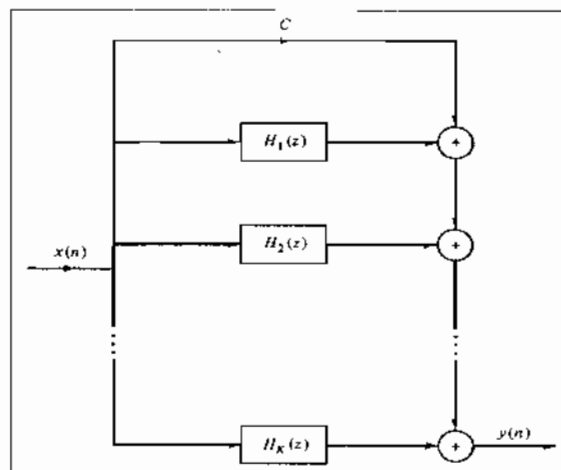
$$Y(z) = b_0 w(z) + b_1 w(z) z^{-1} + \dots + b_N w(z) z^{-N} \quad (3-89)$$

จากสมการที่ 3-88 และสมการที่ 3-89 สามารถนำไปเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังภาพที่ 3-38
โครงสร้างในภาพที่ 3-38 นี้เรียกว่าแบบตรง II (Direct form II)



ภาพที่ 3-38 โครงสร้างตัวกรองไอโออาร์แบบตรง II

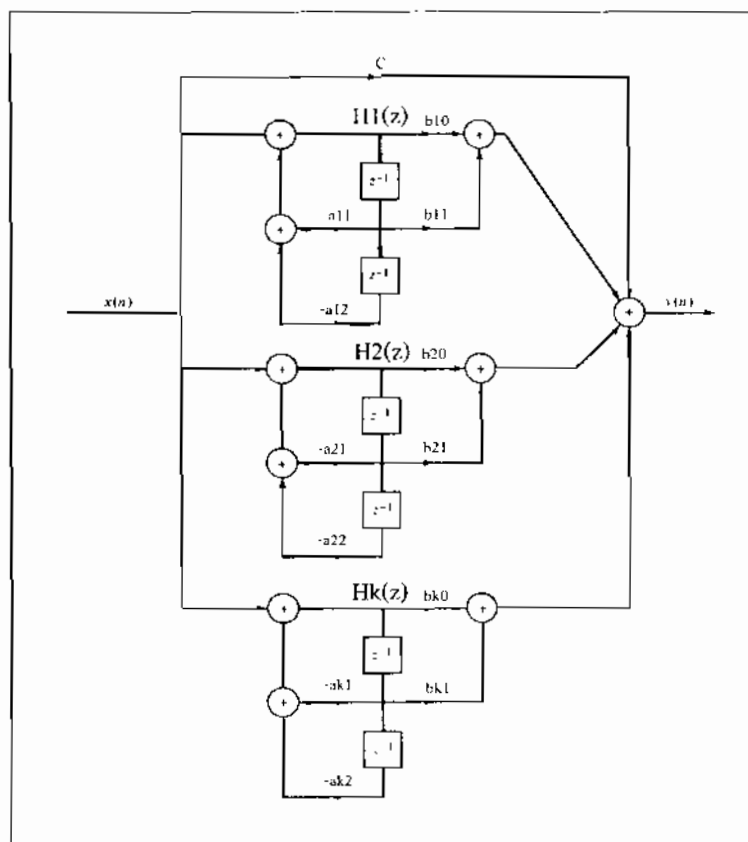
แต่เนื่องจากตัวกรองดิจิทัลที่มีโครงสร้างแบบตรง I เมื่อมีจำนวนลำดับเพิ่มขึ้นจะมีค่าย่านไดนามิก (Dynamic range) ของสัมประสิทธิ์มากขึ้นกล่าวคือ ค่าสัมประสิทธิ์ในเทอม a จะมีค่ามาก และสัมประสิทธิ์ในเทอม b จะมีค่าน้อยทำให้เป็นปัญหามากโดยเฉพาะอย่างยิ่งถ้าใช้ตัวประมวลผลแบบจุดทศนิยมคงที่ (Fixed point) ดังนั้นในการทดลองจึงได้มีการปรับโครงสร้างของตัวกรองดิจิทัลใหม่โดยจัดให้มีโครงสร้างเป็นแบบขนานดังภาพที่ 3-39



ภาพที่ 3-39 โครงสร้างตัวกรองดิจิทัลแบบไอโออาร์ที่มีโครงสร้างในแบบขนาน

ในภาพที่ 3-39 จะเห็นได้ว่าตัวกรองดิจิทัลแบบโอไออาร์ ที่มีโครงสร้างเป็นแบบขนานนี้จะประกอบด้วย $H_1(z), H_2(z), \dots, H_k(z)$ และภายใน $H(z)$ แต่ละตัวนี้จะมีโครงสร้างดังภาพที่ 3-40 ในการจัดโครงสร้างของตัวกรองดิจิทัลแบบโอไออาร์ ให้มีโครงสร้างเป็นแบบขนานนี้จะให้ผลดีคือ

1. ย่นไคนามิกของสัมประสิทธิ์มีค่าน้อยทำให้ไม่เกิดปัญหาเมื่อใช้กับตัวประมวลผล แบบ จุดทศนิยมคงที่
2. เป็นอัลกอริทึมที่เหมาะสมที่จะใช้กับระบบประมวลผลสัญญาณดิจิทัลแบบขนานอีกด้วย



ภาพที่ 3-40 โครงสร้างย่อยของตัวกรองดิจิทัลแบบขนาน

3.3.1.1.1 การออกแบบตัวกรองดิจิทัลแบบโอไออาร์

สามารถกระทำได้ 4 วิธี

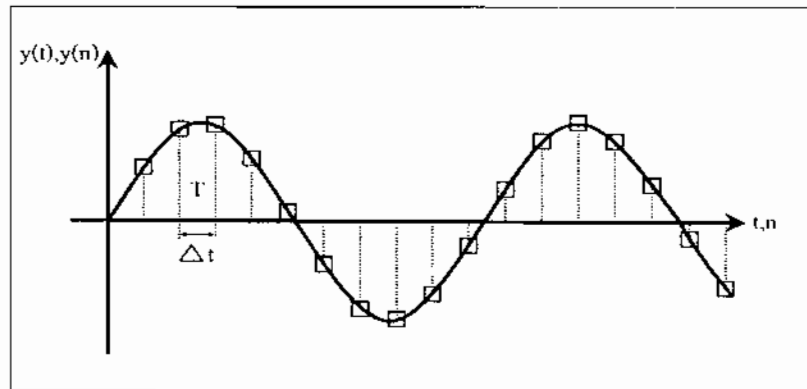
1. แบบวางโพล-ซีโร (Pole-Zero Placement)
2. แบบประมาณค่าเชิงเบน (Approximation of Derivatives)
3. แบบอิมพัลส์อินวาเรียนซ์ (Impulse Invariance)

4. แบบการแปลงเชิงเส้นคู่ (Bilinear Transform)

ในที่นี้จะนำเสนอเพียง 2 วิธี คือวิธีที่ 2 และวิธีที่ 4 เท่านั้น

การออกแบบตัวกรองดิจิทัลแบบไอโฮอาร์ด้วยวิธีประมาณค่าเบี่ยงเบน

เป็นวิธีการหนึ่งที่ใช้แปลงเอสโดเมนไปสู่แซดโดเมน พิจารณาภาพที่ 3-41



ภาพที่ 3-41 ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่เป็นช่วง (Discrete Signal) กับสัญญาณ ที่ต่อเนื่อง

จากภาพที่ 3-41 จะพบว่า

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{\Delta y(t)}{\Delta t} \quad (3-90)$$

กำหนดให้ระยะห่างระหว่าง n กับ $n+1$ เท่ากับ T และเท่ากับ Δt ดังนั้น ณ เวลา t ใด ๆ จะได้ $t = nT$

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(nT) - y(nT - T)}{T} \quad (3-91)$$

T คือ อัตราสุ่ม (Sampling Rate) หรืออาจเขียนให้อยู่ในรูปความถี่สุ่ม, $f_s = \frac{1}{T}$ ก็ได้ ซึ่งค่า T นี้จะมีค่าเท่ากันทุกช่วง

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(n) - y(n-1)}{T} \quad (3-92)$$

กำหนดให้ $\frac{dy(t)}{dt}$ เป็นเอาต์พุตของระบบอนาล็อกที่มีฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s) = S$ โดยมีอินพุตเป็น $y(t)$

$$y(t) \rightarrow \boxed{H(s) = S} \rightarrow \frac{dy(t)}{dt}$$

ภาพที่ 3-42 ระบบอนุกรมที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น $H(s)$

และจากสมการที่ 3.108 กำหนดให้ $\frac{y(n) - y(n-1)}{T}$ เป็นเอาต์พุตของระบบไม่ต่อเนื่อง (Discrete) โดยมีอินพุตเป็น $y(n)$ และมีฟังก์ชันถ่ายโอนเป็น $H(z)$ จะได้

$$y(n) \rightarrow \boxed{H(z) = ?} \rightarrow \frac{y(n) - y(n-1)}{T}$$

ภาพที่ 3-43 ระบบไม่ต่อเนื่องที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนเท่ากับ $H(z)$

จากภาพที่ 3-43 พบว่าเอาต์พุตของระบบไม่ต่อเนื่อง คือ

$$y(z) \cdot H(z) = \frac{y(z) - y(z)z^{-1}}{T}$$

$$y(z) \cdot H(z) = \frac{(1 - z^{-1})y(z)}{T}$$

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{T} \quad (3-93)$$

และจากภาพที่ 3-42 เอาต์พุตของระบบอนุกรมจะมีค่าเท่ากับ

$$\frac{dy(t)}{dt} = H(s) \cdot y(t) \quad (3-94)$$

ณ จุดใด ๆ บนกราฟในภาพที่ 3-43 $y(n)$ จะมีค่าเท่ากับ $y(t)$ จะได้

$$\frac{dy(t)}{dt} = \frac{y(n) - y(n-1)}{T}$$

$$\begin{aligned} H(s) \cdot y(t) &= H(z) \cdot y(n) \\ H(s) &= H(z) \end{aligned} \quad (3-95)$$

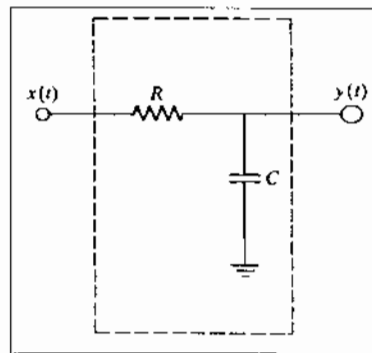
$$H(s) = S$$

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{T}$$

$$S = \frac{(1 - z^{-1})}{T} \quad (3-96)$$

$$Z = \frac{1}{1 - ST} \quad (3-97)$$

พิจารณาวงจรรดงภาพที่ 3-44



ภาพที่ 3-44 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (RC Low pass filter)

จากภาพที่ 3-44 วงจรจะมีฟังก์ชันถ่ายโอนดังสมการ

$$H(s) = \frac{1}{RC \left(S + \frac{1}{RC} \right)} \quad (3-98)$$

กำหนดให้ $a = \frac{1}{RC}$ จะได้

$$H(s) = \frac{a}{S + a} \quad (3-99)$$

จากสมการที่ 3-96 จะได้ $H(z)$ มีค่าดังสมการที่ 3-100

$$H(z) = \frac{aT}{1 + aT - z^{-1}} \quad (3-100)$$

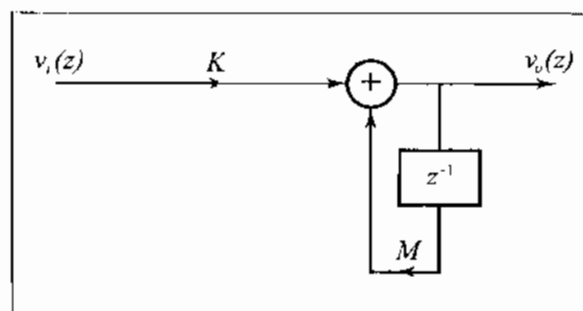
$$\begin{aligned}
 Vo(z) + aTVo(z) - Vo(z)z^{-1} &= aTVi(z) \\
 Vo(z) + aTVo(z) &= aTVi(z) + Vo(z)z^{-1} \\
 Vo(z)(1 + aT) &= aTVi(z) + Vo(z)z^{-1} \\
 Vo(z) &= \frac{aTVi(z)}{(1 + aT)} + \frac{Vo(z)z^{-1}}{(1 + aT)}
 \end{aligned} \tag{3-101}$$

กำหนดให้

$$\begin{aligned}
 K &= \frac{aT}{(1 + aT)}, M = \frac{1}{(1 + aT)} \\
 Vo(n) &= KVi(n) + MVo(n-1)
 \end{aligned} \tag{3-102}$$

$$Vo(z) = KVi(z) + MVo(z)z^{-1} \tag{3-103}$$

และจากสมการที่ 3-103 นำไปเขียนเป็นโครงสร้างได้ดังภาพที่ 3-45



ภาพที่ 3-45 โครงสร้างตัวกรองดิจิทัลแบบความถี่ต่ำผ่านลำดับ 1

3.3.1.1.2 การออกแบบตัวกรองดิจิทัลแบบไฮไฮอาร์ด้วยวิธีการแปลงเชิงเส้นคู่

การแปลงฟังก์ชันในแอสโดเมนไปสู่เซตโดเมนด้วยวิธีเชิงเส้นคู่สามารถทำได้โดยใช้กฎของแท็ปโซยด์คอลล (Trapezoidal) พิจารณาตัวกรองแบบบอานาลอก ที่มีฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s)$ ดังสมการที่ 3-104

$$H(s) = \frac{b}{s+a} \quad (3-104)$$

จากฟังก์ชันถ่ายโอนตามสมการที่ 3-104 นี้สามารถจัดให้อยู่ในรูปสมการเชิงอนุพันธ์ได้ดังสมการที่ 3-105

$$\frac{dy(t)}{dt} + ay(t) = bx(t) \quad (3-105)$$

แทนอนุพันธ์ในสมการที่ 3-105 และประมาณค่าด้วยแท็บปีชอยด์คอลลได้ดังสมการที่ 3-106

$$y(t) = \int_{t_0}^t y'(\tau) d\tau + y(t_0) \quad (3-106)$$

เมื่อ $y(t)$ แทนอนุพันธ์ของ $y(t)$ การประมาณค่าของการอินทิกรัล ในสมการที่ 3-105 ด้วยกฎของแท็บปีชอยด์คอลลที่ $t = nT$ และ $t_0 = nT - T$ จะได้

$$y(nT) = \frac{T}{2} \times [y'(nT) + y'(nT - T)] + y(nT - T) \quad (3-107)$$

ดังนั้นถ้าแทน $t = nT$ ในสมการเชิงอนุพันธ์ที่ 3.121 จะได้

$$y'(nT) = -ay(nT) + bx(nT) \quad (3-108)$$

นำสมการที่ 3-106 แทนลงในสมการที่ 3-107 และแทน $y(n) = y(nT), x(n) = x(nT)$ จะได้

$$(1 + \frac{aT}{2})y(n) - (1 - \frac{aT}{2})y(n-1) = \frac{bT}{2}[x(n) + x(n-1)] \quad (3-109)$$

ใช้การแปลงแซด (Z-Transform) เปลี่ยนสมการผลต่าง (Difference Equation) ในสมการที่ 3-109 จะได้

$$(1 + \frac{aT}{2})Y(z) - (1 - \frac{aT}{2})z^{-1}Y(z) = \frac{bT}{2}(1 + z^{-1})X(z)$$

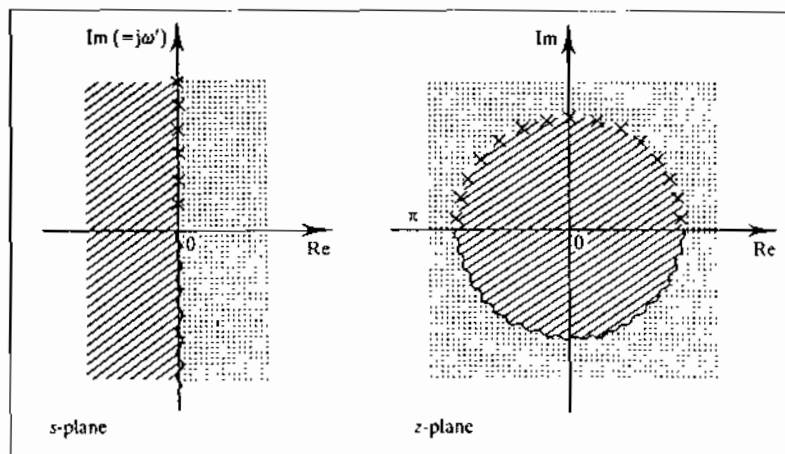
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{(bT/2)(1 + z^{-1})}{1 + (aT/2) - (1 - aT/2)z^{-1}}$$

$$H(z) = \frac{b}{\frac{2}{T} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})} + a} \quad (3-110)$$

เพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สมการที่ 3-104 กับสมการที่ 3-110 จะได้

$$S = \frac{2(1-z^{-1})}{T(1+z^{-1})} \quad (3-111)$$

ในการแมพจากระนาบเอสไปสู่ระนาบแซดด้วยวิธีแปลงเชิงเส้นคู่ จะพบว่าค่าที่อยู่ทางขวาของระนาบเอสจะไปอยู่นอกวงกลมหนึ่งหน่วยบนระนาบแซด ค่าที่อยู่ทางซ้ายของระนาบเอสจะไปอยู่ภายในวงกลมหนึ่งหน่วยและค่าที่อยู่บนแกนจินตภาพ จะไปอยู่บนเส้นรอบวงของวงกลมหนึ่งหน่วยบนระนาบแซด ดังแสดงดังภาพที่ 3-46



ภาพที่ 3-46 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าที่อยู่บนระนาบเอสกับค่าที่อยู่บนระนาบแซด และจากสมการ

$$Z = re^{j\omega T} \quad (3-112)$$

$$Z = re^{j\omega T}$$

$$S = \sigma + j\Omega \quad (3-113)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(1-z^{-1})}{(1+z^{-1})}$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(z-1)}{(z+1)} \quad (3-114)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \frac{(re^{jwT} - 1)}{(re^{jwT} + 1)} \quad (3-115)$$

$$S = \frac{2}{T} \times \left(\frac{r^2 - 1}{1 + r^2 + 2r \cos wT} + j \frac{2r \sin wT}{1 + r^2 + 2r \cos wT} \right) \quad (3-116)$$

เมื่อเทียบสัมประสิทธิ์สมการที่ 3-113 กับสมการที่ 3-116 จะได้

$$\sigma = \frac{2}{T} \times \frac{r^2 - 1}{1 + r^2 + 2r \cos wT} \quad (3-117)$$

$$\Omega = \frac{2}{T} \times \frac{2r \sin wT}{1 + r^2 + 2r \cos wT} \quad (3-118)$$

จากสมการที่ 3-117 และสมการที่ 3-118 จะพบว่าถ้า $r < 1$, $\sigma < 0$ และถ้า $r > 1$, $\sigma > 0$ นั่นก็หมายความว่าค่าที่อยู่ทางซ้ายของระนาบเอส จะไปอยู่ภายในวงกลมหนึ่งหน่วยในระนาบแซด และค่าที่อยู่ทางขวาของระนาบเอส จะอยู่นอกวงกลมหนึ่งหน่วยในระนาบแซด และถ้า $r = 1$, $\sigma = 0$ ค่าที่อยู่บนแกนจินตภาพบนระนาบเอสจะไปอยู่บนเส้นรอบวงของวงกลมรัศมีหนึ่งหน่วยบนระนาบแซด และเมื่อ $r = 1$ สมการที่ (3-118) จะได้ Ω มีค่าดังสมการที่ 3-119 และ 3-120

$$\Omega = \frac{2}{T} \times \frac{\sin wT}{1 + \cos wT} \quad (3-119)$$

$$\Omega = \frac{2}{T} \tan \frac{wT}{2} \quad (3-120)$$

สรุปขั้นตอนการออกแบบตัวกรองดิจิทัลแบบไอโออาร์ด้วยวิธีแปลงเชิงเส้นแบบคู่

1. ออกแบบตัวกรองความถี่แบบอนาลอกโดยการหาฟังก์ชันถ่ายโอน $H(s)$
2. หาความถี่คัท-ออฟหรือความถี่ขอบแถบผ่านของตัวกรองความถี่แบบดิจิทัล

3.หาค่า $\Omega = \frac{2}{T} \times \tan \frac{\omega T}{2}$

4.ทำสเกลความถี่ (Frequency Scaling) $H(s)$ โดยแทนค่า $S = \frac{S}{\Omega}$

5.หาค่า $H(z)$ โดยแทนค่า S ตามสมการที่ 3-112

3.3.1.2 การกรองความถี่แบบ Butterworth

สมการของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน มีรูปแบบของสมการดังนี้

$$|H(j\omega)|^2 = 1 + \left| \frac{N(j\omega)}{D(j\omega)} \right|^2 \quad (3-121)$$

โดย $H(s)$ คือ ค่า Function การสูญเสียที่ต้องการหา และ $K(s) = N(s) / D(s)$ คือ Rational Function ของ s โดเมน

ทั้งนี้ Function ของ $K(s)$ ต้องถูกเลือกให้มีขนาดเล็ก ๆ ในช่วงแถบความถี่ที่ต้องการผ่าน เพื่อที่จะทำให้ขนาดของ $H(j\omega)$ มีค่าใกล้เคียง 1 ส่วนในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการขนาดของ $K(s)$ จะต้องมิต่าง ๆ เพื่อให้เกิดค่าการสูญเสียในช่วงความถี่ที่ไม่ต้องการ ในทางปฏิบัตินั้น $K(s)$ อาจหาได้ในรูปแบบของโพลิโนเมียล ดังนี้

$$K(s) = P_N(S) = a_0 + a_1 s + a_2 s^2 + \dots + a_n s^n \quad (3-122)$$

เมื่อสัมประสิทธิ์ของลำดับที่ n ของ $P_N(S)$ จะถูกเลือกให้สอดคล้องกับค่า function สูญเสีย $H(s)$ เพื่อให้ได้ความถี่ตามที่ต้องการ

ในการพิจารณาวงจรกรองความถี่ต่ำแบบ Butterworth จะมีรูปแบบสมการดังนี้

$$K(s) = P_N(S) = \varepsilon \left(\frac{s}{\omega_p} \right)^n \quad (3-123)$$

โดยที่ ε เป็นค่าคงที่, n เป็นลำดับของโพลิโนเมียล และ ω_p คือขอบค่าความถี่ที่ต้องการให้ผ่าน โดยสอดคล้องกับ function การสูญเสียดังนี้

$$|H(j\omega)| = \left| \frac{V_{in}(j\omega)}{V_o(j\omega)} \right| = \sqrt{1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n}} \quad (3-124)$$

จากสมการเมื่อพิจารณาในช่วง DC ตามสมการที่ 3-124 แล้ว ค่าการสูญเสียจะใกล้เคียงกับ 1 โดยค่าความชันของ function ช่วง DC จะได้มาจากการขยายอนุกรมของโพลิโนเมียลจาก สมการที่ 3-124 เมื่อให้ค่า ω มีค่าเข้าใกล้ศูนย์

$$\varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n} \ll 1$$

ดังนั้นจะได้

$$\left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n} \right]^{1/2} = 1 + \frac{1}{2} \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n} - \frac{1}{8} \varepsilon^4 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{4n} + \frac{1}{16} \varepsilon^6 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{6n} + \dots \quad (3-125)$$

ซึ่งจะแสดงให้เห็นว่าอนุพันธ์ลำดับแรกที่ $2n-1$ เป็นศูนย์ ที่ $\omega = 0$, ดังนั้น $K(s)$ ถูกเลือกให้เป็นลำดับสุดท้าย ที่ n ของโพลิโนเมียล ซึ่งจะเป็นจำนวนสูงสุดของอนุพันธ์ที่จะสามารถทำให้เป็นศูนย์ได้ ดังนั้นจะได้ความชันที่มีลักษณะเรียบใกล้เคียงกับระดับไฟ DC ผลที่ได้จึงทำให้การกรองความถี่แบบ Butterworth ได้ชื่อว่าเป็นวงจรกรองความถี่เรียบที่สุด

จากสมการที่ 3-124 สามารถหาค่าการสูญเสียในหน่วยของ dB ได้ ดังสมการดังนี้

$$A(\omega_p) = 10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^{2n} \right] \text{ dB} \quad (3-126)$$

ในทางปฏิบัติขอบช่วงความถี่ผ่าน กำหนดให้ค่า $\omega = \omega_p$ ซึ่งจะทำให้ได้ค่าการสูญเสียเป็น

$$A(\omega_p) = 10 \log_{10} (1 + \varepsilon^2) \quad (3-127)$$

ในการออกแบบวงจรกรองความถี่จะต้องทำให้ได้ค่าการสูญเสีย $A_{\max}$ ที่สูงสุด ดังนั้นค่า ε จะต้องมีความสัมพันธ์กับค่าของช่วงการสูญเสีย $A_{\max}$ ที่ต้องการ โดยจะได้ค่า

$$\varepsilon = \sqrt{10^{0.1 A_{\max}} - 1} \quad (3-128)$$

ในช่วงความถี่สูง ๆ ที่ $\omega \gg \omega_p$ ค่าการสูญเสียจะมีค่าเข้าใกล้ตามสมการ

$$20 \log_{10} \varepsilon \left(\frac{\omega}{\omega_p} \right)^n \quad (3-129)$$

โดยค่าการสูญเสียจะมีค่าเพิ่มขึ้นตามลำดับค่าของ n ตามสมการที่ 3-128 เป็นผลให้ค่าการสูญเสียในช่วงแถบความถี่ที่ไม่ต้องกันเพิ่มขึ้นเช่นกัน

ตัวอย่าง การคำนวณของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน แบบ Butterworth ซึ่งมีลักษณะดังนี้

$$A_{\max} = 0.5 \text{ dB} , A_{\min} = 12 , \omega_p = 100 , \omega_s = 400$$

จากสมการที่ 3.124 $\varepsilon = \sqrt{10^{0.1A_{\max}} - 1}$ แทนค่า $A_{\max}$ ลงในสมการจะได้

$$\varepsilon = \sqrt{(10)^{(0.1)(0.5)} - 1} = 0.35$$

ค่าของ n หาได้จากการสูญเสียที่ ω_s

$$A_{\min} = 10 \log_{10} \left[1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega_s}{\omega_p} \right)^{2n} \right] \quad (3-130)$$

จาก $10^{0.1A_{\min}} = 1 + \varepsilon^2 \left(\frac{\omega_s}{\omega_p} \right)^{2n}$

จะได้

$$n = \frac{\log_{10} \left(\frac{10^{0.1A_{\min}} - 1}{\varepsilon^2} \right)}{\log_{10} \left(\frac{\omega_s}{\omega_p} \right)^2} \quad (3-131)$$

จะได้ค่า $n = 1.73$ และการกรองความถี่ลำดับที่ 2 ซึ่งมีค่า Normalized Function เท่ากับ

$$s^2 + 1.414s + 1 \quad \text{จะแทนที่ค่า } n \text{ และ } \omega_p \text{ ลงในสมการ } s \left(\frac{\varepsilon^{1/n}}{\omega p} \right)$$

จะได้ค่า $= .0059s$ และได้ค่า Function Denormalized ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ

$$H(s) = \frac{s^2 + 239.6s + 28727.4}{28727.4} \quad (3-132)$$

3.3.1.3 การกรองความถี่แบบ Elliptic

การกรองความถี่แบบ Elliptic เป็นวิธีกรองความถี่ที่ใช้กันมากในการออกแบบวงจรกรองความถี่ การกรองความถี่แบบ Elliptic จะมีลักษณะของ Pole การลดทอนในช่วงแถบความถี่ Stop Band ดังนั้นวิธีการกรองความถี่แบบนี้จึงมีข้อจำกัดของ Pole และ Zero ในทางปฏิบัติการกรองความถี่แบบ Elliptic ตำแหน่งของ Pole ต้องถูกเลือกให้มีข้อกำหนดของการเกิด Ripple ในช่วง Stop Band (ω_{p1}) ตำแหน่งของ Pole ที่ใกล้กับขอบความถี่ช่วง Stop Band มากที่สุด จะมีความชันของกราฟเพิ่มมากขึ้น ในช่วงที่ย่านความถี่ผ่าน ส่วนตำแหน่งของ Pole ในช่วงอื่นๆ จะต้องรักษาระดับการลดทอนของช่วง Stop Band ในระดับที่ต้องการ จากการที่ การกรองความถี่แบบ Elliptic มี Pole จำกัด จึงทำให้สามารถมีระดับความเรียบของเส้นกราฟได้มากกว่าการกรองความถี่แบบ Butterworth ดังนั้นลำดับของวงจรกรองแบบ Elliptic จึงมีลำดับของการกรองน้อยกว่าแบบ Butterworth อีกด้วย

ตัวอย่างการคำนวณ Function ของวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Elliptic จากค่าที่ได้กำหนดมาให้ดังนี้

$$A_{\max} = 0.5 \text{ dB} , A_{\min} = 20 \text{ dB} , \omega_p = 200 , \omega_s = 600$$

หาอัตราส่วนขอบของความถี่แถบ Stop band กับ Pass Band ตามสมการที่ 3-133

$$\Omega_s = \frac{\omega_s}{\omega_p} \quad (3-133)$$

ซึ่ง ω_s คือ ความถี่ของของย่าน Stop Band

ω_p คือ ความถี่ของของย่าน Pass Band

$$\text{แทนค่าลงในสมการ} \quad \Omega_s = \frac{600}{200} = 3$$

จากตาราง การกรองความถี่แบบ Elliptic ลำดับที่ 2 มีการลดทอนสัญญาณขนาด 21.5 dB ที่ $\Omega_s = 3$

ดังนั้นจะได้ค่า Function การสูญเสียในสภาวะปกติดังนี้

$$H_N(s) = \frac{s^2 + 1.35715s + 155532}{0.083974(s^2 + 17.48528)} \quad (3-134)$$

เมื่อแทนค่า s ด้วย $\frac{s}{200}$ จะได้ Function ของวงจรกรองความถี่แบบ Elliptic ดังนี้

$$H(s) = \frac{s^2 + 271.4s + 62212.8}{0.083974(s^2 + 699411)} \quad (3-135)$$

3.3.1.4 การกรองความถี่แบบ Band Pass Filter

การกรองความถี่แบบ Band Pass Filter เป็นการขจัดย่านความถี่ที่ไม่ต้องการ ออกจากสัญญาณที่กำลังตรวจวัด โดยมีคุณลักษณะของ Function อันดับ 2 ของการกรองแถบความถี่

$$\frac{V_O}{V_{IN}} = \frac{s^2 + d}{s^2 + as + d} = \frac{s^2 + \omega_z^2}{s^2 + \frac{\omega_p}{Q_p} + \omega_p^2} \quad (3-136)$$

เมื่อ $\omega_z = \omega_p$ แล้ว Function นี้จะเกิด Complex Pole บนซีกซ้ายของระนาบและเกิด Complex Zero บนแกนจินตภาพ ($j\omega$) และ Pole ของความถี่จะเท่ากับ Zero ของความถี่ด้วย การสูญเสียบริเวณแถบความถี่ต่ำและสูงกว่าย่านความถี่ที่ออกแบบ จะมีค่าใกล้เคียง 1 ในขณะที่การสูญเสียในแถบความถี่ Zero ที่ $s = j\omega$, จะมีค่าเป็นอนันต์

บทที่ 4

ขั้นตอนดำเนินการ

เนื่องจากการคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของร่างกายมีขนาดเล็กประมาณ 0.5 ถึง 1 mV ซึ่งเป็นสัญญาณที่มีขนาดเล็กมาก ในการตรวจวัดสัญญาณที่มีขนาดเล็กจำเป็นต้องใช้ วงจรขยายสัญญาณที่มีอัตราขยายสูง ๆ โดยจะต้องไม่ทำให้เกิดความผิดเพี้ยนของสัญญาณ และเนื่องจากการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่เป็นสัญญาณขนาดเล็กมักจะเกิดการรบกวนจากสนามไฟฟ้า, สนามแม่เหล็ก และจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่าง ๆ รอบ ๆ ตัวเรา ซึ่งจะเป็นอุปสรรคต่อการตรวจวัดสัญญาณ ทั้งยังอาจเกิดสัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์ของเครื่องวัดเอง เช่น สัญญาณรบกวนจากอิเล็กทรอนิกส์, จากสาย Lead หรือแม้แต่เกิดจากตัวผู้รับการตรวจวัดเอง เช่น สัญญาณรบกวนจากกล้ามเนื้อ ซึ่งจะเป็นสาเหตุทำให้การวิเคราะห์สัญญาณเกิดความผิดพลาดได้ ดังนั้นหลังจากได้รวบรวมปัญหาและอุปสรรคของการตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแล้ว จึงได้ดำเนินการในขั้นตอนต่อไปดังนี้

4.1 ขั้นตอนการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

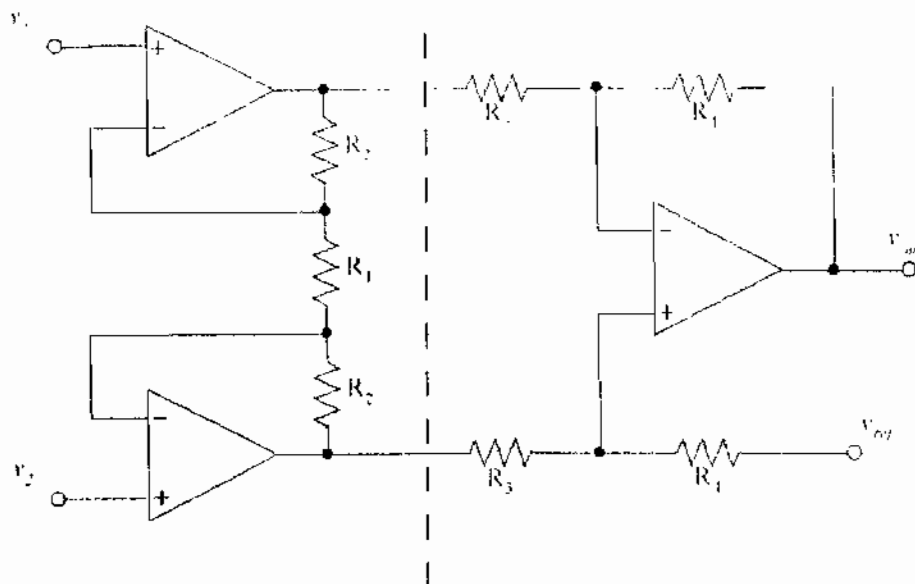
4.1.1 คุณสมบัติทั่วไปในการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

วงจรขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจะต้องพิจารณาถึงคุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณขนาดเล็ก ที่มีอัตราขยายสัญญาณสูง ๆ และจะต้องสามารถป้องกันสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ได้เป็นอย่างดี ทั้งนี้ผู้วิจัยได้เลือกวงจรขยายสัญญาณแบบ Instrumentation Amplifier เป็นวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย โดยวงจรขยายสัญญาณแบบ Instrumentation Amplifier จะมีคุณลักษณะเฉพาะของวงจรดังนี้

4.1.1.1 ความต้านทานของ Input มีค่าสูงมาก และจะไม่เปลี่ยนแปลงไปตามอัตราขยายของวงจร

4.1.1.2 แรงดัน V_o ทางด้าน Output จะไม่ขึ้นกับแรงดันที่เข้า Input แต่จะเป็นผลที่ขึ้นกับค่าแรงดันที่แตกต่างกันของเข้า Input

4.1.2 ลักษณะทั่วไปของวงจร Instrumentation Amplifier



ภาพ 4-1 แสดงลักษณะของวงจร Instrumentation Amplifier

พิจารณาลักษณะทั่วไปของวงจร Instrumentation Amplifier จะประกอบด้วยวงจรภายใน 2 ส่วน ส่วนที่ 1 ทางด้าน input ของวงจรคือวงจร Differential Amplifier โดยแรงดันถูกป้อนมายังขั้ว Input ทั้ง 2 ขั้ว V_1 และ V_2 ซึ่งวงจร Differential Amplifier จะทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่มีความแตกต่างกันระหว่างขั้ว Input ทั้ง 2 ขั้ว เท่านั้น และส่วนที่ 2 ด้าน Output คือวงจรขยายแรงดันแบบกลับขั้ว ซึ่งจะมีอัตราขยายขึ้นกับค่าความต้านทานของ R_3 และ R_4 ในวงจร

4.1.3 คุณลักษณะและความสำคัญของ CMRR

คุณลักษณะของ CMRR (Common - Mode Rejection Ratio) คือคุณสมบัติของ Op-Amp ที่มาจากภาค Input ที่เป็นแบบ Differential Amplifier โดยหากสัญญาณที่เข้ามาที่ขั้ว Input ทั้ง 2 มีเฟสที่ตรงกันแล้ว และมีขนาดเท่ากันแล้ว สัญญาณนี้จะถูกขจัดทิ้งไป เนื่องจากภาค Input ที่เป็นแบบ Differential Amplifier จะขยายเฉพาะสัญญาณที่ขั้ว Input ทั้ง 2 มีความแตกต่างกันเท่านั้น โดย $CMRR = A_D / A_{CM}$

A_D = อัตราขยายสัญญาณแบบ Differential

A_{CM} = อัตราขยายสัญญาณแบบ Common- Mode

ซึ่งค่า CMRR สูงๆ จะช่วยลดสัญญาณรบกวนต่างๆ ได้ดีกว่า ค่า CMRR ต่ำๆ

4.1.4 การพิจารณาเลือก IC Instrumentation Amplifier

ในการพิจารณาเลือก IC ชนิด Instrumentation Amplifier เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น ผู้วิจัยได้พิจารณาเลือก IC Instrumentation Amplifier ยี่ห้อ Analog Device เบอร์ AD 620 ซึ่งเป็น IC ขนาด 8 ขา ทั้งนี้โดยพิจารณาจากคุณสมบัติที่สำคัญดังนี้คือ

4.1.4.1 CMRR มากกว่า 100 dB

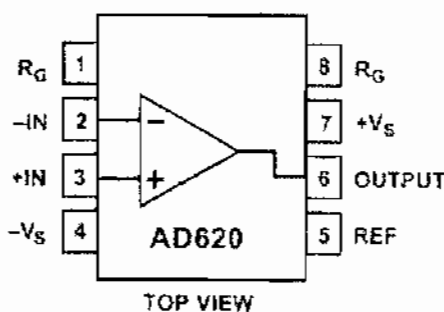
4.1.4.2 Input Current bias สูงสุด 1 nA

4.1.4.3 Input Offset Voltage สูงสุด 0.6 $\mu\text{V}/\text{C}$

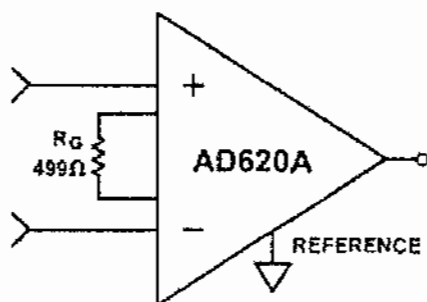
4.1.4.4 Noise 0.28 $\mu\text{V}_{\text{p-p}}$ (0.1 Hz ถึง 10 Hz)

4.1.4.5 Supply Current สูงสุด 1.3 mA

4.1.4.6 Power Supply ใช้ได้ตั้งแต่ $\pm 2.3 \text{ V}$ ถึง $\pm 18 \text{ V}$



ภาพที่ 4-2 แสดงการจัดวางตำแหน่งขาต่างๆ ของ IC เบอร์ AD 620



AD620A MONOLITHIC
INSTRUMENTATION
AMPLIFIER, $G = 100$

ภาพที่ 4-3 แสดงการต่อใช้งาน ของ IC เบอร์ AD 620

4.1.5 การพิจารณาเลือก IC ขยายสัญญาณ

ในการพิจารณาเลือก IC สำหรับขยายสัญญาณที่ต่อมาจากวงจร instrumentation Amplifier นั้น ผู้วิจัยเลือกใช้ IC เบอร์ op-07 ซึ่งเป็น IC Op-Amp แบบ Ultra Low Offset Voltage ทั้งนี้โดยพิจารณาคุณสมบัติที่สำคัญดังนี้คือ

4.1.5.1 CMRR 123 dB

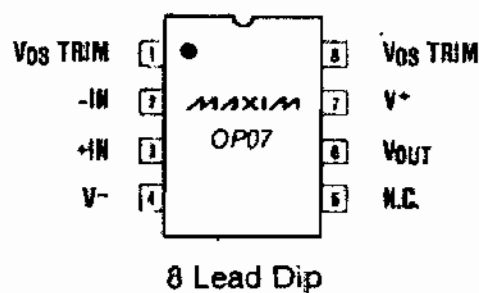
4.1.5.2 Input Bias Current 1 nA

4.1.5.4 Input Offset Voltage 30 μ V

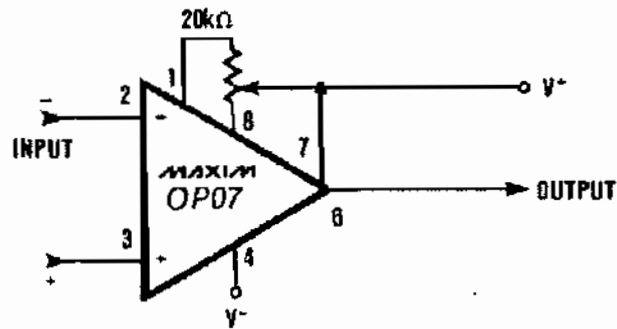
4.1.5.5 Input Offset Current 0.4 nA

4.1.5.6 Power Consumption 75 mW

4.1.4.7 Power Supply ใช้ได้ตั้งแต่ ± 3 v ถึง ± 18 v



ภาพที่ 4-4 แสดงลักษณะการจัดขา IC เบอร์ OP-07



ภาพที่ 4-5 แสดงผังการต่อใช้งาน IC เบอร์ OP-07

4.2 วงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

4.2.1 การคำนวณอัตราขยายของ Instrumentation Amplifier

การขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในภาคแรก โดยการใช้ IC Monolithic Instrumentation Amplifier ที่หือ Analog Device เบอร์ AD 620 ซึ่งเป็น Op – Amp แบบ Chip เดี่ยว และมีคุณสมบัติพื้นฐานแบบ Instrumentation Amplifier ที่ใช้ Op – Amp จำนวน 3 ตัวประกอบกัน ในการกำหนดอัตราขยายของวงจรสามารถกำหนดได้จากความต้านทานเพียงตัวเดียว ที่ต่อระหว่างขา 1 และขา 8 ของ IC โดยสามารถคำนวณอัตราขยายของ IC ได้จากสูตร $G = (49.9 \text{ K} / R_G) + 1$

คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกาย จะถูกตรวจวัดโดยผ่านทางแผ่นอิเล็กโทรดมาขยายสัญญาณในวงจรขยาย ซึ่งในออกแบบวงจรทางผู้วิจัยได้ของ ออกแบบให้มีอัตราขยายประมาณ 200 เท่า และสามารถคำนวณหาค่าความต้านทาน R_G ที่จะต่อเข้ากับ ขา 1 และ ขา 8 ของ IC ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} R_G &= 49.9 \text{ K} / (G-1) \\ &= 49.9 \text{ K} / (200-1) \\ &= 250.75 \Omega \end{aligned}$$

เนื่องจากความต้านทานขนาด 250.75 Ω ไม่มีจึงใช้ความต้านทานขนาด 250 Ω แทน

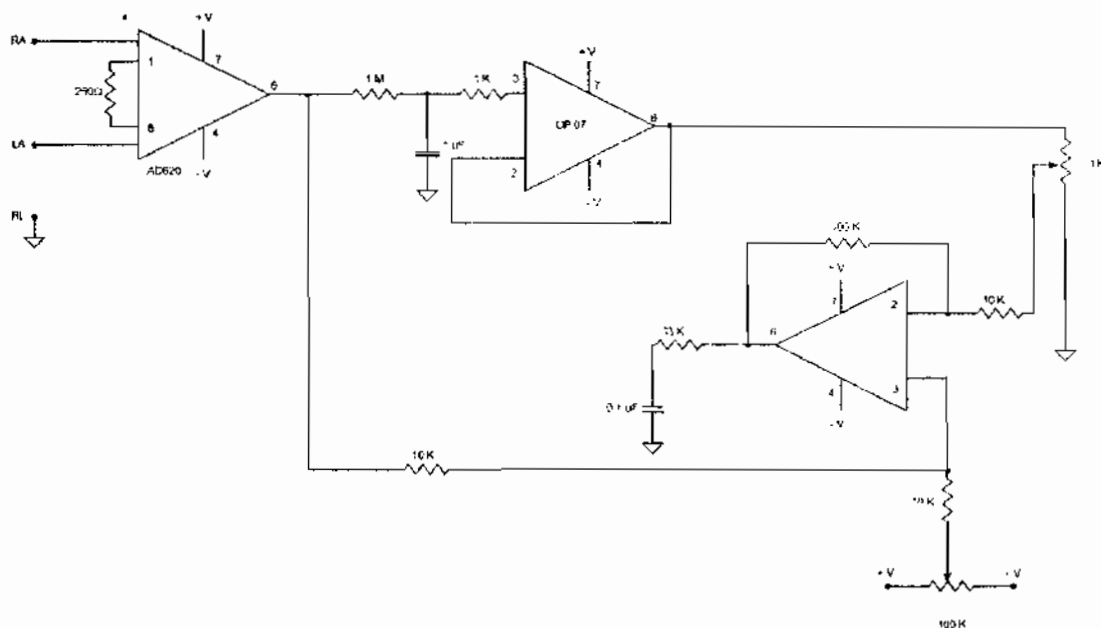
4.2.2 การคำนวณอัตราขยายของวงจร Differential Amplifier

หลังจากที่ IC Instrumentation Amplifier ได้ตรวจรับและขยายคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในขั้นต้นแล้ว จะต้องนำสัญญาณนี้มาขยายเพิ่มเติม เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ออกจาก Instrumentation Amplifier ยังมีขนาดเล็ก และยังไม่สามารถนำสัญญาณนี้ไปทำการประมวลผลใดๆ ได้ จึงต้องนำสัญญาณนี้มาขยายเพิ่ม ในวงจรขยายแรงดันแบบกลับขั้วโดยใช้ Op-Amp ชนิด

Ultra low Offset Voltage เบอร์ OP-07 การออกแบบวงจรขยายสัญญาณโดยใช้ Op-Amp เบอร์ OP-07 ชุดที่ 1 คือเป็นวงจร Voltage Follower ที่มีอัตราขยายแรงดันเท่ากับ 1

การออกแบบวงจรขยายแบบ Differential โดยใช้ Op-Amp เบอร์ OP-07 ชุดที่ 2 กำหนดให้อัตราการขยายประมาณ 10 เท่า โดยกำหนดให้ $R_{in} = 10\text{ K}\Omega$ ดังนั้นจึงคำนวณหาว่า R_f จะได้

$$\begin{aligned} R_f &= (10) * 10\text{ K}\Omega \\ &= 100\text{ K}\Omega \end{aligned}$$



ภาพที่ 4-6 แสดงส่วนประกอบของวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

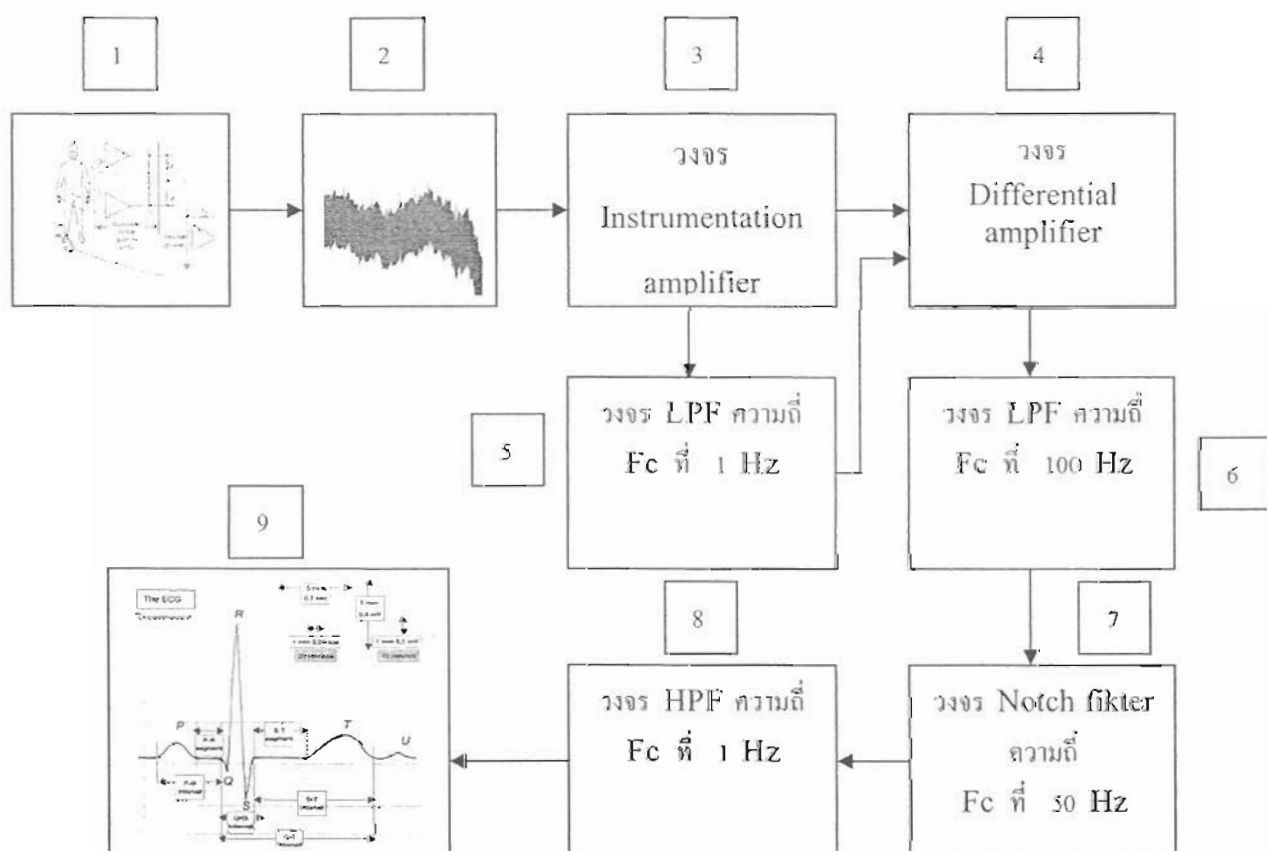
4.2.3 การทำงานของภาคตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การทำงานของวงจร โดย IC Instrumentation Amplifier เบอร์ AD 620 ทำหน้าที่ตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจาก Bipolar Lead เข้ามาทางขา 2 และ ขา 3 ของ IC โดยความต้านทานขนาด 250Ω เป็นตัวกำหนดอัตราขยายสัญญาณของ IC ซึ่งในวงจรกำหนดให้ IC Instrumentation Amplifier มีอัตราขยายสัญญาณที่ 200 เท่า จากนั้นสัญญาณที่ออกจาก Instrumentation Amplifier จะถูกส่งเข้าไปในวงจรตามแรงดันจาก IC Op- Amp เบอร์ OP-07 ซึ่งจะขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่าน ที่มีจุด Cut Off ที่ความถี่ 1 Hz จากนั้นสัญญาณ Out put จาก Op- Amp ตัวที่ 1 จะป้อนเข้ากับขา Inverting ของ Op- Amp ตัวที่ 2 โดยมี VR ขนาด $1\text{ K}\Omega$ เป็นตัวปรับแรงดันก่อนจะป้อนเข้าขา

Inverting ของ Op- Amp ส่วนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ป้อนเข้ามา Noninverting ของ Op- Amp จาก Out Put ของ IC จะถูกปรับให้อยู่บนระดับไฟ DC ที่เหมาะสม จาก VR ขนาด $100\text{ K}\Omega$ จากนั้น Op- Amp ตัวที่ 2 จะขยายสัญญาณที่เกิดจากความแตกต่างของขั้ว Inverting และขั้ว Noninverting โดยมีอัตราขยายประมาณ 11 เท่า หลังจากนั้นจะผ่านวงจรกรองความถี่สูง ซึ่งจะมีจุด cut-off ความถี่ที่ 106.5 Hz ต่อผ่านไปยัง ตัวกรองความถี่เชิงเลขต่อไป

4.3 ผังวงจรการวัดและลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การเตรียมวงจรเพื่อให้ในการวัดและลดสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้น ผู้วิจัยได้เลือกทดสอบการทำงานของวงจรโดยใช้ ECG Simulator ยี่ห้อ DALE TECHNOLOGY รุ่น EHS 12 ผลิตโดย FLUKE BIOMEDICAL ทำการทดสอบโดยป้อนสัญญาณ ECG ใน Lead 1, 2 และ Lead 3 เพื่อทดสอบรูปร่างและความเพี้ยนของสัญญาณ และใช้ต่อวัดสัญญาณคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากอาสาสมัคร โดยมีผังการทำงานของวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและวงจรกรองความถี่ที่เกิดจากการคลื่นไหวร่างกาย ตาม Block Diagram ดังต่อไปนี้



ภาพที่ 4-7 แสดง Block Diagram ของวงจรตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

Block ที่ 1 คือการติดสาย Electrode แบบสุญญากาศและสาย Lead บนร่างกายของอาสาสมัคร

Block ที่ 2 คือ คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายที่วัดจาก Electrode ปะปนมากับสัญญาณรบกวนในรูปแบบต่าง ๆ

Block ที่ 3 คือวงจร Instrumentation Amplifier ซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ จากสาย Electrode ซึ่งวงจรในส่วนนี้จะขยายทั้งสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรบกวนที่ปะปนเข้ามา

Block ที่ 4 คือวงจรขยายสัญญาณแบบ Differential ซึ่งจะขยายสัญญาณความแตกต่างของคลื่น สัญญาณไฟฟ้าที่มาจากวงจร Instrumentation Amplifier กับ วงจร Low Pass Filter ที่ยอมให้ความถี่ที่น้อยกว่า 1 Hz ผ่านได้

Block ที่ 5 คือ วงจร Low Pass Filter ที่ยอมให้ความถี่ที่น้อยกว่า 1 Hz ผ่านได้

Block ที่ 6 คือ วงจร Low Pass Filter ที่ยอมให้ความถี่ที่น้อยกว่า 100 Hz ผ่านได้

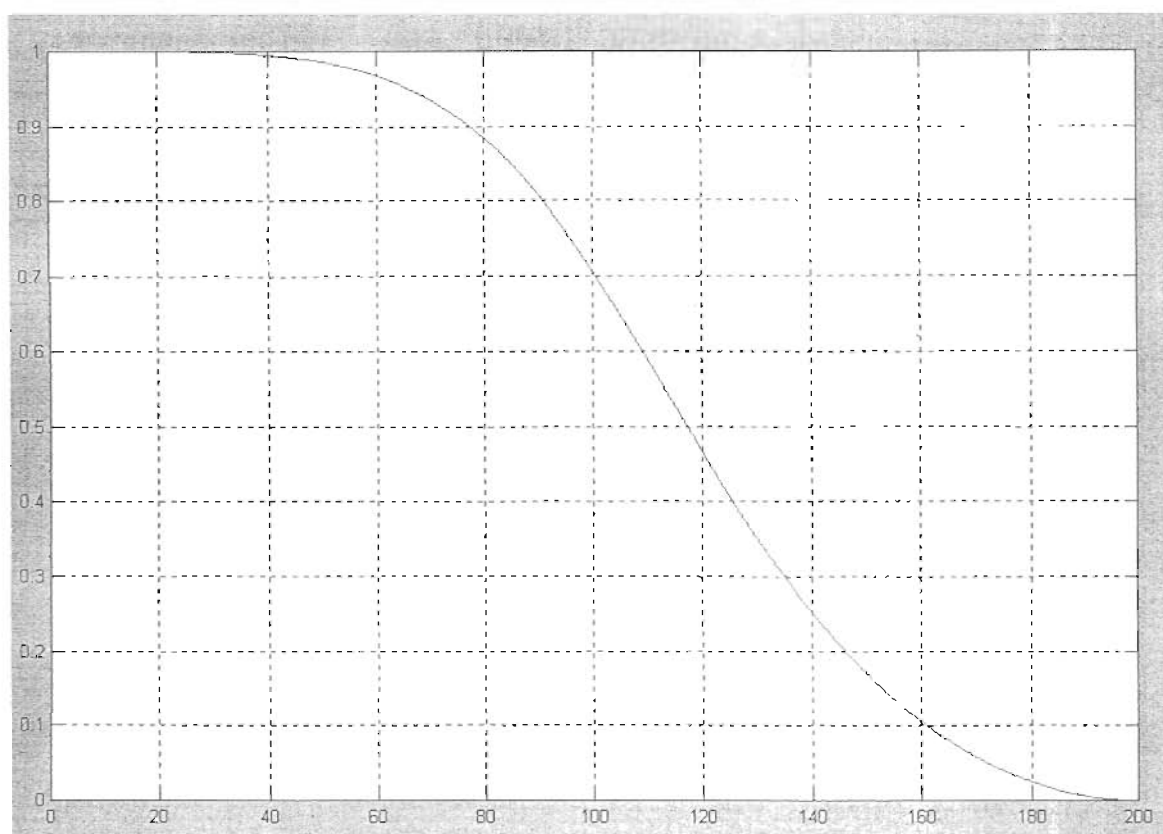
Block ที่ 7 คือ วงจร Notch Filter ที่ตัดความถี่ขนาด 50 Hz

Block ที่ 8 คือ วงจร High Pass Filter ที่ยอมให้ความถี่ที่สูงกว่า 1 Hz ผ่านได้

4.4 การออกแบบวงจรกรองความถี่ด้วยโปรแกรม MATLAB

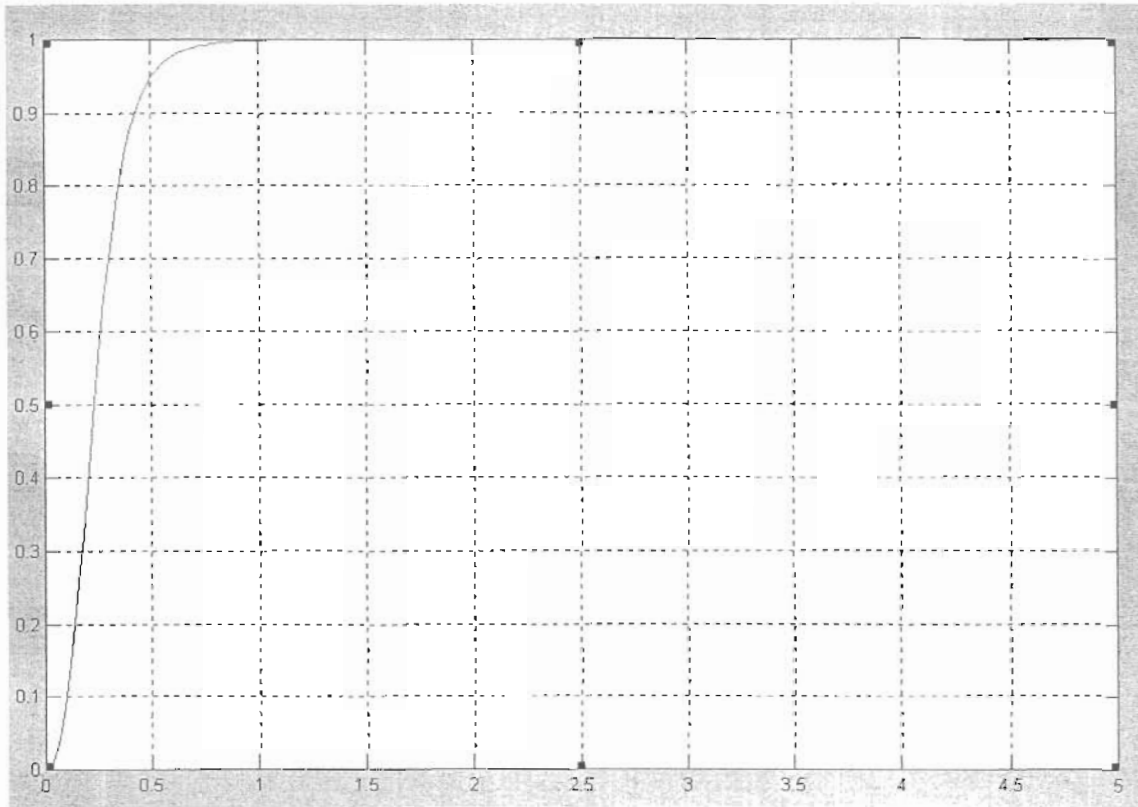
การออกแบบวงจรกรองความถี่ชนิดต่าง ๆ ซึ่งใช้ในการกรองและลดทอนสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ที่ปะปนมากับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ด้วยโปรแกรม MATLAB ประกอบด้วยการวิธีกรองความถี่แบบต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

4.4.1 การกรองความถี่ต่ำแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz มีผลการทดสอบของโปรแกรมตามรูปที่ 4-8



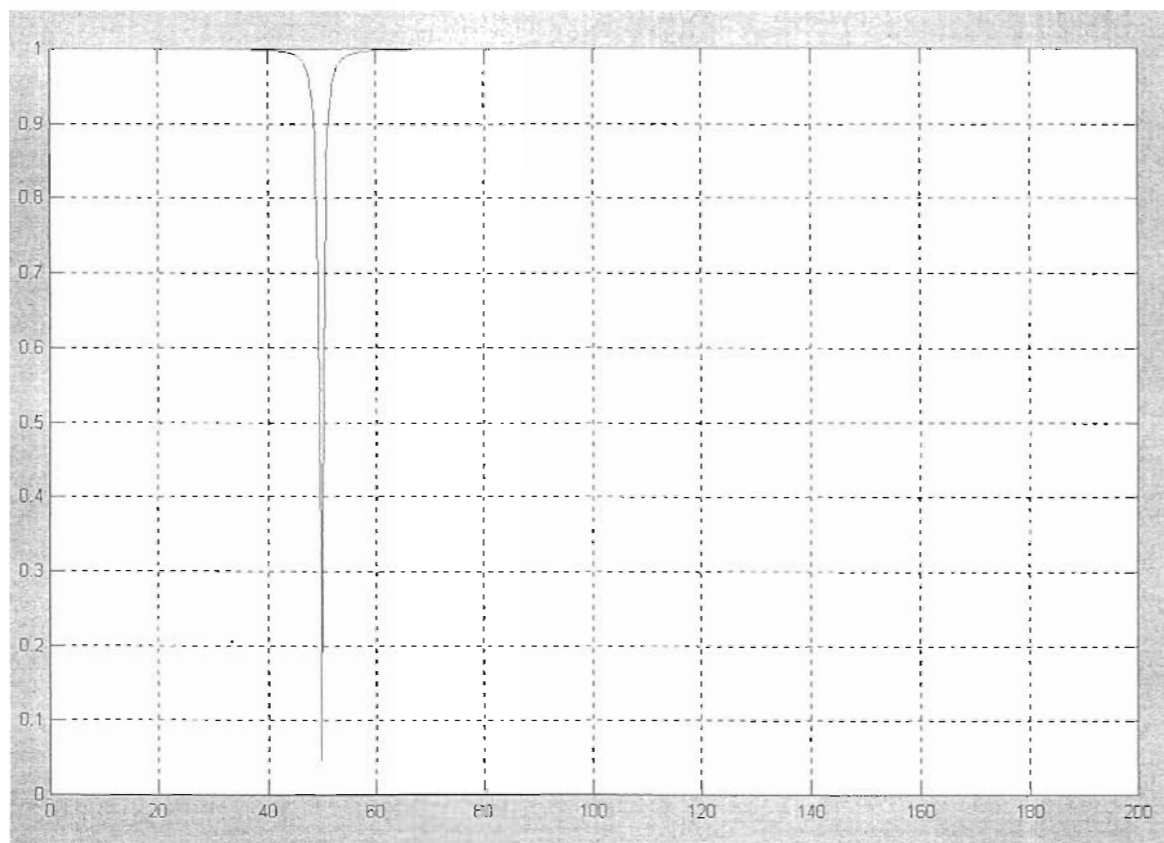
รูปที่ 4-8 แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่ต่ำผ่านจากโปรแกรม MATLAB

4.4.2 การกรองความถี่สูงผ่านแบบ elliptic ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 1 Hz มีผลการทดสอบของโปรแกรมตามรูปที่ 4-9



รูปที่ 4-9 แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่สูงผ่านจากโปรแกรม MATLAB

4.4.3 การกรองความถี่แบบ Notch , f_c ที่ 50 Hz มีผลการทดสอบของโปรแกรมตามรูปที่ 4-10



รูปที่ 4-10 แสดงผลการทดสอบการกรองความถี่แบบ Notch จากโปรแกรม MATLAB

บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

ในการทดลองตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งทางผู้วิจัยได้ทำการทดสอบการทำงานของวงจรโดยใช้เครื่องเลียนแบบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ยี่ห้อ DALE TECHNOLOGY รุ่น EHS 12 เพื่อเปรียบเทียบรูปคลื่นมาตรฐานใน Lead ที่ I, II และ III ซึ่งผลการทดลองรูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ตรวจวัดได้ จากวงจรที่สร้างขึ้นมา มีรูปคลื่นตรงตามมาตรฐาน ตามรูปที่ 5-1 และหลังจากนั้นเป็นการทดสอบการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจในสภาวะที่เกิดสัญญาณรบกวนและเปรียบเทียบ ผลการลดทอนของสัญญาณรบกวนจากการกรองความถี่แบบต่าง ๆ

5.1 การกรองสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

5.1.1 การกรองความถี่แบบต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 โดยมีความถี่ cut off ในช่วง ต่าง ๆ คือ

5.1.1.1 ความถี่ Cut Off ที่ 0.35 Hz

5.1.1.2 ความถี่ Cut Off ที่ 0.40 Hz

5.1.2 การกรองความถี่สูงผ่านแบบ Elliptic ลำดับที่ 2 โดยมีความถี่ Cut Off ในช่วง ต่าง ๆ คือ

5.1.2.1 ความถี่ Cut Off ที่ 0.4 Hz

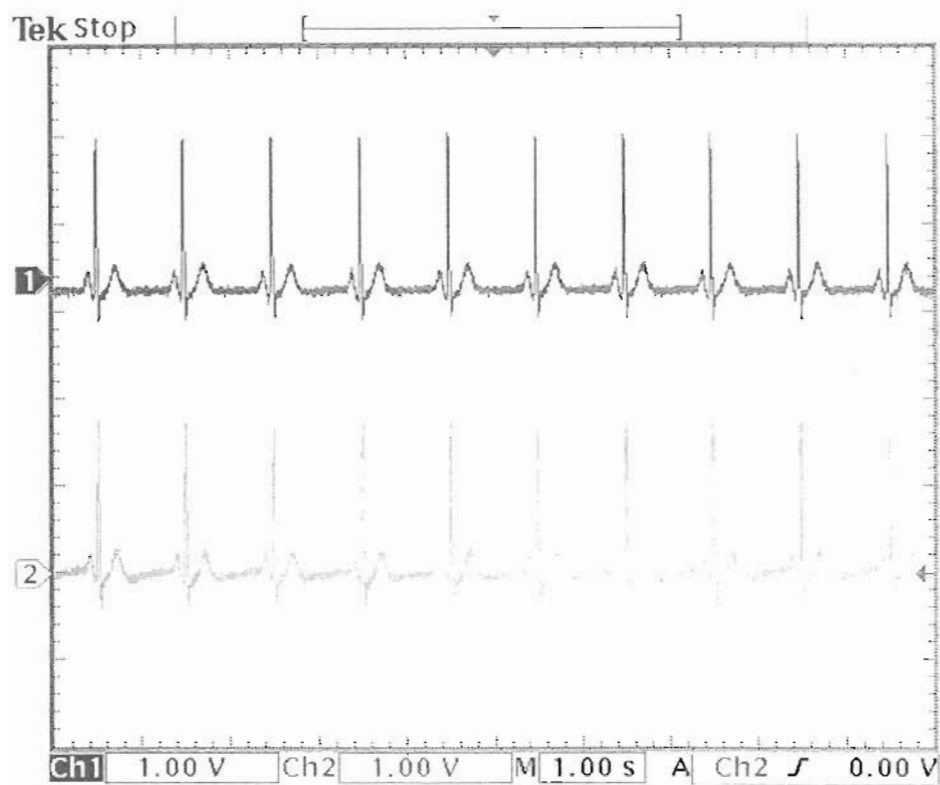
5.1.2.2 ความถี่ Cut Off ที่ 0.6 Hz

5.1.2.3 ความถี่ Cut Off ที่ 0.8 Hz

5.1.2.4 ความถี่ Cut Off ที่ 1 Hz

5.2 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

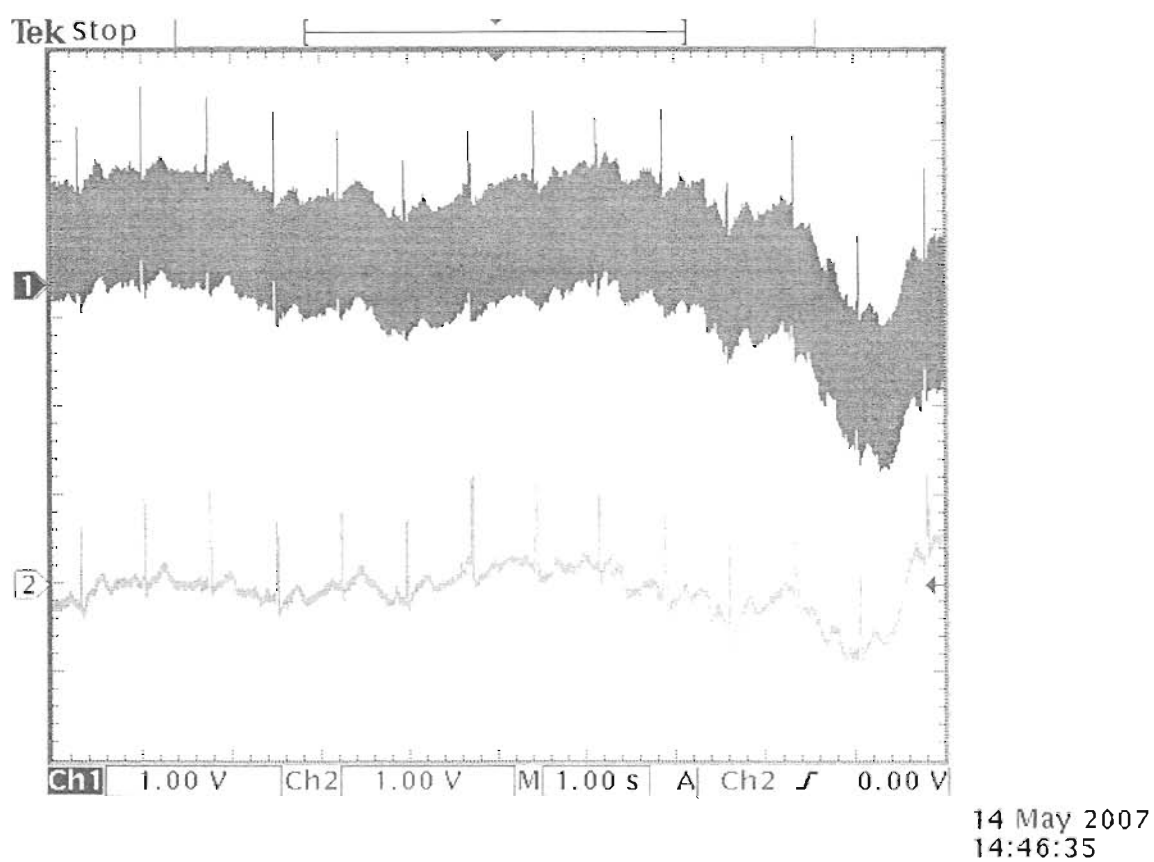
5.2.1 การทดสอบสัญญาณมาตรฐานจากเครื่องเลียนแบบสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



15 May 2007
13:19:24

ภาพที่ 5-1 แสดงลักษณะคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดจาก E.C.G Simulator

5.2.2 การทดสอบลักษณะการเกิดสัญญาณรบกวนในสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ



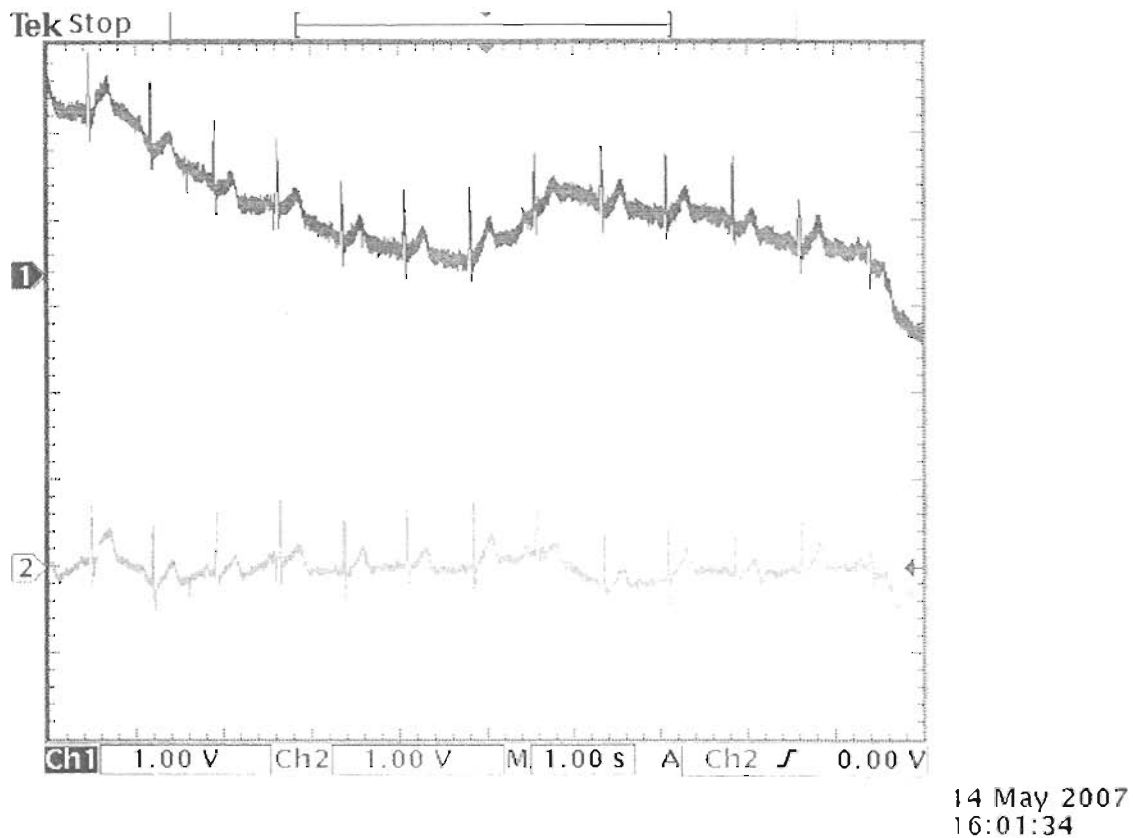
รูปที่ 5-2 แสดงลักษณะสัญญาณรบกวนในขณะที่ตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร LPF ความถี่ 100 Hz และ 1 Hz

5.2.3 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Butterworth

, $f_c = 0.35 \text{ Hz}$

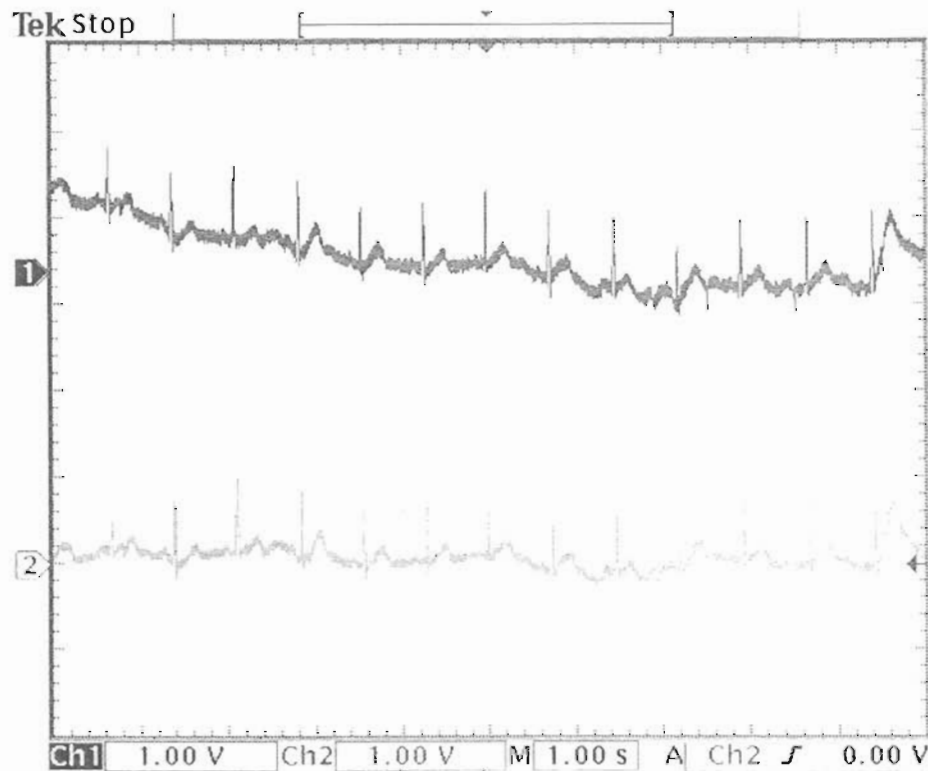


รูปที่ 5-3 แสดงลักษณะการใช่วงจรกรองความถี่แบบ Butterworth , $f_c = 0.35 \text{ Hz}$

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร HPF แบบ Butterworth ลำดับ 2 ความถี่ f_c ที่ 0.35 Hz , กรองความถี่แบบ Notch ที่ความถี่ 50 Hz และกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

5.2.4 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Butterworth , $f_c = 0.4 \text{ Hz}$



14 May 2007
15:20:35

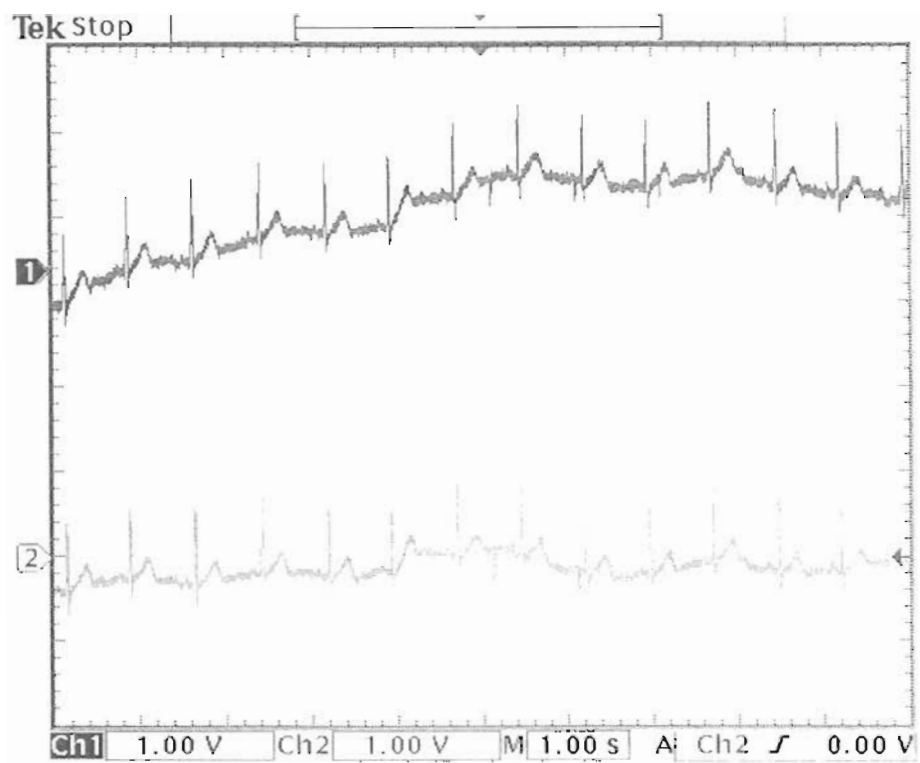
รูปที่ 5-4 แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Butterworth , $f_c = 0.40 \text{ Hz}$

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร HPF แบบ Butterworth ลำดับ 2 ความถี่ f_c ที่ 0.4 Hz , กรองความถี่แบบ Notch ที่ความถี่ 50 Hz และกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

5.2.5 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Elliptic

$f_c = 0.4 \text{ Hz}$



14 May 2007
14:58:41

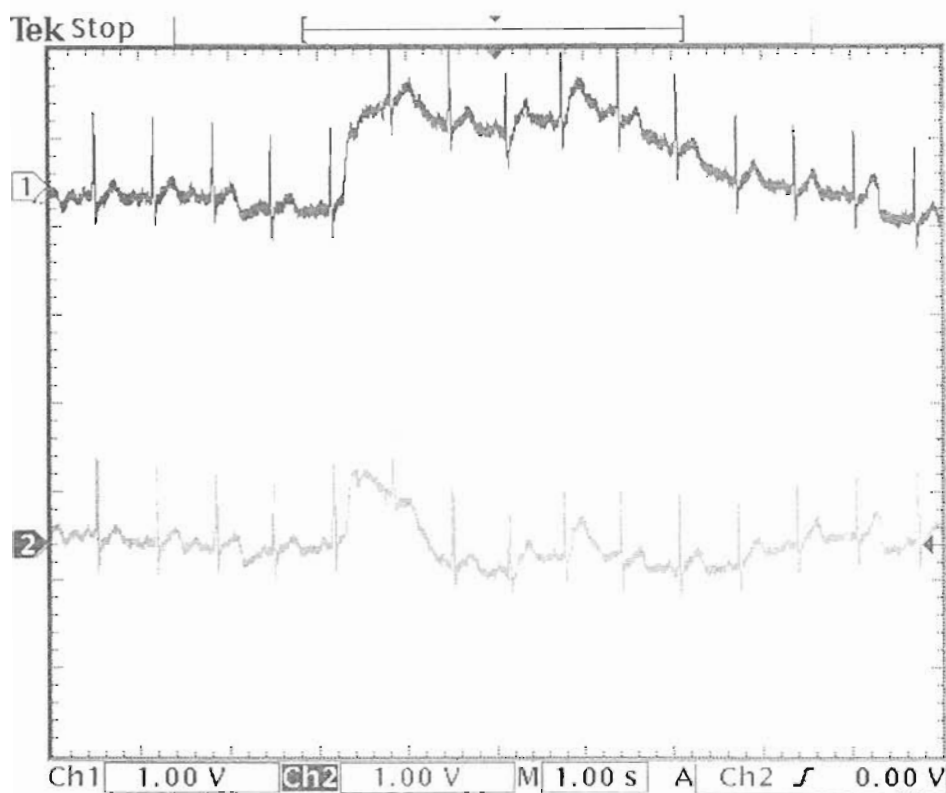
รูปที่ 5-5 แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.40 \text{ Hz}$

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร Filter แบบ Elliptic ลำดับ 2 ความถี่ f_c ที่ 0.4 Hz ,กรองความถี่แบบ North ที่ความถี่ 50 Hz และ กรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

5.2.6 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Elliptic

$f_c = 0.6 \text{ Hz}$



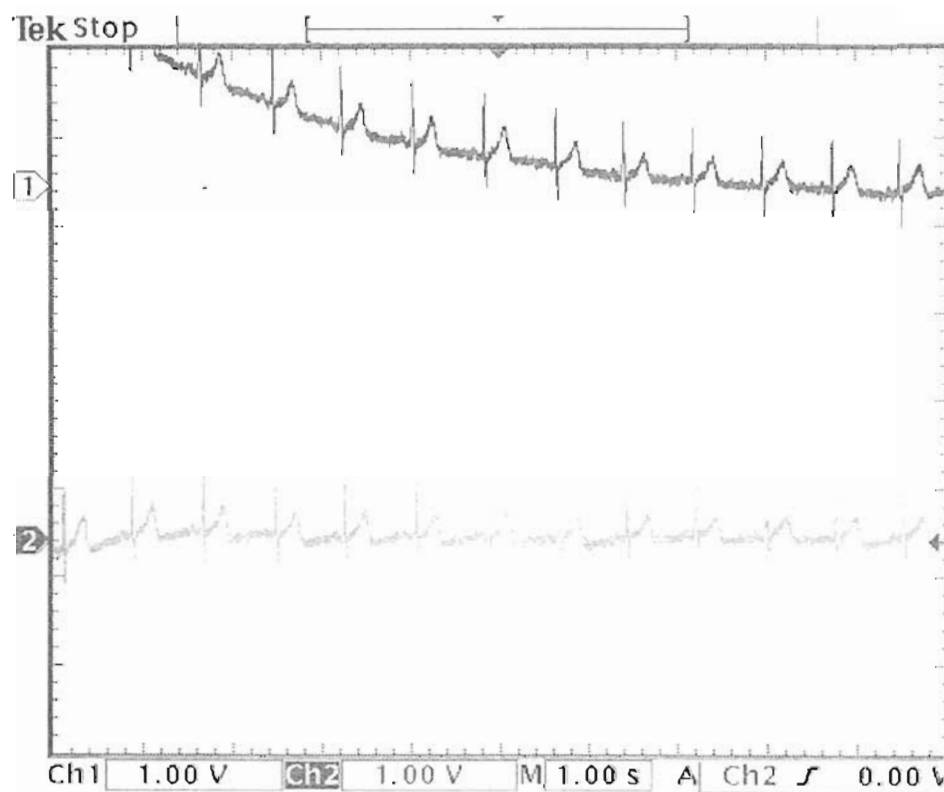
14 May 2007
14:36:38

รูปที่ 5-6 แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.60 \text{ Hz}$

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร Filter แบบ Elliptic ลำดับ 2 ความถี่ f_c ที่ 0.6 Hz , กรองความถี่แบบ North ที่ความถี่ 50 Hz และกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

5.2.7 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Elliptic $f_c = 0.8$ Hz



14 May 2007
13:58:12

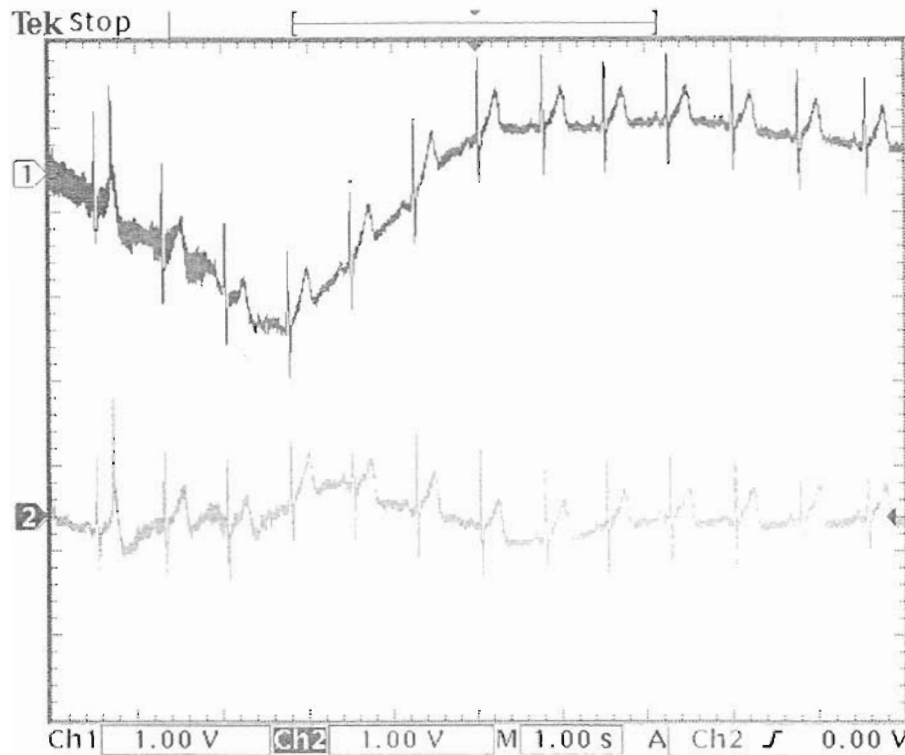
รูปที่ 5-7 แสดงลักษณะการใช่วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 0.80$ Hz

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร filter แบบ Elliptic ลำดับ 2 ความถี่ f_c ที่ 0.8 Hz ,กรองความถี่แบบ North ที่ความถี่ 50 Hz และกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

5.2.8 ผลการทดสอบการลดทอนสัญญาณรบกวนด้วยการกรองความถี่แบบ Elliptic

$f_c = 0.8 \text{ Hz}$



14 May 2007
11:09:17

รูปที่ 5-8 แสดงลักษณะการใช้วงจรกรองความถี่แบบ Elliptic , $f_c = 1.0 \text{ Hz}$

Channel 1 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของอาสาสมัครที่มีสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวร่างกายปะปนมาด้วยที่วัดจากตัวอาสาสมัคร

Channel 2 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร Filter แบบ Elliptic ลำดับ 2 ความถี่ f ที่ 1.0 Hz , กรองความถี่แบบ North ที่ความถี่ 50 Hz และกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Butterworth ลำดับที่ 2 , f_c ที่ 100 Hz

บทที่ 6

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

6.1 บทสรุป

การลดทอนสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ในขณะที่ตรวจวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้น จากการทดลองของผู้วิจัยได้พบว่า สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นไม่ได้มีขนาดและความถี่ที่แน่นอน ซึ่งบางครั้งก็จะมีค่าที่เกิดจากไฟฟ้ากระแสสลับ 50 Hz ปะปนมาด้วย ซึ่งจากการออกแบบและสร้างวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งผู้วิจัยได้ออกแบบให้มีค่า Cut-Off ที่ 106.5 Hz เมื่อยังไม่ได้ผ่านวงจรกรองความถี่เชิงเลข แล้ว ก็จะทำให้ปรากฏสัญญาณรบกวนที่ความถี่ต่าง ๆ ทั้งมาจากสัญญาณที่เกิดจากการเคลื่อนไหว และสัญญาณรบกวนจากแหล่งอื่น ปะปนมาบ้าง เนื่องมาจากวงจรกรองความถี่ประเภทอุปกรณ์ Passive ไม่สามารถกรองสัญญาณรบกวนที่ความถี่ต่าง ๆ ได้ทั้งหมด

สัญญาณที่ได้จากวงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะต้องผ่านวงจรกรองความถี่เชิงเลขเพื่อกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ที่ได้ออกแบบการกรองความถี่ไว้ที่ 1 Hz 50 Hz และ 100 Hz ซึ่งสามารถกรองสัญญาณรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ได้ผลเป็นที่น่าพอใจ

6.2 ข้อเสนอแนะ

6.2.1 ในส่วนของการออกแบบและสร้าง วงจรตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งจะต้องออกแบบให้สัญญาณรบกวนต่าง ๆ ทั้งที่มาจากสนามไฟฟ้า, สนามแม่เหล็ก และจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หรือสัญญาณจากการเคลื่อนไหวที่เกิดจากผู้รับการตรวจวัดเอง เกิดการรบกวนกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของผู้รับการตรวจวัดให้น้อยที่สุด ซึ่งวงจรที่ทางผู้วิจัยได้ออกแบบและสร้างมานี้ ได้ออกแบบโดยใช้อุปกรณ์ IC Instrumentation Amplifier ที่มีคุณลักษณะเฉพาะในการป้องกันสัญญาณรบกวนต่าง ๆ ให้น้อยที่สุด และใช้อุปกรณ์ประเภท Passive ที่มีค่าเปอร์เซ็นต์ผิดพลาดน้อย ๆ และไม่ไวกับการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ ทั้งยังต้องพิจารณาเรื่องการ ชีลด์ สาย Lead และสายไฟต่าง ๆ ในวงจรด้วย ซึ่งทำให้สามารถวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้เป็นผลที่น่าพอใจ

6.2.2 ในการออกแบบวงจรกรองความถี่ในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ควรจะต้องคำนึงถึงลักษณะความผิดปกติของหัวใจบางประเภทด้วย เนื่องจากวงจรกรองความถี่ อาจกรองความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกตินั้นออกไป ทำให้การวิเคราะห์สภาพและการทำงานของหัวใจผิดพลาดไป

เอกสารอ้างอิง

1. คณาจารย์ ภาควิชาสรีรวิทยา. สรีรวิทยา. คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล , 2542 .
2. ชมพูนุช อ่องจรัส . คลื่นไฟฟ้าหัวใจทางคลินิก . พิมพ์ครั้งที่ 6 . กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย , 2543 .
3. ณรงค์ วิริยะนันทศักดิ์ . การวิเคราะห์คุณลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้แปลงเวฟเลต และโครงข่ายประสาทเทียม.วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น , 2545 .
4. วิสรุต พลสิทธิ์ . การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบเวลาจริงโดยการแปลงเวฟเลตเพื่อกำหนด วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาอุปกรณ์การแพทย์ ภาควิชาฟิสิกส์ อุดสาหกรรมและอุปกรณ์การแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ , 2547 .
5. วิโรจน์ อัสวรังสี , ชัชวาล เต็มฤทธิ์วงศ์ และ กรชูลี ใสศติชัย . การใช้ฮอปแอนัมป์และดิเเนียร์ ไอซี . กรุงเทพ ฯ : บริษัท ซีเอ็ดดูเคชั่น จำกัด (มหาชน) , 2536 .
6. ยงยุทธ สหัสกุล . ECG ทางคลินิก . โครงการตำรา-ศิริราช คณะแพทยศาสตร์ศิริราช พยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล , 2536 .
7. Afonso V.X. Tompkins W.J., Nguyen T.Q., and Luo S. “ ECG beat detection using filter banks, ” IEEE Trans. Biomed.Eng. Vol 46 1999 : pp.192-202 .
8. Barry N. Feinberg . APPLIED CLINICAL ENGINEERING . Englewood Cliffs New Jersey , 1986 .
9. Bishop C.M and Hilton G . “Neural Network for Pattern Recognition .” New York : Clarendon Press , 1995 .
10. Gobind Daryanani . PRINCIPLES OF ACTIVE NETWORK SYNTHESIS AND DESIGN . John Wiley & Son INC , 1976 .
11. John G Webster. MEDICAL INSTRUMENTATION Application and Design THIRD EDITION . John Wiley & Son INC , 1998 .
12. Li C, Zheng C, and Tai C. “ Detection of ECG Charecteristic Points Using Wavlet Transform” . IEEE Biomed .Eng .(1995) : 42, 21-8 .

13. Mallat S. "Zero- crossing of a Wavelet Transform" . IEEE Trans. Inform.Theory . (1991): 1019- 33 .
14. Mallat S. and Hwang W.L . Singularity. " Detection and Processing with Wavelets" . IEEE Trans. Vol 37 (1992) : 617-643 .

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ : นายไพโรจน์ ลอยจิรากุล
 ชื่อวิทยานิพนธ์ : การลดทอนสัญญาณรบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดจากการ
 เคลื่อนไหวของร่างกาย
 สาขาวิชา : อุปกรณ์การแพทย์

ประวัติ

ประวัติส่วนตัว เกิดเมื่อวันที่ 22 พฤษภาคม 2512 ที่จังหวัดนครราชสีมา
 ประวัติการศึกษา จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาเทคโนโลยีไฟฟ้าอุตสาหกรรม
 คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยี พระจอมเกล้าพระนครเหนือ ปี 2541 และได้ศึกษาต่อที่
 สาขาที่สาขาอุปกรณ์การแพทย์ คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ สถาบันเทคโนโลยี พระจอมเกล้าพระ
 นครเหนือ เมื่อ พ.ศ 2545
 สถานที่ติดต่อ 24/118 การเคหะคลองจั่น บางกะปิ กรุงเทพฯ 10240