



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

ศึกษาคูณสมบัติการตอบสนองทางความถี่จำเพาะของระบบบาร์โรรีเฟค
A Study of the Frequency Response Characteristics in Human
Baroreflex System

โดย

นายสุชาติ เขียนนอก

สาขาวิชาเทคโนโลยีไฟฟ้าอุตสาหกรรม คณะเทคโนโลยีการเกษตร

ประจำปีการศึกษา ๒๕๕๗

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

ศึกษาคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่จำเพาะของระบบบาร์โรรีเฟค
A Study of the Frequency Response Characteristics in Human
Baroreflex System

โดย

นายสุชาติ เขียวนอก

สาขาวิชาเทคโนโลยีไฟฟ้าอุตสาหกรรม คณะเทคโนโลยีการเกษตร

มหาวิทยาลัยราชภัฏเพชรบูรณ์

ปีการศึกษา ๒๕๕๗

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี โดยได้รับความอนุเคราะห์จากหลายฝ่าย ขอบพระคุณสถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยราชภัฏเพชรบูรณ์ สำหรับทุนสนับสนุนที่ใช้ในงานวิจัย ขอขอบคุณคณะกรรมการตรวจประเมินงานวิจัยทุก ๆ ท่าน ที่ได้ให้ข้อเสนอแนะ ตลอดจนแนวทางในการแก้ปัญหาต่าง ๆ อันเป็นประโยชน์ต่องานวิจัยนี้ ขอบพระคุณครูอาจารย์ทุกท่านที่อบรมสั่งสอน ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยราชภัฏเพชรบูรณ์ รวมทั้งอาจารย์สาขาวิชาเทคโนโลยีไฟฟ้าอุตสาหกรรมทุกท่าน ที่อำนวยความสะดวกในการใช้สถานที่ อุปกรณ์การทดลอง ประโยชน์อันใดที่เกิดจากการวิจัยนี้ ย่อมเป็นผลมาจากความกรุณาของท่าน ดังกล่าวข้างต้น ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่ง

ผู้วิจัยจึงขอขอบคุณทุกท่านมา ณ โอกาสนี้

สุชาติ เขียวนอก

หัวข้อวิจัย : ศึกษาคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่จำเพาะของระบบบาร์โรรีเฟค
ชื่อผู้วิจัย : นายสุชาติ เขียวนอก
มหาวิทยาลัย : มหาวิทยาลัยราชภัฏเพชรบูรณ์
ปีการศึกษา : ๒๕๕๗

บทคัดย่อ

การป้อนกลับในระบบบาร์โรรีเฟค นั้น ยากต่อการกำหนดลักษณะของฟังก์ชันการถ่ายโอนของลูปเปิด โดยเฉพาะในส่วนกลาง ซึ่งผลจากความดันเลือด สัญญาณเส้นประสาทที่ลดลง จะส่งผลต่ออวัยวะส่วนล่าง เพราะสัญญาณเส้นประสาทสั่งการซ้ำทำให้ความดันลดลง สัญญาณเส้นประสาทที่ทำการสุ่มเลือกมาด้วยความถี่ทางไฟฟ้าของเส้นประสาทหลอดเลือดได้ถูกมานำเสนอเพื่อชี้ให้เห็นถึงคุณลักษณะของลูปเปิดเหล่านี้ ภายใต้สภาวะของลูปปิดของสัตว์ทั่วไป แต่ถูกจำกัดในการนำไปใช้กับมนุษย์ ในการสำรวจการหายใจแบบอิสระในกลุ่มตัวอย่างของอาสาสมัครที่นำมาทดลอง เพื่อชี้ให้เห็นถึงลักษณะของลูปเปิด ภายใต้สภาวะของลูปปิด โดยใช้อาสาสมัครกลุ่มตัวอย่างที่มีสุขภาพดีจำนวน 10 คน (ชาย 7 คน หญิง 3 คน) จากการสุ่มการหายใจแบบอิสระมีผลต่อความดันเลือด ด้วยลักษณะของสัญญาณรบกวน ในช่วงความถี่ 0.01-0.3 เฮิรตซ์ สามารถวัดกล้ามเนื้อของเส้นประสาทในส่วนของสัญญาณ และค่าความต่อเนื่องของความดันเลือด โดยส่วนของอวัยวะจะถูกถ่ายโอนจากสัญญาณเส้นประสาทไปยังอวัยวะส่วนล่าง แทนด้วยตัวกรองความถี่ลำดับสองเป็นโลพาส และให้องค์ประกอบการเคลื่อนที่นั้นคงที่เป็นความถี่ปกติ อัตราส่วนและช่วงเวลาเป็น 1.12 ± 0.35 , 0.06 ± 0.01 เฮิรตซ์ 0.49 ± 0.14 และ 1.05 ± 0.26 วินาที โดยมีการถ่ายโอนจากความดันไปยังเส้นประสาทโดยประมาณ แทนด้วยตัวกรองความถี่ลำดับหนึ่งให้เป็นไฮพาส และให้พารามิเตอร์ของไดนามิกการเคลื่อนที่นั้นคงที่ มุมความถี่และช่วงเวลาเป็น 1.75 ± 0.28 , 0.17 ± 0.04 เฮิรตซ์ และ 0.57 ± 0.18 วินาทีตามลำดับ โดยสรุปการหายใจอิสระที่ทำการสุ่มนั้นเป็นเครื่องมือที่เป็นประโยชน์ในการประเมินระบบประสาทอัตโนมัติในร่างกายมนุษย์ สำหรับการชี้วัดการทำหน้าที่ของลูปเปิด และถ่ายโอนไปยังลูปปิดในระบบบาร์โรรีเฟคในร่างกาย

คำสำคัญ : บาร์โรรีเฟค (Baroreflex), การหายใจอิสระ (RB), ความดันเลือด (BP), สัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงาน (SNA)

Abstract

The existence of feedback loop in the baroreflex system makes it difficult to determine the open-loop transfer function characteristic of the central arc by which blood pressure (BP) modulates sympathetic nerve activity (SNA) and the peripheral arc by which SNA modulates BP. Random aortic pressure perturbation and electrical stimulation of aortic depressor nerve have been proposed to identify these open-loop characteristics under closed-loop conditions in animals, but are limited of application in humans. We explored the random breathing technique to identify open-loop characteristics under closed-loop condition in 10 healthy subjects (7m/3f 27±2years, mean±S.E.). Random interval breathing (RB) can perturb BP with white noise characteristics over the physiologically relevant frequency range of 0.01-0.3 Hz. We measured the muscle SNA of the peroneal nerve and the continuous BP. The peripheral arc transfer function (SNA→BP) could be approximated by a second-order low-pass filter and the fitted parameters of dynamic gain, natural frequency, damping ratio, and lag time were 1.12 ± 0.35 , 0.06 ± 0.01 Hz, 0.49 ± 0.14 , and 1.05 ± 0.26 s, respectively. The central arc transfer function (BP→SNA) could be approximated by a first-order high-pass filter and the fitted parameters of dynamic gain, corner frequency, and lag time were 1.75 ± 0.28 , 0.17 ± 0.04 Hz, and 0.57 ± 0.18 s, respectively. In conclusion, the proposed random breathing technique is an useful tool of assessment in human autonomic nervous system for identification of open-loop transfer functions in the closed-loop baroreflex system.

Keywords : Baroreflex, RB, BP, SNA

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	จ
สารบัญภาพ.....	ช
 บทที่ 1 บทนำ	 1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.6 นิยามศัพท์เฉพาะ.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 ระบบประสาท.....	4
2.2 การหายใจ.....	20
2.3 ความดันเลือด	20
2.4 คุณสมบัติการตอบสนองทางโดเมนความถี่.....	21
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	34
3.1 การจำลองหลักการทำงานระบบบาร์โรรีเฟค	34
3.1.1 จำลองสมองด้วยหลักการไฮพาส (High-pass)	34
3.1.2 อวัยวะส่วนต่างๆของร่างกายจำลองด้วยหลักการโลพาส (Low-pass)	35
3.1.3 สัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงาน(SNA)	35
3.2 การเต้นของหัวใจ(RB)	35
3.3 ความดันเลือด(BP)	35
3.4 วิธีการ	36
บทที่ 4 ผลการวิจัย	37
4.1 ผลการทดลองจากการใช้โปรแกรม Matlab ในการวิเคราะห์	37
4.2 ค่าเฉลี่ยสเปกตรัมการหายใจแบบอิสระ	38
4.3 เปรียบเทียบสัญญาณผลตอบสนองโดเมนความถี่สูง (HI-pass) และผลตอบสนอง	

โดเมนความถี่ต่ำ (Low-pass)	40
บทที่ 5 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย	43
5.1 สรุปผลการวิจัย	43
5.2 ข้อเสนอแนะ	43
เอกสารอ้างอิง	44
สารบัญ (ต่อ)	
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก คำสั่งที่ใช้กับโปรแกรมแมทแล็บ	45
ภาคผนวก ข การติดตั้งโปรแกรมแมทแล็บ	64
ภาคผนวก ค ผลงานวิชาการที่ได้รับการเผยแพร่	73
ประวัติผู้วิจัย	83
รายการรูปประกอบ	
รูปที่ 2.1 แสดงส่วนซีเอ็นเอส	4
รูปที่ 2.2 แสดงส่วนแบ่งของสมอง	7
รูปที่ 2.3 ส่วนสำคัญของสมอง	8
รูปที่ 2.4 ส่วนสำคัญของไขสันหลัง	13
รูปที่ 2.5 ระบบประสาทอัตโนมัติ	15
รูปที่ 2.6 การหายใจ	18
รูปที่ 2.7 ความดันเลือด	19
รูปที่ 2.8 ระบบเชิงเส้นที่เสถียร	21
รูปที่ 2.9 ระนาบโพลาร์	22
รูปที่ 2.10 ระบบควบคุมที่เสถียร	23
รูปที่ 2.11 วงกลม M	25
รูปที่ 2.12 ระบบอันดับที่สอง	26

รูปที่ 2.13 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า M_p กับค่า ζ ของระบบอันดับที่สอง	27
รูปที่ 2.14 ระบบอันดับที่สอง	28
รูปที่ 2.15 เส้นโค้งโพลาร์	29
รูปที่ 2.16 เส้นสัมผัสกับวงกลม	30
รูปที่ 2.17 การหาค่า K ที่จะหาค่า M_p ที่ต้องการ	31
สารบัญ (ต่อ)	
รูปที่ 2.18 เส้นโค้ง Log-Modulus	32

บทที่ 1

บทนำ

1.ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันมนุษย์เป็นทรัพยากรที่มีบทบาทสำคัญในการพัฒนาประเทศ ทั้งด้าน ระบบเศรษฐกิจ สังคม การเมืองและการศึกษา อย่างไรก็ตามธรรมชาติของมนุษย์นั้นอาจมีการเจ็บป่วยหรือร่างกายมีความผิดปกติ อาจเกิดจากสิ่งแวดล้อม กรรมพันธุ์ หรือจากการใช้ชีวิตประจำวันที่แตกต่างกันออกไป ดังนั้นวิทยาการทางการแพทย์จึงมีความจำเป็น โดยเฉพาะอย่างยิ่งการวินิจฉัยโรคภายในต่างๆ โดยวิธีการที่หลากหลาย ขึ้นอยู่กับแพทย์ผู้ตรวจ แต่หลักการเบื้องต้นที่แพทย์จะต้องทำการตรวจคือ โดยการจับชีพจร วัดแรงดัน ตรวจเลือด และวัดการเต้นของหัวใจ จึงจะนำมาวิเคราะห์และวินิจฉัยโรคของผู้ป่วย

ร่างกายมนุษย์นั้นอวัยวะที่อยู่ภายในร่างกายล้วนแล้วแต่มีความสำคัญทุกส่วนและทำงานสัมพันธ์กัน ทุกส่วน การเต้นของหัวใจ ความดันเลือดเพื่อหล่อเลี้ยงส่วนต่าง สัญญาณไฟฟ้าจากระบบเส้นประสาทที่คอยควบคุมการทำงานทุกส่วนเรียกระบบนี้ว่า ระบบบาร์โรรีเฟค คุณสมบัติความถี่ของการเต้นของหัวใจ การสูบน้ำเลือด และเส้นประสาทที่ควบคุมการทำงานของร่างกายของคนปกติกับคนที่ป่วยนั้นจะมีความแตกต่างกัน การศึกษาคุณสมบัติทางความถี่ของสัญญาณการเต้นของหัวใจ ไหลเวียนโลหิต และระบบประสาทที่ควบคุมการทำงานของอวัยวะ มีลักษณะคล้ายคลึงกับการทำงานของระบบกรองความถี่ที่มีการตอบสนองทางความถี่ที่แตกต่างกันในส่วนร่างกายด้านบนกับส่วนล่างบริเวณ ลำตัว แขน ขา ดังนั้นเราสามารถจำลองการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค ในรูปลักษณะระบบที่มีการตอบสนองทางความถี่ ที่มีความถี่สูงและต่ำ โดยอาศัยเครื่องคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์ของสัญญาณความถี่ เนื่องจากคอมพิวเตอร์มีความสามารถในการทำงานได้ถูกต้องและเที่ยงตรง แม่นยำ และมีความรวดเร็วในการประมวลผลเพื่อตอบสนองความต้องการดังกล่าว และที่สำคัญสามารถที่จะนำมาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ได้เป็นอย่างดี

2.วัตถุประสงค์ของการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ได้ตั้งวัตถุประสงค์ในการดำเนินการวิจัยดังต่อไปนี้

- 2.1. ศึกษาและจำลองหลักการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค ทางโดเมนความถี่
- 2.2. เขียนโปรแกรมประมวลผลหลักการทำงานที่จำลอง
- 2.3. เพื่อใช้ในการคัดกรองผู้ป่วยในภาวะที่มีความผิดปกติของการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค(Baroreflex failwer)

3.ขอบเขตของการวิจัย

3.1. ศึกษาและประมาณค่าคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่ของระบบบาร์โรรีเฟค การหายใจ ความดันโลหิต และสัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงานของอวัยวะในลักษณะระบบ กรองความถี่ที่ตอบสนองในช่วงความถี่เฉพาะ

3.2. ตัวแปรที่ศึกษา

3.2.1 ตัวแปรต้น ปริมาณการหายใจ ความดันเลือด สัญญาณประสาท

3.2.2 ตัวแปรตาม คุณสมบัติการตอบสนองทางโดเมนความถี่

4.ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

หากการวิจัยได้ดำเนินไปตามแผนที่กำหนด ผู้วิจัยคาดว่าประโยชน์ที่จะเกิดจากการวิจัย มีดังต่อไปนี้

- 4.1. สามารถแยกคนปกติและผู้ป่วยได้ถูกต้อง
- 4.2. สามารถสร้างพื้นฐานความเข้าใจในคุณลักษณะของสัญญาณความถี่
- 4.3. ใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาโดยอาศัยคุณลักษณะของสัญญาณความถี่
- 4.4. ประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

5.เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

- 5.1. เครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล
- 5.2. ระบบปฏิบัติการ Windows
- 5.3. ซอฟต์แวร์ MATLAB R2010a

6.นิยามศัพท์เฉพาะ

- 6.1. บาร์โรรีเฟค (Baroreflex),คือ คุณสมบัติความถี่ของการเต้นของหัวใจ การสูบฉีดเลือด และเส้นประสาทที่ควบคุมการทำงานของร่างกาย
- 6.2. Random interval breathing,(RB) คือ การหายใจแบบอิสระ
- 6.3. Blood pressure,(BP) คือ ความดันเลือดหรือความดันโลหิต
- 6.4. Sympathetic nerve activity,(SNA) คือ สัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงานของอวัยวะต่างๆของร่างกายมนุษย์

บทที่ 2

ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง

การวิจัยครั้งนี้ มุ่งที่จะค้นคว้าศึกษาสัญญาณความถี่ระบบบาร์โรรีเฟคร่างกายมนุษย์ เพื่อที่จะนำสัญญาณความถี่มาทำการทดลองในโปรแกรม Matlab เพื่อแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟ ทั้งผลตอบแทนโดเมนความถี่สูงและผลตอบแทนโดเมนความถี่ต่ำ ผู้วิจัยได้ลำดับหัวข้อการศึกษาเอกสารที่เกี่ยวข้องเพื่อศึกษาข้อมูลต่างๆ ดังนี้

- 2.1 ระบบประสาท (Nervous System)
- 2.2 การหายใจ(Breathing)
- 2.3 ความดันเลือด(Blood pressure)
- 2.4 คุณสมบัติการตอบสนองทางโดเมนความถี่

2.1 ระบบประสาท (Nervous System)

ระบบประสาทเป็นศูนย์กลางที่ควบคุมการทำงานของร่างกาย ในการแสดงปฏิกิริยาตอบสนองต่อสิ่งเร้า โดยทำหน้าที่ประสานสัมพันธ์ระหว่างอวัยวะสัมผัสกับอวัยวะมอเตอร์ ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อ การทำงานของต่อมและระบบต่าง ๆ ในร่างกาย อีกทั้งเป็นศูนย์ของความรู้สึกนึกคิดสติปัญญา การเรียนรู้ ความจำ ตลอดจนการปรับตัวให้เข้ากับสิ่งแวดล้อมดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แสดงส่วนซีเอ็นเอส

ระบบประสาทประกอบด้วย

1. สมอง (Brain)
2. ระบบประสาท (สมองและไขสันหลัง (Spinal cord))
3. ไขสันหลัง (Nerve)

เส้นประสาทแต่ละเส้นจะมีเซลล์ประสาท (Neuron) หลาย ๆ เซลล์เรียงต่อกัน เซลล์ประสาทกระจายไปเลี้ยงทั้งร่างกาย มีประมาณ 12,000 ล้านเซลล์ ในไขสันหลังและสมองมีเซลล์ประสาทมากที่สุด

เซลล์ประสาท (neuron)

เซลล์ประสาทเป็นส่วนที่เล็กที่สุดของระบบประสาท เซลล์ประสาทหนึ่งเซลล์ มีส่วนประกอบที่สำคัญ ดังนี้

1. ตัวเซลล์ (Cell body) เป็นจุดศูนย์กลางของเซลล์ประสาท ประกอบด้วย นิวเคลียส (nucleus) อยู่ตรงกลางเซลล์ ล้อมรอบด้วยของเหลวที่เรียกว่า ไซโตพลาส (cytoplasm) มีผนังเซลล์ (cell membrane) ทำหน้าที่เป็นผนังห่อหุ้มเซลล์
2. เดนไดรต์ (dendrite) เป็นเส้นใยที่ยื่นออกจากตัวเซลล์มีหน้าที่รับความรู้สึกมีกิ่งก้านสาขาเป็นแขนงสั้น ๆ มีลักษณะคล้ายรากแขนงของต้นไม้
3. แอกซอน (axon) เป็นเส้นใยเดี่ยว ๆ ที่ยื่นออกจากตัวเซลล์ ทำหน้าที่ส่งความรู้สึกของเซลล์นั้นไปยังเซลล์ประสาทตัวอื่น ๆ แอกซอนมีเปลือกหุ้มเรียกว่า ไมอีลินชีท (myelin sheath) ปลายสุดของแอกซอนเป็นพุ่มต่อกับอวัยวะเรียกเอนด์บาส (end bulb) ใยแอกซอนจะมีความยาวมากเป็นพิเศษ แต่ละเซลล์จะมีเพียงเส้นเดียวเท่านั้น ปลายแขนงย่อยของแอกซอน ทุกแขนงจะมีตุ่มเล็ก ๆ เรียกว่าตุ่มปลายประสาท (terminal buttons) การทำงานของแอกซอนจะเกิดขึ้น เมื่อตัวเซลล์ได้รับกระแสประสาทความรู้สึกจากเดนไดรต์จากนั้นจะส่งกระแสความรู้สึกนั้นไปยังแอกซอน แล้วแอกซอนจะส่งกระแสประสาทความรู้สึกนั้น ต่อไปยังเซลล์ประสาทตัวอื่น ๆ หรือส่งไปยังอวัยวะต่าง ๆ ที่ต้องการให้เกิดความรู้สึก หรือแสดงปฏิกิริยาตอบสนอง

เซลล์ประสาทในร่างกายอาจแบ่งหน้าที่การทำงานได้ 3 ประเภท ดังนี้

- 3.1. เซลล์ประสาทรับความรู้สึก ทำหน้าที่รับกระแสประสาทจากอวัยวะรับสัมผัส เข้าสู่สมองและไขสันหลัง

3.2. เซลล์ประสาทมอเตอร์ ทำหน้าที่นำกระแสประสาทเข้าสู่กล้ามเนื้อทำให้เกิดการเคลื่อนไหว

3.3. เซลล์ประสาทเชื่อมโยง เป็นเซลล์ประสาทที่เชื่อมอยู่ระหว่างเซลล์ประสาทรับความรู้สึกและเซลล์ประสาทมอเตอร์

ซินแนปส์ (Synaps)

เป็นจุดต่อระหว่างใยแอกซอนของเซลล์ประสาทตัวหนึ่งกับเดนไดรต์ของเซลล์ประสาทอีกตัวหนึ่ง โดยที่เมื่อเซลล์ประสาทตัวหนึ่งส่งกระแสประสาทความรู้สึกเข้าสู่ แอกซอนจนถึงปลายต่อประสาทแล้ว กระแสความรู้สึกนั้นจะถูกส่งเข้าสู่บริเวณซินแนปส์ จากนั้นซินแนปส์จะรับกระแสประสาทและส่งต่อไปยังเดนไดรต์ เพื่อเข้าสู่เซลล์ประสาทอีกตัวหนึ่งทันที ซินแนปส์จึงทำหน้าที่เป็นตัวเชื่อมสัญญาณกระแสประสาทระหว่างเซลล์ประสาทตัวหนึ่งกับเซลล์ประสาทอีกตัวหนึ่งนั่นเอง

เส้นประสาท(Nerve Fiber)

เป็นกลุ่มของเส้นใยบาง ๆ จำนวนมากซึ่งเกิดจากเซลล์ประสาทหลายตัว รวมกันเข้าเป็นมัด เส้นประสาทอาจเป็นมัดของแอกซอน หรือมัดของเดนไดรต์ หรือทั้งสองชนิดรวมกันก็ได้เส้นประสาทในร่างกายสามารถจำแนก ได้เป็น 2 ประเภทใหญ่ ๆ ดังนี้

1. เส้นประสาทที่ออกจากสมอง เส้นประสาทประเภทนี้ มีทั้งสิ้น 12 คู่มีศูนย์กลางอยู่ที่สมอง บางคู่จะเป็นเส้นประสาทที่เกี่ยวกับการสัมผัส บางคู่จะเป็นเส้นประสาทที่ใช้ควบคุมการเคลื่อนไหว หรือเส้นประสาทมอเตอร์
2. เส้นประสาทที่ออกจากไขสันหลัง เป็นเส้นประสาทที่แยกออกมาจากบริเวณไขสันหลัง มีหน้าที่รับความรู้สึกและควบคุมการเคลื่อนไหวมีทั้งสิ้น 31 คู่ โดยจะแยกเป็น 2 ชุด ชุดที่ 1 เป็เส้นประสาทส่วนของการรับความรู้สึก เข้าสู่ไขสันหลังทางด้านหลัง ส่วนอีกชุดหนึ่งทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหว เข้าสู่ไขสันหลังบริเวณช่วงท้อง

ระบบประสาทส่วนกลาง(Central nervous system)

ประกอบด้วย สมอง และ ไขสันหลัง

สมอง(Brain)

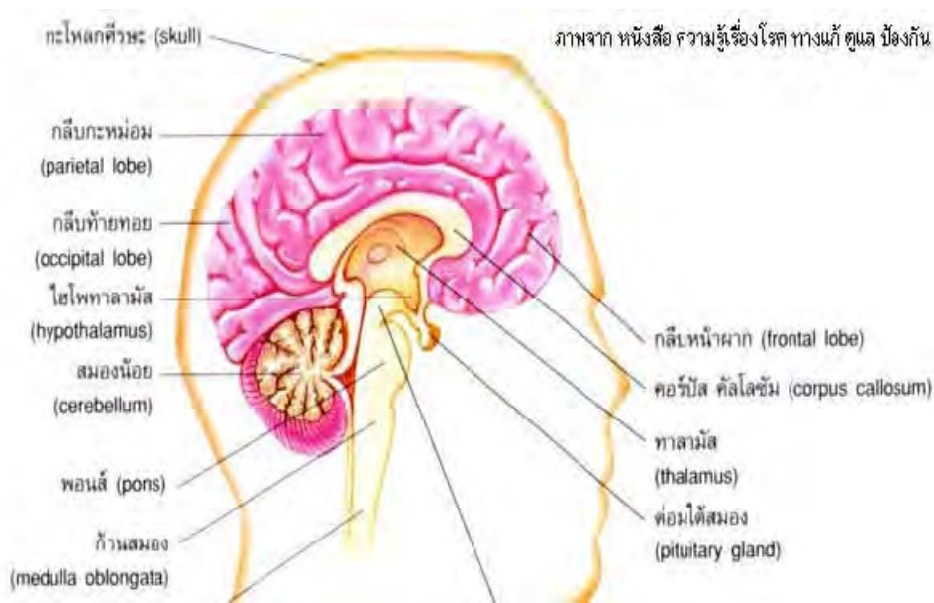
เป็นอวัยวะที่ใหญ่ที่สุดในร่างกาย มีรูปร่างเป็นก้อนรูปไข่ประกอบด้วยเซลล์ประสาทมากมาย จำนวนประมาณพันล้านเซลล์อยู่ในกะโหลกศีรษะ เซลล์ประสาทในสมองแผ่กระจายกระแสไฟฟ้าอยู่ตลอดเวลา จากเซลล์หนึ่งไปยังอีกเซลล์หนึ่ง สมองมีน้ำหนักเพียง 2% ของร่างกาย ต้องการ

ออกซิเจนไปเลี้ยง 20% ของออกซิเจนที่สุดเข้าไปใช้ในร่างกาย สมองของเด็กแรกเกิดมีน้ำหนักประมาณ 300 – 400 กรัม แล้วเจริญเติบโตขึ้นเรื่อย ๆ จนถึงอายุ 15 ปี มนุษย์ถือได้ว่าเป็นสัตว์โลกที่มีสมองใหญ่และมีคุณภาพมากที่สุด มีน้ำหนักเฉลี่ยประมาณ 1,300 – 1,400 กรัม มีกะโหลกศีรษะซึ่งมีความหนาและแข็งแรง ทำหน้าที่ ป้องกันไม่ให้สมองได้รับความกระทบกระเทือนดังรูปที่ 2.2

รูปที่ 2.2 แสดงส่วนแบ่งของสมอง

สมองแบ่งเป็น 3 ส่วน คือ

- สมองส่วนหน้า ได้แก่ ซีรีบรัม (Cerebrum) ไฮโปทาลามัส (hypothalamus) ทาลามัส (thalamus)
- สมองส่วนกลาง
- สมองส่วนท้าย ได้แก่ เซรีเบลลัม (Cerebellum) พอนส์ (pons) เมดูลาออบลองกาตา (medulla oblongata)



รูปที่ 2.3 ส่วนสำคัญของสมอง

สมองประกอบด้วยส่วนสำคัญ 9 ส่วนใหญ่ ๆ ได้แก่ (ดังรูปที่2.3)

1. ซีรีบรัม (Cerebrum)

เป็นส่วนของสมองที่อยู่บนสุดของศีรษะ มีรูปร่างเป็นพูย้อย ตั้งแต่หน้าผากไปตามรูปของกะโหลกศีรษะจนถึงบริเวณท้ายทอย มีขนาดใหญ่ที่สุดประมาณ 80% ของสมองทั้งหมด บริเวณเปลือกนอกจะมีลักษณะเป็นรอยหยัก ยับย่นจีบ เป็นร่องลึก เรียกว่า คอर्टเทกซ์ (Cortex) ซึ่งจัดว่าเป็นบริเวณที่สำคัญมาก ทั้งนี้เนื่องจากพบว่าคนที่มีความฉลาดมากและอัจฉริยะมักจะมีคอर्टเทกซ์หรือรอยหยักส่วนนี้มากกว่าปกติ เนื่องจากจะทำให้มีพื้นที่ในการใช้งานของสมองมากตามไปด้วย สมองแต่ละซีกจะเป็นส่วนที่มีความสำคัญมากที่สุด เนื่องจากเป็นศูนย์กลางในการควบคุมพฤติกรรม การเรียนรู้ ความจำ การวิเคราะห์ การใช้เหตุผล เป็นต้น ในส่วนของสมองแต่ละซีกยังแบ่งออกได้อีก 4 ส่วนย่อย ซึ่งในแต่ละส่วนจะมีหน้าที่การทำงานแตกต่างกัน ดังนี้

- พูสมองส่วนหน้า (frontal lobe) ในบริเวณนี้จะแบ่งออกได้อีก 2 ซีก คือ ซีกซ้าย (left hemisphere) และซีกขวา (right hemisphere) โดยมีหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่าง ๆ ทั่วร่างกาย หรือเรียกส่วนนี้ว่าเขตมอเตอร์ (motor area) แต่การสั่งงานจะกลับด้านกัน คือสมองซีกซ้ายจะควบคุมการทำงานของอวัยวะด้านขวาของร่างกาย ส่วนสมองซีกขวาก็จะควบคุมการทำงานของอวัยวะด้านซ้ายของร่างกาย นอกจากนี้ยังเป็นศูนย์กลางของอารมณ์ การพูด ความคิด การจำ การเรียนรู้ และการใช้ภาษาอีกด้วย

- พูสมองส่วนกลาง (Parietal lobe) เป็นส่วนที่ค่อนมาทางด้านหลังส่วนบนใกล้กับเขตมอเตอร์ เป็นสมองส่วนที่ทำหน้าที่รับความรู้สึกต่าง ๆ ทั่วไปของร่างกาย เช่น ร้อน หนาว เจ็บปวด เป็นต้น หรือเรียกส่วนนี้อีกอย่างหนึ่งว่าเขตรับสัมผัส (sensory area)

- พุสมองส่วนข้าง (temporal lobe) เป็นส่วนที่อยู่บริเวณด้านข้างของสมองตรงขมับ มีหน้าที่เป็นศูนย์กลางในการรับรู้ในด้านรส กลิ่น เสียง และความเข้าใจด้านภาษา หรืออาจเรียกส่วนนี้อีกอย่างหนึ่งว่าเขตการฟัง (auditory)

- พุสมองส่วนหลัง (occipital lobe) เป็นบริเวณที่อยู่ท้ายสุดของสมองแต่ตรงท้ายทอย มีหน้าที่ควบคุมการรับรู้ทางสายตาให้เกิดการมองเห็นภาพต่าง ๆ ทั้งแนวตั้งและแนวนอน หรืออาจเรียกบริเวณส่วนนี้ว่า เขตการเห็น (visual area)

2. สมองเล็ก (cerebellum)

เป็นสมองส่วนที่อยู่บริเวณท้ายทอยใต้สมองแท่งมา รูปร่างเหมือนใบไม้มีลักษณะเป็นรอยหยักยื่นซ้อนกันแต่น้อยกว่าสมองแท้ ชั้นนอกเป็นสีเทา (gray matter) ส่วนชั้นในเป็นสีขาว (white matter) มีหน้าที่สำคัญคือช่วยให้อวัยวะต่าง ๆ ที่อยู่ภายใต้การควบคุมของสมองสามารถทำงานประสานกันได้เป็นจังหวะเดียวกันเพื่อทำกิจกรรมใดกิจกรรมหนึ่ง เช่น การเล่นเทนนิสจะตีลูกให้ถูกได้ อวัยวะหลายส่วนจะต้องทำงานประสานเป็นอันหนึ่งอันเดียวกัน เช่น ตา หู แขน ขา มือ ฯลฯ หน้าที่อีกประการหนึ่งคือควบคุมการทรงตัวของร่างกาย เนื่องจากสมองเล็กเป็นตัวรับกระแสประสาทจากอวัยวะรับสัมผัสที่ใช้ควบคุมการทรงตัวซึ่งอยู่บริเวณหูชั้นใน ทำให้เกิดความสมดุลในขณะที่ร่างกายกำลังอยู่ในอิริยาบถต่าง ๆ เช่น ขณะยืน เดิน หมุนตัว กระโดด เป็นต้น นอกจากนี้ยังควบคุมการเกร็งตัวของร่างกายอีกด้วย

3. ทาลามัส (thalamus)

เป็นส่วนที่อยู่ต่อจากสมองแท่งมา ทำหน้าที่เป็นศูนย์รับกระแสประสาทความรู้สึกที่ถูกส่งมาจากอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายเข้าสู่ไขสันหลัง ผ่านก้านสมอง (medulla oblongata) พอนส์ และสมองส่วนกลาง (midbrain) ตามลำดับ จนถึงทาลามัส จากนั้นทาลามัสจะจัดการแยกกระแสประสาทเหล่านั้นเพื่อเข้าสู่สมองเขตต่าง ๆ อีกทอดหนึ่ง และเมื่อสมองสั่งการเช่นใด ทาลามัสจะรับคำสั่งนั้นส่งเข้าสู่สมองส่วนกลาง พอนส์ ก้านสมอง และไขสันหลัง เพื่อส่งคำสั่งนั้นให้ไปมีผลต่ออวัยวะต่าง ๆ ของร่างกาย เท่ากับว่าทาลามัสเป็นสถานีสุดท้ายในการจ่ายกระแสประสาทให้กับ

สมอง และเป็นสถานีแรกที่ได้รับคำสั่งจากสมองเพื่อจ่ายไปสู่อวัยวะต่าง ๆ นอกจากนี้ทาลามัสยังทำหน้าที่ควบคุมอารมณ์และพฤติกรรมของเด็กแรกเกิดในขณะที่สมองก็ยังทำงานได้ไม่เต็มที่อีก

4. ไฮโปทาลามัส (hypothalamus)

อยู่ใต้ทาลามัสลงมาใกล้กับต่อมไร้ท่อพิทูอิทารี (pituitary gland) เป็นกลุ่มของเซลล์สมองที่มีขนาดเท่าเมล็ดถั่วลิสง ไฮโปทาลามัสถือว่าเป็นส่วนประกอบสำคัญของระบบลิมบิก (limbic system) และมีหน้าที่สำคัญในการสร้างความสมดุลให้กับระบบการทำงานของร่างกาย เช่น ควบคุมการทำงานของต่อมพิทูอิทารี รักษาระดับความสมดุลของอุณหภูมิร่างกาย การหายใจ การหลับ การตื่น อัตราการเต้นของหัวใจ ความดันโลหิต ปริมาณน้ำตาลในกระแสเลือด ควบคุมความสมดุลในการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติ นอกจากนี้ยังทำหน้าที่ควบคุมแรงขับ (drive) ต่าง ๆ เช่น ความหิว ความกระหายความต้องการทางเพศ เป็นต้น ความสำคัญของไฮโปทาลามัสนี้เองบางครั้งจึงได้รับสมญาว่าผู้พิทักษ์ร่างกาย (guardian of body)

5. ระบบลิมบิก (limbic system)

เป็นเซลล์ประสาทที่กระจายอยู่โดยรอบทาลามัสและไฮโปทาลามัส ระบบนี้ประกอบด้วย ฮิปโปแคมปัส (hippocampus) และอะมิกดาลา (amygdala) ทำหน้าที่ควบคุมความโกรธและพฤติกรรมก้าวร้าวของมนุษย์และสัตว์

6. สมองส่วนกลาง (midbrain)

เป็นส่วนที่มีความยาวประมาณ 1 นิ้ว ตั้งอยู่ใต้ทาลามัส โดยมีเซลล์ประสาทเป็นตัวเชื่อมต่อกัน

7. พอนส์ (pons)

เป็นส่วนที่อยู่ถัดลงมาจากสมองส่วนกลาง ด้านขวาของพอนส์จะอยู่ติดกับสมองเล็ก (cerebellum) โดยมีใยประสาทเป็นตัวเชื่อม จึงทำให้พอนส์เป็นทางผ่านของกระแสประสาทที่มาจากส่วนล่างเข้าสู่สมองแท้และสมองเล็ก เพื่อให้เกิดการประสานงานกันระหว่างสมองทั้งสองชนิด เช่น สามารถเคลื่อนไหวได้พร้อมกับการทรงตัวที่ดี เป็นต้น

8. ก้านสมอง (medulla oblongata)

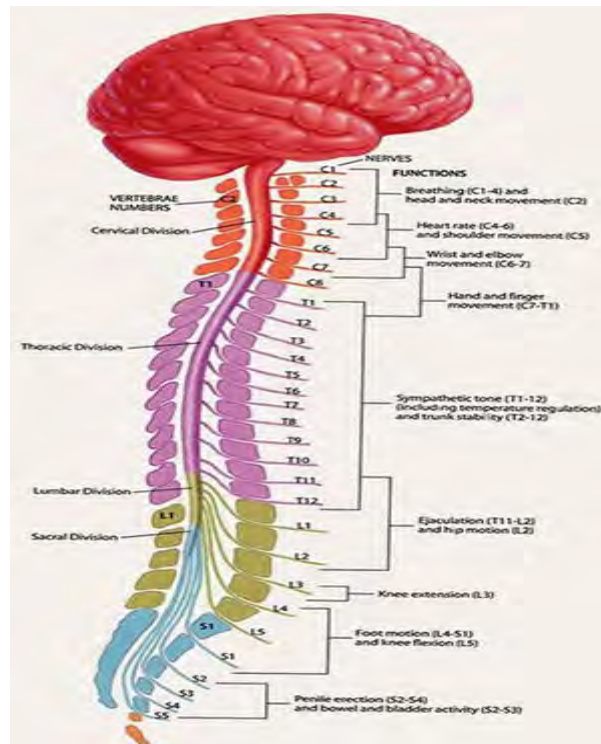
เป็นส่วนที่อยู่ต่อจากพอนส์ลงมา และเป็นส่วนสุดท้ายของสมอง โดยก้านสมองจะทำหน้าที่เชื่อมต่อระหว่างสมองกับไขสันหลัง ภายในก้านสมองหรือ เมดุลลาประกอบด้วยเส้นประสาทเป็นมัด เพื่อส่งกระแสประสาทที่ได้รับจากสมองผ่านส่วนต่าง ๆ ลงมาตามลำดับเพื่อส่งเข้าสู่ไขสันหลังและรับกระแสประสาทที่ส่งขึ้นมาจากไขสันหลังส่งต่อไปสู่ส่วนต่าง ๆ ของสมองตามลำดับเช่นกัน เท่ากับว่า ก้านสมองเป็นสถานีรับส่งกระแสประสาทสุดท้ายที่เชื่อมต่อระหว่างสมองกับไขสันหลัง แต่เนื่องจากมัดของเส้นประสาทที่อยู่ภายในก้านสมองนั้นมีลักษณะไขว้กันเป็นรูปกากบาท จึงทำให้เส้นประสาทชุดที่มาจากร่างกายซีกขวาจะไปเชื่อมต่อกับเส้นประสาทที่จะเข้าสู่สมองซีกซ้าย และเส้นประสาทชุดที่มาจากร่างกายซีกซ้ายจะไปเชื่อมต่อกับเส้นประสาทที่จะเข้าสู่สมองซีกขวา จึงมีผลทำให้สมองซีกขวาควบคุมการทำงานของอวัยวะซีกซ้ายและสมองซีกซ้ายจึงควบคุมการทำงานของอวัยวะซีกขวา นอกจากนี้ก้านสมองยังทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของอวัยวะภายในบางชนิดอีกด้วย เช่น การเต้นของหัวใจ การขยายและหดตัวของปอด การย่อยอาหาร การยืดและหดตัวของเส้นเลือด เป็นต้น

9. เรติคิวลาร์ ฟอร์เมชัน (reticular formation)

เป็นกลุ่มของเซลล์ประสาทบริเวณก้านสมอง ทำหน้าที่ควบคุมสภาวะตื่นตัวของร่างกาย การแสดงอาการง่วงงุน เป็นต้น

10. ไขสันหลัง (spinal cord)

เป็นส่วนที่สองของระบบประสาทส่วนกลาง อยู่ต่อจากก้านสมองลงมา มีความยาวตั้งแต่ต้นคอจนเกือบตลอดหลัง เฉลี่ยประมาณ 18 นิ้ว ไขสันหลังจะบรรจุอยู่ในโพรงของกระดูกสันหลังซึ่งมีลักษณะเป็นปล้อง ๆ รวมทั้งสิ้น 31 ปล้อง แต่ละปล้องจะเป็นอิสระต่อกัน แบ่งเป็นบริเวณต้นคอ 8 ปล้อง ออก 12 ปล้อง สะโพก 5 ปล้อง กระเบนเหน็บ 5 ปล้อง และก้นกบ 1 ปล้อง ถ้าตัดกระดูกสันหลังตามขวางจะพบไขสันหลังมีลักษณะเป็นรูปวงรี ตรงกลางของไขสันหลังมีตัวเซลล์ประสาทมากมาย รูปร่างคล้ายตัว H ในภาษาอังกฤษ ปลายด้านหลังของตัว H จะเชื่อมต่อกับเส้นประสาทรับความรู้สึก ส่วนปลายด้านหน้านั้นเชื่อมต่อกับเส้นประสาทมอเตอร์ เซลล์รูปตัว H นี้จะมีสองชั้น ชั้นในเป็นสีเทา (gray matter) ส่วนชั้นนอกจะมีสีขาว (white matter) เส้นประสาทที่ออกมาจากไขสันหลังจะแทรกตัวออกมาทางช่องรอยต่อระหว่างปล้องของกระดูกสันหลัง ซึ่งจะมีทั้งสิ้น 31 คู่กระจายจากจุดกึ่งกลางของลำตัวแยกไปซีกซ้ายและขวาเพื่อไปยังอวัยวะต่าง ๆ ทั่วร่างกาย นอกจากนี้ไขสันหลังยังเป็นศูนย์กลางของระบบปฏิกิริยาสะท้อน (reflex action) ของร่างกายตั้งแต่ลำคอลงมาอีกด้วยดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 ส่วนสำคัญของไขสันหลัง

ปฏิกิริยาสะท้อน (reflex action)

เป็นปฏิกิริยาของร่างกายในการตอบสนองต่อสิ่งเร้าที่เกิดขึ้นในขณะที่ร่างกายอยู่ในสภาวะฉุกเฉินทั้งนี้เพื่อหลีกเลี่ยงอันตรายที่จะเกิดขึ้น โดยคำสั่งเพื่อให้ร่างกายแสดงปฏิกิริยาตอบสนองต่อสิ่งเร้านั้นจะสั่งการจากบริเวณไขสันหลังแทนการสั่งการจากสมอง ทั้งนี้เพื่อต้องการความรวดเร็วฉับไวในการหลบหลีกอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับร่างกาย ตัวอย่างของปฏิกิริยาสะท้อน ได้แก่ อาการกระตุก สะดุ้ง ผวา กะพริบตา แม้กระทั่งน้ำลายไหลเมื่อเห็นของเปรี้ยวก็ตาม ดังนั้นอาจสรุปหน้าที่ของไขสันหลัง ได้ดังนี้

1. นำกระแสประสาทรับความรู้สึก (sensory neurons) เข้าสู่ส่วนต่าง ๆ ของสมองจนถึงสมองแท้ (cerebrum) เพื่อแปลความหมายและสั่งการ นอกจากนี้ยังนำกระแสประสาทมอเตอร์ (motor neurons) จากเขตต่าง ๆ ในสมอง ผ่านแต่ละส่วนของสมองลงมา จากนั้นจึงแยกไปตามอวัยวะต่าง ๆ ของร่างกายเพื่อให้เกิดการปฏิบัติงาน เท่ากับว่าไขสันหลังเป็นเส้นทางขึ้นลงของกระแสประสาทรับความรู้สึกและกระแสประสาทมอเตอร์นั่นเอง

2. นำกระแสประสาทจากระบบประสาทอัตโนมัติ (autonomic nervous system) ผ่านไขสันหลัง เพื่อไปยังศูนย์ควบคุมระบบประสาทอัตโนมัติ

3. เป็นที่ตั้งของศูนย์ปฏิกิริยาสะท้อน (reflex action) ของร่างกาย

ระบบประสาทส่วนปลายหรือระบบประสาทส่วนนอก (Peripheral Nervous System)

หมายถึง ระบบการทำงานของเส้นประสาทที่มีหน้าที่ควบคุมการทำงานของร่างกายที่สมองสามารถสั่งงานได้โดยตรง หรืออาจกล่าวได้ว่าเป็นระบบสำหรับควบคุมอวัยวะที่อยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ (voluntary) ระบบประสาทส่วนปลายหรือระบบประสาทส่วนนอกนี้ประกอบไปด้วยเส้นประสาทสองชนิด ได้แก่ เส้นประสาทรับความรู้สึก (sensory nerve) และเส้นประสาทมอเตอร์ เส้นประสาทเหล่านี้จะทำหน้าที่ในการส่งกระแสประสาทไปยังสมองและรับคำสั่งจากสมองไปยังอวัยวะที่สมองสั่งการได้ ดังที่ได้กล่าวถึงรายละเอียดไปแล้วในตอนต้น

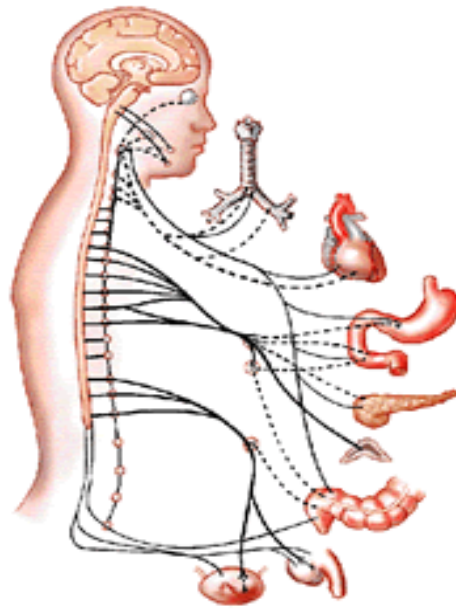
สำหรับระบบประสาทส่วนปลายหรือส่วนนอก ประกอบด้วยเส้นประสาทที่มาจากสมอง 12 คู่ แยกเป็นทางซีกซ้ายและซีกขวา เพื่อรับส่งความรู้สึกและคำสั่งตั้งแต่ลำคอขึ้นไป เรียกว่าเส้นประสาทจากสมอง (brainal nerve) ส่วนอีกชุดหนึ่งประกอบด้วยเส้นประสาทที่ออกจากไขสันหลัง มีทั้งสิ้น 31 คู่ จากกึ่งกลางลำตัวแยกกระจายออกไปทางซีกซ้ายขวาของร่างกาย เรียกว่าเส้นประสาทที่ออกจากไขสันหลัง (spinal nerve) ทำหน้าที่รับส่งความรู้สึกและคำสั่งตั้งแต่บริเวณลำคอลงไปตลอดทั้งร่างกายจนถึงปลายเท้า

ระบบประสาทอัตโนมัติ (Autonomic Nervous System)

เป็นระบบประสาทที่ประกอบไปด้วยเซลล์ประสาทจำนวนมาก แต่เซลล์ประสาทเหล่านี้จะทำงานเป็นอิสระไม่อยู่ภายใต้อำนาจจิตใจ (involuntary) หรือการควบคุมของระบบประสาทส่วนกลาง ดังนั้นการทำงานของเซลล์ประสาทอัตโนมัติจึงทำงานได้โดยไม่ต้องอาศัยคำสั่งจากสมอง เส้นประสาทจากระบบประสาทอัตโนมัติจะกระจายอยู่ตามบริเวณกล้ามเนื้อเรียบของอวัยวะภายในทุกชนิด รวมทั้งต่อมต่าง ๆ ทั้งหลายในร่างกายอีกด้วย

ระบบประสาทอัตโนมัติแบ่งได้เป็น 2 ระบบย่อยคือ

ระบบประสาทซิมพาเธติก (Sympathetic nervous System) ศูนย์กลางอยู่บริเวณไขสันหลัง (Spinal cord) ประกอบด้วยเส้นประสาทที่ออกจากบริเวณไขสันหลังตั้งแต่อกจนถึงเอว ระบบนี้จะทำงานในกรณีที่บุคคลตกอยู่ในสภาวะฉุกเฉิน ร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาตื่นตัวเพื่อเตรียมพร้อมที่จะสู้หรือหนีจากสถานการณ์เหล่านั้น ปฏิกิริยาของร่างกายที่เกิดขึ้นเมื่อระบบประสาทซิมพาเธติกทำงาน ได้แก่ ขนลุกตั้งชัน ชีพจรเต้นเร็วกว่าปกติ เหงื่อออกมาก ความดันโลหิตเพิ่มขึ้น หัวใจเต้นเร็วและรัว ต่อมอะดรีนัล (adrenal gland) หรือต่อมหมวกไตจะหลั่งฮอร์โมนอะดรีนาลีน (adrenalin) เพื่อเพิ่มพลังงานพิเศษให้กับร่างกาย เป็นต้นดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ระบบประสาทอัตโนมัติ

ระบบประสาทพาราซิมพาเทติก (parasympathetic nervous system) มีศูนย์กลางอยู่ที่ก้านสมอง (medulla) และไฮโปทาลามัส (hypothalamus) โดยระบบนี้จะทำงานควบคู่กับระบบซิมพาเทติก กล่าวคือ เมื่อระบบซิมพาเทติกทำงานสิ้นสุดลง ร่างกายพ้นจากสภาวะฉุกเฉินไปแล้ว ระบบพาราซิมพาเทติกจะช่วยทำให้ร่างกายกลับคืนสู่สภาวะปกติ เช่น เส้นขนจะราบลง ชีพจรหัวใจและความดันโลหิตจะกลับคืนสภาพเดิม เป็นต้น นอกจากนี้ยังกระตุ้นให้ต่อมอะดรีนัลหลังฮอริโมนนอร์อะดีนาลีน (noradrenalin) เพื่อช่วยให้ร่างกายกลับสู่สภาวะปกติอีกครั้ง

จากที่ได้กล่าวถึงรายละเอียดการทำงานของระบบต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น ระบบกล้ามเนื้อ ระบบต่อมไร้ท่อ และระบบประสาทแล้วนั้น จะเห็นว่าการทำงานของทั้งสามระบบมีอิทธิพลต่อพฤติกรรมของมนุษย์โดยตรง อย่างไรก็ตาม ระบบทั้งสามนั้นจะต้องมีการทำงานที่สัมพันธ์กัน กล่าวคือ การที่ร่างกายจะแสดงพฤติกรรมใด ๆ ได้นั้นจะต้องอาศัยระบบกล้ามเนื้อซึ่งจะช่วยให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหว แต่การที่ร่างกายจะรับรู้ถึงสิ่งเร้าต่าง ๆ ที่มากระตุ้นแล้วเกิดการสั่งการให้กล้ามเนื้อหดและคลายตัวเพื่อแสดงปฏิกิริยาตอบสนองต่อสิ่งเร้าได้นั้นจำเป็นต้องอาศัยระบบประสาทเป็นตัวสั่งการ นอกจากนี้ฮอริโมนที่ถูกผลิตจากต่อมไร้ท่อทั้งหลายจะช่วยให้การทำงานของร่างกายเป็นไปตามปกติอีกด้วย ดังนั้นจะเห็นได้ว่าการแสดงพฤติกรรมของมนุษย์ทั้งหลายจะเป็นเช่นไร ส่วนหนึ่งจึงมาจากความสมบูรณ์หรือความบกพร่องในการทำงานของระบบทั้งหลาย เพราะฉะนั้น การศึกษาเรื่องของระบบต่าง ๆ ภายในร่างกายโดยเฉพาะการทำงานของระบบต่อมไร้ท่อ รวมทั้ง

ระบบประสาทดังที่ได้กล่าวมาแล้วนี้ จะช่วยให้ผู้ศึกษาทางจิตวิทยาเข้าใจพฤติกรรมและการเปลี่ยนแปลงของพฤติกรรมของมนุษย์ได้ดีขึ้น

ประสาทรับความรู้สึก

การได้ยิน คลื่นเสียงเดินทางผ่านอากาศเข้าสู่หูชั้นนอกผ่านเข้าสู่หูชั้นกลางและชั้นใน และจะถูกเปลี่ยนเป็นแรงสั่นสะเทือนโดยกระดูกหูซึ่งวางเรียงตัวกันอยู่ แรงสะเทือนจะผ่านของเหลวภายในหูชั้นในและจะถูกแปรเป็นสัญญาณประสาทไฟฟ้าก่อนที่จะถูกส่งไปแปลความหมายในสมอง

การรับรส ผิวของลิ้นปกคลุมด้วยตุ่มเล็ก ๆ ที่เรียกว่าพาพิลลา (Papillae) จำนวนนับล้านซึ่งยื่นออกมาเหมือนนิ้วทำให้ลิ้นไม่เรียบเหมือนปูชนพาพิลลามี 4 ชนิด ใน 3 ชนิดจะมีปุ่มรับรส ซึ่งถึงแม้จะสามารถรับรสมาตรฐานได้ 4 รสเท่านั้นคือ เปรี้ยว หวาน เค็ม และขม แต่ด้วยเส้นประสาทที่ประสานกันอย่างซับซ้อนและประสาทรับกลิ่นทำให้เราสามารถแยกรสต่าง ๆ ได้อย่างละเอียด การมองเห็น แสงเข้าสู่ตาทางแก้วตาและถูกปรับให้ภาคคมชัดบนจอรับภาพที่อยู่ด้านหลังของลูกตา ที่ซึ่งเซลล์ไวต่อแสงเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าผ่านประสาทตาไปยังสมอง เพื่อแปลความหมายของภาพ

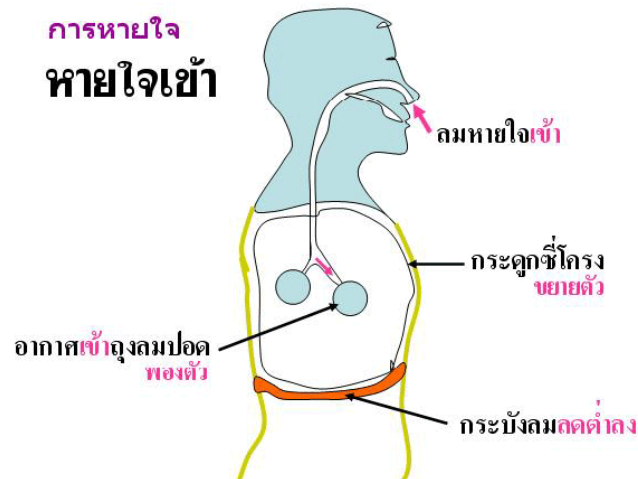
การดมกลิ่น ประสาทสัมผัสกลิ่นของคนเรามีศูนย์กลางอยู่ที่แผ่นเยื่อรับกลิ่นที่เพดานของช่องจมูก ขณะอากาศผ่านเข้าสู่ช่องจมูกจะกระตุ้นเซลล์ที่แผ่นเยื่อรับกลิ่นให้ส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังสมอง เพื่อแยกแยะกลิ่นต่าง ๆ

การรับรู้สิ่งต่าง ๆ ที่อยู่รอบตัวเราเกือบทั้งหมด ได้ข้อมูลมาจากประสาทรับความรู้สึกพื้นฐาน 5 ทางด้วยกัน คือ การเห็น ได้ยินเสียง รู้รส ได้กลิ่น และสัมผัส ในจำนวนนี้การเห็นและการได้ยินจัดว่าเป็นประสาทที่สำคัญที่สุดอย่างไรก็ดีในความเป็นจริง การรับรู้ทุกชนิดจะทำงานประสานกันเพื่อให้เห็นภาพรวมทั้งหมด ตัวอย่างที่แสดงถึงการทำงานร่วมกันนั้นเห็นได้ชัดขณะรับประทานอาหาร กลิ่นเป็นสิ่งสำคัญในการใช้แยกแยะความแตกต่างของอาหารที่มีรสและลักษณะเหมือนกัน นี่คือเหตุผลว่าทำไมเราจึงรู้สึกเหมือนไม่รู้รสชาติอาหารขณะเป็นหวัด อย่างไรก็ตามเมื่อความรู้สึกชนิดหนึ่งเสียไป ความรู้สึกชนิดอื่นอาจช่วยทดแทนกันได้ ตัวอย่างเช่น เราอาจใช้การสัมผัสและฟังเสียงหาทิศทางได้ ขณะอยู่ในที่มืด

อวัยวะรับความรู้สึกทุกชนิดเป็นส่วนประกอบที่ซับซ้อนของระบบประสาทส่วนกลาง ซึ่งมีทางติดต่อโดยตรงไปยังสมองเพื่อให้เกิดการแปรข้อมูลอย่างรวดเร็ว (เส้นประสาทตาแท้ที่จริงเป็นส่วนหนึ่งของสมองที่ยื่นออกมา) ทันทีที่สัมผัสวัตถุสิ่งของ เราจะรู้ได้ในทันทีเช่นกันว่าสิ่งนั้นมีผิวสัมผัสอย่างไร อ่อนนุ่มหรือแข็ง ร้อนหรือเย็น เรียบหรือขรุขระ เพราะการแปรข้อมูลเป็นไปอย่างรวดเร็วจนเราแทบไม่เคยคำนึงถึงขั้นตอนซับซ้อนที่เกิดขึ้น เสียงที่ผ่านหูหรือแสงที่ผ่านตาจะถูกถอดรหัสแล้วเรียบเรียงใหม่ในสมอง เช่นเดียวกับการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในการแยกแยะกลิ่น ความรู้สึกสัมผัสและการรับรู้รสชาติต่าง

2.2 การหายใจ

การหายใจ (อังกฤษ: breathing) เป็นกระบวนการซึ่งนำอากาศเข้าหรือออกจากปอด สิ่งมีชีวิตที่ต้องการออกซิเจนต้องการออกซิเจนเพื่อปลดปล่อยพลังงานผ่านการหายใจระดับเซลล์ ในรูปของเมตาบอลิซึมโมเลกุลพลังงานสูง เช่น กลูโคส การหายใจเป็นเพียงกระบวนการเดียวซึ่งส่งออกซิเจนไปยังที่ที่ต้องการในร่างกายและนำคาร์บอนไดออกไซด์ออก อีกกระบวนการหนึ่งที่สำคัญเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนที่ของเลือดโดยระบบไหลเวียนโลหิต การแลกเปลี่ยนแก๊สเกิดขึ้นในถุงลมปอด โดยการแพร่ของแก๊สระหว่างแก๊สในถุงลมและเลือดในหลอดเลือดฝอยปอด เมื่อแก๊สที่ละลายนี้อยู่ในเลือด หัวใจบีบเลือดให้ไหลไปทั่วร่างกายดังรูปที่ 2.6

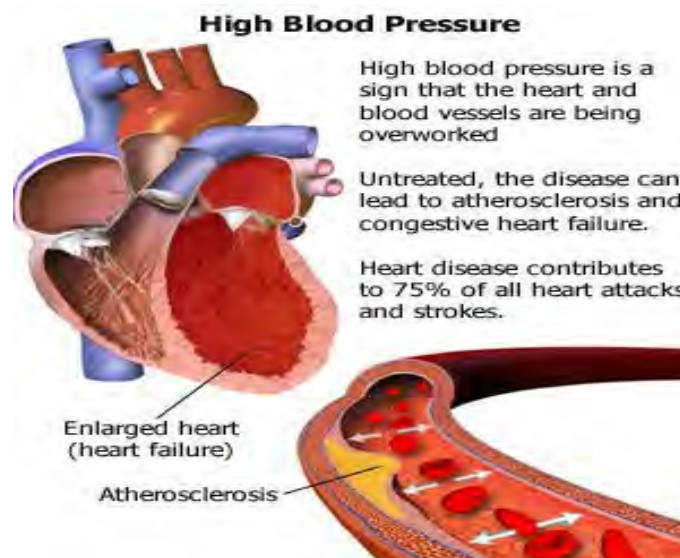


รูปที่ 2.6 การหายใจ

นอกเหนือไปจากการนำคาร์บอนไดออกไซด์ออก การหายใจส่งผลให้เกิดการสูญเสียน้ำจากร่างกาย อากาศที่หายใจออกมีความชื้นสัมพัทธ์เท่ากับ 100% เพราะน้ำแพร่ข้ามพื้นผิวที่ชุ่มชื้นของทางเดินหายใจและถูกลมปอด

2.3 ความดันเลือด

ความดันโลหิต (อังกฤษ: blood pressure) คือ แรงดันเลือด ที่เกิดจากการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ



รูปที่ 2.7 ความดันเลือด

1. หัวใจ ห้องล่างขวา โดยหัวใจบีบตัวเพื่อนำเลือดดำไปปอด เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังเส้นเลือดแดงที่จะไปปอด pulmonary arteries เพื่อไปรับออกซิเจน เมื่อเลือดได้รับออกซิเจนแล้ว ก็เปลี่ยนจากเลือดดำ เป็นเลือดแดง ไหลกลับมายังหัวใจด้านซ้าย ทางเส้นเลือดดำจากปอดสู่หัวใจห้องบนซ้าย pulmonary veins ดังรูปที่ 2.7

เมื่อวัดความดันในหลอดเลือดแดงที่ไปปอด จะได้ค่าตัวเลข 2 ค่า เช่น 25/10 มม.ปรอท ค่าตัวบนเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจบีบ (ความดันซิสโตลิก:systolic) หมายถึงความดันเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัว จากตัวอย่างวัดได้ค่าเท่ากับ 25 มม.ปรอท ส่วนค่าตัวล่างเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจคลาย

(ความดันไดแอสโตลิก:diastolic) หมายถึง ความดันเมื่อหัวใจคลายตัว ซึ่งจากตัวอย่างจะมีค่าเท่ากับ 10 มม.ปรอท นั่นเอง

2. หัวใจ ห้องล่างซ้าย โดยหัวใจบีบตัวเพื่อนำเลือดแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังเส้นเลือดแดงใหญ่ Aorta และกระจายไปตามหลอดเลือดแดงไปสู่อวัยวะสำคัญต่างๆ รวมถึงแขนและขา ซึ่งโลหิตจะมีแรงกระทำต่อผนังเส้นเลือด

เมื่อเวลาวัดความดันที่หลอดเลือดแดงที่แขนหรือขาจะได้ค่าตัวเลข 2 ค่า เช่น 120/80 มม.ปรอท ค่าตัวบนเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจบีบ (ความดันซิสโตลิก:systolic) หมายถึงความดันเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัว จากตัวอย่างวัดได้ค่าเท่ากับ 120 มม.ปรอท ส่วนค่าตัวล่างเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจคลาย (ความดันไดแอสโตลิก:diastolic) หมายถึง ความดันเมื่อหัวใจคลายตัว ซึ่งจากตัวอย่างจะมีค่าเท่ากับ 80 มม.ปรอท นั่นเอง

เมื่อหัวใจบีบตัว Systolic แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดง จะมีแรงดันน้อยกว่าแรงที่หัวใจบีบตัวเล็กน้อย ก็เนื่องจาก หลอดเลือดแดงมีความยืดหยุ่น Elasticity ทำให้หลอดเลือดแดงขยายตัวออกได้เล็กน้อย แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดงจึงต่ำลง

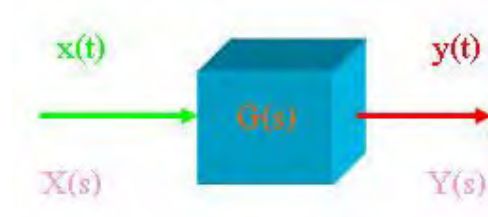
เมื่อหัวใจคลายตัว Diastolic แรงดันโลหิตในหัวใจห้องล่างจะลดลงเป็น ศูนย์ มม.ปรอท หรือต่ำกว่าเล็กน้อย แต่แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดง จะไม่ลดลงเป็น ศูนย์ มม.ปรอท เนื่องจากหัวใจ มีลิ้นหัวใจที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่าง และหลอดเลือดแดง ลิ้นหัวใจจะทำหน้าที่เป็นประตูเปิด-ปิด ให้เลือดไหลได้ไปในทิศทางเดียว ไม่สามารถไหลย้อนกลับได้ เมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ลิ้นหัวใจก็จะปิดลง ทำให้เลือดยังคงค้างอยู่ในหลอดเลือดแดง ไม่ไหลย้อนกลับเข้าไปในหัวใจห้องล่าง ดังนั้นจึงยังมีแรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดงในช่วงหัวใจห้องล่างคลายตัวได้ นอกจากนี้ หลอดเลือดแดงที่ขยายตัวออกในช่วงหัวใจบีบตัว ก็จะมีแรงจากหลอดเลือดแดงบีบตัวในช่วงแรงดันโลหิตลดลงนี้ Diastolic vascular recoil

ดังจะสังเกตได้ว่า คนที่มีอายุน้อย หลอดเลือดยังมีความยืดหยุ่นอยู่มาก ความดันโลหิตที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มักจะวัดค่าตัวบน systolic ได้ต่ำ และวัดค่าตัวล่าง diastolic ได้สูง เช่น วัดได้ 100/80 มม.ปรอท ในขณะที่ คนที่มีอายุมาก หลอดเลือดมักจะแข็ง และมีความยืดหยุ่นน้อยลง ความดันโลหิตที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มักจะวัดค่าตัวบน systolic ได้สูง และวัดค่าตัวล่าง diastolic ได้ต่ำ เช่น วัดได้ 140/60 มม.ปรอท

2.4 คุณสมบัติการตอบสนองทางโดเมนความถี่

ผลตอบสนองเชิงความถี่ คือ ผลตอบสนองที่สภาวะคงที่ของระบบควบคุมเมื่อสัญญาณเข้า คือสัญญาณไซน์ชอยด์ที่ค่าความถี่ต่าง ๆ กัน โดยผลตอบสนองจะมีลักษณะเป็นสัญญาณไซน์ชอยด์ เช่นเดียวกับสัญญาณเข้า แต่มีขนาดและมุมเฟสที่เปลี่ยนไปตามความถี่ของสัญญาณเข้า และสามารถพิสูจน์ได้ดังนี้

พิจารณาระบบเชิงเส้นที่เสถียรดังนี้



รูปที่ 2.8 ระบบเชิงเส้นที่เสถียร

เมื่อกำหนดให้สัญญาณเข้าซึ่งเป็นสัญญาณไซน์ชอยด์คือ

$$x(t) = X \sin \omega t$$

และฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบคือ $G(s)$ ซึ่งอยู่อยู่ในรูปของเศษส่วนในตัวแปร s ดังนี้

$$G(s) = \frac{p(s)}{q(s)} = \frac{f(s)}{(s + s_1)(s + s_2)(s + s_3) \dots (s + s_n)}$$

เมื่อทำการแปลงลาปลาซแล้วจะได้สัญญาณออกคือ

$$Y(s) = G(s)X(s) = \frac{p'(s)}{q'(s)} X(s)$$

เมื่อทำลาปลาซจะได้ว่า

$$X(s) = \frac{\omega X}{s^2 + \omega^2}$$

จะได้

$$Y(s) = G(s) \frac{\omega x}{s^2 + \omega^2}$$

และเมื่อทำการแปลงลาปลาซย้อนกับจะได้

$$y_{ss}(t) = Y \sin(\omega t + \Phi)$$

โดย

$$Y = X |G(j\omega)|$$

จะเห็นว่าผลตอบสนองเชิงความถี่ของระบบที่สภาวะคงที่ จะเป็นฟังก์ชันไซน์ชอยด์เหมือนกับสัญญาณเข้าแต่ขนาดและมุมเฟสเปลี่ยนไปและจะได้ขอสรุปของผลตอบสนองเชิงความถี่ดังนี้

- ผลตอบสนองเชิงความถี่จะเป็นฟังก์ชันไซน์ชอยด์ที่ความถี่เช่นเดียวกับสัญญาณเข้า
- อัตราขยายเชิงความถี่ $|G(j\omega)|$ จะเปลี่ยนแปลงตามความถี่ของสัญญาณเข้าดังนี้

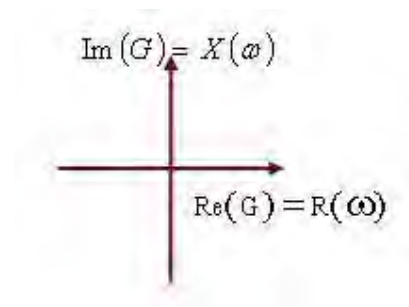
$$|G(j\omega)| = \frac{|Y(j\omega)|}{|X(j\omega)|}$$

- มุมเฟส $\angle G(j\omega)$ จะเปลี่ยนแปลงตามความถี่ของสัญญาณเข้าดังนี้

$$\angle G(j\omega) = \angle \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)}$$

กราฟของผลตอบสนองเชิงความถี่

ถ้า $G(s)$ คือฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบควบคุมใด ๆ จะสามารถเขียน $G(s)$ ให้อยู่ในรูปโดเมนความถี่ดังนี้



รูปที่ 2.9 ระนาบโพลาร์

$$G(j\omega) = G(s) = R(\omega) + jX(\omega)$$

โดย

$$R(j\omega) = \text{Re}|G(j\omega)| = \text{ส่วนที่เป็นค่าจริงของ } G(j\omega)$$

$$X(\omega) = \text{Im}|G(j\omega)| = \text{ส่วนที่เป็นค่าจินตภาพของ } G(j\omega)$$

นอกจากนี้ฟังก์ชันถ่ายโอน $G(j\omega)$ ยังสามารถเขียนในรูปแบบของขนาดและมุมเฟสของ

$G(j\omega)$ ได้ดังนี้

$$G(j\omega) = |G(j\omega)e^{j\phi}| = |G(j\omega)| \angle \phi(\omega)$$

โดย

$$|G(j\omega)| = \sqrt{R(\omega)^2 + X(\omega)^2} = \text{ขนาดของ } G(j\omega)$$

$$\phi(\omega) = \tan^{-1} \frac{X(\omega)}{R(\omega)} = \text{มุมเฟสของ } G(j\omega)$$

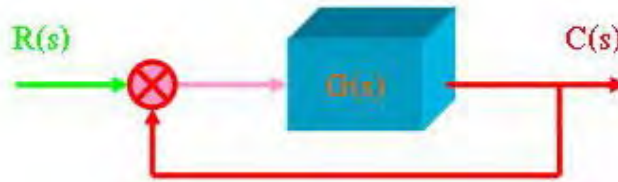
ดังนั้นการเขียนกราฟแสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ของระบบที่มีฟังก์ชันถ่ายโอนคือ $G(j\omega)$ จึงสามารถทำได้ตามสมการ สำหรับเส้นโค้งโพลาร์ คือ เส้นกราฟที่แสดงผลตอบสนองเชิงความถี่ของระบบที่เขียนขึ้นโดยอาศัยสมการในการหาค่าและระบบพิกัดที่ใช้ในกรณีนี้จะใช้แกนนอนเป็นส่วน

ของค่าจริงและแกนตั้งเป็นส่วนของแกนจินตภาพของ $G(j\omega)$

วงกลม M และ α

เมื่อพิจารณารูปภาพจะเห็นว่าผลตอบสนองเชิงความถี่ลูปปิด $\frac{C(j\omega)}{R(j\omega)}$ จะสัมพันธ์กับผลตอบสนองเชิงความถี่ลูปเปิด $G(j\omega)$ ดังนี้

$$\frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} = \frac{G(j\omega)}{1 + G(j\omega)}$$



รูปที่ 2.10 ระบบควบคุมที่เสถียร

เส้นโค้งโพลาร์ของ $G(j\omega)$ โดยเวกเตอร์จากจุดกำเนิดมายังจุดใด ๆ บนบนเส้นโค้งโพลาร์คือ $G(j\omega)$ และเวกเตอร์จากจุด $-1+j0$ มาที่จุดเดียวกันคือ $1 + G(j\omega)$ และอัตราส่วนระหว่าง

เวกเตอร์ทั้งสองคือ ผลตอบสนองเชิงความถี่ลูปปิด $\frac{C(j\omega)}{R(j\omega)}$ สำหรับค่าความถี่ ω ที่จุดนั้น ถ้า $G(j\omega) = x + jy$ จะได้สมการดังนี้

$$\frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} = \frac{x + jy}{1 + x + jy}$$

$$M = \frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} = \frac{x^2 + y^2}{1 + 2x + x^2 + y^2}$$

โดย

M = อัตราส่วนของขนาดของสัญญาณออกต่อสัญญาณเข้าแบบไขว้ขอยด์

เมื่อยกกำลังสองแล้วคุณไขว้จะได้ว่า

$$\left(x + \frac{M^2}{M^2 - 1}\right)^2 + y^2 = \frac{M^2}{(M^2 - 1)^2}$$

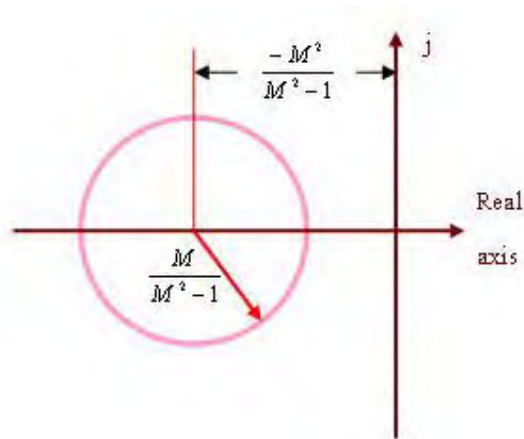
จะได้สมการของวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางอยู่ที่

$$x = \frac{M^2}{M^2 - 1} \quad \text{เมื่อ} \quad y = 0$$

และมีรัศมีคือ

$$r = \left| \frac{M}{M^2 - 1} \right|$$

สำหรับรูปของวงกลม M สามารถเขียนได้ดังนี้



รูปที่ 2.11 วงกลม M

สำหรับเส้นทางเดินที่มุมเฟส α มีค่าคงที่ ก็จะเป็นวงกลมเช่นกันสามารถหาได้ดังนี้

$$\alpha = \angle \frac{C(j\omega)}{R(j\omega)}$$

จะได้สมการของวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางอยู่ที่

$$x = \frac{1}{2}$$

และรัศมีวงกลมคือ

$$r = \frac{1}{2N} \sqrt{N^2 + 1}$$

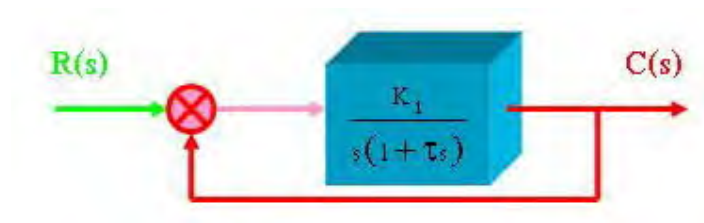
เมื่อ

$$N = \tan \alpha$$

ความสัมพันธ์ระหว่างผลตอบสนองชั่วขณะกับผลตอบสนองเชิงความถี่

ผลตอบสนองชั่วขณะของระบบจะสามารถหาได้จากผลตอบสนองเชิงความถี่ซึ่งสามารถแสดงได้ดังนี้

สำหรับ System type 1



รูปที่ 2.12 ระบบอันดับที่สอง

จากรูปจะได้ว่าฟังก์ชันถ่ายโอนลูปปิดคือ

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{\frac{K_1}{T}}{s^2 + \left(\frac{1}{T}\right)s + \frac{K_1}{T}} = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2}$$

ดังนั้นจะได้ว่า

$$\omega_n^2 = \frac{K_1}{T}$$

$$\xi = \frac{1}{2\sqrt{K_1 T}}$$

นั่นคือทั้ง ξ และ ω_n จะบ่งบอกถึงลักษณะของผลตอบสนองชั่วขณะ และความสัมพันธ์ระหว่างผลตอบสนองชั่วขณะและผลตอบสนองเชิงความถี่จะหาอนุพันธ์ของ M เทียบกับความถี่ ω แล้วให้เท่ากับศูนย์จะได้ว่า

$$\frac{\omega_p - \sqrt{1 - 2\xi^2}}{\omega_n} \quad 0 < \xi < 0.707$$

และได้ว่าค่าสูงสุดของ M คือ

$$M_p = \frac{1}{2\xi\sqrt{1 - \xi^2}} \quad 0 < \xi < 0.707$$

โดย

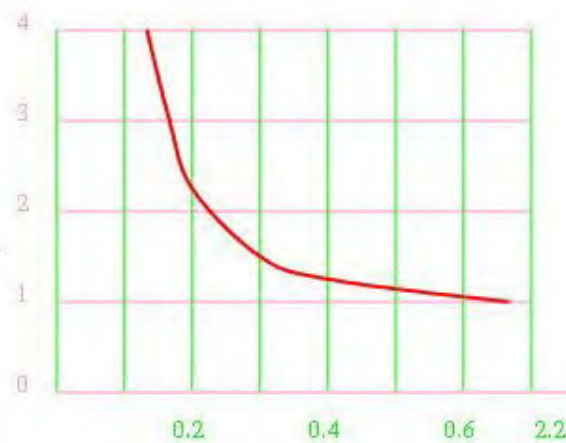
M_p - ค่าสูงสุดของ M

ω_p - ความถี่ที่ทำให้ M มีค่าสูงสุด

จะพบว่าในช่วงของค่า $0 < \xi < 0.707$ จะได้ว่า $M_p \geq 1$ และความสัมพันธ์ระหว่างค่า M_p และ

ξ ของระบบอันดับที่สองเป็นดังนี้

$$M_p = \frac{1}{2\xi\sqrt{1 - \xi^2}}$$



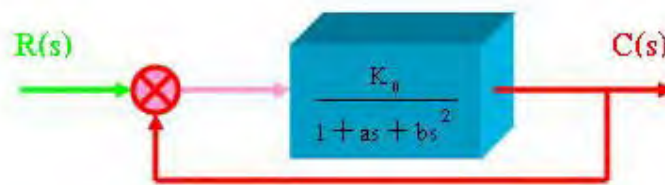
รูปที่ 2.13 ความสัมพันธ์ระหว่างค่า M_r กับค่า ξ ของระบบอันดับที่สอง

สำหรับสมการที่ใช้หาค่า ξ ที่สอดคล้องกับค่า M_r จะได้ดังนี้

$$\xi = \left[\frac{1}{2} \left(1 + \sqrt{1 + \frac{1}{M_r^2}} \right) \right]^{1/2}$$

และลักษณะของผลตอบสนองชั่วขณะของระบบอันดับสูง ๆ ที่มีค่า $M_r \geq 1$ จะประมาณได้ด้วยลักษณะของผลตอบสนองชั่วขณะของระบบอันดับที่สองที่หาค่าได้จากสมการ

สำหรับ System type 0



รูปที่ 2.14 ระบบอันดับที่สอง

สำหรับระบบอันดับที่สองชนิดนี้ฟังก์ชันถ่ายโอนลูปปิดของระบบคือ

$$\frac{C(s)}{R(s)} = \frac{\frac{K_0}{b}}{s^2 + \frac{a}{b}s + \frac{(1+K_0)}{b}} = \frac{\left[\frac{K_0}{1+K_0} \right] \omega_n^2}{s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2}$$

โดย

$$\omega_n^2 = \frac{(1+K_0)}{b}$$

$$2\xi\omega_n = \frac{a}{b}$$

หาค่าของ M เทียบกับความถี่ ω แล้วให้เท่ากับศูนย์จะได้ว่าความถี่ที่ทำให้ M มีค่าสูงสุดคือ

$$\omega_p = \omega_n \sqrt{1 - 2\xi^2} \quad \text{เมื่อ} \quad 0 < \xi < 0.707$$

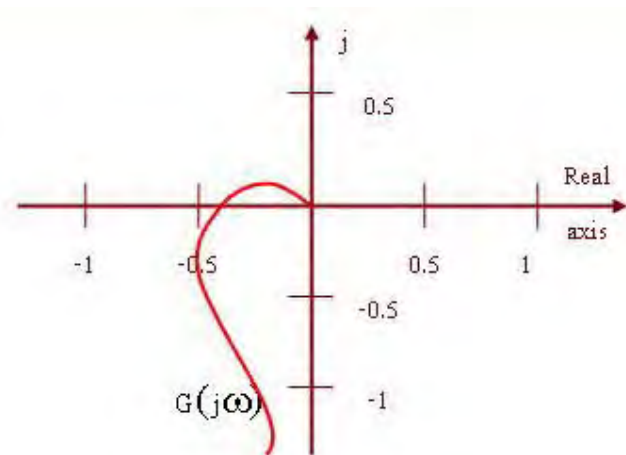
สำหรับสมการของ ξ ที่สอดคล้องกับค่า M_p จะได้ดังนี้

$$\xi = \left[\frac{1}{2} \left(1 - \sqrt{1 - \left(\frac{K}{M_p} \right)^2} \right) \right]^{1/2} \quad \text{เมื่อ} \quad \frac{M_p}{K} \geq 1$$

โดย

$$K = \frac{K_0}{1 + K_0}$$

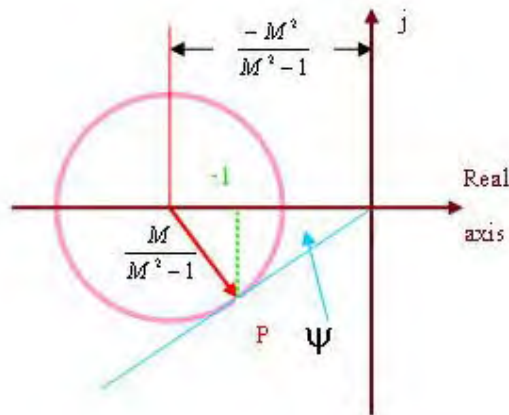
การหาค่าอัตราขยาย K ที่ให้ค่า M_p ที่ต้องการ



รูปที่ 2.15 เส้นโค้งโพลาร์ของ $G(j\omega)$

เส้นโพลาร์ของ $G(j\omega)$ ถ้าอัตราขยาย ของระบบเดิมเพิ่มค่าเป็นสองเท่า จะทำให้ค่าของ $G(j\omega)$ เพิ่มเป็นสองเท่าเช่นเดียวกันทุกจุดบนเส้นโค้งโพลาร์ ดังนั้นจึงไม่จำเป็นที่จะต้องเปลี่ยนรูปร่างของเส้นโค้งโพลาร์ใหม่ เพียงแค่เปลี่ยนใช้สเกลใหม่เป็นสองเท่าของสเกลเดิม โดยค่าของสเกลใหม่จะใส่ไว้ในเครื่องหมายวงเล็บ และในตอนนี้จะแสดงวิธีการปรับค่าอัตราขยาย K เพื่อที่เส้นโค้งโพลาร์ของ $G(j\omega)$ จะสัมผัสวงกลมที่ต้องการที่มีค่า $M_p > 1$ หรือคือการหาค่า K เพื่อที่

ระบบจะมีค่า M_r ตามที่ต้องการ



รูปที่ 2.16 เส้นสัมพันธ์กับวงกลม M

วงกลม M นี้จะมีจุดศูนย์กลางอยู่ที่

$$x = \frac{-M^2}{M^2 - 1} \text{ เมื่อ } y = 0$$

และมีรัศมีคือ

$$r = \left| \frac{M}{M^2 - 1} \right|$$

ให้เส้นที่ลากจากจุดกำเนิดไปสัมผัสวงกลม M ที่จุด P และให้ ψ คือมุมของเส้นสัมผัสโดยค่าของ $\sin \psi$ คือ

$$\sin \psi = \frac{1}{M}$$

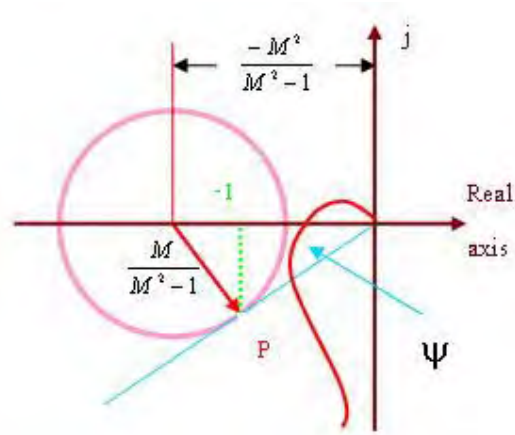
ลักษณะของจุดสัมผัส P คือเส้นที่ลากจากจุด P ไปตั้งฉากกับแกนค่าจริงที่มีค่าเป็นลบกับแกน ดังกล่าวที่จุด -1 เสมอ

สำหรับวิธีการหาค่าอัตราขยาย K ที่จะทำให้ $G(j\omega)$ มีค่า M_P ตามที่ต้องการมีดังนี้

$$\underline{G(j\omega)}$$

- เขียนเส้นโค้งโพลาร์ของ K
- ลากเส้นสัมผัสจากจุดกำเนิดที่ทำมุมเท่ากับ Ψ กับแกนระดับ
- เขียนวงกลมที่มีจุดศูนย์กลางอยู่บนแกนค่าจริงที่มีค่าเป็นลบ ไปสัมผัสทั้งเส้นโพลาร์และเส้นสัมผัส
- ลากเส้นจากจุด P ไปตั้งฉากกับแกนค่าจริงที่มีค่าเป็นลบและตัดกับแกนต่าง ๆ ที่จุด $-A$
- ดังนั้นวงกลมในขั้นตอนที่ 3 จะสอดคล้องกับวงกลมที่มีค่า M_P ตามที่ต้องการ โดยค่าอัตราขยายที่ต้องการคือค่า K ที่เปลี่ยนสเกลจนทำให้ค่า $-A$ เปลี่ยนเป็น -1 ดังนั้น

$$K(-A) = -1 \quad \text{หรือ} \quad K = \frac{1}{A}$$



รูปที่ 2.17 การหาค่า K ที่จะหาค่า M_P ที่ต้องการ

เส้นโค้ง Log-Modulus

เส้นโค้ง Log-Modulus คือเส้นโค้งที่ได้จากการเขียนกราฟระหว่าง $\log|G(j\omega)|$ กับมุมเฟส

$\angle G(j\omega)$ เมื่อความเร็วเชิงมุม ω เปลี่ยนค่าไป เช่น

$$\frac{G(j\omega)}{K} = \frac{1}{[j\omega(1+0.1j\omega)]}$$

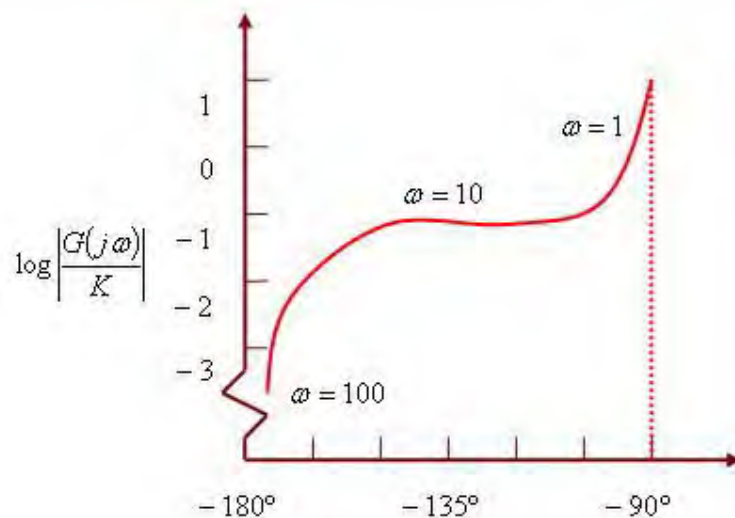
$$\therefore \log \left| \frac{G(j\omega)}{K} \right| = -\log [j\omega(1+0.1j\omega)]$$

$$\log \left| \frac{G(j\omega)}{K} \right| = -\log \omega - \log [(1+0.1\omega)^2]^{1/2}$$

$$\phi = \angle \left[\frac{G(j\omega)}{K} \right] = -90^\circ - \tan^{-1}(0.1\omega)$$

จากสมการเมื่อเปลี่ยนค่าของ ω จะคำนวณค่าของ $\log \left| \frac{G(j\omega)}{K} \right|$ และมุมเฟส ϕ ได้ เช่น

เมื่อ $\omega = 10$ จะได้ว่า $\log \left| \frac{G(j\omega)}{K} \right| = -1.15$ และ $\phi = -135^\circ$ เมื่อนำค่าที่ได้มาเขียนกราฟ จะได้เส้นโค้ง Log-Modulus ดังนี้



รูปที่ 2.18 เส้นโค้ง Log-Modulus ของ $\frac{G(j\omega)}{K} = \frac{1}{[j\omega(1+0.1j\omega)]}$

$$\therefore \frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} = \frac{G(j\omega)}{1 + G(j\omega)}$$

$$M = \left| \frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} \right|$$

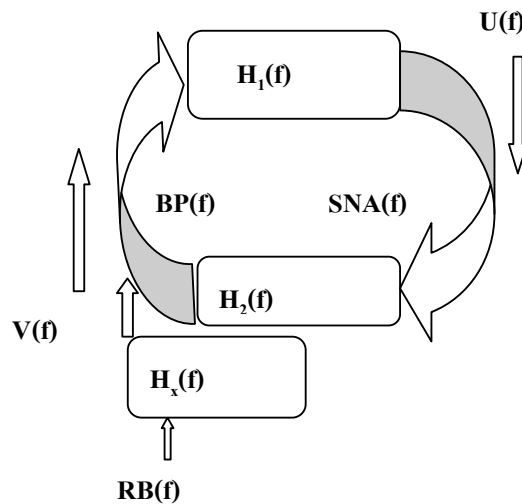
$$\alpha = \angle \left[\frac{C(j\omega)}{R(j\omega)} \right]$$

เมื่อ ω เปลี่ยนค่าจะทำให้ค่าของ $\log|G(j\omega)|$, $\angle G(j\omega)$, M , α เปลี่ยนค่า ดังนั้นสำหรับเส้นที่มีค่า M คงที่ และเส้นที่มีค่า α คงที่เมื่อเขียนบนระนาบเชิงซ้อน s - จะเป็นวงกลมทั้งสองเส้น แต่ถ้าเขียนบนระนาบระหว่างขนาดของ $\log|G(j\omega)|$ และมุมเฟส $\angle G(j\omega)$ ส่วนที่มีค่า M คงที่ และเส้นที่มีค่า α คงที่จะกลายเป็นคอนทัวร์ดังรูป

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินการวิจัยการประมาณค่าคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่ของระบบบาร์โรรีเฟค ซึ่งเป็นงานวิจัยเชิงทดลอง ที่ประกอบไปด้วย การหายใจอิสระ (RB) ความดันเลือด(BP) และสัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงาน (SNA) โดยจำลองหลักการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟคร่างกายมนุษย์และนำเอาคุณสมบัติโดเมนความถี่จำเพาะของสมองและอวัยวะส่วนล่างมาทำการทดลอง โดยมีขั้นตอนการดำเนินงานดังรูปที่ 3.1 ดังนี้



รูปที่ 3.1 แสดงภาพจำลองหลักการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค

3.1 การจำลองหลักการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค

ระบบบาร์โรรีเฟค คือ การเต้นของหัวใจ ความดันเลือดเพื่อหล่อเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย สัญญาณไฟฟ้าจากระบบเส้นประสาทที่คอยควบคุมการทำงานทุกส่วนเรียกระบบนี้ว่า ระบบบาร์โรรีเฟค การที่เราต้องการที่จะทราบว่าบาร์โรรีเฟคของร่างกายเป็นปกติหรือไม่ปกติ อาจมีการตรวจสอบหลายวิธีด้วยกัน ในงานวิจัยเล่มนี้สามารถจำลองการทำงานของระบบบาร์โรรีเฟค ในรูปลักษณะระบบที่มีการตอบสนองทางความถี่จำเพาะ ที่มีความถี่สูงและความถี่ต่ำ โดยอาศัยเครื่องคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์ของสัญญาณความถี่ เนื่องจากคอมพิวเตอร์มี

ความสามารถในการทำงานได้ถูกต้องและเที่ยงตรง แม่นยำ และมีความรวดเร็วในการประมวลผล เพื่อตอบสนองความต้องการดังกล่าว โดยการจำลองหลักการทำงานของบาร์โรรีเฟค เพื่อแสดงออกมาในรูปแบบกราฟ โดยการนำข้อมูลการเต้นของหัวใจ ความดันเลือด จากอาสาสมัครที่แพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะด้าน มาทำการทดลอง จำนวนทั้งหมด 10 คน

3.1.1 จำลองสมองด้วยหลักการไฮพาส (High-pass)

ในการจำลองหลักการทำงานของสมองใช้ H1(f) (High-pass) ในการทำงานของร่างกายมนุษย์ สมองจะมีความไวมากที่สุด เป็นตัวควบคุมการทำงานของอวัยวะทุกส่วนของร่างกาย สั่งงานให้ส่วนอื่นๆทำงานโดยอัตโนมัติ เมื่อร่างกายได้รับความรู้สึก หรือรับรู้จากรอบข้างโดยมีสัญญาณโดเมนความถี่สูง

3.1.2 อวัยวะส่วนต่างๆของร่างกายจำลองด้วยหลักการโลพาส (Low-pass)

หลักจากที่สมองสั่งงานแล้วอวัยวะส่วนต่างๆของร่างกายเช่น แขน ขา ก็จะทำงานหรือรับรู้ตามที่สมองสั่งการเช่น สมองสั่งให้ยกมือ ร่างกายก็จะยกมือขึ้นตามที่สมองสั่ง จำลองด้วย H2(f) (Low pass) จำลองว่าเป็นสัญญาณโดเมนความถี่ต่ำเพราะทำงานหลังสมองสั่งการ

3.1.3 สัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงาน(SNA)

สัญญาณประสาทที่ควบคุมการทำงานจำลองด้วย SNA(f) เพราะเส้นประสาทนี้จะถูกสั่งการโดยสมองเพื่อส่งไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย

3.2 การเต้นของหัวใจ(RB)

จำลองการเต้นของหัวใจด้วย RB เพราะปกติการเต้นของหัวใจมีผลต่อความดันโลหิตปกติ ในผู้ใหญ่ อัตราเต้นเฉลี่ย ประมาณ 72 ครั้งต่อนาที (ประมาณ ช่วง 60-80 ครั้งต่อนาที) หรือ ไม่เกิน 100 ถือว่าปกติ ถ้าเต้นช้า แต่ไม่มีอาการหรือโรคอะไร ไม่เป็นไร เช่นนักกีฬา ที่ฟิตมากๆ บางครั้งอัตราการเต้นหัวใจลดเหลือแค่ 40-50 ครั้ง ต่อนาทีเท่านั้น

3.3 ความดันเลือด(BP)

แรงดันเลือด จำลองด้วย BP แรงดันเลือด ที่เกิดจากการบีบตัวและคลายตัวของหัวใจ หัวใจ ห้องล่างขวา โดยหัวใจบีบตัวเพื่อนำเลือดดำไปปอด เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังเส้นเลือดแดงที่จะไปปอด pulmonary arteries เพื่อไปปรับออกซิเจน เมื่อเลือดได้รับออกซิเจนแล้ว ก็จะเปลี่ยนจากเลือดดำ เป็นเลือดแดง ไหลกลับมายังหัวใจด้านซ้าย ทางเส้นเลือดดำจากปอดสู่หัวใจห้องบนซ้าย pulmonary veins

3.4 วิธีการ

หลังจากที่ได้ข้อมูลของอาสาสมัครจากแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเฉพาะด้านมาทำการทดลอง วิเคราะห์ จึงตั้งสมการ โดเมนทางความถี่ (Closed-loop identification in frequency domain)

$$SNA(f) = H_1(f) \cdot BP(f) + U(f) \quad \text{สมการที่ 1}$$

$$BP(f) = H_2(f) \cdot SNA(f) + V(f) + H_x(f) \cdot RB(f) \quad \text{สมการที่ 2}$$

$$E[S_{SNA \cdot RB}(f)] = H_1(f) \cdot E[S_{BP \cdot RB}(f)] + E[S_{U \cdot RB}(f)] \quad \text{สมการที่ 3}$$

$$H_1(f) = \frac{E[S_{SNA \cdot RB}(f)]}{E[S_{BP \cdot RB}(f)]} \quad \text{สมการที่ 4}$$

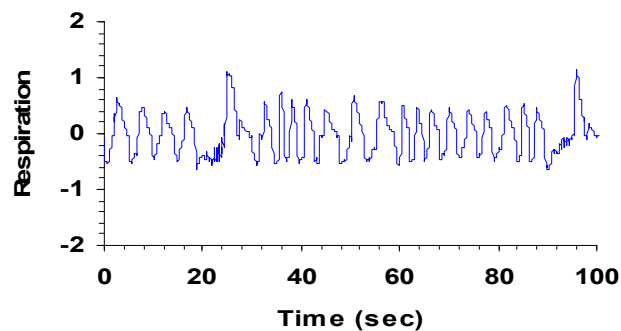
$$H_2(f) = \frac{E[S_{BP \cdot U}(f)]}{E[S_{SNA \cdot U}(f)]} \quad \text{สมการที่ 5}$$

บทที่ 4

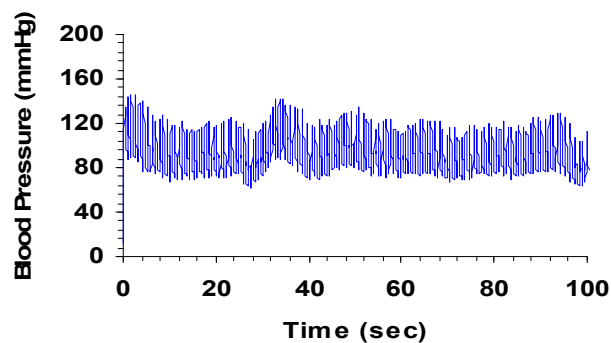
ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองงานวิจัย การศึกษาและการประมาณค่าคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่ของระบบบาร์โรว์เฟค ทั้งผลตอบสนองโดเมนทางความถี่สูงจำเพาะและผลตอบสนองทางโดเมนความถี่ต่ำจำเพาะ โดยใช้โปรแกรม Matlab ในการวิเคราะห์ผลตอบสนองทางโดเมนความถี่

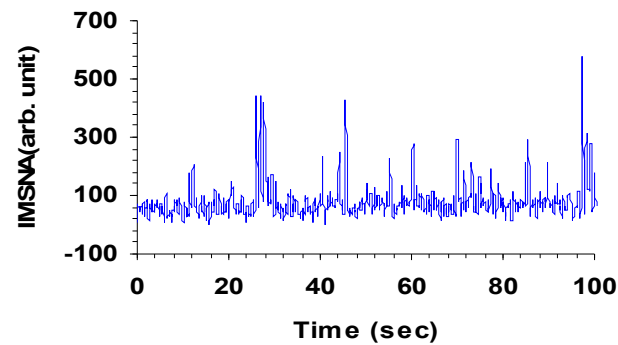
4.1 ผลการทดลองจากการใช้โปรแกรม Matlab ในการวิเคราะห์



รูปที่ 4.1 แสดงสัญญาณการหายใจแบบอิสระปกติ



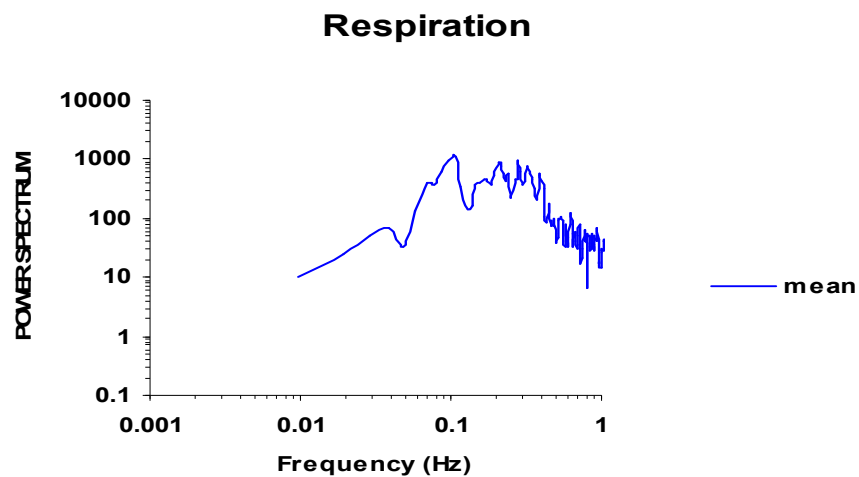
รูปที่ 4.2 แสดงสัญญาณความดันเลือดปกติ



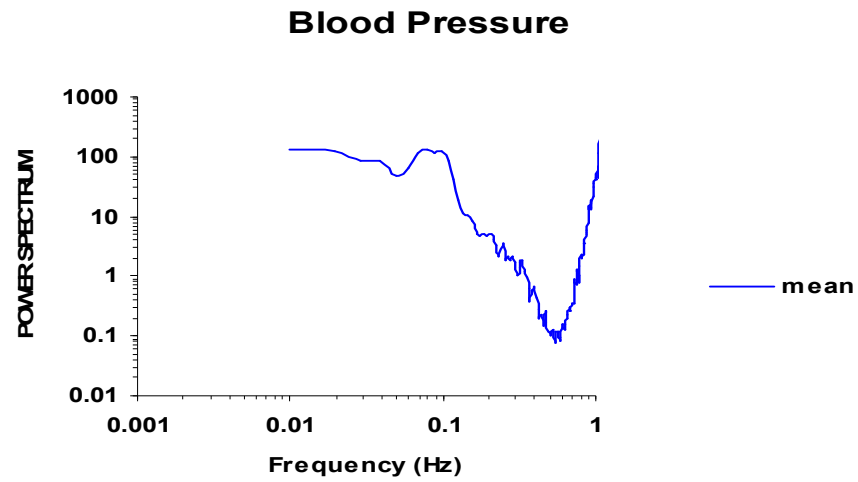
รูปที่ 4.3 แสดงสัญญาณเส้นประสาทปกติ

จากข้อมูลที่สุ่มจากอาสาสมัครคนปกติจำนวน 10 คน(ชาย 7 คน หญิง 3 คน) นำมาเขียนในโปรแกรม Matlab และทำการพล็อตออกมาจะได้รูปกราฟของการหายใจอิสระ ความดันเลือด และสัญญาณประสาทสั่งการของคนปกติในช่วงเวลา 0 ถึง 100 วินาที ดังรูปที่ 4.1 ,4.2,4.3 ตามลำดับ

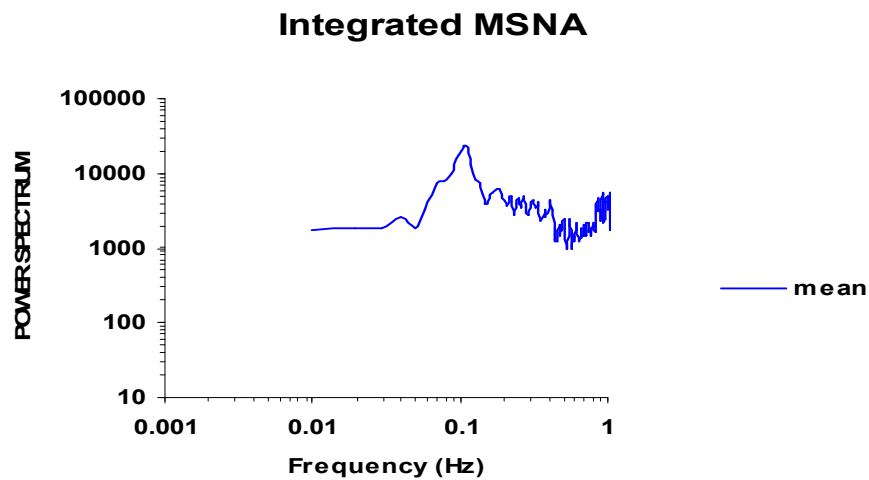
4.2 ค่าเฉลี่ยสเปกตรัมการหายใจแบบอิสระ



รูปที่4.4 ค่าสเปกตรัมการหายใจอิสระ



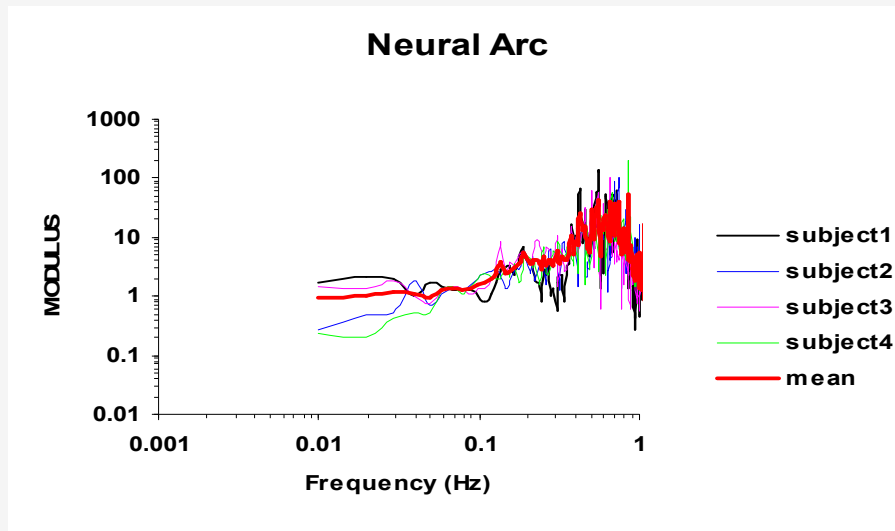
รูปที่ 4.5 ค่าสเปกตรัมความดันเลือด



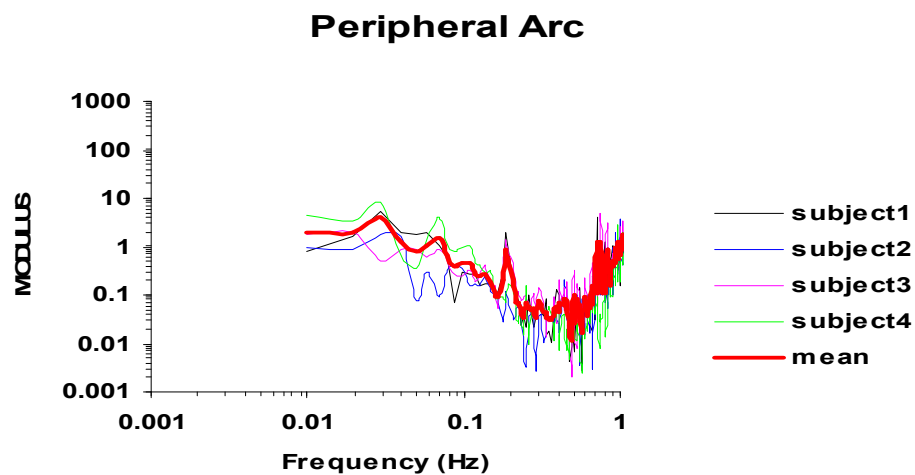
รูปที่ 4.6 ค่าสเปกตรัมสัญญาณเส้นประสาท

จากรูปที่ 4.4, 4.5, 4.6, คือผลของค่าเฉลี่ยสเปกตรัมกำลังในช่วงความถี่ 0.001 ถึง 1 เฮิรต์ ของการหายใจอิสระ ความดันเลือด และสัญญาณเส้นประสาท

4.3 เปรียบเทียบสัญญาณผลตอบสนองโดเมนความถี่สูง (HI-pass) และผลตอบสนองโดเมนความถี่ต่ำ (Low-pass)

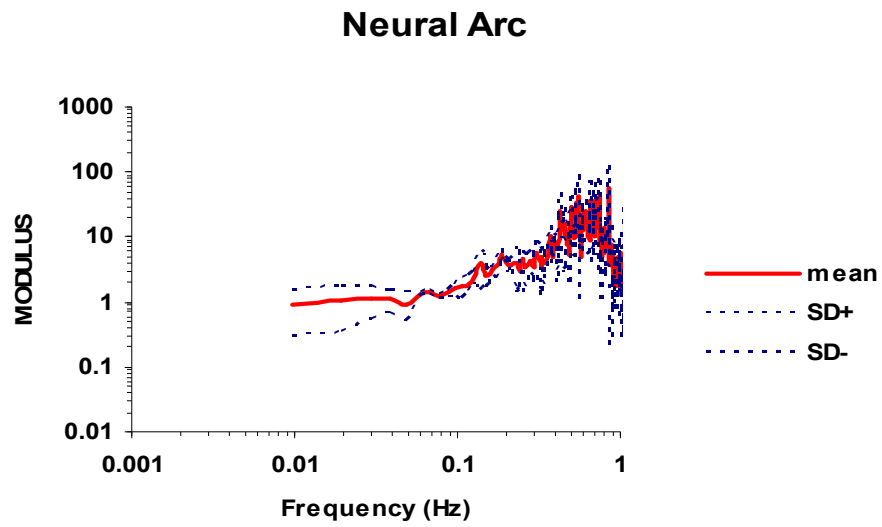


รูปที่4.7 ผลตอบสนองโดเมนทางความถี่สูงของอาสาสมัคร

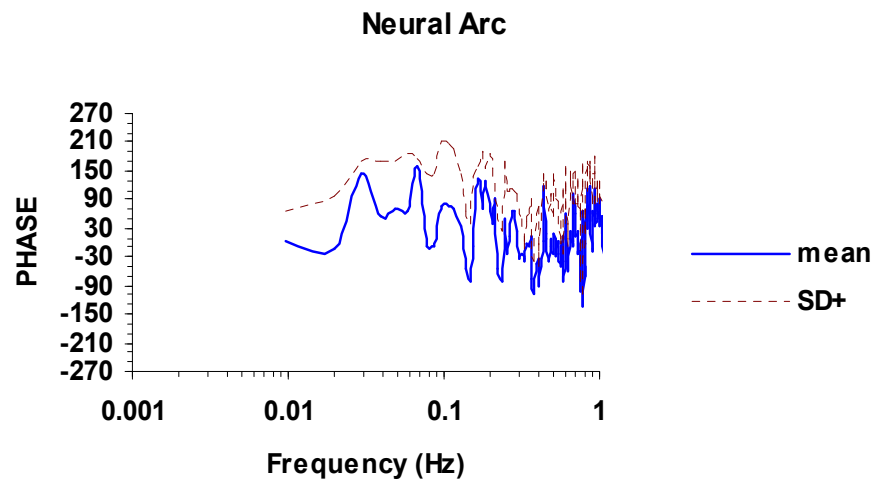


รูปที่4.8 ผลตอบสนองโดเมนทางความถี่ต่ำของอาสาสมัคร

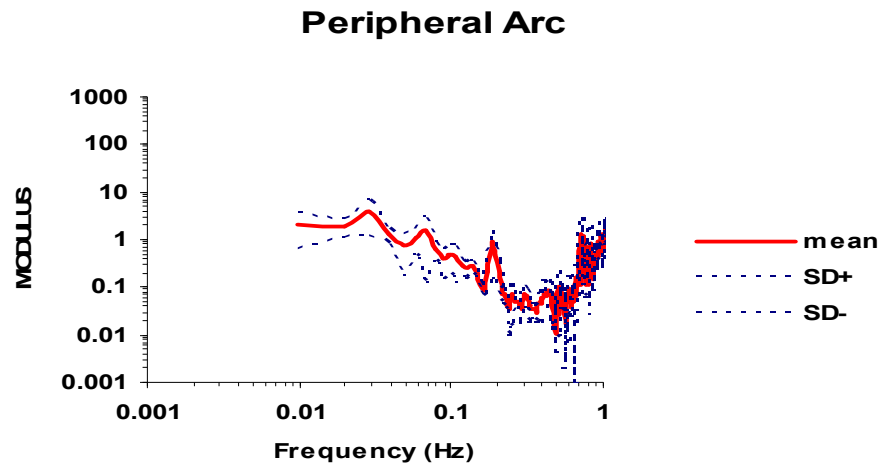
จากผลการทดลองเปรียบเทียบโมดูลของผลตอบสนองทางความถี่สูง(Hi-pass)และผลตอบสนองทางความถี่ต่ำ(Low-pass) ในช่วงความถี่ที่เท่ากันจะพบว่าเส้นกราฟของการตอบสนองทางความถี่สูงจะสูงกว่าการตอบสนองทางความถี่ต่ำ ดังรูปที่ 4.7 และ 4.8 ตามลำดับ



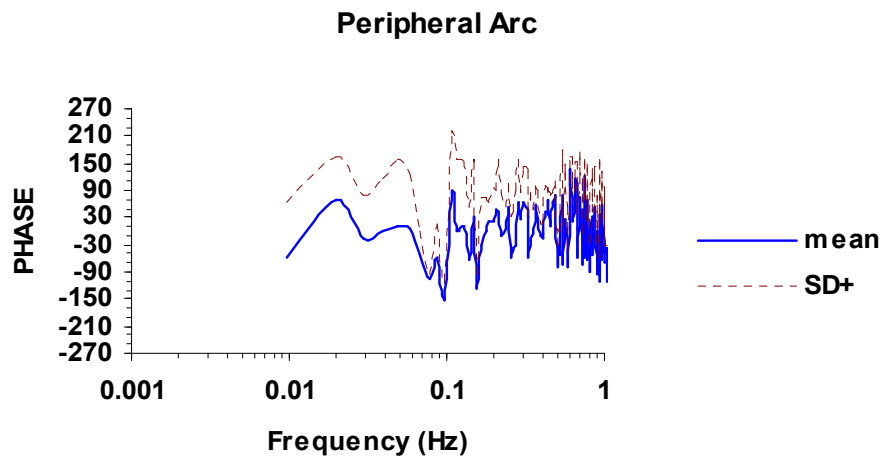
รูปที่ 4.9 ค่าเฉลี่ยทางโมดูลของผลตอบสนองโดเมนทางความถี่สูง



รูปที่ 4.10 ค่าเฉลี่ยทางเฟสของผลตอบสนองโดเมนทางความถี่สูง



รูปที่4.11 ค่าเฉลี่ยทางโมดูลของผลตอบสนองโดเมนทางความถี่ต่ำ



รูปที่4.12 ค่าเฉลี่ยทางเฟสของผลตอบสนองโดเมนทางความถี่ต่ำ

ผลการทดลองหาค่าเฉลี่ยทางเฟสและค่าเฉลี่ยทางโมดูลของการตอบสนองทางความถี่สูงและการตอบสนองทางความถี่ต่ำจะมีลักษณะคล้ายกับโมดูล คือเส้นกราฟการตอบสนองทางความถี่สูงจะมีเส้นกราฟที่สูงกว่าเพราะสมองเป็นตัวสั่งการให้อวัยวะส่วนล่างทำงาน ดังรูปที่ 4.9, 4.10, 4.11, 4.12 ตามลำดับ

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึง การศึกษาการประมาณค่าคุณสมบัติการตอบสนองทางความถี่ของระบบบาร์โรรีเฟค เป็นการนำข้อมูลจากแพทย์ที่เก็บจากอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยมีชายจำนวน 7 คน และหญิงจำนวน 3 คน โดยนำเอาข้อมูลการหายใจ ความดันเลือด และสัญญาณประสาท และนำคุณสมบัติการตอบสนองทางโดเมนความถี่ มาวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ผลที่ได้คือ การตอบสนองโดเมนความถี่จำเพาะของสมอง (high-pass filter) ช่วง 0.001-0.1 เฮิรต์ จะมีผลการตอบสนองที่เร็วกว่า การตอบสนองโดเมนทางความถี่จำเพาะของอวัยวะส่วนล่าง (low-pass filter)

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้มุ่งเน้นให้เห็นถึงคุณสมบัติการตอบสนองโดเมนทางความถี่ของระบบบาร์โรรีเฟคของร่างกายคนปกติ การพัฒนาขั้นต่อไปต้องนำเอาระบบบาร์โรรีเฟคของคนไม่ปกติมาทำการทดลองเพื่อเปรียบเทียบข้อแตกต่างกันและนำไปใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ต่อไป

บรรณานุกรม

- รศ.สุมาลี อุณหวนิชย์ ระบบควบคุม—กรุงเทพฯ: ว.พีพรสกุล, 2545 336 หน้า
- สุชาติ จันทรจรมานิตย์ ระบบควบคุม(Control Systems)ปรับปรุง: 19 ก.ย. 2555
- Mancia, G., and A.L. Mark. Arterial baroreflex in humans. In: Handbook of Physiology. The Cardiovascular System. Peripheral Circulation and Organ Blood Flow. Bethesda, MD: Am. Physiol. Soc., 1983, sect. 2, vol. III, pt.2, chapt. 20, p. 755-794.
- Ikeda, Y., T. Kawada, M. Sugimachi, O. Kawaguchi, T. Shishido, T. Sato, H. Miyano, W. Matsuura, J. Alexander, Jr., and K. Sunagawa. Neural arc of baroreflex optimizes dynamic pressure regulation in achieving both stability and quickness. Am. J. Physiol. 271 (Heart Circ. Physiol. 40): H882-H890, 1996.
- Mancia, G., and A.L. Mark. Arterial baroreflex in humans. In: Handbook of Physiology. The Cardiovascular System. Peripheral Circulation and Organ Blood Flow. Bethesda, MD: Am. Physiol. Soc., 1983, sect. 2, vol. III, pt.2, chapt. 20, p. 755-794.
- Oppenheim, A. V., and R. W. Schaffer. Discrete-Time Signals and Systems. In: Digital signal Processing. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1975, p.6-44.
- Thames, M. D., T. Kinugawa, M. L. Smith, and M. E. Dibner-Dunlap. Abnormalities of baroreflex control in heart failure. J. Am. Coll. Cardiol. 22, Suppl. A: 56A-60A, 1993.
- Sundlof, G., and B.G. Wallin. The variability of muscle nerve sympathetic activity in resting recumbent man. J. Physiol. Lond. 272: 383-397, 1997.
- Thames, M. D., T. Kinugawa, M. L. Smith, and M. E. Dibner-Dunlap. Abnormalities of baroreflex control in heart failure. J. Am. Coll. Cardiol. 22, Suppl. A: 56A-60A, 1993.

ภาคผนวก ก

คำสั่งที่ใช้กับโปรแกรม Matlab

คำสั่งวิเคราะห์ฟังก์ชันการถ่ายโอน

Main Program :

```
% mainpro_yymmddrb
% Main program to analyse each subject for calculation of
% opened-loop transfer function of closed-loop carotid sinus baroreflex
% in case of 'Random Breathing' study in Human
% Note: data normalized to have zero mean and variance one before this analysis
% datafile 'rbdata', clotfid_010819rb.m, rbplot.m, avg_010819rb.m or avg_010808rb.m

clear all; close all;

n2 = 1024/2; % 50%

num = input('Please enter total number of subjects needed to analyze ==> ');

H1mag = zeros(n2,num);
H2mag = zeros(n2,num);
coherence = zeros(n2,num);
PScom = zeros(n2,num);
PSbp = zeros(n2,num);
PSina = zeros(n2,num);
```

```

%sbindex = [];

for i= 1:num
    clotfid_010819rb;
    H1mag(:,i) = magH1;
    H2mag(:,i) = magH2;
    PH1(:,i) = phH1;
    PH2(:,i) = phH2;
    cohere(:,i) = coh;
    PScom(:,i) = MAVcom;
    PSbp(:,i) = MAVbp;
    PSina(:,i) = MAVina;
    sbindex(i) = str2num(fname);
end
cd c:\_research\tfanal\outfile\
save([fcase 'out'
'.mat'], 'num', 'sbindex', 'sig', 'freq', 'H1mag', 'H2mag', 'PH1', 'PH2', 'cohere', 'PScom', 'PSbp', 'PSina');

```

คำสั่งฟังก์ชันการถ่ายโอนของเส้นประสาทและอวัยวะส่วนล่าง

```
% clotfid_yymmddrb

% Program to analyze Opened-Loop Transfer Function of
% Closed-Loop Carotid Sinus Baroreflex which described in Toru Kawada's paper(Am. J.
% Physiol. 1997)
% Case study of 'Random Breathing' in Human will be analysed
% Note: data normalized to have zero mean and variance one before analysis
% datafile 'rbdata'
% 6 min length of each data recorded will be analysed

%clear all; close all;

cd c:\_research\tfana\data\rbdata

fprintf('\n-----\n');
fprintf('\n This program is designed to calculate Carotid Sinus Baroreflex Transfer');
fprintf('\n Characteristics under closed-loop condition in human using exogenous');
fprintf('\n perturbation technique of Randomized Breathing.\n');
fprintf('\n-----\n');
fprintf('\n ');
fprintf('\nTo analyze transfer function,\n');
subj = input('Please enter subject number with 2, 3, .. or, 11 ==> ');
disp(' ');
```

```

fname = num2str(subj);
fcase = 'rb';
sig = 'Rand. Breathing';

file1 = ['s' fname fcase '.fbp'];
file2 = ['s' fname fcase '.imsna'];
file3 = ['s' fname fcase '.resp'];

filename = ['s' fname fcase];
disp('File loading...'); disp(' ');

fid1 = fopen(eval('file1'),'r','l');
bp = fread(fid1,inf,'float32');
fid2 = fopen(eval('file2'),'r','l');
ina = fread(fid2,inf,'float32');
fid3 = fopen(eval('file3'),'r','l');
com = fread(fid3,inf,'float32');

%Normalized data
mean_bp = mean(bp,1);
mean_ina = mean(ina,1);
mean_com = mean(com,1);

bpvar = std(bp)^2;      bpst = (bp-mean_bp)/sqrt(bpvar);
inavar = std(ina)^2;    inast = (ina-mean_ina)/sqrt(inavar);
comvar = std(com)^2;    comst = (com-mean_com)/sqrt(comvar);

N = length(bp);
fs1 = 500;              %sampling freq (Hz)
Ts1 = 1/fs1;

```



```

t1 = [0:N-1]'*Ts1;      %time(seconds)

%Moving-Average Windowing
pt=50;    % 500/10 pts
a=1; b=zeros(1,pt);
for j=1:pt; b(j)=1/pt ;end

%smbp = filter(b,a,bpst); %smoothing
%smina = filter(b,a,inast);
%smcom = filter(b,a,comst);

smbp = filter(b,a,bp);
smina = filter(b,a,ina);
smcom = filter(b,a,com);

%???

%Kawada's statement: Increasing the magnitude of command signal
%might be expected the improved identifiability

%Resampling at 10 Hz
fs2 = 10;    %new sampling freq (Hz)
rsbp = resample(smbp,fs2,fs1);
rsina = resample(smina,fs2,fs1);
rscom = resample(smcom,fs2,fs1);

M = length(rsbp); % data length
Ts2 = 1/fs2;    %time(seconds)
t2 = [0:M-1]'*Ts2;

cch = 1;        %command sig

```

```

ich = 2; %bp
och = 3;      %msna
npow = 10;
offset = 0;
%input('Please enter the offset value ==> ');

n = 2^npow; %1024 data points (102.4 sec) in each segment
n2 = n/2;   % 50% ovl

fd = 1/(n*Ts2);      %spacing freq
freq = (0:fd:(n/2-1)*fd); %frequency axis for power spectrum

%
disp([eval(['file1']) ' loaded!']);
disp([eval(['file2']) ' loaded!']);
disp([eval(['file3']) ' loaded!']); disp(' ');
disp(['Length of data = ' num2str(M)]); disp(' ');

%Calculate transfer function, coherence, power spectrum

%check # of overlapping segment before analysis
if M >= 3584      %within 6 min
    % 102.4*3 + 51.2, 3 segments and a half end up at 358.4 s of 360 s => 6 segments of 50% ovl
    len = 3584;    %6 seg
elseif M < 3584 & M >= 3072
    len = 3072;    %5 seg
else
    len = 2048;    %3 seg
end

A(cch,:) = rscm(1:len);

```

```

A(ich,:) = rsbp(1:len)';
A(och,:) = rsina(1:len)';

%XX = zeros(n,1);
%YY = zeros(n,1);
%ZZ = zeros(n,1);
%YX = zeros(n,1);
%ZX = zeros(n,1);
%YZ = zeros(n,1);
%ZY = zeros(n,1);
H1 = zeros(n,1);
H2 = zeros(n,1);

H = Hanning(n);
PL= 0.36;  %0.4;

%ensemble = input('Please enter number of segments ==> ');
ensemble = 40;
disp(' ');

%fprintf('# of 50 percent overlap segments =%2g\n',ensemble); disp(' ');

%Signal segment
ini=[];
for e = 1 : ensemble;
    n0 = offset+(e-1)*n2;
    Nsg = n0+n;      %data point end of final segment
    ini = [ini,Nsg];

    if Nsg > M      %the last point of final segment exceed data length?
        disp(['Ensemble = ' num2str(e-1)]); disp(' ');
    end
end

```

```

disp(['End of Final segment = ' num2str(ini(e-1))]); disp(' ');
break
end

% X = A(cch,n0+1:n0+n)'; % command signal, resp
% Y = A(ich,n0+1:n0+n)'; % bp
% Z = A(och,n0+1:n0+n)'; % ina
% Xdt = detrend(X);
% Ydt = detrend(Y);
% Zdt = detrend(Z);
% Xw = Xdt.*H;
% Yw = Ydt.*H;
% Zw = Zdt.*H;
% Xf = fft(Xw);
% Yf = fft(Yw);
% Zf = fft(Zw);
% XX = XX+(Xf.*conj(Xf)); %PW Spec. of command signal, resp
% YY = YY+(Yf.*conj(Yf)); %PW Spec. of bp
% ZZ = ZZ+(Zf.*conj(Zf)); %PW Spec. of ina
% YX = YX+(Yf.*conj(Xf)); %bp(f)*x(f)
% ZX = ZX+(Zf.*conj(Xf)); %msna(f)*x(f)
% YZ = YZ+(Yf.*conj(Zf));
% ZY = ZY+(Zf.*conj(Yf));

comm(:,e) = A(cch,n0+1:n0+n)'; % comm
ip(:,e) = A(ich,n0+1:n0+n)'; % bp
op(:,e) = A(och,n0+1:n0+n)'; % ina

dcom(:,e) = detrend(comm(:,e));
dbp(:,e) = detrend(ip(:,e));
dina(:,e) = detrend(op(:,e));

```

```

wocom(:,e) = dcom(:,e) .* H;
wdbp(:,e) = dbp(:,e) .* H;
wdina(:,e) = dina(:,e) .* H;

comf = Ts2*fft(wocom(:,e));
bpf = Ts2*fft(wdbp(:,e));
inaf = Ts2*fft(wdina(:,e));

Mcom(:,e) = (abs(comf(1:n/2)) .^ 2)/(n*Ts2*PL);
Mbp(:,e) = (abs(bpf(1:n/2)) .^ 2)/(n*Ts2*PL);
Mina(:,e) = (abs(inaf(1:n/2)) .^ 2)/(n*Ts2*PL);
Mbi(:,e) = abs(inaf(1:n/2).*conj(bpf(1:n/2)))/(n*Ts2*PL);

%Tf analysis
Pbpcom(:,e) = (bpf(1:n/2).*conj(comf(1:n/2)))/(n*Ts2*PL);
Pinacom(:,e) = (inaf(1:n/2).*conj(comf(1:n/2)))/(n*Ts2*PL);
Pbpina(:,e) = (bpf(1:n/2).*conj(inaf(1:n/2)))/(n*Ts2*PL);
Pinabp(:,e) = (inaf(1:n/2).*conj(bpf(1:n/2)))/(n*Ts2*PL);

end

%H1 = ZX./YX;  %Neural Arc
          %E[Sna.x(f)]/E[Sbp.x(f)]

%H2 = (YZ-(conj(H1).*YY))./(ZZ-(conj(H1).*ZY));  %Peripheral Arc
          %E[Sbp.na(f)]-H1*E[Sbp.bp(f)]/
          %E[Sna.na(f)]-H1*E[Sna.bp(f)]

%AV = (ZZ-conj(H1).*conj(YZ));
%UP = AV.*conj(AV);

```

```

MAVcom = mean(Mcom,2); %Power Spec. of command signal
MAVbp = mean(Mbp,2); %Power Spec. of bp
MAVina = mean(Mina,2); %Power Spec. of ina
MAVbpina = mean(Mbi,2); %cross power

PWbpcom = mean(Pbpcom,2); %cross power
PWinacom = mean(Pinacom,2);
PWbpina = mean(Pbpina,2);
PWinabp = mean(Pinabp,2);

H1 = PWinacom./PWbpcom;
H2 = (PWbpina - (conj(H1).*MAVbp))./(MAVina-(conj(H1).*PWinabp));
magH1 = abs(H1);
magH2 = abs(H2);
phH1 = angle(H1);
phH2 = angle(H2);
phH1 = phH1*180/pi; % phase (degrees)
phH2 = phH2*180/pi; % phase (degrees)

%tfe : transfer function calculation for Opened-Loop data
%[tf1,f1] = tfe(rsfbp,rsna,n,fs2,Hanning(n),n/2);

% Coherence Estimate
%fcoh = (0:fd:(n-1)*fd); %frequency axis for coherence
%coh = abs(ZY).^2./ZZ./YY;
%coh = abs(ZX).^2./ZZ./XX;

%coh = ((abs(conj(YZ))).^2)./(YY.*ZZ);
%[cohere,ff] = cohere(rsbp,rsina,n,fs2,Hanning(n),n/2);

```

```

coh = MAVbpina.^2./MAVbp./MAVina;    %coherence

%mark=[];
%mark(1:n/2) = 0.5;

%%%%

%cd c:\_research\tfanal\mfile\thesis\program\rb\updprog\

%rbplot

%figure(1);
%subplot(3,1,1); plot(t1,bp,'b',t1,smbp,'k',t2,rsbp,'r'); ylabel('BP'); title('Original Signals');
%legend('BP','SMOOTHED','RESAMPLED');
%subplot(3,1,2); plot(t1,ina,'b',t1,smina,'k',t2,rsina,'r'); ylabel('IMSNA');
%legend('IMSNA','SMOOTHED','RESAMPLED');
%subplot(3,1,3); plot(t1,com,'b',t1,smcom,'k',t2,rscom,'r'); ylabel(eval('sig'));
%legend(eval('sig'),'SMOOTHED','RESAMPLED');
%xlabel('time, sec');

figure(1)
subplot(3,1,1); plot(t1,bp); ylabel('bp'); title(['Original Signals ( ' eval('filename') ' )']);
subplot(3,1,2); plot(t1,ina); ylabel('IMSNA');
subplot(3,1,3); plot(t1,com); ylabel(eval('sig'));
xlabel('time, sec');

figure(2)
subplot(1,2,1); loglog(freq,magH1); ylabel('Gain'); title(['Neural Arc ( ' eval('filename') ' )']);
axis([0.001 0.51 0.001 1000.01]);xlabel('Frequency, Hz');
subplot(1,2,2); loglog(freq,magH2); ylabel('Gain'); title(['Peripheral Arc ( ' eval('filename') ' )']);

```

```

axis([0.001 0.51 0.001 1000.01]);xlabel('Frequency, Hz');

subplot(2,2,3); semilogx(freq,(phH1)); ylabel('Phase'); xlabel('Frequency, Hz');
subplot(2,2,4); semilogx(freq,(phH2)); ylabel('Phase');

figure(3)
semilogx(freq,coh,'b',freq,mark,'r-.'); xlabel('Frequency, Hz'); ylabel('Gain');
title(['Coherence Gain ( ' eval('filename') ' )']);
axis([0.001 0.51 -0.01 1.01]);

%figure(4);
%semilogx(fcoh,sqr_coh,'k',fcoh,Kul,'r:',fcoh,Kll,'r-.'); xlabel('Frequency, Hz');
%%semilogx(fcoh,mean_cohere,'k',fcoh,Kul,'r:',fcoh,Kll,'r-.'); xlabel('Frequency, Hz');
%%semilogx(fcoh,mean_cohere,'k',fcoh,Kul,'m:',fcoh,Kll,'m-',fcoh,upcoh,'r:',fcoh,downcoh,'r-
. '); xlabel('Frequency, Hz');
%title(['sqrt of Coherence ( ' eval('filename') ' )']);

figure(5)
subplot(3,1,1); plot(freq, MAVcom);ylabel(eval('sig')); title(['Power Spectrum ( ' eval('filename')
' )']);
subplot(3,1,2); plot(freq, MAVbp); ylabel('bp');
subplot(3,1,3); plot(freq, MAVina); ylabel('IMSNA');
xlabel('Frequency, Hz');

%figure(6)
%loglog(freq,magH1,'r',freq,magH2,'b',freq,coh,'k',freq,mark,'g'); ylabel('Gain');
title(['Comparison H1, H2, ans Coh.( ' eval('filename') ' )']);
%xlabel('Frequency, Hz');
%legend('Neural arc','Peripheral arc','Coherence');
%axis([0.001 1.01 0.001 100.0]);

```


คำสั่งค่าเฉลี่ยของอาสาสมัครคนปกติ

```
% avg_yymmddrb
% program to calculate average of results
% in case of 'Random Breathing' study in Human

% Note: data normalized to have zero mean and variance one before analysis
%      and segmented into 1024 points each with offset zero
%      and 102.4 s length of data for coherence and PSD , or K = 3 for 307.2 s of signal length

clear all; close all;

cd c:\_research\tfana\outfile\
load rbout.mat

disp(' ');
disp(['Subject index ==> ' num2str(sindex)]); disp(' ');

%Averaging
meanH1mag = mean(H1mag,2);
meanH2mag = mean(H2mag,2);
```

```

meanPH1 = mean(PH1,2);
meanPH2 = mean(PH2,2);
meancohere = mean(cohere,2);
PWScom = mean(PScm,2);
PWSbp = mean(PSbp,2);
PWSina = mean(PSina,2);
N=length(meanH1mag);
par = 1.425;

for i = 1 : num
    mean_mH1(:,i) = meanH1mag;
    mean_mH2(:,i) = meanH2mag;
    mean_PH1(:,i) = meanPH1;
    mean_PH2(:,i) = meanPH2;
    mean_coh(:,i) = meancohere;
end

for j =1:N
    sd_H1(j) = sqrt( (sum(H1mag(j,:).^2) - (meanH1mag(j)^2)*num)/((num-1)) );
    sd_H2(j) = sqrt( (sum(H2mag(j,:).^2) - (meanH2mag(j)^2)*num)/((num-1)) );
    sd_PH1(j) = sqrt( (sum(PH1(j,:).^2) - (meanPH1(j)^2)*num)/((num-1)) );
    sd_PH2(j) = sqrt( (sum(PH2(j,:).^2) - (meanPH2(j)^2)*num)/((num-1)) );
    sd_coh(j) = sqrt( (sum(cohere(j,:).^2) - (meancohere(j)^2)*num)/((num-1)) );
end;

upH1 = meanH1mag + sd_H1';
downH1 = meanH1mag - sd_H1';
upH2 = meanH2mag + sd_H2';
downH2 = meanH2mag - sd_H2';
upPH1 = meanPH1 + sd_PH1';
downPH1 = meanPH1 - sd_PH1';
upPH2 = meanPH2 + sd_PH2';

```

```

downPH2 = meanPH2 - sd_PH2';
upcoh = meancohere + sd_coh';
downcoh = meancohere - sd_coh';

% Adjustly parametered STDV
for j =1:N
    std_H1(j) = sqrt( (sum(H1mag(j,:).^2) - (meanH1mag(j)^2)*num)/((num-1)^par) );
    std_H2(j) = sqrt( (sum(H2mag(j,:).^2) - (meanH2mag(j)^2)*num)/((num-1)^par) );
    std_PH1(j) = sqrt( (sum(PH1(j,:).^2) - (meanPH1(j)^2)*num)/((num-1)^par) );
    std_PH2(j) = sqrt( (sum(PH2(j,:).^2) - (meanPH2(j)^2)*num)/((num-1)^par) );
    std_coh(j) = sqrt( (sum(cohere(j,:).^2) - (meancohere(j)^2)*num)/((num-1)^par) );
end;

upH1p = meanH1mag + std_H1';
downH1p = meanH1mag - std_H1';
upH2p = meanH2mag + std_H2';
downH2p = meanH2mag - std_H2';
upPH1p = meanPH1 + std_PH1';
downPH1p = meanPH1 - std_PH1';
upPH2p = meanPH2 + std_PH2';
downPH2p = meanPH2 - std_PH2';

upcoh = meancohere + std_coh';
downcoh = meancohere - std_coh';

%confidence limit
%ensemble = input('Please enter number of segments ==> ');
%v = 2*ens*s; %length(meancohere); %
%b = 1/(v-2);
%cnt = 1;

```

```

%for i = 1 : length(meancohere)
%   sqr_coh(cnt) = sqrt(meancohere(i));
%   z_yx = log((1+sqrt(meancohere(i)))/(1-sqrt(meancohere(i))))/2;
%   VC = 1-0.004^(1.6*meancohere(i)+.22);
%   var = VC*b;
%   ul = z_yx-b+1.96*sqrt(var);
%   ll = z_yx-b-1.96*sqrt(var);
%   Kul(cnt) = tanh(ul);
%   Kll(cnt) = tanh(ll);
%   cnt = cnt+1;
%end

%least square method
%xls = [];
%mov = 50;
%for j = 1:length(meanH1mag)- mov;
%   A = [ones(mov,1) [1:mov]'];
%   y = meanH1mag(j:j + mov - 1);
%   x_opt = inv(A'*A)*(A')*y;
%   xls(j) = x_opt(1) + x_opt(2)*(mov+1);
%end

cd c:\_research\tfanal\outfile\
save(['rboutstdv'
'.mat'],'num','sindex','sig','upH1p','downH1p','upH2p','downH2p','upcohp','downcohp','upPH1p','
downPH1p','upPH2p','downPH2p');

figure(1);
loglog(freq,meanH1mag,'r',freq,upH1,'b:',freq,downH1,'b:',freq,upH1p,'k:',freq,downH1p,'k:');
ylabel('Gain'); xlabel('Frequency, Hz'); %grid;
title(['Average of Neural Arc ( ' eval('sig') ' )']); %axis([0.001 1.01 0.1 100.0]);

```

```

%figure(2);
%loglog(freq,meanH1mag,'k',freq(1:length(meanH1mag)-mov),xls,'b:');xlabel('Frequency
(Hz)');
%title(['Model Fitting of Neural Arc ( ' eval('sig') ' )']);

%figure(2);
%semilogx(freq,mean_pH1);xlabel('Frequency (Hz)');
%title(['Neural Arc ( ' eval('sig') ' )']);

figure(2);
loglog(freq,meanH2mag,'r',freq,upH2,'b:',freq,downH2,'b:',freq,upH2p,'k:',freq,downH2p,'k:');
ylabel('Gain'); xlabel('Frequency, Hz'); %grid;
title(['Average of Peripheral Arc ( ' eval('sig') ' )']); %axis([0.001 1.01 0.01 10.0]);

%figure(4);
%semilogx(fcoh,sqr_coh,'k',fcoh,Kul,'r:',fcoh,Kll,'r-'); xlabel('Frequency (Hz)');
%title(['sqrt of Coherence( ' eval('sig') ' )']); axis([0.001 0.5 0.01 1.01]);

figure(3);
%semilogx(fcoh,meancohere,'k',fcoh,Kul,'r:',fcoh,Kll,'r-'); xlabel('Frequency (Hz)');
%plot(fcoh,meancohere,'k',fcoh,upcoh,'b:',fcoh,downcoh,'r-'); xlabel('Frequency (Hz)');
semilogx(freq,meancohere,'r',freq,upcoh,'b:',freq,downcoh,'b:',freq,upcoh,'k:',freq,downcoh,'k:');
ylabel('Gain'); xlabel('Frequency, Hz');
title(['Average of Coherence ( ' eval('sig') ' )']); %axis([0.001 0.51 -0.01 1.01]);

figure(4)
loglog(freq,PWScom); grid; ylabel(eval('sig'));
title(['Average of Power Spectrum ( ' eval('sig') ' )']);

```

```
xlabel('Frequency, Hz'); %axis([0.001 1.01 -0.01 5.01]);
```

```
figure(5)
```

```
subplot(2,1,1); loglog(freq,PWSbp);grid; ylabel('bp'); %axis([0.001 5.01 -0.01 2.01]);
```

```
title(['Average of Power Spectrum ( ' eval('sig') ' )']);
```

```
subplot(2,1,2); loglog(freq,PWSina); grid;
```

```
ylabel('IMSNA'); %axis([0.001 5.01 -0.01 2.01]);
```

```
xlabel('Frequency, Hz');
```

```
%figure(6)
```

```
%bplt = loglog(freq,meanH1mag,'r',freq,meanH2mag,'b',freq,meancohere,'k',freq,mark,'g');
```

```
ylabel('Gain');
```

```
%title(['Comparison H1, H2, ans Coh.( ' eval('sig') ' )']); xlabel('Frequency, Hz'); grid;
```

```
%legend('Neural arc','Peripheral arc','Coherence');
```

```
%axis([0.001 0.51 0.01 100.0]);
```

```
%set(bplt,'linewidth',1.5)
```

ภาคผนวก ข.

การติดตั้งโปรแกรม MATLAB

การติดตั้งโปรแกรม MATLAB

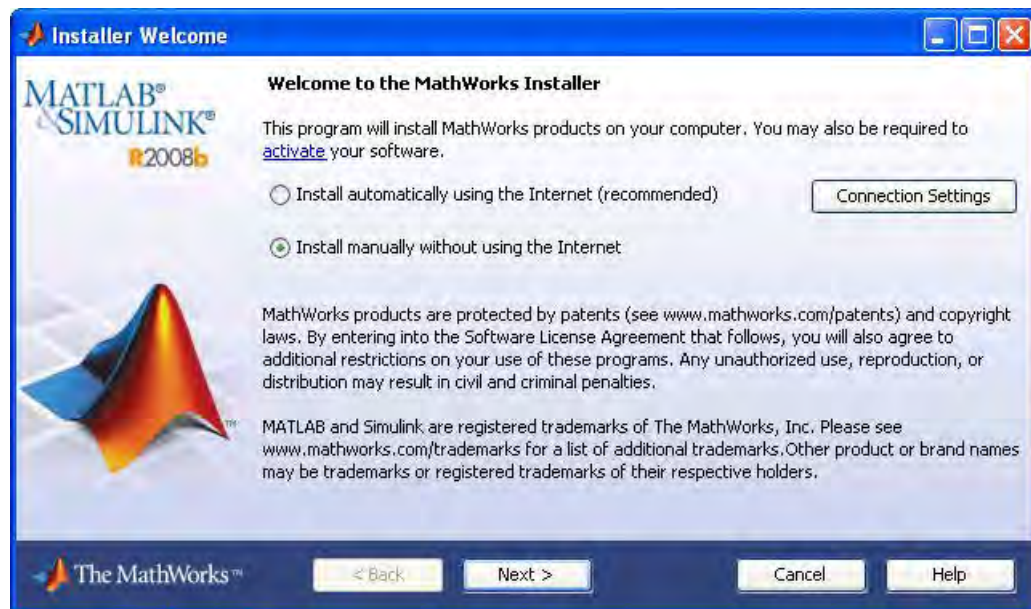
ก่อนที่จะติดตั้งโปรแกรม MATLAB จะต้องมีการเตรียม File Installation Key และ License File ซึ่งในที่นี่จะแสดงวิธีการติดตั้งโปรแกรม MATLAB แบบ Off-Network

1. Double Click ที่ ICON สำหรับติดตั้ง ดังรูปที่ ก.7



รูปที่ ข.1 ICON สำหรับติดตั้ง โปรแกรม MATLAB

2. เลือก Install manually without using the Internet แล้วกด Next > ดังรูปที่ ก.8



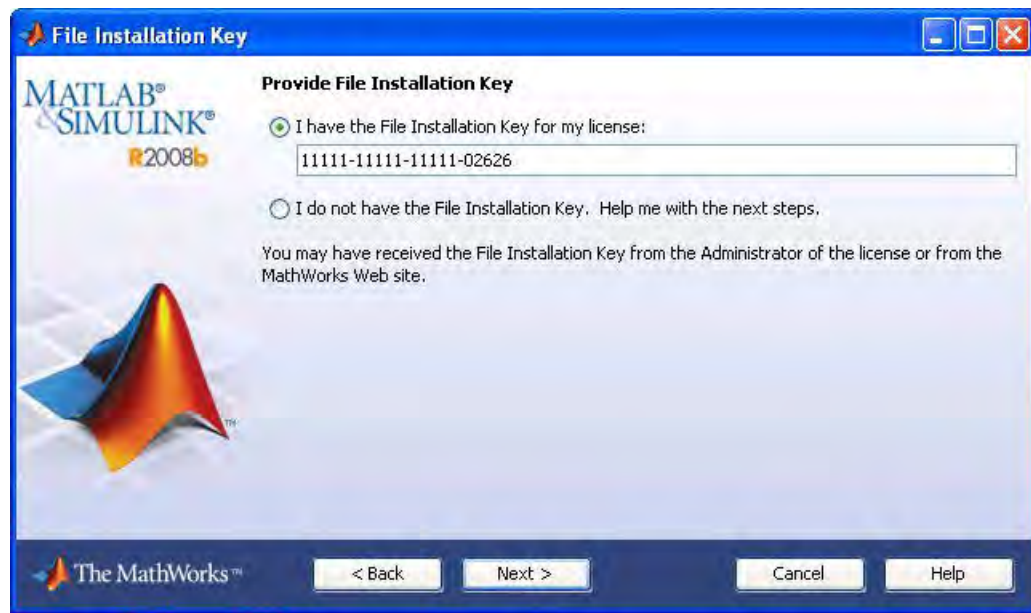
รูปที่ ข.2 เลือกการติดตั้งแบบไม่ใช้อินเทอร์เน็ต

3. เลือก Yes แล้วกด Next > ดังรูปที่ ก.9



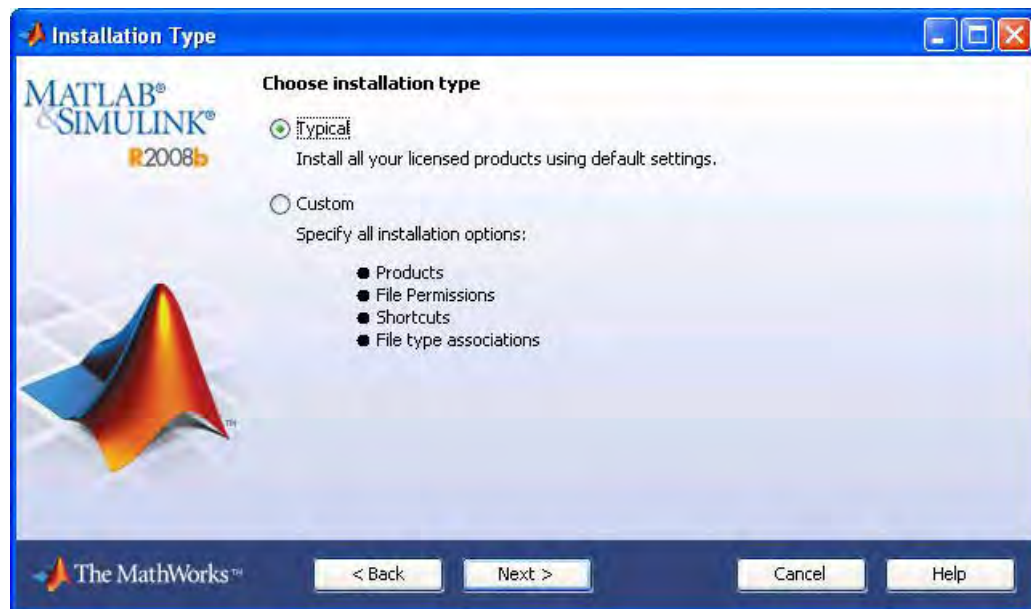
รูปที่ ข.3 การยืนยัน license 57

4. เลือก I have the File Installation Key for my license: แล้วใส่ Key จากนั้น กด Next >



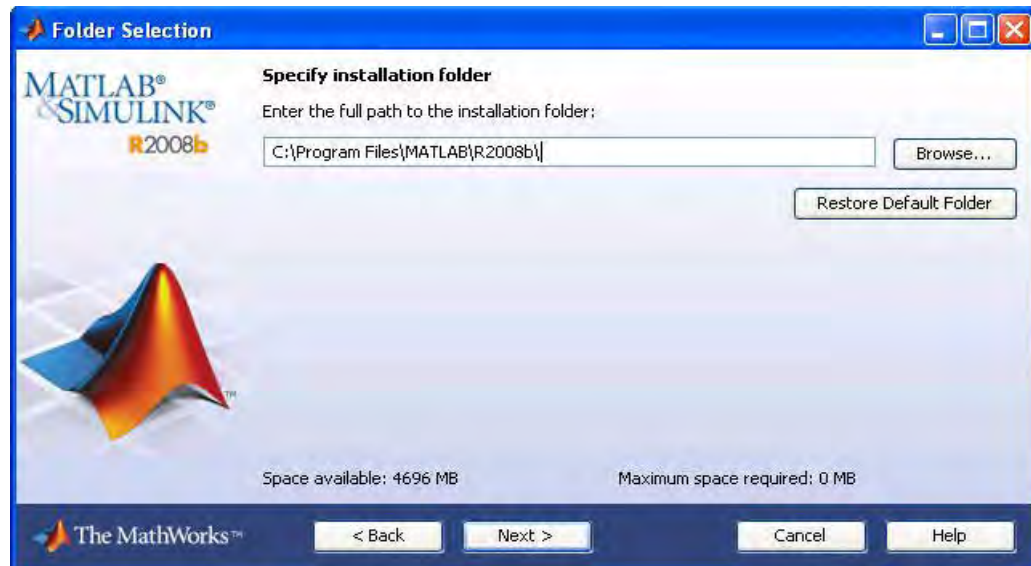
รูปที่ ข.4 การใส่ Key

5. เลือก Typical แล้ว กด Next > ดังรูป ก.11



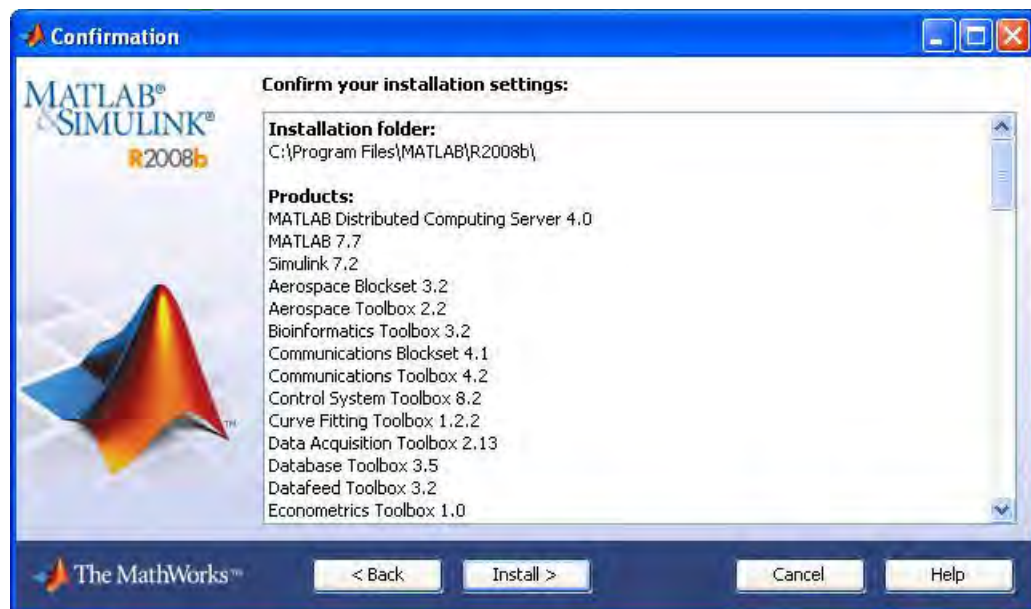
รูปที่ ข.5 เลือกการติดตั้งแบบ Typical 58

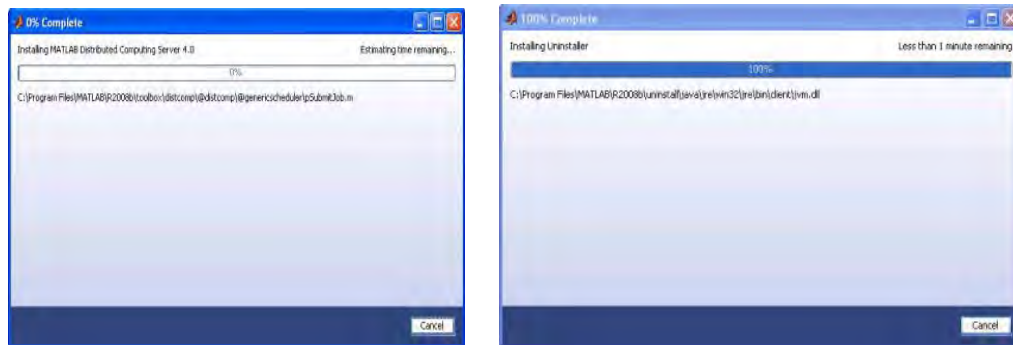
6. สามารถเลือก Folder ที่จะทำการติดตั้งได้โดย กด Browse... แล้วกด Next > ดังรูป ก.12



รูปที่ ข.6 เลือก Folder สำหรับติดตั้งโปรแกรม

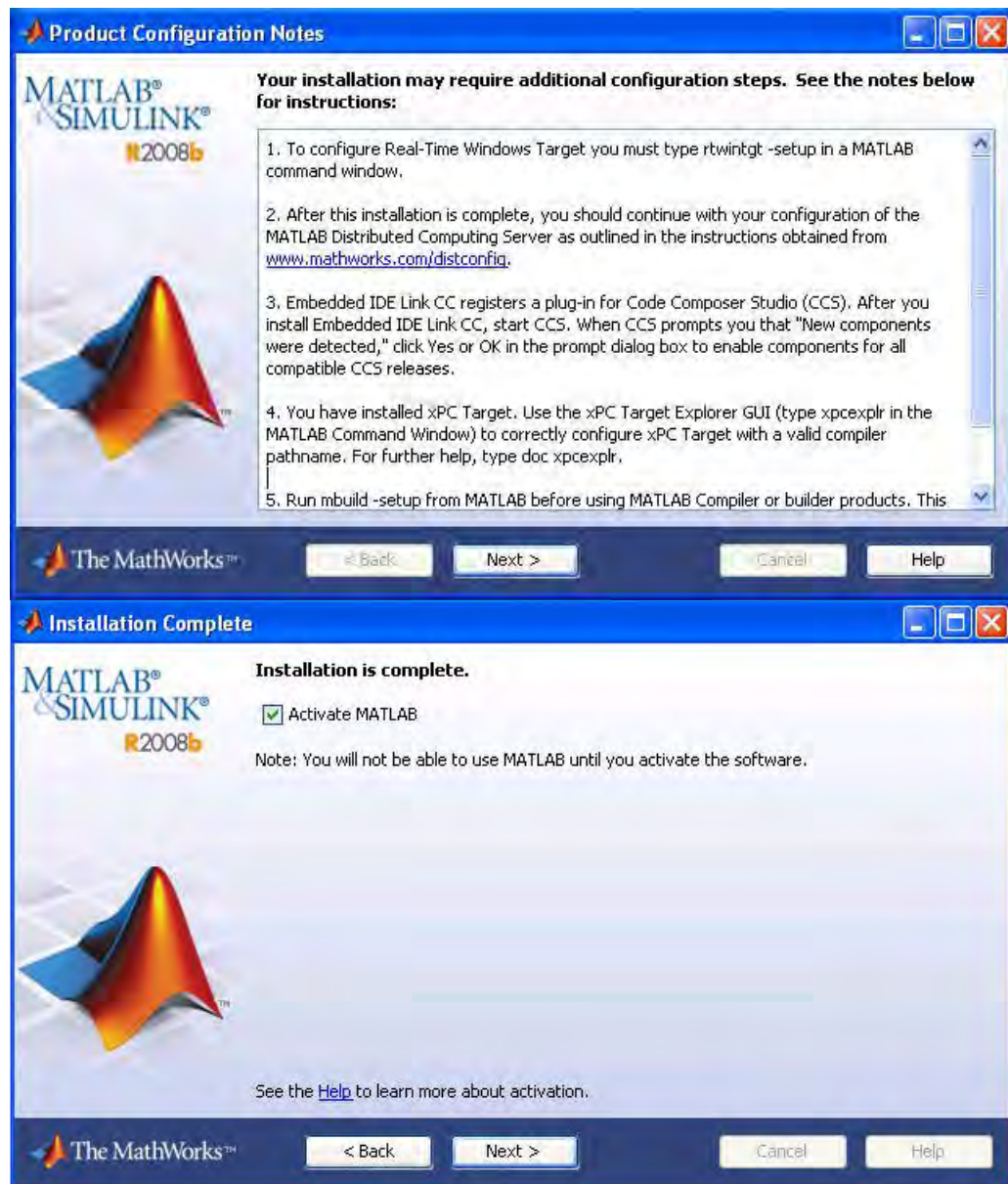
7. กด Install > เพื่อเริ่มการติดตั้งโปรแกรม ดังรูป ก.13





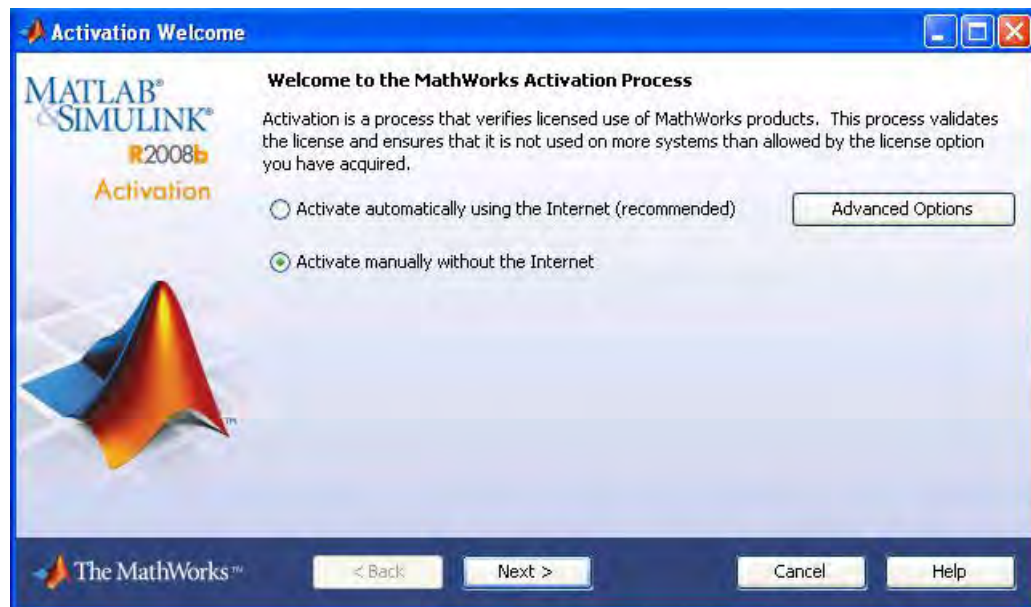
รูปที่ ข.7 กำลังติดตั้งโปรแกรม 59

8. เมื่อทำการติดตั้ง Complete 100% แล้ว ให้กด Next > เลือก Activate MATLAB แล้วกด Next >



รูปที่ ข.8 ทำการยืนยันลิขสิทธิ์

9. เลือก Activate manually without the Internet แล้วกด Next >



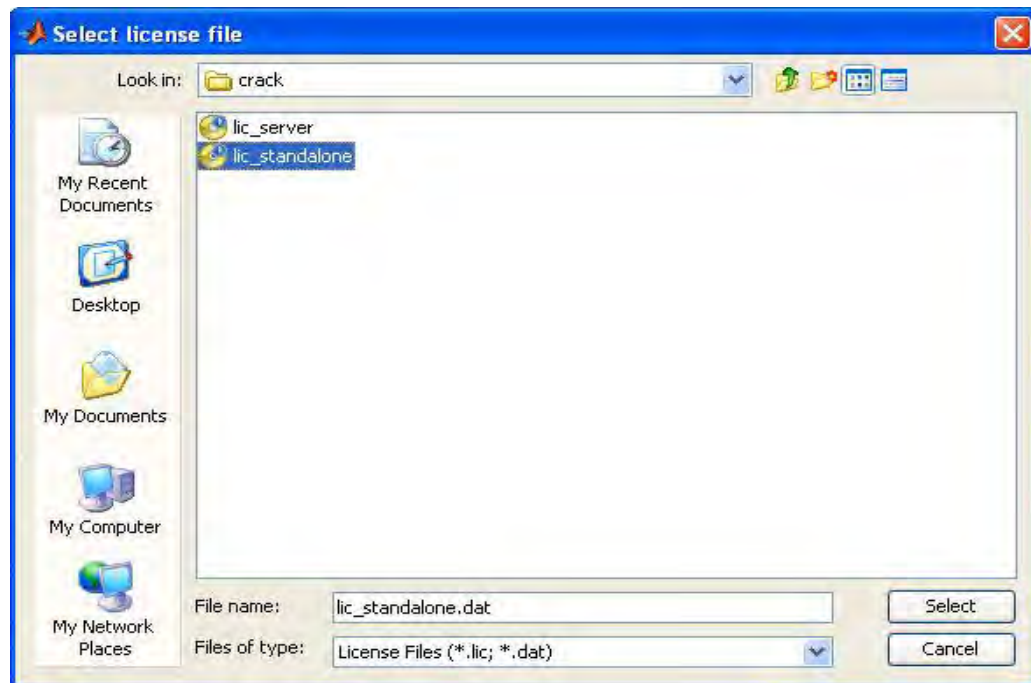
รูปที่ ข.9 การยืนยันลิขสิทธิ์โดยไม่ใช้อินเทอร์เน็ต

10. เลือก Enter the path to the license file: แล้วกด Browse เพื่อเลือก license file ดังรูปที่ ก.17



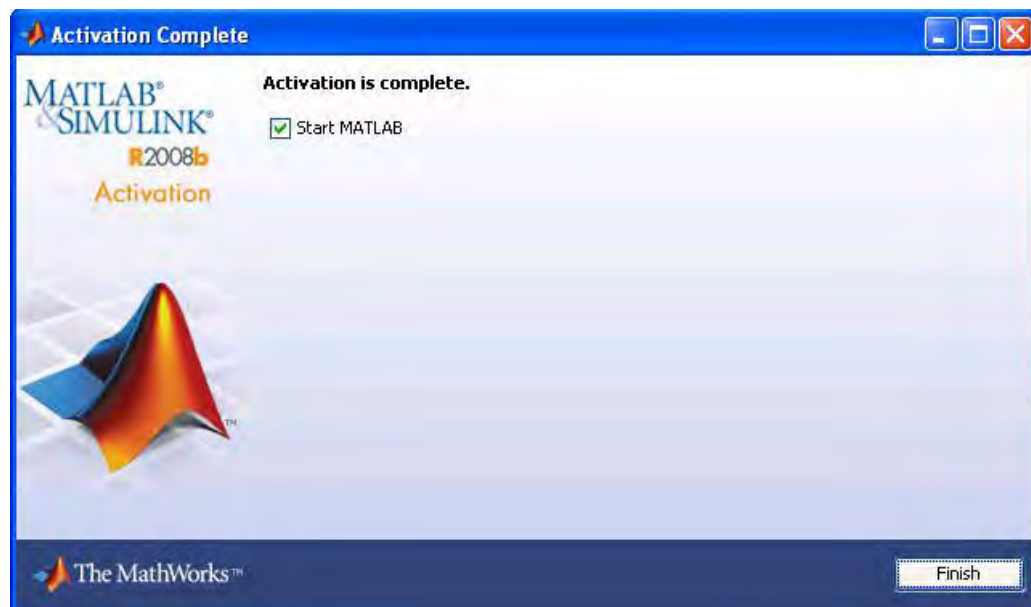
รูปที่ ข.10 การเลือก License File

11. เมื่อทำการเลือก file license แล้ว ให้กด Select

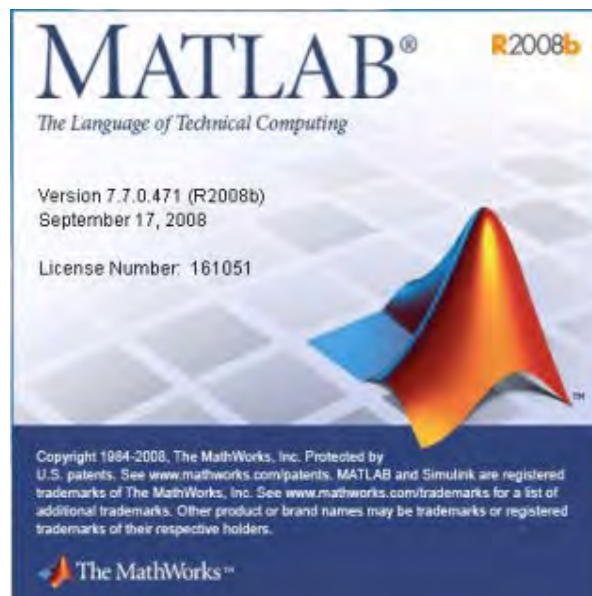


รูปที่ ข.11 License file

12. เสร็จสิ้นกระบวนการยืนยันลิขสิทธิ์โปรแกรม MATLAB กด Finish เพื่อเปิดโปรแกรม



รูปที่ ข.12 เสร็จสิ้นการยืนยันลิขสิทธิ์



รูปที่ ข.13 โปรแกรม MATLAB