



ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง
ELECTROENCEPHALOGRAM ANALYSIS SYSTEM

อาจารย์ที่ปรึกษา....

ผ.ศ. นิกร สุภคมนตรี

คณะผู้จัดทำ....

นาย สมภพ สุทธิพัฒนามงคล รหัสประจำตัว 313319

นาย สุวิธ สิมประเสวีรุ รหัสประจำตัว 313322

นาย อิศรา ศรีสวัสดิ์ รหัสประจำตัว 313323

ปฏิญานี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชา เทคโนโลยีอุตสาหกรรม

สาขาวิชา เทคโนโลยี อิเล็กทรอนิกส์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าฯ เจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2532



ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง
EEG ANALYSIS SYSTEM

ชื่อผู้วิจัย : สมภาพ สุขพัฒนามงคล รหัส 313319
: สวีต ลินประเสริฐ รหัส 313322
: อิศรา ศรีสวัสดิ์ รหัส 313323

ได้รับการพิจารณาอนุมัติให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตร ปริญญาตรี สาขาเทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์

คณะกรรมการตรวจสอบวิทยานิพนธ์


..... ประธานกรรมการ

()

..... กรรมการ

()

..... กรรมการ

()

วันที่ เดือน พ.ศ.

ปริญญาโท : อุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขา : เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์

ชื่อโครงการ : ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง

: ELECTROENCEPHALOGRAM ANALYSIS SYSTEM

อ.ที่ปรึกษา : ผ.ศ. นิกร สุขุมตันติ

ชื่อผู้วิจัย : สมภาพ สุขนิพัฒนามงคล

: สุวิศ ลิ้นประเสริฐ

: อิศรา ศรีสวัสดิ์

บทคัดย่อ :

ปัจจุบันความก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้เรามองเห็นสิ่งรอบตัวได้ชัดเจนขึ้น แต่ภายในตัวมนุษย์ สิ่งที่จะทำให้มองเห็นได้ ก็มีแต่เครื่องมือแพทย์เท่านั้นและเครื่องมือเหล่านั้นก็เป็นผลพวงมาจากเทคโนโลยี สิ่งที่ทำให้เทคโนโลยีทางด้านนี้ถูกจำกัดอยู่ในการสร้างและใช้งานก็คือ ความละเอียดอ่อน, ความยากที่จะเรียนรู้, ขาดผู้เชี่ยวชาญที่แท้จริง เป็นต้น

โครงการนี้จึงเริ่มต้น ด้วยจุดประสงค์ เพื่อลดช่องว่างของข้อจำกัดเหล่านั้น โดยการสร้างให้ขั้นตอนการใช้งานเป็นภาษาไทย , โดยการใช้งานเพียงปุ่มกดเดียว , มีคำเตือนบอกในการใช้ , แสดงผลการวัดอย่างละเอียดได้บนจอแสดงผล เป็นต้น และในส่วนของการวัด สามารถนำผลเก็บไว้ได้ไม่แน่นอนเก็บข้อมูล และนำผลไปให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญวิเคราะห์ในภายหลังได้ นั่นก็คือผู้ใช้อาจจะไม่ใช่แพทย์ก็ได้ เพียงแต่ควรมีความรู้บ้าง เพื่อความปลอดภัยในการใช้งาน



ABSTRACT :

IN NOW , MOST ADVANCE TECHNOLOGY HELPS THE HUMAN EVIDENT SEEING AROUND HIM BUT IN PHYSIOLOGY THE TOOL WHICH HELPS LOOKING THAT IS ONLY BIOMEDICAL INSTRUMENTATION ,AS THE RESULT OF TECHNOLOGY , THE ATTASHMENT OF THIS TECHNOLOGY IN FABRICATION AND OPERATION IS FINNING ,HARD TO LEARN ,NO EXACTLY EXPERT ETC.

THIS PROJECT STARTED WITH REQUIREMENT TO REDUCE THE GAP OF THESE LÍMÍTATION BY 1) CREAT THE STEP PROCESS IN THAI LANGUAGE , 2) OPERATE WITH ONE KEY PRESS , 3) DISPLAY IN WARNING MESSAGE , 4) ON SCREEN DISPLAY WITH EEG WAVE PICTURE IN FINE MEASUREMENT ETC.AND THE DATA IN MEASUREMENT CAN KEEP BY RECORDING IN FLOPPY DISK TO EASY IN DOCTOR'S DIAGNOSIS . OF COURSE USER MUST NOT BE THE DOCTOR BUT ONLY SHOULD STUDY AND KNOW ABOUT THAT IN THE LESS FOR SAFTY IN OPERATION .

026889

บทนำ

:

ในกระบวนการทางเทคโนโลยี สาขาที่พัฒนาไปเร็วที่สุด นอกๆกับทางด้านอาหาร คือสาขา BIO TECHNOLOGY ซึ่งแสดงให้เห็นว่า มนุษย์เริ่มที่จะหันกลับมาศึกษาถึงสิ่งที่มีคำตอบไม่เด่นชัด และที่ไม่มีคำตอบ สิ่งหนึ่งที่ทำให้สาขาทางด้านนี้พัฒนาไปได้เร็ว ก็คือความร่วมมือกันในหลายๆประเทศ ในแทบทุกด้าน

เครื่องมือแพทย์ ก็เป็นส่วนหนึ่งของผลพวงในการพัฒนาเหล่านั้น โครงการนี้ซึ่งเป็นโครงการทางการแพทย์ก็ได้รับความร่วมมือจากทุกๆฝ่ายเช่นกัน จากข้อสังเกต ในขณะที่เริ่มศึกษา ก่อนทำปฏิญานินพนธ์ พบว่าเครื่องมือแพทย์ส่วนใหญ่ จะเป็นเครื่องมือที่มีขนาดใหญ่, มีราคาแพง และใช้งานได้ยาก ด้วยเหตุนี้ปฏิญานินพนธ์ชิ้นนี้จึงทำในสิ่งที่พบว่าน่า จะเปลี่ยนแปลงใหม่ดังนี้

ประการแรกใช้งานได้นบน IBM PC XT/AT/SX และ COMPAT ทุกรุ่น โดยที่มีการ INTERFACE ในแบบพื้นฐาน คือเสียบบน SLOT แล้ว DECODE แบบธรรมดา ประการที่สองใช้งานได้ด้วยคำสั่งของการใช้งานเป็นภาษาไทย ซึ่งสะดวกมากสำหรับผู้ที่ไม่คุ้นเคยกับภาษาต่างประเทศ ประการสุดท้ายสามารถประยุกต์ให้มีความเที่ยงตรงได้ 100% (สาเหตุ ที่ไม่ถึง 100% เนื่องมาจากความเร็วและอุปกรณ์ SUPPORT ไม่ดีพอ เช่น MATH COPROCESSOR มีราคาแพงมาก , SPEED ของเครื่องPC ต่ำเกินไป เป็นต้น)

ทางคณะผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่า ปฏิญานินพนธ์ชิ้นนี้ คงจะเป็นแนวทางที่ดีต่อผู้ที่สนใจ ที่มีทัศนคติทางความคิดที่จะพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์บ้านเรา เพื่อผู้ป่วยและผู้เจ็บไข้อื่นๆ โดยไม่นำผลประโยชน์เข้ามาเกี่ยวข้อง เพื่อความก้าวหน้าทางการแพทย์, การรักษานยาบาลต่อไป

คณะผู้จัดทำ

สารบัญ

	หน้า
บทที่ 1 ระบบประสาท	
1.1 เซลประสาทของสัตว์มีกระดูกสันหลัง	1-1
1.2 ชนิดของเซลล์ประสาท	1-3
1.3 ชนิดของใยประสาท	1-4
1.4 ประเภทของสารสื่อประสาท	1-12
1.5 สมอง	1-14
1.6 การทำงานของระบบประสาท	1-26
1.7 ระบบประสาทอัตโนมัติ	1-30
บทที่ 2 ต้นกำเนิดคลื่นไฟฟ้าสมองและการบันทึก	
2.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง	2-1
2.2 การจำแนกชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง	2-9
2.3 ปัจจัยที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสมอง	2-12
2.4 กลไกพื้นฐานทางสรีรวิทยาของการเกิดคลื่นไฟฟ้าสมอง	2-15
2.5 ต้นกำเนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง	2-15
2.6 กลไกที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าจากคอร์เทกซ์พร้อมกัน	2-20
2.7 กลไกที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าจากคอร์เทกซ์ไม่พร้อมกัน	2-23
2.8 อีอีจีในซีรีเบลลาร์คอร์เทกซ์ และอีพีไอแคมป์ส	2-23
2.9 ประโยชน์ของคลื่นไฟฟ้าสมองในทางคลินิก	2-24
2.10 ประโยชน์หลักของคลื่นไฟฟ้าสมองในทางคลินิก	2-26
2.11 CORTICAL EVOKED POTENTIAL	2-28
บทที่ 3 หลักการของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์	
3.1 เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้องกับคนโดยตรง	3-1
3.2 ลักษณะและชนิดของสิ่งที่จะทำการตรวจวัดและบันทึก	3-2
3.3 ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากคนซึ่ง เป็นสิ่งที่มีชีวิต	3-2
3.4 อิเล็กโตรด	3-4
3.5 แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา	3-15
3.6 ภาคบันทึกและการแสดงผล	3-22

	หน้า
บทที่ 4 การออกแบบและสร้างวงจร	
4.1 ภาคขยายสัญญาณส่วนหน้า	4-1
4.2 ภาคแยกสัญญาณส่วนหลัง	4-20
4.3 ภาคแปลงสัญญาณ และการ INTERFACE	4-27
4.4 ภาคจ่ายไฟ	4-38
บทที่ 5 ระบบโปรแกรมและโครงสร้าง	
5.1 ระบบโปรแกรม	5-1
5.2 โครงสร้างของ โปรแกรม	5-1
5.3 ขั้นตอนการใช้โปรแกรม	5-6
หนังสืออ้างอิง	A1
กิตติกรรมประกาศ	B1
ภาคผนวก	
LM 321	X1
LM 108	Y1
ADC0809	Z1

บทที่ 1 ระบบประสาท

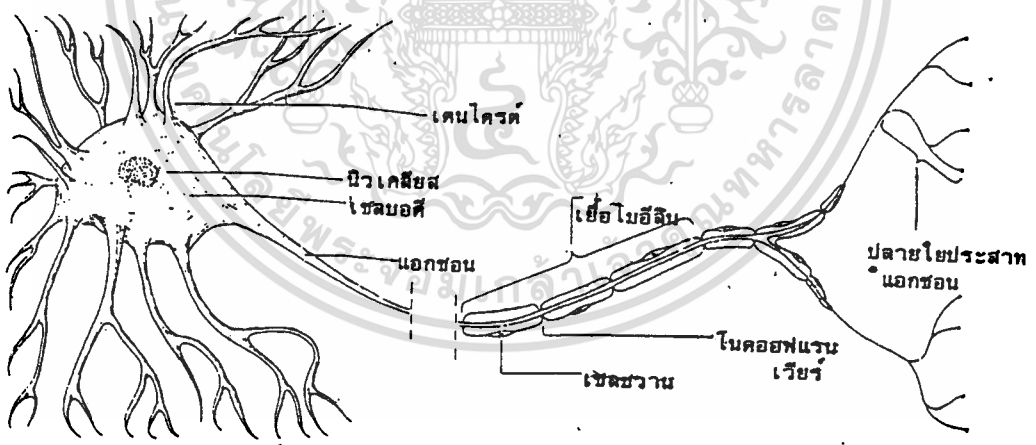
1.1 เซลประสาทของสัตว์มีกระดูกสันหลัง

เซลล์ประสาท มีกำเนิดมาจากเนื้อชั้นเอกซิทเดิร์ม มีชื่อเรียกเฉพาะว่า นิวโรน (Neuron) เป็นเซลล์ที่มีรูปร่างต่างจากเซลล์ธรรมดาทั่วไป หน้าที่ของเซลล์ประสาทมี 3 ประการคือ

1. หน้าที่รับความรู้สึก (Irritability) โดยต้องมีสิ่งเร้ามากระตุ้น
2. เหนี่ยวนำให้กระแสความรู้สึกผ่านไปมาได้ (conduction nerve impulse)
3. ทำงานด้วยตัวเอง (Integration)

เซลล์ประสาทประกอบด้วย เซลลอบอดี หรือตัวเซลล์ (cell body), แอกซอน (Axon) และเดนไดรต์ (Dendrite) ส่วนเซลล์ลอบอดี คือตัวเซลล์ประสาท มีรูปร่างหลายแบบ อาจมีรูปกลม, รี หรือเป็นเหลี่ยมประกอบด้วย

- นิวเคลียส อยู่ตรงกลางของเซลล์ลอบอดี อาจมีรูปกลม หรือรูปไข่ , มีนิวคลีโอลัสอยู่ด้วย
- นิวโรพลาสซึม (neuroplasm) เป็นไซโตพลาสซึมของเซลล์ประสาทภายใน นิวโรพลาสซึมจะมี Neurofibril ซึ่งเป็นเส้นใยเล็กๆ สานกันเป็นตาข่ายยุ่งไปหมด รวมทั้งมีบางส่วนกระจายออกไปในส่วนของแอกซอนกับเดนไดรต์ด้วย



รูปที่ 1.1 ภาพโครงสร้างเซลล์ประสาท

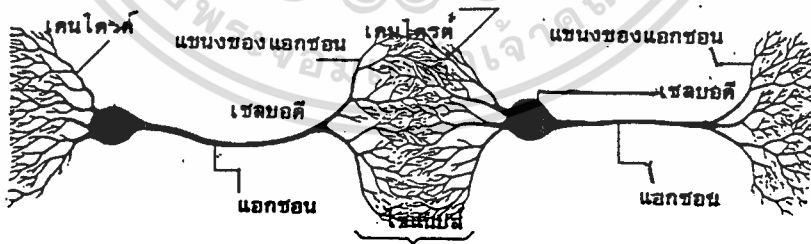
นอกจากนี้ในนิวโรพลาสซึม จะมีไมโทคอนเดรีย, กอลจิบอดี และจะพบว่ามีเม็ดเล็ก ๆ ซึ่งย้อมติดสีน้ำเงินเรียกว่า นิสเซลล์ กรานูล (Nissl's granule) จะพบ นิสเซลล์ กรานูล ในเดนไดรต์ด้วย แต่ไม่พบในแอกซอน นิสเซลล์กรานูล นี้ก็คือร่างแหเอนโดพลาสซึมชนิดขรุขระ (RER) และไรโบนิวคลีโอโปรตีน (RNA + โปรตีน) ที่อยู่เบียดกันแน่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์ในชื่อของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ใต้เห็นใบใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แอกซอนและเดนไดรต์ คือส่วนที่ยื่นออกไปจากเซลล์บอดี โดยแอกซอนเป็นส่วนของตัวเซลล์ประสาทที่ยื่นออกไปเป็นเส้นยาวเส้นเดียว มักไม่มีกิ่งหรือแขนงเลย นอกจากตรงปลายหรือถ้ามีกิ่งก็จะแยกออกไปเป็นมุมฉากกับเส้นเดิม ในคนแอกซอนบางเส้นยาวกว่า 1 เมตร ในแอกซอนมี **ไซโตพลาสซึม (axoplasm)** ซึ่งก็คือ ไซโตพลาสซึมนั่นเองโดยไม่มี นิสเซล กรานูล หน้าที่ของแอกซอนเอง เป็นสายนำกระแสประสาท หรือคำสั่ง (Impulse) ออกจากเซลล์บอดี ปลายของแอกซอนมีแขนงแตกออกมากมาย และไปหมดปลายที่กล้ามเนื้อหรือต่อม หรือเซลล์ประสาทถัดไปขึ้นอยู่กับว่าเป็นแอกซอนของเซลล์ประสาทชนิดใด

เดนไดรต์ (Dendrite) เป็นส่วนของเซลล์ประสาทที่ยื่นออกไป และอยู่ตรงข้ามกับแอกซอน มักจะเป็นเส้นสั้นๆ แต่ใหญ่กว่าแตกกิ่งก้านสาขาได้มาก เป็นสายนำกระแสประสาทหรือคำสั่งเข้าสู่ตัวเซลล์ ทั้งแอกซอนและเดนไดรต์รวมเรียกว่า **ใยประสาท (Nerve fiber)**

การเชื่อมต่อกันของเซลล์ประสาท เซลล์ประสาทในร่างกายเราเชื่อมติดต่อกันได้โดยปลายของแอกซอน กับปลายของเดนไดรต์มาสัมผัสกัน เรียกตำแหน่งนี้ว่า **ไซแนปส์ (Synapse)** เมื่อกระแสประสาทจากเดนไดรต์เข้าสู่ตัวเซลล์แล้ว ส่งออกมาตามแอกซอน เมื่อสิ้นสุดที่แอกซอน จะผ่านไซแนปส์ เข้าสู่เดนไดรต์ของเซลล์ถัดมา ซึ่งจะนำกระแสประสาทเข้าสู่ตัวเซลล์อีก และส่งกระแสประสาทออกทางแอกซอน การเดินทางของกระแสประสาทนี้ จะเดินทางเดียวตลอด ไม่สามารถที่จะย้อนกลับได้เลย เซลล์ประสาทจะมีตัวเซลล์อยู่ในสมอง , ไซสันหลัง , และตามปมประสาท (Ganglion) ส่วนที่เส้นประสาท (Nerve) นั้นส่วนใหญ่จะเป็นมัดของแอกซอนที่มีสิ่งห่อหุ้มอยู่ (Sheath)



รูปที่ 1.2 แสดงไซแนปส์ของเซลล์ประสาท 2 เซล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

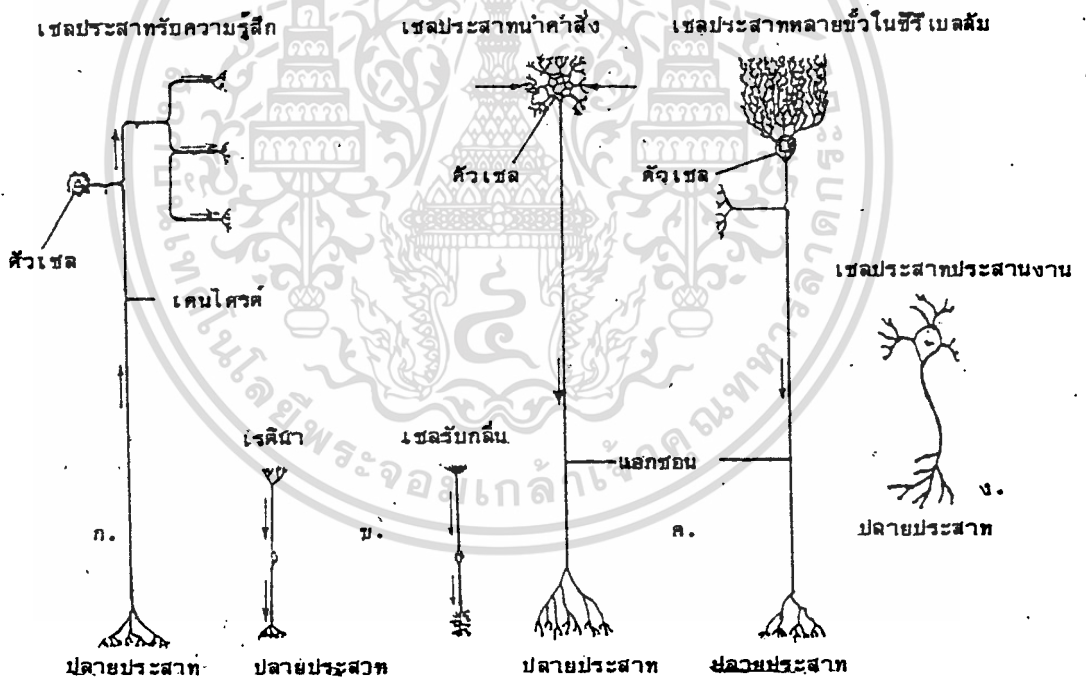
1.2 ชนิดของเซลล์ประสาท

เมื่อจำแนกตามรูปร่างของเซลล์ประสาท แบ่งได้เป็น 3 ชนิด ดังนี้

1) เซลล์ประสาทขั้วเดียว (Unipolar neuron) เป็นเซลล์ประสาทที่มีใยยื่นออกมา จากเซลล์เดียวเพียงกิ่งเดียว แล้วจึงแยกอีกต่อหนึ่ง ออกไปเป็น 2 กิ่ง เป็น แอกซอนกับเดนไดรต์ พบในปมประสาท เช่น ที่ปมรากบนของไขสันหลัง Dorsal root ganglion

2) เซลล์ประสาทสองขั้ว (Bipolar neuron) เป็นเซลล์ประสาทที่มีใยยื่นออกมา จากเซลล์ 2 กิ่ง ตรงข้ามกัน คือเป็นแอกซอน 1 กิ่ง และเดนไดรต์ 1 กิ่ง พบในปมประสาท เล็กๆ ของเรตินาของตา และพบที่หูส่วนในเกี่ยวกับการรับการสัมผัส เทือน, พบที่ในผนังของเยื่อบุโพรงจมูกทำหน้าที่รับกลิ่น

3) เซลล์ประสาทหลายขั้ว (Multipolar neuron) เป็นเซลล์ประสาทที่มีใยยื่นออกจากเซลล์จำนวนมากมาย โดยเป็นแอกซอน 1 กิ่งเท่านั้น นอกนั้นเป็นเดนไดรต์ทั้งหมด พบที่สมองและไขสันหลัง



รูปที่ 1.3 แสดงเซลล์ประสาทของสัตว์ชั้นสูง ก. เซลล์ประสาทขั้วเดียว , ข. เซลล์ประสาท 2 ขั้ว , ค. เซลล์ประสาทหลายขั้ว , ง. เซลล์ประสาทประสานงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อจำแนกออกตามหน้าที่ของเซลล์ประสาท สามารถจำแนกออกเป็น 3 ชนิดคือ

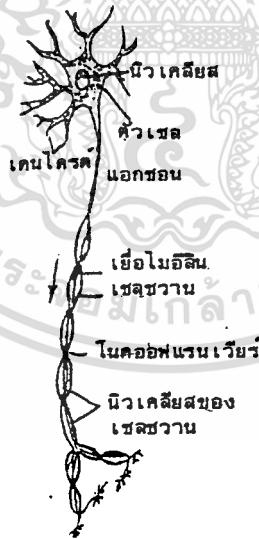
1) เซลล์ประสาทมำคำสั่ง (Motor neuron) เป็นเซลล์ประสาทที่เกี่ยวข้องกับการสั่งงานให้ส่วนของร่างกายเคลื่อนไหวหรือทำงานได้ โดยนำกระแสประสาทออกจากระบบประสาทกลางไปยังหน่วยปฏิบัติการ(Effector) ซึ่งอาจเป็นกล้ามเนื้อหรือต่อมก็ได้และเซลล์ประสาทชนิดนี้ เป็นเซลล์ประสาทหลายขั้วด้วย

2) เซลล์ประสาทประสานงาน (Association neuron) เป็นเซลล์ประสาทที่รับกระแสประสาทจากเซลล์หนึ่ง ไปยังอีกเซลล์หนึ่ง พบเฉพาะในระบบประสาทกลางเท่านั้น เซลล์ประสาทประสานงาน มักจะเป็นเซลล์ประสาทที่มีหลายขั้ว (Multipolar neuron)

3) เซลล์ประสาทรับความรู้สึก (Sensory neuron) เป็นเซลล์ประสาทรับความรู้สึก จากส่วนต่างๆของร่างกาย เช่น ผิวหนัง แล้วนำกระแสประสาทไปยังระบบส่วนกลาง เซลล์ประสาทรับความรู้สึก อาจเป็นเซลล์ประสาทขั้วเดียว เช่น ที่พบในปมรากบนของไขสันหลัง หรืออาจเป็นเซลล์ประสาท 2 ขั้ว เช่น ประสาทรับกลิ่นและ เซลล์ประสาทที่เรตินา เป็นต้น

1.3 ชนิดของใยประสาท

ใยประสาท(Nerve fiber) หมายถึงกิ่งที่ยื่นออกจากเซลล์บอดี รวมทั้งสิ่งที่ห่อหุ้มอยู่ด้วย ได้แก่ ใยเดนไดรต์ และแอกซอน



รูปที่ 1.4 แสดงแอกซอนที่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม และรอยคอดที่เป็นรอยต่อของเซลล์ชวาน ที่เรียกว่า Node of ranvier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

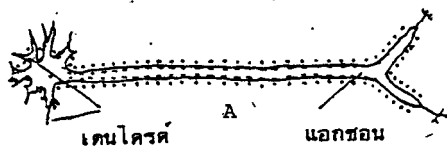
ใยประสาทเส้นยาว ของระบบประสาทรอนนอกไม่ว่าเดนไดรต์หรือแอกซอนจะมีเยื่อที่เกิดจากเซลล์ชวาน (Schwann cell) หุ้มอยู่เรียกว่า **เยื่อไมอีลิน (Myelin sheath)** เป็นสารพวกไขมัน บริเวณคอดที่เป็นรอยต่อของเซลล์ชวานแต่ละเซลล์ เรียกว่า **โนดอลแรนเวียร์ (Node of ranvier)** เป็นบริเวณที่ไม่มีเยื่อไมอีลิน

ใยประสาทที่มีเยื่อไมอีลินหุ้มอยู่จะเห็นเป็นสีขาวแกมเหลือง เรียกว่า **Myelinated fiber or white fiber**

ส่วนใยประสาทอีกชนิดหนึ่ง จะมีเซลล์ชวานหุ้มแอกซอนเพียง 1 รอบ ไม่มีการม้วนตัวของเซลล์ชวานเลย ดังนั้นเยื่อหุ้มเซลล์ชวานจึงหุ้มแอกซอนเพียงชั้นเดียว จึงเห็นใยประสาทชนิดนี้เป็นสีเทาๆ

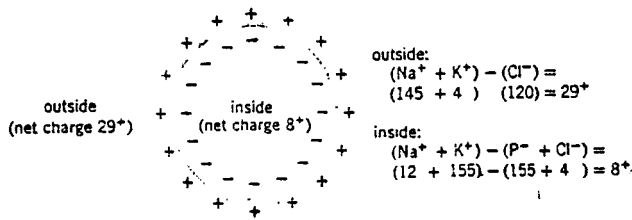
เมื่อมีการกระตุ้นที่เซลล์ประสาททำให้กระแสประสาทเคลื่อนที่ได้อย่างไร

เยื่อหุ้มเซลล์ที่มีชีวิต ที่มีคุณสมบัติเป็นเยื่อเลือกผ่าน (Semipermeable membrane) แม้ว่าเซลล์ที่มีชีวิต จะมีสภาพแวดล้อมภายในเซลล์แตกต่างจากสภาพภายนอกอย่างไรก็ตาม จะต้องมึผลรวมของความเข้มข้นของสารภายในเซลล์ เท่ากับของเหลวที่อยู่รอบนอกเซลล์ ทั้งนี้เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดออสโมซิสจนเกิดอันตรายต่อเซลล์ ในกรณีของเซลล์ประสาทนั้น เยื่อหุ้มเซลล์สามารถควบคุมการผ่านเข้าออก ของไอออนของธาตุโลหะบางชนิด ที่บอบอยู่ในช่องเหลวของเนื้อเยื่อได้ดีเป็นพิเศษ ในขณะที่เซลล์ประสาทอยู่ในสภาวะปกติพบว่า K^+ อยู่ภายในไซโตพลาสซึม มากกว่าภายนอกเซลล์ถึงกว่า 25 เท่า แต่กลับมี Na^+ อยู่ในเซลล์ น้อยกว่าภายนอกเซลล์มาก ซึ่งแสดงว่าเยื่อหุ้มเซลล์ประสาท มีหน้าที่ควบคุมการขับ Na^+ ออกจากนอกเซลล์ และสะสม K^+ อยู่ในเซลล์ ส่วนไอออนที่มีประจุลบหลายชนิดรวมทั้ง Cl^- สามารถผ่านเข้าออก ได้ค่อนข้างอิสระ และภายในเซลล์มีส่วนประกอบขนาดใหญ่ เช่น โปรตีน และ กรดนิวคลีอิก ซึ่งมีประจุลบ มีผลทำให้วิดด้านในของเซลล์มีประจุลบ สูงกว่าวิดด้านนอกเซลล์ ทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้า ระหว่างวิดด้านในและวิดด้านนอกของเซลล์ เรียกว่า ศักย์สมดุลของโปแตสเซียม ซึ่งศักย์สมดุลของโปแตสเซียมของเยื่อหุ้มเซลล์ประสาท ในสภาวะพักจะมีค่าประมาณ -60 mV เหตุการณ์ทั้งหมดนี้ ก็คือ ระยะเวลาไรเซชันนั่นเอง



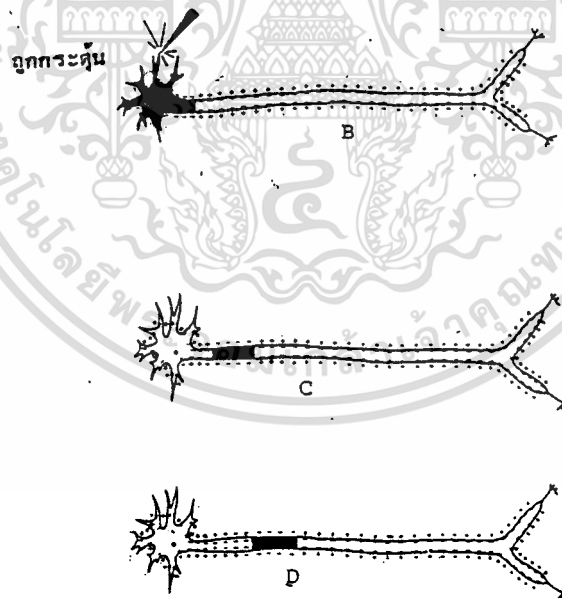
รูปที่ 1.5 แสดงสภาพของเซลล์ที่พร้อมจะได้รับการกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.6 แสดงปริมาณไอออนและประจุที่สำคัญภายนอกและภายในเซลล์ ซึ่งผลลัพธ์สุทธิทำให้ออกเซลล์เป็นประจุลบ และในเซลล์เป็นประจุบวก

เมื่อมีการกระตุ้นจากสิ่งเร้า เยื่อหุ้มเซลล์บริเวณที่ถูกกระตุ้นจะเกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติของเยื่อหุ้มเซลล์บริเวณนั้น ไปชั่วคราว โดยเยื่อหุ้มเซลล์จะยอมให้ Na^+ จากนอกเซลล์แพร่เข้าไปในเซลล์ได้ และหยุดการส่ง Na^+ กลับออกไปเหมือนสภาวะปกติ ทำให้มีภายในเซลล์ประสาทตรงที่ Na^+ ผ่านเข้าไป เกิดการเปลี่ยนแปลงประจุไฟฟ้าเป็นประจุบวก และมีภายนอกเซลล์ที่เสีย Na^+ ไปจะเปลี่ยนเป็นประจุลบเรียกว่า เกิดดีโพลาไรเซชัน

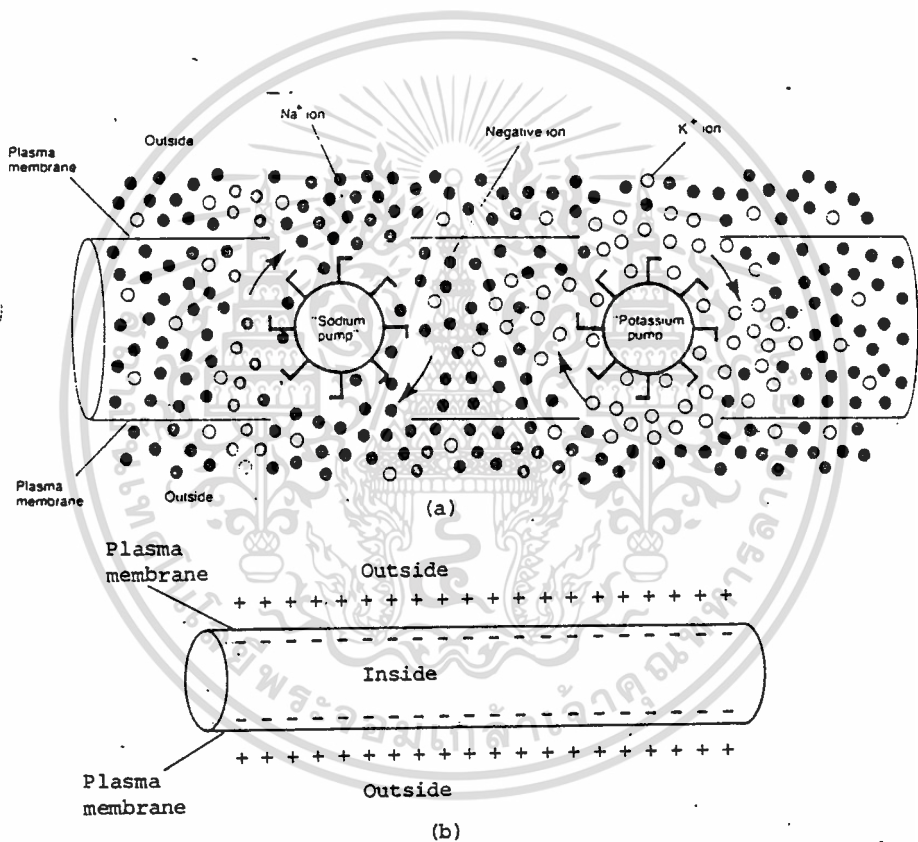


รูปที่ 1.7 แสดงตำแหน่งที่ถูกกระตุ้นเกิด Depolarization และเกิดการเคลื่อนที่ของกระแสประสาท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

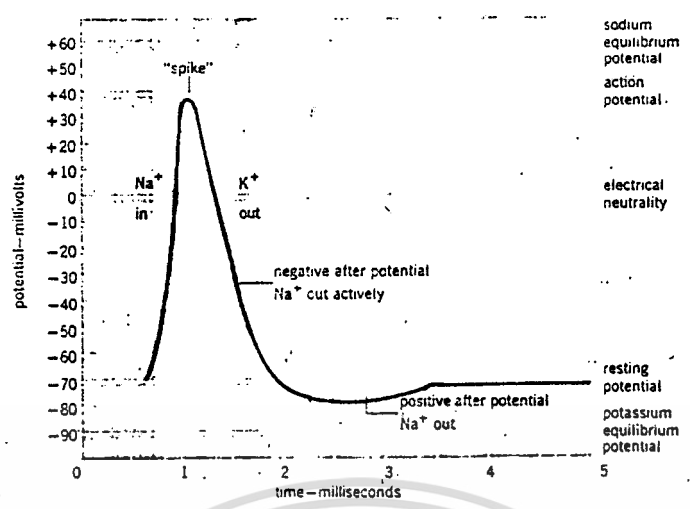
ต่อจากนี้เยื่อหุ้มเซลล์จะไม่ยอมให้ Na^+ ผ่านเข้ามาอีก แต่กลับยอมให้ K^+ ภายนอกเซลล์แพร่ออกอย่างรวดเร็ว จนปริมาณของ Na^+ ที่เข้ามาเท่ากับ K^+ ที่ออกไปการเปลี่ยนแปลงประจุไฟฟ้า ที่ผิวเซลล์นี้กินเวลาเพียง 1/100 วินาที เท่านั้น บริเวณนี้จะกลายเป็น ที่เริ่มต้นของการกระตุ้นโดยประสาทบริเวณถัดไป เหตุการณ์ตั้งแต่ Na^+ หยุดเข้าไปในเซลล์จะเป็นจุดเริ่มต้นของรีโพลาริเซชัน

ต่อมาจะมีการนำ Na^+ ออกสู่ภายนอก และดึง K^+ กลับเข้ามาในเซลล์ตามเดิม การกลับคืนสู่สภาพนี้ ทำได้โดย ขบวนการโซเดียมโปแตสเซียมปั๊ม (Sodium-potassium pump) ซึ่งเป็น ขบวนการแอคทีฟทรานสปอร์ต (Active transport) ต้องอาศัยพลังงานมากมายจากเซลล์เพื่อที่ขน Na^+ ออกจากเซลล์ และดึง K^+ เข้าไปในเซลล์



รูปที่ 1.8 แสดงกระบวนการและสภาพของเซลล์ประสาทในระยะ Polarization

- a) แผนภาพแสดงกลไกโซเดียมโปแตสเซียมปั๊ม ซึ่งมีผลทำให้ Na^+ อยู่นอกเซลล์มากกว่าในเซลล์ และ K^+ อยู่ในเซลล์มากกว่านอกเซลล์ สภาพภายนอกเซลล์มีประจุบวก ภายในมีประจุลบ
- b) แผนภาพแสดงประจุสุทธิในระยะโพลาริเซชันของเซลล์ประสาท



รูปที่ 1.9 แสดงการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าของเยื่อเซลล์
ทำให้เกิด Action Potential



รูปที่ 1.10 แสดง Sodium Potassium Pump
(จาก Keeton "Biological Science")

การเคลื่อนที่ของกระแสประสาทโดย Core Conduction

จะเห็นว่าเมื่อบริเวณเยื่อหุ้มเซลล์ที่ถูกกระตุ้น เกิดดีโพลาไรเซชัน จนความต่างศักย์ไฟฟ้ากลายเป็น แอกชันโพเทนเชียล (Action potential) แล้ว ความต่างศักย์ไฟฟ้าจะ

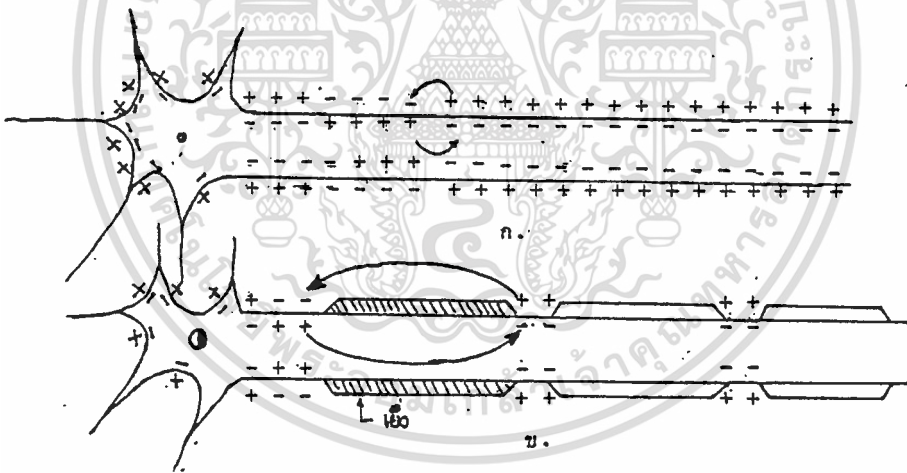
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิพนธ์ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



แตกต่างจากบริเวณถัดไป จนก่อให้เกิดสภาพ Battery effect ขึ้นกระแสประสาท
ก่อให้เกิดสนามไฟฟ้าขึ้น สนามไฟฟ้าแรงพอที่จะทำให้เกิดการลดศักย์ไฟฟ้าบริเวณถัดไป
การนี้ทำให้กระแสประสาทเคลื่อนที่ไปได้ การเคลื่อนที่ของกระแสในลักษณะนี้ เรียกว่า การนำ
กระแสโดย Core Conduction การนำกระแสประสาทวิธีนี้ กระแสประสาทจะเคลื่อนที่ไป
ได้ช้ามาก

การนำกระแสประสาทในเซลล์ประสาทที่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม

การมีเยื่อไมอีลินหุ้มรอบแอกซอนของเซลล์ประสาท พบในสัตว์มีกระดูกสันหลังที่มีเซลล์
ประสาทเป็นเส้นใยยาวๆ เยื่อไมอีลินจะเป็นตัวต้านทานกระแสไฟฟ้าที่จะผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ ดังนั้น
การนำกระแสประสาทจะไม่สามารถผ่านเยื่อไมอีลินไปได้ แต่จะนำข้ามไปตรงที่บริเวณ โหนดออฟ
แรนเวียร์ (Node of ranvier) ซึ่งเป็นบริเวณที่ไม่มีเยื่อไมอีลินหุ้มและ จะกระโดดจากจุด
หนึ่งของโหนดออฟแรนเวียร์ ไปยังจุดถัดไปได้ง่าย เพราะเป็นบริเวณเส้นใยประสาทที่มีความหนา
แน่นสูงมาก ใยประสาทใดมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดใหญ่ และมีโหนดออฟแรนเวียร์ห่างกันมากก็
ยิ่งนำกระแสประสาทได้รวดเร็วยิ่งขึ้น การนำกระแสประสาทแบบนี้เป็นการนำกระแสแบบไม่
ต่อเนื่อง หรือแบบกระโดด (hopping หรือ saltatory conduction)



รูปที่ 1.11 แสดงการนำกระแสในเซลล์ประสาทที่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม และไม่มีหุ้ม

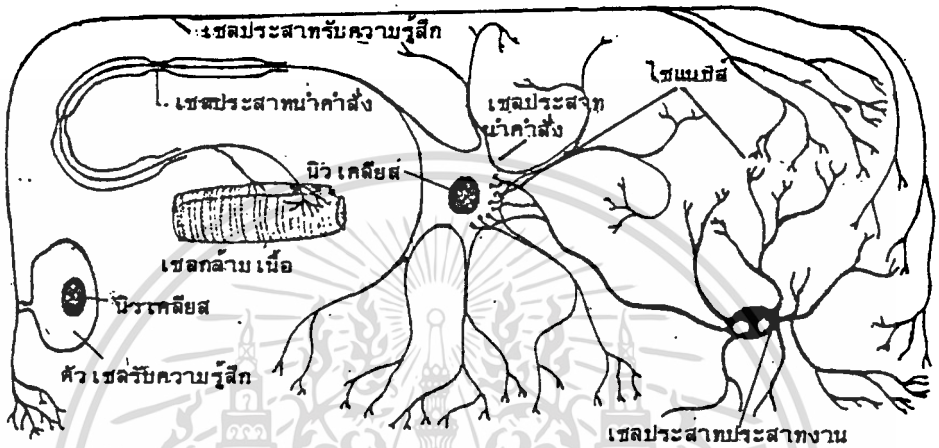
การนำกระแสประสาทในเซลล์ประสาทที่ไม่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม

ในเซลล์ประสาทที่ไม่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม การเปลี่ยนแปลงประจุเกิดต่อเนื่องไปเรื่อยๆ
จากจุดที่ถูกกระตุ้นไปตลอดจนถึงปลายแอกซอน ซึ่งอัตราการนำกระแสประสาท โดยวิธีนี้เกิดได้
ค่อนข้างช้า ยกเว้นในใยประสาทที่ใหญ่มากๆ (gaint fiber) เช่นที่พบในพวกปลาหมึก มี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิพนธ์ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใยประสาทเส้นผ่าศูนย์กลางเกิน 1 มิลลิเมตร ทำให้ความต้านทานภายในเส้นใยประสาทลดน้อยลง
การส่งกระแสประสาทข้ามเซลล์ หรือไซแนปส์ (Synapse)

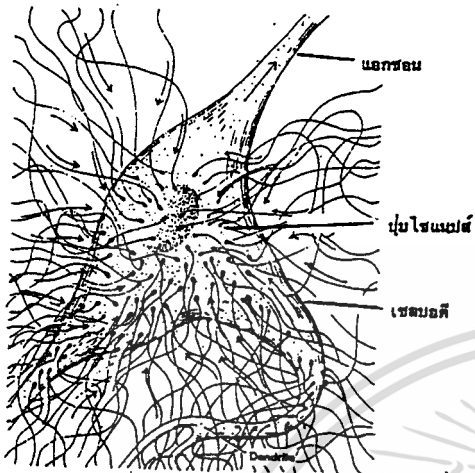
เซลล์ประสาททำงานรวมกันผ่านไซแนปส์ (Synapse) ซึ่งเป็นบริเวณที่อยู่ติดกันที่สุดระหว่างเยื่อหุ้มเซลล์ของเซลล์ประสาทด้วยกัน ในการส่งกระแสประสาทผ่านเซลล์ประสาทมากกว่าหนึ่งเซลล์ โดยส่งกระแสประสาทจากแอกซอนของเซลล์หนึ่งข้ามไปยังเดนไดรต์ของอีกเซลล์หนึ่ง



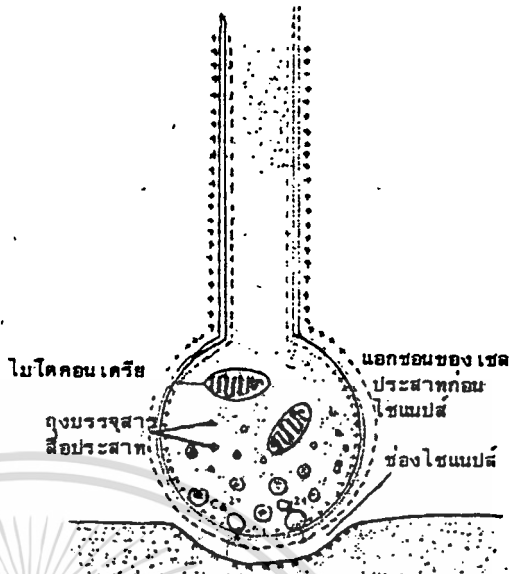
รูปที่ 1.12 แสดงไซแนปส์ระหว่างเซลล์ประสาท

ปลายของแอกซอนของเซลล์ประสาทจะพองออกเป็น **ไซแนปติกนอบ (synaptic knob)** ภายในไซแนปติกนอบมี **ไซแนปติก เวสสิเคิล (Synaptic vesicle)** มากมาย ภายในไซแนปติก เวสสิเคิล มีสารเคมีซึ่งเรียกกันว่า **นิวโรทรานสมิตเตอร์ (Neurotransmitter)** หรือเรียกกันว่า **สารสื่อประสาท** เมื่อกระแสประสาทผ่านมาถึงปลายแอกซอน ถึงไซแนปติก เวสสิเคิล จะไปรวมกับเยื่อหุ้มเซลล์ แล้วปล่อยสารสื่อประสาทแพร่กระจายออกมา ทำหน้าที่เป็นสื่อเร้ากระตุ้นปลายเดนไดรต์ของอีกเซลล์หนึ่งได้ เป็นการช่วยให้กระแสประสาท ผ่านไซแนปส์ไปสู่ปลายเดนไดรต์ของอีกเซลล์หนึ่ง สารสื่อประสาทที่ปลายแอกซอนมีหลายประเภท ปลายของเดนไดรต์ไม่มีการผลิตสารสื่อประสาท ดังนั้นจึงช่วยให้การเคลื่อนที่ของกระแสประสาทข้ามเซลล์ มีทิศทางที่แน่นอนไปทางเดียว

สารที่ปล่อยออกมา จะแพร่ไปทั่วบริเวณรอบๆ (แสดงด้วยวงกลม) จนถึงปลาย dendrite ของเซลล์ประสาทถัดไป ช่วยให้ impulse ผ่าน synapse จาก เซลล์ประสาทหนึ่ง ไปยังอีกเซลล์ประสาทหนึ่งได้

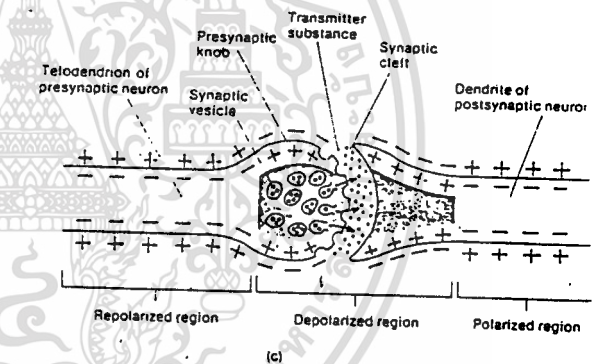
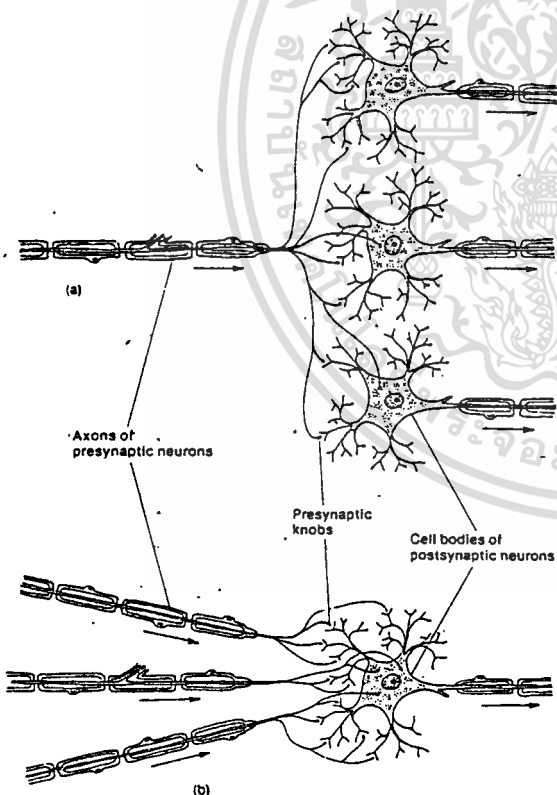


ภาพซ้าย แสดงลักษณะที่ปลายใยประสาทมาไซแนปส์กับตัวเซลล์ปลาย คือไซแนปติกออบ



ภาพขวา แสดงไซแนปติกเวสสิเคิลมากมายในไซแนปติกออบของแกนงอกของเซลล์ประสาทก่อนไซแนปส์

เส้นประสาทหลังไซแนปส์



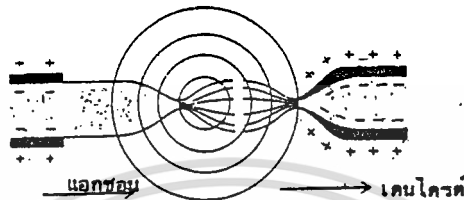
แผนภาพแสดงการถ่ายถอดกระแสประสาทระหว่างเซลล์ประสาทโดยอาศัยไซแนปส์เคมี

- (a) ไซแนปส์ระหว่างปลายประสาทของเซลล์ประสาทหน้ากับเซลล์ประสาทอื่น ๆ หลายเซลล์ (divergence of synapse)
- (b) ไซแนปส์ระหว่างหลายปลายประสาทของหลายเซลล์ประสาทกับเซลล์ประสาทเดียว (convergence of synapse)
- (c) แสดงการถ่ายถอดกระแสประสาทโดยอาศัยไซแนปส์

รูปที่ 1.13 แสดงกระบวนการถ่ายถอดกระแสประสาทโดยอาศัยไซแนปส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารสื่อประสาทที่หลังจากปลายแอกซอน จะแพร่ผ่านไซแนปส์ไป ทำให้เชื้อหุ้มเซลล์บริเวณเดนไดรต์ของอีกเซลล์หนึ่งเกิดดีโนลาโรเซชัน แล้วสารสื่อประสาทนี้จะสลายตัวไปอย่างรวดเร็ว ซึ่งทำให้บริเวณไซแนปส์ พร้อมทั้งจะรับการส่งกระแสประสาทครั้งต่อไปได้อีก



รูปที่ 1.14 แสดงการปล่อยสารสื่อประสาทที่ปลายแอกซอน ของเซลล์ประสาท

1.4 ประเภทของสารสื่อประสาท

อะซิติล โคลีน (Acetyl Choline) สร้างมาจากแอกซอนของเส้นประสาทหลังมี ปมประสาทพาราซิมพาเทติก ปลายแอกซอนที่ไปบังคับการทำงานของกล้ามเนื้อเนื้อสเกลตันทั้งหมด และยังพบว่าสร้างจากแอกซอนของเส้นประสาทก่อนปมประสาททั้งหมดของ ระบบประสาทอัตโนมัติ (A.N.S.) ปลายเส้นประสาทหลังปมประสาทซิมพาเทติกบางชนิด เมื่ออะซิติล โคลีนที่ปล่อยออกมา ผ่านไปเร็วาเดน ไดรต์ของเซลล์ถัดไปให้เกิดสัญญาณประสาทแล้วตัวมันเอง จะถูกทำลายโดยเอนไซม์ **อะซิติลโคลีนเอสเตอเรส (acetyl-cholinesterase)** กลายเป็นกรดอะซิติคและโคลีนซึ่งไม่สามารถทำหน้าที่เป็นสารสื่อประสาทอีกต่อไป สารที่ได้จากการย่อยสลายนี้ บางส่วนจะถูกนำกลับไปสร้างเป็นสารสื่อประสาทใหม่ บางส่วนก็เข้าสู่ระบบหมุนเวียนโลหิต

นอร์อะดรีนาลิน (Noradrenalin) เป็นสารสื่อประสาทชนิดเดียวกับฮอร์โมน ที่สร้างจาก **อะดรีนัลเมดูลลา (adrenal medulla)** หลักฐานที่เซลล์ประสาทสามารถสร้างสารสื่อประสาทได้เหมือนกับต่อมไร้ท่อสร้างฮอร์โมน เป็นสิ่งยืนยันถึงการประสานงานของระบบประสาทและระบบต่อมไร้ท่อ สำหรับนอร์อะดรีนาลิน เรียกอีกชื่อหนึ่งว่า **นอร์เอปิเนฟริน (Norepinephrine)** หลังออกมาจากปลายแอกซอนของเส้นประสาทหลังปมประสาทซิมพาเทติก นิยมเรียกชื่อเซลล์ประสาท ที่สร้างนอร์อะดรีนาลินว่า **ประสาทอดีรีเนอร์จิก (adrenergic neuron)** และเซลล์ประสาทที่สร้างอะซิติล โคลีน ก็เรียกว่า **ประสาทโคลีนเนอร์จิก (cholinergic neuron)**

นอกจากนี้ยังพบว่ามีสารเคมีอีกหลายชนิด ที่มีสมบัติเป็นนิวโรทรานสมิตเตอร์ด้วย แต่ยังไม่หลักฐานชัดเจนเท่าสองตัวแรก ได้แก่ เซโรโตโทนิน (Serotonin), โดปามิน (Dopamin)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ไปยังประชาชนเป็นการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

, เอปิเนฟริน (Epinephrine) และกรดอะมิโนพวกกรดแกมมาอะมิโนบิวทิลิก (R-aminobutylic acid หรือ GABA), กรดกลูตามิก (glutamic acid) และไกลซีน (glycine) ซึ่งพบว่า มีปริมาณสูงในเนื้อเยื่อสมองหลายแห่ง

การถ่ายทอดกระแสประสาท ผ่านไซแนปส์ของเซลล์ประสาทเซลล์หนึ่ง ไปยังอีกเซลล์หนึ่ง นั้น อาจจะเป็นในรูปสารเคมี เรียกว่า **ไซแนปส์เคมี (chemical synapse)** หรือถ่ายทอดในรูปของกระแสไฟฟ้าผ่านไปโดยตรง เรียกว่า **ไซแนปส์ไฟฟ้า (electrical synapse)** ซึ่งจะพบว่าถ้าบริเวณไซแนปส์มีระยะแคบมากประมาณ 2 นาโนเมตรจะถ่ายทอดกระแสประสาทในรูปกระแสไฟฟ้าผ่านได้ แต่ไซแนปส์เคมี จะพบว่ามีความยาวไซแนปส์มีระยะห่างประมาณ 15-50 นาโนเมตร จึงถ่ายทอดกระแสประสาทในรูปสารเคมีผ่านไซแนปส์ดังกล่าว

อัตราเร็วในการส่งกระแสประสาทในเซลล์ประสาทของสัตว์ต่าง ๆ

ในการนำกระแสประสาทส่งผ่านไปตามใยประสาท (Nerve fiber) นั้น ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับความเร็วของการส่งกระแสประสาท ได้แก่ ขนาดของใยประสาทใยประสาทขนาดใหญ่จะกระแสประสาทได้เร็วกว่า ทั้งนี้เนื่องจากมีความต้านทานภายในใยประสาทที่น้อยลง

ใยประสาทของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม แบ่งเป็นชนิดใหญ่ได้ 3 ชนิดตามขนาดคือ

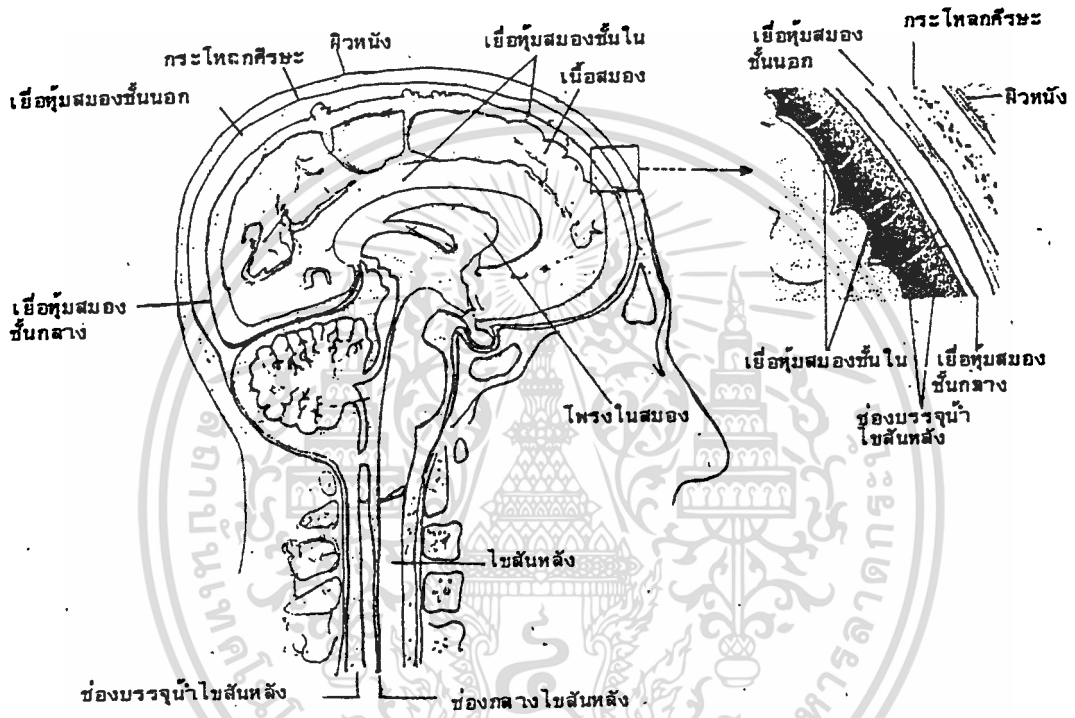
ชนิดเอ. (A-fibers) เป็นชนิดใหญ่ที่สุดมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 1-22 ไมครอน เป็นใยประสาทที่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม (myelinated fiber) ได้แก่ ประสาทโซมาติก (somatic nerve) ทั้งเซลล์ประสาทรับความรู้สึก (sensory neuron) และเซลล์ประสาทนำคำสั่ง (motor neuron) ใยชนิดเอ.นี้แบ่งต่อได้อีก เป็นชนิด alpha และ delta ความเร็วของกระแสประสาทประมาณ 5-10 เมตร/วินาที

ชนิดบี. (B-fibers) เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 3 ไมครอน เป็นใยประสาทของระบบประสาทอัตโนมัติ เช่น ใยประสาทนำคำสั่ง (motor neuron) ของอวัยวะภายใน (viscera) และของเส้นเลือด ใยประสาทชนิดบี.นี้มีเยื่อไมอีลินหุ้ม ความเร็วของกระแสประสาทประมาณ 3-14 เมตร/วินาที

ชนิดซี. (C-fibers) เป็นชนิดที่เล็กที่สุด เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 1 ไมครอน หรือเล็กกว่าไม่มีเยื่อไมอีลินหุ้มได้แก่ ใยประสาทซิมพาเทติก หรือรากไขสันหลังส่วนบน (dorsal spinal root)

จากการศึกษาพบว่าอัตราเร็วในการนำกระแสประสาท แปรตามขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของใยประสาท โดยทั่วไปแล้วความเร็วจะเพิ่มขึ้น 1 เมตร/วินาที เมื่อเส้นผ่าศูนย์กลางของใยประสาทเพิ่มขึ้น 1 ไมครอนโดยเฉลี่ย

1.5 สมอง

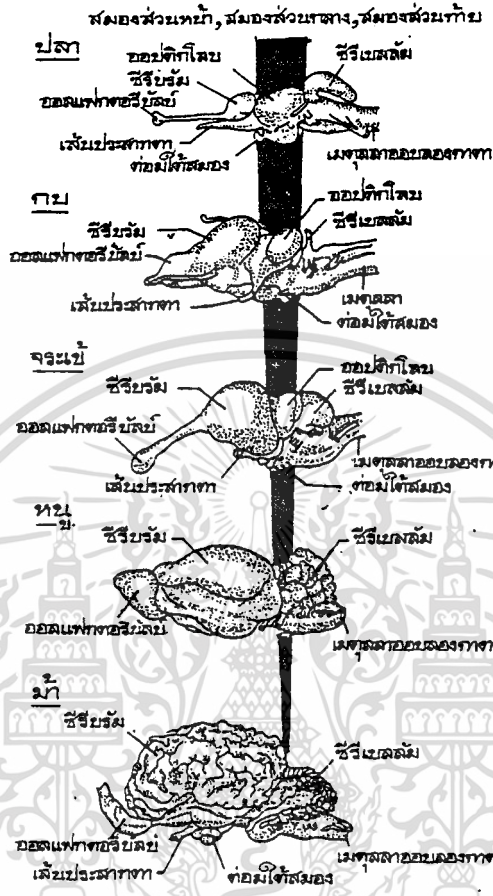


รูปที่ 1.15 แสดงสมอง ไชสันหลัง เยื่อหุ้มสมอง และโพรงในสมอง

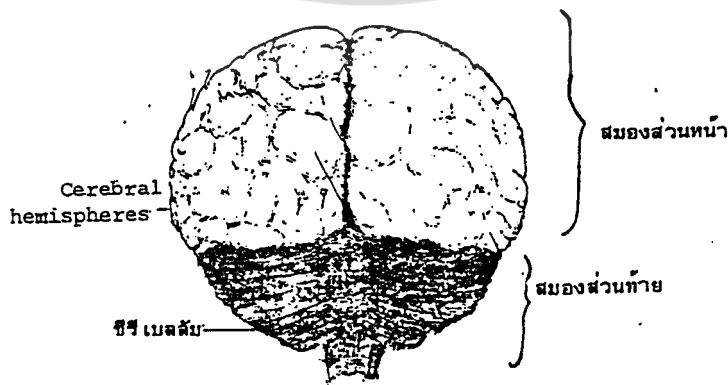
เป็นส่วนที่ใหญ่กว่าส่วนอื่น ๆ ของระบบประสาทกลาง มีลักษณะเป็นหลอดที่ทงออก เต็มกะโหลกศีรษะ ผนังของหลอดประกอบด้วย เซลประสาท (Neuron) และ เยื่อเกี่ยวพัน (neuroglia) ส่วนนอกของสมองเป็นเนื้อสีเทา เรียกว่า เกรย์แมตเตอร์ (gray matter) ซึ่งเป็นที่รวมของตัวเซลล์ประสาทและแอกซอนที่ไม่มีเยื่อไมอีลินหุ้ม เห็นโปรโตพลาสซึมได้ชัดเจนมีสีเทา ส่วนในของสมองเป็นเนื้อสีขาว เรียกว่า ไวท์แมตเตอร์ (white matter) ซึ่งเป็นที่รวมของเส้นประสาทที่งอกออกจากเซลล์ประสาท และมีเยื่อไมอีลินหุ้มจึงมีสีขาว

สมองของสัตว์มีกระดูกสันหลัง ประกอบไปด้วยบริเวณสำคัญมากมายซึ่งแบ่งออกเป็น สมองส่วนหน้า (forebrain), สมองส่วนกลาง (midbrain) และสมองส่วนท้าย (Hindbrain)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.16 เปรียบเทียบการพัฒนาสมองส่วนหน้า ส่วนกลาง และส่วนหลัง ของสัตว์มีกระดูกสันหลังชนิดต่างๆ



รูปที่ 1.17 แสดงสมองมนุษย์มองจากด้านหลัง เห็นขนาดของสมองใหญ่โตมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในสัตว์มีกระดูกสันหลังต่างชนิดกันจะมีขนาดของสมอง 3 ส่วนนี้ไม่เท่ากัน เช่น พวกปลา มีสมองส่วนหน้าเล็ก เมื่อเทียบกับขนาดสมองทั้งหมด ส่วนสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมจะมีสมองส่วนหน้าขนาดใหญ่กว่า เมื่อเทียบกับขนาดสมองทั้งหมด

สัตว์มีกระดูกสันหลัง ตั้งแต่สัตว์เลื้อยคลานเป็นต้นไป มีแนวโน้มที่จะเพิ่มศูนย์กลางการทำงานที่สำคัญ ๆ เข้าไปในสมองส่วนหน้า ทำให้สมองส่วนหน้ามีศูนย์กลางอื่นเพิ่มขึ้นออกไปจากศูนย์กลางในการดมกลิ่น สมองส่วนนี้จึงมีพัฒนาการใหญ่ขึ้นตามลำดับในสัตว์มีกระดูกสันหลังชั้นสูง ในการที่จะกล่าวถึงขนาดสมองควรที่จะกล่าวถึง น้ำหนักสมอง โดยคิดเทียบกับน้ำหนักตัวต่อไปนี้เป็นตารางเปรียบเทียบน้ำหนักสมองและน้ำหนักตัวของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมบางชนิด

ชนิดของสัตว์	น้ำหนักตัว (กิโลกรัม)	น้ำหนักสมอง (กิโลกรัม)	อัตราส่วน น้ำหนักสมอง/น้ำหนักตัว
ช้าง	5,000	5	$\frac{1}{1,000}$
ปลาวาฬ	60,000	6	$\frac{1}{10,000}$
คน	75	1.5	$\frac{1}{50}$

ตารางที่ 1.1 เปรียบเทียบน้ำหนักสมองและน้ำหนักตัวของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมบางชนิด

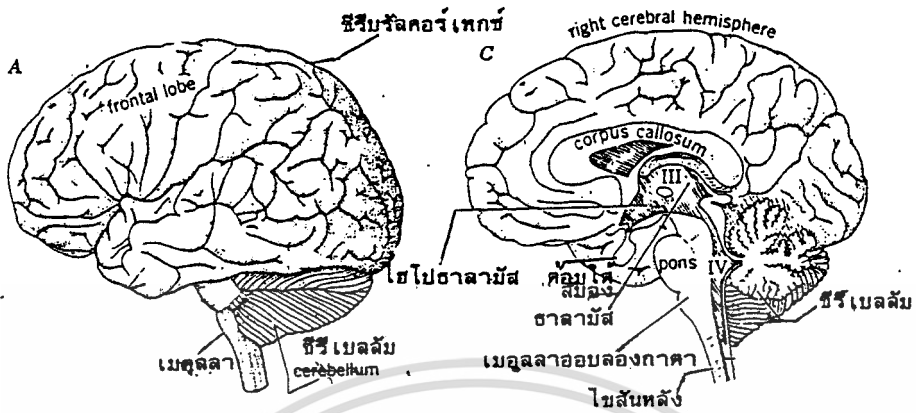
การพัฒนาของสมองคนนับว่ามีพัฒนาการสูงที่สุด โดยนอกจากการเพิ่มขนาดแล้วยังมีมีการเพิ่มรอยหยักบนสมองอีกด้วย ซึ่งเป็นวิธีอย่างหนึ่งทำให้พื้นที่ผิวของสมองเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากเนื้อสีเทาของสมองอยู่ส่วนนอก ดังนั้นสมองที่มีรอยหยักมากมักจะมีพื้นที่ของเนื้อสีเทามาก ซึ่งหมายความว่า มีจำนวนเซลล์ประสาทมากตามไปด้วย ความฉลาดของสัตว์ขึ้นอยู่กับการมีจำนวนเซลล์ประสาทในสมอง สัตว์ที่มีรอยหยักบนพื้นสมองมาก และมีสัดส่วนของน้ำหนักสมองต่อน้ำหนักตัวสูง ก็จะมีแนวโน้มเอียงว่าจะมีเซลล์ประสาทมากกว่า และฉลาดกว่า

1.5.1. ส่วนต่าง ๆ ของสมอง

ซีรีบรัม (cerebrum) เป็นสมองส่วนที่ใหญ่ที่สุด อยู่หน้าสุดและเจริญมากที่สุด ในสัตว์ชั้นสูง ประกอบด้วยครึ่งทรงกลม 2 ก้อน ขวาซ้าย เรียกว่า ซีรีบรอลเฮมิสเฟียร์ (cerebral hemisphere) ทำหน้าที่เกี่ยวกับ ความรู้ ความจำ เซอร์บิญา นอกจากนี้ ยังเป็นศูนย์ควบคุมการทำงานของส่วนต่างๆของร่างกาย เช่น ศูนย์ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อ , ศูนย์ควบคุมการรับสัมผัสต่างๆ , ศูนย์ควบคุมการมองเห็น การรับรส การได้ยิน และ การดมกลิ่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่โดยเว็บไซต์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.18 แสดงส่วนประกอบย่อยของสมอง

ออลแฟกตอรีบัลล์ (olfactory bulb) อยู่ทางด้านหน้าสุด ทำหน้าที่เกี่ยวกับการดมกลิ่น ในพวกปลาจะมีออลแฟกตอรีบัลล์โตมาก จึงมีความสามารถในการดมกลิ่นได้ดีมาก ในสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมบางชนิด สมองส่วนนี้จะไม่เจริญโดยเฉพาะในพวกไพรเมต (primate) ออลแฟกตอรีบัลล์จะไม่เจริญเลย

ไฮโปทาลามัส (Hypothalamus) เป็นสมองส่วนหน้าที่อยู่ทางด้านล่างสุด ยื่นมาติดต่อกับ ต่อมใต้สมอง (pituitary gland) ไฮโปทาลามัส เป็นบริเวณที่ควบคุมกระบวนการสำคัญต่างๆของการดำรงชีวิต เช่น ควบคุมอุณหภูมิของร่างกาย การเต้นของหัวใจ, ความดันเลือด, การนอนหลับ, ความหิว, ความอิ่ม, อารมณ์ต่างๆ, ความรู้สึกทางเพศ ได้มีการทดลองปล่อยกระแสไฟฟ้าไปทำลายเนื้อเยื่อสมองบริเวณศูนย์ควบคุมการกินอาหารในไฮโปทาลามัสของหนูพบว่า ไฮโปทาลามัส มีนิวโรซีคเรทอรีเซลล์ (Neurosecretory Cell) ทำหน้าที่สร้าง ฮอร์โมนประสาท (Neurohumor) บางชนิดมาควบคุมการหลั่งฮอร์โมนจากต่อมใต้สมองส่วนหน้าด้วย

ทาลามัส (Thalamus) เป็นสมองส่วนที่อยู่เหนือไฮโปทาลามัส ทำหน้าที่เป็นศูนย์รวมกระแสประสาทที่ผ่านเข้ามา แล้วแยกกระแสประสาทส่งไปยังสมองที่เกี่ยวข้องกับกระแสประสาทนั้น จึงอาจเรียกส่วนนี้ว่าเป็นสถานีถ่ายถอดที่สำคัญของสมอง จากการศึกษาพบว่าทาลามัสเป็นบริเวณที่รวม ของกลุ่มตัวเซลล์ประสาท และ นิวโรเกลีย (Neuroglia) ที่อัดกันอยู่หนาแน่น แต่ละกลุ่มจะประกอบด้วยกลุ่มของเซลล์และแขนงของเส้นประสาทที่ติดต่อกับบริเวณอื่น ๆ ที่มีลักษณะคล้ายกัน และมีความสัมพันธ์ใกล้ชิดกันมาก เซลล์ประสาทที่นำกระแสประสาทจากหูและตาต่างก็เข้ามาสู่ บริเวณเฉพาะของทาลามัสและจากทาลามัส จะมีแขนงส่งต่อไปยังสมองส่วนซีรีรัมอีกทีหนึ่ง นอกจากนี้ทาลามัสยังมีบริเวณที่รับความรู้สึกมาจากบริเวณหนึ่งของซีรีรัม และส่งกลับไปทีบริเวณอื่นของซีรีรัมด้วย และยังมีบริเวณของทาลามัสรับข้อมูลจากซีรีเบลลัม และ

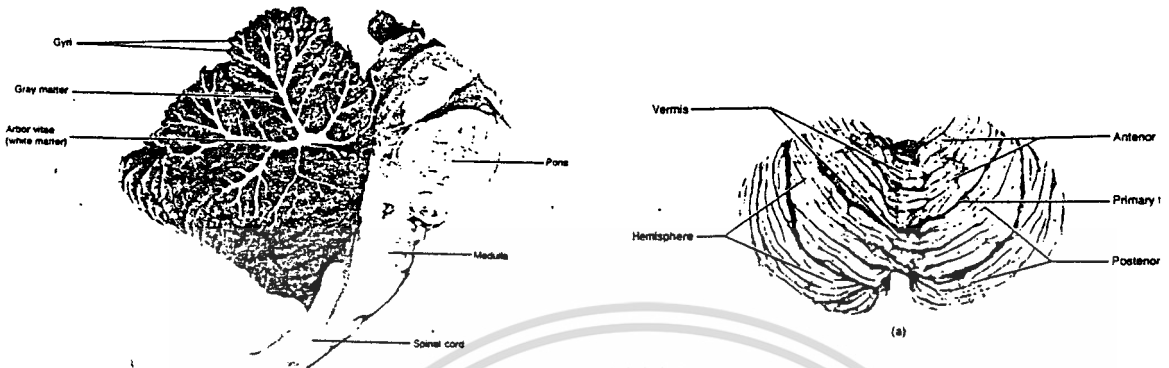
ซีรีเบลลัม (cerebellum) เป็นสมองส่วนท้าย ทำหน้าที่ติดต่อกับประสาทรับความรู้สึกที่มาจาก รีเซปเตอร์ (receptor) ที่บอกตำแหน่งของกล้ามเนื้อ จึงเป็นศูนย์ควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกายให้เป็นไปอย่างราบรื่นสละสลวยและเที่ยงตรง สามารถทำงานที่ต้องการความละเอียดอ่อนได้ และควบคุมการทรงตัวของร่างกาย ส่วนคอร์เทกซ์ (Cortex) ของซีรีเบลลัมมีเพอร์คินเจเซล (Purkinje Cell) ซึ่งเป็นเซลล์ที่เดนไดรต์ มีกิ่งก้านสาขาแตกออกมามากมาย คนที่กินเหล้าเมาแล้วเดินไม่ตรงทางก็เนื่องจากแอลกอฮอล์ทำให้ซีรีเบลลัมทำงานไม่เป็นปกติ



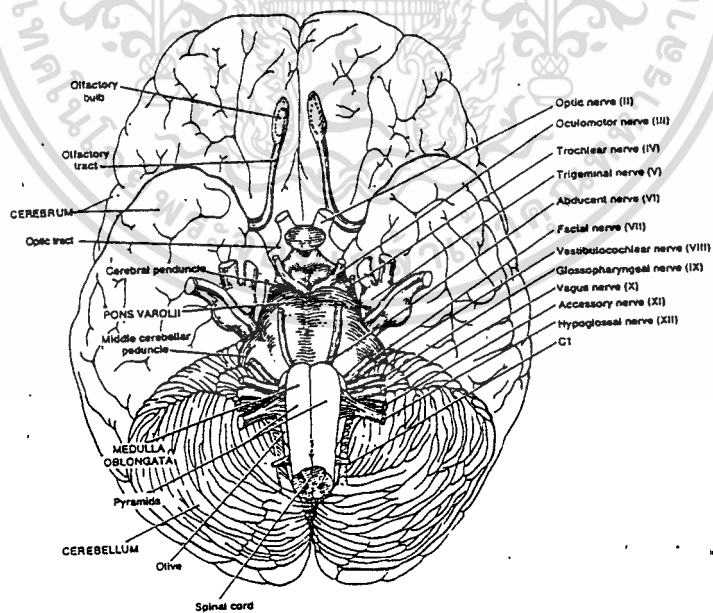
รูปที่ 1.20 แสดงเพอร์คินเจเซล ในสมองส่วนซีรีเบลลัม

พอนส์ (pons) เป็นสมองส่วนที่อยู่ด้านหลังของซีรีเบลลัม ต่อขึ้นมาจากเมดูลลา ออบลองกาตา ประกอบด้วยเซลล์ประสาท ส่งความรู้สึกควบคุมการเคลื่อนไหวที่เกี่ยวกับการเคี้ยว การหลั่งน้ำลาย และการเคลื่อนไหวบริเวณใบหน้า นอกจากนี้ยังมีเซลล์ประสาทที่เกี่ยวข้องกับการฟังการหายใจ การจาม และการกระตุ้นของเซลล์ประสาทส่งความรู้สึกทางประสาทสันหลัง และมีศูนย์ควบคุมข้อมูล ที่ส่งผ่านระหว่างสมองส่วนซีรีบริมกับซีรีเบลลัม และระหว่างซีรีเบลลัมกับไขสันหลัง

เมดูลลา ออบลองกาตา (medulla oblongata) เป็นส่วนที่อยู่ถัดไขสันหลังขึ้นมาในศีรษะ แต่ยังคงมีรูปร่างคล้ายไขสันหลังมาก และตอนปลายติดต่อกับไขสันหลัง ส่วนนี้เป็นทางผ่านของกระแสประสาทระหว่างสมองกับไขสันหลัง และเป็นศูนย์ควบคุมกิจกรรมของระบบประสาทอัตโนมัติต่างๆ เช่น ศูนย์ควบคุมการหายใจ , การเต้นของหัวใจ , และการหมุนเวียนของโลหิต



รูปที่ 1.21 แสดงโครงสร้างของ Cerebellum a) เฉพาะ Cerebellum
 b) Cerebellum ที่อยู่ด้านหลังของก้านสมอง ได้แก่ Pons, Medulla Oblongata ซึ่งเชื่อมติดกับไขสันหลัง (Spinal Cord)



รูปที่ 1.22 แสดงโครงสร้างของสมอง และเส้นประสาทสมอง 12 คู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.2. เส้นประสาทสมอง (Cranial Nerve)

เป็นเส้นสมองที่แยกออกมาจากสมองส่วนต่างๆ ส่วนมากมักออกมาจากสมองทางด้านข้าง มีไม่กี่คู่ที่ออกมาจากด้านบนหรือด้านล่าง และส่วนมากก็มาจาก (Medulla) เส้นประสาทสมองของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม นกและสัตว์เลื้อยคลานมีจำนวน 12 คู่ สัตว์พวกปลาและสัตว์ครึ่งน้ำครึ่งบกมีอยู่เพียง 10 คู่ เส้นประสาทสมองบางเส้น เป็นเส้นประสาทรับความรู้สึก (Sensory Nerve) , บางเส้นเป็นเส้นประสาทนำคำสั่ง (Motor Nerve) และบางเส้นก็เป็นเส้นประสาทผสม (Mixed Nerve) ดังรูปที่ 1.22

ชื่อ	คู่ที่ หน้าที่	อวัยวะที่ติดต่อ
Olfactory	1. รับความรู้สึก	จากจมูก
Optic	2. รับความรู้สึก	จากตา
Oculomotor	3. นำคำสั่ง	ไปยังกล้ามเนื้อของลูกตา
Trochlear	4. นำคำสั่ง	ไปยังกล้ามเนื้อของลูกตา
Trigeminal	5. { รับความรู้สึก นำคำสั่ง	จากใบหน้าและฟัน ไปยังใบหน้าและฟัน
Abducens	6. นำคำสั่ง	ไปยังกล้ามเนื้อของลูกตา
Facial	7. { รับความรู้สึก นำคำสั่ง	จากคัมรับรส ไปยังค่อมหน้าลายและกล้ามเนื้อใบหน้า
Auditory	8. รับความรู้สึก	จากหู
Glossopharyngeal	9. { รับความรู้สึก นำคำสั่ง	จากคอหอย, คัมรับรส ไปยังคอหอย, ไปยังค่อมหน้าลาย
Vagus	10. { รับความรู้สึก นำคำสั่ง	จากหน้าอก, ท้อง ไปยังหน้าอก, ท้อง
Accessory	11. นำคำสั่ง	ไปยังกล้ามเนื้อไหล่
Hypoglossal	12. นำคำสั่ง	ไปยังลิ้น

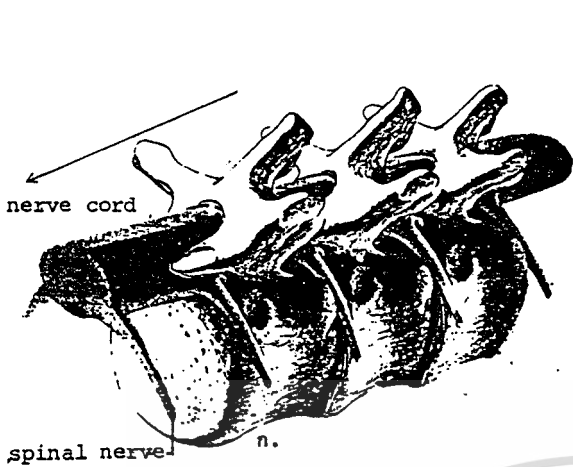
ตาราง 1.2 แสดงสมองคนจากด้านล่างแสดงตำแหน่งของเส้นประสาทที่ออกจากด้านล่างสมองรวม 12 คู่ , มีชื่อ , หน้าที่ของเส้นประสาท และ อวัยวะติดต่อกับเส้นประสาทนี้

1.5.3. ไชสันหลัง (Spinal Cord)

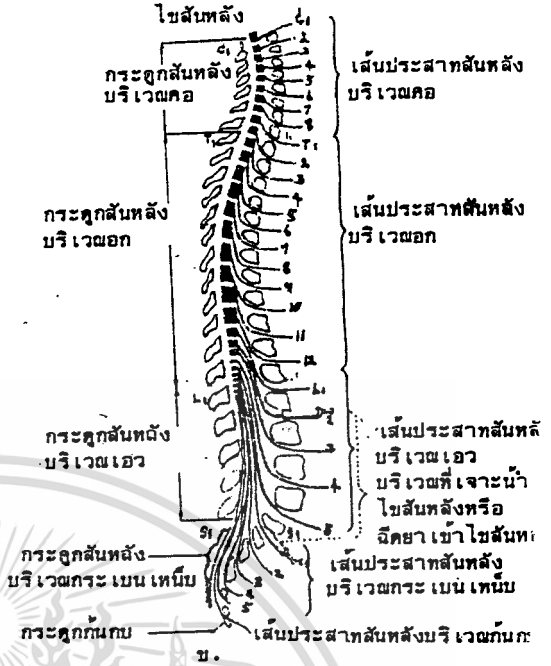
ไชสันหลังเป็นส่วนนิวรัลทิวบ์ (Neural Tube) ที่เจริญเติบโตมาน้อยกว่าสมอง ไชสันหลังอยู่ภายในกระดูกสันหลัง ตั้งแต่กระดูกสันหลังข้อแรกบริเวณคอจนถึงกระดูกสันหลังเอวข้อที่ 2 ถัดจากส่วนนี้ไปจะเรียวยเล็กลงเป็นเพียงส่วนของเยื่อหุ้มสมองชั้นใน โดยไม่มีเยื่อประสาทอยู่เลย การเจาะเอาน้ำไชสันหลังออก หรือการฉีดยาเข้าไปในไชสันหลัง แพทย์จึงฉีดเข้าไปในบริเวณต่ำกว่ากระดูกสันหลังเอวข้อที่ 2 ลงไป เพราะโอกาสที่จะไปทำอันตรายแก่เนื้อของไชสันหลัง มีน้อยกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การฉีดเข้าที่บริเวณอื่น



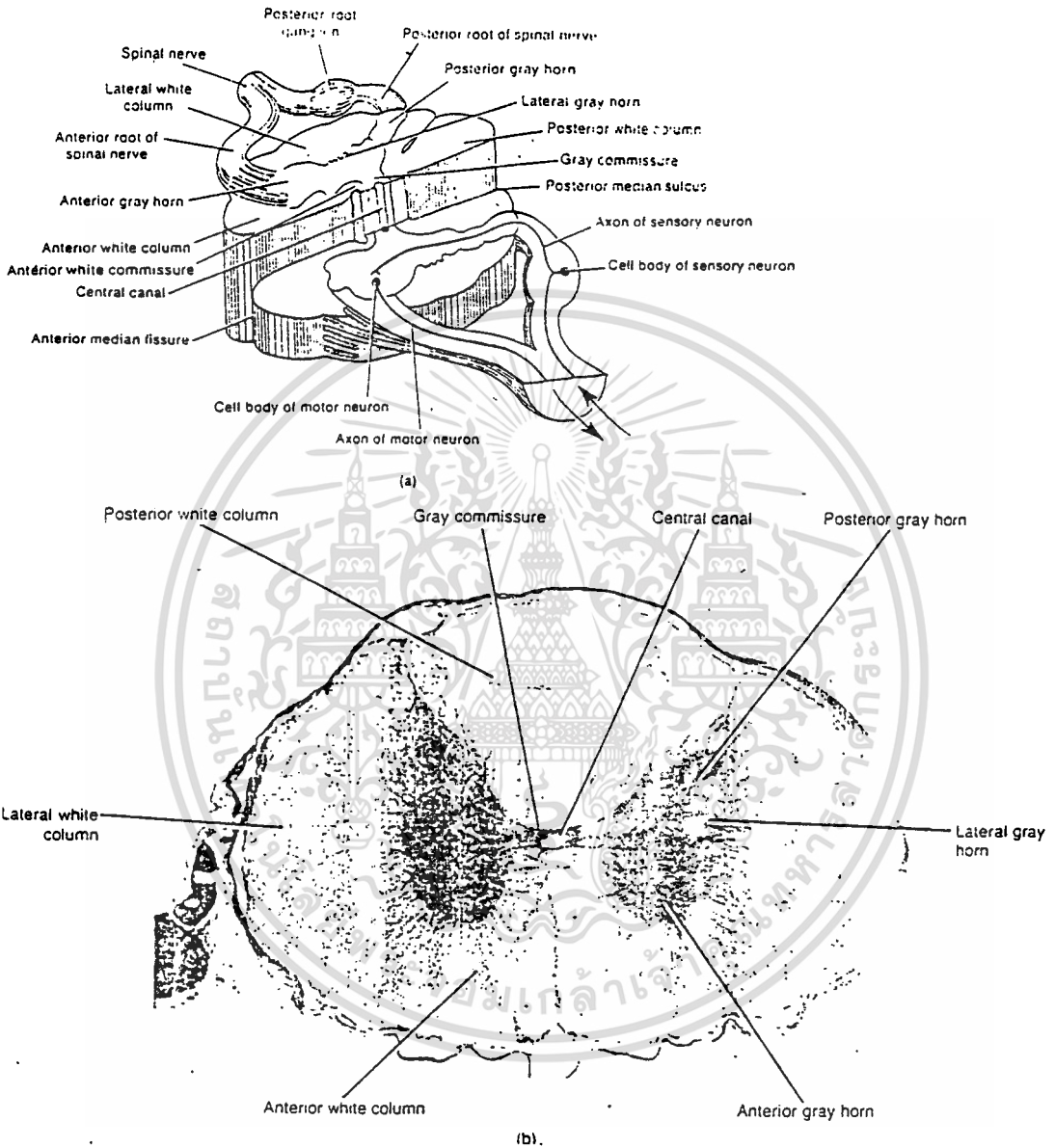
ภาพ ก. แสดงไขสันหลังภายในกระดูกสันหลัง
 ภาพ ข. ไขสันหลังส่วนต่าง ๆ แสดงตำแหน่ง
 ของเส้นประสาทไขสันหลัง



รูปที่ 1.23 แสดงส่วนประกอบย่อยของไขสันหลัง

เมื่อตัดไขสันหลังตามขวาง จะพบบริเวณตอนกลางมีรูปร่างคล้ายผีเสื้อ ซึ่งเป็นบริเวณที่มีไขแนบสีมากที่สุด เพราะตรงบริเวณนี้มีแอกซอนจากเส้นประสาทรับความรู้สึกเข้าสู่ไขสันหลังทางรากบน ในบางกรณีจะพบว่ามีไขแนบสีโดยตรง กับเดนไดรต์ของเซลล์ประสาทรำคำสั่ง ซึ่งมีแขนยื่นออกมาจากรากล่าง บริเวณที่คล้ายรูปผีเสื้อ หรือตัว H นี้จะมีสีเทา เรียกว่า เกรย์แมตเตอร์ (Gray Matter) บริเวณไขสันหลังรอบนอกมีสีขาว เรียกว่า ไวท์แมตเตอร์ (White Matter) ส่วนสีขาวเป็นบริเวณที่มีใยประสาทที่มีเยื่อไมอีลินหุ้มอยู่เต็ม ตรงกลางมีช่องกลาง เรียกว่า ช่องในไขสันหลัง (Central Canal)

ส่วนเกรย์แมตเตอร์ของไขสันหลังที่มีรูปร่างคล้ายตัว H หรือปีกผีเสื้อนั้น ปีกบนเรียกว่า ดอร์ซัลฮอร์น (Dorsal Horn) ปีกล่างเรียกว่า เวนทรัลฮอร์น (Ventral Horn) จากไขสันหลังมีเส้นประสาทแยกออกมาเรียกว่า เส้นประสาทไขสันหลัง (Spinal Nerve) ของคนมีทั้งหมด 31 คู่ด้วยกัน เรียกตามชื่อของกระดูก คือเส้นประสาทบริเวณคอ (Cervical Nerve) 8 คู่ , เส้นประสาทบริเวณอก (Thoracic Nerve) 12 คู่ , เส้นประสาทบริเวณเอว (Lumbar Nerve) 5 คู่ , เส้นประสาทบริเวณกระเบนเหน็บ (Sacral Nerve) 5 คู่ และเส้นประสาทบริเวณก้นกบ (Coccygeal Nerve) มี 1 คู่ ทั้ง 31 คู่ล้วนเป็นเส้นประสาทผสม (Mixed Nerve) ความคมกล้ามเนื้อแขนขาและลำตัว

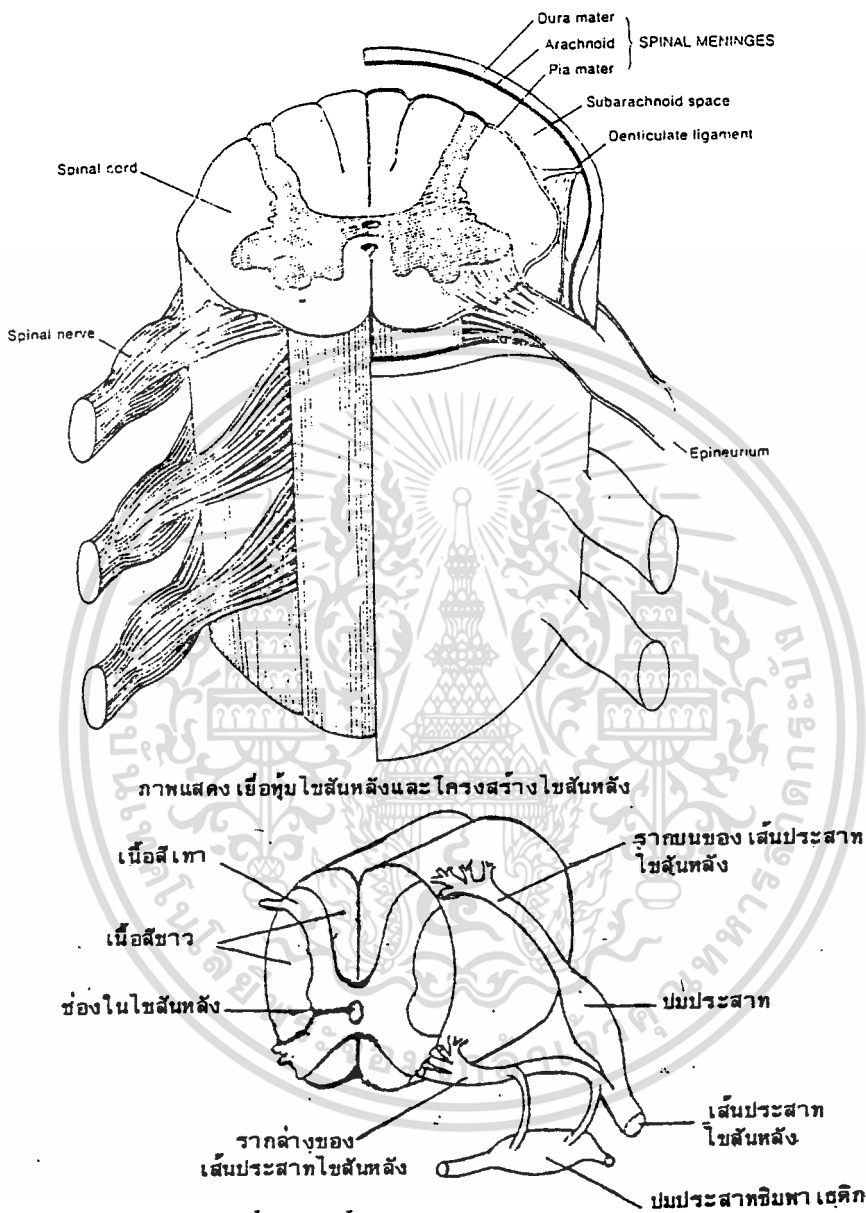


รูปที่ 1.24 ภาพแสดงไขสันหลัง

a) ภาพตัดขวางของไขสันหลังให้เห็นโครงสร้างของส่วนเนื้อที่เกี่ยวสัมพันธ์กับเส้นประสาทไขสันหลัง

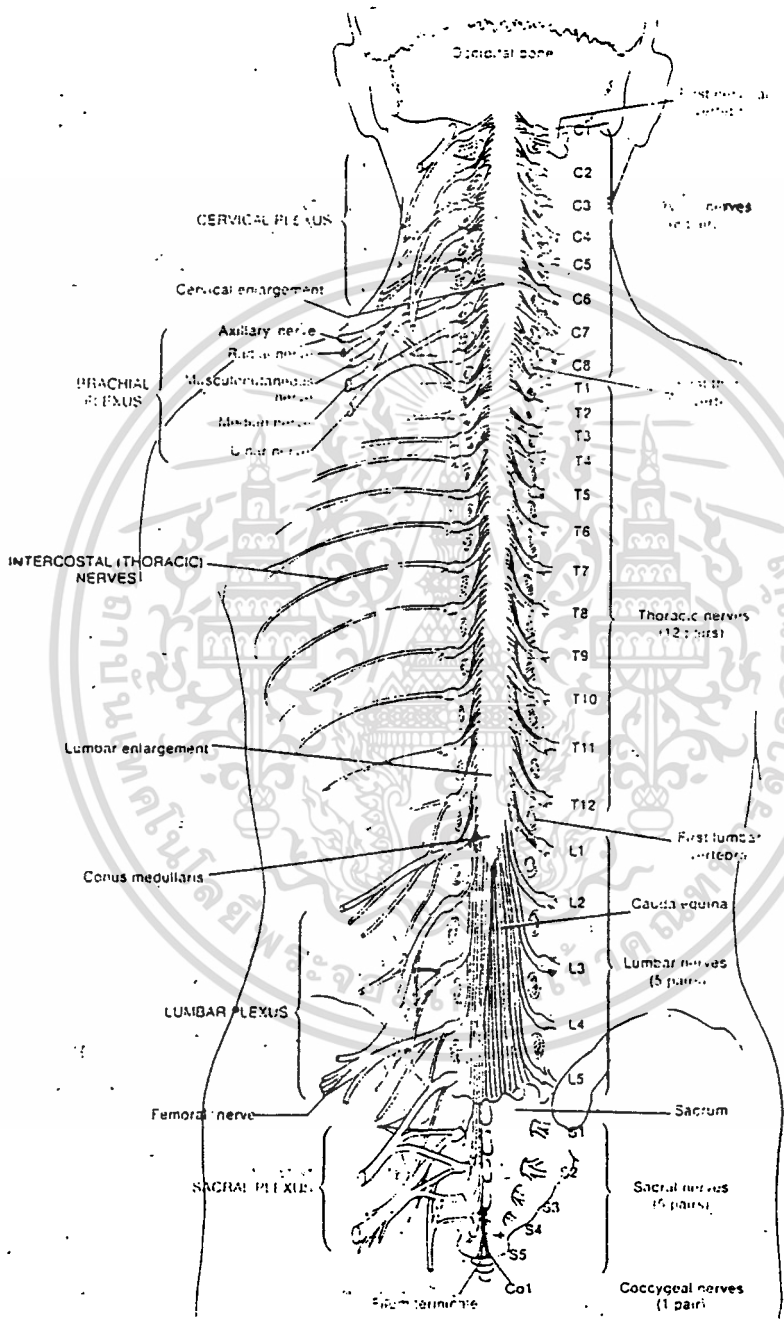
b) แสดงเนื้อไขสันหลังส่วน Gray Matter และส่วน White Matter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.25 ภาพไขสันหลังตัดตามขวางแสดงเกรย์แมตเตอร์และไวท์แมตเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.26

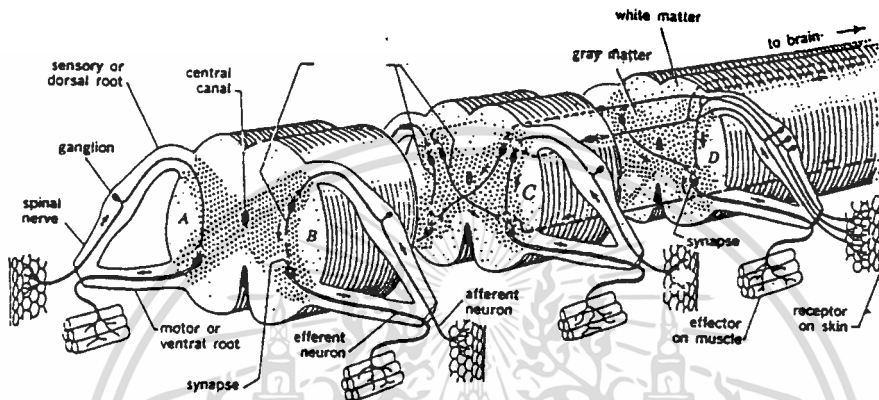
แสดงไขสันหลังและเส้นประสาทไขสันหลัง (Spinal Nerve) 31 คู่ ทางด้านหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตเห็นชอบระบุชื่อหน่วยงานการค้ำ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5.4. โคนเส้นประสาทไขสันหลัง (Root)

โคนของเส้นประสาทไขสันหลังตอนที่ติดกับไขสันหลังนี้จะแตกออกเป็น 2 ราก คือ รากบน (Dorsal Root) หรือที่เรียกว่ารากหลัง ต่ออยู่กับคอร์ซัลฮอนของไขสันหลัง ประกอบด้วยเซลล์ประสาทรับความรู้สึก (Sensory Neuron) โดยมีตัวเซลล์อยู่ในปมประสาท (Dorsal Root Ganglion) ทำหน้าที่นำความรู้สึกจากส่วนต่างๆของร่างกายเข้ามายังไขสันหลัง



รูปที่ 1.27 แสดงวงจรของเส้นประสาทไขสันหลังในไขสันหลังแต่ละก่อน

ทิศทางของกระแสประสาทเข้า และออกจากไขสันหลัง

รากล่าง (Ventral Root) เป็นโคนเส้นประสาททางด้านท้อง หรือด้านหน้าต่ออยู่กับเวนท์รัลฮอน (Ventral Horn) รากล่างประกอบด้วยเซลล์ประสาทรับคำสั่ง (Motor Nerve) ซึ่งมีตัวเซลล์อยู่ในเวนท์รัลฮอน ทำหน้าที่นำคำสั่งออกไปยังต่อมหรือกล้ามเนื้อ

จากภาพ 1.27 จะเห็นว่าในเกรย์แมตเตอร์มีเซลล์ประสาทประสานงาน (Association Neuron) ทำหน้าที่เชื่อมโยงกระแสประสาทระหว่างเซลล์ประสาทรับความรู้สึก และเซลล์ประสาทนำคำสั่งโดยอาจประสานงานระหว่างไขสันหลังและสมองด้วย

1.6 การทำงานของระบบประสาท แบ่งออกได้เป็นดังนี้

1.6.1. ระบบประสาทส่วนกลาง (Central Nervous System)

เช่น สมอง และไขสันหลัง ดังกล่าวมาแล้ว

1.6.2. ระบบประสาทร่อนนอก (Peripheral Nervous System)

ได้แก่ เส้นประสาทสมอง 12 คู่ และเส้นประสาทไขสันหลัง 31 คู่ ดังกล่าวมาแล้ว

ทั้งสองระบบนี้มีลักษณะการทำงาน 2 แบบคือ

การทำงานภายใต้อำนาจจิตใจ (Voluntary Nervous System)

ได้แก่ การทำงานของสมอง ไขสันหลัง และเส้นประสาทสมองหรือเส้นประสาทไขสันหลังที่ไปยังหน่วยปฏิบัติงานซึ่งเป็นกล้ามเนื้อลาย (Skeletal Muscle) โดยควบคุมการทำงานเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

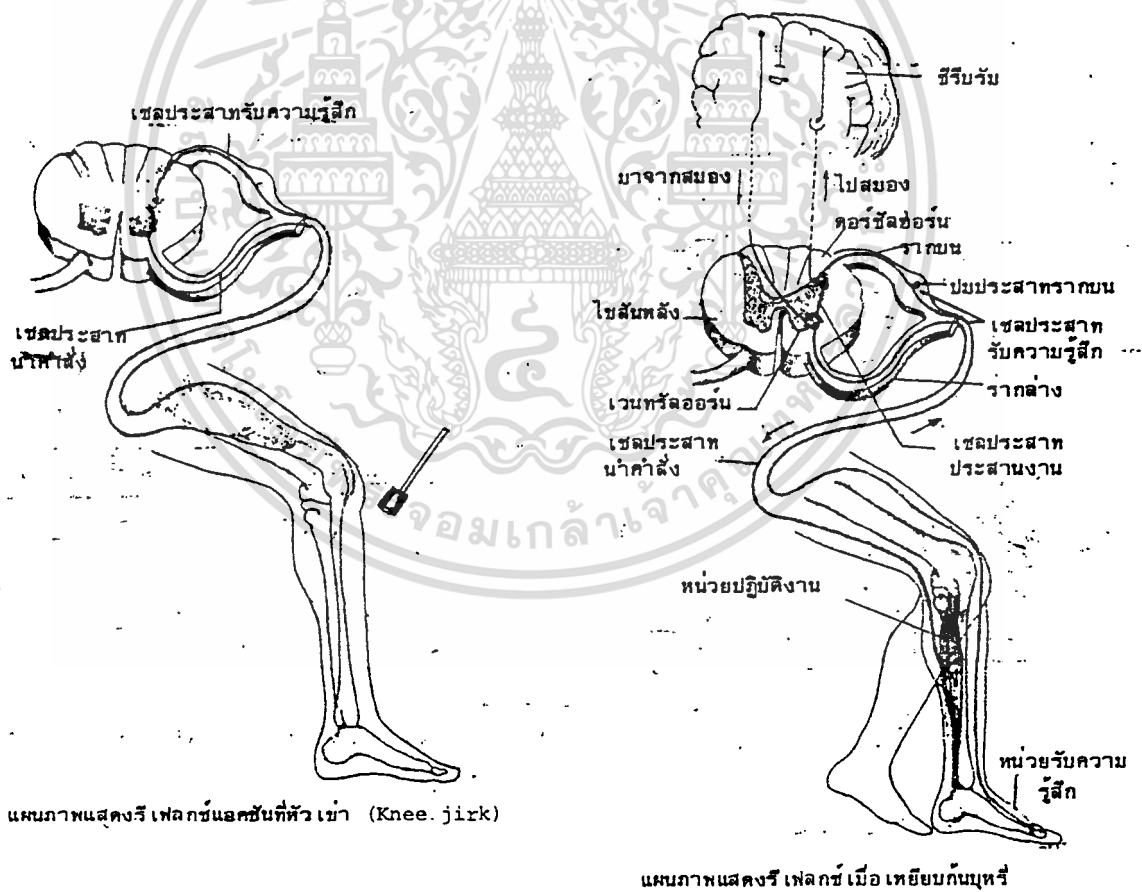
งานของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่บังคับได้ เพื่อให้สามารถเคลื่อนไหวหรือทรงตัวได้ตามต้องการ

การทำงานนอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Nervous System)

มีการทำงานโดยอัตโนมัติ มีศูนย์กลางอยู่ในสมอง (ส่วน Medulla และ Hypothalamus) และอยู่ที่ไขสันหลัง ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อเรียบ กล้ามเนื้อหัวใจ และต่อมต่างๆ นิยมเรียกกันว่า ระบบประสาทอัตโนมัติ (Autometric Nerve System)

Reflex Action

เป็นการทำงานชนิดที่ไม่ต้องอาศัยคำสั่งจากสมอง เช่น การกระตุกขาเมื่อถูกเคาะที่หัวเข่าเบาๆ เป็นการทำงานของกล้ามเนื้อลาย นอกเหนืออำนาจจิตใจ โดยได้รับคำสั่งจากไขสันหลัง เมื่อถูกเคาะเบาๆที่เอ็นใต้หัวเข่าซึ่งจะมีผลให้ เกิดกระแสประสาทที่เซลล์ประสาทรับความรู้สึก และนำผ่านเข้าไปในไขสันหลัง และผ่านบริเวณไขแอสกับเซลล์ประสาทนำคำสั่งออกจากไขสันหลัง ไปยังกล้ามเนื้อขา ทำให้กระตุกทันที



รูปที่ 1.28 แสดง Reflex ในสภาวะการมีต่างกัน

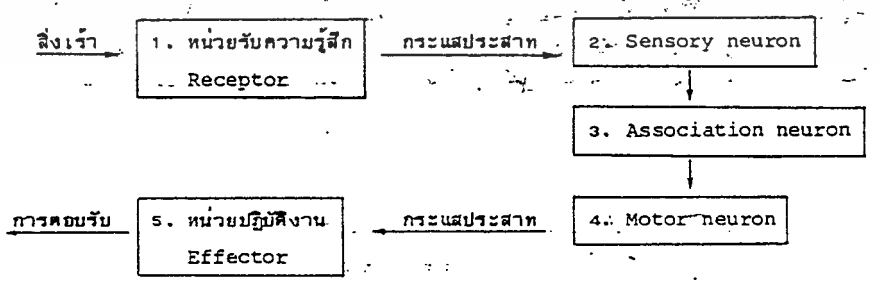
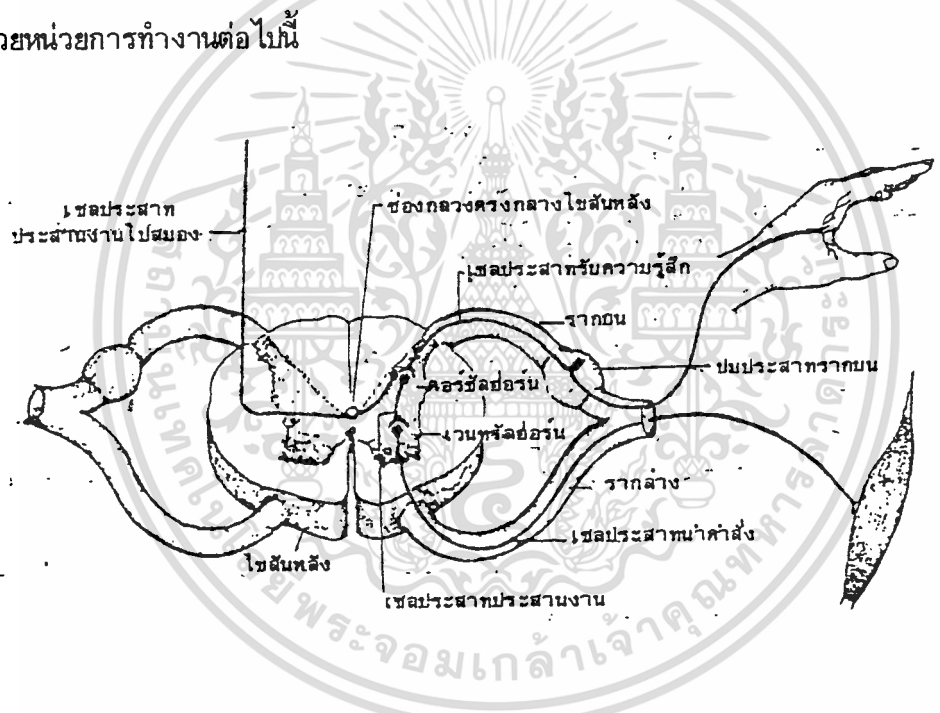
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รีเฟล็กซ์แอกชันของการกระตุกขาหนีจากกันนุหรี หรือกระตุกมือหนีจากเตารีดร้อนๆ เมื่อหลังมือเผชิญไอน์โดนเข้า จะซับซ้อนกว่ารีเฟล็กซ์แอกชันที่หัวเข้า โดยที่จะมีกระแสประสาทจากหน่วยรับรู้ลึกรายงานไปให้สมองรับรู้ด้วย แต่ไซลันหลังจะสั่งงานให้กระตุกขา หรือมือหนีก่อนที่สมองจะรับรู้ว่าร้อนหรือสิ่งให้ยกขาหนี

ตัวอย่างรีเฟล็กซ์แอกชันที่กล่าวมานี้ เป็นการทำงานของหน่วยปฏิบัติการที่เป็นกล้ามเนื้อลาย (Skeletal Muscle) ยังมีรีเฟล็กซ์แอกชันบางอย่างมีหน่วยปฏิบัติการเป็นกล้ามเนื้อเรียบ หรือต่อมต่างๆ เช่นการหลั่งน้ำย่อยเมื่อหิว การหลั่งน้ำนมเมื่อเด็กดูดนม การกระพริบตา การไอ การจาม เป็นต้น

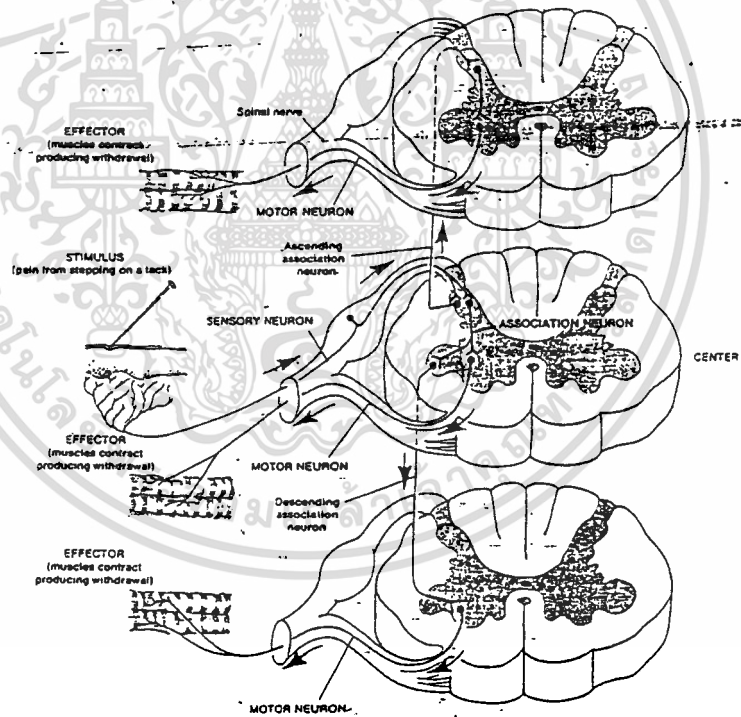
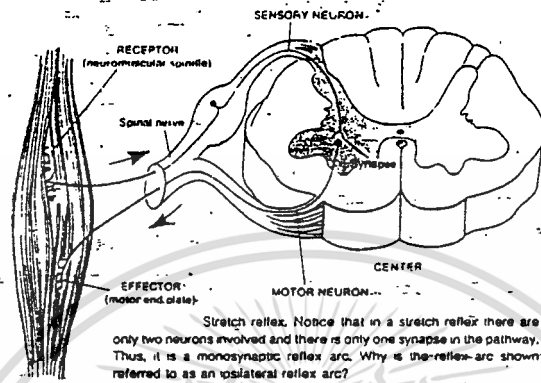
รีเฟล็กซ์อาร์ก

การทำงานของระบบประสาท เมื่อมีสิ่งเร้ามากระตุ้นจนถึงมีการตอบสนองได้ ต้องประกอบด้วยเซลล์หลายเซลล์มาทำงานสัมพันธ์กัน ซึ่งเรียกว่า วงรีเฟล็กซ์ (Reflex Arc) ประกอบด้วยหน่วยการทำงานต่อไปนี้



รูปที่ 1.29 แสดง รีเฟล็กซ์อาร์กที่ซับซ้อนและโครงสร้าง

บางครั้งรีเฟล็กซ์อาร์ก อาจจะประกอบด้วยเซลล์ประสาทเพียง 2 ชนิดเท่านั้น ไม่ต้องมีเซลล์ประสาทประสานงาน เช่นการกระตุกหัวเข้าเมื่อถูกเคาะ เป็นต้น เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.30 แสดงการเกิดรีเฟลกซาร์ก ของกล้ามเนื้อลาย

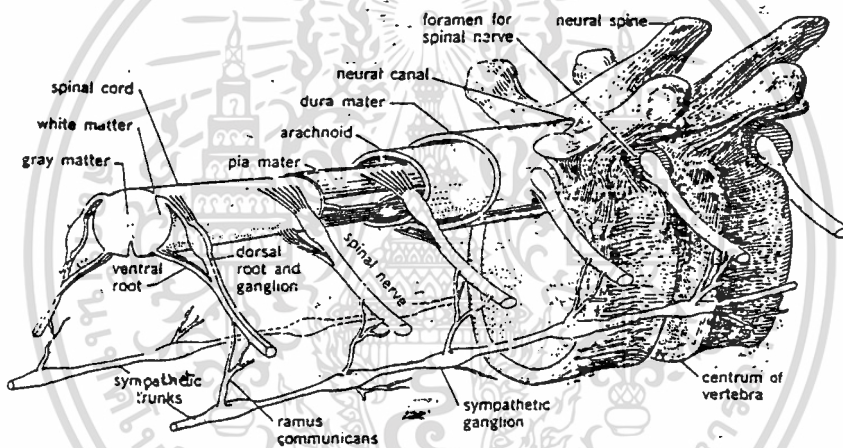
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 ระบบประสาทอัตโนมัติ (Autometric Nervous System)

เป็นระบบประสาทที่ไม่อยู่ในบังคับของจิตใจ ควบคุมการทำงานของอวัยวะภายในร่างกาย เช่น หัวใจ เส้นเลือด ลำไส้ มดลูก กะเพาะปัสสาวะ ระบบประสาทอัตโนมัติแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ตามตำแหน่งของเส้นประสาทที่มาควบคุม คือ

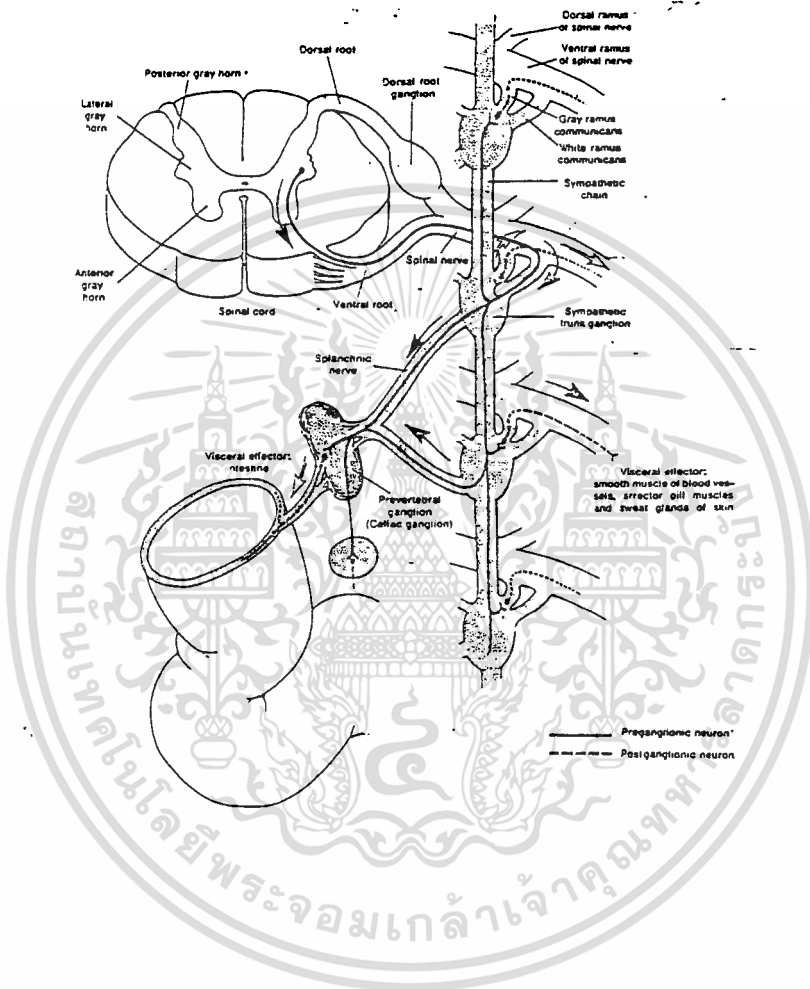
1.7.1. เส้นประสาทที่มาควบคุมมาจากบริเวณเหนือระดับไขสันหลัง และส่วนที่ต่ำกว่าระดับกระดูกเชิงกราน โดยมีเซลล์ประสาธนำคำสั่งตัวที่ 1 อยู่ในไขสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ และในสมอง เรียกว่า ระบบ พาราซิมพาเทติก (Parasympathetic System)

1.7.2. เส้นประสาทที่มาควบคุมมาจากบริเวณไขสันหลัง โดยมีเซลล์ประสาธนำคำสั่งตัวที่ 1 อยู่ในไขสันหลังส่วนอก และเอว เรียกว่า ระบบ ซิมพาเทติก (Sympathetic System)



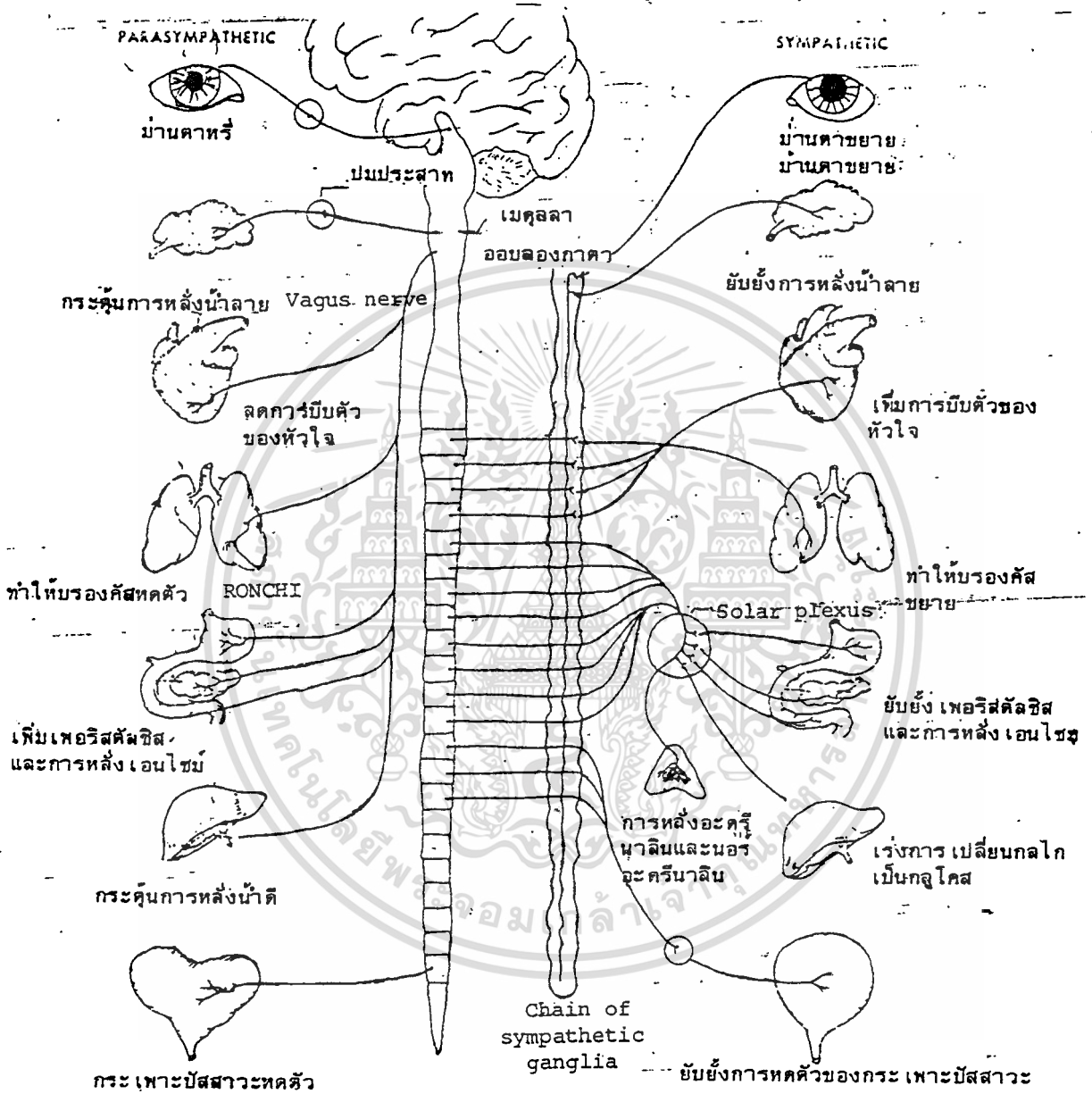
รูปที่ 1.31 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างไขสันหลัง กระดูกไขสันหลัง เยื่อหุ้มไขสันหลัง 3 ชั้น และทางออกของประสาทอัตโนมัติ ระบบซิมพาเทติก

การทำงานของระบบซิมพาเทติก และระบบพาราซิมพาเทติก จะทำงานตรงข้ามกัน โดยทั้ง 2 ระบบมีเส้นประสาทไปยังอวัยวะภายในทุกแห่ง เช่น ประสาทซิมพาเทติก สร้างนอร์อิพิเนฟรินไปกระตุ้นการเต้นของหัวใจ ประสาทพาราซิมพาเทติก จะสร้างอะซิติลโคลีนไปมีผลลดอัตราการเต้นของหัวใจ , ประสาทซิมพาเทติก ไปลดอัตราการทำงานของอวัยวะย่อยอาหาร แต่ประสาทพาราซิมพาเทติก กลับไปเร่งอัตราการย่อย เป็นต้น



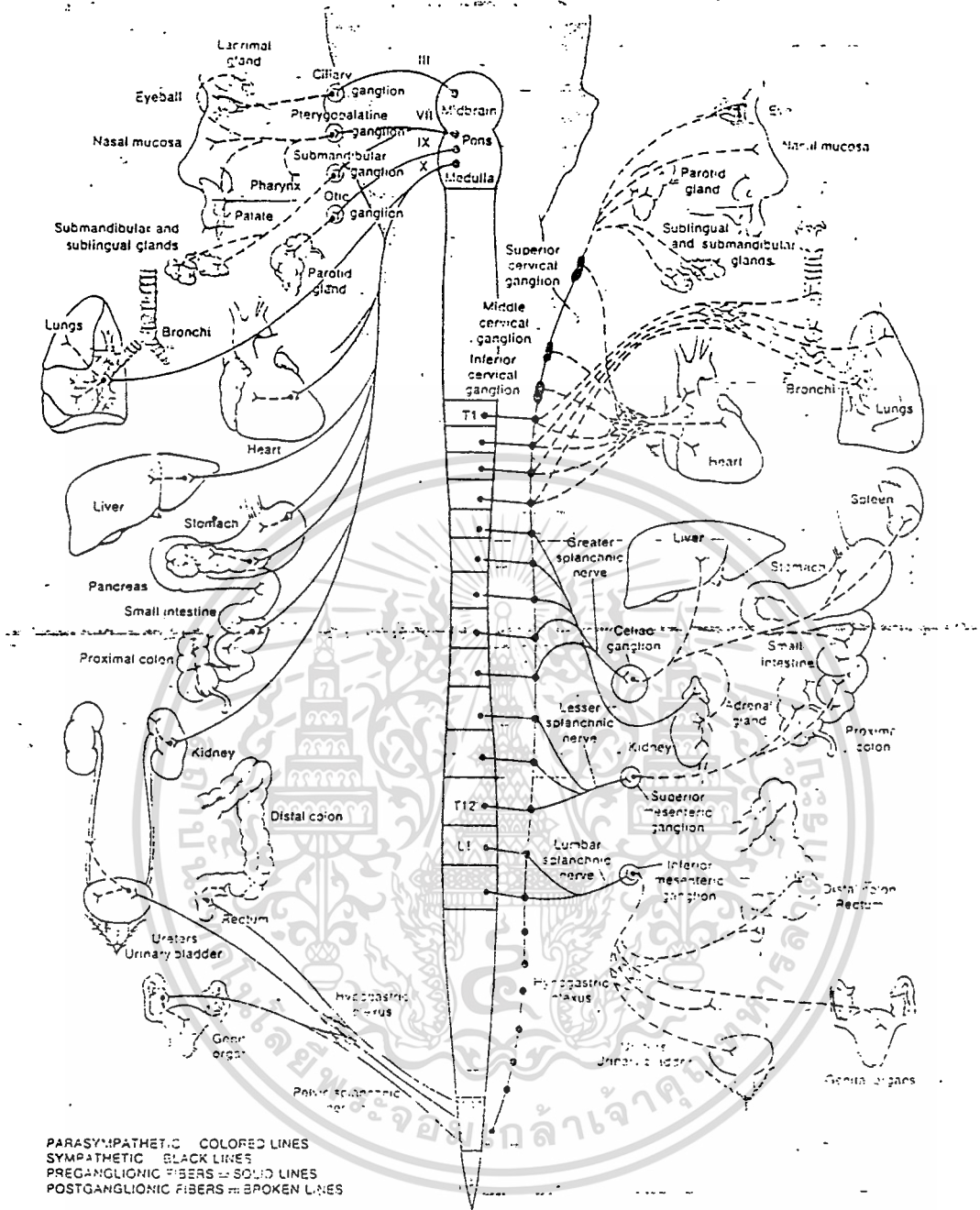
รูปที่ 1.32 แสดงปมประสาทกึ่งหน้ากึ่งหลัง และวงจรของระบบประสาทอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.33 แสดงระบบประสาทอัตโนมัติ ตำแหน่งของประสาทพาราซิมพาเทติก
 ประสาทซิมพาเทติก และอวัยวะที่ถูกควบคุมโดยระบบประสาทอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ระบบประสาทพหุภาคี	ระบบประสาททวารอิมพหุภาคี
1. ศูนย์กลางการสั่งงานอยู่ที่ไขสันหลัง 2. เส้นประสาทก่อนไขนแปดสัน, หลังไขนแปดยาว 3. ตำแหน่งไขนแปดคือ ปมประสาทอัดโนมิติ หรือปมไขนช่องท้อง	1. ศูนย์กลางการสั่งงานอยู่ที่สมอง, ไขสันหลัง 2. เส้นประสาทก่อนไขนแปดยาว, หลังไขนแปดสั้น 3. ตำแหน่งไขนแปดคือ ปมที่อวัยวะภายใน

รูปที่ 1.34 แสดงโครงสร้างของระบบประสาทอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่ออวัยวะ	ประสาทสัมผัส	ประสาทการสัมผัส
ม่านตา	กระตุ้นกล้ามเนื้อคานารี (radial muscle) ทำให้ม่านตาเปิดกว้าง	กระตุ้นกล้ามเนื้อสฟิงคเตอร์ ทำให้ม่านตาหรี่
คอมน์น้ำตา	กระตุ้นให้หลังน้ำตาออกมาจากปากติ	ควบคุมให้หลังออกมา เป็นปกติ
กล้ามเนื้อซิลิอารี หัวใจ	บีบตัว เมื่อมองภาพอยู่ไกล ๆ	คลายตัว เมื่อมองภาพใกล้ ๆ
เส้นเลือดอาร์เคอริ	เพิ่มอัตราการสูบฉีด และทำให้หลอดเลือดไปเลี้ยงหัวใจขยายตัว	ลดอัตราการสูบฉีด
คอมน์น้ำลาย	บีบตัวที่บริเวณหัวหน้ และอวัยวะภายในบีบ และคลายตัวที่กล้ามเนื้อ กลเลคัลทั่ว ๆ ไป (มีเส้นประสาทสองประเภท)	คลายตัวที่คอมน์น้ำลาย และอวัยวะสืบพันธุ์
กระเพาะและลำไส้	สร้างน้ำเมือก	สร้างส่วนที่เป็นน้ำ
อัครินัล เมดูลลา	ห้ามการเคลื่อนไหวแบบ เปรริสตีลซิส และการสร้างน้ำย่อยกระตุ้นการบีบตัวของกล้ามเนื้อ สฟิงคเตอร์	กระตุ้นการเคลื่อนไหวแบบ เปรริสตีลซิส และการสร้างน้ำย่อยกระตุ้นการคลายตัวของกล้ามเนื้อ สฟิงคเตอร์
อัครินัล	กระตุ้นการหลั่งอัครินาลิน และนอร์อัครินาลิน	ไม่มี
ตับ	กระตุ้นการสลายตัวของไกลโคเจน	บีบตัวกระตุ้นการหลั่งน้ำดี
ตับอ่อน		กระตุ้นการหลั่งทั้งอินซูลิน และน้ำย่อย
ม้าม	กระตุ้นให้บีบตัว นำเลือดเข้าสู่ระบบหมุนเวียน	
กระเพาะปัสสาวะ	ทำให้กระเพาะปัสสาวะคลายตัวห้ามไม่ให้ปัสสาวะ	กระตุ้นให้กระเพาะปัสสาวะบีบตัว และขับปัสสาวะ
ปอด	กระตุ้นการขยายตัวของบรอนคิโอไลส์ ทำให้หายใจคล่อง	กระตุ้นการบีบตัวของบรอนคิโอไลส์ ทำให้หายใจไม่สะดวก กระตุ้นการขับน้ำเมือก
คอมน์เหงื่อ	กระตุ้นการขับเหงื่อออกมา	
อวัยวะสืบพันธุ์	กระตุ้นการหลั่งน้ำอสุจิในเพศชาย	กระตุ้นเหม็นและโคลทอลิสให้แข็งตัว

ตาราง 1.3 เปรียบเทียบการทำงานของระบบประสาทสัมผัส

และประสาทการสัมผัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 ต้นกำเนิดคลื่นไฟฟ้าสมองและการบันทึก

2.1 คลื่นไฟฟ้าสมอง

เซลล์ที่มีชีวิตทั้งหลายล้วนแต่แสดงคุณสมบัติทางชีววิทยาไฟฟ้า โดยเฉพาะเนื้อเยื่อของซีรีบรัมคอร์เทกซ์มีการจัดองค์การของนิวรอนและเซลล์เกลียเป็นระบบระเบียบมาก ซึ่งแสดงให้เห็นโดยมีการสร้างศักย์ไฟฟ้าเองอย่างเป็นจังหวะต่อเนื่องกัน (spontaneous rhythm) นอกจากนี้ ยังสามารถมีการตอบสนองด้วยศักย์ไฟฟ้าขนาดใหญ่เกิดขึ้นเฉพาะที่ เสมือนเป็นผลของการกระตุ้นรีเซปเตอร์จำเพาะอีกด้วย (evoked potentials) แม้จะได้มีการค้นพบมาตั้งแต่ศตวรรษที่ 19 แล้วว่าสามารถบันทึกศักย์ไฟฟ้า ที่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดอย่างเป็นจังหวะนี้ได้จากสมองของสัตว์ที่วางยาสลบอยู่ แต่ Hans Berger (ค.ศ.1924) เป็นคนแรกที่ทำให้มีการวิเคราะห์ "คลื่นสมอง" เหล่านี้อย่างเป็นระบบ และบัญญัติศัพท์คำว่า electroencephalogram (EEG) หรือ คลื่นไฟฟ้าสมอง (อี.อี.จี.) ขึ้น โดยหมายความถึง การบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่ได้จากส่วนต่างๆของสมอง การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองนี้ ทำได้โดยวาง อิเล็กโทรด บนหนังศีรษะหรือวางอิเล็กโทรดบน pial surface ของ ซีรีบรัมคอร์เทกซ์ โดยตรงเลย ในกรณีหลังนี้ เราอาจเรียกว่า electrocorticogram (ECoG) ซึ่งจะได้คลื่นสมองขนาดใหญ่กว่า อี.อี.จี. ประมาณ 10 เท่า อี.อี.จี. นี้ ได้ข้อมูลที่มีประโยชน์ โดยบ่งชี้ถึงสภาพการทำงาน ของสมองระหว่างกิจกรรมต่าง ๆ เช่น ระหว่างสภาวะการหลับและการตื่น

2.1.1 วิธีการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมอง

การตรวจคลื่นไฟฟ้าสมอง ได้กลายมาเป็นการตรวจที่กระทำกันเป็นประจำ ในการวินิจฉัยโรคทางระบบประสาท แม้จะไม่ใช่เครื่องบ่งชี้ที่เชื่อถือได้มากที่สุด แต่ก็จัดว่าช่วยในการสนับสนุนการวิจัยได้มาก อย่างไรก็ตาม เพื่อให้สามารถใช้เปรียบเทียบกันได้ ตำแหน่งของอิเล็กโทรดที่ใช้บันทึกและสภาวะการัม ของการบันทึก (เช่น ความเร็วของกระดาษที่ใช้บันทึก, FREQUENCY RESPONSE ของเครื่องกรองสัญญาณในระบบขยายสัญญาณ) จะต้องเป็นไปตามมาตรฐานสากล

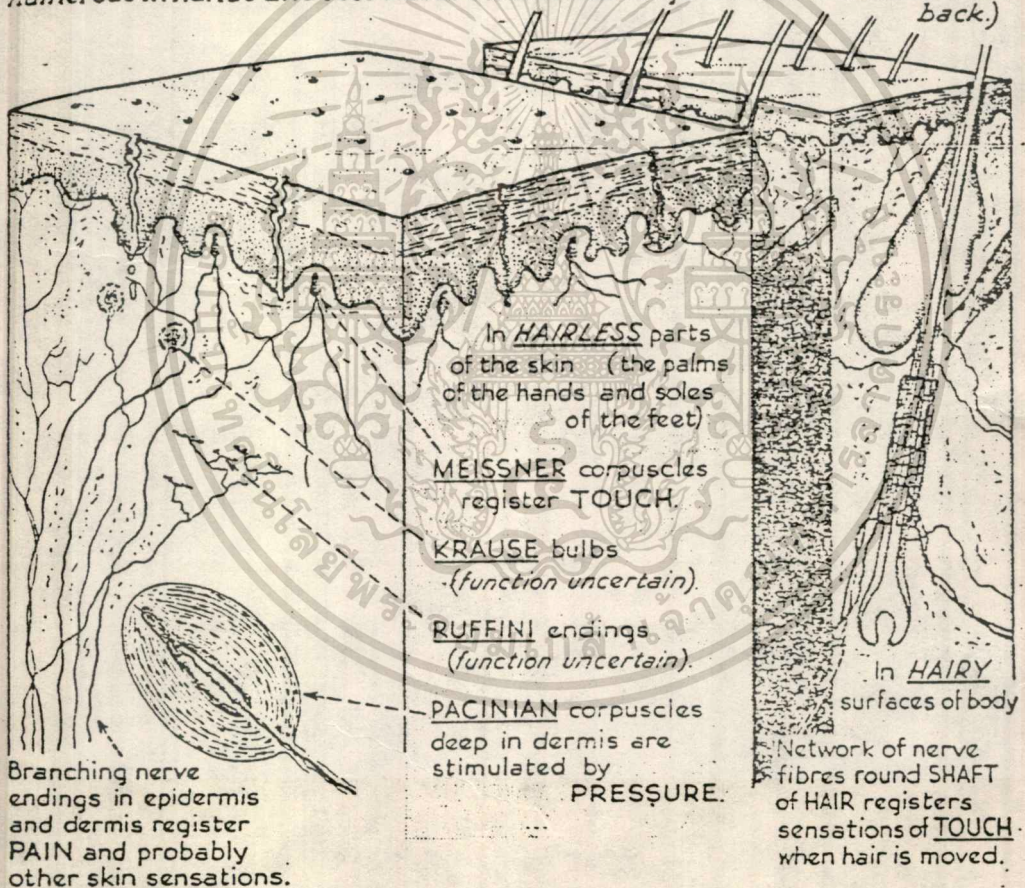
เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองสมัยใหม่ มักมีหน่วยขยายสัญญาณแยกจากกันต่างหาก 8-16 หน่วย เพื่อให้สามารถบันทึกจากหนังศีรษะหลายๆจุดได้พร้อมๆกัน คลื่นไฟฟ้าที่ขยายแล้วต้องแรงพอจะทำให้ปากกาบันทึกเคลื่อนที่ได้ โดยทำให้เกิดคลื่นซึ่งมีความถี่ 0.5 - 30 Hz (รอบต่อวินาที) บนกระดาษซึ่งเคลื่อนที่ด้วยความเร็วมาตรฐานคือ 3 Cm./วินาที อี.อี.จี. ที่ได้ (หรือกราฟระหว่าง VOLTAGE และ เวลา) จะปรากฏออกมาเป็นแถวขนานกัน จำนวนเท่ากับหน่วยขยายสัญญาณ หรือแชนแนลที่มี อิเล็กโทรดที่ใช้มักเป็น SILVER-SILVER CHLORIDE DISKS ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.5 Cm. วางติดกับหนังศีรษะได้โดยไม่ต้องโกนผม ใช้ ELECTRODE PASTE (ELECTRODE CREAM) ทาใต้อิเล็กโทรด เพื่อให้สัมผัสกับหนังศีรษะ ได้ดียิ่งขึ้น และช่วยในการนำไฟฟ้า โดยทั่วไปมักใช้อิเล็กโทรดจำนวน 16 อันหรือ 8 คู่ วางในรูปแบบซึ่งสามารถสุมตัวอย่างสัญญาณไฟฟ้ารอบความโค้งของสมองได้ ตามมาตรฐานสากลใช้ระบบการวางอิเล็กโทรดที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CUTANEOUS SENSATION

There are 5 basic skin sensations – TOUCH, PRESSURE, PAIN, WARMTH and COLD. There is much controversy as to how these are registered. In some areas they appear to be served by special nerve endings (sensory receptors or end-organs) in the SKIN. These end-organs are not uniformly distributed over the whole body surface. (*Eg. Touch endings are very numerous in hands and feet but are much less frequent in the skin of the back.*)



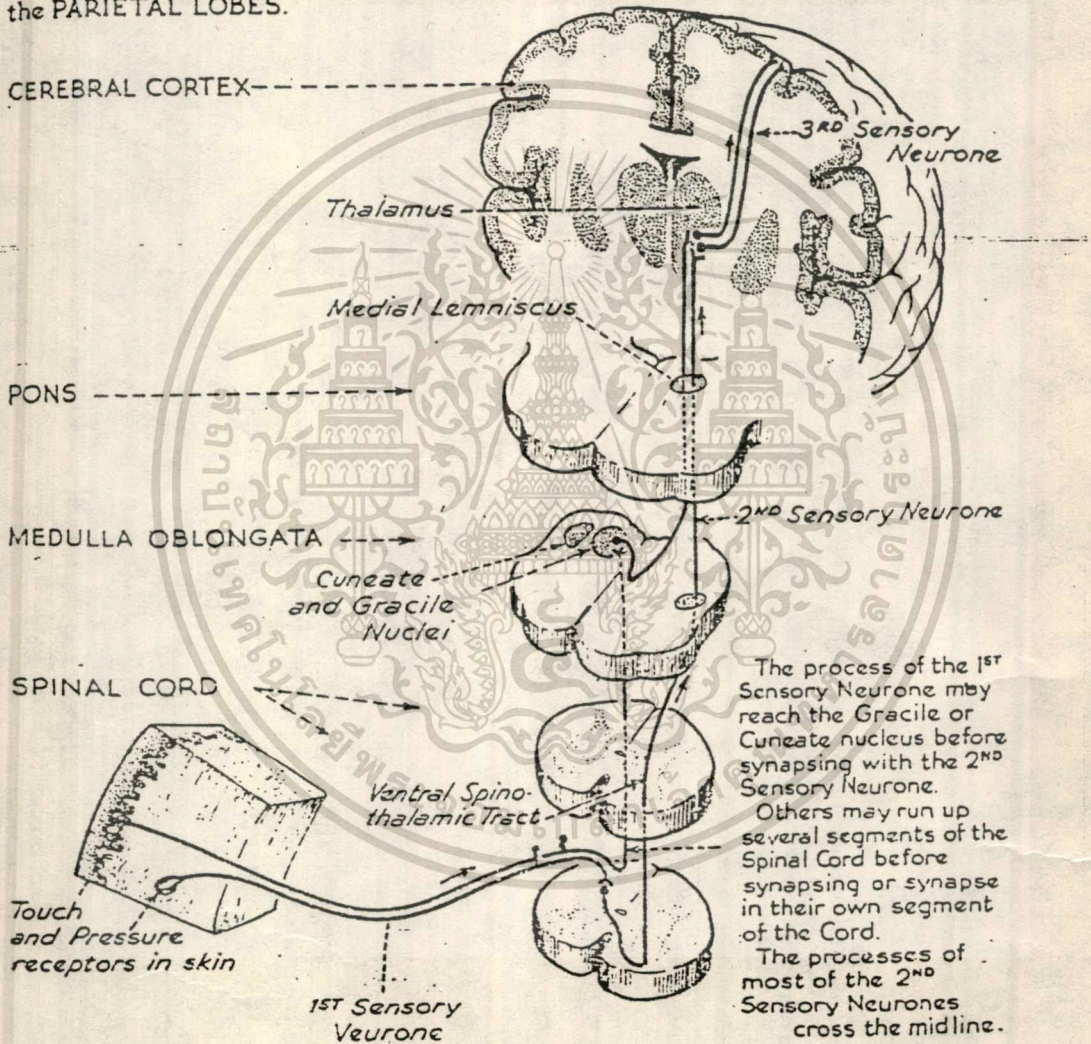
Tickling, itching, softness, hardness, wetness are probably due to stimulation of two or more of these special endings and to a blending of the sensations in the Brain.

รูปที่ 2.1 แสดงผิวสัมผัสที่มีเซลล์ประสาทรับสัมผัสอาศัยอยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TOUCH and PRESSURE PATHWAYS from TRUNK and LIMBS

Touch and Pressure endings are linked by a chain of 3 Neurones with the PARIETAL LOBES.

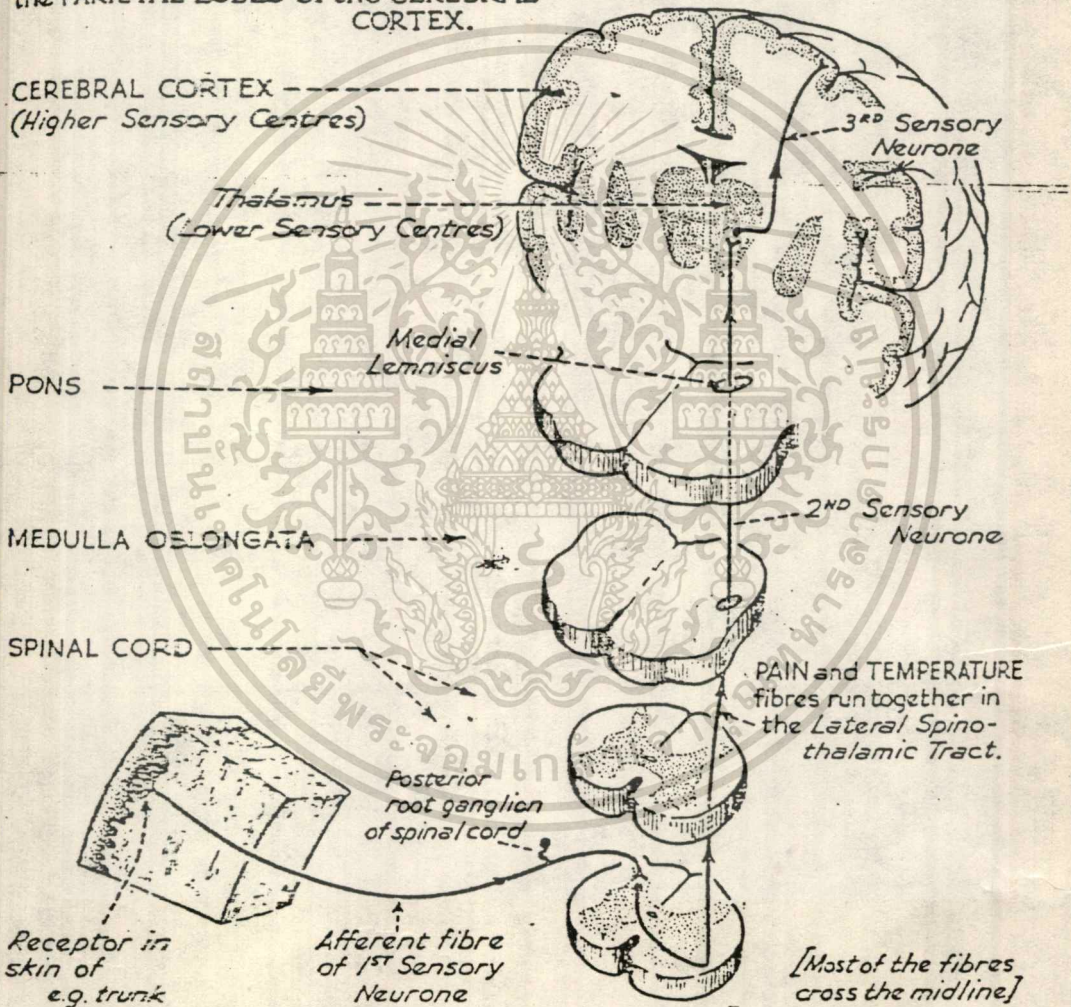


รูปที่ 2.2 แสดงผิวสัมผัสส่งกระแสประสาทเข้าสู่สมอง โดยผ่านไขสันหลัง เมดัลลา สาราไมส ก่อนเข้าไปสู่ CEREBRAL CORTEX (เป็นสาเหตุหนึ่งของการเกิด อี.อี.จี.ที่สามารถวัดได้)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PAIN and TEMPERATURE PATHWAYS from TRUNK and LIMBS

The nerve endings registering Pain and Warmth or Cold are linked by a chain of 3 Neurones with final Receiving Centre - the sensory area in the PARIETAL LOBES of the CEREBRAL CORTEX.

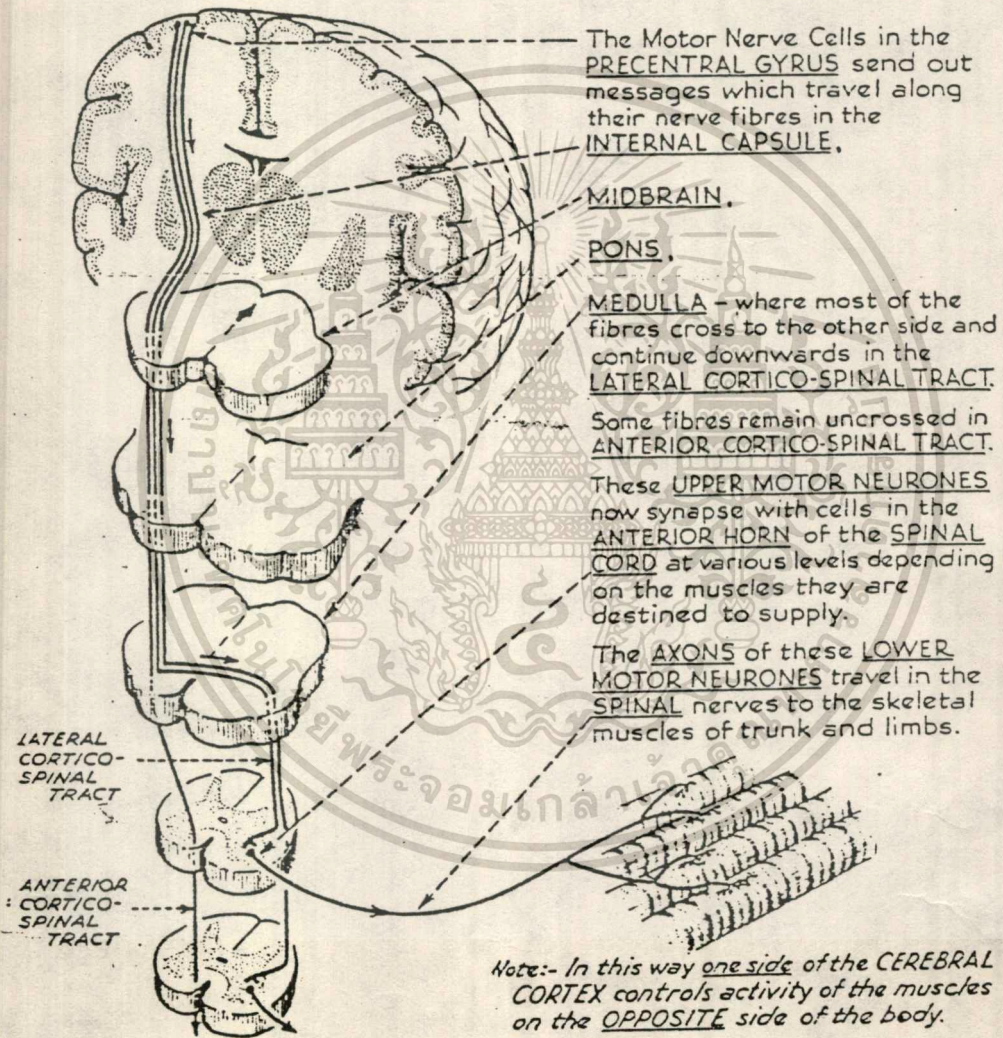


รูปที่ 2.3 แสดงการรับรู้ความเจ็บปวดและอุณหภูมิ ของผิวสัมผัสส่งไปสู่สมอง
(เป็นสาเหตุของ อี.อี.จี.ที่ไม่ต่อเนื่องและมี SPIKE)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

MOTOR PATHWAYS to TRUNK and LIMBS

The CONTROLLING CENTRES in the MOTOR CORTEX are linked by 2 Neurones with the EFFECTOR ORGANS – the VOLUNTARY MUSCLES.

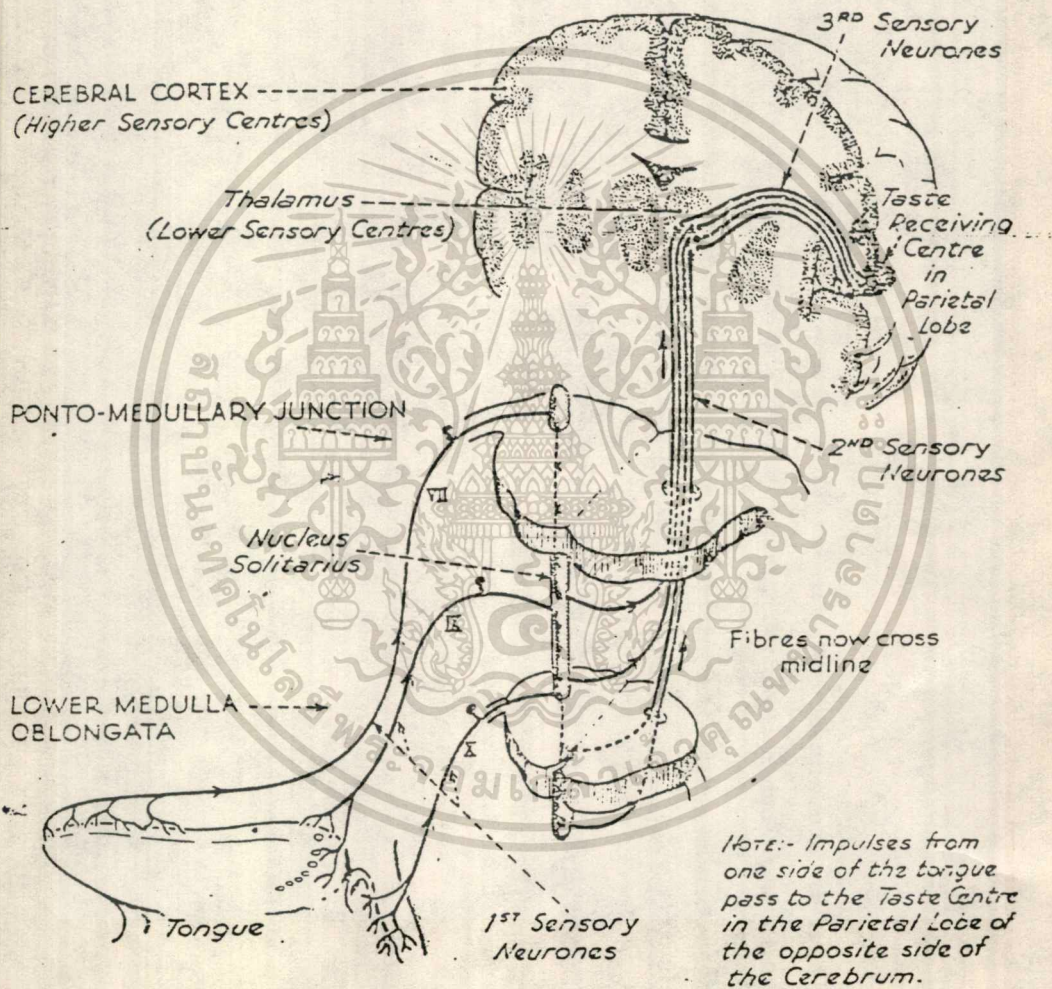


รูปที่ 2.4 แสดงการส่งกระแสประสาทจาก CEREBRAL CORTEX ไปควบคุมกล้ามเนื้อลาย (เป็นการเกิด อี.อี.จี. ในสภาวะปกติจะมีขนาดสม่ำเสมอ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

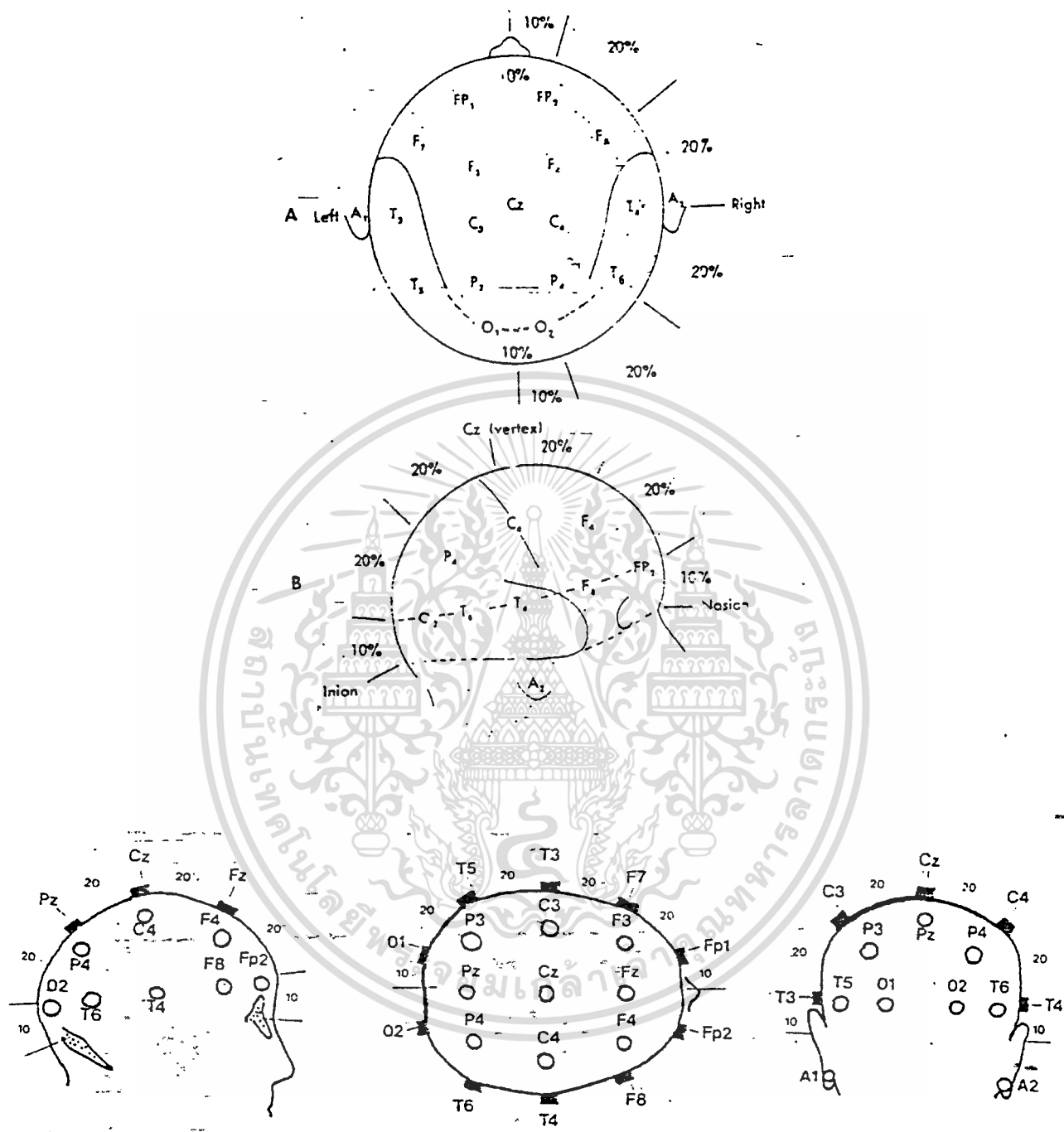
PATHWAYS and CENTRES for TASTE

The RECEPTORS for TASTE are linked by a chain of 3 Neurones with the RECEIVING CENTRES for TASTE in the CEREBRAL CORTEX.



รูปที่ 2.5 แสดงประสาทรับร้รส ผ่านกระแสประสาทไปสู่สมองส่วนปลาย
(เป็นตำแหน่งตรวจสอบอี. อี. จี. ของสมองอีกจุดหนึ่งใช้ตรวจสอบการรับร้รส)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่รวมกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

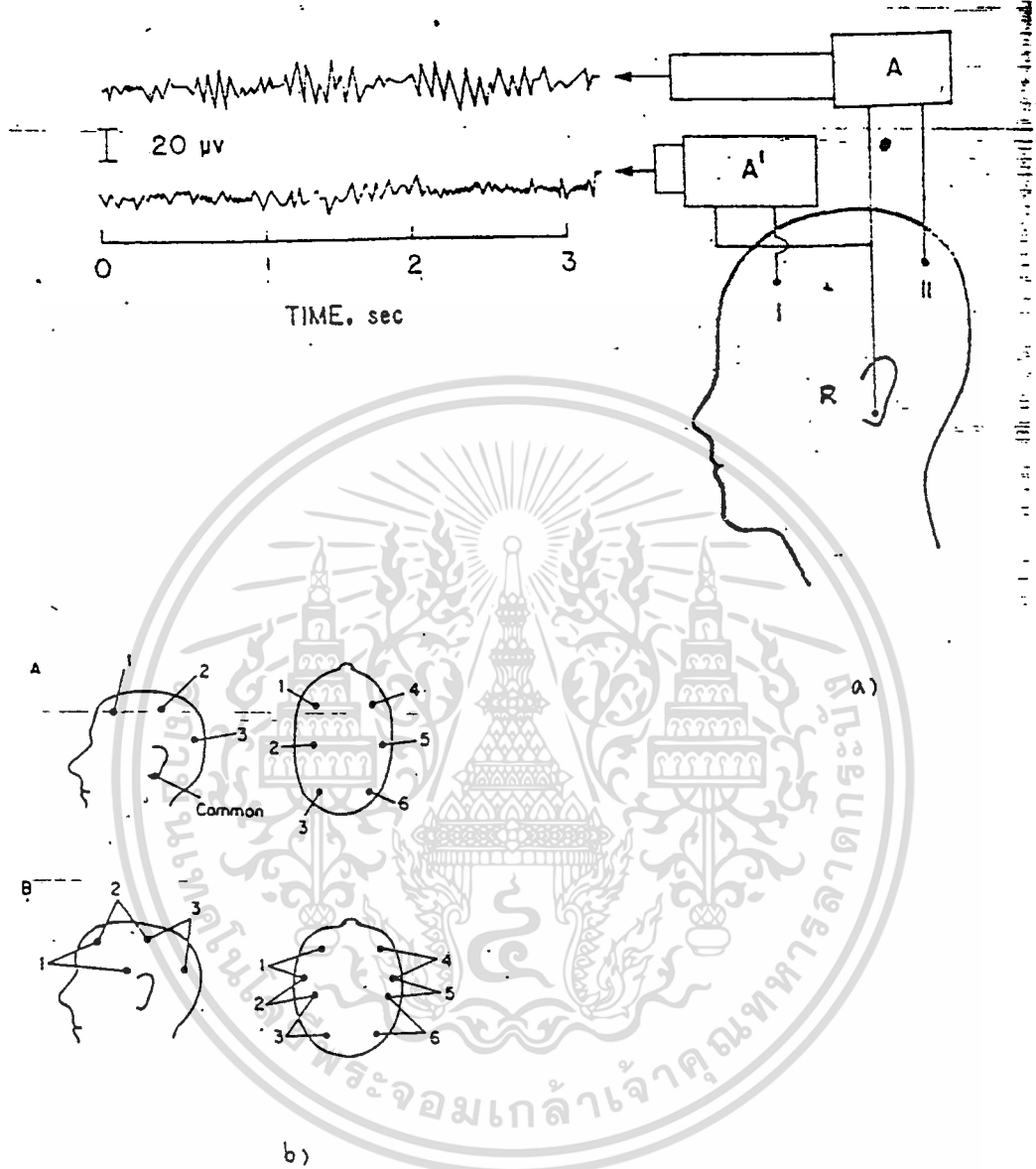


รูปที่ 2.6 แสดงตำแหน่งการวางอิเล็กโทรด ในระบบ 10-20 system

FP = PREFRONTAL ; F = FRONTAL ; C = CENTRAL ; P = PARIETAL

O = OCCIPITAL

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 a) แสดงวิธีการที่ใช้ในการบันทึก อี.อี.จี. A , A' = AMPLIFIER ;

I = FRONTAL LEAD ; II = OCCIPITAL LEAD ; R = REFERENCE LEAD

โปรดสังเกตว่าขณะบันทึกได้คลื่นเล็กๆความถี่สูง ระหว่าง LEAD I กับ R

เมื่อเทียบกับคลื่นใหญ่และความถี่ต่ำกว่าที่บันทึกได้ ระหว่าง LEAD II กับ R

b) แสดงการวัด EEG โดยวางขั้วไฟฟ้าบนศีรษะในตำแหน่งต่างๆ

A = UNIPOLAR METHODE ; B = BIPOLAR METHODE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรียกว่า 10-20 ELECTRODE PLACEMENT SYSTEM โดยแบ่งศีรษะออกเป็น 3 ส่วนคือ FRONTAL POLE (FP) , FRONTAL (F) , CENTRAL (C) , PARIETAL (P) , TEMPORAL (T) และ OCCIPITAL (O) การบันทึกที่นิยมทำกันเป็นประจำมักบันทึกจากส่วนต่างๆ เหล่านี้รวมทั้ง BASAL และ CEREBELLAR AREAS ระยะจากตั้งจมูกถึงปุ่มท้ายทอย (INION) ถูกแบ่งออกเป็น ส่วนๆ ส่วนละ 10% และ 20% ของระยะทั้งหมด แล้ววางอิเล็กโทรดบนศีรษะส่วนที่เป็นเส้นแบ่ง นั้นมาติดกัน ขั้วไฟฟ้าคู่หนึ่งเรียกว่า LEAD LEAD ทางซ้ายมือของศีรษะจะมีชื่อเป็นเลขคู่ ส่วน LEAD ทางขวามือมีชื่อเป็นเลขคี่ การเรียกชื่อ LEADS ในส่วนใดส่วนหนึ่งจะไม่เรียงกัน ทั้งนี้ เพราะถ้าต้องการเพิ่ม LEAD ที่จะบันทึกได้มากขึ้นกว่าเดิมจะสามารถเรียกชื่อ LEAD ใหม่ ตามตัวเลขที่กระโดดข้ามไปนั้นได้

การบันทึก อี.อี.จี. อาจทำได้ 2 วิธีคือ บันทึกแบบ 2 ขั้ว (BIPOLAR RECORDING) และแบบขั้วเดียว (MONOPOLAR หรือ UNIPOLAR RECORDING) การบันทึกแบบ 2 ขั้วเป็นการบันทึกความต่างศักย์ระหว่างอิเล็กโทรด 2 อันบนหนังศีรษะหรือ PIAL SURFACE ส่วนการบันทึกแบบขั้วเดียวเป็นการบันทึกความต่างศักย์ระหว่างอิเล็กโทรดอันหนึ่งบนหนังศีรษะ - หรือ PIAL SURFACE กับ INDIFFERENT หรือ REFERENCE หรือ STABLE ELECTRODE ที่ วางอยู่ไกลออกไป ปกตินิยมวาง REFERENCE ELECTRODE นี้ที่ติงหู (A1 และ A2) และกลาง กระหม่อม (VERTEX) ของกระดูกศีรษะ (Cz) อย่างไรก็ตาม ในทางปฏิบัติ การจะทำให้เกิด REFERENCE ELECTRODE ที่แท้จริงหรือเชื่อถือได้จริงๆ สำหรับการบันทึกแบบขั้วเดียวนั้นทำได้ ยาก จึงนิยมใช้แบบ 2 ขั้วมากกว่า

วิธีการทั่วไปในการบันทึก อี.อี.จี. จากสมองคน การประเมินผลอี.อี.จี. ทำได้ โดยการพิจารณาเกี่ยวกับความถี่ อัมปลิจูด รูปแบบการเปลี่ยนแปลงขึ้นๆลงๆ การกระจายของคลื่น และตำแหน่งปกติที่มีกับคลื่นชนิดต่างๆ การประเมินผลนี้อาจทำได้โดยใช้สายตาผู้เชี่ยวชาญ หรือ โดยคอมพิวเตอร์ที่ได้โปรแกรมไว้แล้ว เพื่อการวิเคราะห์ผลเหล่านั้น

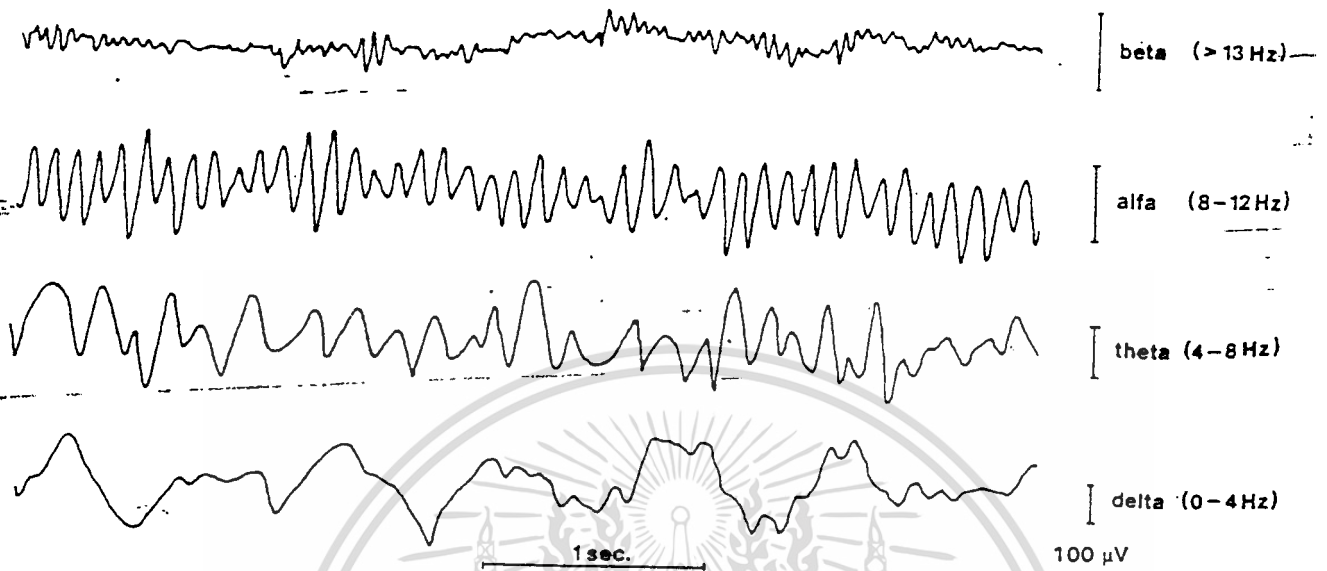
2.2 การจำแนกชนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง

เมื่อวาง leads บนหนังศีรษะได้อย่างเหมาะสมแล้ว จะสามารถบันทึกได้ศักดิ์ไฟฟ้า เล็ก ๆ ไม่สม่ำเสมอจากส่วน frontal, parietal, temporal และ occipital ศักดิ์ไฟฟ้า เหล่านี้มีขนาดเป็นเพียงไมโครโวลต์ (mv) เท่านั้น อี.อี.จี. ปกติประกอบด้วยคลื่นไฟฟ้าที่มีขนาด และความถี่ต่างๆ กัน อย่างไรก็ตาม ระหว่างสภาวะการณ่ใดสภาวะการณ่หนึ่งทางสรีรวิทยา เรา จะพบว่ามีความถี่หนึ่งเด่นขึ้นมา คุณสมบัตินี้สำคัญมากกว่า ขนาดของคลื่นแต่ละคลื่นในการแปลผล อี.อี.จี. ดังนั้นจึงมีการจำแนกชนิด และเรียกชื่อแบบแผนของคลื่น อี.อี.จี. ตามความถี่ของคลื่น อี.อี.จี. ที่เด่น โดยเรียกความถี่เหล่านี้ตามอักษรกรีกดังนี้

(ก) คลื่นแอลฟา หรือ จังหวะแอลฟา (alpha rhythm) คือคลื่น อี.อี.จี.

ที่มีความถี่เด่นอยู่ระหว่าง 3-13 เฮิร์ตซ์ คลื่นรูปแบบนี้มักบันทึกได้บนหนังศีรษะของคนที่อยู่ ในภาวะตื่นแต่หลับตาและจิตใจผ่อนคลายสบาย ๆ ขนาดของคลื่นที่บันทึกได้จะเฉลี่ยประมาณ 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



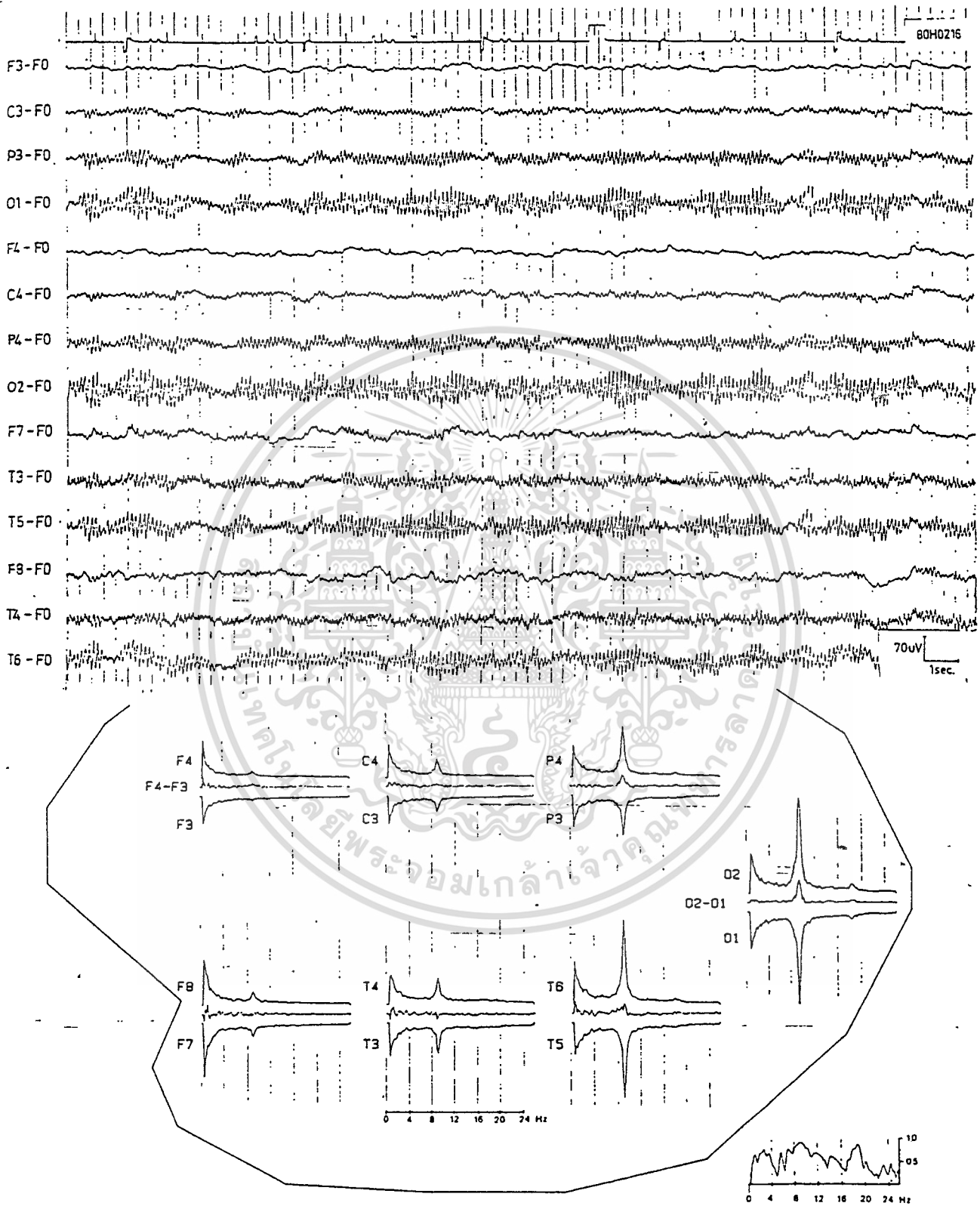
รูปที่ 2.8 แสดงคลื่นความถี่พื้นฐานทั้ง 4 โดยแต่ละคลื่นจะมีย่านความถี่เฉพาะของแต่ละตัว , สังเกตว่าคลื่นที่มีขนาดใหญ่จะเป็นคลื่นที่มีย่านเป็นความถี่ต่ำ

ไมโครโวลต์ โดยพบเด่นชัดบริเวณท้ายทอยและ parieto-occipital คลื่นแอลฟาเนี่ยมักปรากฏให้เห็นจากตำแหน่งต่าง ๆ มากมายทั้งสมองซีกซ้ายและขวาด้วยรูปแบบเหมือนกัน (อัมปลิจูด , ความถี่, phase) ด้วยเหตุนี้การบันทึกที่ได้มักเรียกว่า synchronized eeg แต่อาจพบไม่เหมือนกันได้บางเป็นบางครั้งคราวในผู้ใหญ่ปกติ อย่างไรก็ตาม ถ้าพบไม่เหมือนกันคงอยู่เป็นเวลานานจะเป็นข้อเสนอนะว่าอาจมีพยาธิสภาพของสมอง

(ข) คลื่นเบตา หรือจังหวะเบตา (beta rhythm) คือความถี่ของจังหวะที่เด่นอยู่ระหว่าง 14-30 เฮิร์ตซ์ ปกติไม่ค่อยพบขนาดมากกว่า 20 ไมโครโวลต์ พบเด่นในส่วนหน้า (frontal) และมักมีขนาดใหญ่เหนือบริเวณ precentral และ postcentral gyri การบันทึกที่ได้จากสมองซีกซ้ายและขวามักไม่เหมือนกัน โดยทั่วไปคลื่นเนี่ยมักเกิดร่วมกับภาวะของการกระตุ้นเร็ว (activation) และความตึงเครียด

(ค) คลื่นเซตา หรือจังหวะเซตา (theta rhythm) คือความถี่ขนาดคลื่นเด่นอยู่ในช่วง 4-7 เฮิร์ตซ์ มักเป็นคลื่นขนาดใหญ่สม่ำเสมอ พบในส่วนหน้ามากและส่วนขมับ (temporal) ของเด็กปกติ และอาจเกิดระหว่างความตึงเครียดทางอารมณ์ในผู้ใหญ่บางราย โดยเฉพาะระหว่างความรู้สึกผิดหวังและคับข้องใจ นอกจากนี้ยังเกิดในฮิปปोकัมปัสในสัตว์ทดลอง ในภาวะเอกสาร์เนี่ยเป็นเอกสาร์ที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปกติคลื่นนี้ในสมองซีกซ้ายและขวาจะเหมือนกัน แต่ถ้าไม่เหมือนกันหรือคงมีอยู่ใญ่ใหญ่เป็นเวลานาน เป็นข้อเสนอนะว่ามีพยาธิสภาพของสมอง



รูปที่ 2.9 แสดง EEG ที่วัดได้ในคนปกติ ณ ตำแหน่งต่างๆกัน (ในระบบ 10-20 SYSTEM)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ง) คลื่นเดลตา หรือจังหวะเดลตา (delta rhythm) คือความถี่ของคลื่นเด่นนั้นน้อยกว่า 4 เฮิรตซ์ (1-3.5 เฮิรตซ์) คลื่นนี้มีขนาดใหญ่ ช้าและไม่สม่ำเสมอ พบได้ในเด็กไม่พบในคนผู้ใหญ่ที่กำลังตื่น แต่เกิดขึ้นระหว่างระยะหลับลึก (deep sleep) และอาจร่วมกับการมีพยาธิสภาพในตำแหน่งลึก ๆ เช่น midline thalamus อย่างไรก็ตามคลื่นชนิดนี้เกิดได้ในสัตว์ที่ตัดโครงสร้างใต้คอร์เทกซ์ เนื้อเยื่อที่รับรีลคอร์เทกซ์ออกจากซาลามัส เพราะฉะนั้นคลื่นเดลตาสามารถเกิดในคอร์เทกซ์ได้โดยไม่ขึ้นกับการทำงานของโครงสร้างในสมองส่วนล่าง

โดยทั่วไปแล้ว อัมพลิจูดของคลื่นเหล่านี้ทั้งหมดเป็นสัดส่วนกลับกับความถี่ของมันคลื่นที่มีความถี่สูงมักเรียกว่า fast activity และคลื่นที่มีความถี่ต่ำเรียกว่า slow activity

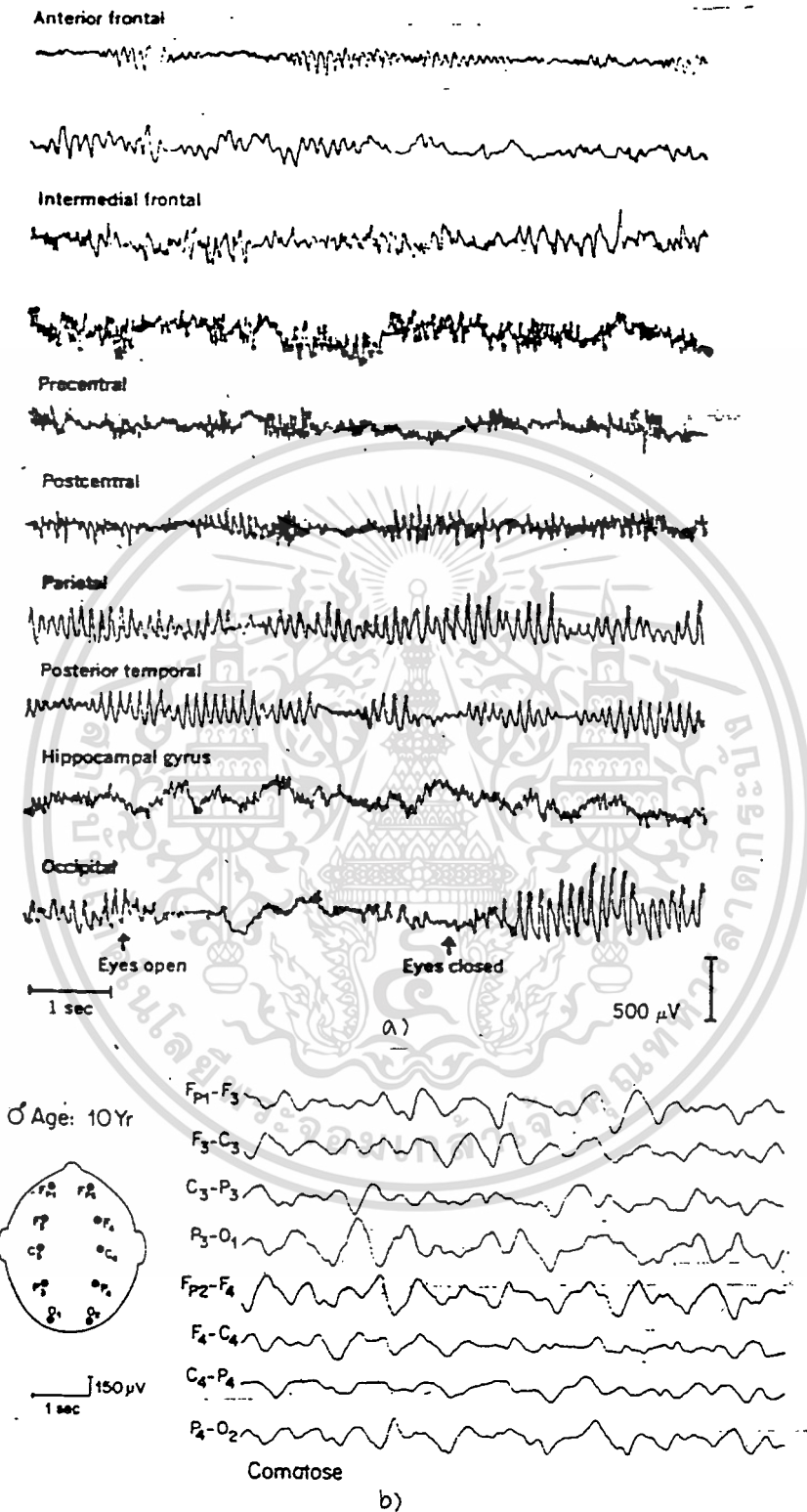
2.3 ปัจจัยที่มีผลในการเปลี่ยนแปลงรูปร่างลักษณะของคลื่นไฟฟ้าสมอง

รูปแบบของคลื่น อี.อี.จี. ที่บันทึกได้ ขึ้นกับสภาวะการรบกวนทางสรีรวิทยาขณะบันทึก และขึ้นกับเทคนิคที่ใช้ด้วย (เช่นวางอิเล็กโทรดแบบสองขั้วหรือขั้วเดี่ยว) โดยทั่วไปความถี่ และขนาดของ อี.อี.จี. ถูกกำหนดโดยปัจจัยมากมาย เช่น species ของสัตว์ , อายุ , ตำแหน่งที่บันทึก และสภาวะการตื่นตัว (state of arousal) หรือกิจกรรมของสมองเป็นต้น

(ก) ตำแหน่งที่บันทึก จะพบว่าคลื่น อี.อี.จี. ที่บันทึกได้ส่วนท้ายทอย (เมื่อหลับตา) จะได้ขนาดใหญ่มากกว่าคลื่นที่บันทึกจากส่วนหน้าผากและส่วน parietal

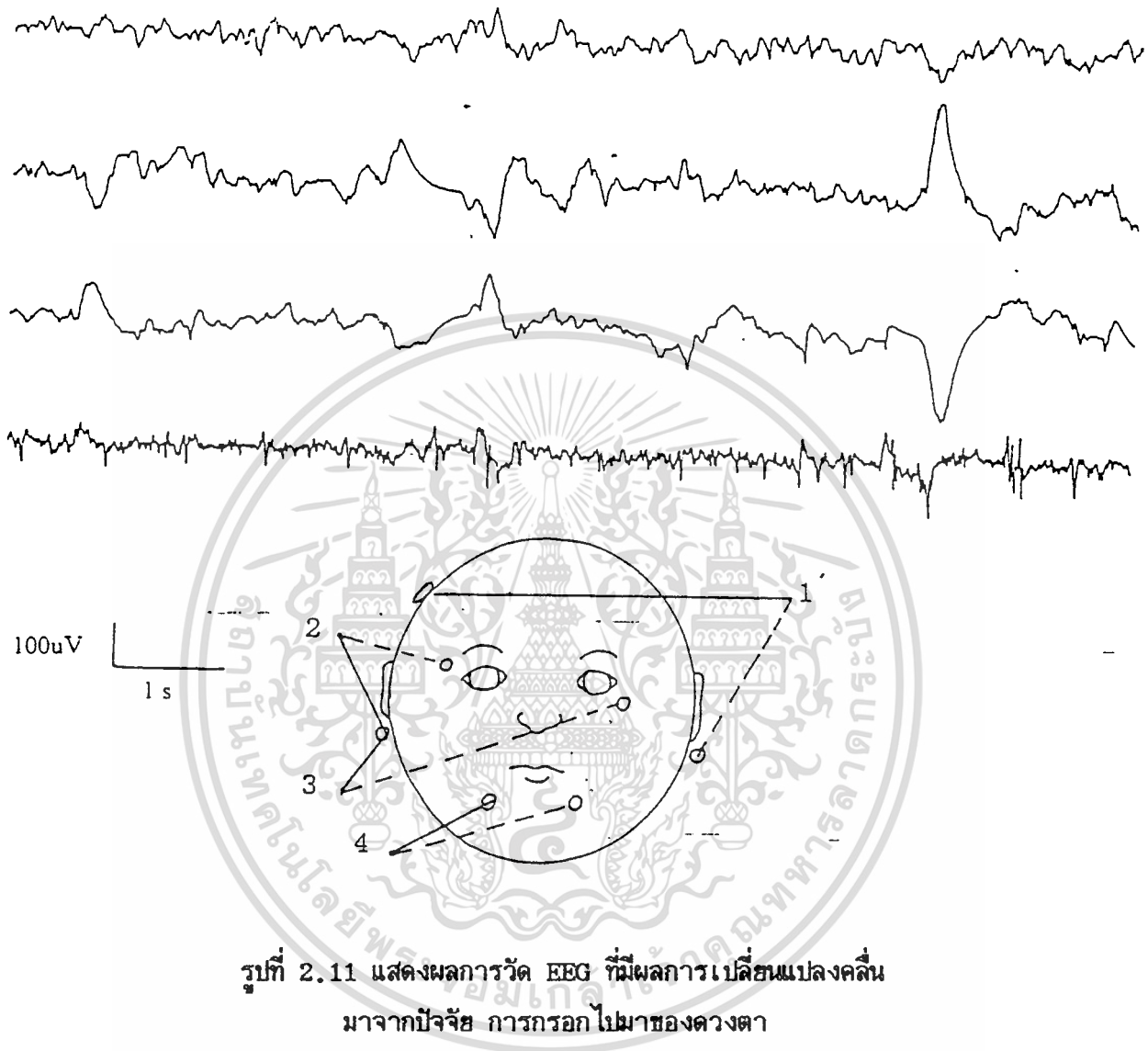
(ข) ผลของอายุ ในคนเราความถี่ของจังหวะที่เด่นนั้นจะแปรไปตามอายุ ในทารกแรกเกิดจังหวะที่เด่นคือ 0.5-2.0 เฮิรตซ์ และ 20-50 เฮิรตซ์ ความถี่ประการหลังนี้คล้ายกับคลื่นบีตาในผู้ใหญ่ ระหว่างวัยเด็กจะเห็นได้ชัดมากที่สุด เมื่อบันทึกเหนือบริเวณท้ายทอยและด้านขมับของสมอง รูปแบบของ อี.อี.จี. เหล่านี้จะค่อย ๆ เปลี่ยนไปเป็นจังหวะแอลฟาของผู้ใหญ่จนกระทั่งระหว่างอายุ 14-19 ปี จึงจะมีการพัฒนาไปเป็นรูปแบบคลื่นสมองของผู้ใหญ่อย่างเต็มที่

(ค) alpha blocking ดังกล่าวแล้วว่าตามปกติจังหวะแอลฟาของคอร์เทกซ์ผู้ใหญ่จะเด่นระหว่างภาวะตื่น (waking state) รูปแบบนี้ถูกบันทึกได้ เมื่อผู้ถูกทดสอบผ่อนคลายทั้งร่างกายและจิตใจและหลับตาทั้งสองข้าง อย่างไรก็ตาม ถ้าลืมตาจะทำให้ตัวกระตุ้นจากการมองเห็นเกิดขึ้นทันที คลื่นแอลฟาที่เกิดขึ้นจะถูกแทนที่โดยคลื่นเล็ก ๆ ความถี่สูงไม่สม่ำเสมอ ของคลื่นบีตา ปรากฏการณ์นี้เรียกว่า alpha blocking ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้ โดยการกระตุ้นประสาทรับสัมผัสชนิดใด ๆ (เสียง, ภาพ, กายสัมผัส) หรือ โดยการที่จิตใจจดจ่ออยู่กับเรื่องหนึ่งเรื่องใด เช่น กำลังแก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์ alpha blocking นี้ อาจเรียกว่า desynchronization เพราะมันบ่งชี้ว่าการทำงานพร้อมกัน (synchronizing activity) ของเซลล์ประสาทที่ทำให้เกิดจังหวะแอลฟานั้น ถูกขัดขวางโดยตัวกระตุ้นประสาทรับสัมผัส เนื่องจาก desynchronization นี้ถูกชักนำโดยการกระตุ้นประสาทรับสัมผัส และสัมพันธ์กับสภาวะของการตื่นตัว ปรากฏการณ์นี้จึงอาจเรียกว่า arousal หรือ alert response เมื่อตัวกระตุ้นหมดไปจังหวะแอลฟาจะกลับคืนมา



รูปที่ 2.10 a) แสดงลักษณะของ EEG ที่วัดได้จากสมองบริเวณต่างๆในคนปกติ
 b) แสดงลักษณะของคลื่น DELTA ซึ่งวัดได้จากผู้ป่วยหมดสติ จาก encephalitis

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 แสดงผลการวัด EEG ที่มีผลการเปลี่ยนแปลงคลื่น
มาจากปัจจัย การกรอกโคม่าของดวงตา

(ง) กิจกรรมของสมอง พบว่าความถี่เด่นของ อี.อี.จี. จะมีความสัมพันธ์โดยตรงกับ การทำงานมากน้อยของสมอง ความถี่เฉลี่ยจะสูงขึ้น ๆ เมื่อสมองทำงานมากขึ้น ๆ ซึ่งแสดงคลื่น เดลตาในระยะสะลิมสลือ วางยาสลบและหลับ คลื่นซึตาเกิดในระยะ psychomotor state และในทารก คลื่นแอลฟาเกิดในระหว่างภาวะผ่อนคลาย คลื่นบีตาเกิดระหว่างจิตใจเคร่งเครียด อย่างไรก็ตามระยะที่มีการใช้ความคิด คลื่นมักจะเป็นแบบไม่พร้อมกัน(asynchronous) มากกว่า พร้อมกัน ดังนั้นคลื่นจะมีขนาดเล็กลงๆ ทั้งๆ ที่กิจกรรมของคอร์เทกซ์มากขึ้นก็ตาม

(จ) ปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผลเปลี่ยนแปลงจังหวะแอลฟา ความถี่แอลฟาของ อี.อี.จี. ผู้ใหญ่สามารถลดลงได้ เมื่อระดับน้ำตาลในเลือดลดลงต่ำกว่า 35 มก./มล. ความอึดตัวของ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกซิเจนในเลือดต่ำของสมองต่ำลงประมาณ 30% , PCO_2 ในเลือดแดงสูงขึ้น , อุณหภูมิลดลง, ความเข้มข้นของฮอร์โมน adrenal glucocorticoid ในเลือดลดลง เพราะฉะนั้นโดยทั่วไปแล้วปัจจัยที่ลดเมตาโบลิซึมทันทีที่แนวโน้มที่จะลดความถี่ของจังหวะแอลฟาในสมองได้ ในทางกลับกัน ภาวะที่น้ำตาลในเลือดสูงขึ้น, อุณหภูมิกายสูงขึ้น, PCO_2 ในเลือดแดงต่ำ หรือมีการเพิ่มขึ้นของระดับฮอร์โมน adrenal glucocorticoid ในเลือดจะมีผลทำให้ความถี่ของคลื่นแอลฟาเพิ่มขึ้นด้วย นั่นคือ fast activity ของ อี.อี.จี. จะเพิ่มขึ้น การหายใจเข้า-ออกอย่างแรงและเร็ว (hyperventilation) บางครั้งถูกนำมาใช้ในทางคลินิกเพื่อให้ความผิดปกติที่แฝงเร้นอยู่ปรากฏออกมาในอีอีจี เพราะวิธีการนี้ช่วยลด PCO_2 ในเลือดแดงของสมองอย่างมาก ดังนั้นจะส่งเสริมการเกิด fast activity ใน อี.อี.จี.

2.4 กลไกพื้นฐานทางสรีรวิทยาของการเกิดคลื่นไฟฟ้าสมอง

การปรากฏของคลื่นที่เกิดขึ้นอย่างเป็นจังหวะใน อี.อี.จี. เช่น คลื่นแอลฟา และ slow-wave sleep patterns ทำให้เกิดข้อเสนอนี้ว่า องค์ประกอบของระบบประสาทมีการสร้างศักย์ไฟฟ้าขึ้นพร้อมๆ กันเป็นจังหวะอย่างสม่ำเสมอมากกว่าจะสร้างแบบสะเปะสะปะเป็นอิสระแก่กัน เพราะถ้าแต่ละส่วนมีการสร้างศักย์ไฟฟ้าเป็นอิสระแก่กัน ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นคนละทิศทางจะหักล้างกันเอง และไม่สามารถทำให้เกิดคลื่นปรากฏขึ้นได้เมื่อบันทึกภายนอก ดังนั้นคำถามสำคัญที่จะต้องตอบคือ (1) กลุ่มเซลล์ของซีรีบรัลคอร์เทกซ์กลุ่มใด ที่ปล่อยกระแสประสาทออกมาพร้อมกัน (2) กลไกอะไรที่ทำให้เซลล์ในคอร์เทกซ์นั้น ปล่อยกระแสประสาทออกมาพร้อมๆ กันจนเกิดคลื่นใหญ่ (synchronization) และ (3) กลไกอะไรที่ทำให้เซลล์ในคอร์เทกซ์นั้น ปล่อยกระแสประสาทออกมา ไม่พร้อมกันจนเกิดเป็นคลื่นเล็ก ๆ ความถี่สูง (desynchronization)

2.5 ต้นกำเนิดของคลื่นไฟฟ้าสมอง

ดังที่ทราบกันแล้วว่านิเวรอนสร้างศักย์ไฟฟ้าได้ 2 ชนิดคือ synaption potential และ action potential แต่ปรากฏการณ์ไฟฟ้าอะไรในสมองที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าสมอง เดิมเชื่อว่าคลื่นไฟฟ้าสมองคือผลรวมของ action potentials ของเซลล์ในคอร์เทกซ์ซึ่งกระจายกระแสประสาทนี้ไปใน volum conductor แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้ใน อี.อี.จี. ส่วนใหญ่เป็นคลื่นไฟฟ้าของซีรีบรัลคอร์เทกซ์ส่วนเนื้อเทาชั้นต้น ๆ และในชั้นเหล่านี้มีตัวเซลล์ (soma หรือ cell body) น้อยมาก หลักฐานต่าง ๆ ในปัจจุบันจึงเชื่อว่า อี.อี.จี. เป็นผลรวมของ synaptic potentials ของเดนไดรต์มากมาย ที่อยู่ใกล้ผิวของคอร์เทกซ์ใต้เปลือกโทรดที่บันทึก การเปลี่ยนแปลงขึ้น ๆ ลง ๆ ของคลื่น อี.อี.จี. เกิดจากการไหลของกระแสไฟฟ้าระหว่างขั้วสองขั้ว (dipole) ที่มีการเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์อยู่เสมอเนื่องจากอินพุตนำเข้าที่เปลี่ยนแปลงไป ขั้วสองขั้วที่กล่าวถึงนี้ขั้วหนึ่งอยู่ที่บริเวณเดนไดรต์ในคอร์เทกซ์ชั้นต้น ๆ (สองชั้นนอกใต้ pia mater) ส่วนอีกขั้วหนึ่งอยู่ที่บริเวณตัวเซลล์ของ pyramidal cell ซึ่งอยู่ลึกลงมา

กล่าวคือ ชั้นผิวนอกของส่วนเนื้อเทาของซีรีบรัลคอร์เทกซ์มีตัวเซลล์อยู่น้อย แต่เซลล์ pyramidal ที่อยู่ชั้นลึก ๆ จะมีเดนไดรต์ส่งขึ้นมาอยู่ในชั้นผิวนอกนี้มากมายเรียงกันในแนวตั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.12 แสดงตำแหน่งต่างๆที่ PRESYNAPTIC TERMINALS มาสิ้นสุดบน PYRAMIDAL CELL ของ NEOCORTEX; A เป็นบริเวณที่ NONSPECIFIC AFFERENTS จากเรติคูลาร์ฟอร์เมชันและฮารามัสมาสิ้นสุด; B ล่างเป็น PRESYNAPTIC TERMINALS ของ PYRAMIDAL CELL ที่จะ SYNAPSE กับ INHIBITORY INTERNEURON ซึ่งจะย้อนกลับไปยับยั้งเดนไดรต์ของ PYRAMIDAL CELL ตัวนี้ที่ตำแหน่ง B บน; C เป็นบริเวณที่ COMMISSURAL FIBERS จาก CEREBRAL HEMISPHERE ด้านตรงข้ามมาสิ้นสุด; D เป็นบริเวณที่ SPECIFIC AFFERENTS จาก THALAMIC SENSORY RELAY NUCLEI มาสิ้นสุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และทำให้เกิดร่างแหโยงใยหนาแน่นของใยประสาทที่ประสานกัน ส่วนเดนไดรต์นี้ไม่มีการถ่ายทอด ศักย์ขณะทำงาน (action potential) แต่ปลายประสาทที่มาสั้นสุดบนเมมเบรนของเดนไดรต์ สามารถทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าเฉพาะที่ (local potential) คือ excitatory หรือ inhibitory postsynaptic potentials (epsp หรือ ipsp) ได้บนเมมเบรนของ เดนไดรต์นั้น ขึ้นอยู่กับว่าปลายประสาทนั้นเป็นชนิดใด

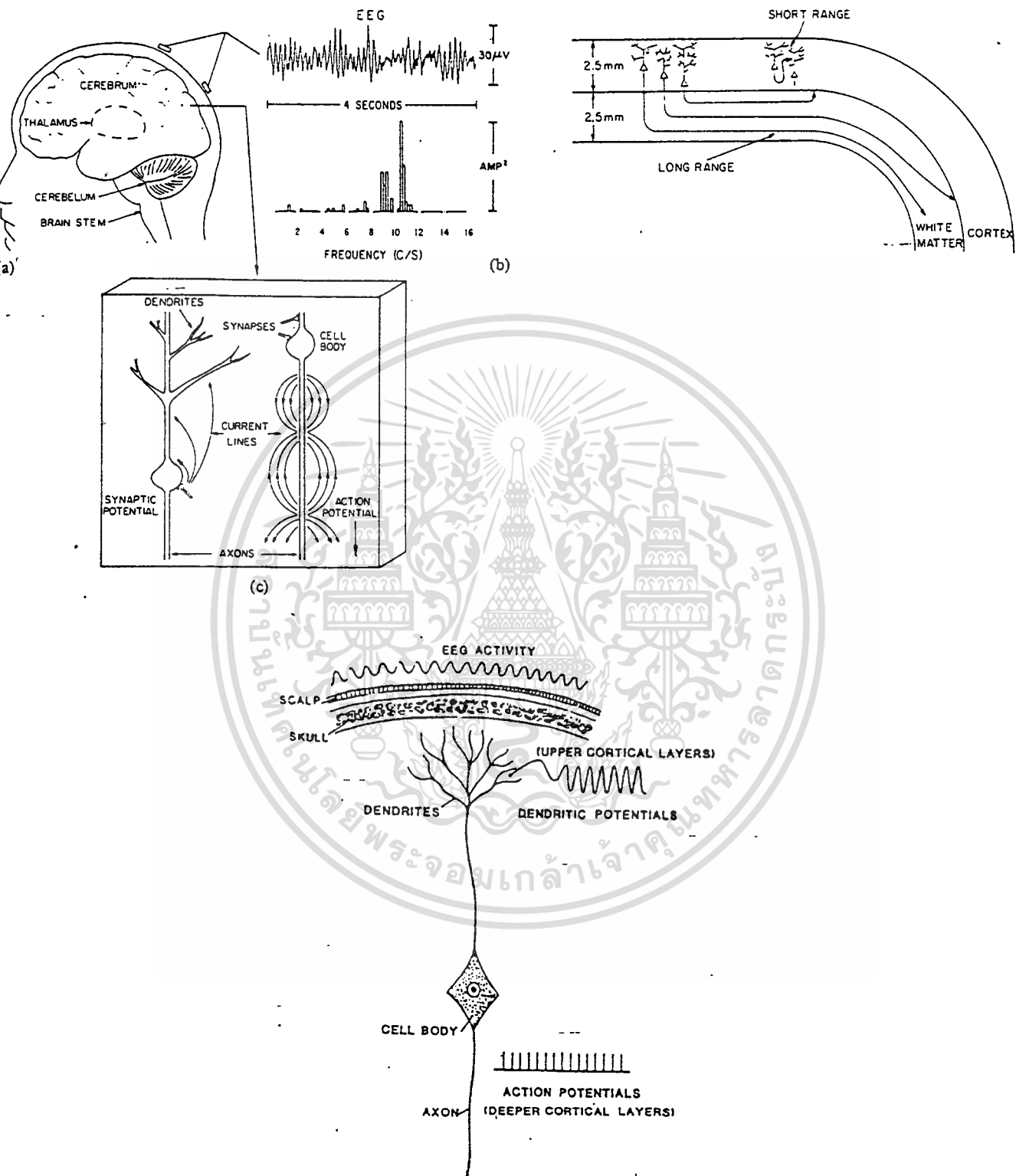
เมื่อปลายประสาทชนิดเร่งเร้าส่งกระแสประสาทมาสู่เดนไดรต์ จะทำให้เมมเบรน ของเดนไดรต์เกิด epsps หรือดีโพลาริเซชันน้อย ๆ แต่ไม่ถึงระดับกั้น (threshold) เรียก ภาวะนี้ว่า hypopolarization (คือภาวะที่ประจุภายในเป็นลบน้อยลงส่วนภายนอกเป็นบวก น้อยลงหรือเป็นลบมากขึ้น) การที่ภายนอกของเดนไดรต์กลุ่มนี้เป็นลบ เมื่อเทียบกับภายนอกของ ตัวเซลล์หรือเดนไดรต์ใกล้เคียงกลุ่มอื่น ๆ ที่อยู่ในระยะพัก จะทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าไหลจากที่มี ศักย์ไฟฟ้าสูง (เป็นบวก) คือบริเวณตัวเซลล์หรือเดนไดรต์ข้างเคียง มาตาม extracellular fluid ไปสู่ที่ที่ศักย์ไฟฟ้าต่ำ (เป็นลบ) คือ extracellular fluid รอบกลุ่มเดนไดรต์ที่ถูก เร่งเร้า นั้น บริเวณกลุ่มเดนไดรต์ที่มีดีโพลาริเซชันจะมีกระแสไฟฟ้าจากบริเวณอื่นที่มีอยู่ในระยะ พักไหลเข้ามาหา จึงเรียกบริเวณนี้ว่า current sinks ในทางกลับกันถ้าปลายประสาทชนิด ยับยั้ง ส่งกระแสประสาทมาสู่เดนไดรต์ จะทำให้เมมเบรนของเดนไดรต์เกิด ipsp หรือ hyperpolarization (ภาวะที่ประจุภายในเป็นลบมากขึ้น ส่วนภายนอกเป็นบวกมากขึ้นหรือ เป็นลบน้อยลง) การที่ภายนอกของเดนไดรต์กลุ่มนี้เป็นบวกมากขึ้น (ศักย์ไฟฟ้าสูงกว่า) เมื่อเทียบ กับภายนอกของตัวเซลล์หรือเดนไดรต์ใกล้เคียง จะทำให้บริเวณรอบๆ กลุ่มเดนไดรต์เหล่านี้เป็น current sources คือเป็นต้นตอของกระแสไหลไปสู่ตัวเซลล์ และเดนไดรต์อื่นๆ ที่อยู่ในระยะ พัก อินพุตที่เข้าที่เปลี่ยนแปลง จะทำให้ดูเหมือนมีการสลับขั้ว ระหว่างเดนไดรต์กับตัวเซลล์อยู่ เสมอ กระแสที่ไหลระหว่างขั้วสองขั้วนี้จะชักนำไปได้ 3 มิติ ใน volume conductor (คือ interstitial fluid) และสามารถบันทึกได้ศักย์ไฟฟ้าซับซ้อน ด้วยอิเล็กโทรดที่วางบน กระโหลกศีรษะ

ด้วยเหตุที่เดนไดรต์เหล่านี้ อาจได้รับอินพุตที่มีอิทธิพลในทางเร่งเร้าและยับยั้งใน เวลาเดียวกันหรือใกล้เคียงกันได้ ดังนั้นการที่บริเวณเดนไดรต์ จะเป็นเสมือนขั้วลบ (เป็น current sinks) หรือเป็นขั้วบวก (เป็น current sources) เมื่อเทียบกับตัวเซลล์จึงขึ้น อยู่กับว่าอิทธิพลในทางยับยั้งหรืออิทธิพลในทางเร่งเร้าจะมากกว่ากัน ถ้าผลรวมสุทธิของไฟฟ้าบน เดนไดรต์เป็นบวกเมื่อเทียบกับตัวเซลล์แล้วเซลล์จะ hyperpolarized และความไวจะน้อยลง ในทางกลับกัน ถ้าผลรวมสุทธิของไฟฟ้า บนเดนไดรต์เป็นลบเมื่อเทียบกับตัวเซลล์ แล้วเซลล์จะ hypopolarized, เข้าใกล้ระดับกั้น (threshold) มากขึ้น ดังนั้นจะไวต่อการกระตุ้นมากขึ้น

กล่าวได้ว่าศักย์ไฟฟ้าสุทธิบนเดนไดรต์จะเปลี่ยนแปลงขึ้น ๆ ลง ๆ อย่างเป็นจังหวะ เพราะฉะนั้นความไวของเมมเบรนทั้งหมดของเซลล์ประสาทจะได้รับอิทธิพลจากการกระจายไฟฟ้า แบบ electrotonus ของกระแสที่เปลี่ยนแปลงดังนี้ ด้วยเหตุนี้คุณสมบัติทางไฟฟ้าต่างๆ รวมทั้ง

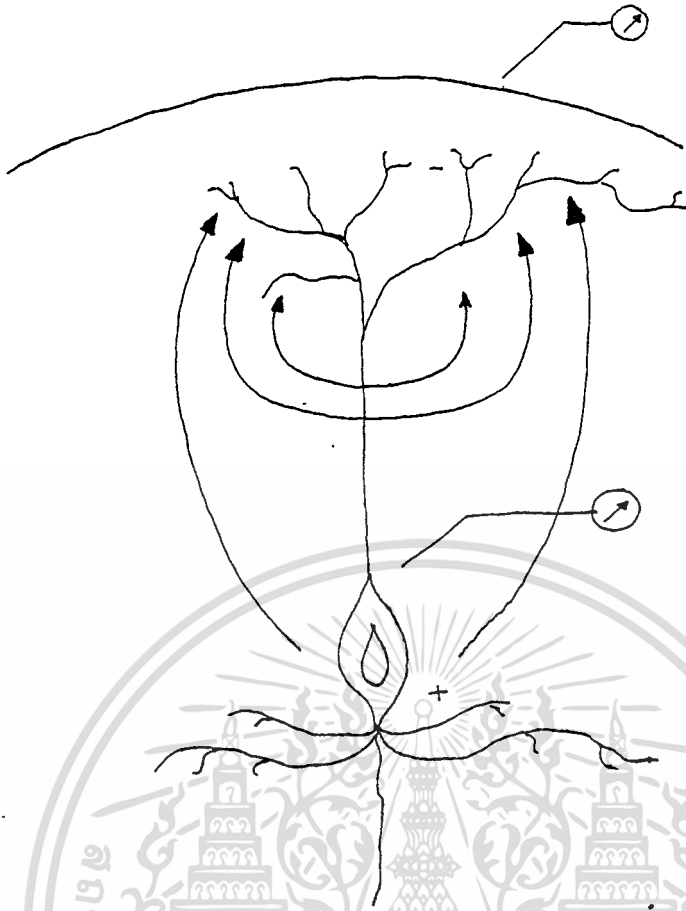
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 แสดงคลื่นไฟฟ้าจากสมอง EEG เกิดจากการวัดศักย์ไฟฟ้าจากเดนไดรต์ของ UPPER CORTICAL LAYER โดยขั้วไฟฟ้าที่วางอยู่ที่หนังศีรษะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 แผนภูมิแสดงทฤษฎีของ volume conductor ที่ใช้กับ pyramidal cell เมื่อมีดีโพลาร์เซชัน (ลบ) เกิดขึ้นที่ apical dendrites ใกล้กับผิว จะทำให้เกิดเป็นบริเวณ current sink กระแสจากส่วนที่อยู่ในระยะนี้คือ ตัวเซลล์ที่อยู่ลึกลงมาหรือเดนไดรต์อื่นๆ ใกล้เคียงจะเป็นตำแหน่งต้นตอของกระแส จึงเรียกว่าเป็น current source (บวก) อิเล็กโตรดที่บันทึกที่ขึ้นต้นและขึ้นลึกลงมาจะบันทึกได้ความต่างศักย์ที่เกิดจากการไหลของกระแสใน volume conductor

ความไวของเซลล์ประสาทจำนวนมากในส่วนคอร์เทกซ์ จึงสามารถเปลี่ยนแปลงได้พร้อมๆกัน ถ้าไม่มีอุปสรรคหน้าเข้าใด ๆ มาขัดขวางกระบวนการนี้ เซลล์ในกลุ่มนี้ก็จะมีการเปลี่ยนแปลงความไวเสมือนเป็นหน่วยเดียวกัน เมื่อศักย์ไฟฟ้าของเซลล์ประสาทกลุ่มใหญ่เปลี่ยนแปลงไปพร้อมๆกัน เช่นนี้ จะบันทึกได้คลื่นไฟฟ้าที่เป็นจังหวะในอี.อี.จี.

กระแสไหลอย่างมาก และยิ่งใกล้ตำแหน่งที่เกิดไฟฟ้า สัญญาณที่บันทึกได้จะยิ่งใหญ่ แต่อิเล็กโตรดที่ใช้บันทึก อี.อี.จี. ค่อนข้างไกลจากต้นตอของกระแส อี.อี.จี. ในคอร์เทกซ์ ด้วยเหตุนี้ขนาดของคลื่น อี.อี.จี. ที่บันทึกจากหนังศีรษะภายนอกจะเล็กกว่าขนาดศักย์ไฟฟ้าเมมเบรนที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บันทึกจากภายในประมาณ 100-1000 เท่า ถ้าบันทึกจากผิวของคอร์เทกซ์โดยตรง (electrocorticogram) ระหว่างการทดลองในสัตว์หรือระหว่างการผ่าตัดสมองในคน จะได้คลื่นไฟฟ้าสมองขนาดใหญ่กว่าที่บันทึกจากหนังศีรษะประมาณ 10 เท่า อย่างไรก็ตามในทั้งสองกรณีนี้ อี.อี.จี. สะท้อนถึงศักย์ไฟฟ้าที่รวมเข้าพร้อมกันจากเซลล์ประสาทกลุ่มใหญ่กลุ่มหนึ่ง ได้มีการประมาณไว้ว่า อิเล็กโทรด 1 ตารางมิลลิเมตรที่วางบนผิวของคอร์เทกซ์ จะสัมผัสตัวอย่างไฟฟ้าจากนิวรอนประมาณ 100,000 ตัว และลงไปได้ลึกประมาณ 0.5 มม. แต่เมื่อบันทึกโดยยังมีกะโหลกศีรษะไฟฟ้าขนาดเดียวกันนั้นจะต้องได้นิวรอนมากขึ้นถึง 10 เท่า จากเหตุผลดังกล่าวนี้ จึงเป็นที่แน่ใจได้ว่า ขนาดของศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้ขึ้นกับจำนวนนิวรอนที่ส่งกระแสประสาทออกมาพร้อมกัน และอยู่ในตำแหน่งที่มีทิศทางเดียวกัน กระแสจึงสามารถรวมกันได้ ด้วยเหตุนี้ นิวรอนจำนวนมากมายใต้อิเล็กโทรด จะต้องมีการปล่อยกระแสประสาทพร้อมกัน จึงจะทำให้เกิดคลื่นขนาดใหญ่ปรากฏใน อี.อี.จี. ได้

สรุปได้ว่า เมื่ออินพุตจากจุดประสาน (synaptic input) เข้าสู่เซลล์ของคอร์เทกซ์กลุ่มใหญ่กลุ่มนี้แล้ว ทำให้เกิด synaptic potential และ action potential ซึ่งทำให้เกิดการไหลของกระแสไปในทิศทางเดียวกัน electrical activity นี้ เรียกว่าเกิด synchronization ความถี่ของ eeg waveform ขึ้นกับการกระจายไปตามเวลาของ synaptic input และ neural activity ที่เกิดขึ้น ในทางกลับกัน ถ้าการกระจายกระแสประสาทไม่พร้อมกัน หรือถ้ากระแสที่เกิดตามร่างแหของเดนไดรต์ กระจายเป็นไปคนละทิศทาง eeg waveform ที่บันทึกได้เรียกว่าเกิด desynchronization

2.6 กลไกที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าจากคอร์เทกซ์พร้อมกัน

(Synchronizing Mechanisms)

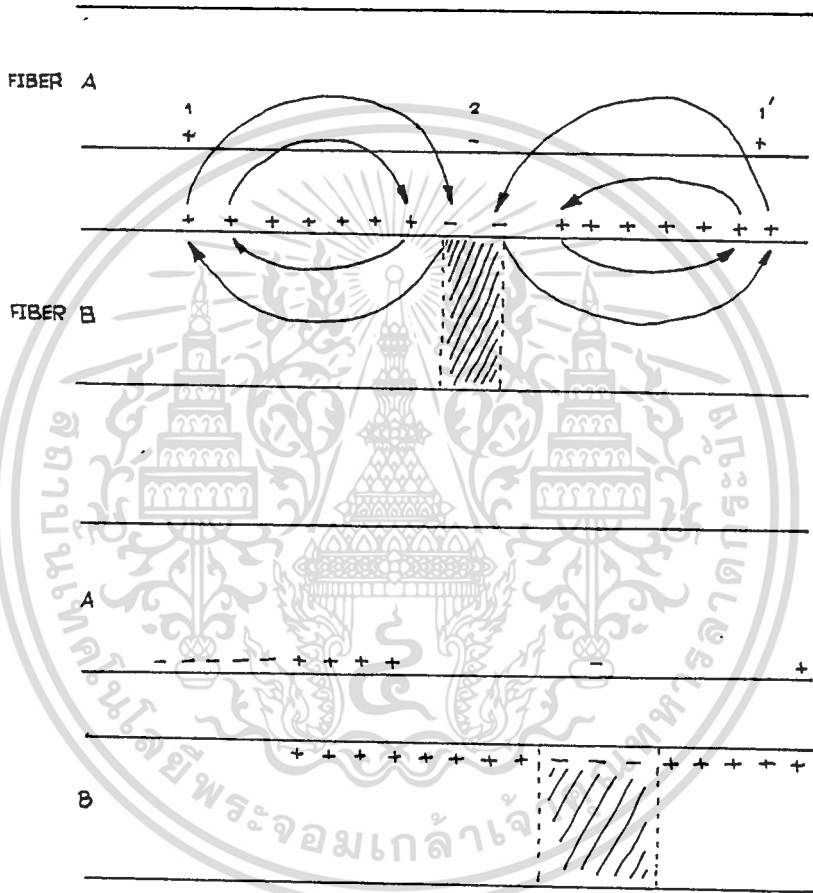
เชื่อว่าปัจจัยสำคัญ 2 ประการที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าขึ้นพร้อมกันบนเดนไดรต์กลุ่มใหญ่ของคอร์เทกซ์ จนกระทั่งปรากฏคลื่นที่มีจังหวะได้ใน อี.อี.จี. นั่นคือ (1) ความพร้อมเพรียงกันเกิดขึ้นระหว่างเดนไดรต์ที่อยู่ขนานใกล้เคียงกันและ (2) กระแสประสาทนำเข้าไปที่ถ่ายทอดจากซาลามัสและบริเวณอื่นๆ ได้คอร์เทกซ์ ชักนำให้สัญญาณไฟฟ้าในคอร์เทกซ์เกิดขึ้นพร้อมกัน

เมื่อใยประสาทสองเส้น หรือมากกว่านั้น เรียงขนานกันอย่างใกล้ชิดใน volume conductor และใยประสาทเส้นหนึ่งถูกกระตุ้น คุณสมบัติทางไฟฟ้าของใยประสาทเส้นที่ 2 จะถูกปรับแต่งได้ แม้ว่าใยประสาทเส้นที่ 2 จะไม่เกิด action potential แต่ความไวของใยประสาทเส้นที่ 2 จะถูกเปลี่ยนแปลง โดยการผ่านของกระแสประสาทจากใยประสาทแรกดังต่อไปนี้ คือ กระแสภายนอกที่ไหล เข้าสู่บริเวณที่มีดีโพลาร์ไรเซชัน บนใยประสาทแรกที่ถูกกระตุ้น จะทำให้เกิด hyperpolarization ที่อีกสองจุดบนใยประสาทที่ 2 นั้นด้วย

การถ่ายทอดไฟฟ้าอย่างแท้จริงของกระแสประสาทจากแอมเบรอนของใยประสาทหนึ่งไปยังอีกใยประสาทหนึ่งที่อยู่เคียงขนานกัน เราเรียกว่า ephaptic conduction การถ่ายทอดแบบนี้ไม่ได้ใช้สารสื่อประสาทใดๆ เป็นแต่เพียงผลทางไฟฟ้า (electric effect) ทั้งหมดเท่านั้น ชั้นนอกสุดของซีรีบรัลคอร์เทกซ์ ประกอบด้วยร่างแหใยประสาทหนาแน่นมาก ของเดนไดรต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่างๆ ที่วางเรียงตัวอยู่ในแนวระนาบเดียวกัน ดังนั้นการเกิดการถ่ายทอด ของไฟฟ้าระหว่าง current sinks และ current sources ในใยประสาทที่อยู่ใกล้เคียงกัน จะมีแนวโน้มที่จะ ทำให้การไหลของกระแสเกิดขึ้นพร้อมกัน



รูปที่ 2.15 ผลทางไฟฟ้าของใยประสาทหนึ่งต่ออีกใยประสาทหนึ่งที่อยู่ใกล้ชิดขนานกันใน volume conductor ขณะที่กระแสประสาทผ่านไปตามเส้นประสาท B จะทำให้มีกระแสไหลจากเมมเบรนใกล้เคียงเข้าสู่บริเวณที่มีดีโพลาร์ไรเซชัน (แถบทึบ) ของใยประสาท B ซึ่งถูกกระตุ้น ที่จุด 1 และ 1' บนเมมเบรนของใยประสาท A ที่ไม่ถูกกระตุ้นจะกลายเป็นบวกมากขึ้น ดังนั้นเมมเบรนจะมี hyperpolarization เล็กน้อยในสองส่วนนี้ แต่ที่จุด 2 ของใยประสาท A ประจุบวกลดลง จนกระทั่งเมมเบรนเกิดดีโพลาร์ไรเซชันเล็กน้อยที่จุดนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศักดิ์ โฝฟ้าบนแดน ไดรต์ของซีรีบรัลคอร์เทกซ์ได้รับอิทธิพลจากใยประสาทจากฮาลามัสด้วย ถ้าฮาลามัสมีพยาธิสภาพกว้างขวาง จะมีอิทธิพลทำลายความพร้อมเพรียงกัน ของคลื่น อี.อี.จี. ทางข้างที่มีพยาธิสภาพ การกระตุ้นฮาลามิคินิวคลีไอด้วย ความถี่ 3 รอบ / วินาที จะทำให้เกิดการตอบสนองด้วยคลื่นความถี่ 3 รอบ / วินาที เกือบจะทั่วคอร์เทกซ์ข้างเคียงกันนั้น เนื่องจากอัมปลิจูด ของการตอบสนองนั้นขึ้นๆลงๆ มันจึงถูกเรียกว่า recruiting response คลื่นชนิดนี้คล้ายคลึงกับจังหวะแอลฟา และ burst activity (การเกิดคลื่นคล้ายแอลฟาเป็นชุดสั้น ๆ ซ้อนบนคลื่นที่ช้ากว่า) การบันทึก burst activity เช่น sleep spindles จะเหมือนกันไม่ว่าจะบันทึกจากคอร์เทกซ์หรือจากฮาลามัส ข้อสังเกตนี้ชี้ให้เห็นว่ากระแสประสาทนำเข้าที่ถ่ายทอดจากฮาลามัสหรือ reverberating activity ระหว่างฮาลามัสและคอร์เทกซ์ มีความสำคัญในการเกิดจังหวะคลื่น อี.อี.จี. ที่พร้อมกัน ทฤษฎีหนึ่งกล่าวว่าความพร้อมเพรียงกันนี้เกิดโดยวงจรของฮาลามัสซึ่งรวมทางเดินของ recurrent collateral inhibition ด้วย เมื่อใดก็ตามที่นิวรอนตรงกลางสร้างกระแสประสาทมันจะทำให้ collateral branch ไปกระตุ้นนิวรอนเชื่อมกลางชนิดยับยั้ง ซึ่งจะทำให้เกิด ipsps บนนิวรอนที่กำลังสร้างกระแสประสาทที่อยู่นั้นและนิวรอนข้างเคียง คาดว่านิวรอนของฮาลามัสจะไวมากขึ้นหลังจากหมดระยะการยับยั้งนั้นแล้ว และจะสร้างกระแสประสาทเองโดยอัตโนมัติ ระหว่างระยะที่มีความไวเพิ่มขึ้นนี้เรียกว่า post - inhibitory rebound excitation เพราะฉะนั้นมันจึงสร้างกระแสประสาทอย่างเป็นจังหวะ

นอกจากนี้ความพร้อมเพรียงกันของคลื่น อี.อี.จี. และ slow-wave sleep สามารถเกิดขึ้นโดยการกระตุ้นในส่วนไดค์คอร์เทกซ์ 3 ส่วนด้วยกันคือ (1) diencephalic sleep zone ในฮัยโปทาลามัสส่วนหลัง และ intralamina และ anterior thalamic nuclei ความถี่ของตัวกระตุ้นต้องประมาณ 3 ครั้ง/วินาที เพราะถ้าตัวกระตุ้นความถี่สูงจะให้ผลทำให้ตื่นตัว สิ่งสำคัญไม่ควรลืมคือ ตัวกระตุ้นความถี่ต่ำจะทำให้เกิดการตอบสนองอย่างหนึ่ง ขณะที่ตัวกระตุ้นความถี่สูง จะทำให้เกิดการตอบสนองอีกอย่างหนึ่ง (2) medullary synchronizing zone ในเรติคูลาร์ฟอร์เมชันของเมดัลลาที่ระดับนิวเคลียสของtractus colitarius การกระตุ้นส่วนนี้ ให้ผลเช่นเดียวกับการกระตุ้น diencephalic sleep zone คือ จะเกิดความพร้อมเพรียงกันของคลื่น อี.อี.จี. และการนอนหลับถ้าใช้ความถี่ต่ำ แต่จะทำให้เกิดภาวะตื่นตัวถ้าใช้ความถี่สูง กลไกที่ทำให้เกิดความพร้อมเพรียงกันนั้นเรายังไม่ทราบ แต่อาจเกี่ยวข้องกับทางเดินประสาทที่ขึ้นไปสู่ฮาลามัส (3) basal forebrain sleep zone ส่วนนี้รวม preoptic area และ diagonal band ของ broca ด้วย การกระตุ้นในบริเวณนี้ไม่ว่าด้วยความถี่สูงหรือต่ำ จะทำให้เกิดความพร้อมเพรียงกันของคลื่น อี.อี.จี. และการนอนหลับ มีหลักฐานอยู่บ้าง ว่าผลของมันถูกถ่ายทอด โดยทางเดินประสาทกลาง ซึ่งยับยั้งนิวรอนใน ascending reticular formation

2.7 กลไกที่ทำให้เกิดคลื่นไฟฟ้าจากคอร์เทกซ์ไม่พร้อมเพรียงกัน

(Desynchronizing Mechanisms)

กระบวนการ desynchronization หรือกระบวนการเปลี่ยนคลื่น อี.อี.จี. ที่เป็นจังหวะ ให้กลายเป็นคลื่นขนาดเล็กและไม่สม่ำเสมอ เกิดขึ้นเมื่ออินพุตรับสัมผัสพิเศษ (special senses) เข้าสู่คอร์เทกซ์เพิ่มขึ้น การกระตุ้น specific sensory nuclei และทางเดินประสาทขึ้นมา จนถึงระดับมิดเบรนจะทำให้เกิด desynchronization อย่างไรก็ตาม การกระตุ้นเหนือระดับมิดเบรน เช่น การกระตุ้น specific sensory relay nuclei ของ талаมัสหรือ primary cortical sensory areas จะไม่ทำให้เกิด desynchronization ในทางกลับกัน ถ้ากระตุ้นที่เรติคูลาร์ฟอร์เมชันในเท็คเมนตัมของมิดเบรน และ nonspecific thalamic projection nuclei ด้วยความถี่สูงจะทำให้เกิด desynchronization ของ อี.อี.จี. และทำให้สัตว์ที่กำลังหลับตื่นขึ้น

ถ้าทำให้เกิดพยาธิสภาพอย่างกว้างขวาง ที่ด้านข้างและส่วนบนของมิดเบรน เช่น โดยการทำลาย medial lemniscol และ specific ascending sensory pathways อื่นๆ จะยังคงเกิด desynchronization เมื่อกระตุ้นประสาทสัมผัสที่เหมาะสม อย่างไรก็ตาม การทำให้พยาธิสภาพ ในเท็คเมนตัมของมิดเบรน ซึ่งจะทำลาย reticular activating system โดยไม่ทำลายระบบประสาทรับสัมผัสพิเศษ พบว่ายังคงมี synchronized eeg pattern ที่ไม่สามารถถูกปรับแต่งโดยการกระตุ้นประสาทสัมผัส สัตว์ทดลองที่มีพยาธิสภาพของมิดเบรนจะยังมีสติอยู่ได้ ขณะที่สัตว์ทดลองที่มีพยาธิสภาพ ของเท็คเมนตัมจะคงอยู่ในภาวะโคม่า เป็นเวลานาน จากข้อมูลดังกล่าว ทำให้ดูเหมือนว่าอินพุตจากประสาทรับสัมผัสไปยังคอร์เทกซ์นี้ ทำให้เกิด desynchronization หลังจากมีการกระตุ้นเครื่องรับ ของระบบประสาทรับสัมผัส ถ่ายทอดสัญญาณไปตาม specific sensory system ไปสู่มิดเบรน แล้วให้ collateral fibers ผ่านเข้าสู่ reticular activating system ต่อจากนั้นสัญญาณจะผ่านไปสู่ талаมัส และในที่สุดผ่าน nonspecific thalamic projection system ไปสู่ซีรีบรัลคอร์เทกซ์ อย่างไรก็ตาม อินพุตจากประสาทสัมผัสๆ ไม่ใช่สิ่งที่จำเป็นจริงๆ เพียงประการเดียว ในการทำให้เกิด desynchronization และสภาวะตื่น ดังนั้นอาจกล่าวได้ว่า เรติคูลาร์ฟอร์เมชันนี้ทั้งผลทำให้เกิด synchronization และ desynchronization นั่นคือมันสามารถส่งเสริมหรือยับยั้งจังหวะของศักดิไฟฟ้าจาก талаมัสได้

2.8 อี.อี.จี. ในซีรีเบลลาร์คอร์เทกซ์และฮิปโปแคมปัส

คอร์เทกซ์ของซีรีเบลลัมและฮิปโปแคมปัส มีลักษณะโครงสร้างคล้ายกับซีรีบรัลคอร์เทกซ์ ในแง่ที่มีเดนไดรต์ขนานกัน เป็นร่างแหซับซ้อนมากอยู่เหนือชั้นของตัวเซลล์ เพราะฉะนั้นทั้งซีรีเบลลัมและฮิปโปแคมปัสจะทำให้เกิดศักดิไฟฟ้าขึ้นๆ ลงๆ อย่างเป็นจังหวะบนผิวนอก เหมือนที่บันทึกได้ใน อี.อี.จี. จากซีรีบรัลคอร์เทกซ์

2.9 ประโยชน์ของคลื่นไฟฟ้าสมองในทางคลินิก

เป้าหมายในการบันทึก อี.อี.จี. ทางคลินิกคือ (1) เพื่อพิจารณาการกระจายของสัญญาณไฟฟ้าเหนือบริเวณกว้างขวางของคอร์เทกซ์ และ (2) เพื่อสังเกตสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นพร้อม ๆ กันในบริเวณต่าง ๆ ของสมอง ประโยชน์ส่วนใหญ่ของ อี.อี.จี. ในทางคลินิกคือ การค้นหาตำแหน่ง และ/หรือ ขนาดของสมองส่วนที่มีพยาธิสภาพ เช่น หาตำแหน่งของสมองบริเวณที่มีเนื้องอก, มีหนอง หรือมี subdural hematoma หรือ หาตำแหน่งที่ถูกทำลาย หรือ ตำแหน่งของสมองที่เป็นจุดต้นตอของโรคลมบ้าหมู (epileptogenic foci) แต่ที่นิยมกันมากคือการใช้ อี.อี.จี. ช่วยในการวินิจฉัยลมบ้าหมูชนิดต่าง ๆ ดังตัวอย่างต่อไปนี้

2.9.1 การหาตำแหน่งเนื้องอกในสมอง

สามารถหาตำแหน่งเนื้องอกในสมองได้ 2 ทางด้วยกันคือ เนื้องอกบางรายใหญ่มากจนกระทั่งมันสกัดกั้นกระแสไฟฟ้าจากซีรีบรัลคอร์เทกซ์ส่วนใดส่วนหนึ่ง เมื่อเป็นเช่นนั้นขนาดของคลื่นสมองจะลดลงอย่างมากภายในส่วนที่มีเนื้องอก อย่างไรก็ตาม ที่เราพบได้บ่อยกว่าคือ ก้อนเนื้องอกกดเนื้อเยื่อประสาทรอบๆ เพราะฉะนั้นทำให้บริเวณรอบๆ เหล่านี้เกิดการกระตุ้นได้ไวผิดปกติ ดังนั้นทำให้เกิดการปล่อยกระแสประสาทพร้อมกัน เกิดคลื่นใหญ่มากใน EEG การค้นพบต้นตอของคลื่นยอดแหลม (Spike) เหล่านี้บนผิวของหนังศีรษะ จะมีประโยชน์ในการหาตำแหน่งของเนื้องอก

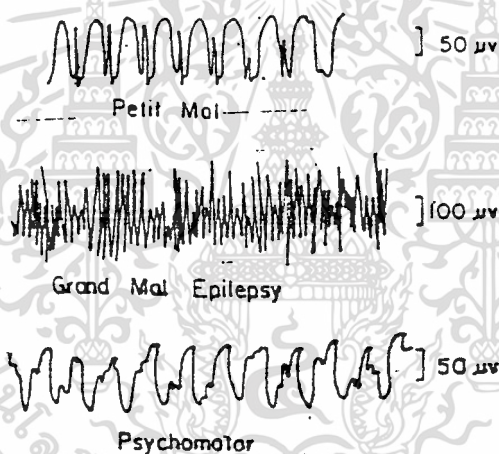
2.9.2 การวินิจฉัยโรคลมบ้าหมูต่าง ๆ

ตามความจริงแล้วที่เรียกว่า โรคลมบ้าหมู (Epilepsy) หรือโรคลมชักนั้น เป็นกลุ่มอาการ หรือภาวะชั่วคราวไม่จัดว่าเป็นโรคที่แท้จริง ภาวะลมชัก (Epileptic state) นี้แสดงโดยมีการเปลี่ยนแปลงการทำงานตามปกติของสมองอย่างทันที แต่เกิดขึ้นอย่างชั่วคราว จนกระทั่งอาจมีหรือไม่มีอาการและอาการแสดงทาง Somatic Sensory , Somatic Motor , Automatic และ/หรืออาการทางจิต ร่วมกับการเปลี่ยนแปลงสภาวะการมีสติ ขณะปรากฏอาการ (Epileptic Attacks) จะเกิดการเปลี่ยนแปลงในคลื่นสมองร่วมด้วยควบคู่กันไป ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงใน อี.อี.จี. สามารถบันทึกได้ระหว่างระยะเวลานั้น

โรคลมบ้าหมูนี้มีมากมายหลายชนิดจากสาเหตุต่างๆกัน และคลื่นสมองในโรคลมบ้าหมูเหล่านี้มีลักษณะแบบแผนเฉพาะตัว ทำให้สามารถช่วยในการวินิจฉัยแยกชนิดได้ ตัวอย่างเช่น Petit Mal Epilepsy ซึ่งผู้ป่วยจะเป็นลมหมดสติไปชั่วคราว ในระยะเวลาสั้นๆเท่านั้น จนผู้ป่วยเองหรือคนอยู่ใกล้ๆ แทบไม่รู้เลยว่าเกิดอะไรขึ้น ไม่มีการล้มลงกับพื้นและไม่มีอาการชัก มีแต่การหมดสติชั่วคราว, กล้ามเนื้อกระตุกเฉพาะส่วนแขนขาหรือกล้ามเนื้อบางส่วน (myoclonic jerks), และสูญเสีย postural tone ทันที ขณะปรากฏอาการคลื่นไฟฟ้าสมองจะมีรูปแบบเฉพาะคือ มีความถี่ช้าประมาณ 3 เฮิรตซ์ แต่ละคลื่นจะมีคลื่นแหลมตามด้วยคลื่นยอดมน แต่ถ้าเป็นชนิด Grand mal epilepsy ก่อนจะปรากฏอาการมักจะมีสัญญาณเตือนซึ่งเรียกว่า aura เตือนว่ากำลังจะเกิดการชักขึ้นในไม่ช้านี้แล้ว โดยทั่วไปสัญญาณเตือนนี้จะมีลักษณะเฉพาะตัวในผู้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ป่วยแต่ละราย โดยอาจจะประกอบด้วยความรู้สึกทางกาย หรือความรู้สึกเกี่ยวกับอวัยวะภายใน (เช่น อากาศชาหรือคลื่นไส้) , การเห็นภาพ, การได้กลิ่น หรือ ระลึกบางอย่างจากความทรงจำ ขึ้นมาวูบหนึ่ง ผู้ป่วยจะล้มลงกับพื้น มักเกิดอาการชัก ผู้ป่วยมักจะนอนแข็งทื่อเป็นเวลาหนึ่งนาที หรือนานกว่านั้น ระหว่างระยะนี้กล้ามเนื้อคลายอยู่ในระยะหดตัวเกร็งอยู่ ต่อมาจะเข้าสู่ระยะชัก กระตุก คือ มีการหดตัวรุ่มกันอย่างเป็นจังหวะของกล้ามเนื้อคลายทั่วร่างกาย หลังจากระยะชัก จะตามด้วยระยะหลับ ซึ่งโดยทั่วไประยะนี้จะกินเวลา 1-4 ชั่วโมง ระหว่างปรากฏอาการของ Grand mal epilepsy นี้คลื่นไฟฟ้าสมองจะแสดงความถี่สูง (fast activity) ระหว่าง ระยะแข็งเกร็ง แต่ในระยะชักจะเห็นเป็นคลื่นช้าซึ่งคลื่นใหญ่แต่ละคลื่นจะมีคลื่นแหลมนำหน้าในแต่ ละครั้งของการชักกระตุก ระหว่างระยะฟื้นตัวคลื่นช้าอาจจะยังคงอยู่ แต่ชนิด Psychomotor epilepsy ซึ่งเกิดจาก การกระจายกระแสประสาทผิดปกติ จากตำแหน่งใดตำแหน่งหนึ่งใน temporal lobe และภาวะชักปกติต่างๆ ที่มีต้นตอจากก้านสมองส่วน diencephaion จะไม่ พบการเปลี่ยนแปลงของ อี.อี.จี. ที่มีลักษณะเฉพาะใดๆ



รูปที่ 2.16 แสดงลักษณะของ EEG ที่วัดได้จากผู้ป่วย epilepsy ชนิดต่าง ๆ

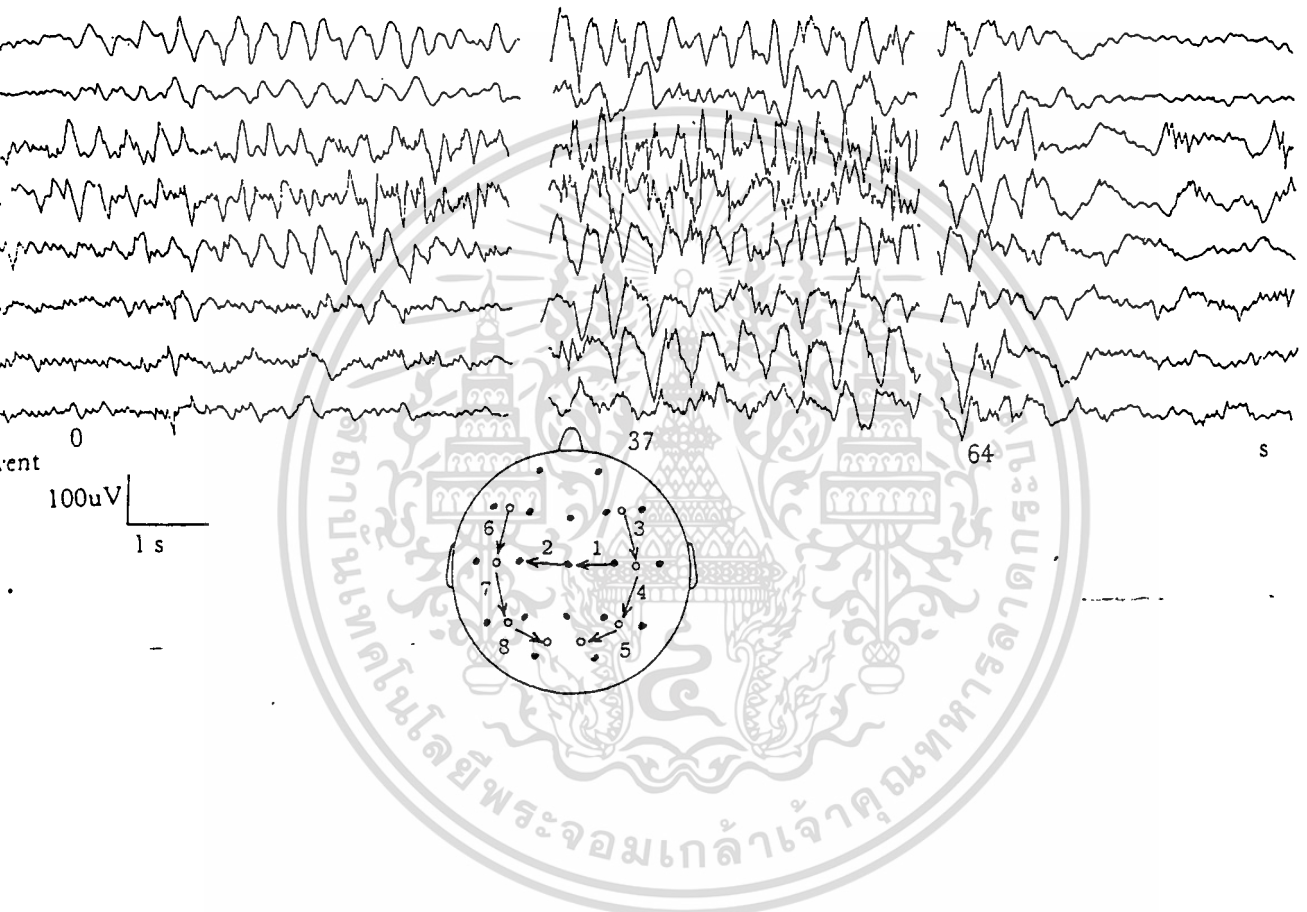
(Guyton, 1981)

2.9.3 การบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองเพื่อช่วยตัดสินภาวะการเสียชีวิต

เป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวางว่า ในกรณีที่มีปัญหาการบันทึกคลื่นไฟฟ้าสมองได้เป็น เส้นราบเรียบในแนวนอน ("flat" หรือ null-line EEG) สามารถใช้เป็นเครื่องตัดสินว่า ผู้ป่วยได้เสียชีวิตแล้ว ทั้งนี้เพราะเมื่อวิธีการอันทันสมัยในการช่วยคืนชีพ (resuscitation) ประสบความสำเร็จในการทำให้ผู้ป่วยฟื้นจากภาวะหัวใจล้มเหลวได้ โดยไม่มีอาการใดๆที่แสดงว่า ผู้ป่วยมีสติกลับคืนมาหรือหายใจได้เอง บางคนอาจสงสัยว่าซีริบรัลคอร์เทกซ์และก้านสมองจะ ได้รับอันตรายจากภาวะขาดเลือดจนไม่สามารถกลับคืนมาได้ ในกรณีสมองตาย (brain death

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

)แล้วเช่นนี้สามารถนำอวัยวะอื่นๆซึ่งทนต่อการขาดเลือดได้มากกว่า (เช่นไตและหัวใจ) ไปใช้ในการผ่าตัดเปลี่ยนอวัยวะได้ในบางราย



รูปที่ 2.17 แสดงรูปคลื่นจากคนไข้กรณี ABNORMAL อายุประมาณ 3 ปี ที่ตำแหน่งต่างๆ กันทั่วสมอง

2.10 ประโยชน์หลักของคลื่นไฟฟ้าสมองในทางคลินิก

2.10.1. วินิจฉัยโรคลมบ้าหมู

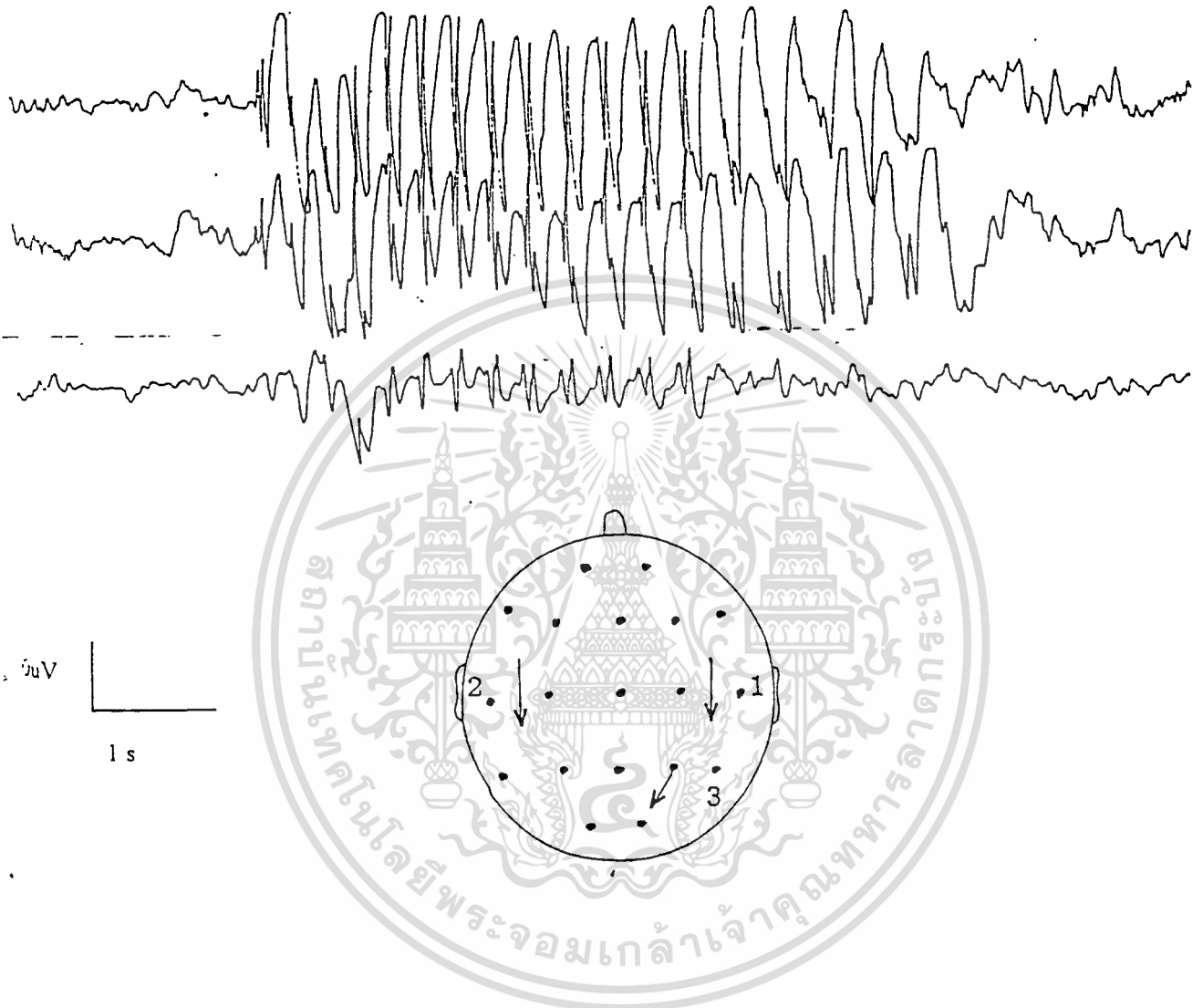
paroxysmal spikes คลื่นยอดแหลม และ/หรือ คลื่นความถี่ต่ำ (slow wave)

อาจช่วยในการวินิจฉัยโรคลมบ้าหมู อี.อี.จี. สามารถช่วยในการวิเคราะห์ชนิดของโรคลมบ้าหมู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และอาจช่วยในการค้นหาตำแหน่งที่เป็นจุดต้นตอของ โรคลมบ้าหมู



รูปที่ 2.18 แสดงรูปคลื่นที่ย่าน 3 Hz จะเห็น SPIKE เกิดขึ้นมากมายแล้วหายไป (ซึ่งเป็นลักษณะหนึ่งของลมชัก วัดได้ในผู้ป่วย อายุ 10 ปี)

2.10.2. วินิจฉัยสมองส่วนที่มีพยาธิสภาพเฉพาะที่ (Focal Structural Lesions)

การปรากฏของคลื่นความถี่ต่ำเฉพาะที่ใน อี.อี.จี. อาจช่วยในการหาตำแหน่งของพยาธิสภาพ แต่รูปแบบของ อี.อี.จี. จะไม่มีลักษณะเฉพาะเจาะจงในพยาธิสภาพชนิดต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10.3. Kmetabolic Encephalopathies

มักเห็น อี.อี.จี. คลื่นความถี่ต่ำใน metabolic encephalopathies ส่วนใหญ่ รูปแบบของ อี.อี.จี. ไม่ช่วยในการวินิจฉัยชนิดของ encephalopathies

2.10.4. ยา

บาบิทูเรต และยากล่อมประสาทอ่อน ๆ บางชนิด มักจะทำให้เกิดคลื่นความถี่สูง ขนาดเล็ก ๆ จำนวนมาก

2.10.5. Degenerative Disease

ในโรคที่เกิดจากการเสื่อมสภาพบางชนิด เช่น sspe และ jakob creutsjeldt disease จะมีรูปแบบของ อี.อี.จี. ผิดปกติไป แต่ในโรคนี้ชนิดอื่น ๆ มีการเปลี่ยนแปลง อี.อี.จี. ไม่จำเพาะเจาะจงและมักจะเปลี่ยนแปลงน้อยมาก

2.10.6. สมองตาย

คลื่น อี.อี.จี. ที่เป็นเส้นราบเรียบในแนวนอน 2 เส้นเป็นเวลา 24 ชั่วโมง ใช้ในการวินิจฉัยสมองตาย ในกรณีที่ไม่มี hypothermia หรือใช้ยาเกินขนาด

2.11 Cortical evoked potential

เมื่อมีการกระตุ้นรีเซปเตอร์รับสัมผัสสรอบนอก หรือกระตุ้นตามทางเดินประสาท ระหว่างรีเซปเตอร์ไปสู่ sensory cortex ที่สัมพันธ์กันนั้น ด้วยความแรงสูงกว่าระดับกั้น (threshold) จะสามารถบันทึกศักย์ไฟฟ้าได้จากคอร์เท็กซ์นั้น ศักย์ไฟฟ้าเหล่านี้ เรียกว่า evoked potentials ถ้าวางอิเล็กโทรดไว้เหนือ primary receiving area สำหรับประสาทรับสัมผัสนั้นๆ จะบันทึกได้คลื่นบวก มีระยะแฝง 5-12 มิลลิเสต ตามด้วยคลื่นลบเล็กๆและคลื่นบวกใหญ่ ยาวมากกว่าด้วยระยะแฝง 20-80 มิลลิเสต คลื่นบวก-ลบแรกเรียกว่า primary potential คลื่นบวกที่สองเรียกว่า secondary evoked potential

การศึกษา evoked potential ได้แสดงให้เห็นว่า มีใยประสาท 2 ระบบทำงานติดต่อกันระหว่างรีเซปเตอร์กับคอร์เท็กซ์ ระบบแรก ถ่ายทอดกระแสประสาทจากอวัยวะรับสัมผัสตรงไปสู่บริเวณจำเพาะเจาะจงบนคอร์เท็กซ์ โดยผ่านนิวรอนเชื่อมกลาง (interneurons) ประมาณ 3-4 ตัว ระบบนี้มีการเรียงตัวอย่างมีระเบียบแบบแผนจำเพาะมาก ทำให้สามารถบอกตำแหน่งที่ถูกกระตุ้นได้อย่างละเอียด ระบบที่สอง แดกสาขาจากทางสายตรงดังกล่าว ในตอนต้นนี้ ที่ระดับเมดัลลาและมิดเบรน ดังนั้นสัญญาณประสาทรับสัมผัส จะถูกถ่ายทอดไปสู่คอร์เท็กซ์ ทางอ้อมผ่านเรติคูลาร์พอร์เมชันไปสู่ก้านสมองและไดเอนเซฟาโลน ปลายใยประสาทของระบบที่สองนี้จะกระจายไปกว้างขวางในคอร์เท็กซ์ อีกส่วนหนึ่งของระบบนี้จะกระจายที่ระดับธาลามัส เราสามารถเข้าใจลักษณะเฉพาะในการทำงานของระบบใยประสาทสำหรับรับสัมผัสแต่ละระบบนี้ได้จากการศึกษา ศักย์ไฟฟ้าที่มันทำให้เกิดขึ้นในซีรีบรัลคอร์เท็กซ์ และศึกษารูปแบบลักษณะที่ระบบเหล่านี้ชักนำหรือเปลี่ยนแปลงการปล่อยกระแสประสาทได้เองอย่างเป็นจังหวะของคอร์เท็กซ์

2.11.1 วิธีการในการบันทึก cortical evoked potentials

เราสามารถบันทึกปรากฏการณ์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นหลังจากการกระตุ้นอวัยวะรับสัมผัส เช่น ผิวหนัง, ตา, หู ได้โดยการวางอิเล็กโทรดบันทึกบนคอร์เท็กซ์ ส่วน indifferent electrode วางอยู่ในระยะห่างไกลออกไป อย่างไรก็ตาม อิเล็กโทรดอาจเป็นการบันทึกภายในเซลล์หรือภายนอกเซลล์ก็ได้ ในการบันทึกนอกเซลล์จะบันทึกสัญญาณไฟฟ้าสุทธิของนิวรอนได้จำนวนมากกว่าเมื่อวางอิเล็กโทรดบันทึกภายในเซลล์

2.11.2 unit spike และ primary evoked potentials

เมื่อกระตุ้นอวัยวะรับสัมผัสชนิดใดชนิดหนึ่งจะเกิดศักย์ไฟฟ้าได้ 2 ชนิด และสามารถบันทึกได้จากซีรีบรัลคอร์เท็กซ์ (1) อาจมีการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าทันที เรียกว่า unit spike (2) ศักย์ไฟฟ้าชนิดที่ 2 เกิดค่อนข้างช้า duration ยาว เรียกว่า primary evoked potential หรือ response

unit spike สัมพันธ์กับสนามไฟฟ้าในบริเวณใกล้ติดต่อกับ single active cortical neuron ดังนั้นจะบันทึกได้เฉพาะเมื่อใช้ไมโครอิเล็กโทรดซึ่งปลายมีเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กมาก (ประมาณ 2 ไมโครเมตร) เพื่อป้องกันการเกิดอันตรายแก่เซลล์ที่จะศึกษานั้น การบันทึก unit spike ให้ข้อมูลสำคัญเกี่ยวกับความจำเพาะเจาะจงของแต่ละนิวรอนและทางเดินประสาทของมันดังนั้นเกี่ยวข้องกับ receptive field ของมันด้วย

primary evoked potential ถูกตรวจพบได้โดยการวางอิเล็กโทรดบนผิวของคอร์เท็กซ์ ดังนั้นการบันทึกสะท้อนถึงผลรวมของศักย์ไฟฟ้า (summed potentials) โดยเฉพาะ synaptic potential ของนิวรอนกลุ่มใหญ่กลุ่มหนึ่งที่อยู่ที่อิเล็กโทรด

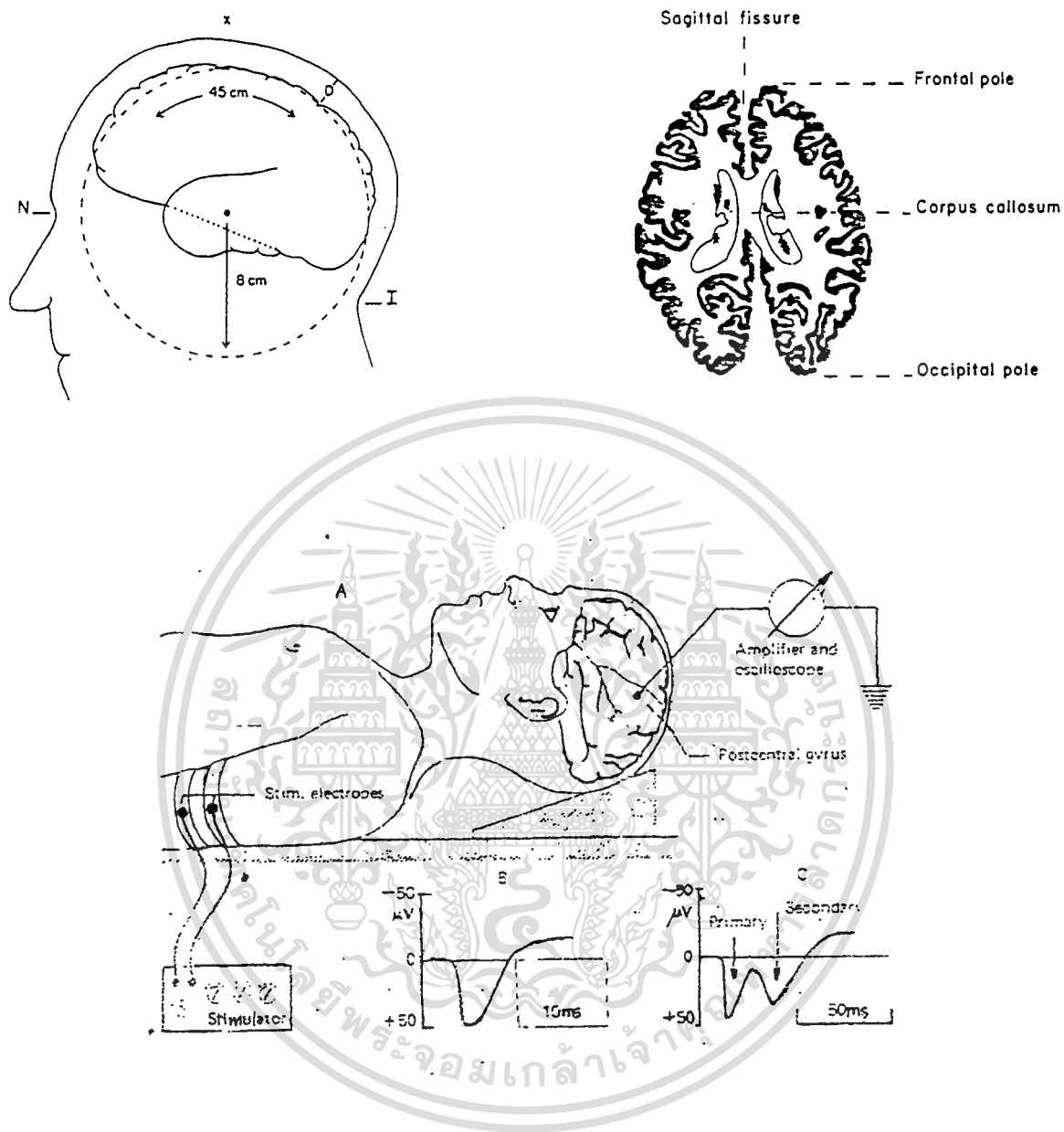
การกระตุ้นต่อมาของอวัยวะรับสัมผัส, เส้นประสาทรอบนอกหรือ thalamic relay nucleus จะทำให้เกิด diphasic potential ที่มีขนาดถึง 1 มิลลิโวลต์ ศักย์ไฟฟ้านี้จะบันทึกได้เฉพาะใน sensory receiving areas ของคอร์เท็กซ์เท่านั้น ถ้าเป็นการกระตุ้นด้วยสายตา เช่น แสงไฟ จะวัด primary evoked potential ได้เฉพาะบริเวณ visual area เท่านั้น จะไม่พบที่บริเวณอื่นๆ แต่ถ้ากระตุ้นด้วยเสียงจะวัดศักย์ไฟฟ้านี้ได้ที่ auditory area เท่านั้น หรือถ้ากระตุ้นด้วยการกด การแตะที่ผิวหนังจะบันทึกศักย์ไฟฟ้านี้ได้เฉพาะบริเวณที่รับสัมผัสจากส่วนนั้นบน postcentral gyrus ตำแหน่งบนคอร์เท็กซ์ที่สามารถบันทึก primary evoked potential ได้จากการกระตุ้นอวัยวะรับสัมผัสอื่นๆ จะจำเพาะเจาะจงมากจนกระทั่งสามารถใช้ evoked potential ในการเขียนแผนที่ของ primary sensory areas ที่จำเพาะเจาะจงใน postcentral gyrus ของคอร์เท็กซ์ เทคนิคนี้ยังใช้ในการเขียนแผนที่ปลายที่สิ้นสุดของใยประสาทจากรีเซปเตอร์ของผิวหนัง ตาและหู บนบริเวณที่รับประสาทรับสัมผัส (receiving area) บนคอร์เท็กซ์ด้วย

1) ลักษณะรูปร่างของ primary evoked potentials

ลักษณะรูปร่างของ primary evoked potential ขึ้นกับตำแหน่งของอิเล็กโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่บันทึก ถ้าอิเล็กโทรดนี้อยู่บนผิวของคอร์เท็กซ์ deflection หรือคลื่นแรกมักจะเป็นบวก แล้ว



รูปที่ 2.19 การกระตุ้นและการบันทึก cortical evoked potentials จากสมองคน

A เป็นวิธีการในการทดลองตัวกระตุ้นที่แสดงในรูปคือ การกระตุ้นไฟฟ้าที่ผิวหนัง แต่ตัวกระตุ้นอื่นๆ (เช่น ความร้อน , ความเย็น, แรงกด) สามารถใช้ได้,

ศักย์ไฟฟ้าจะถูกบันทึกโดยอิเล็กโทรดบนหนังศีรษะ,

B เป็น primary evoked potential จาก corresponding projection field ใน postcentral gyrus เป็น primary evoked potential และตามด้วย secondary evoked potential โปรดสังเกต time scales ที่แตกต่างกันใน B และ C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตามด้วยคลื่นลบที่มี duration ยาวมากกว่า ในทางกลับกัน ถ้าใช้ไมโครอิเล็กโตรดแทงเข้าไป ลึกระหว่างชั้น II-VI ของคอร์เท็กซ์เบื้องล่าง (ลึก 0.2-0.3 มม) รูปร่างของคลื่นจะกลับกัน คือ deflection หรือคลื่นแรกเป็นลบ ตามด้วยคลื่นบวก จากผลความแตกต่างของแบบแผนของ คลื่นที่วัดได้ที่ผิวกับที่วัดได้จากชั้นลึก ๆ แสดงว่า primary evoked potential เกิดจากดี โปลาไรเซชันบนเดนไดรต์และตัวเซลล์(soma)ของเซลล์ภายในคอร์เท็กซ์ แล้วตามด้วย hyper polarization การที่วัดได้คลื่นบวกตามด้วยคลื่นลบ เมื่อวัดที่ผิวของคอร์เท็กซ์นั้น สืบเนื่องจาก ความจริงที่ว่า คอร์เท็กซ์ชั้นบนๆจะเป็นบวก เมื่อเทียบกับความเป็นลบตั้งต้น (initial negativity) แล้วต่อมาเป็นลบเมื่อเทียบกับ hyperpolarization ในส่วนลึก ในสัตว์ที่ไม่วางยาสลบ primary evoked potential ส่วนใหญ่จะถูกบกรบกวนโดย spontaneous activity ของสมอง แต่สามารถทำให้ปรากฏให้เห็นได้ด้วยเทคนิคพิเศษ พบว่าในสัตว์ที่ไม่วาง ยาสลบ primary evoked potential ที่ปรากฏมักจะกระจายมากขึ้น แต่ไม่มากเท่ากับ secondary evoked potential

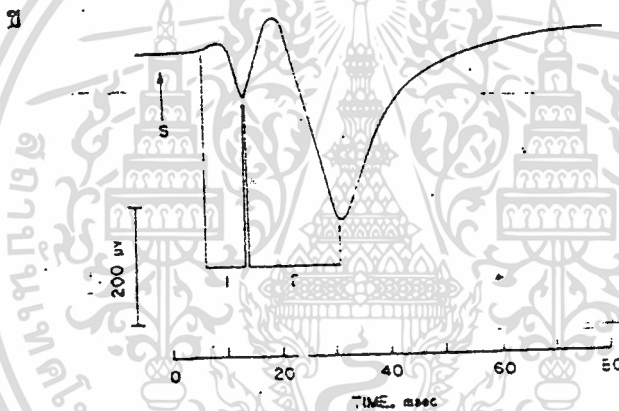
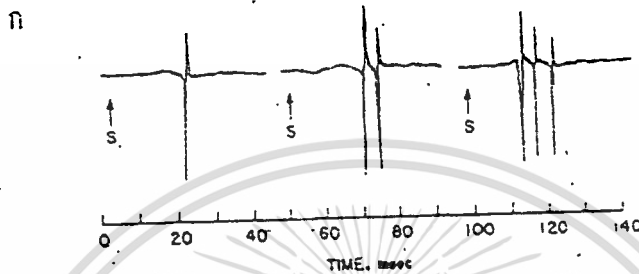
2) ต้นตอของ primary evoked potential

ชั้น external granular layer ของคอร์เท็กซ์สัมพันธ์กับการเกิด cortical evoked potential อย่างไรก็ตาม ปรากฏการณ์ทางชีววิทยาไฟฟ้าเหล่านี้ไม่สามารถสันนิษฐานได้ว่าเกิดจากโครงสร้างต้นตอใด primary evoked potential เริ่มต้นมาจากสัญญาณ ไฟฟ้าจากส่วนล่างไปสู่ซาลามัส ซึ่งจะไหลไปกระจายประสาทกระจาย ไปสิ้นสุดบนคอร์เท็กซ์แล้วดำเนินต่อไปเป็นเวลา 20-30 มิลลิวินาที นิวรอนของคอร์เท็กซ์แต่ละเซลล์อาจจะปล่อยกระแสประสาท ยอดแหลม (spike) 1 หรือมากกว่า 1 ครั้ง ขณะที่ primary evoked potential ปรากฏ

2.11.3 repetitive waves และ secondary evoked potential

มีปรากฏการณ์ไฟฟ้า 2 ชนิดที่อาจจะเกิดตามหลัง primary evoked potential คือ repetitive waves และ secondary evoked potential ทั้งนี้ขึ้นกับระดับการวาง ยาสลบ ถ้าสัตว์ทดลองถูกวางยาสลบให้สลบตื้นอาจจะพบ primary evoked potential ตาม ด้วยคลื่นบวกความถี่ต่ำ (เช่นประมาณ 10 รอบ/วินาที) เป็นชุดสั้น ๆ (8-12 วินาที) คลื่นซ้ำๆ เหล่านี้เรียกว่า repetitive waves เกิดในซาลามัสโดยกระแสประสาทนำเข้าสู่ครั้งแรก และ เชื่อว่าเป็น afterdischarge ที่เกิดโดย oscillatory activity ระหว่างซีรีบรัลคอเท็กซ์ และซาลามัส

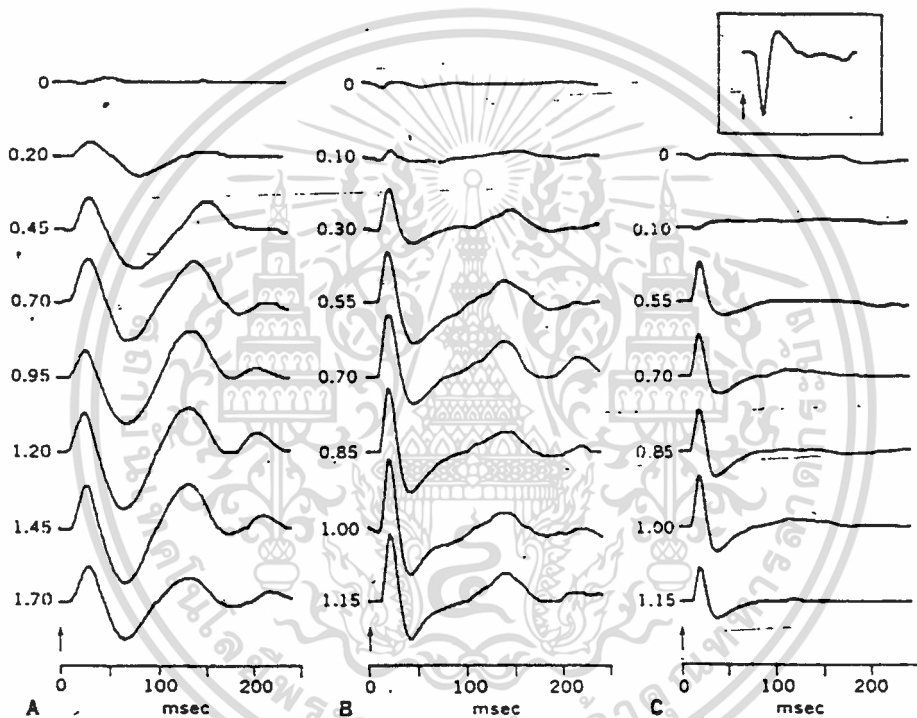
ในทางตรงข้ามถ้าสัตว์ทดลองถูกวางยาสลบให้สลบลึก primary evoked potential มักจะตามด้วยการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าเป็นบวกแล้วตามด้วยลบเป็นคลื่นที่สอง เรียกว่า secondary evoked potential คลื่นแตกต่างจาก primary evoked potential เพราะศักย์ไฟฟ้าชนิดนี้กระจายและเกิดขึ้นพร้อมกันทั่วทั้งคอร์เท็กซ์ส่วนใหญ่และส่วนอื่นๆ ของสมอง โดยที่มีระยะแฝง (latency) เท่ากันไม่ว่าบันทึกจากส่วนใดของสมอง (ระยะแฝงนี้อยู่ระหว่าง 30-30 มิลลิวินาทีหลังจากเริ่มกระตุ้น) และพบว่ามันไม่ได้รับผลกระทบกระเทือนจากการตัด



รูปที่ 2.20 (ก) แสดง unit spikes ที่บันทึกได้นอกเซลล์จากนิวรอนเดี่ยวๆ ตัวหนึ่งของ postcentral gyrus (ลิง) ที่ระยะเวลาต่างๆ กันหลังจากให้ตัวกระตุ้นครั้งหนึ่ง (S) โปรดสังเกตว่านิวรอนของคอร์เท็กซ์สามารถกระจายกระแสประสาทได้ 1 หรือมากกว่า 1 ครั้ง ในการตอบสนองต่อการกระตุ้นเพียงครั้งเดียว latency ของการตอบสนองจะแปรไปได้เองด้วย

(ข) evoked cortical potential ที่บันทึกจาก sensory cortex ของแมว ที่วางยาสลบลึกหลังจากการกระตุ้น (S) sciatic nerve ข้างตรงข้าม ตัวเลข 1 คือ primary evoked potential และตัวเลข 2 คือ secondary evoked potential

เป็นวงกลมล้อมรอบ เนื้อเทาของคอร์เท็กซ์ เนื้อเยื่อส่วนนั้นจากการติดต่อกับบริเวณข้างเคียงทั้งหมด ข้อมูลดังกล่าวข้างต้นบ่งชี้ว่า secondary evoked potential ไม่ได้เกิดเนื่องจากการแพร่ของ primary evoked potential จากบริเวณข้างเคียง เพราะฉะนั้นเชื่อว่ามันเกิดเนื่องจากกระแสสัญญาณที่ได้จากโครงสร้างใต้คอร์เท็กซ์ ทางเดินประสาทที่เกี่ยวข้องดูเหมือนจะเป็น diffuse (nonspecific) thalamic projection system จากทาลามิกนิวคลีไอส่วน midline และใกล้เคียง



รูปที่ 2.21 แสดงลักษณะของ evoked potential จาก postcentral gyrus ของลิง จากการกระตุ้นที่ผิวหนัง ตัวเลขซ้ายมือเป็นความลึกของขั้วไฟฟ้าที่แทงเข้าไป ลูกศรแสดงจุดกระตุ้นที่ผิวหนัง A วัดจากลิงที่ไม่ได้ยาสลบ B เมื่อให้ยาสลบ 10 มก./กก. C เมื่อเพิ่มยาสลบไปอีกเท่าตัว ความไวของ recording amplifier ใน A เป็น 4 เท่าของ B และ C (mountcastle, 1980)

secondary evoked potential นี้ไม่ได้มีรูปร่างเหมือนกันทุกแห่งทั่วคอร์เท็กซ์ มันจะมีอัมปลิจูดใหญ่ที่สุดเมื่อบันทึกบน association cortex ในสัตว์ทดลองที่ไม่วางยาสลบ secondary evoked potential ก็สามารถปรากฏให้เห็นได้และมันจะเปลี่ยนแปลงตามปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับอารมณ์และแรงจูงใจ เมื่อสัตว์ถูกกระตุ้นด้วยตัวกระตุ้นที่มีมันคุ้นเคยแล้ว secondary evoked potential จะมีขนาดเล็กและไม่ชัดเจน แต่ถ้ากระตุ้นซ้ำและตามด้วย electrical shock หลาย ๆ ครั้ง secondary evoked potential จะมีขนาดใหญ่และสามารถพบที่โครงสร้างได้คอร์เท็กซ์ด้วย

2.11.4 ปรากฏการณ์ไฟฟ้าที่สัมพันธ์ใกล้ชิดกับ secondary evoked potential

secondary evoked potential สัมพันธ์ใกล้ชิดกับปรากฏการณ์ไฟฟ้าที่สำคัญ 2 ชนิด ชนิดหนึ่งเกิดขึ้นเอง และอีกชนิดเกิดขึ้น โดยการกระตุ้นธาลามัส คือ spontaneous cortical bursts และ recruiting response ตามลำดับ

1) spontaneous cortical bursts

เมื่อสัตว์ถูกวางยาสลบให้สลบลึกหรือปานกลางด้วยยาบิทุเรต (barbiturate) โดยไม่มีการกระตุ้นประสาทรับสัมผัส ให้สามารถบันทึกได้คลื่นลบหรือ diphasic ชุดหนึ่ง (ความถี่ 8-12 เฮิรตซ์) อัมปลิจูดขึ้น ๆ ลง ๆ บนซีรีบรัลคอร์เท็กซ์ทั้งสองซีกเกือบพร้อม ๆ กัน ชุดของคลื่นเหล่านี้เรียกว่า spontaneous cortical bursts คลื่นเหล่านี้มีขนาดใหญ่ที่สุดในซีรีบรัลคอร์เท็กซ์ส่วนเดียวที่บันทึกได้ secondary evoked potential ใหญ่ที่สุด และมองดูคล้าย sleep spindles และคลื่นแอลฟา ปรากฏการณ์นี้ไม่ใช่ evoked potential แม้จะสามารถทำให้เกิด burst activity ได้โดยการกระตุ้น nonspecific thalamic nucleic ซึ่งจะได้อีกว่ารายละเอียดต่อไป

ขณะที่ทำให้สัตว์สลบลึกยิ่งขึ้น ระยะที่อัมปลิจูดลดลงจะเด่นมากขึ้น bursts จะถูกแยกโดยระยะที่ศักย์ไฟฟ้าไม่เปลี่ยนแปลงนั้นยาวยิ่งขึ้น ความสัมพันธ์นี้เชื่อถือได้จนกระทั่งสามารถใช้ในทางคลินิกในการควบคุมระดับการวางยาสลบในการผ่าตัดผู้ป่วย spontaneous cortical bursts จะสกัดกั้นการปรากฏของ secondary evoked potential แต่ไม่มีผลต่อ primary evoked potential ในทางกลับกัน primary evoked response และการตอบสนองอื่นๆ ที่ไม่ถูกสกัดกั้นโดย burst activity อาจเป็นเครื่องบ่งชี้ (แต่ไม่ใช่สาเหตุ) ของการเปลี่ยนแปลงความไวขึ้น ๆ ลง ๆ ของสมอง ต้นตอที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความไวนี้ อาจจะไม่ได้อยู่ในระดับซีรีบรัม เพราะสามารถบันทึก burst activity ได้ในธาลามัสและคอร์เท็กซ์ได้โดยการกระตุ้นในธาลามัส หลักฐานในปัจจุบันทำให้เชื่อว่า burst activity มีต้นตอในธาลามัสหรือสะท้อนถึงการทำงานของ thalamo-cortico-thalamic reverberating circuit อย่างไรก็ตาม เป็นที่แน่ชัดว่า spontaneous cortical bursts เกิดโดยการกระตุ้นผ่าน nonspecific thalamic projection system ขณะที่การเกิด repetitive waves ขึ้นกับ specific thalamic projection system

2) recruiting response

อีกปรากฏการณ์หนึ่งซึ่งสัมพันธ์ใกล้ชิดกับ secondary evoked potential คือ recruiting response ซึ่งเกิดจากการกระตุ้น nonspecific thalamic system (intralaminar และ midline nuclei และ centromedial nucleus) recruiting response เป็นคลื่นตักผ่านหน้าชุดหนึ่งซึ่งเป็นลบหรือ diphasic ที่มี phase ลมมาก่อนบวก ปรากฏอยู่บนรีบริลคอร์เท็กซ์ทั้งสองซีก หลังจากมีระยะแฝงประมาณ 15-60 มิลลิวินาที

ถ้าความถี่ของการกระตุ้นที่ให้อยู่ระหว่าง 5-15 ครั้ง/วินาทีแล้ว อัมพลิจูดของ evoked potential นี้จะค่อย ๆ เพิ่มขึ้นในตอนแรก ต่อมาชุดของ evoked potentials ที่เป็นจังหวะนี้จะมีอัมพลิจูดเพิ่มขึ้นและลดลง ความถี่จะอยู่ระหว่าง 8-12 เฮิรตซ์ การกระจายของ ม้านบนคอร์เท็กซ์ ขึ้นกับตำแหน่งของซาลามัสลุกกระตุ้น แม้ว่ามักจะกระจายกว้างขวางไปทั่วรวมทั้ง sensory moter และ association cortex สามารถทำให้เกิด recruiting responses ได้โดยการกระตุ้นกลอบัลลัลลิตัสเลอลูดาเมน และโดยการกระตุ้นโดยตรงที่ thalamocortical projection bursts เมื่อไม่มีซาลามัส แต่ถ้ายังมีซาลามัสอยู่ recruiting response จะคล้าย spontaneous corticalbursts คือจะไม่สกัดกัน repetitive waves ข้อมูลนี้ เสนอแนะว่า recruiting response และ repetitive waves ไม่ได้ใช้กลไกทางระบบ ประสาทร่วมกัน

2.11.5 ประโยชน์ของ computerized evoked potentials ในทางคลินิก

เนื่องจากเราไม่สามารถตรวจพบศักย์ไฟฟ้าเล็กๆที่มีขนาดเพียง 2-3 ไมโครโวลต์ ได้ขณะที่มีคลื่น อี.อี.จี. และอี.เอ็ม.จี. รบกวนใหญ่กว่ามาก การใช้วิธี averaging method ซึ่งคิดค้นโดย Dawson (ค.ศ.1954) และต่อมามีการพัฒนาเพิ่มขึ้นของเครื่องคอมพิวเตอร์ดิจิทัล เป็นวิธีที่ช่วยแก้ปัญหาเหล่านี้ได้ ชุดของ waveforms ซึ่งถูกปรับแต่งที่สถานีกลางทางแต่ละแห่ง และถูกบันทึกโดย distant electrodes ("far-field recording") สามารถทำให้ มีขนาดใหญ่มากที่สุดโดยคอมพิวเตอร์ ทำให้วัดทั้งขนาดและระยะแฝงได้ง่ายขึ้น averaged หรือ evoked potentials เหล่านี้พบว่ามีประโยชน์ ในการช่วยวินิจฉัยโรคทางคลินิก ดัง ตัวอย่างต่อไปนี้

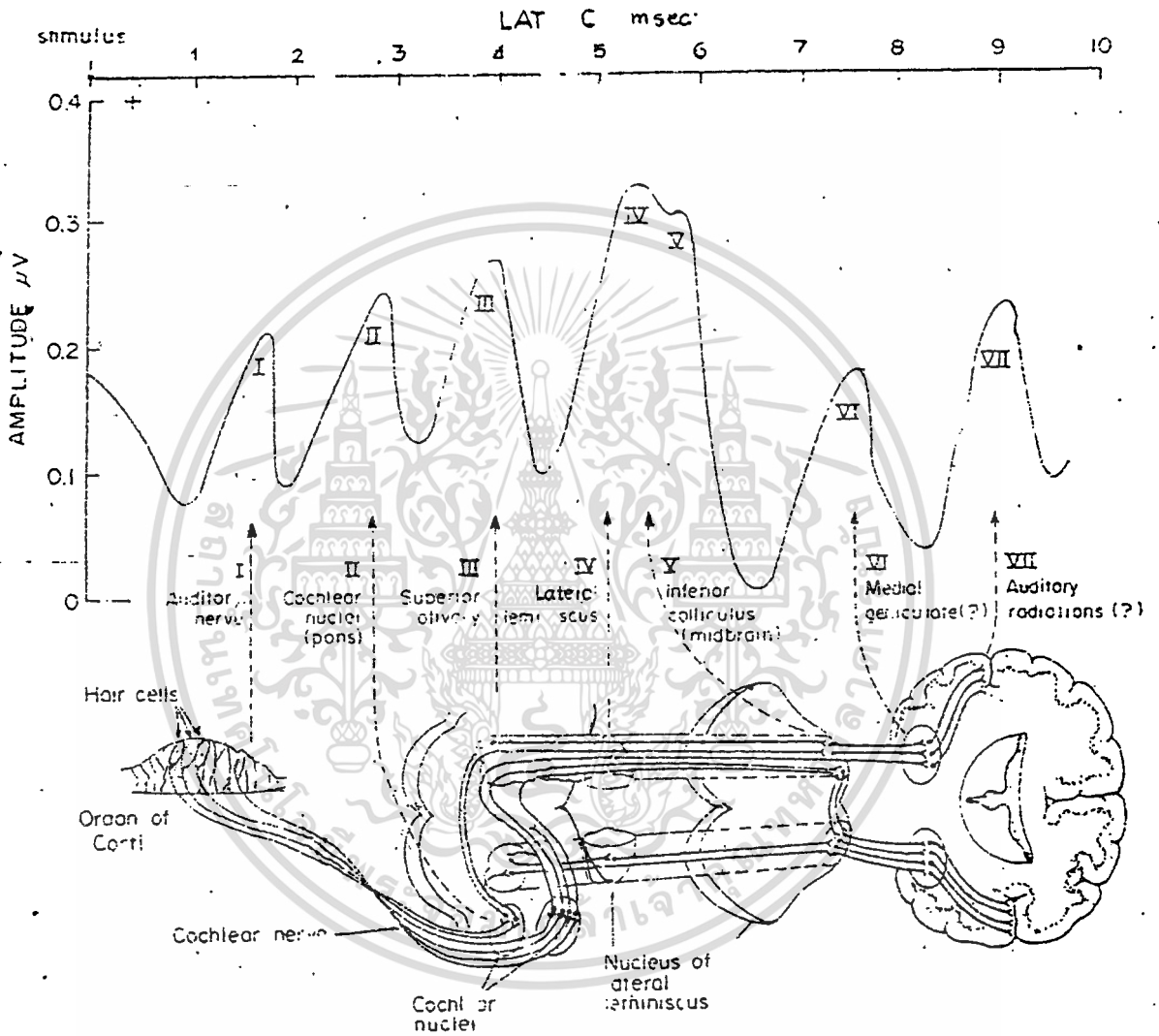
1) pattern-shift visual evoked response (PSVER)

PSVER เป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวางว่า เป็นการทดสอบที่ถ่วงที่สุดในการหา พยาธิสภาพในระบบการมองเห็น Regan และ Heron (ค.ศ.1969) พบว่าสามารถทำให้เกิด visual evoked potential ได้โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบที่มองเห็นนั้นทันที การตอบสนองที่เกิดขึ้นในวิธีนี้วัดได้ง่ายกว่า การตอบสนองที่ได้จากการฉายไฟเข้าตา และรูปแบบคลื่นที่ได้ค่อนข้างเหมือนกันในคนปกติแต่ละคน การทดสอบ PSVER นี้มีคุณค่าอย่างยิ่งในการพิสูจน์ว่ามีโรค ของ optic nerve ที่กำลังดำเนินอยู่หรือหลงเหลืออยู่หรือไม่ โดยพิจารณาจากระยะแฝง (latency) และขนาดของคลื่นที่ได้เปรียบเทียบกับ ในคอร์เท็กซ์ทั้งสองข้าง เมื่อกระตุ้นที่ตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แต่ละข้าง

2) far-field brainstem auditory evoked response (BAER)



รูปที่ 2.22 แสดง Far-field brainstem auditory evoked response (BAER) แผนภูมิส่วนล่างแสดงความสัมพันธ์ของสรีรวิทยาไฟฟ้ากับโครงสร้างทางกายวิภาคที่คาดว่า เป็นส่วนที่เกี่ยวข้องกับ BAER คลื่นต่างๆ ในคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BAER ใช้ในการวินิจฉัยความผิดปกติของการได้ยินในเด็ก ทำให้สามารถทราบชนิดของการสูญเสียการได้ยิน และการดำเนินคืบหน้า ของความผิดปกตินี้ ขณะที่เด็กเติบโตขึ้น auditory evoked response ที่ได้จากการกระตุ้นด้วยเสียงและบันทึกที่ทั้งศีรษะบริเวณ auditory area ของ temporal lobe จะนำมาป้อนเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อขยายให้ใหญ่ขึ้น การตอบสนองที่บันทึกได้จะเป็นชุดมี 7 คลื่น ปรากฏภายใน 10 มิลลิวินาทีหลังการกระตุ้นแต่ละครั้ง โดยอาศัยพื้นฐาน เรื่องความลึกของการบันทึก และการศึกษาพยาธิสภาพที่กำลังดำเนินไป ทำให้ทราบว่า 5 คลื่นแรกเกิดโดยโครงสร้างในก้านสมอง ต้นต่อของคลื่น VI และ VII ยังไม่ทราบแน่นอน พยาธิสภาพที่มีผลต่อสถานีกลางทาง หรือทางเดินประสาทเชื่อมโยงของมันจะแสดงให้เห็นโดยคลื่นที่มีขนาดเล็กหรือเกิดล่าช้า และคลื่นต่อมาหายไประยะเวลาสั้นลงผลนี้จะเด่นชัดในคอร์เทกซ์ข้างที่ถูกกระตุ้นมากกว่าในคอร์เทกซ์ข้างตรงข้าม

3) short-latency somatosensory evoked potential (SLSEP)

ในปัจจุบัน SLSEP เป็นการทดสอบที่ใช้กันกว้างขวางมากขึ้นในห้องทดลองทางประสาทสรีรวิทยาคลินิก การทดสอบนี้ทำโดยการกระตุ้นไฟฟ้าชุดหนึ่งที่ median nerve และบันทึกด้วยอิเล็กโทรดที่วางเหนือ Erb's point (EP) ในส่วนเหนือกระดูกโกลนไหปลาร้า, เหนือกระดูกสันหลัง C2, เหนือ cranial vertex (CZ) และเหนือกึ่งกลางของหน้าผาก (FZ) แล้วทำให้สัญญาณสูงสุด โดยคอมพิวเตอร์ระยะเวลาล่าช้าระหว่างการกระตุ้นถึง Erb's point บ่งถึงโรคของเส้นประสาทรอบนอก ระยะเวลาล่าช้าระหว่าง Erb's point กับคลื่น A และ B ดูเหมือนเกิดขึ้นเมื่อมีพยาธิสภาพในไขสันหลังส่วนต้นคอ, เมดลลา และ พอนส์ ระยะเวลาล่าช้าระหว่าง B และ P2 แสดงถึงพยาธิสภาพใน thalamocortical radiations หรือ primary sensory area ของคอร์เทกซ์หรือทั้งสองแห่งนี้

บทที่ 3

หลักการของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ในทางการแพทย์

เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในทางการแพทย์ อาจกล่าวได้ว่าเป็นเครื่องที่ทำงานเกี่ยวข้องกับมนุษย์ อาจเกี่ยวข้องโดยตรงหรือโดยทางอ้อม

ก. เกี่ยวข้องโดยตรง

1) ทำหน้าที่เก็บสัญญาณเพื่อนำมาบันทึก เช่น การตรวจวัดคลื่นหัวใจ (Electro cardiography) เพื่อประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค หรือสภาพการทำงาน เพราะหัวใจเป็นอวัยวะอย่างหนึ่งในร่างกายที่ทำให้มีไฟฟ้าเกิดขึ้นในขณะที่ทำงาน

2) ทำหน้าที่ปล่อยสัญญาณบางอย่างเข้าไปในตัวคน เช่น short wave diathermy เพื่อการรักษาโรคบางอย่าง

3) ทำหน้าที่ควบคุมและช่วยการทำงานในร่างกาย (Respirator) จะทำหน้าที่เก็บสัญญาณของการหายใจที่มีอยู่ จากร่างกายมาปรับปรุงในเครื่อง แล้วส่งกลับไปควบคุมการหายใจอีกต่อหนึ่ง ซึ่งเป็นการช่วยการหายใจเมื่อผู้ป่วยมีการหายใจไม่เพียงพอ

ข. เกี่ยวข้องโดยทางอ้อม

เครื่องพวกนี้ไม่ได้ติดต่อโดยตรงกับร่างกาย ฉะนั้น จึงเป็นเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ทางด้านวิทยาศาสตร์อย่างอื่นด้วย ตัวอย่างเช่น เครื่องใช้ในห้องปฏิบัติการเครื่องตรวจวัด พี. เอช. ของเลือดที่นำออกมาจากร่างกายแล้ว ฉะนั้นเครื่องนี้จึงสามารถใช้วัด พี. เอช. ในทางวิทยาศาสตร์ด้วย แต่อย่างไรก็ดี เราสามารถใช้เครื่องวัด พี. เอช. ของเลือดหรือของเหลวที่อยู่ในร่างกายโดยตรงได้โดยดัดแปลงเป็นพิเศษ

3.1 เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่เกี่ยวข้องกับคนโดยตรง

เครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้กันมาก คือเครื่องที่ทำหน้าที่เก็บและบันทึกสัญญาณต่างๆจากคน เครื่องนี้มีหลักทั่วไปในกันเองเดียวกันคือมีส่วนประกอบใหญ่ๆ 3 ส่วน ได้แก่

1. ภาคตรวจรับ (Detector) ภาคนี้ทำหน้าที่ตรวจเลือก และเก็บสัญญาณจากคนเพื่อเอาไปบันทึก ถ้าสัญญาณหรือสิ่งที่จะเก็บ เป็นพลังงานไฟฟ้าอยู่แล้ว เช่น จากหัวใจ, สมอ, กล้ามเนื้อ และประสาท ภาคตรวจรับจะทำการคัดเลือกและเก็บเข้าไปได้โดยตรง แต่ความจริงแล้ว สัญญาณหรือสิ่งที่จะทำการตรวจวัดที่เกิดขึ้นในร่างกายนั้น ส่วนใหญ่เป็นพลังงานอย่างอื่นที่มีพลังงานไฟฟ้า ภาคตรวจรับจึงจำเป็นต้องมีกลไกเปลี่ยนพลังงานอย่างอื่น เป็นพลังงานไฟฟ้าก่อนโดยใช้ทรานสดิวเซอร์ (transducer)

2. ภาคขยายและปรับปรุง (Amplifier) ภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ได้รับและดัดแปลงไว้ในภาคแรกให้มีจำนวนมากขึ้น โดยอาจทำให้ศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นหรือกระแสมากขึ้นจนพอที่จะส่งไปภาคที่สามให้ทำงานได้ เช่นในการบันทึกไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อหัวใจ ต้นตอของไฟฟ้ามีค่าเพียง 1-2 มิลลิโวลต์ ซึ่งไม่เพียงพอที่จะทำภาคที่สามทำงานได้ จึงจำเป็นต้องส่งให้ภาคที่สองซึ่งทำหน้าที่เป็นแอมพลิไฟเออร์ ขยายไฟฟ้าให้มากพอจนเป็นหลายๆ โวลต์ ก่อนที่จะส่งไปยัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคที่สาม

3. ภาคบันทึกและแสดง (Recorder and display) เมื่อสิ่งที่ต้องการตรวจวัดได้ถูกปรับปรุงและขยายให้เป็นไฟฟ้ามากตามต้องการแล้ว จะถูกป้อนเข้ามายังภาคสุดท้ายเพื่อการแสดงหรือการบันทึก

3.2 ลักษณะและชนิดของสิ่งที่ จะทำการตรวจวัดและบันทึก

สิ่งที่ จะต้องการตรวจวัดนั้นแบ่งได้เป็น 2 พวกคือ

1) พวกที่เป็นพลังงานไฟฟ้า เป็นไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกาย (bioelectricity) โดยมากเราทำการวัดศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ซึ่งเรียกว่าไฟฟ้าทางชีววิทยา (bioelectric potential) ไฟฟ้าที่เก็บมาได้จากร่างกาย มีต้นตอมาจากอวัยวะหลายแห่งด้วยกัน เช่น หัวใจ สมอง กล้ามเนื้อ และ ประสาท เป็นต้น ไฟฟ้าเหล่านี้มีลักษณะที่อาจนำมาเปรียบเทียบกัน ได้อย่างน้อยสองประการ คือ

ก. ความมากน้อย ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้จากอวัยวะต่างๆก็มีความแตกต่างกัน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายอย่าง

ข. ช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้า (Frequency range) ช่วงความถี่ของคลื่นไฟฟ้ามีต้นตอมาจากอวัยวะต่างๆจะแตกต่างกันไปด้วย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับกลไก และลักษณะการกระจายของไฟฟ้าในอวัยวะนั้นๆ

2) พวกที่ไม่ได้เป็นพลังงานไฟฟ้า สัญญาณหรือสิ่งที่ จะทำการบันทึก เป็นพลังงานที่ไม่ใช่พลังงานไฟฟ้า อาจเป็นพลังงานกล เช่น ความดันเลือด การขยายตัวหรือการหดตัวของทรวงอก ในขณะที่หายใจการสั่นของคลื่นเสียง อาจเป็นพลังงานความร้อน เช่น การเปลี่ยนอุณหภูมิ เป็นต้น สิ่งต่างๆเหล่านี้ต้องใช้ทรานสดิวเซอร์เป็นตัวเปลี่ยน ให้เป็นพลังงานไฟฟ้าเสียก่อน

3.3 ปัญหาที่ เกี่ยวกับการตรวจวัดสัญญาณต่างๆจากคนซึ่ง เป็นสิ่งมีชีวิต

ในการตรวจวัดสัญญาณจากคน มีสิ่งที่ จะต้องนึกถึง และนำมาพิจารณาด้วยหลายประการคือ

1) ข้อมูลมีโอกาสเปลี่ยนแปลงได้ง่าย ค่าที่เปลี่ยนแปลงมักจะเป็นการเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และเมื่อเปรียบเทียบข้อมูลที่ ได้จากการบันทึกของแต่ละคนแล้ว ยิ่งเปลี่ยนแปลงได้มากขึ้นไปอีก ฉะนั้นจะต้องใช้วิธีการทางสถิติ เพื่อช่วยตัดปัญหาต่างๆออกไป

2) การมีปฏิกริยาซึ่งกันและกันในระบบต่างๆ เนื่องจากการทำงานของระบบต่างๆ มีวงจรป้อนกลับเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย การทำงานของอวัยวะหนึ่งมีผลต่ออวัยวะอื่นๆด้วย เมื่อมีการกระตุ้นส่วนใดในระบบหนึ่ง จะมีผลเปลี่ยนแปลงการทำงานของระบบนั้นทุกส่วน การแปลผลจากการบันทึกต้องทำด้วยความระมัดระวัง

3) ผลของการใช้ทรานสดิวเซอร์ต่อการวัด ในการวัดชนิดใดก็ตามด้วยทรานสดิวเซอร์ จะทำให้ผลที่ได้เปลี่ยนแปลงไปบ้าง ปัญหาที่ยังซับซ้อนขึ้นไปอีก เมื่อกระทำในสิ่งมีชีวิต ตัวอย่างเช่น การใช้ทรานสดิวเซอร์ขนาดใหญ่ใส่เข้าไปในหลอดเลือด เพื่อวัดการไหลของเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะการไหลของเลือดในหลอดเลือดนั้นจะเปลี่ยนไปบ้างเพราะมีทรานสดิวเซอร์ก็อยู่

4) สิ่งที่ไม่ต้องการในทางชีววิทยาและในทางการแพทย์นั้น ใช้คำว่า Artifact เป็นส่วนที่ปนมากับสัญญาณที่ต้องการบันทึกจริงๆ เช่น ในการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในร่างกาย แต่กลับมีคลื่นกระแสไฟฟ้าสลับเข้ามารบกวนในการบันทึกภาพ เป็นต้น ปัญหาสำคัญอย่างหนึ่งที่เกิดขึ้นกับการบันทึกสิ่งที่มีชีวิตคือ การเคลื่อนไหว ซึ่งมีผลทำให้การบันทึกเปลี่ยนแปลงไป เพราะทรานสดิวเซอร์ที่ใช้หลายอย่างมีความไวต่อการเคลื่อนไหว บางทีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวนี้แยกไม่ได้จากสัญญาณที่ต้องการจริงๆ ฉะนั้นต้องคำนึงถึงความผิดพลาดข้อนี้ไว้ด้วย

5) ในด้านความปลอดภัย ในการตรวจวัดสัญญาณจากผู้ป่วย จำเป็นต้องต่อสายไฟฟ้าจากตัวผู้ป่วยไปยังเครื่องมือ โดยวิธีการเช่นนี้ อาจมีโอกาที่จะเกิดอันตรายจากการที่ไฟฟ้าของเครื่องมือรั่วเข้าไปในตัวผู้ป่วยได้ ฉะนั้น จะต้องระลึกรถึงอันตรายในแง่นี้อยู่เสมอ

เนื่องจากการนำเอาเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้กับคนนั้น ต้องมีข้อจำกัดและข้อควรระวังที่จะต้องพิจารณาอยู่หลายอย่าง ฉะนั้นเครื่องมือที่นำมาใช้จึงน่าจะพิจารณาจึงคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1) ช่วงการทำงาน (range) เครื่องมือที่ใช้ควรมีความสามารถทำงานครอบคลุมไปจนตลอดช่วงของสัญญาณที่จะทำการวัด คือตั้งแต่น้อยที่สุดจนถึงมากที่สุดได้ หมายความว่าสัญญาณน้อยที่สุดก็สามารถจะขยายแล้วรายงานผลได้ชัดเจน เป็นต้น ข้อนี้มีความสำคัญมาก เพราะสัญญาณที่เกิดขึ้นจากคนหรือสิ่งที่มีชีวิตนั้น โดยทั่วไปมีการเปลี่ยนแปลงได้มาก คือมีช่วงกว้าง ฉะนั้นเครื่องมือจึงต้องมีขอบเขตการทำงานกว้างตามไปด้วย

2) ความไว (sensitivity) ความไวของเครื่อง หมายความว่าสามารถรายงานการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเพียงเล็กน้อยได้ ปัจจุบันนี้มีข้อแตกต่างจากข้อแรก คือ ความไวนั้นไม่เกี่ยวข้องกับช่วงการทำงานทั้งหมดของเครื่อง แต่เกี่ยวข้องโดยตรงกับกำลังขยายของเครื่อง เมื่อสัญญาณมีการเปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อยก็สามารถรายงานผลได้ อย่างไรก็ดี ถ้าเครื่องที่มีความไวมากเกินไป กลับเป็นข้อไม่ดี คือทำให้ความสัมพันธ์ไม่เป็นเส้นตรง (linearity) และไม่ค่อยมีเสถียรภาพ (stability) ดังนั้น เครื่องแต่ละอย่างจึงต้องการความไวที่พอเหมาะ (optimal sensitivity)

3) ความเป็นเส้นตรง (linearity) เมื่อสัญญาณที่ส่งออกจากเครื่องผันแปรโดยตรงกับสัญญาณที่ป้อนเข้าไปในเครื่อง เรียกว่า เครื่องนั้นมีความเป็นเส้นตรงดี คือเป็นระบบเส้นตรง (linear system) แต่เครื่องมือบางชนิดอาจต้องการความสัมพันธ์ที่ไม่เป็นเส้นตรงได้

4) การตอบสนองต่อความถี่ (frequency response) เป็นการเปลี่ยนแปลงความไวในช่วงความถี่ต่างๆของการวัด เครื่องมือที่ดีควรจะมี ความไวเพียงพอต่อความถี่ทุกช่วง จึงจะทำให้รายละเอียดของคลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้มีรูปร่าง ไม่เปลี่ยนแปลงและไม่ผิดเพี้ยนไป

5) ความแม่นยำ (accuracy) ทราบได้โดยการวัดความผิดพลาด ความผิดพลาดอาจมีสาเหตุหลายประการด้วยกัน คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ก. ความผิดพลาดที่เกิดจากส่วนประกอบในเครื่องอิเล็กทรอนิกส์เอง
- ข. ความผิดพลาดที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของมิเตอร์
- ค. คุณสมบัติเปลี่ยนแปลงเนื่องจากภาวะแวดล้อม เช่น อุณหภูมิ
- ง. ความผิดพลาดในการอ่านผล เช่น การอ่านเยื้องไปและแสงสว่างไม่เพียงพอ

6) อัตราส่วนของสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (signal to noise ratio) สิ่งที่รบกวนหรือที่เรียกว่า noise ในทางอิเล็กทรอนิกส์นั้น เป็นการเพิ่มความสูงของเส้นพื้นฐาน (base line) เมื่อเครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณมีค่าน้อย จะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือมีการเพิ่มกำลังขยายขึ้น ถ้าเส้นพื้นฐานหนาขึ้นและสัญญาณมีค่าน้อย จะทำให้อ่านสัญญาณไม่ค่อยได้ เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ ต้องการเครื่องมือที่มีอัตราส่วนนี้สูง เพราะภาวะแวดล้อมในโรงพยาบาลมีสิ่งรบกวนหลายอย่างที่ทำความสูงของเส้นพื้นฐาน (base line) หรือเรียกว่า noise เพิ่มขึ้น สิ่งรบกวนนั้น นอกจากจะเกิดจากกระแสไฟฟ้าสลับจากสายไฟซึ่งมีอย่างมากมายแล้ว ยังมีเครื่องมือที่ส่งการรบกวนโดยทางไฟฟ้าสถิตย์และแม่เหล็กไฟฟ้า สิ่งรบกวนนั้นรวมเรียกว่า Interference noise

7. เสถียรภาพ(stability) เสถียรภาพของเครื่องขึ้นอยู่กับวิวัฒนาการทางด้านเทคโนโลยี คือ เป็นความสามารถของเครื่องที่จะรักษาสรรพคุณการทำงานให้คงที่ แม้เมื่อมีสิ่งรบกวนมาทำให้สัญญาณนำเข้าเปลี่ยนแปลงไป เครื่องที่ดีควรมีเสถียรภาพในการทำงานในช่วงที่จะเป็นประโยชน์ส่วนเสถียรภาพของเส้นพื้นฐาน(base line stability) นั้น เป็นการรักษาสีเส้นพื้นฐานให้คงที่ ไม่ให้แกว่งขึ้นหรือลง(drift)

8. การแยกออก (isolation) เป็นวิธีการไม่ให้มีสายไฟฟ้าติดต่อกัน โดยตรงระหว่างตัวผู้ป่วยและเครื่อง อันเป็นการเพิ่มความปลอดภัยจากอันตรายของไฟฟ้าและเพื่อหลีกเลี่ยงการรบกวนของเครื่องต่างๆ ในการตรวจวัดและบันทึกด้วยเทคนิคการแยกออกนี้โดยมากอาศัยการเหนี่ยวนำ(induction) หรือการส่งคลื่นวิทยุ(radio transmission)

9. ความง่าย (simplicity) ระบบการทำงานต่างๆ ในเครื่องมือไม่ควรสลับซับซ้อน เพื่อหลีกเลี่ยงความผิดพลาดหรือการขัดข้อง โดยเฉพาะ เครื่องหลายอย่างเกี่ยวข้องโดยตรงกับชีวิตของผู้ป่วย เครื่องที่ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพจึงเป็นที่ต้องการอย่างมาก

3.4 อิเล็กโทรด (Electrode)

อิเล็กโทรด เป็นส่วนประกอบที่สำคัญอย่างหนึ่ง ของเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในทางการแพทย์ เพื่อเป็นตัวเชื่อมโยงให้มีการติดต่อทางไฟฟ้าระหว่างตัวผู้ป่วยกับเครื่อง ฉะนั้น จึงเรียกว่าเป็นอิเล็กโทรดทางสรีรวิทยา (physiological electrode) แต่ต่อไปในการกล่าวถึงจะใช้คำว่าอิเล็กโทรดอย่างเดียว

ทางด้านเครื่องมือการติดต่อทางไฟฟ้าเกิด โดยอิเล็กตรอนไหลผ่านโลหะที่นำไฟฟ้าได้ แต่ทางด้านคนหรือเนื้อเยื่อนั้น การนำไฟฟ้าเกิดได้โดยการเปลี่ยนแปลงประจุไฟฟ้าของไอออนโดยผ่านไปตามอิเล็กโทรโทนิค (electrotonic)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อิเล็กโตรดอาจแบ่งได้เป็น 3 ชนิดตามหน้าที่การทำงาน คือ

1. อิเล็กโตรดทางสรีรวิทยาไฟฟ้า (Electrophysiologic electrode)

ทำหน้าที่วัด ไฟฟ้า เพื่อให้ทราบสภาพการทำงานของอวัยวะนั้นๆ เช่น หัวใจ กล้ามเนื้อ สมอง เส้นประสาท เป็นต้น

2. อิเล็กโตรดกระตุ้น (Stimulating electrode)

ทำหน้าที่ปล่อยสัญญาณไฟฟ้าจากเครื่องเข้าไปยังตัวผู้ป่วย เพื่อจุดประสงค์ 2 ประการ คือ ในด้านการรักษาเพื่อกระตุ้นให้อวัยวะต่างๆ ทำงานและในด้านวินิจฉัย คือเป็นตัวกระตุ้นสำหรับทดสอบ (testing stimulus) อิเล็กโตรดชนิดนี้ไม่ค่อยมีปัญหาในทางทฤษฎีมากนัก แต่มีปัญหาในการออกแบบและสร้างตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการใช้

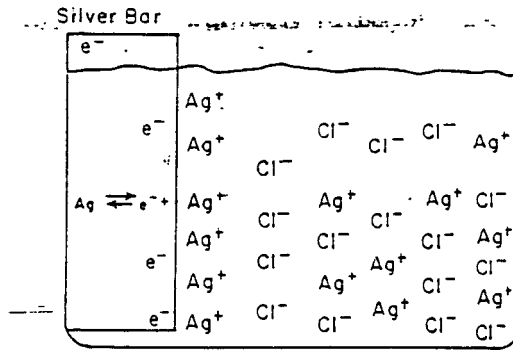
ในสมัยก่อน อิเล็กโตรดพวกนี้ใช้ในการสอนและการค้นคว้าเท่านั้น ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2490 จึงได้เริ่มนำมาใช้ในทางคลินิก โดยใช้กระตุ้นรักษาผู้ป่วย คือเป็นเครื่องดีนิบวิลเลเตอร์ ต่อมาในปี พ.ศ. 2502 จึงเริ่มใช้อิเล็กโตรดแบบฝังภายในของเครื่องกระตุ้นเพื่อคุมจังหวะหัวใจ (cardiac pacemaker) ในสมัยปัจจุบัน การกระตุ้นทางคลินิกได้ก้าวหน้าไปมาก เช่นอิเล็กโตรดฝังเพื่อกระตุ้นกระเพาะปัสสาวะ หรือกระตุ้นกล้ามเนื้อเพื่อช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกาย เป็นต้น

3. อิเล็กโตรดทางชีวเคมี (Biochemical electrode)

อิเล็กโตรดชนิดนี้ ใช้วัดการเปลี่ยนแปลงของสารเคมีในร่างกาย ซึ่งอาจใช้ทำการวัดสารเคมีที่นำออกมาจากร่างกายแล้ว หรือวัดสารเคมีที่อยู่ในร่างกายโดยตรง สิ่งที่จะทำการวัด โดยมากคือ ความเป็นกรด ต่าง (pH) ความดันก๊าซออกซิเจน คาร์บอนไดออกไซด์ และอิเล็กโตรไลต์ต่างๆ

3.4.1 ทฤษฎีของอิเล็กโตรด

ที่ผิวหน้าระหว่างไอออนในน้ำยาใดก็ตามกับโลหะ จะมีศักย์ไฟฟ้าที่ เรียกว่าศักย์ไฟฟ้า อิเล็กโตรรอนศักย์ไฟฟ้านี้ เป็นผลจากความแตกต่างของอัตราการกระจายไอออน เข้าไปในโลหะ และออกมาจากโลหะสมดุลย์เกิดขึ้นโดยมีชั้นของประจุที่ผิวหน้า ตามความจริงแล้ว ประจุมี 2 ชั้นคือ ชั้นที่อยู่ชิดกับโลหะมีประจุอย่างหนึ่ง ส่วนชั้นที่อยู่ถัดออกไปมีประจุตรงข้าม ศักย์ไฟฟ้าที่ผิวหน้าของโลหะและน้ำยาซึ่งมีประจุไฟฟ้าหุ้มอยู่ 2 ชั้นนี้ มีค่าประมาณ 100 - 800 mV สำหรับอิเล็กโตรดทั่วๆ ไป อาจเรียกว่าเป็น half-cell potential ศักย์ไฟฟ้านี้เปลี่ยนแปลงได้มากเมื่อมีความ สะเทือนหรือการเคลื่อนไหว เนื่องจากต้องมีการจัดเรียงตัวของไอออนชั้นใหม่ ผลเช่นนี้ เรียก electrokinetic effect เป็นสาเหตุใหญ่ของการรบกวนที่เกิดจากการเคลื่อนไหว ในขณะที่วัดสัญญาณต่างๆ



รูปที่ 3.1 แสดงส่วนประกอบและการกระจายของไอออนที่เรียงตัวกันเป็นสองชั้นเมื่อได้จุ่มโลหะเงินลงในสารละลายเงินคลอไรด์

สมการที่แสดงศักย์ไฟฟ้าของไอออน ที่มีความเข้มข้นต่างกัน และมีเยื่อกั้นกลาง คือ Nernst equation

$$E = \frac{-RT}{nF} \ln \frac{C_1 F_1}{C_2 F_2}$$

- R = gas constant (8.315×10^7 ergs per mol per degree-kelvin)
- T = อุณหภูมิสัมบูรณ์ (องศาเคลวิน)
- N = วาเลนซ์ของ ไอออน
- F = ค่าคงตัวฟาราเดย์ (96,5000 coulombs)
- $C_1 C_2$ = ความเข้มข้นของ ไอออน
- $F_1 F_2$ = activity coefficient ของไอออนทั้ง 2 ข้างของเยื่อหุ้ม

Activity coefficient ขึ้นอยู่กับปัจจัยต่างๆ เช่น ประจุของไอออนทั้งในน้ำยา และระยะทางระหว่างไอออน

ผลคูณ $C_1 F_1$ เป็นฤทธิ์ของ ไอออนที่ทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรด จากสมการของ Nernst จะเห็นว่า ศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดได้ส่วนกับค่าล็อก (log) ของอัตราส่วนของ ไอออนทั้งสองข้างของเยื่อกั้น ในน้ำยาที่เจือจางมาก activity coefficient จะมีค่าใกล้ 1 ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดจึงขึ้นอยู่กับค่าล็อกของอัตราส่วนของความเข้มข้นทั้งสอง

อิเล็กโทรดที่ใช้วัดศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยานั้น เป็นการวัดศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดที่เกิดจากผิวหน้าของโลหะกับอิเล็กโทรไลต์ (metal electrolyte interfaces) แต่อิเล็กโทรดในทางชีวเคมีใช้หลักทั้ง 2 อย่าง คือ ชนิดที่มีเยื่อกั้นหรือเป็นแบบผิวหน้าของโลหะกับอิเล็กโทรไลต์

3.4.2 โปลาไรเซชัน (Polarization)

โปลาไรเซชันเป็นขบวนการที่เกิดจากผลของกระแสไฟฟ้าที่ไหลในอิเล็กโทรด และการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้า การเปลี่ยนแปลงนี้แบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ โปลาไรเซชันตามกฎของ เอกสาร์นี่เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โอห์ม และโพลาริเซชันจากความเข้ม

1. โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม (Ohmic polarization) เป็นศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อมีกระแสไหล ขึ้นอยู่กับอัตราของพาหะ (carrier) ที่สามารถกระจายได้ รวมทั้งพื้นที่ผิวหน้าและลักษณะรูปร่างของอิเล็กโตรด

เมื่อมีกระแสไหล ศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นที่ผิวหน้าของอิเล็กโตรดจะมีคลื่นศักย์ไฟฟ้า (voltage waveform) เหมือนกับคลื่นของกระแส (current waveform) เนื่องจากพาหะส่วนใหญ่เกี่ยวข้องกับกาถ่ายประจุ ไม่ได้มีการเสียหรือถูกทำลายไปจากกระแสไหล เมื่อไอออนของเงินถูกดึงออกมาจากแคโทด กระแสที่ไหลจะนำไอออนลบเข้าไปที่แคโทดอีกเพราะไอออนเงินเป็นพาหะส่วนใหญ่ เมื่อปล่อยกระแสให้ไหลเข้าไป จะทำให้ศักย์ไฟฟ้านลดลง เนื่องจากสารละลายมีความต้านทาน ซึ่งขึ้นอยู่กับอัตราการกระจายของพาหะในสารละลาย ปรากฏการณ์เช่นนี้เรียกโพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม เพราะอธิบายได้ตามกฎของโอห์ม คือ ศักย์ไฟฟ้าเพิ่มเป็นสัดส่วนโดยตรงกับกระแส

โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม ซึ่งเป็นศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อมีกระแสไหลนั้น ขึ้นอยู่กับสภาพผิวหน้าของอิเล็กโตรด อัตราของพาหะที่สามารถพาออกไป และลักษณะรูปร่างของอิเล็กโตรด ลักษณะรูปร่างมีบทบาทสำคัญคือ ถ้าปลายอิเล็กโตรดมีลักษณะทู่ จะมีโพลาริเซชันมากกว่าอิเล็กโตรดที่ปลายมีลักษณะเรียว

โพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม พบได้ในอิเล็กโตรดทุกชนิด แต่ผลของมันไม่ค่อยมีความหมายต่อการเลือกอิเล็กโตรดชนิดต่างๆ ตรงกันข้ามกับโพลาริเซชันที่เกิดขึ้นจากกรรมาวิธีอื่น เช่น โพลาริเซชันตามกฎของโอห์มจึงถือได้ว่าเป็นชนิดไม่โพลาริเซชัน(non-polarization)

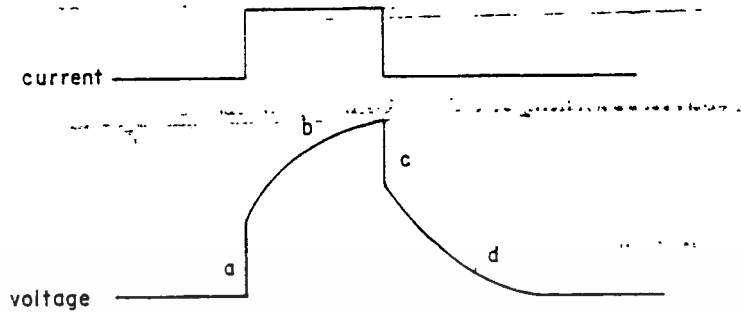
2. โพลาริเซชันจากความเข้ม (Concentration polarization)

โพลาริเซชันจากความเข้ม มีความสำคัญมากที่สุด ในกรณีที่มีอิเล็กโตรดไม่มีพาหะไอออน เช่น อิเล็กโตรดที่ใช้ในตัวคุมจังหวะหัวใจ (cardiac pacemaker) ที่ทำด้วยแพลทินัมและเหล็กชนิดไม่เป็นสนิม ปฏิกริยาทางไฟฟ้าเคมีที่ได้อธิบายไว้ในตอนต้นจึงนำมาใช้ไม่ได้ ในกรณีเช่นนี้ เพราะไม่มีเกลือโลหะซึ่งทำหน้าที่เป็นพาหะ

เมื่อทำให้มีศักย์ไฟฟ้าเกิดขึ้นที่อิเล็กโตรด โซเดียมไอออนจะมาเกาะที่ผิวหน้าของอิเล็กโตรด (แคโทด) แล้วทำหน้าที่เป็นฉนวนจึงเก็บประจุไฟฟ้าได้เหมือนกับคาปาซิเตอร์ เมื่อศักย์ไฟฟ้ามีน้อย กระแสจะผ่านได้เลย โดยไม่มีปฏิกริยาเคมี แต่เมื่อศักย์ไฟฟ้ามากขึ้นจึงจะเริ่มมีปฏิกริยาเคมี คือ เกิดก๊าซไฮดรอกเจนขึ้นที่แคโทด ฉะนั้นเมื่อพาหะส่วนใหญ่ทำหน้าที่นำกระแสผ่านน้ำยา แต่พาหะส่วนน้อย ต้องทำหน้าที่เป็นสะพานเชื่อมชั้นหน้าของโลหะกับอิเล็กโตรไลต์ เพื่อให้มีการถ่ายประจุไฟฟ้าได้ ไฮโดรเจนไอออนที่ใช้ได้มาจากไฮดรอนเนียม (hydronium, H_3O^+) ซึ่งมีส่วนน้อย เมื่อใช้แลกเปลี่ยนไปไม่นานไฮโดรเนียมจะลดลง จึงต้องดึงเอามาจากบริเวณที่ไกลๆ เป็นผลให้โอห์มนิแดนซ์ที่ผิวหน้าเข้มขึ้น ฉะนั้นจึงต้องการศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้นเพื่อให้กระแสไหลคงที่

ถ้าผ่านคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม (rectangular current pulse) จากต้นตอที่มีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กระแสแสดงที่ ศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้จะไม่เป็นรูปสี่เหลี่ยม



รูปที่ 3.2 แสดงรูปคลื่นของกระแสไฟฟ้าและศักย์ไฟฟ้าของอีเล็กโตรด เมื่อปล่อยคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมขึ้นมาจากต้นตอที่มีกระแสแสดงที่ไปสู่เนื้อเยื่อ โดยผ่านผิวหน้าของอีเล็กโตรดที่มีโพลาริเซชันตามกฎของโอห์ม และโพลาริเซชันจากความเข้มข้น (ohmic และ concentration polarization) เช่น อีเล็กโตรดแพลทินัม (a)คลื่นไฟฟ้าที่เพิ่มขึ้นในระยะต้น เนื่องจาก majority carriers มีจำนวนจำกัด (ohmic polarization) (b)ศักย์ไฟฟ้าเพิ่มขึ้นแบบเอ็กซ์โปเนนเชียล เนื่องจากการใช้ minority carrier ที่ผิวหน้าอีเล็กโตรด (concentration polarization) (c)ศักย์ไฟฟ้าลดลงอย่างรวดเร็ว เนื่องจากกระแสที่ขยับ majority carrier หมดไป (d)ลดลงแบบเอ็กซ์โปเนนเชียลอีก เนื่องจาก minority carrier แปรกระจายกลับที่เดิม

อีเล็กโตรดโลหะอาจจัดเป็นพวกได้ตามจำนวนโพลาริเซชันคือ

ก. อีเล็กโตรดที่ไม่โพลาริเซชัน (Non-polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรดที่จุ่มอยู่ในน้ำยาที่มีเกลือของโลหะนั้น ซึ่งทำหน้าที่เป็นพาหะส่วนใหญ่ (majority carrier) ตัวอย่างคือ อีเล็กโตรดเงินที่จุ่มอยู่ในน้ำยาเกลือเงินไนเตรท

ข. อีเล็กโตรดที่โพลาริเซชัน (Polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรดซึ่งแช่อยู่ในน้ำยาที่ไม่มีเกลือของตัวเอง เช่นอีเล็กโตรดที่ทำด้วยเหล็กชนิดไม่ เป็นสนิมฝังอยู่ในเนื้อเยื่อของร่างกาย

ค. อีเล็กโตรดที่ไม่โพลาริเซชันเทียม (Artificially non-polarizable electrode) เป็นอีเล็กโตรดที่เคลือบด้วยเกลือของโลหะนั้น แล้วเอาไปจุ่มในไอออนของน้ำยา ซึ่งทำหน้าที่เป็นพาหะส่วนใหญ่ เช่นอีเล็กโตรดเงินที่เคลือบด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ แล้วนำไปจุ่มในน้ำยาโซเดียมคลอไรด์

3.4.3 อีเล็กโตรดที่ใช้ในทางสรีรวิทยาไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อีเล็กโตรดที่ใช้ในการทำหน้าที่ยึดและวัดสัญญาณ ประสิทธิภาพของอีเล็กโตรดขึ้นอยู่กับข้อจำกัดที่เป็นผลจาก half-cell และ liquid junction potential รวมทั้งไปลาไรเซชันจากความเข้มข้นของปลายอีเล็กโตรด

ไฟฟ้าที่จะทำการเก็บและวัดอยู่ในช่วงตั้งแต่ 10 ไมโครโวลต์จนถึง 70 มิลลิโวลต์ แต่อีเล็กโตรดที่ใช้มี half-cell potential ประมาณ 0.5 V ฉะนั้นเมื่อ half-cell potential เปลี่ยนไปเพียงเล็กน้อยอาจบิดบังสัญญาณที่เป็นไมโครโวลต์ได้

สมมติว่าใช้ silver-silver chloride electrode สำหรับวัดศักย์ไฟฟ้าในเนื้อเยื่อและสัญญาณไฟฟ้าที่คาดว่าจะวัดได้คือ 100 μV อีเล็กโตรดแต่ละอันมี half-cell potential 0.4 V ตามทฤษฎีแล้ว half-cell potential ของอีเล็กโตรดทั้งสองอันจะหักล้างกันพอดีจนศักย์ไฟฟ้าเหลือเป็นศูนย์ อย่างไรก็ตาม half-cell potential ทั้งสองอันจะไม่เท่ากัน คือขึ้นอยู่กับ

- 1) อุณหภูมิของอีเล็กโตรดทั้งสอง
- 2) ความเข้มข้นของคลอไรด์ไอออนทั้งสองข้างไม่เท่ากัน
- 3) อีเล็กโตรดขั้วหนึ่งขั้วใด อาจเคลื่อนไหว ทำให้มีการรบกวนต่อขั้วทั้งสองของไอออนที่หุ้มอยู่

ปัจจัยเหล่านี้เป็นต้นตอที่ทำให้เกิดสิ่งที่ไม่พึงประสงค์ได้หลายอย่าง คือ

- 1) ทำให้มีศักย์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ไปรบกวน (D.C. offset potential)

half-cell อาจแสดงความแตกต่างได้มาก เช่น 10 mV สำหรับเงินที่มีเกลือคลอไรด์หุ้มหรือ 100 mV เมื่อใช้อีเล็กโตรดเงินธรรมชาติยังเป็นอีเล็กโตรดที่ไปลาไรซ์ เช่นแพลทินัมยิ่งเกิดได้ยาก ศักย์ไฟฟ้าที่รบกวนเหล่านี้ทำให้แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในการบันทึกกระแสไฟฟ้าตรงอึดตัวได้

- 2) ทำให้เส้นพื้นฐานเปลี่ยนไป (base line shift) ศักย์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ไปรบกวน (D.C. offset potential) จะค่อยเปลี่ยนไปช้าๆ จึงทำให้ระบบแอมพลิไฟเออร์ไฟฟ้ากระแสตรงเปลี่ยนไป ผลเช่นนี้จะทำความรบกวนได้มาก เมื่อต้องการวัดสัญญาณที่มีค่าเพียงไมโครโวลต์ ในกรณีเช่นนี้ ถ้าใช้อีเล็กโตรดชนิดไม่ไปลาไรซ์ เช่น silver-silver chloride electrode จะมั่นคงมากที่สุด แต่ถ้าเป็นอีเล็กโตรดที่ไม่มีเกลือโลหะเคลือบอยู่ เช่น แพลทินัมจะทำให้เส้นพื้นฐานเปลี่ยนไปได้อย่างมาก อาจป้องกันการเปลี่ยนแปลงเส้นพื้นฐานโดยการปิดอีเล็กโตรดไว้เพื่อไม่ให้อุณหภูมิเปลี่ยนแปลงไป

อีเล็กโตรดที่ใช้กันโดยทั่วไปอาจแบ่งได้เป็น 3 พวก คือ

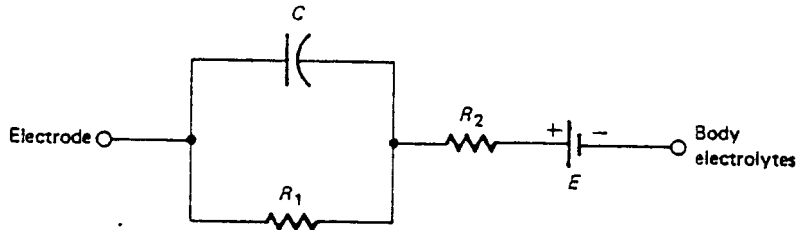
1. อีเล็กโตรดใช้ผิวหนัง (Skin surface electrode)
2. อีเล็กโตรดเข็ม (Needle electrode)
3. ไมโครอีเล็กโตรด (Micro electrode)

อีเล็กโตรดทั้ง 3 พวกมี metal electrolyte interfaces ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้า

ของอีเล็กโตรดจะเกิดขึ้นได้ส่วนกับไอออนที่แลกเปลี่ยนระหว่างโลหะและอีเล็กโตรไลต์ ประจ 2 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

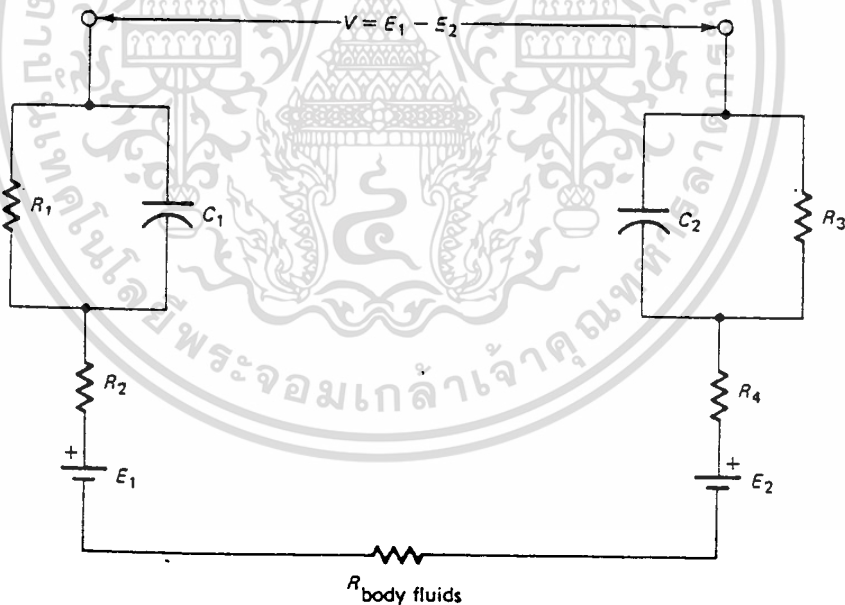
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นที่หนึ่งหน้าทำหน้าที่เป็นคาปาซิเตอร์ ดังนั้น อาจสร้างวงจรสมมุติได้ดังนี้ วงจรสมมุติศักย์ไฟฟ้า ต่อแบบอนุกรมกับวงจรคาปาซิเตอร์แทนที่ วิธีนี้แทนที่



รูปที่ 3.3 แสดงวงจรสมมุติของศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยา ที่ผิวหน้าของอิเล็กโทรดซึ่งสัมพันธ์กับอิเล็กโทรไลต์ของร่างกาย

สำหรับในการวัดศักย์ไฟฟ้า ต้องใช้อิเล็กโทรด 2 ขั้ว ถ้าอิเล็กโทรดทั้ง 2 ขั้วเป็นชนิดเดียวกัน ความแตกต่างก็เป็นความต่างศักย์จริงๆ ระหว่างจุด 2 จุดที่ทำการวัด แต่ถ้าอิเล็กโทรด 2 ขั้ว แตกต่างกันอาจทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง เนื่องจากความแตกต่างในศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดที่เรียกว่า electrode offset voltage ซึ่งมีโอกาสทำความผิดพลาดโดยอาจคิดว่าเป็นสัญญาณที่จะทำการวัดจริงๆ ได้



รูปที่ 3.4 แสดงการวัดศักย์ไฟฟ้าทางชีววิทยาด้วยวงจรสมมุติของอิเล็กโทรด 2 วง

สิ่งผิดพลาดเช่นนี้ทำให้ลดลงได้โดยการเลือกชนิดของโลหะที่ใช้ และโดยการเคลือบพบว่า silver-silver chloride electrode เป็นอิเล็กโทรดที่มีความมั่นคงที่สุด โดยการเคลือบโลหะเงินด้วยซิลเวอร์คลอไรด์ ทำได้โดยการจุ่มโลหะเงินที่สะอาด 2 ชิ้น ลงในน้ำยา โซเดียมคลอไรด์ที่ปราศจากโบรมีน แล้วต่อเข้ากับต้นตอของศักย์ไฟฟ้า เงินจะรวมกับคลอไรด์ไอออนเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ผ่านการอนุมัติจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลายเป็นซิลเวอร์คลอไรด์หุ้มอิเล็กโทรดอยู่

ในรูปที่ 3.4 วงจรรีซิสแตนซ์-คาปาซิแตนซ์นั้น เป็นอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดแต่ อิมพีแดนซ์ไม่คงที่ คือ ขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณ ซึ่งเป็นผลของคาปาซิแตนซ์ซึ่งกว่านั้นทั้งศักย์ไฟฟ้าของอิเล็กโทรดและอิมพีแดนซ์เปลี่ยนไปจากผลของโพลาริเซชันซึ่งเป็นผลจากการผ่านไฟฟ้ากระแสตรงเข้าไปยัง metal electrolyte interfaces ผลคล้ายกับการประจุแบตเตอรี่ที่ ขั้วของประจุ ตรงข้ามกับการไหลของกระแสที่เป็นต้นตอของประจุไฟฟ้า อิเล็กโทรดบางอย่างได้ออกแบบไว้เพื่อหลีกเลี่ยงหรือลด โพลาริเซชันและถ้าแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้กับอิเล็กโทรดมีอิมพีแดนซ์นำเข้า (input impedance) สูงมากผลของโพลาริเซชันหรือการเปลี่ยนแปลงอย่างอื่นในอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดจะน้อยลง

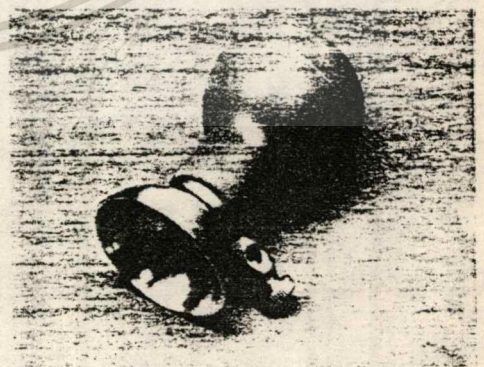
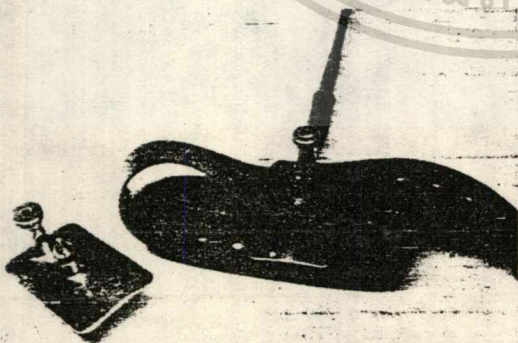
ขนาดและชนิดของอิเล็กโทรดมีความสำคัญต่ออิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดเช่นกัน อิเล็กโทรดขนาดใหญ่มีอิมพีแดนซ์ต่ำ เช่น อิเล็กโทรดใช้ที่ผิวหนัง (surface electrode) มีอิมพีแดนซ์ 2-10 Kohm แต่อิเล็กโทรดเข็มขนาดเล็กและไมโครอิเล็กโทรดมีอิมพีแดนซ์สูงกว่านี้มาก

3.4.4 อิเล็กโทรดใช้ที่ผิวหนัง (Surface electrode)

อิเล็กโทรดที่ใช้โดยการบิดไว้ที่ผิวหนังร่างกาย พบได้หลายขนาดและหลายแบบถึงแม้ว่าอิเล็กโทรดที่ใช้ใน อี.ซี.จี., อี.เอ็ม.จี. และ อี.อี.จี. จะเป็นอิเล็กโทรดใช้ที่ผิวหนังชนิดใดก็ได้ แต่อิเล็กโทรดขนาดใหญ่มักใช้กับ อี.ซี.จี. เพราะในการวัดไม่ต้องการศักย์ไฟฟ้าเฉพาะที่ ส่วน อี.อี.จี. ต้องการขนาดเล็ก อี.เอ็ม.จี. อาจใช้อิเล็กโทรดที่ผิวหนังขนาดเล็ก แต่ถ้าต้องการรายละเอียดมากขึ้นจะต้องใช้อิเล็กโทรดเข็ม

3.4.5 อิเล็กโทรดแผ่น (Plate electrode)

เริ่มใช้กันมานานแล้ว ในระยะแรกๆ ใช้สำลีหรือผ้าชุบน้ำเกลือต่อมาจึงใช้ครีมนำไฟฟ้าได้หรือวัสดุเหนียวแทนเพื่อช่วยให้อิเล็กโทรดสัมผัสกับผิวหนังได้ดี อิเล็กโทรดอีกชนิดหนึ่งคือ อิเล็กโทรดรูปถ้วยที่ใช้ดูด (suction cup electrode) ใช้แรงดูดจึงสามารถติดกับผิวหนังได้ และสามารถติดอิเล็กโทรดกับผิวหนังได้โดยรวดเร็ว

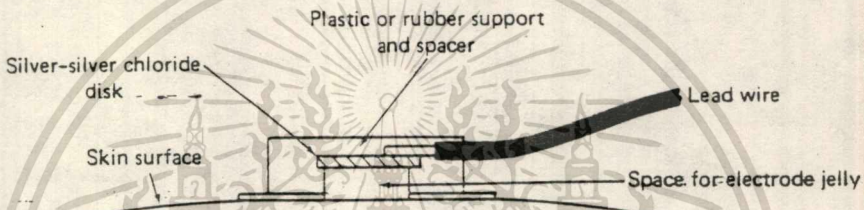


รูปที่ 3.5 แสดงอิเล็กโทรดแผ่นที่เป็นโลหะ ซึ่งมีจะทำหรือเคลือบด้วยเงิน นิเกิล หรือโลหะผสมบางอย่าง (ขั้วมือ) อิเล็กโทรดรูปถ้วยที่ใช้ดูด (suction cup electrode) (ขั้วมือ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อยุ่งยากอย่างหนึ่งในการใช้อิเล็กโตรดแผ่น คือ การเคลื่อนไหว ซึ่งในบางกรณีเคลื่อนไปเพียงเล็กน้อย แต่ในบางกรณี การเคลื่อนไหวยังมีผลมากต่อศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้จนกระทั่งไม่สามารถบันทึกได้เลย

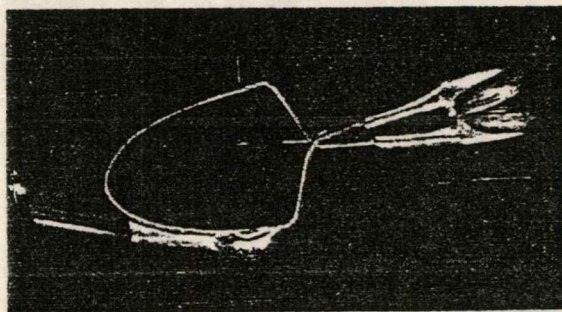
เมื่อไม่นานมานี้ มีการผลิตอิเล็กโตรดที่เรียกว่าอิเล็กโตรดลอย (floating electrode) ออกมาใช้มีจุดประสงค์เพื่อที่จะลดผลเสียจากการเคลื่อนไหวโดยไม่ให้มีการสัมผัสกันโดยตรงระหว่างโลหะและผิวหนัง ใช้วัสดุเหนียวใสอิเล็กโตรไลต์ (electrodepaste) และวุ้นเป็นสะพานระหว่างโลหะและผิวหนังที่เรียกว่า electrolyte bridge อิเล็กโตรดลอย ใช้ติดกับผิวหนังด้วย adhesive collars (or rings) ที่มีวัตถุเหนียวเคลือบอยู่ 2 ด้าน ซึ่งจะทำหน้าที่ยึดอิเล็กโตรดกับผิวหนังด้วย



รูปที่ 3.6 แสดงรายละเอียดของอิเล็กโตรดชนิดลอยที่ใช้ติดบนผิวหนัง (floating type skin surface electrode)

ในการใช้อิเล็กโตรดแผ่นนั้น โดยมากส่วนที่ยึดติดกับผิวหนังมักจะมีส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ประการ คือ สารที่มีลักษณะเป็นวุ้นแต่เหนียว เพื่อช่วยยึดอิเล็กโตรดกับผิวหนัง น้ำยาที่มีเกลือโซเดียมคลอไรด์หรือโบแตสเซียมคลอไรด์ เพื่อช่วยในการนำไฟฟ้าและมีทรายละเอียดผสมอยู่ด้วย เพื่อช่วยขัดผิวหนังชั้นนอกอันเป็นการลดความต้านทานระหว่างผิวหนังของอิเล็กโตรดและร่างกาย

นอกจากนั้น อิเล็กโตรดอาจทำหน้าที่ซึม โดยอาศัยสปริงมาค้ำที่โหนุ วิธีนี้ ทำให้อิเล็กโตรดยึดติดกับผิวหนังได้ดีกว่าและติดอิเล็กโตรดได้โดยรวดเร็วด้วย



รูปที่ 3.7 แสดงอิเล็กโตรดที่ใช้ค้ำโหนุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.6 อีเล็กโทรดเข็ม (Needle electrode)

อีเล็กโทรดเข็มนั้นได้นำมาใช้เพื่อจุดประสงค์หลายอย่าง ที่สำคัญที่สุด คือ ในการที่ต้องการวัดหรือบันทึกศักย์ไฟฟ้าจากส่วนลึกของร่างกาย และจากบริเวณเฉพาะที่นอกจากนั้น อีเล็กโทรดเข็มยังช่วยลดปัญหาต่างๆ ที่เกิดจากอีเล็กโทรดแผ่น คือ ลดอิมพีแดนซ์ของผิวหนังกับ อีเล็กโทรด (interface impedance) เพราะผิวหนังมีความต้านทานมากและที่สำคัญอีกอย่างคือ ลดสิ่งรบกวนจากการเคลื่อนไหว (motion artifact)

อีเล็กโทรดเข็มอาจเป็นเพียงเข็มปลายแหลมธรรมดา หรืออาจมีฉนวนหุ้มตัว เข็มยกเว้นตรงบริเวณปลายจึงทำให้สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าจากบริเวณแคบได้ อีเล็กโทรดเข็มแบ่งได้เป็นชนิดขั้วเดียว (unipolar) และชนิด 2 ขั้ว (bipolar)

ก. อีเล็กโทรดขั้วเดียว (Unipolar or non-polar electrode)

มีลักษณะเป็นอีเล็กโทรดเข็มธรรมดา มีฉนวนหุ้มยกเว้นที่ปลายดัดโค้งแล้วหรืออาจใช้เข็มฉีดยาขนาดเล็ก แล้วใช้ลวดเส้นเล็กๆ ซึ่งมีฉนวนหุ้มสอดเป็นไส้อยู่ภายใน ฉะนั้น ขั้วอีเล็กโทรดจึงเป็นปลายลวดเล็กๆ โพล์ออกมาสำหรับบันทึกหรือวัด ส่วนเข็มฉีดยาเป็นเปลือกหุ้มล้อมรอบอยู่ทำหน้าที่เป็นอีกขั้วหนึ่ง อีเล็กโทรดชนิดนี้จึงเรียกว่า concentric needle electrode หรืออาจเรียกว่า single co-axial needle electrode

ข. อีเล็กโทรด 2 ขั้ว (bipolar electrode)

อีเล็กโทรดที่สร้างโดยวิธีข้างต้น อาจใช้ลวด 2 เส้นทำเป็นไส้ ฉะนั้นจึงมีขั้วสำหรับวัดซึ่งทำให้สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าจากบริเวณที่เล็กมากลงไปอีกได้ อาจเรียกขั้วอีเล็กโทรดชนิดนี้ว่า double co-axial needle electrode

ไมโครอีเล็กโทรด (microelectrode)

อีเล็กโทรดที่ปลายมีขนาดเล็กมาก อาจถึง 1 ไมครอนหรือน้อยกว่า สามารถวัดศักย์ไฟฟ้าจากเซลล์เดียวได้ มีที่ใช้เฉพาะในการค้นคว้า ซึ่งจะไม่กล่าวละเอียดในที่นี้ อีเล็กโทรดพวกนี้อาจทำได้เป็น 2 ชนิด คือ ทำเป็นโลหะ (metal microelectrode) หรือทำเป็นหลอดแก้วขนาดเล็กและภายในบรรจุอีเล็กโทรไลต์ที่นำไฟฟ้าได้ มีชื่อเรียกว่า glass micro pipette



รูปที่ 3.8 แสดงอิเล็กโทรดชนิดต่างๆ ก.อิเล็กโทรดที่ใช้ติดภายนอกขนาดเปลี่ยนแปลงได้มาก มักมีขนาดประมาณ 1-2.5 มม. ข. Concentric needle electrode ใช้เข็มฉีดยาเบอร์ 26 มีลวดขนาด 0.1 มม. สอดอยู่ ค.อิเล็กโทรดเข็มชนิดสองขั้ว ใช้เข็มฉีดยาเบอร์ 23 มีลวดสอดอยู่ 2 เส้น ง.อิเล็กโทรดขั้วเดียว มีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 0.8 มม. จ.อิเล็กโทรดหลายขั้ว (multielectrode) สอดอยู่ในท่อขนาด 1 มม. ฉ. Januselectrode เป็นอิเล็กโทรดเข็มขนาด 0.6 มม. พร้อมขั้ว 2 ขั้วที่มีขนาด 25 ไมครอน ฉ. อิเล็กโทรดที่เป็นลวดตัดงอได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา (Biological amplifier)

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยา มีหลักการเช่นเดียวกับ แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้กันโดยทั่วไป จะแตกต่างกันก็แต่ในรายละเอียดซึ่งเป็นคุณสมบัติบางอย่างเท่านั้น ทั้งนี้เพื่อความเหมาะสมสำหรับงานที่จะต้องทำ ลักษณะของแอมพลิไฟเออร์ ที่ใช้ในทางชีววิทยาคควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. มีกำลังขยายสูง
2. มี common mode rejection ratio สูง
3. มีอิมพีแดนซ์ขาเข้าสูง และคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำ
4. มีการตอบสนองต่อความถี่ที่เหมาะสม

อย่างไรก็ดี พึงระลึกอยู่เสมอว่า คุณสมบัติเหล่านี้ มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกันอย่างใกล้ชิด ก่อนอื่น จะต้องขยายความแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้เสียก่อน ในที่นี้ หมายถึงระบบแอมพลิไฟเออร์ทั้งหมดที่ประกอบด้วยส่วนแรก คือ preamplifier และส่วนหลังคือ main amplifier เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ โดยทั่วไป จะมีแอมพลิไฟเออร์ทั้งสองส่วนรวมอยู่ในเครื่องเดียวกัน นอกจากนี้ในภาวะที่ต้องการวัดสัญญาณที่มีศักย์ไฟฟ้าน้อย ๆ หรือในภาวะแวดล้อมที่มีการรบกวนมาก ๆ จึงจำเป็นต้องแยก preamplifier ออกจาก main amplifier และวาง preamplifier ไว้ให้อยู่ใกล้ต้นตอของศักย์ไฟฟ้าที่ต้องการจะวัด

1) กำลังขยายสูง

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยานั้น ต้องการกำลังขยายสูงเพราะสัญญาณที่ต้องการจะวัดนั้นมีค่าน้อย อาจมีค่าเพียง 10 μV เช่น EEG (คลื่นไฟฟ้าสมอง) หรืออย่างมากที่สุดก็เป็นมิลลิโวลต์และเนื่องจากสัญญาณที่จะทำการบันทึกในบางกรณีก็มีช่วงกว้างมาก คือหมายความว่าสัญญาณอาจมีค่าน้อยหรือมากเปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ และความถี่ของสัญญาณก็เปลี่ยนได้ในช่วงๆ หนึ่งด้วย ฉะนั้น แอมพลิไฟเออร์จึงต้องมีกำลังขยายสูงในทุกช่วงความถี่ อย่างไรก็ตาม แอมพลิไฟเออร์ที่มีกำลังขยายสูงก็ย่อมต้องขยายสิ่งรบกวนตามไปด้วย ฉะนั้น จะทำให้ประสิทธิภาพของแอมพลิไฟเออร์ไม่ดี ปัญหาที่แก้โดยใช้แอมพลิไฟเออร์ที่เรียกว่า ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ (differential amplifier) หรือ push-pull amplifier ทั้งในปัจจุบันนี้ส่วนประกอบต่างๆ ของแอมพลิไฟเออร์ โดยเฉพาะทรานซิสเตอร์ ได้มีวิวัฒนาการจนมีคุณสมบัติดีขึ้นเรื่อยๆ ปัญหาต่างๆ ก็ค่อยๆ ลดไป

2) มี common mode rejection ratio สูง

ความสามารถของแอมพลิไฟเออร์นอกจากในด้านขยายสัญญาณแล้ว ยังต้องมีความสามารถในการลดสิ่งรบกวนให้น้อยลงด้วย ความสามารถในข้อนี้เรียกว่า common mode rejection ratio (CMRR) คุณสมบัติเช่นนี้เป็นลักษณะเฉพาะของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ฉะนั้นจึงจำเป็นต้องอธิบายการทำงานของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ ต่อไป

ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์เป็นแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้การทำงานของ หลอดอิเล็กโทดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทรานซิสเตอร์หรือทรานซิสเตอร์เป็นคู่ ๆ กัน แทนที่จะใช้เป็นแอมพลิฟายเออร์ธรรมดา ลักษณะที่สำคัญในการทำงานของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิฟายเออร์ คือ การไม่รับสัญญาณไฟฟ้าที่เหมือนกัน (ทั้งความสูงและเวลา) ที่ทางนำเข้า (input terminals) แต่ในทางตรงข้าม จะขยายสัญญาณไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เข้า ไปยังทางนำเข้าทั้งสองของแอมพลิฟายเออร์

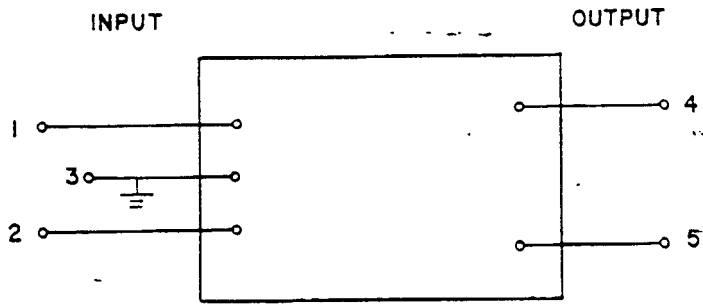
ขณะที่ทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ อิเล็กโทรดอาจรับกระแสไฟฟ้าสลับจากแหล่งจ่ายไฟที่มีระบบสายดินไม่ดีหรือจากต้นตออื่น ๆ ซึ่งถ้านำเข้าไปขยายใน single ended amplifier ธรรมดาแล้วกระแสไฟฟ้าสลับที่เป็นต้นตอของการรบกวน จะขยายตามสัญญาณไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อที่ต้องการจะวัดไปด้วย ถ้าสัญญาณที่จะทำการวัดมีค่าน้อยอยู่แล้วก็ยิ่งทำให้แยกไม่ออก

เพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพของระบบตรวจวัด จะต้องใช้ระบบหุ้มกำบังสาย (shielding system) หรือใช้ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิฟายเออร์ สำหรับการขยายในภาคต้น ๆ (first stage) หรือในบางกรณีจำเป็นต้องใช้ทั้งสองวิธี

ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิฟายเออร์ทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่แตกต่างกันที่เกิดขึ้นในขณะใดตรงทางเดินที่นำสัญญาณป้อนเข้าทางนำเข้า 1 และ 2 ถ้าป้อนสัญญาณนำเข้าที่มีความสูงและเฟสเหมือนกันเข้าไปยังขา 1 และ 2 ในขณะหนึ่งขณะใด จะไม่มีการขยายออกทางช่องทางสัญญาณส่งออก (output) ที่ 4 และ 5 เลย โดยวิธีนี้ อาจเห็นประโยชน์ของดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิฟายเออร์ได้ชัดเจนขึ้น นอกจากนั้น สัญญาณที่อยู่ในเฟสเดียวกันที่เกิดจากสายไฟฟ้ายึดกับหรือจากต้นตออื่นนอกบริเวณของอิเล็กโทรด (electrode field) จะถูกตัดออกคือไม่รับเข้าไปขยายความสามารถที่จะไม่รับสัญญาณที่เหมือนกันเข้าไปขยายเรียกว่า common mode rejection ความสามารถในการไม่รับ เช่นนี้ ขึ้นอยู่กับความเหมือนกันของลักษณะทางไฟฟ้าของสัญญาณที่ป้อนเข้าทั้งสองข้าง เมื่อมีความแตกต่างของรีซิสแตนซ์หรือคาปาซิแตนซ์เพียงเล็กน้อย ที่สัญญาณนำเข้าจะนำเข้าไปขยายได้ จำนวนสัญญาณที่แตกต่างกันที่ได้รับจากสัญญาณส่งออกเมื่อป้อน สัญญาณที่เหมือนกันเข้าไป เรียกว่า common mode rejection ratio (CMRR) CMRR จึงเป็นอัตราส่วนของสัญญาณไฟฟ้าที่เหมือนกันซึ่งป้อนเข้าแอมพลิฟายเออร์ต่อสัญญาณไฟฟ้าที่แตกต่างกันซึ่งส่งออกจากแอมพลิฟายเออร์ ตัวอย่างเช่น ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิฟายเออร์ที่ได้จากสัญญาณส่งออกมีค่า 0.001 โวลต์ เมื่อป้อนสัญญาณเข้า 1.0 โวลต์ร่วมกันที่ขาทั้งสอง CMRR จะมีอัตราส่วน $1.0/0.001 = 1000/1$

สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณา คือ CMRR นั้นจะต้องทำการวัดในขณะที่ทำงานจริงๆ คือขณะที่มีอิเล็กโทรดต่ออยู่กับแอมพลิฟายเออร์ CMRR ของตัวแอมพลิฟายเออร์เองอาจสูงมาก (เช่น ประมาณ 100,000) แต่ถ้ามีอิเล็กโทรดเป็นส่วนหนึ่งอยู่ด้วย จะทำให้อัตราส่วนลดลงไปมาก โดยเฉพาะในกรณีที่มีอิเล็กโทรดมีอิมพีแดนซ์สูงมาก เหตุผลก็คือว่าตัวอิเล็กโทรดเอง และอิมพีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิฟายเออร์ทำหน้าที่เป็นตัวแบ่งสัญญาณไฟฟ้า (voltage divider) เนื่องจากอิมพีแดนซ์ของอิเล็กโทรดยากที่จะเท่ากัน (พื้นหน้าต่างกัน หรือความต้านทานของจุดสัมผัส ระหว่างเนื้อเยื่อและอิเล็กโทรดต่างกัน) สัญญาณไฟฟ้าที่ป้อนเข้าจึงแตกต่างกันจึงเป็นผลให้ CMRR ลดลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



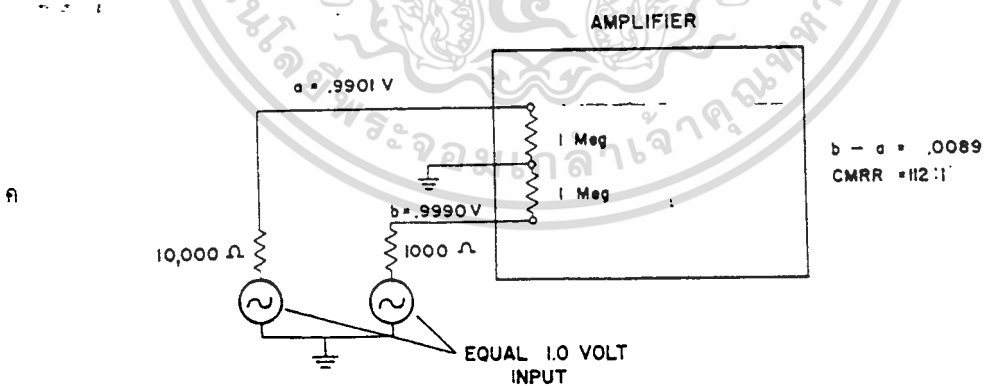
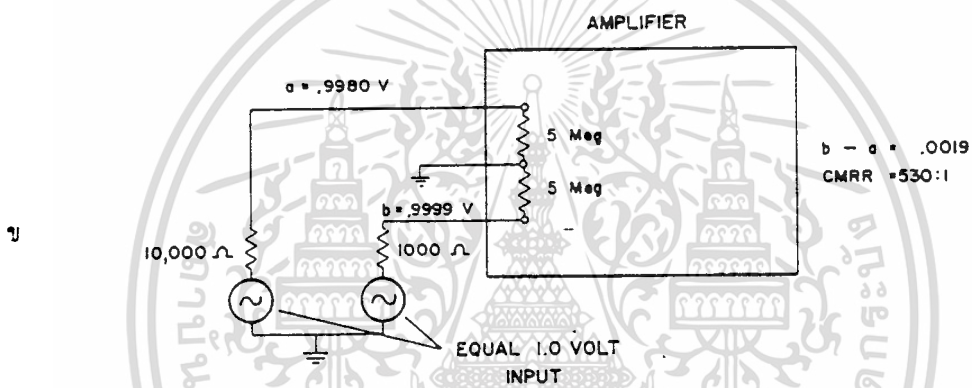
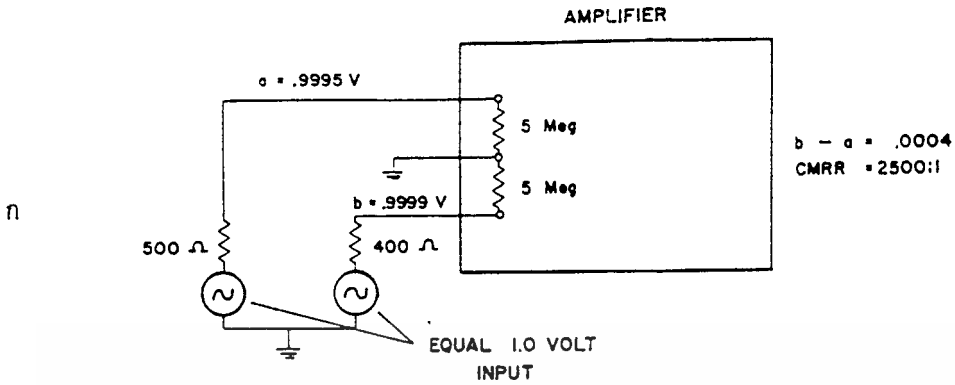
รูปที่ 3.9 ดิฟเฟอเรนเชียลแอมพลิไฟเออร์ แสดงทางที่นำสัญญาณเข้าและออก

ถ้าอิมปีแดนซ์ของอิเล็กโตรดมีค่าน้อย เมื่อเปรียบเทียบกับ อิมปีแดนซ์ของ แอมพลิไฟเออร์จะได้ค่า CMRR ค่อนข้างสูง ซึ่งเปรียบได้กับการใช้อิเล็กโตรดชนิดที่บิดที่ผิวหนังหรืออิเล็กโตรดชั่วคราวเดี่ยว แต่ถ้าอิมปีแดนซ์ของอิเล็กโตรดไม่เท่ากัน CMRR จะลดลงมาก เช่นในกรณีที่ใช้ concentric needle electrode อิมปีแดนซ์ตรงใส่กลางกับเนื้อเยื่อมีค่ามากกว่าเปลือกนอกกับเนื้อเยื่อในทำนองเดียวกัน ถ้าแอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมปีแดนซ์นำเข้าต่ำและอิเล็กโตรดอิมปีแดนซ์สูง ก็จะทำให้ CMRR ลดลงเช่นเดียวกัน (ค) นอกจากนี้ CMRR ยังลดลงเมื่อความถี่ของสัญญาณลดลงด้วย

3) อิมปีแดนซ์ขาเข้าสูงและคาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำ

ก. อิมปีแดนซ์ขาเข้า

อิมปีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์เป็นอัตราส่วนของศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปต่อกระแสไฟฟ้าที่แอมพลิไฟเออร์สามารถรับได้ โดยทั่วไป แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยาต้องการอิมปีแดนซ์ขาเข้าสูง เพราะในการตรวจวัดสัญญาณจากที่เล็กๆ จะต้องใช้อิเล็กโตรดที่มีขนาดเล็ก ฉะนั้น จึงมีความต้านทานมาก หรือแม้แต่ในกรณีที่ใช้อิเล็กโตรดสำหรับบิดผิวหนังก็ตาม ความต้านทานของบริเวณที่สัมผัสระหว่างอิเล็กโตรดกับผิวหนังก็ยังมีอยู่มาก ฉะนั้น เมื่อต้องการให้การบันทึกเป็นไปได้ดี ต้องใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมปีแดนซ์ขาเข้าสูง เพื่อที่จะให้แน่ใจว่ากระแสซึ่งมีเพียงเล็กน้อยนั้นถูกนำเข้าไปขยายในแอมพลิไฟเออร์ได้ และมีการสูญเสียที่ อิเล็กโตรดแต่เพียงเล็กน้อย ถ้าอิมปีแดนซ์ขาเข้าต่ำกว่าอิเล็กโตรดอิมปีแดนซ์ จะทำให้ศักย์ไฟฟ้าสูญเสียที่อิเล็กโตรดมาก เหลือศักย์ไฟฟ้าเพียงเล็กน้อยสำหรับแอมพลิไฟเออร์ ภาวะเช่นนี้จะทำให้รูปร่างคลื่นไฟฟ้าของศักย์ไฟฟ้าเปลี่ยนไป

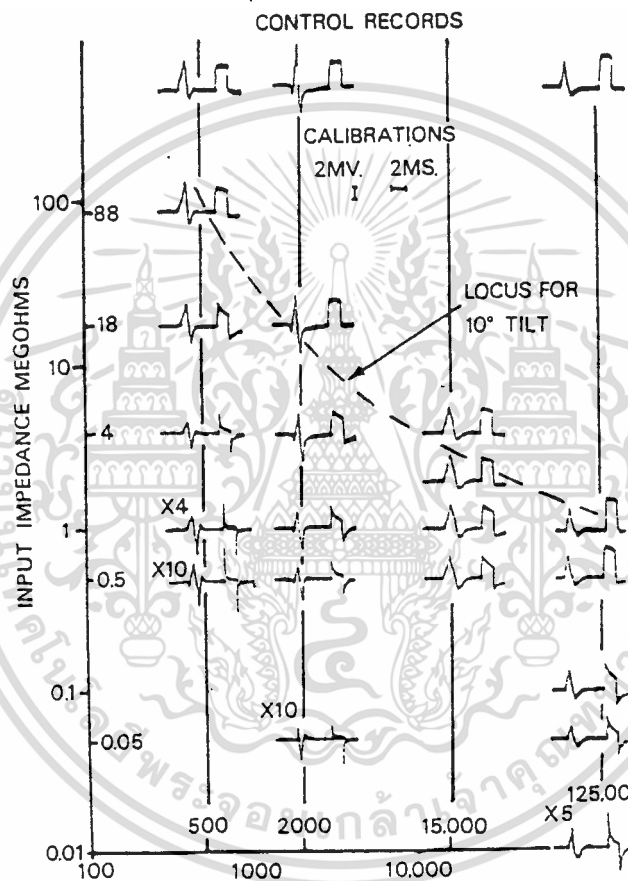


รูปที่ 3.10 แสดงอัตราส่วนที่แสดงถึงการกำจัดสิ่งรบกวนที่เรียกว่า Common mode rejection ratio ของอิเล็กทรอนิกส์และแอมพลิไฟเออร์ ที่ภาวะต่างๆ กัน อิมปีแดนซ์ขาเข้าของ a และ b เป็น 5 เมกะโอห์ม ในรูป ก และ 1 เมกะโอห์ม ในรูป ค อิมปีแดนซ์ของอิเล็กทรอนิกส์ ในรูป ก มีค่า 500 และ 400 โอห์ม ส่วนในรูป ข และ ค มีค่า 10 กิโลโอห์ม และ 1 กิโลโอห์ม ศักย์ไฟฟ้าที่แท้จริงซึ่งถูกป้อนเข้าไปยังแอมพลิไฟเออร์ได้แสดงไว้ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่ในเชิงประโยชน์ด้านการศึกษา

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความผิดปกติที่เกิดขึ้นนั้น ไม่เพียงแต่ความสูงของคลื่นไฟฟ้าลดลงไปเท่านั้นรูปร่างยังผิดไปด้วย จะเห็นได้ชัดเลยว่าเมื่ออิเล็กโตรดมีขนาดเล็ก คือเมื่อมีพื้นที่หน้าเพียง 2000 ไมครอน² และอิมปีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ก็น้อยด้วย จะทำให้แรงเคลื่อนไฟฟ้าที่บันทึกได้เปลี่ยนแปลงไป ทั้งรูปร่างของคลื่นรูปสี่เหลี่ยมก็ผิดไปมากด้วย ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้จากเนื้อเยื่อ ก็เปลี่ยนรูปไปด้วย



รูปที่ 3.11 แสดงผลของอิมปีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ต่อรูปร่างของศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) และคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม สัญญาณขาเข้าก่อนเปลี่ยนแปลงได้แสดงไว้ตอนบนสุด ส่วนแถวล่างๆ เป็นสัญญาณขาออก ซึ่งบันทึกด้วยอิเล็กโตรดที่มีปลายขนาดต่างๆ กันตั้งแต่ 500-125,000 ไมครอน ตำแหน่งของจุดที่ยอดของคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมเอียงไป 10 องศาได้แสดงไว้เป็นเส้นประ ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ศักย์ไฟฟ้าซึ่งบันทึกได้จากกล้ามเนื้อเกิดการบิดเบี้ยวมากที่สุด

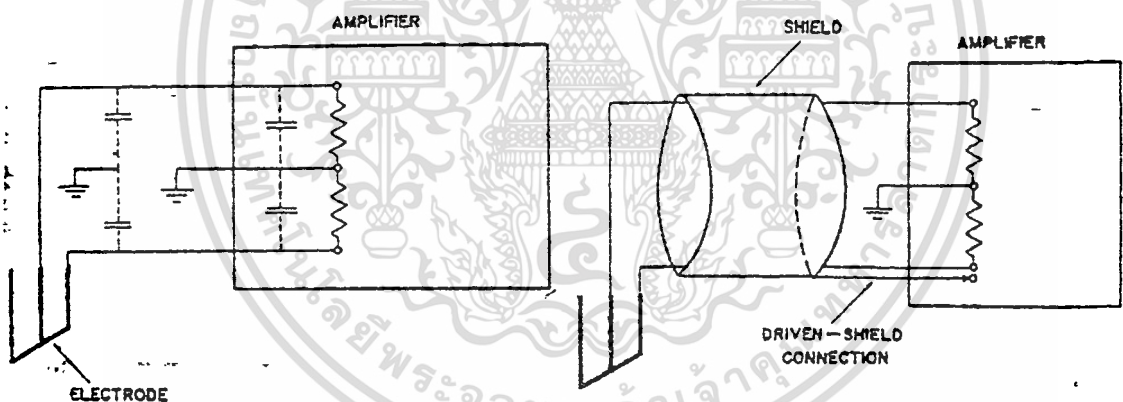
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ฉะนั้น การที่จะใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมปีแดนซ์เท่าใด ก็ขึ้นอยู่กับชนิดของสิ่งที่จะทำการบันทึก ซึ่งก็หมายถึงต้องใช้ไอเล็กโตรดต่างกันและมีอิมปีแดนซ์ต่างกันไปด้วย เช่น ในกรณีที่จะทำการบันทึก อี.เอ็ม.จี. (คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลาย) จะต้องใช้ concentric needle electrode ที่มีพื้นที่หน้าสำหรับบันทึกประมาณ 70,000 ไมครอน² ฉะนั้น จะต้องใช้แอมพลิไฟเออร์ที่มีอิมปีแดนซ์ขาเข้ามากกว่า 2 ล้านโอห์ม จึงจะทำให้คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้ไม่เปลี่ยนแปลงไป เป็นที่ทราบกันแล้วว่า การเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และความสูงของคลื่นไฟฟ้าขึ้นอยู่กับ resistive component และ reactive component ของไอเล็กโตรดอิมปีแดนซ์

จากเหตุผลต่างๆ พอสรุปได้ว่า อิมปีแดนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ต้องมีค่ามากเมื่อเปรียบเทียบกับอิมปีแดนซ์ของไอเล็กโตรด จึงจะไม่ทำให้ศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้รูปร่างผิดไป นอกจากนั้นอิมปีแดนซ์ที่มีค่ามากยังช่วยเพิ่ม CMRR ของแอมพลิไฟเออร์ด้วย

ข. คาปาซิแตนซ์ขาเข้า

คาปาซิแตนซ์ที่กระจัดกระจายอยู่ (stray capacitance) และที่อยู่ภายในสายไฟฟ้าที่ต่อแบบขนานกับรีซิสแตนซ์ขาเข้า มีชื่อเรียกว่า คาปาซิเตอร์ขาเข้า ส่วนคาปาซิแตนซ์ของสายไฟที่ต่อข้างนอกเครื่อง (cable capacitance) เกิดเนื่องจากสายของไอเล็กโตรดที่ต่อลงดิน



ก)

ข)

รูปที่ 3.12 (ก) แสดงคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ และคาปาซิแตนซ์ของไอเล็กโตรดกับดิน (ข) การใช้การหุ้มกำบังชนิด driven shield รอบไอเล็กโตรด สังเกตว่าส่วนที่หุ้มกำบังไม่ได้ต่อกับสายดิน

วงจรทุกอย่างมีคาปาซิแตนซ์แฝงอยู่บ้าง ไม่มากก็น้อย เนื่องจากการจัดวางส่วนประกอบต่างๆ ของไอเล็กโตรดและเส้นสายไฟ stray capacitance ซึ่งอยู่ที่ส่วนขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์และคาปาซิเตอร์ของไอเล็กโตรดและสายต่อจะมีส่วนทำให้สัญญาณที่เข้ามาลดลง และมีรูปร่างผิดไป เนื่องจากคาปาซิแตนซ์ของสายไอเล็กโตรด เสริมค่าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์ จึงทำให้คาปาซิแตนซ์มีค่าสูงขึ้นไปอีก ผลของคาปาซิแตนซ์ขาเข้านั้น จะทำให้สัญญาณ

ไม่่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่มีความถี่สูงลดลง ตัวอย่างเช่น ถ้าคาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์มีค่า 500 pF ($500 * 10^{-12}$ ฟารัด) จะมีอิมปีแดนซ์ของคาปาซิแตนซ์ที่ความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์ ประมาณ 300 กิโลโอห์ม ($X_c = fC/2$) ถ้าอิมพีแดนซ์ของคาปาซิแตนซ์มีค่าประมาณ 300 กิโลโอห์ม ดังนั้น ศักย์ไฟฟ้าที่ช่วงความถี่ 1 กิโลเฮิรตซ์จะลดลงไปเกือบ 50 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปอีก ศักย์ไฟฟ้าจะยิ่งลดลงไปอีก ฉะนั้นจะต้องพยายามทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าต่ำเท่าที่จะทำได้จึงจะมีการรับสนองต่อความถี่ดี คือ ที่ความถี่ต่างๆ ก็ยังสามารถขยายสัญญาณได้ดี นอกจากนั้นคาปาซิแตนซ์ขาเข้าที่มีค่าสูงนั้นจะทำให้ common mode rejection ratio ลดลงที่ช่วงความถี่สูงๆ

การแก้ไขสิ่งรบกวนโดยใช้การหุ้มกำบังสายอิมพีแดนซ์จะสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟฟ้าสลับได้ แต่ในขณะเดียวกัน จะทำให้คาปาซิแตนซ์ขาเข้าของแอมพลิไฟเออร์เพิ่มขึ้น ส่วนสายอิมพีแดนซ์ที่ไม่ได้หุ้มกำบัง มีข้อเสียที่มีโอกาสรับศักย์ไฟฟ้าที่เข้ามารบกวนได้มากแต่มีคาปาซิแตนซ์ต่ำ โดยเฉพาะเมื่อใช้สายต่อจากอิมพีแดนซ์ที่สั้นๆ

อาจลดคาปาซิแตนซ์ได้โดยการใช้ driven shield คือ ใช้สายหุ้มที่ไม่ต่อลงดิน แต่ต่อไว้ที่จุดๆ หนึ่งในระบบแอมพลิไฟเออร์ เพื่อที่จะให้มีศักย์ไฟฟ้าจำนวนหนึ่งซึ่งเปลี่ยนไปตามศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนเข้าไปในแอมพลิไฟเออร์ ดังนั้น สายที่หุ้มอยู่ข้างนอกและสายที่อยู่ภายในจะมีศักย์ไฟฟ้าที่เท่ากัน จึงไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลผ่านคาปาซิเตอร์ที่เกิดจากสายไฟและสายหุ้ม โดยวิธีนี้จึงทำให้ผลของคาปาซิแตนซ์มีน้อยและทำให้การตอบสนองที่ความถี่สูงๆ ดีขึ้น เครื่องมือ EMG ที่มีคุณภาพดีจะมีคาปาซิแตนซ์ขาเข้าน้อยกว่า 100 pF

สิ่งที่ไม่ต้องการในวงจรแอมพลิไฟเออร์อีกอย่างหนึ่ง คือ amplifier noise ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเองที่ทางส่งออก (output) ของแอมพลิไฟเออร์ซึ่งเกิดจากอุปกรณ์ต่างๆ ในเครื่องแอมพลิไฟเออร์เอง ฉะนั้น การเลือกหลอดอิมพีแดนซ์ทรานซิสเตอร์ และรีลีสเตอร์ รวมทั้งการออกแบบวงจรที่ดีจะช่วยลดปัญหาในเรื่องนี้ แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในเครื่อง EMG ที่ดีจะมี noise ไม่เกิน 10 ไมโครโวลต์

4) การตอบสนองต่อความถี่

การตอบสนองต่อความถี่ของแอมพลิไฟเออร์ หมายถึงความไวของเครื่องมือที่จะสามารถขยายได้ดีตามความถี่ที่กำหนดไว้ได้ โดยศักย์ไฟฟ้าที่ส่งออกมา ไม่มีการเปลี่ยนแปลง

โดยทั่วไป ความถี่ของสัญญาณต่างๆ ที่ใช้ในทางการแพทย์อยู่ในช่วงความถี่ต่างๆจะมีค่าสูงอย่างมากก็เป็นจำนวนพันเฮิรตซ์ ส่วนในช่วงต่ำ อาจลงไปจนถึงระดับกระแสไฟฟ้าตรง ฉะนั้น จึงเรียกแอมพลิไฟเออร์ว่าเป็น audio-amplifier ในข้อนี้มีความแตกต่างจากระบบแอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางอื่น เช่น ในทางโทรคมนาคมซึ่งเป็นชนิดที่ทำงานอยู่ในช่วงที่มีความถี่สูงมาก เรียกว่าเป็น radio-amplifier

แอมพลิไฟเออร์ที่ใช้ในทางชีววิทยาสำหรับใช้เฉพาะงานอย่างใดอย่างหนึ่งยังจะต้องมีวงจรที่เรียกว่า band pass filter เพื่อช่วยตัดคลื่นความถี่ที่ไม่ต้องการ คือ สูงไปหรือต่ำไป คงให้ช่วงความถี่ที่ต้องการผ่านไป คือ มีทั้งฟิลเตอร์ให้ความถี่สูงผ่าน ซึ่งทำหน้าที่ตัดเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คลื่นความถี่ต่ำออกไป และฟิลเตอร์ให้ความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป ดังนั้น แอมพลิไฟเออร์จะทำการขยายสัญญาณในช่วงที่แคบอันเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพ ตัวอย่างเช่น ในการบันทึก EMG (คลื่นไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อลาย) ซึ่งมีช่วงคลื่น 20-5000 เฮิรตซ์วงจรฟิลเตอร์ให้ความถี่สูงผ่านจะช่วยตัดความถี่ที่ต่ำกว่า 20 เฮิรตซ์ออกไปจึงเป็นการช่วยกันไม่ให้มี baselines shift ซึ่งเป็นที่รบกวนต่อการบันทึกอย่างมาก ส่งวงจรฟิลเตอร์ให้ความถี่ต่ำผ่านจะช่วยตัดคลื่นความถี่สูงกว่า 5000 เฮิรตซ์ออกไป จึงเป็นการลด noise ของระบบแอมพลิไฟเออร์

ส่วนในการตรวจวัด EEG (คลื่นไฟฟ้าสมอง) นั้น ช่วงคลื่นของไฟฟ้าชนิดนี้อยู่ในช่วงที่มีความถี่ต่ำกว่า คือ จาก 0-150 เฮิรตซ์ จึงต้องมีวงจรที่ทำหน้าที่ตัดคลื่นความถี่สูงออกไป

3.6 ภาคบันทึกและภาคแสดง (Recorder and display)

ภาคบันทึกและภาคแสดงเป็นหน่วยสุดท้ายของเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้ตรวจวัดทั้งภาคบันทึกและภาคแสดงอาจประกอบด้วย เครื่องคนละส่วน เช่น หลอดจอภาพออสซิลโลสโคป (cathode ray oscilloscope, CRO) ใช้สำหรับแสดงเส้น หรือคลื่นที่จะใช้วัดได้อย่างเดียว ส่วนในการบันทึกนั้น อาจใช้การถ่ายรูป เป็นต้น จึงเป็นหน่วยที่อยู่แยกกัน แต่ทั้งภาคบันทึกและภาคแสดงอาจเป็นเครื่องส่วนเดียวกัน เช่น การบันทึกด้วยการเขียนบนกระดาษก็เป็นส่วนที่แสดงอยู่แล้วโดยตรง ไม่ต้องใช้ภาคแสดงโดยเฉพาะอีก

โดยทั่วๆ ไป อาจแบ่งหน่วยบันทึกและหน่วยแสดงออกเป็น 3 พวก คือ

1. การเขียนโดยตรง
2. การแสดงทางจอภาพออสซิลโลสโคปและการถ่ายรูป
3. การบันทึกอาศัยหลักการทำงานของแม่เหล็ก เช่นการบันทึกเทป เป็นต้น

1) การบันทึกด้วยการเขียนโดยตรง

การบันทึกด้วยการเขียนโดยตรงมีหลายชนิดดังต่อไปนี้ คือ

1. การบันทึกโดยใช้หลักของกัลวานอมิเตอร์ที่ใช้ moving coil หรือ moving iron pen motor อาจเขียนโดยใช้ปากกามีหมึกหรือโลหะร้อน (heated stylus)
2. บันทึกโดยอาศัยการเคลื่อนไหวของกัลวานอมิเตอร์ที่มีกระจกติดอยู่ ซึ่งทำหน้าที่สะท้อนลำแสงธรรมดา หรือแสงอุลตราไวโอเล็ต ไปบนกระดาษที่ไวต่อแสง
3. บันทึกโดยการใช้การเคลื่อนไหว ของกัลวานอมิเตอร์ที่มีหมึกนั้นออกมาจาก หลอดแก้ว ลงไปบนกระดาษที่ดูดซับได้

4. เครื่องบันทึกโดยใช้หลักของโพเทนชิโอมิเตอร์ (potentiometric recorder) หรือเรียก null balance recorder ใช้หลักการทำงานโดยปรับสมดุลย์ของศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง กับศักย์ไฟฟ้าอ้างอิง

5. เครื่องบันทึกทั้งสองแกน ที่เรียกว่า X-Y recorder

ในเครื่องบันทึกทั้ง 4 อย่างแรกนั้น ใช้วิธีการบันทึกค่าของจำนวนที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา ซึ่งทำได้โดยทำให้กระดาษหรือเครื่องบันทึกเคลื่อนที่ไป ฉะนั้น แกน X จึงต้องเอกซอร์นี้เป็นเอกซอร์ที่สวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นับญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปรับค่าให้เป็นเวลา ส่วน X-Y recorder นั้น ทำได้โดยการป้อนจำนวน เข้าไปทั้งสองแกน คือ X และ Y ฉะนั้น ปากกาที่เคลื่อนที่ไป จึงขึ้นอยู่กับความมากน้อยของสัญญาณที่ป้อน เข้า ไปทั้งสองแกน

การตอบสนองต่อความถี่ (Frequency response)

การตอบสนองต่อความถี่ของเครื่องบันทึกชนิดที่มีแกนสำหรับ เขียนที่เคลื่อนที่ได้ ขึ้นอยู่กับ undamped natural frequency และความมากน้อยของ damping ความสัมพันธ์ทั้งสองอย่างนี้มีผลต่อความมากน้อยของการเคลื่อนเฟสด้วย เครื่องบันทึกส่วนมากนั้น แกนสำหรับเขียน (writing arm) ทำงานโดยการผ่านกระแสเข้าไปในขดลวดเล็กๆ ที่อยู่ในสนามแม่เหล็ก ความมากน้อยของขดลวดที่หมุนไปซึ่งหมายถึงแกนที่ เขียนแวงไปนั้น ได้ส่วนกับกระแสที่ไหลผ่าน กลไกนี้เรียกว่า moving coil galvanometer อีกระบบหนึ่งที่ใช้กัน คือ moving iron system โดยใช้แม่เหล็กถาวรติดอยู่ภายในขดลวด เมื่อสัญญาณเปลี่ยนแปลงไป ทำให้ความแรงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเปลี่ยนไปด้วย จึงทำให้ตำแหน่งของแท่งแม่เหล็ก และแกนสำหรับเขียนแวงไปทั้งสองกรณีการจำกัดของการตอบสนองต่อความถี่และความผิดของ driving system ขึ้นอยู่กับแรงของขดลวดหรือแม่เหล็ก และแกนสำหรับเขียน โดยปกติ การสนองตอบของเครื่องบันทึกที่เรียกว่า flat frequency response (คือ ได้ส่วนตรงกับสัญญาณเข้า) มีค่าเป็น $2/3$ ของความถี่รีโซแนนซ์ของระบบที่ใช้ แต่ระบบนั้นจะต้อง critically damped ความถี่ที่สูงขึ้นไปกว่านี้จะมีผลให้สัญญาณที่บันทึกผิดรูปร้างไป เพื่อให้จะได้การตอบสนองที่ความถี่สูง จะต้องทำความถี่รีโซแนนซ์ให้สูงเท่าที่จะทำได้ ทั้งนี้ทำได้โดยทำให้ระบบเคลื่อนไหวยามีน้ำหนักลดน้อยลง

แกนที่ใช้เขียนที่มีน้ำหนักน้อยที่สุด คือ ล้ำของอีเล็คตรอน หลักการนี้ใช้ในจอภาพ ออสซิลโลสโคป ซึ่งทำให้การตอบสนองต่อความถี่สูงมาก เพราะไม่มีความผิดเลย moving coil หรือ moving iron galvanometer มีการสนองตอบต่อความถี่ต่ำกว่ามาก คือ มีความถี่สูงสุดเพียง 8 กิโลเฮิรตซ์ เพื่อที่จะให้การตอบสนองของความถี่มีค่าสูง จะต้องสร้างขดลวดและแกนที่เขียนให้มีน้ำหนักมาก วิธีที่ง่ายที่สุด คือ ติดกระจกเล็กๆ เข้ากับขดลวดเมื่อกระจกหมุนไปจะทำให้แสงสะท้อนเปลี่ยนไปด้วย เครื่องชนิดนี้เรียกว่า mirror galvanometer อย่างไรก็ดี ถ้าใช้ขดลวดขนาดเล็ก ความไวก็จะลดลงด้วย แต่อาจเพิ่มความไวได้โดยใช้ทางเดินของแสงให้มีระยะยาว และให้สะท้อนผ่านกระจกมากกว่าหนึ่งบานก่อนที่ลำแสงจะไปถึงกระดาษบันทึก หรือ โดยการเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็กที่อยู่รอบ ๆ ขดลวด

บทที่ 4

การออกแบบและสร้างวงจร

การออกแบบวงจรได้ถูกออกแบบออกเป็นหลายภาค เพื่อให้แต่ละ ภาคแยกหน้าที่การทำงานออกไป เพื่อให้ง่ายต่อการออกแบบ และสร้าง โดยที่ภาคต่างๆ ต่างก็มีคุณสมบัติจำเพาะออกไป โดยแบ่งออกได้เป็น 4 ภาค คือ

- 4.1 ภาคขยายสัญญาณส่วนหน้า (PATIENT ISOLATION AMPLIFIER)
- 4.2 ภาคแยกสัญญาณส่วนหลัง (FILTER)
- 4.3 ภาคแปลงสัญญาณและINTERFACE (CONVERTOR AND INTERFACE)
- 4.4 ภาคจ่ายไฟ (POWER SUPPLY)

4.1 ภาคขยายสัญญาณส่วนหน้า (PATIENT ISOLATION AMPLIFIER)

เมื่อเราเปรียบเทียบสัญญาณ EEG กับสัญญาณอื่นๆ เช่น EMG หรือ ECG เราสามารถรู้ได้ว่าสัญญาณ EEG มีขนาดเล็กมากกว่า ดังแสดงในตาราง 4.1

ศักดาไฟฟ้า	ขนาดของแรงดันปกติ(p-p)	ย่านของความถี่(Hz)
ECG		
electrodes ของผิวหนัง	2 mV	0.05 - 80
electrodes ของหัวใจ	50 mV	0.05 - 80
EEG		
electrodes ของหนังศีรษะ	50 uV	0.5 - 100
electrodes ภายในกระโหลกศีรษะ	500 uV	0.5 - 100
Electromyogram	1 mV	10 - 5000
Electrogastrogram	20 mV	0.05 - 2

ตาราง 4.1 BIOPOTENTIAL และ ย่านความถี่

ไม่เพียงแต่มีสัญญาณขนาดเล็กเท่านั้นแต่ ยังเป็นสัญญาณแรงดันต่ำทำให้แหล่งจ่ายมี impedannce สูง สิ่งที่สำคัญที่สุด สัญญาณ EEG จะมีขนาดเล็กกว่า สัญญาณ interference จาก supply ดังนั้นจึงจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องลดสัญญาณ interference เมื่อเราต้องการจะบันทึกคลื่น เพื่อความปลอดภัยในการวัด เราต้องแยกส่วนขยายตามมาตรฐานของ EEG instrument ของ สหพันธ์ทางสังคม สำหรับ Electroencephalography และ clinical neurophysiology แห่งชาติ (1983) ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. input impedance (ที่ขา input ทั้ง 2 และ inphase) จะมีค่า 10Mohm หรือมากกว่าและต้องต่อ C ค่า 200 pf ชนาน

2. ถ้า electrodes ตัวรับไปถึง solid state input ของวงจรขยายเป็น direct coupled แล้ว

(a) กระแส input จะต้องต่ำกว่า 20 uA

(b) แรงดันที่ขา input ไม่ควรเกิน 2 mV

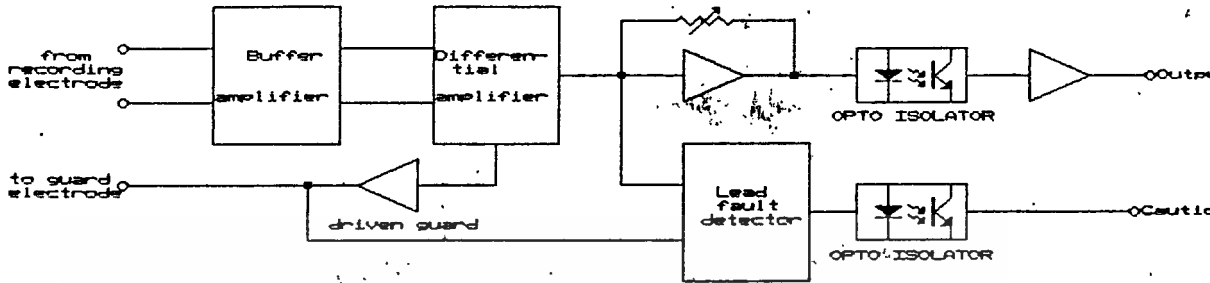
(c) ศักดาค่าที่ตั้งไว้ (มากกว่า 300 mV) ไม่ควรมีผลกระทบต่อคุณสมบัติของ input ของ วงจรขยาย ดังนั้น เพื่อความปลอดภัยของผู้ป่วยและลดการรบกวนเนื่องจากสาย power supply เราควรปฏิบัติดังนี้

1. ใช้ input ของวงจรขยายเป็น input ลอย
2. ใช้วงจรขยายที่มี input impedance สูง
3. ต้องมี commonmode rejection ratio (CMRR) สูง
4. ต้องใช้ระบบแยก ground ในวงจรที่ผู้ป่วย
5. มีแบตเตอรี่ (battery)
6. ใช้ Notch filter ที่ความถี่ 50 Hz

จากข้อกำหนดของ EEG instrument standard ของสหพันธ์แห่งชาติทางสังคม สำหรับ Electroencephalography และ clinical neurophysiology ดังนั้นคุณสมบัติของ วงจรขยายที่ตัวผู้ป่วยควรออกแบบ ดังนี้

1. มี input ลอย
2. input impedance มากกว่า 10 Mohm
3. CMRR มากกว่า 100 dB
4. อัตราการขยายแรงดันประมาณ 1000
5. กระแสรั่วน้อยกว่า 20 uA
6. สามารถที่จะใช้ได้ ในกรณีที่มีหน้าสัมผัสของ electrodes แต่ละกันไม่ดี
7. ปฏิกริยา electrode polarization ต้องไม่มีผลกระทบ (± 150 mA)
8. ต้องมี driven guard electrode

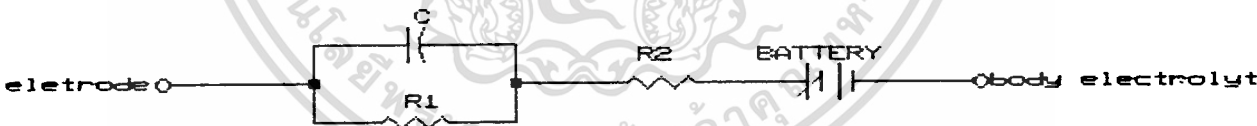
แผนผังแสดงวงจรขยายที่แยก ground สำหรับผู้ป่วย แสดงดังรูป 4.1



รูป 4.1 block diagram ของวงจรขยายแบบ patient isolation

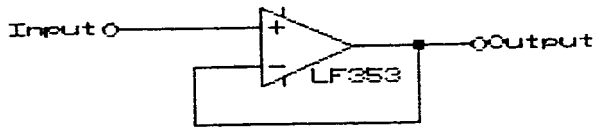
4.1.1 BUFFER AMPLIFIER

เนื่องความต้านทานระหว่าง การสัมผัสที่ผิวของผู้ป่วยและ EEG lead electrode และ ความต้านทานที่แตกต่างกันของผู้ป่วยนั้นมาก ดังนั้น ความต้านทานจะทำให้รูปคลื่นที่ได้ผิดเพี้ยน วงจรความต้านทานและตัวเก็บประจุแสดงในรูป 4.2 แสดง impedance ของ electrodes (Crom well, L 1980) buffer amplifier จะทำให้ input impedance สูง เพื่อลดการผิดเพี้ยนของรูปคลื่น



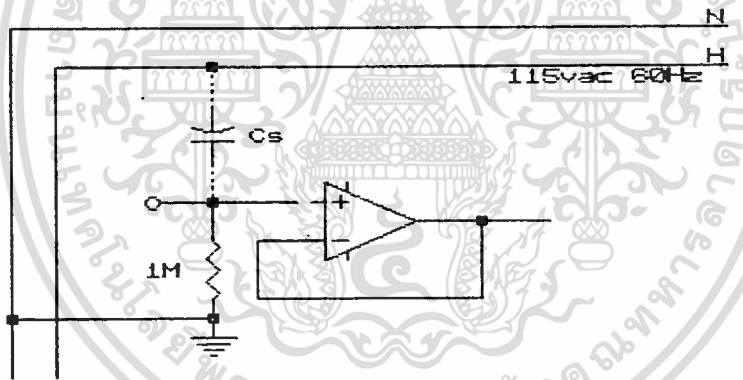
รูป 4.2 วงจร EQUIVALENT ของ BIOPOTENTIAL ELECTRODE

buffer amplifier ถูกใช้ในการแยกวงจรขยายสำหรับผู้ป่วยหรือการปรับ impedance จึงมีประโยชน์ในการเชื่อมต่อกับแหล่งจ่ายสัญญาณที่มี output impedance สูง buffer amplifier (ในรูป 4.3) มี input impedance สูงมากและ แรงดัน output จะเท่ากับ input เราใช้ op-amp เบอร์ LF 353 ซึ่งเป็น FET input amplifier input impedance ของ buffer amplifier จะมีค่าประมาณ input impedance และ open loop gain (Mc Wave 1981)



รูป 4.3 วงจร BUFFER AMPLIFIER

ปัจจุบัน input impedance ของ op-amp มีการปรับปรุงขึ้นมากโดยใช้ FET เป็น input (ใช้ในอุปกรณ์ของเครื่องนี้) ซึ่งมี input impedance มากกว่า 10^{12} ohm และ กระแส bias มีขนาดเล็กเป็น pico เท่านั้น แรงแต้น ac จะทำให้เกิดสนามไฟฟ้า ผลกระทบของสนามนี้อาจจะถูกเหนี่ยวนำเข้าสู่วงจรโดย stray capacitances (Cs) ในรูป 4.4 plate หนึ่งของ stray capacitance (Cs)



รูป 4.4

จะประกอบด้วยความยาวของสายที่ร้อนและอีก plate หนึ่งจะอยู่ในรูปของความยาวของสายที่ต่อระหว่างความต้านทาน 1 Mohm โดยมีอากาศเป็น dielectric ซึ่งค่า Cs จะอยู่ระหว่าง 0.05 pf ที่ 60 Hz (Meiksin , Z.H. และ Thackray , P.C.1980) impedance ถูกกำหนดโดย $1/2\pi fc = 5.3 \times 10^{10}$ ohm กับสาย AC ที่ร้อน ดังนั้น Cs จะเหนี่ยวนำสัญญาณที่ไม่ต้องการเข้ามาที่ขา non inverting input ดังสมการ

$$V_{ac} \times \frac{R_{in}}{X_c} = \frac{220 \times 10^0}{5.3 \times 10^{10}} = 4.2 \text{ mV}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

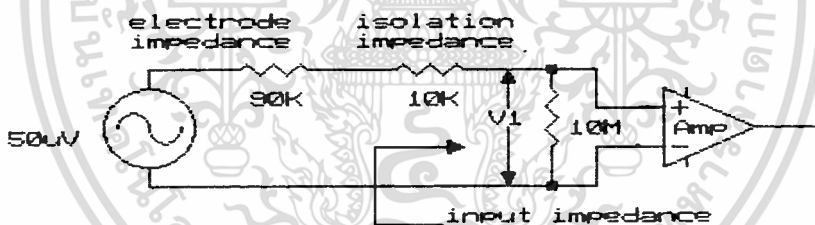
จากสมการถ้า input impedance เพิ่มขึ้น การเหนี่ยวนำสัญญาณที่ไม่ต้องการจะเพิ่มขึ้นด้วย เรามี 2 วิธีที่จะลดการเหนี่ยวนำสัญญาณที่ไม่ต้องการ

1) ลดการเกิด stray capacitance โดยการชิลด์แบบ electrostatically การชิลด์นี้จะประกอบด้วยกล่องตัวนำที่ปิดพื้นที่ชิลด์ไว้ทั้งหมด กล่องที่จะต้องต่อ ground กับสายตัวนำที่ใช้ในการทำชิลด์ (Meiksin, Z.H. และ Thackray , P.C. 1980)

2) ลด input impedance , วิธีนี้ input impedance ขึ้นอยู่กับ impedance ของแหล่งจ่ายทางด้าน primary และ ค่าผิดพลาดของ load ที่จะยอมรับได้ (Analog device data book)

EEG electrode เหนียวแห้งจะมี การเชื่อม impedance กับความต้านทาน 100 Kohm และ capacitor 0.01uF สำหรับ electrode impedance ในระบบ EEG ควรจะน้อยกว่า 10 Kohm (Berfil Jacobson 1977)

สมมติว่าสัญญาณ EEG เป็น 50uV และ ความต้านทานระหว่าง input amplifier และ electrode เป็น 10Kohm และ electrode impedance สามารถสูงได้ถึง 90 Kohm เราให้ input impedance ของวงจรขยายที่ 10Mohm รูปแบบแสดงในรูป 4.5



รูป 4.5 เป็น IMPEDANCE ระหว่างแหล่งจ่ายและ INPUT ของวงจรขยาย

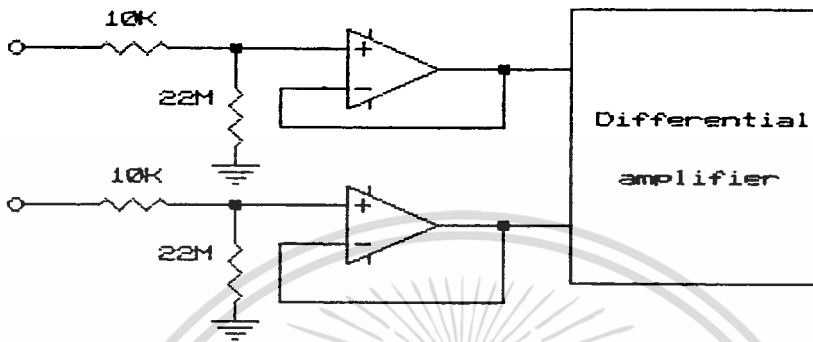
$$\text{กระแส loop} = \frac{50 \mu\text{V}}{10 \text{ Mohm} + 100 \text{ Kohm}}$$

แรงดัน V_1 ที่ input ของวงจรขยายเป็น 4.5uV หรือ 99 % ถ้าเราขอมรับการสูญเสียของสัญญาณ 1% แล้ว input impedance ของระบบนี้จะใช้ที่ 10Mohm ก็เพียงพอ สำหรับระบบนี้ จะใช้ 22 Mohm ในบางกรณี เราสามารถคำนวณสัญญาณสูญเสียโดย

$$V_1 = \frac{50 \mu\text{V} \times 22 \text{ Mohm}}{22 \text{ Mohm} + 100 \text{ Kohm}}$$

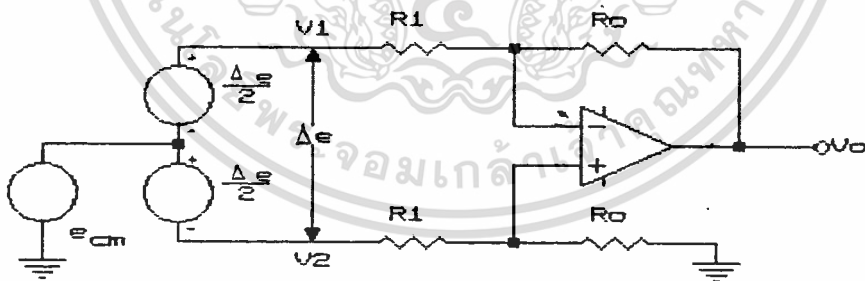
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีทั่วไป contact impedance (electrode impedance) จะมีค่าน้อยกว่า 90 Kohm ดังนั้น สัญญาณที่รับจากวงจรขยายจะใกล้ 100 % แล้วเราจึงตั้ง input impedance ที่ 22 Mohm โดยต่อ R 22 Mohm ที่ input ของวงจรขยายกับ ground



รูป 4.6 เป็นวงจรของ INPUT IMPEDANCE

4.1.2 DIFFERENTIAL AMPLIFIER



รูป 4.7 วงจร SINGLE OUTPUT DIFFERENTIAL INPUT

ถ้าสมมติว่าเป็น op-amp ในอุดมคติ และ ความต้านทานในอุดมคติ เราสามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$V_o = \frac{R_o}{R_1} (V_2 - V_1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Differential amplifier (ในรูป 4.7) จะตอบสนองแต่เพียงสัญญาณความแตกต่างของ input V_2 และ V_1 วงจรนี้อาจกล่าวได้ว่ามีการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เกิดจากแหล่งจ่ายทั้งสอง (V_2 และ V_1) รูป 4.7 เรายกยบายที่จะสังเกตคุณสมบัติทั่วไปของการขยายสัญญาณขนาดเล็ก C ซึ่งอาจจะทำให้เกิดสัญญาณ e_{cm} (commonmode signal) ถ้าใช้วงจร differential amplifier สัญญาณ e_{cm} จะถูกกำจัดไป แรงดัน mode ร่วม (e_{cm} ในรูป 4.7) จะมีขนาดใหญ่แล้วชั่ว input ของ op-amp จะมีแรงดันเสมือนเกิดขึ้นใน op-amp ทั่วไปจะยอมให้มีแรงดัน input common mode สูงสุดที่จะต้องน้อยกว่าขนาดของแหล่งจ่ายแรงดันหลายๆ อัตราส่วนขจัดสัญญาณ mode ร่วม (CMRR) จะหาได้โดยค่าสัมบูรณ์ของอัตราส่วนของ differential ต่อ common mode gain

$$CMRR = \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (\text{Wait, J.V. 1975})$$

และในหน่วย dB (Meiksin, Z.H. และ Thackray, P.C. 1980)

$$CMRR = 20 \log \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right|$$

โดยที่ A_{dm} = อัตราการขยายของสัญญาณ differential mode input ค่าที่ใช้ งานของ CMRR ใน IC ที่ขายทั่วไปอยู่ระหว่าง 60 ถึง 120 dB การเปลี่ยนแปลงของ CMRR จะไม่เป็นเชิงเส้นและขึ้นกับอุณหภูมิ โดยทั่วไปคุณสมบัติของ CMRR จะใช้ไนไฟ DC หรือสัญญาณความถี่ต่ำมากๆ เท่านั้น (Arbel, A.F. 1980) ถ้าไม่เป็นตามกฎเกณฑ์ที่กล่าวมา ค่าจะลดลงเกินครึ่งหนึ่งของความถี่จากแหล่งจ่าย (Wh)

วงจร differential amplifier ในรูป 4.7 มีข้อเสียที่สำคัญ 2 ข้อ คือ

(a) input impedance เป็น $2R_1$ ถ้า gain การขยายสูง R_1 จำเป็นต้องมีค่าต่ำและจะทำให้ impedance ของแหล่งจ่ายสัญญาณระดับต่ำ (low-level) ต้องรับภาระ (loading) มาก

(b) การปรับ gain ทั้งหมดไม่สามารถปรับได้ง่าย Winter และ Webster ได้แสดงสิ่ง ที่ออกแบบเพื่อลดการสอดแทรกของแรงดัน common mode ซึ่งมี 2 วิธีดังนี้

1. common mode rejection ratio ของวงจรขยายจะปรับปรุงให้ดีขึ้น โดยรวม V_c (common mode voltage ซึ่งประกอบด้วยแรงดันปกติและแรงดัน ac line) เป็นการแปลงให้เป็นแรงดัน interference

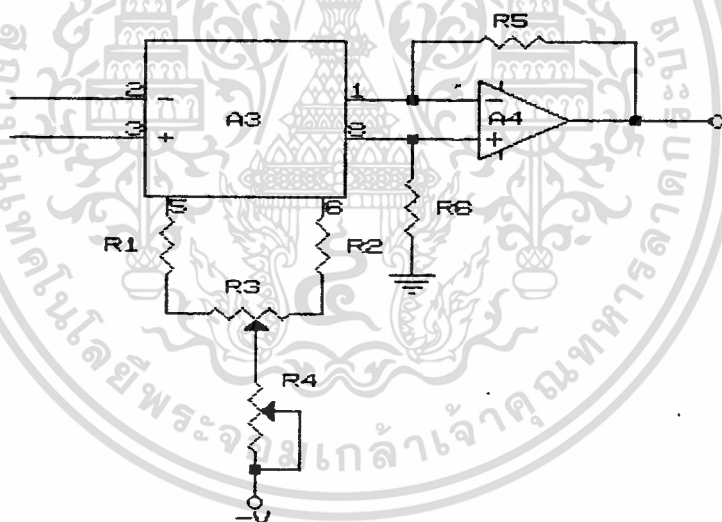
2. V_c มีทั้งการลดแบบ active และ passive ก่อนที่จะมีการแปลงเป็นแรงดัน เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อผู้ใดเห็นว่าเป็นประโยชน์ในการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

interference การประมาณค่าทั้งสองแบบสามารถที่จะทำได้โดย

- เพิ่มการแยกส่วนของวงจรขยาย
- ใช้ electrode อื่นที่ 3 แทนแรงดันระหว่างผู้ปวยและวงจรขยายหรือ
- ใช้ ground เป็นตัวเปรียบเทียบที่จะใช้กับแรงดันของวงจรที่ตัวผู้ปวย

ไม่เพียงแต่วิธีข้างบนเท่านั้นแต่ Winter และ Webster ยังแสดงสมการซึ่งสามารถจะใช้ในการออกแบบวงจรที่มีแรงดัน common mode ที่ต่ำที่สุดโดยปราศจากความไม่เสถียรภาพโดยการติด electrode อื่นที่ 3 ที่ผู้ปวยแสดงให้เห็นว่าความสำคัญของการพิจารณาการลดลงของความถี่สูงของคลื่น interference จากหลอด fluorescent

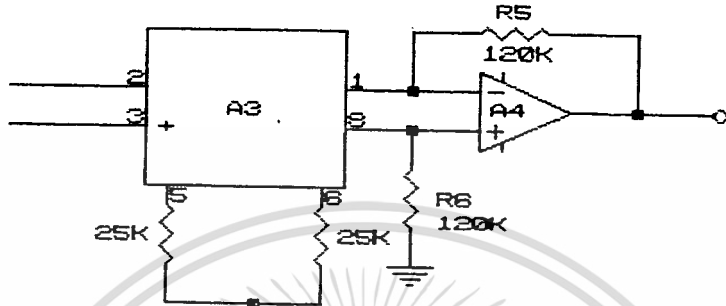
วงจร Differential เราจะใช้เบอร์ LM 321 ซึ่งอัตราขยายความแตกต่างทาง input และ output , กระแส drift ต่ำ , อัตราการขยายสูงและ CMRR สูง (120dB ของ LM 121) รูปที่ 4.8 แสดง schematic diagram ของ วงจรขยายความแตกต่าง (Linear applicatio hand book 2NS 1977)



รูปที่ 4.8 วงจรขยายแบบ DIFFERENTIAL

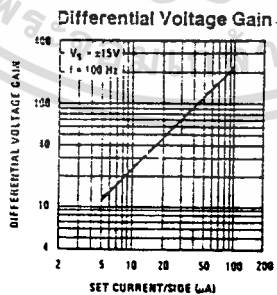
A_3 ทำงานใน loop เปิด มันสามารถเปลี่ยนแรงดัน input จากวงจร buffer amplifier ไปเป็นกระแสของ differential output ที่ขา 1 และขา 8 เพื่อขับวงจรขยาย A_4 วงจรขยาย A_4 เปลี่ยนกระแสเป็นแรงดันและมีสัญญาณที่ปลายทาง output สัญญาณเสียง ความต้านทาน R_1 , R_2 และ R_3 จะ set กระแสของ A_3 และปรับ offset null R_4 จะปรับอัตราขยาย จะมีผลเพียงเล็กน้อยระหว่างอัตราขยายและ null pot dif-amp มีประโยชน์มากในการใช้กับวงจรขยายที่ต้องการเกณฑ์สูง แม้ว่าการป้อนกลับจะไม่ถูกใช้ใน A_3 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

CMRR จะไม่ขึ้นกับการ matching ความต้านทาน การกำจัดจึงต้องการความเที่ยงตรงในการ match ความต้านทานกับวงจร dif-amp ดังนั้น ทางเลือกที่ดีที่สุดของการขยายสัญญาณในขณะที่มีสัญญาณรบกวนคือ วงจร dif-amp



รูป 4.9 วงจรที่ใช้งานจริงของ DIFFERENTIAL AMPLIFIER

วงจรใช้งานแสดงในรูป 4.9 เราให้ R_1 ค่าผิดพลาด 1% $R_1 = R_2 = 2.5\text{Kohm}$ และ short R_3 และ R_4 โดยปราศจากการปรับ offset และ gain แต่เราปรับ offset โดยการชดเชยแบบอัตโนมัติ ซึ่งจะอธิบายเพิ่มเติมภายหลังอัตราขยายของ A_3 ที่ขึ้นอยู่กับ R_1 และ R_2 ที่เป็นตัวตั้งกระแสสกรานของอัตราขยายกับกระแส แสดงดังรูป 4.10 (NS data book)



รูป 4.10 อัตราขยายและ กระแสที่แหล่งจ่ายแรงดันเป็น $\pm 15\text{ V}$ และกระแสสามารถคำนวณได้โดยสมการ 4.1

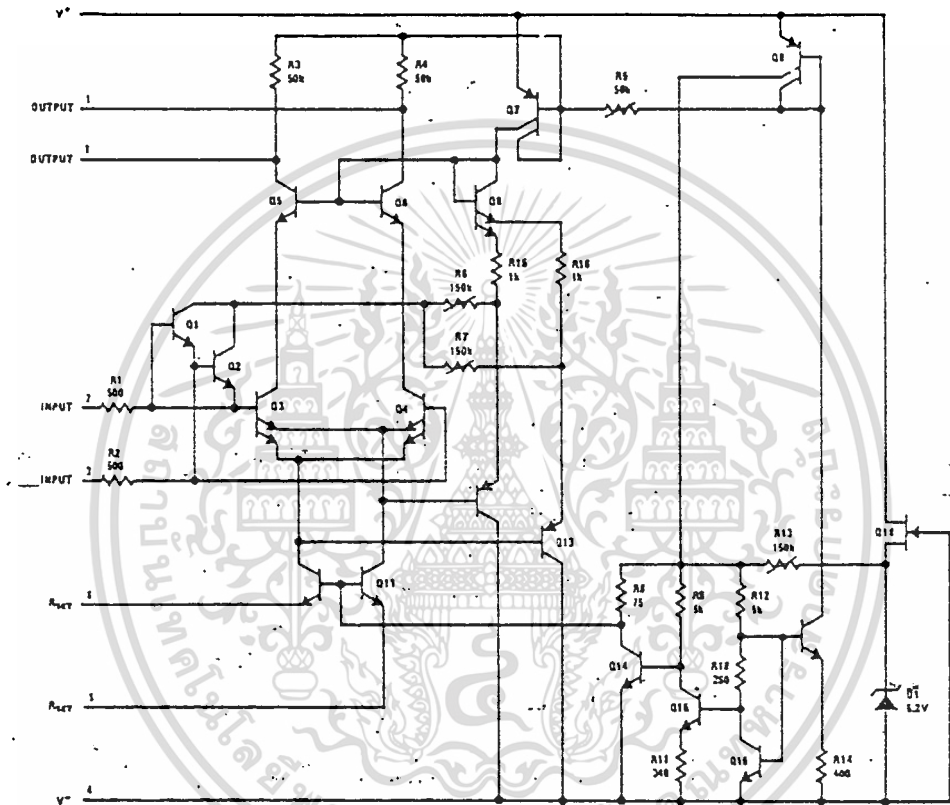
$$I_{\text{set}}(\mu\text{A}) = \frac{600}{R_{\text{set}}(\text{Kohm})} \quad (4.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากวงจรในรูป 4.9

$$I_{set} = \frac{600}{25 \text{ Kohm}} = 24 \mu A$$

จากกราฟในรูป 4.10 กระแสที่ 24uA และ Vs = +15 V อัตราขยายของ A₃ ประมาณ 50



รูป 4.11 เป็น SCHEMATIC DIAGRAM ของ OP-AMP เบอร์ LM 321

การทำงานของ A₃ คือจะเปลี่ยนแรงดัน input ที่แตกต่างเป็นแรงดัน output ที่ขา collector (ของ Q₅ และ Q₈ ในรูปที่ 4.11) นี่เป็นการป้อนเข้าที่ dif-amp (A₄) เพื่อที่จะให้ได้แรงดัน output เดียว เกณฑ์รวมของ A₃ และ A₄ สามารถคำนวณได้โดย (NS linear application handbook)

$$gain = \frac{R_5 + R_8}{0.1 * R_{set}}$$

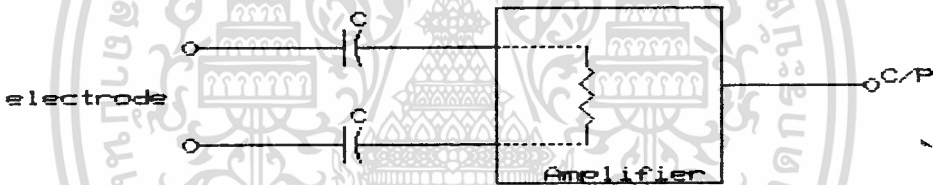
แล้ว gain รวมของ differential amplifier เป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{gain} = \frac{120 \text{ Kohm} + 120 \text{ Kohm}}{0.1 * 25 \text{ Kohm}}$$

$$\approx 100$$

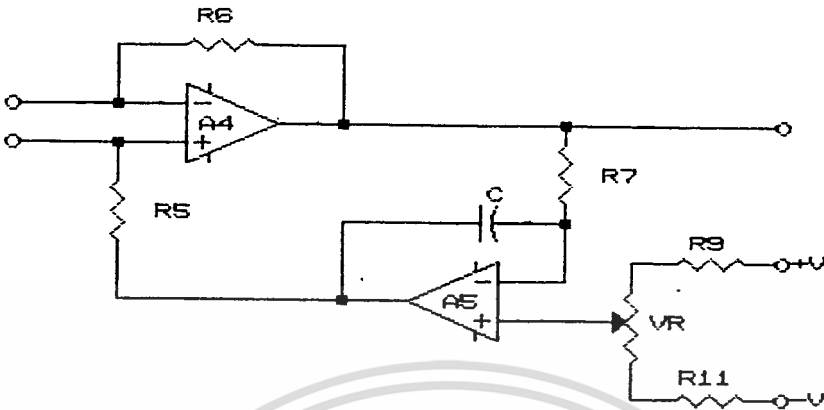
ปัญหาหลักของ input ภาคที่มีเกนที่สูงก็คือการ polarization ของelectrode (Heuningun, R.V.,1984) สำหรับการเหนี่ยวนำโดยตรงกับวงจรขยาย polarization เป็นสาเหตุให้มีการปรับ offset ที่ output ของวงจรขยาย , แล้วจะลดการ swing แรงดัน output ของวงจรขยาย บางครั้งดูเหมือนว่าจะ saturation จากสาเหตุข้างบนวงจรขยายไม่สามารถจะมีเกนที่สูงและ input impedance สูงสำหรับเทคนิคการ coupling โดยตรง การกำจัดแรงดันเหล่านี้ สามารถทำได้โดยใช้วงจร RC ดังรูป 4.12



รูป 4.12 แสดงการกำจัดแรงดัน POLARIZATION โดย CAPACITOR COUPLING

การ saturate หรือ overload อาจเกิดโดยการกระตุ้นหรืออื่นๆ การ coupling ของ C จะ charge อย่างเร็วแต่การ discharge ของ C ทาง electrode จะช้ามาก เพราะฉะนั้นภาค input ยังคงอยู่ในสภาวะ saturate ที่เวลานานหลังจากสภาวะ overload เปลี่ยน

วิธีที่ดีในการชดเชยแบบอัตโนมัติ ของ แรงดัน input offset ที่ใช้ใน DC amplifier ที่ต้องการ highpass null off การรวมตัวของคุณสมบัติของ DC input และการตอบสนองทาง ac จะมีประโยชน์กับ electrode ที่ impedance สูง ย่านของแรงดัน ชดเชยจะขึ้นกับแรงดันแหล่งจ่าย วงจรชดเชยสามารถออกแบบให้ผลกระทบที่เกิดขึ้น เกิดอยู่ ภาคหลังภาค input ของ dif-amp ดังรูป 4.13



รูป 4.13 วงจรปรับ AUTO ZERO BASE LINE และ OFFSET

วงจรชดเชยจะประกอบไปด้วย dif-amp ที่ป้อนกลับ โดยวงจร integrator ในภาคที่ 2 ของ amplifier แรงดัน DC ที่ input จะถูกรวมและหักล้างจากสัญญาณ input วงจรนี้จะเหมือนวงจร high pass filter ซึ่ง time constant กำหนดโดย $R \cdot C$ ในทางปฏิบัติจะขึ้นกับการรั่วของ capacitor และกระแส bias ของ integrator po-amp ด้วย ในวงจรนี้เราใช้ FET input po-amp ซึ่งมี input impedance สูง กระแส bias ต่ำสำหรับเลือก R ค่าสูง และค่าเล็กๆของ capacitor เพื่อจะลดผลที่เกิดจากกระแสรั่ว เราตั้ง time constant ที่ 1 วินาที เลือก C ค่า 0.68 uF แล้ว

$$R_7 = \frac{1 \text{ sec}}{0.68 \text{ uF}} = 1.47 \text{ Mohm}$$

เราใช้ R_7 ค่า 1.5 Mohm

จากรูป 4.13 การตอบสนองความถี่ของ วงจร integrator สามารถคำนวณได้จากสมการ (Meiksin, A.H. 1980)

$$V = \frac{1}{R_7 C 2 \pi f} \tag{4.2}$$

จาก (4.2) ความถี่ cutoff ที่ 0.22 Hz แล้วการตอบสนองความถี่ output ของ A_4 จะเป็น high pass filter ที่ความถี่ cut off ที่ 0.22 Hz (-3 dB) ดังนั้น การปรับ off set null จะทำให้สัญญาณที่ผลิตจาก isolation amp เพิ่มขึ้นโดย VR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 DRIVEN GUARD

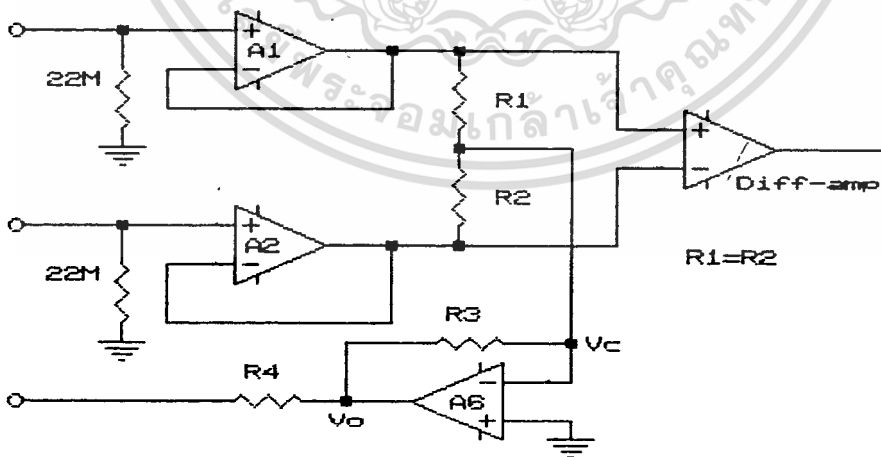
เมื่อ dif-amp บันทึกศักดาชีวภาพของแรงดันของผู้ป่วยจะถูกเรียกว่าแรงดัน common mode (V_c) ดังนั้นแรงดัน V_c สามารถแปลงโดยวงจรขยายเป็นสัญญาณ interfering differential โดยต้องการให้ V_c ต่ำสุด โดยติดเข้ากับ electrode อันที่ 3 กับผู้ป่วย (Winter, 1983) electrodes อันนี้ ทำให้ impedandce ระหว่างผู้ป่วยและวงจรขยายต่ำดังเช่น V_c จะเล็ก การต่อของ electrode โดยตรงเพื่อป้องกันสิ่งที่ไม่ต้องการนั้นมี 2 เหตุผล

- 1) ถ้าวางจรไม่แยกส่วนกระแสที่ไหลผ่าน electrode ตัวที่ 3 ทำให้เกิดอันตราย
- 2) การติดของ electrode ไม่ดีอาจจะทำให้ความต้านทานสูง 100 Kohm

ระหว่างผู้ป่วยและ common

common และผลกระทบส่วนมากใช้ electrode อันที่ 3 เพื่อเชื่อมกับวงจร driven guard วงจรนี้มีการแก้ไขปัญหาข้างต้น โดยจะลดผล กระทบของความต้านทานของ electrode โดยขนาดหลายๆ ระดับและจะยอมให้ผลรวมของกระแสผ่าน electrode ที่ 3

รูป 4.14 แสดงส่วนประกอบของวงจร driven guard R_1 และ R_2 จะเฉลี่ยแรงดันของคู่ electrode ที่แตกต่างกันถึง V_c A_0 (วงจรขยาย) จะกลับแรงดันนี้และป้องกันกลับมาที่ electrode ที่ 3



รูป 4.14 วงจร DRIVEN GUARD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

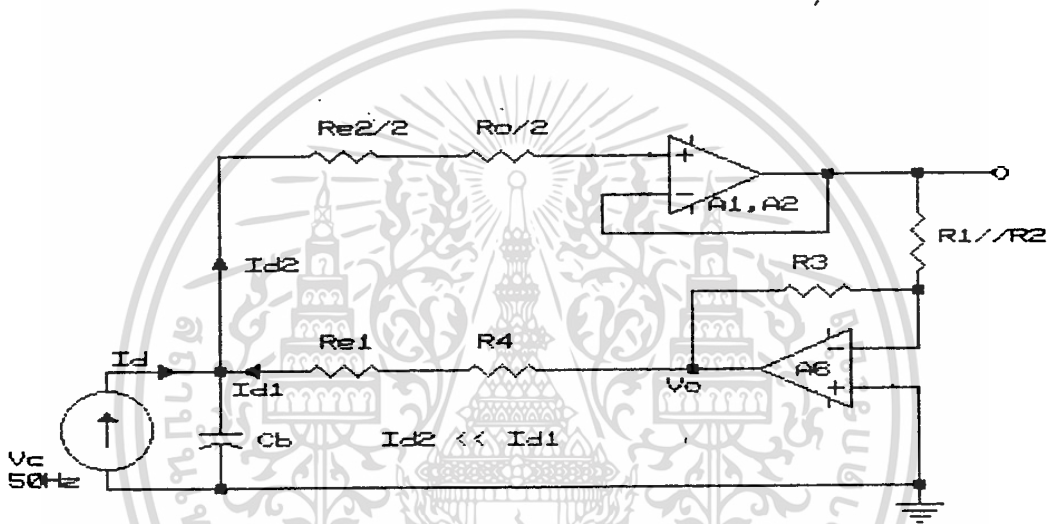
$$\begin{aligned} \text{gain ของ } A_g(G) &= \frac{R_3}{R_1 // R_2} \\ &= 2R_3 / R_1 \\ V_o &= -G * V_c \end{aligned}$$

G คือ อัตราส่วนความต้านทานของ inverting amp

R_4 เป็นความต้านทานจำกัดกระแส

R_e เป็นความต้านทาน electrode

วงจร equivalent แสดงดังรูป 4.15



รูป 4.15 วงจร EQUIVALENT ของ GUARD SYSTEM

R_{e1} และ R_{e2} แทนความต้านทาน electrode

C_b แทนค่า C ของร่างกาย

$$V_o = V_c - i_{d1}(R_4 + R_{e1}) \quad (4.3)$$

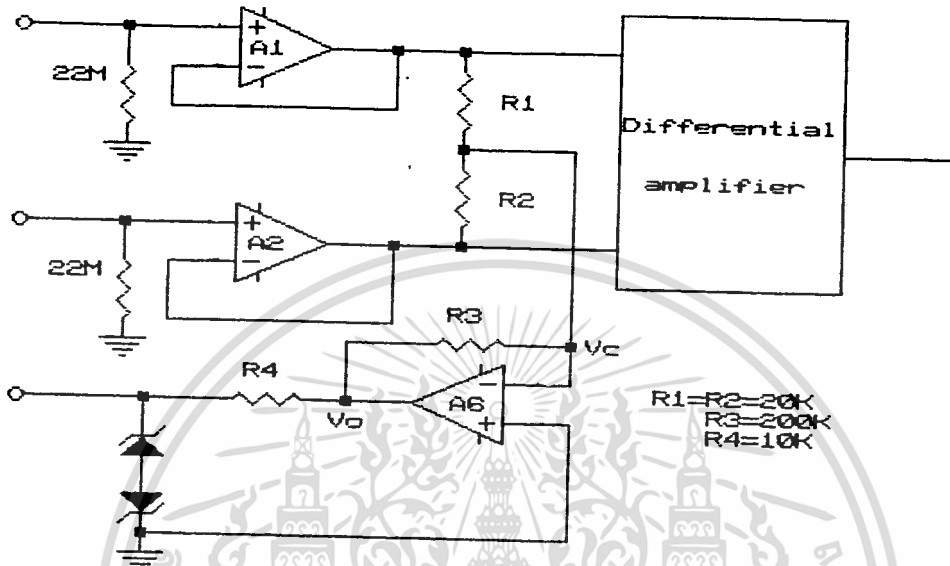
$$V_c = R_c * i_{d1} \quad (4.4)$$

ที่
$$R_c = \frac{(R_4 + R_{e1})}{(G + 1)} \quad (4.5)$$

สมการ (4.5) แสดงว่าถ้า $G \gg 1$ แล้วการลดของความต้านทานมีผลต่อ R_c และ V_c แต่เราไม่สามารถ set A_g ที่เกณฑ์สูงเพราะว่าวงจรจะ oscillate วงจรซึ่งใช้ระบบนี้จะแสดงในรูป 4.16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{gain ของ } A_o = \frac{200 \text{ K} * 2}{20 \text{ K}}$$



รูป 4.16 วงจรใช้งานของวงจร DRIVEN GUARD AMPLIFIER

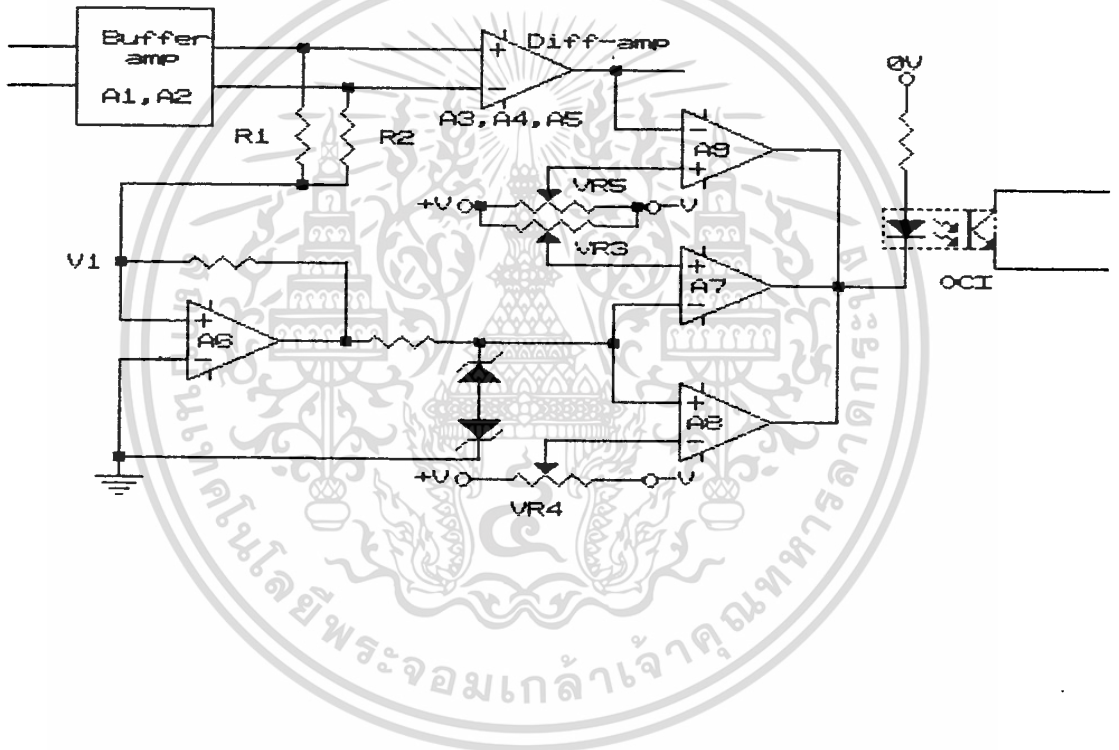
R_4 ใช้ในการจำกัด กระแสที่ไหลผ่าน electrode ขณะที่สถานะที่ แรงดันอิมิตัวและจำกัด แรงดัน โดย Zener diode ที่ $\pm 3 \text{ V}$

4.1.4 DETECTOR ตรวจจับความผิดพลาดของสาย

ถ้า electrode ไม่ดีหรือแห้งเกินไปจะเป็นสาเหตุให้ impedance ของ electrode สูงเกินไปและคลื่นรบกวนก็สูง วงจร lead fault detector แสดงเป็น schematic diagram ดังรูปที่ 4.17 วงจรเปรียบเทียบ A_7 และ A_8 ใช้เป็นการเปรียบเทียบแบบ window กระแส threshold สามารถปรับโดยใช้ VR_3 และ VR_4 โดยปกติ V_1 จะใกล้ศูนย์เป็น แรงดันตรงกลาง ของ output ของ buffer amplifier ซึ่งจะแบ่งแรงดันโดย R_1 และ R_2 V_1 จะถูกทำให้มีค่าสูงโดย A_3 ซึ่งถือวงจรขยายแบบ driven guard electrode แล้วป้อนเข้าที่ input ของวงจรเปรียบเทียบ A_7 และ A_8 ถ้ามีการผิดพลาดของ electrode จะเป็นสาเหตุให้แรงดัน input comparator สูงกว่าหรือต่ำกว่าแรงดัน threshold ($\pm 5 \text{ V}$) ถ้าแรงดัน input มากกว่าแรงดัน threshold output ของ A_7 จะเป็นที่ V^- เช่นเดียวกันถ้าแรงดัน input ต่ำกว่าแรงดัน threshold output ของ A_8 จะเป็นที่ V^- เช่นเดียวกันถ้าแรงดัน input ต่ำกว่าแรงดัน threshold output ของ A_7 จะเป็นที่ V^- เช่นเดียวกันถ้าแรงดัน input ต่ำกว่าแรงดัน threshold output ของ A_8 จะเป็นที่ V^- เช่นเดียวกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

threshold output ของ A_6 จะเป็น V^- หรือไม่ guard electrode อาจผิดพลาด มันจะลดประสิทธิภาพในการกำจัดคลื่นสอดแทรก นั้นหมายถึงว่า คลื่นสอดแทรกจะ



รูป 4.17 วงจรของ LEAD FAULT DETECTOR

เกิดขึ้นที่ภาค output ของ dif-amp อย่างไรก็ตามถ้าขนาดของคลื่นสอดแทรกจะมากกว่า แรงดัน bound (ตั้งโดย VR_6 ที่ 2.5 V) output ของ A_6 จะเป็น V^- โครงสร้างของ วงจร เราใช้วงจร comparator (LM 339) ซึ่งเป็นแบบ open collector ดังนั้น เราสามารถต่อ output จาก A_7 , A_8 และ A_6 เข้าด้วยกัน ซึ่ง function ทั้งหมดของ A_7 , A_8 และ A_6 จะทำงานที่ input ทั้ง 3 เป็น AND gate truth table ของ function ที่แสดงข้างล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

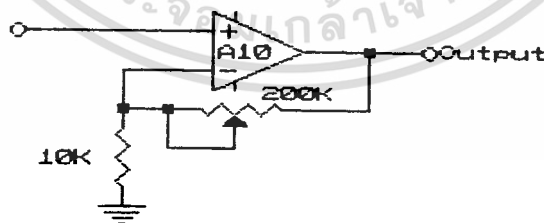
A_7	A_8	A_9	$Y=A_7 \cdot A_8 \cdot A_9$
L	L	L	L
L	L	H	L
L	H	L	L
L	H	H	L
H	L	L	L
H	L	H	L
H	H	L	L
H	H	H	H

L คือ $-V$, H คือ GND

ตาราง 4.2 เป็นตารางของ FUNCTION ทั้งหมดของ A_7 , A_8 , A_9

จากตาราง 4.2 ถ้า comparator มี output เป็น V^- แล้ว function ทั้งหมดจะป้อน V^- ด้วย output นี้จะป้อนกลับไปเข้า optoisolator แล้วส่งสัญญาณที่ผลิตผลออกไปที่ภาคเตือนภัย

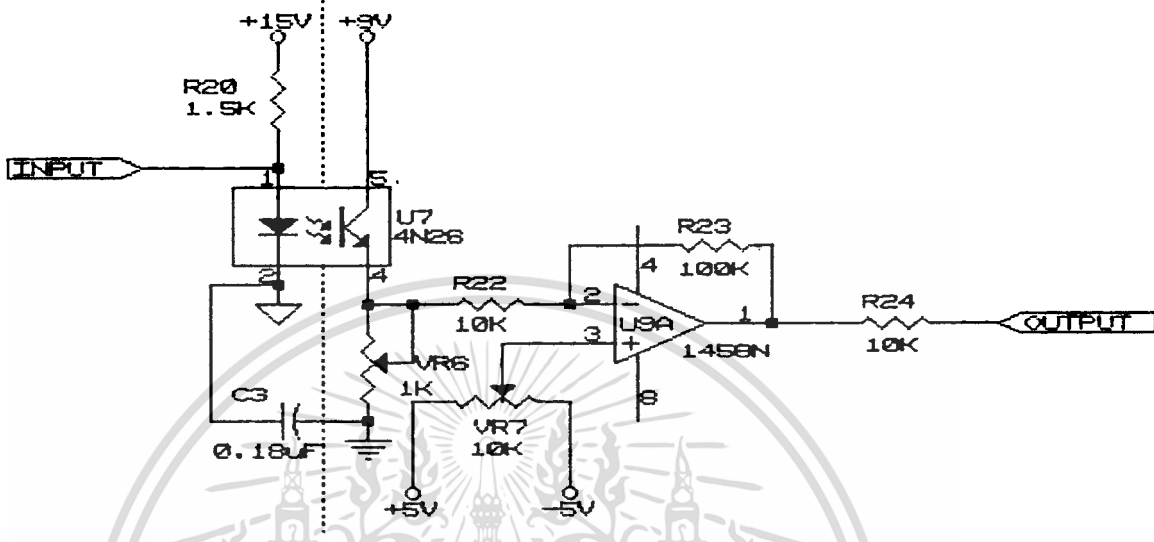
ในภาคสุดท้ายของส่วนนี้เป็นวงจรขยายซึ่งสามารถปรับเกนที่ในลำดับต่างๆแล้ว set สัญญาณ output จนกระทั่งถึงระดับสูงของวงจร modulation วงจรซึ่งแสดงในรูป 4.18 จะเป็นแบบ noninverting amp ที่สามารถปรับเกนที่ระหว่าง 1 ถึง 20



รูป 4.18 วงจร ADJUSTABLE GAIN AMPLIFIER

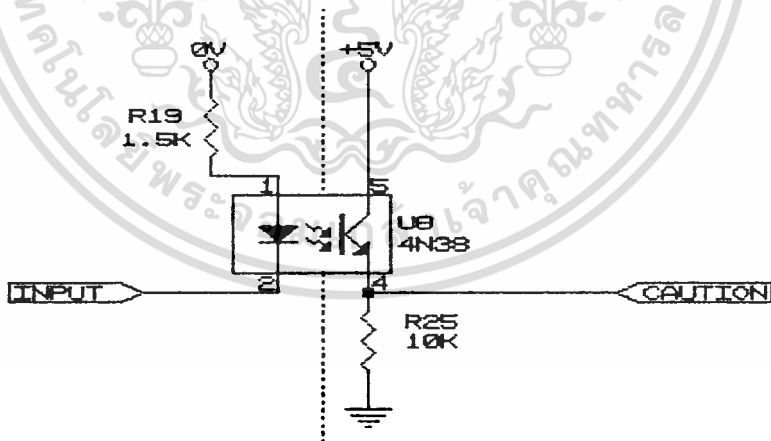
4.1.5 ISOLATION

เนื่องจากเราต้องแยก GND ของวงจรขยายส่วนหน้ากับภาคแยกสัญญาณส่วนหลัง เราจึงจำเป็นต้องใช้ OPTO เป็นตัวส่งสัญญาณผ่านไปยังภาคแยกสัญญาณส่วนหลังแทนการต่อเข้าด้วยกันโดยตรง การส่งผ่านสัญญาณเป็นแบบอะนาลอก โดยมีวงจรแสดงดังรูป

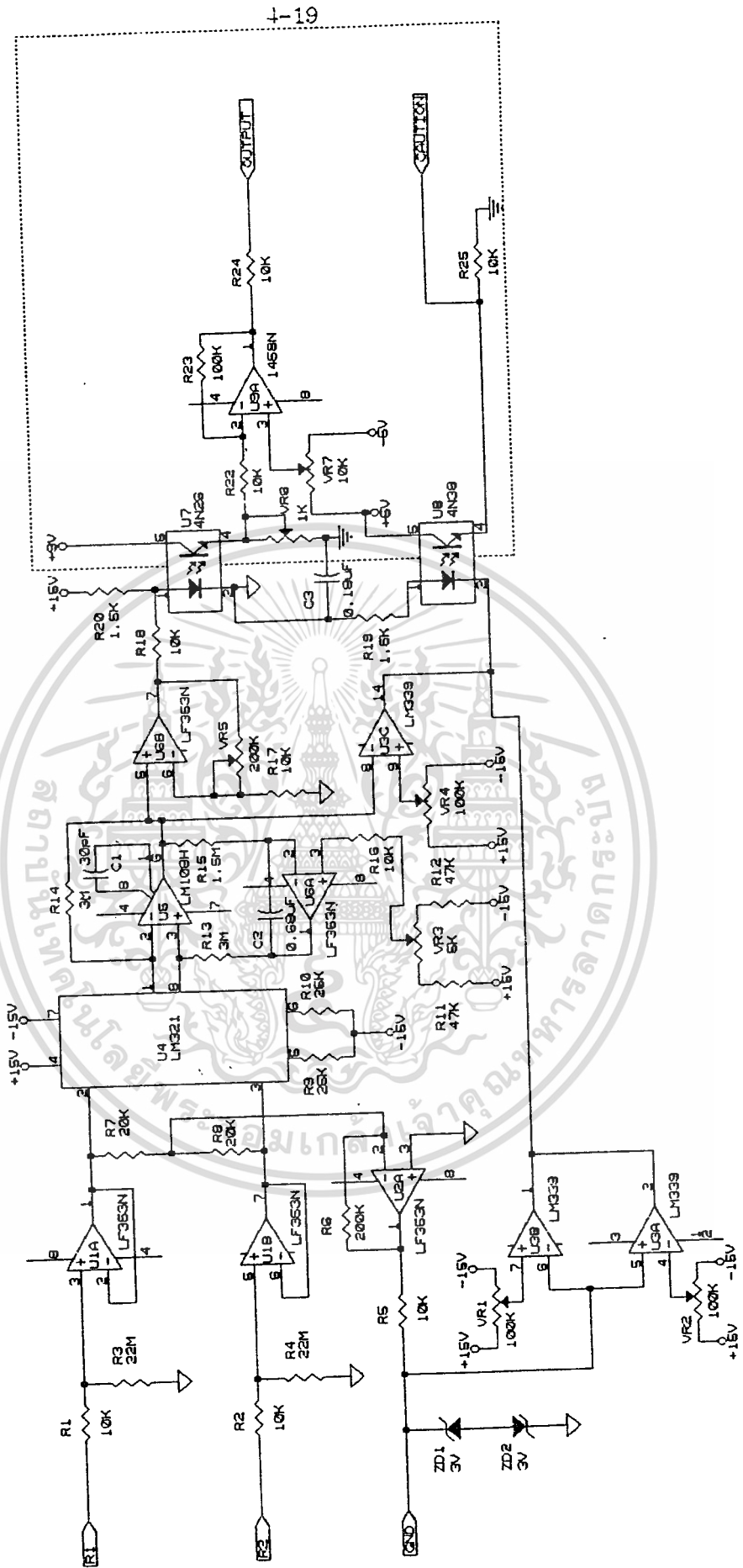


รูปที่ 4.19 วงจร ISOLATION

ส่วนสัญญาณแสดงสภาวะผิดพลาดเราก็จะใช้ OPTO ส่งผ่านเช่นกัน โดยจะใช้วิธีส่งผ่านแบบดิจิตอล วงจรแสดงดังรูป



รูปที่ 4.20 วงจร ISOLATE OF LEAD FAULT DETECTOR



รูปที่ 4.21 วงจร ISOLATION AMPLIFIER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

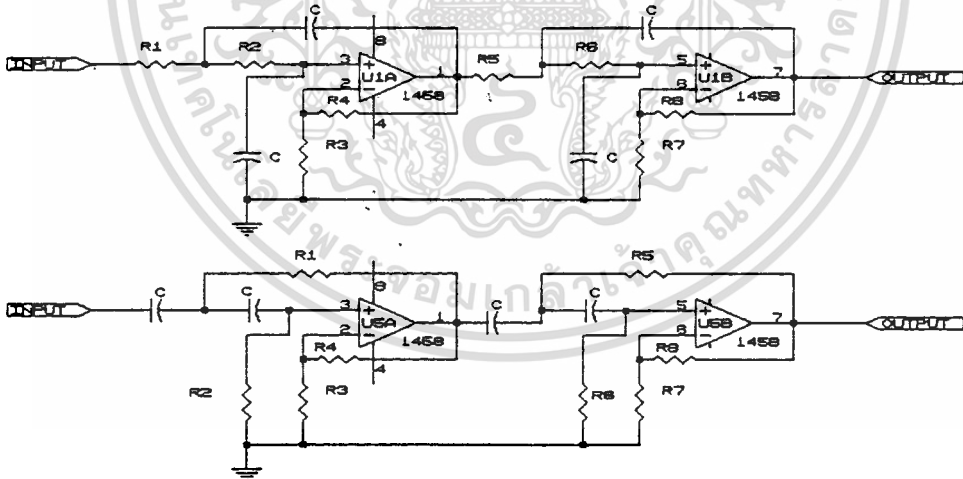
4.2 ภาคแยกสัญญาณส่วนหลัง (FILTER)

หลังจากที่เราได้สัญญาณจากส่วนขยายเราต้องทำการ FILTER เอาสัญญาณ เฉพาะแต่ละส่วนออกมาโดยที่ส่วนต่าง ๆ ของความถี่ที่เราต้องการมีดังนี้

1. สัญญาณ EEG มีความถี่ช่วง 0-30 Hz (-3 dB)
2. สัญญาณ เดลต้า มีความถี่ช่วง 0-4 Hz (-3 dB)
3. สัญญาณ เทลต้า มีความถี่ช่วง 4-8 Hz (-3 dB)
4. สัญญาณ อัลฟา มีความถี่ช่วง 8-13 Hz (-3 dB)
5. สัญญาณ เบต้า มีความถี่ช่วง 13-30 Hz (-3 dB)

4.2.1 การออกแบบวงจร ACTIVE FILTER

จากการที่ต้องการความถี่เป็นช่วงๆ ดังนั้นเราจึงต้องใช้วงจร FILTER เข้ามาช่วยในการกรองความถี่ที่ต้องการ วงจร FILTER ที่จะออกแบบเราจะใช้ขนาด ORDER 4th ที่จะได้มีความลาดชันในการตัดมาก (-40 dB) โดยเราจะใช้วงจรขนาด ORDER 4th แบบ LOW PASS FILTER และ HIGH PASS FILTER ดังรูป 4.22



รูปที่ 4.22 แสดงวงจร LPF, HPF

หลักการคำนวณหาค่า R และ C ของวงจรทั้งสองได้มาจากการเปิดตาราง เนื่องจากการหาค่า R และ C จากการคำนวณจะยุ่งยากแต่ถ้าใช้วิธีการเปิดตารางจะทำให้ได้ค่าเร็วขึ้น โดยตารางได้มาจากหนังสือ MANUL OF ACTIVE FILTER DESIGN (ของ JOHN L. HILBURN AND DAVID E. JOHNSON) ดังมีขั้นตอนหาค่าดังนี้

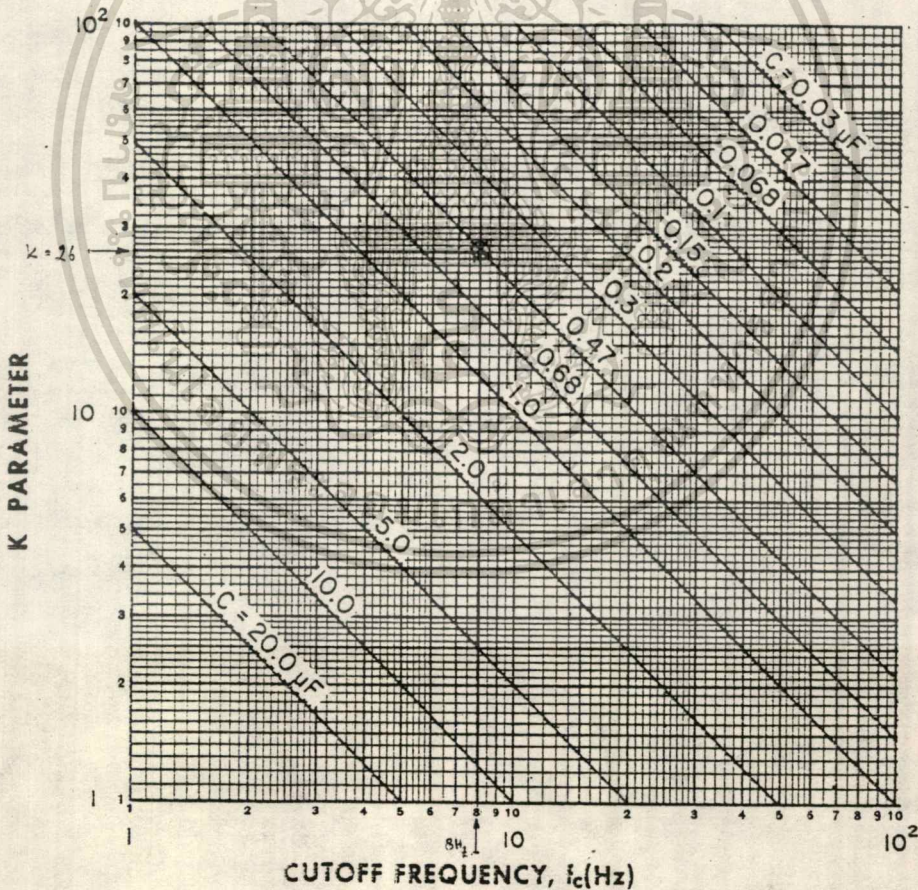
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการหาค่า R และ C ของวงจร

1. กำหนดจุด CUTOFF และ GAIN ของ FILTER
2. เปิดตารางหาค่า K PARAMETER ซึ่งจะได้จากการเลือกค่า C
3. เมื่อได้ค่า K PARAMETER แล้ว เลือกตารางหาค่า R โดยเลือกตาม GAIN และ ORDER ที่ต้องการ
4. เมื่อเลือกตารางค่า R ที่ต้องการได้แล้ว ให้จุดตัดระหว่างเส้นกราฟ ค่า K และ R (ทุกตัว)
5. นำไปทดลอง

ตัวอย่าง หาค่า R และ C วงจร LPF 0-8 Hz

1. กำหนดจุด CUTOFF 4 Hz GAIN 4 แบบ 4th ORDER
2. หาค่า K จากตาราง 4.3 ที่ความถี่ CUTOFF 8 Hz โดยใช้ค่า C เท่ากับ 0.47 F (กำหนดเอง) ได้ค่า K เท่ากับ 26

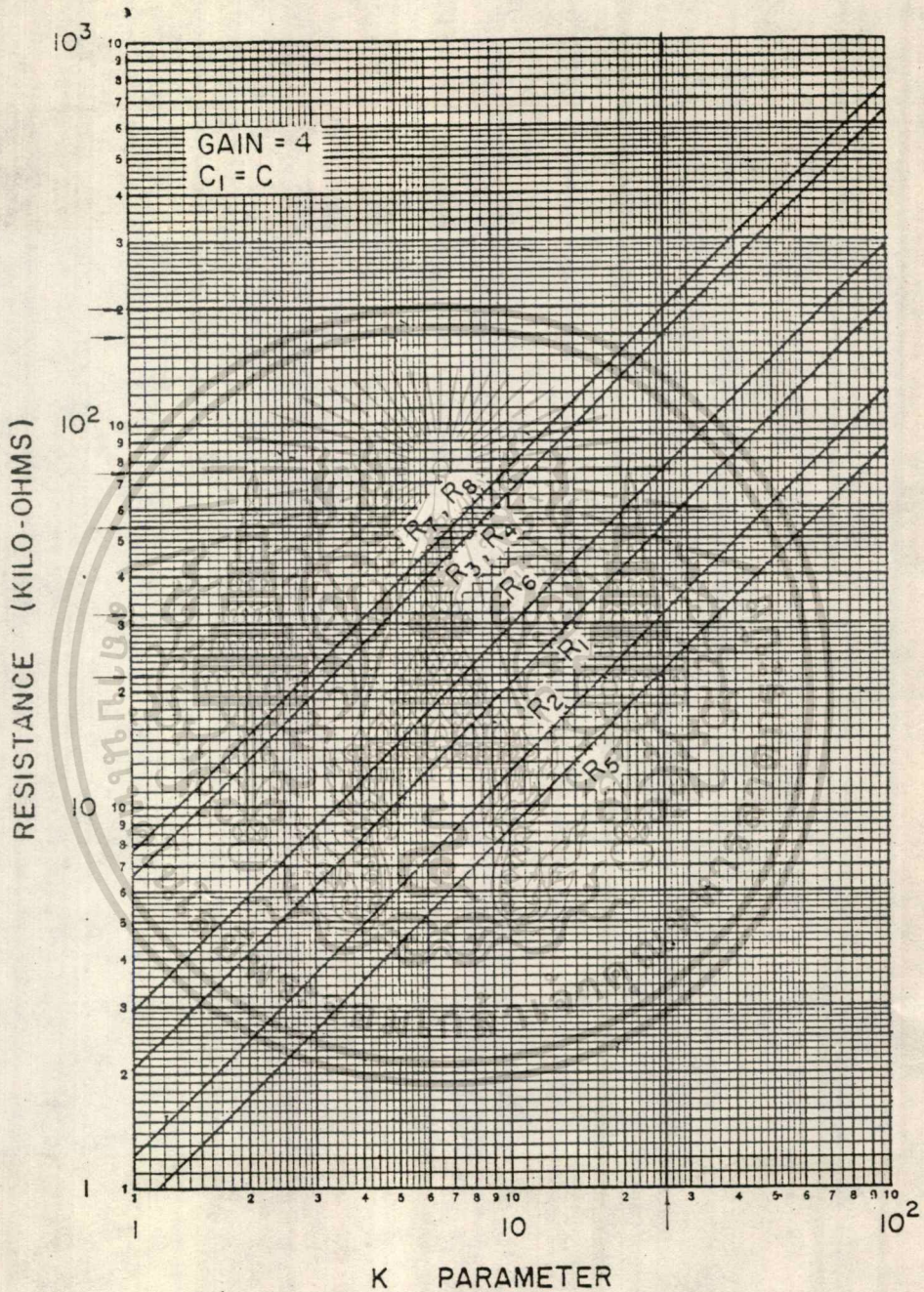


K parameter versus frequency.

ตาราง 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เปิดตารางหาค่า R (ทุกตัว) โดยเปิดไปที่ตาราง(ตาราง 4.4) GAIN = 4 ของแบบ 4th ORDER BUTTERWORTH หาค่าที่จุดตัดของเส้นกราฟของ R ตัวต่าง ๆ ที่ K = 26 ได้ค่าดังนี้

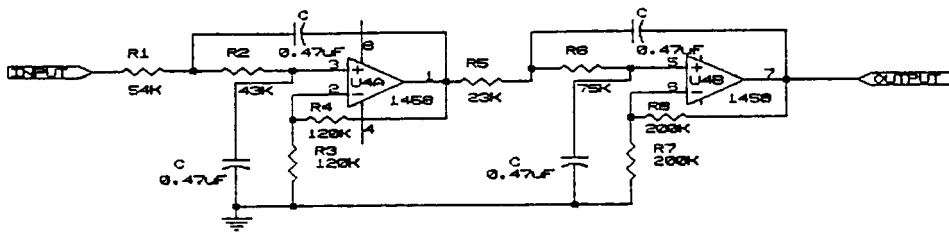


ตารางที่ 4.4

R1 = 54 K	R2 = 33K	R3 , R4 = 170K
R5 = 22 K	R6 = 75K	R7, R8 = 200K

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เมื่อได้ค่า R และ C ทุกตัวแล้ว ก็นำไปทดลอง และ จากการทดลองอาจจะต้องเปลี่ยนแปลงค่า R บางตัวไปเพื่อความเหมาะสม



รูปที่ 4.23 วงจร LOW PASS FILTER 0-8Hz

โดยเราจะหาค่า R,C ของ FILTER ทุกๆ ตัวตามวิธีการที่ได้กล่าวมานี้ ทำให้ได้ วงจร FILTER ดังรูปที่ 4.24

เนื่องจากการปรับเปลี่ยนค่า R บางตัวใน FILTER จึงทำให้ GAIN ที่กำหนดไว้ อาจจะเปลี่ยนแปลงได้ ดังนั้นจึงต้องมีวงจรที่ปรับ GAIN ของแต่ละช่วงความถี่ให้เท่ากัน ซึ่งจะอยู่ในภาค A/D

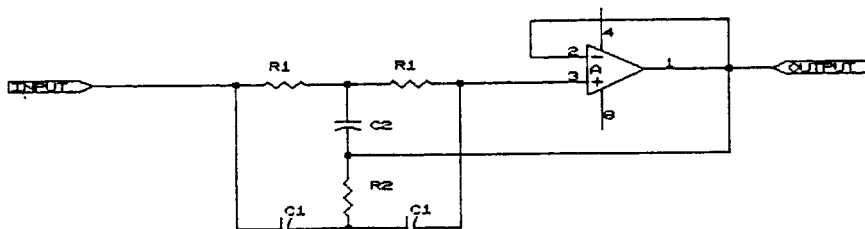
4.2.2 การออกแบบ วงจร NOTCH FILTER

เนื่องจากความถี่ 50Hz ที่ เกิดจาก POWER LINE สามารถเข้ามารบกวน อุปกรณ์ของเรา ดังนั้นเราจึงต้องออกแบบวงจร NOTCH FILTER ที่ 50Hz เพื่อกำจัดสัญญาณ 50Hz ที่มารบกวนให้หมดไปหรือให้เหลือน้อยที่สุด โดยเราจะใช้วงจร NOTCH FILTER ที่ถูก พัฒนามาจากวงจร TWIN-T ซึ่งมีสูตรการหาค่า R,C ดังนี้

$$f_o = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} \tag{4.6}$$

เมื่อ $R_1 = 2R_2$ (4.7)

และ $C_1 = C_2/2$ (4.8)



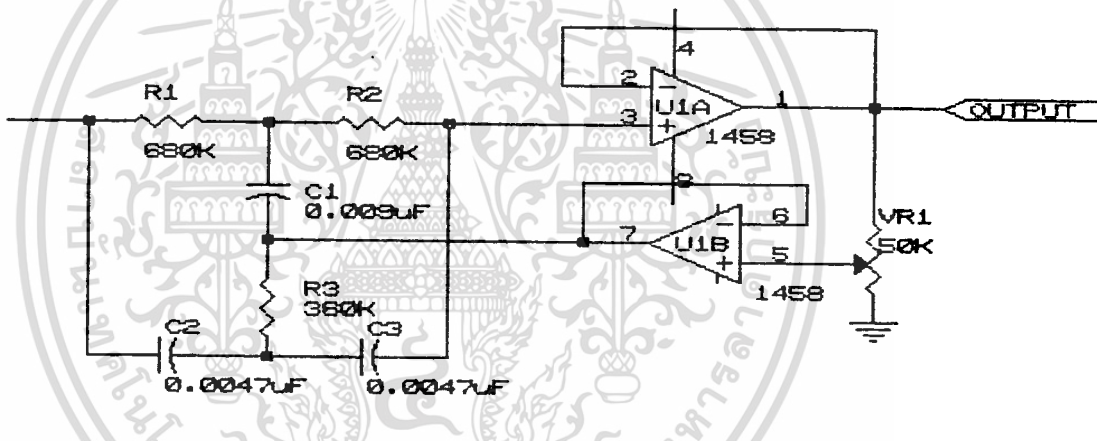
รูปที่ 4.25 แสดงวงจร NOTCH FILTER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากสมการ (4.7) ทาค่า R_1, R_2

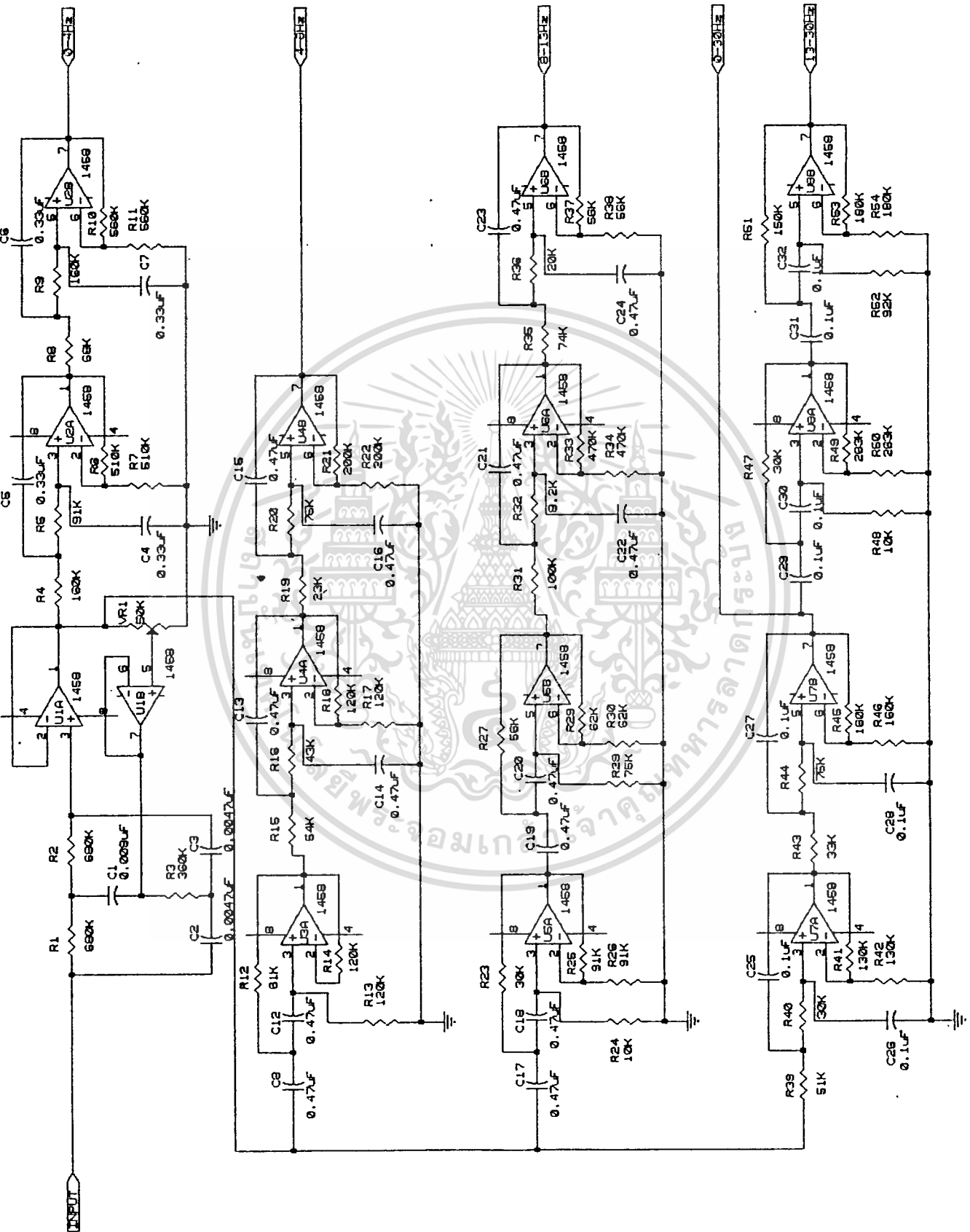
เมื่อ	f_o	=	50 Hz
เราเลือก	R_1	=	680 Kohm
ทำให้	R_2	=	340 Kohm
จากสมการ(4.6)	C_1	=	$\frac{1}{2 \pi f_o R_1}$
		=	0.0047 uF
	C_2	=	$2C_1$
		=	0.0099 uF

เนื่องจากเราต้องการค่า Q ของ NOTCH FILTER ให้สูงมากๆ เราจะใช้ OP-AMP เข้าไปอีก 1 ตัว เพื่อปรับค่า Q ของวงจรให้สูงขึ้น วงจรดังรูปที่ 4.26



รูปที่ 4.26 วงจรที่ใช้งานจริง

รูปที่ 4.27 แสดงถึงการต่อวงจร NOTCH FILTER เข้าวงจร FILTER ตัวอื่น



รูปที่ 4.27 วงจรมัลติสเตจหลายส่วนหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรตีพิมพ์หรือเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ภาคแปลงสัญญาณและINTERFACE (CONVERTOR AND INTERFACE)

4.3.1 ส่วนแปลงสัญญาณ ANALOG TO DIGITAL (A/D)

เนื่องจากการที่เราจะแสดงผลที่ COMPUTER ได้ จะต้องเปลี่ยนสัญญาณ EEG ที่เป็นอะนาลอก ให้เป็นดิจิตอลเสียก่อนโดยใช้วงจร A/D ก่อนที่จะนำสัญญาณ ขอบเขตถึงชนิด A/D ก่อน โดยมีประเภทดังนี้

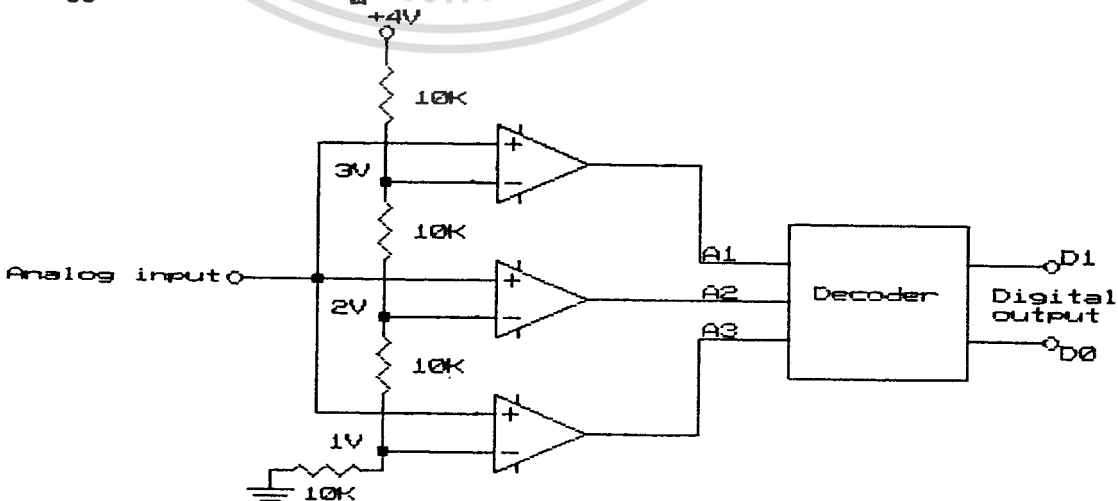
1. FLASH A/D CONVERTER

หลักการอย่างง่ายที่สุดของการเปลี่ยนสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลแบบขนาน แสดงดังรูปที่ 4.28 ใช้ตัวเปรียบเทียบ 3 ตัว. ต่อในลักษณะขนานกัน มีตัวต้านทานต่อแบ่งแรงดันจากแรงดันอ้างอิงไว้กำหนดค่าแรงดันต่ำสุดที่ตัวเปรียบเทียบทั้ง 3 ตัว ยังสามารถทำงานได้แรงดันอ้างอิงนี้อาจจะมีค่าเท่ากับค่าแรงดันสูงสุดของสัญญาณอินพุตที่เป็นอะนาลอกก็ได้

อะนาลอกอินพุต (โวลต์)	เอาต์พุตตัวเปรียบเทียบ			เอาต์พุต เลขฐานสอง	
	A ₁	A ₂	A ₃	D ₁	D ₀
0-1	0	0	0	0	0
1-2	1	0	0	0	1
2-3	1	1	0	1	0
3-4	1	1	1	1	1

ตารางที่ 4.5 แสดงค่าของเอาต์พุตเปลี่ยนแปลงไปตามช่วงแรงดันของอะนาลอกอินพุต

จากตารางที่ 4.5 จะเห็นว่า ตัวเปรียบเทียบแต่ละตัวจะให้ค่าเอาต์พุตเป็น 1 ก็ต่อเมื่อแรงดันอินพุตมีค่าสูงกว่าแรงดันอ้างอิงของตัวเปรียบเทียบแต่ละตัว ซึ่งมีค่าแตกต่างกันและถ้าแรงดันอินพุตมีค่าอยู่ในช่วง 3-4 โวลต์ (แรงดันอ้างอิง +4 โวลต์) จะทำให้เป็นตัวเปรียบเทียบทั้ง 3 ตัว ให้เอาต์พุตเป็น 1 หมด เอาต์พุตจากตัวเปรียบเทียบทั้งหมดส่งเข้าไปที่วงจรเข้ารหัสเพื่อทำให้เป็นสัญญาณดิจิตอลในระบบเลขฐาน 2 ต่อไป



รูปที่ 4.28 วงจรพื้นฐานของการแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลแบบขนาน (แฟลช)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปวงจรถ่ายที่ 4.28 นี้ตอบสนองต่อแรงดันอินพุต (ANALOG) 4 ระดับและแต่ละระดับมีความแตกต่าง 1 โวลต์ ดังนั้นความละเอียดของวงจรมีขนาด 2 บิต เราสามารถหาความละเอียดของวงจรถ่ายได้จากจำนวนของตัวเปรียบเทียบนั้นคือ

$$\text{จำนวนตัวเปรียบเทียบ} = 2^n - 1$$

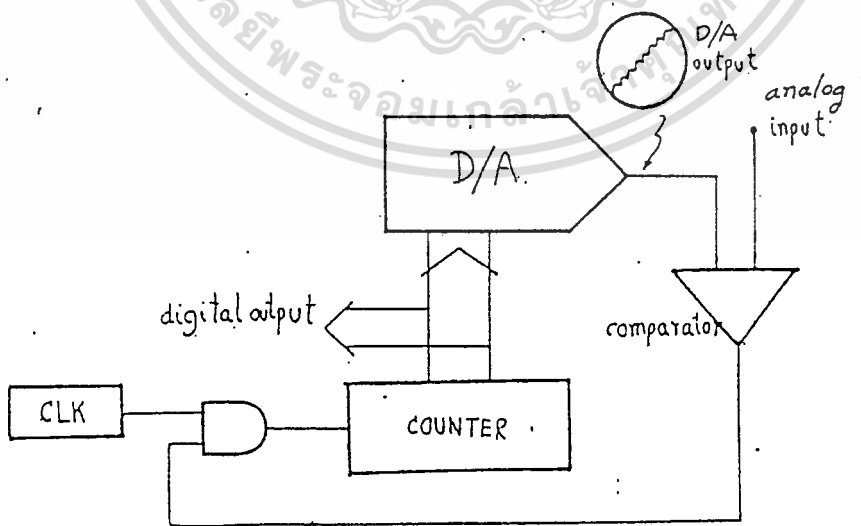
เมื่อ n = ความละเอียด

เช่น ต้องการความละเอียดขนาด 8 บิต จะต้องใช้ตัวเปรียบเทียบถึง 255 ตัว (แทนค่า $n = 8$)

จากลักษณะการต่อตัวเปรียบเทียบให้ขนาดกัน เพื่อให้รับสัญญาณ INPUT ได้พร้อม ๆ กันเราจึงเรียกวงจรถ่ายนี้ว่า วงจรถ่ายแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลแบบขนาน (PARALLEL A/D CONVERTERS) และ เนื่องจากมันสามารถตอบสนองต่อสัญญาณอินพุตที่เป็นอะนาลอก และแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นสัญญาณดิจิตอลได้รวดเร็วมาก เราจึงเรียกได้อีกอย่างว่าวงจรถ่ายแปลงสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิตอลแบบแฟลช (FLASH A/D CONVERTERS)

2. DIGITAL RAMP CONVERTER

การเปลี่ยนชนิดนี้ (รูป 4.29) ใช้หลักการเปรียบเทียบอินพุตกับเอาต์พุตของ D/A ชื่อค่าเอาต์พุตของ D/A จะเกิดมาจากการให้อินพุตจาก COUNTER เมื่อค่าของเอาต์พุต D/A ยังน้อยกว่าอินพุตจะทำให้ COUNTER ยังคงนับไปเรื่อย ๆ ทำให้เอาต์พุตของ D/A เพิ่มขึ้นตามจนมีค่าเท่ากับหรือมากกว่าอินพุต จะทำให้มีเอาต์พุตของ COMPARATOR ไปปิด CLOCK ที่จ่ายให้ COUNTER ทำให้ COUNTER หยุดนับและค่าดิจิตอลที่ COUNTER หยุดนั้น ก็จะได้เป็นเอาต์พุต (ดิจิตอล) ที่จุด ๆ นั้นของสัญญาณอินพุต วิธีการเปรียบเทียบค่อนข้างจะช้า โดยขึ้นอยู่กับจำนวนบิตของเอาต์พุต ถ้าบิตยิ่งมากก็จะยิ่งช้ามากขึ้น

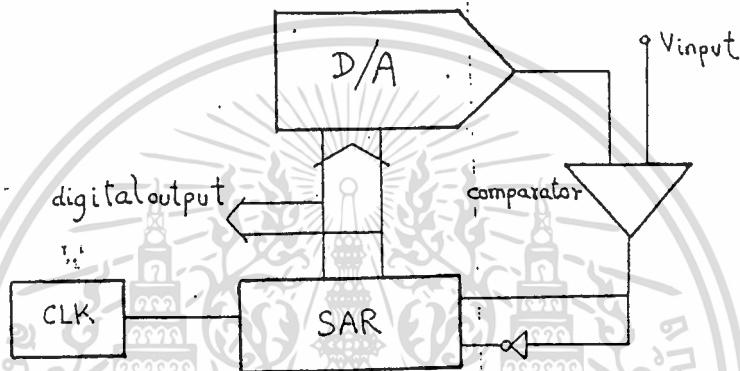


รูปที่ 4.29 DIGITAL RAMP CONVERTER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. SUCCESSIVE APPROXIMATION

วิธีนี้จะคล้าย ๆ กับ วิธี DIGITAL RAMP CONVERTER วิธีการนี้จะใช้แรงดันที่มาเปรียบเทียบกับอินพุต จากส่วน D/A โดย D/A จะได้ อินพุตมาจากส่วน SUCCESSIVE APPROXIMATION REGISTER (S.A.R.) โดยส่วนนี้จะประมาณค่าอินพุตแล้วส่งไป D/A เพื่อให้ได้เอาต์พุตจาก D/A ไปเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุต เพื่อให้ได้ค่าดิจิทัล เอาต์พุตที่ถูกต้อง ในส่วนช่อง D/A จะประกอบด้วยส่วน RESISTER LADDER และ SWITCH TREE ทั้งสองนี้จะเปลี่ยนอินพุต จาก S.A.R. ไปเป็นแรงดันเปรียบเทียบส่งไปเปรียบเทียบกับอินพุตที่ COMPARATOR ความคุม S.A.R.



รูปที่ 4.30 SUCCESSIVE APPROXIMATION A/D CONVERTER

ในวงจรส่วนนี้เราใช้ IC #ADC 0809 เพื่อเปลี่ยนสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิทัล โดย IC เบอร์นี้ ใช้หลักการ SUCCESSIVE APPROXIMATION

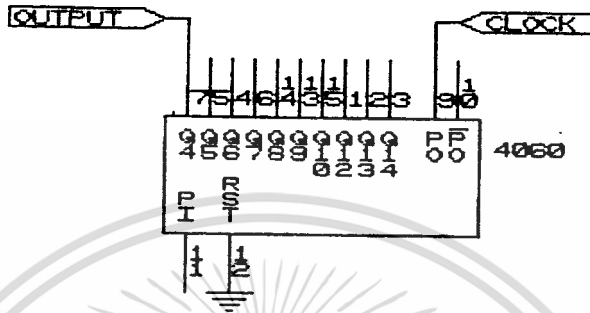
คุณสมบัติของ ADC 0809

- มีเอาต์พุตขนาน ขนาด 8 บิต
- ความผิดพลาด ± 1 LSB
- CONVERSION TIME 100 us
- SINGLE SUPPLY + 5 Vdc
- เลือกอินพุต ได้ 8 CHANNEL ซึ่งสามารถ LATCHED CONTROL LOGIC ได้
- อินพุตจะต้องอยู่ในช่วง 0 V - 5 V หรือ $V_{ref(+)}$ และ $V_{ref(-)}$
- ทำงานอยู่ในช่วงอุณหภูมิ - 40 องศาเซลเซียส ถึง + 80 องศาเซลเซียส
- มีขนาดมาตรฐาน 28 ขา
- สามารถ LATCHED OUTPUT ได้และ เอาต์พุตเป็น TRI-STATE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบวงจร ANALOG TO DIGITAL (A/D)

เนื่องจาก A/D เบอร์ที่ใช้ (ADC 0809) จำเป็นต้องใช้ CLOCK จากภายนอกซึ่ง CLOCK จะต้องมีค่าในช่วง $10 \text{ KH}_z - 1280 \text{ KH}_z$ โดยความถี่ที่เราใช้ได้มาจากการหาร 8 จาก CLOCK ภายในเครื่อง COMPUTER (PC) โดยจะได้ CLOCK ประมาณ 1.25 MH_z (จาก 10 MH_z) โดยใช้ IC เบอร์ CD4060 เป็นตัวหาร จากการออกแบบจะได้วงจรดังรูป 4.31



รูปที่ 4.31 วงจรหารความถี่

การเลือกช่องสัญญาณ INPUT

เนื่องจากเราจำเป็นต้องให้มีการเปลี่ยนสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิทัล จำนวน 5 สัญญาณ ดังนั้น เราจะต้องมีการกำหนดช่องสัญญาณอินพุต โดยเราจะเลือกช่องสัญญาณได้ดังตารางที่ 4.6 ส่วนวิธีการเลือกจะกล่าวใน ส่วนการติดต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ (INTERFACE) อีกครั้ง

SELECTED ANALOG CHANNEL	ADDRESS LINE		
	C	B	A
IN0	L	L	L
IN1	L	L	H
IN2	L	H	L
IN3	L	H	H
IN4	H	L	L
IN5	H	L	H
IN6	H	H	L
IN7	H	H	H

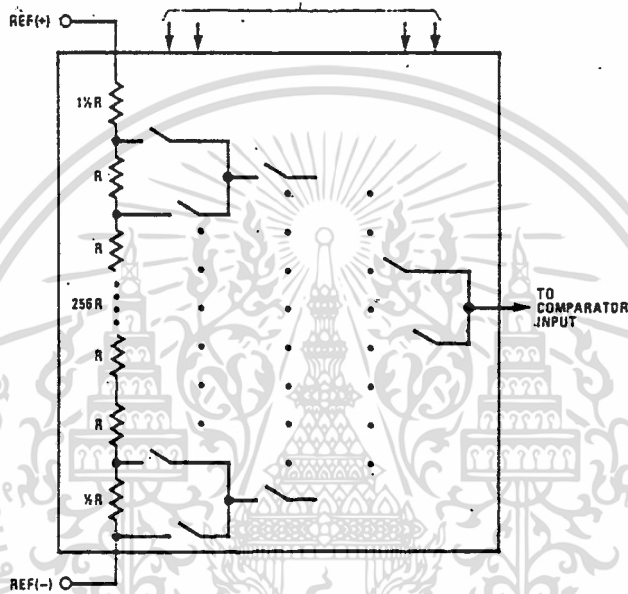
ตารางที่ 4.6 แสดงการเลือก CHANNEL INPUT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การปรับและเลือกแรงดันเปรียบเทียบ

การที่เราจะให้การเปลี่ยนแปลงของบิตทางเอาต์พุตเปลี่ยนแปลงตามแรงดันอะนาลอกอินพุตให้เป็นตามความต้องการของเรา เช่น สมมุติให้ แรงดันอะนาลอกอินพุตเปลี่ยนแปลง 1 mV แล้วจะทำให้ดิจิตอลเอาต์พุต เปลี่ยนแปลงเป็น 1 บิต หรือ แรงดันอะนาลอกอินพุต เปลี่ยนแปลง 2 mV ทำให้ดิจิตอลเอาต์พุต เปลี่ยนแปลง 1 บิต ทั้ง 2 กรณีนี้ เราสามารถทำได้โดยการเลือกระดับแรงดันเปรียบเทียบ ($V_{ref(+)}$, $V_{ref(-)}$)

ภายในส่วน RESISTER LADDER และ SWITCH TREE ของ ADC 0809 ประกอบด้วย 256R LADDER NETWORK ดังรูปที่ 4.32



รูปที่ 4.32 RESISTOR LADDER AND SWITCH TREE

ดังนั้นเอาต์พุตของส่วนนี้จะมีระดับแรงดัน 256 ระดับ คือ เท่ากับจำนวนบิตเอาต์พุต (256 บิต) การเปลี่ยนแปลงของแต่ละระดับ (ΔV) จะได้จาก

$$\Delta V = \frac{V_{ref(+)} - V_{ref(-)}}{256} \quad V$$

ในการทดลองเราต้องการ ΔV (1 ระดับ) = 1mV ดังนั้นเราจะได้

$$V_{ref(+)} - V_{ref(-)} = 2.56 \text{ V}$$

เนื่องจาก แรงดันอะนาลอกอินพุตมีซิกบวกลบและซิกลบ ดังนั้น เราจะแบ่งให้ซิกบวกลบและซิกลบ ซิกละครึ่งหนึ่งของบิตเอาต์พุต คือ ที่บิต128 (256/2) เราจะให้มีค่าเท่ากับ 0 V ของแรงดันอะนาลอก อินพุต ถ้า บิต เอาต์พุตมากกว่า 128 ก็คือจะซิกบวกลบอินพุต และ ถ้าต่ำกว่าบิต 128 ก็คืออยู่ในซิกลบของอินพุต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

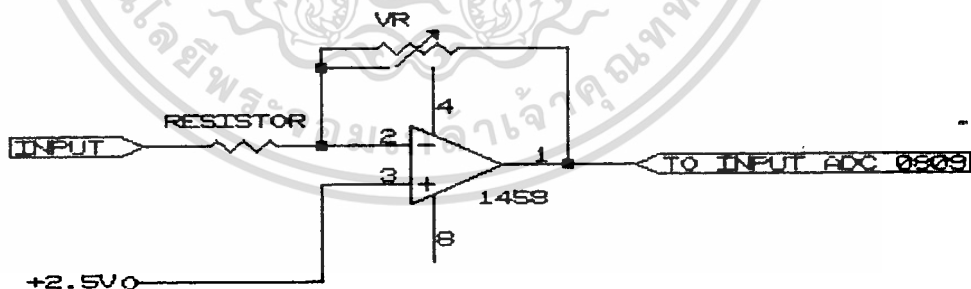
ADC 0809 ใช้แหล่งจ่ายไฟเป็นแบบ SINGLE SUPPLY ดังนั้น เราจะต้องยก ระดับแรงดันของอะนาล็อกอินพุต ขึ้นมาเพื่อไม่ให้ซีลอป ของแรงดันอะนาล็อกอินพุตหายไป ดังนั้น เราจะกำหนดให้ที่ระดับ 2.5 Vdc คือระดับบิต 128 หรือระดับ 0 V ของแรงดันอะนาล็อกอินพุต

$$\begin{aligned} \text{จาก } V_{\text{ref}(+)} - V_{\text{ref}(-)} &= 2.56 \text{ V} \\ \text{ถ้าเราแบ่งครึ่งจะได้} &= 2.56/2 = 1.28 \text{ V} \\ \text{แรงดันที่บิต 128} &= 2.5 \text{ V} \\ \text{ดังนั้น แรงดันที่บิต 256} &= 2.5 \text{ V} + 1.28 \text{ V} \\ V_{\text{ref}(+)} &= 3.78 \text{ V} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{และที่แรงดันต่ำสุดที่บิต 0} &= 2.5 \text{ V} - 1.28 \text{ V} \\ V_{\text{ref}(-)} &= 1.22 \text{ V} \end{aligned}$$

ดังนั้นถ้าเรากำหนด $V_{\text{ref}(+)} = 3.78 \text{ V}$ และ $V_{\text{ref}(-)} = 1.22 \text{ V}$ เราจะได้ $\Delta V = 1 \text{ mV}$ ต่อ 1 BIT = $1 \text{ mV}/_{\text{bit}}$

จากการที่เรากำหนด $V_{\text{ref}(+)}$, $V_{\text{ref}(-)}$ ให้มีค่าต่างกันอยู่ 2.56 V ดังนั้นแรงดันอะนาล็อกอินพุต ที่เข้ามาจะต้องอยู่ในช่วง 2.56 V ซึ่งเราจะทำการยกระดับแรงดันอะนาล็อกอินพุต ให้ขึ้นอยู่ในซีลอบวกทั้งหมด ด้วยเหตุนี้เราจะยกระดับขึ้น 2.5 V โดยใช้วงจรรูปที่ 4.33



รูปที่ 4.33 วงจรรยกกระดับแรงดันอินพุต

จากรูป 4.33 จะมีการปรับอัตราขยายของแต่ละสัญญาณให้เท่ากัน (เนื่องจากตอนที่สัญญาณ EEG ผ่าน FILTER ถูกขยายออกมาไม่เท่ากันในแต่ละช่วงสัญญาณ) ดังนั้นสัญญาณที่ถูกป้อนให้อินพุตของ A/D จะอยู่ในช่วง 1.22 V (OOH) ถึง 3.78 V (FFH) ซึ่งทำให้ได้ดิจิตอลเอาต์พุต อยู่ในช่วง 00H ถึง FFH โดยแต่ละบิตจะต่างกัน $1 \text{ mV}/_{\text{bit}}$

จากการทดสอบวงจรร เราจะได้ค่าเอาต์พุตดังตาราง 4.6

Vin(Volt)	O/PของA/D	O/P คำนวน	ค่าผิดพลาด
-1.20	9	8	+1
-1.00	28	28	0
-0.80	47	48	-1
-0.68	60	60	0
-0.55	72	73	-1
-0.45	82	83	-1
-0.30	97	98	-1
-0.15	113	113	0
0.00	128	128	0
0.05	133	133	0
0.23	153	153	0
0.30	159	158	+1
0.57	184	185	-1
0.75	204	203	+1
0.93	222	221	+1
1.00	229	228	+1
1.15	242	243	+1

ตารางที่ 4.7 ผลการทดลองการแปลงค่าของ A/D

จากตารางเราจะเห็นได้ว่ามีค่าผิดพลาดอยู่บ้าง ซึ่งจะอยู่ในช่วง ± 1 LSB แต่ในการใช้งานจริงเราจะใช้ $V_{ref(+)}$ ที่ 5 V และ $V_{ref(-)}$ ที่ 0 V เพื่อให้สามารถรับแรงดันอินพุตที่มีขนาดใหญ่ได้ ดังนั้นแต่ละบิตของเอาต์พุตจะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของแรงดันอินพุต $= (5 \text{ V} - 0 \text{ V}) / 256 = 19.53 \text{ mV}$ ซึ่งทำให้เมื่อแรงดันอะนาลอกอินพุตเปลี่ยนแปลง 19.53 mV จะทำให้บิตของเอาต์พุตเปลี่ยนแปลงไป 1 บิต

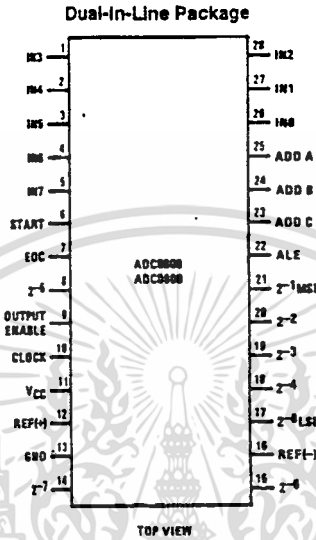
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 ส่วน INTERFACE

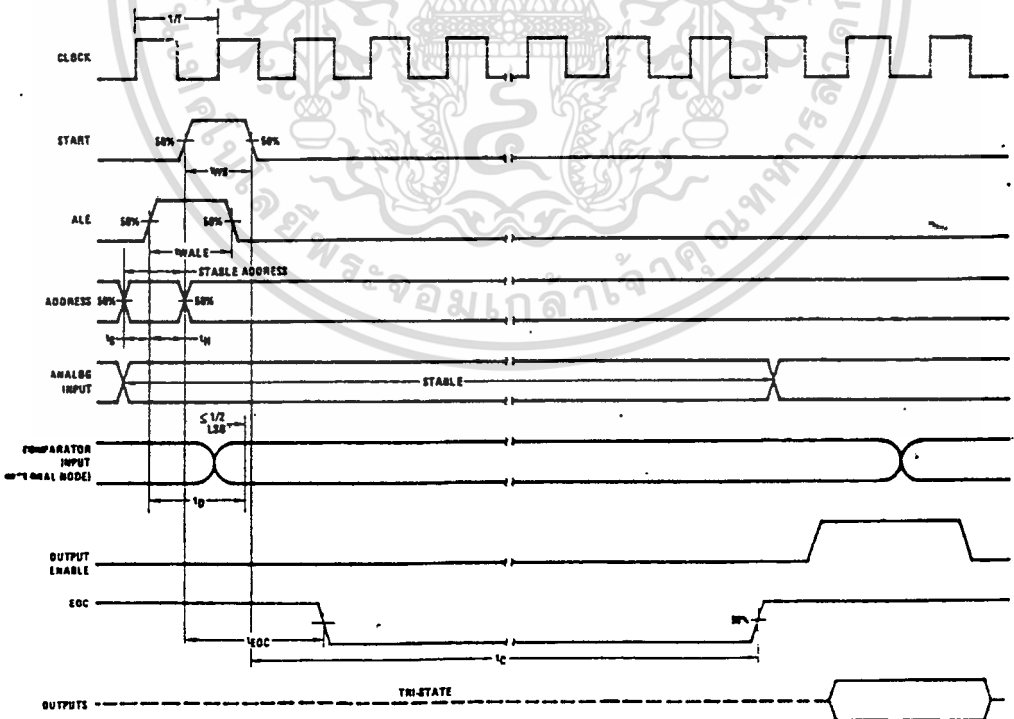
IC เบอร์ ADC 0809 จะมี CONNECTION DIAGRAM และ TIMING DIAGRAM

ดังรูปที่ 4.34

Connection Diagram



Timing Diagram



รูปที่ 4.34 แสดง CONNECTION DIAGRAM และ TIMING DIAGRAM

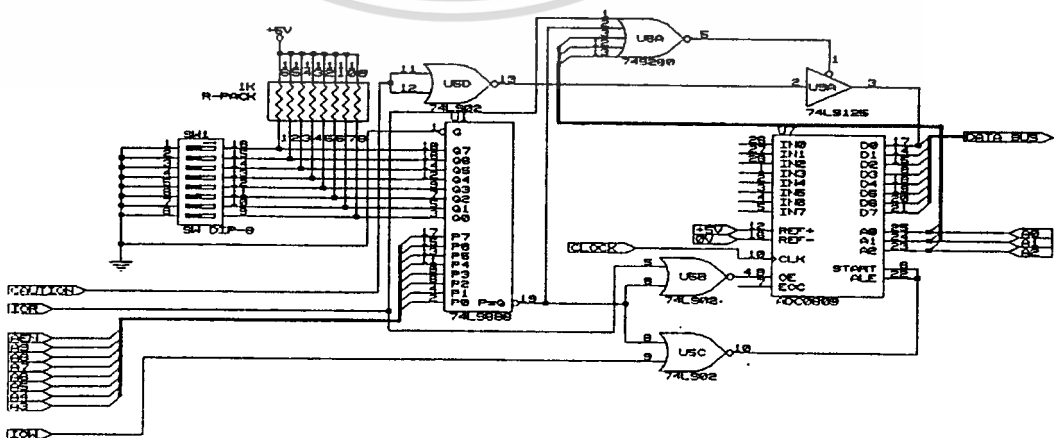
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยการทำงานจะเริ่มจากเราจะป้อน INPUT ADDRESS เพื่อเลือก CHANNEL ของอินพุตแล้วเราจะป้อนสัญญาณ ALE ("1") เพื่อให้ LOCK CHANNEL ของอินพุตที่ต้องการ และจะป้อนสัญญาณ START ("1") เพื่อทำการเริ่มประมวลผลหาค่าดิจิตอลเอาต์พุตจากแรงดันอะนาลอกอินพุตของช่วงนั้น ในช่วงเวลาที่ทำการประมวลผลจนกระทั่งเสร็จสิ้นการประมวลผลจะมีสัญญาณ EOC ("0") ส่งออกมา ในช่วงเวลาที่ไม่มีผลการประมวลผลสัญญาณ EOC จะเป็น "1" ตลอด ในช่วงแรกถึงช่วงนี้เอาต์พุตจะอยู่ในสภาวะ TRI-STATE จนกระทั่งขา OUTPUT ENABLE (OE) ได้รับ "1" จะทำให้อาต์พุตของ ADC 0809 ปล่องดิจิตอลเอาต์พุตออกมา ถ้าเราต้องการให้มีประมวลผลใหม่เราจะต้องส่งสัญญาณ START ("1") ไปใหม่อีกครั้ง (ยังคง LOCK CHANNEL เดิม) แต่ถ้ามีสัญญาณ ALE ("1") ส่งมาก่อนหรือส่งมาพร้อมกับสัญญาณ STATE จะทำให้ CHANNEL INPUT จะเปลี่ยนแปลงไปตาม INPUT ADDRESS

จากการทำงานของ ADC 0809 เราจะทำการสร้างส่วน INTERFACE กับ COMPUTER (PC) โดยมีข้อกำหนดดังนี้

- กำหนด PORT ที่ 0303H - 0307H
- ใช้สัญญาณ IOW เป็นตัวส่งสัญญาณเข้าที่ ALE และ START เพื่อเริ่มการประมวลผลและ LOCK CHANNEL ADDRESS
- ใช้สัญญาณ IOR เป็นตัวส่งสัญญาณเข้าที่ OE เพื่อให้ ADC 0809 ส่งเอาต์พุตออกมาที่ DATA BUS
- กำหนดให้ 3 บิตหลัง (LSB) ของ ADDRESS BUS กำหนด CHANNEL ADDRESS ของ ADC 0809
- กำหนด PORT ที่ 0300H เป็น PORT CHECK สัญญาณ CAUTION โดยใช้ DO แสดงสภาวะ "1"

จากข้อกำหนดข้างบนเราสามารถออกแบบส่วน INTERFACE ได้ดังรูปที่ 4.35 -



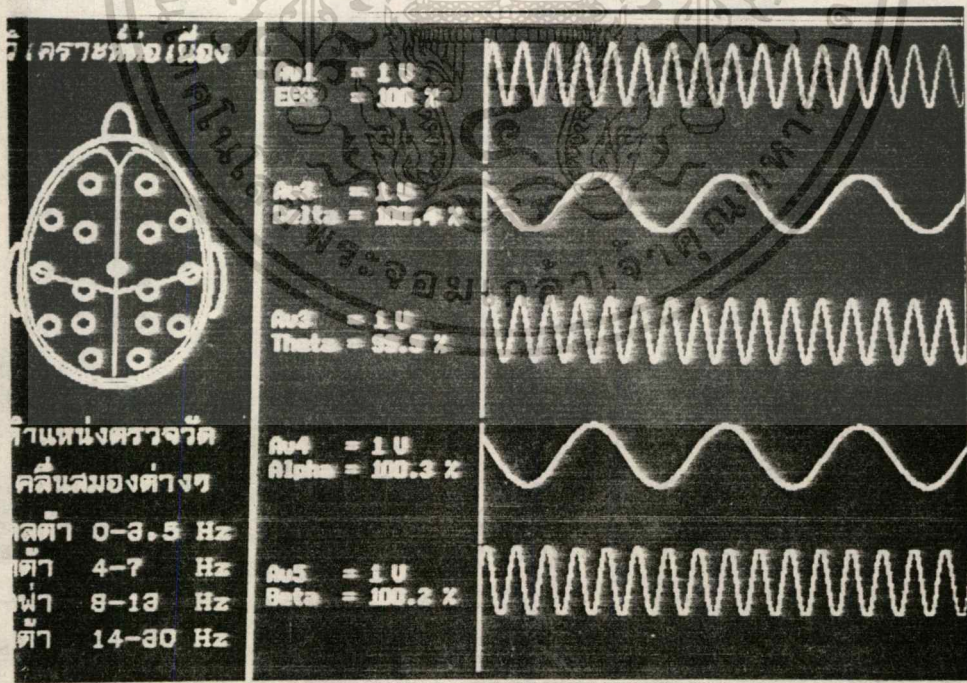
รูปที่ 4.35 แสดงวงจรส่วนการ INTERFACE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลักการทํางานของส่วน INTERFACE

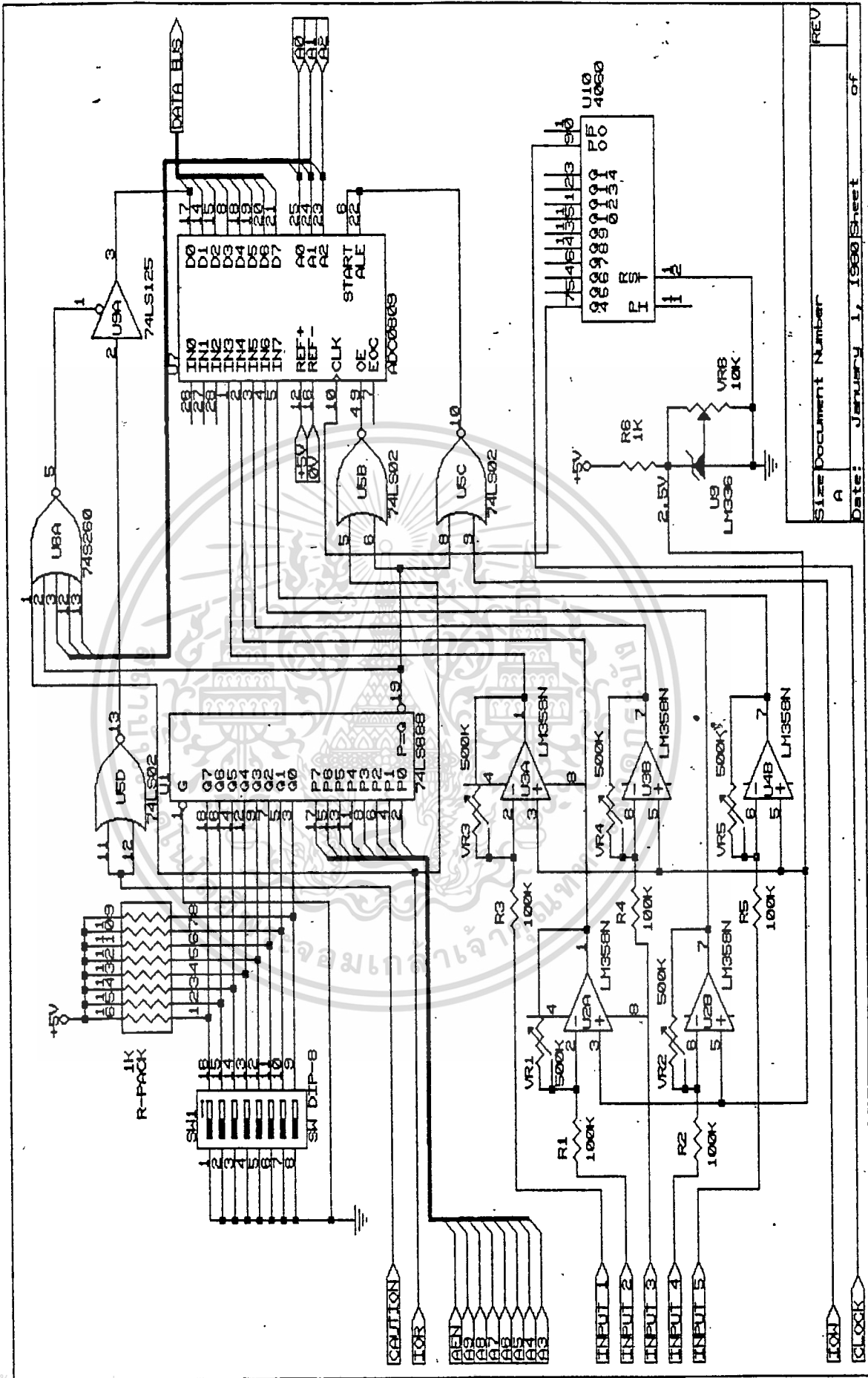
เมื่อคอมพิวเตอรืติดต่อกับ PORT 030XH จะทำให้ 74688 มีเอาต์พุตเป็นสัญญาณ (PORT) เราสามารถเปลี่ยนได้โดยการเลือกที่ DIP S.W.) โดยที่ 3 บิตหลัง (LSB) ของ ADDRESS BUT จะถูกต่อกับ CHANNEL ADDRESS เพื่อเลือก CHANNEL INPUT ที่ 3 ถึง 7 (0303H - 0307H) สมมติว่าคอมพิวเตอรืติดต่อกับ PORT 0303H ในขณะนั้นจะมีสัญญาณ IOW ส่งออกมาต่อจากสัญญาณ ADDRESS ทำให้ขา START และ ALE ได้รับสภาวะ "1" ADC 0809 จะ LOCK CHANNEL INPUT ที่ CHANNEL 3 และ เริ่มประมวลผลจนกระทั่งเสร็จ (ช่วงนี้คอมพิวเตอรืจะรอโดยการให้ SOFTWARE ช่วย) คอมพิวเตอรืจะทำการอ่านค่าของ PORT นั้น (0303H) จะทำให้ขา OUTPUT ENABLE (OE) ได้รับ "1" ADC 0809 จะส่งเอาต์พุตออกมาที่ DATA BUT

ในการ CHECK สัญญาณ CAUTION จะทำโดยการอ่านค่าของ PORT 0300H โดยจะดูว่าค่า DO เป็น "1" หรือ "0" ถ้าเป็นหนึ่งหมายถึงมีการผิดพลาดในการต่อ ELECTRODE ของภาคหน้าแหล่งจ่ายไฟของภาคนี้จะใช้ไฟจากคอมพิวเตอรื (+5V ,GND) รูปที่ 4.36 แสดงการแสดงผลรูปสัญญาณ sine (ใช้ FUNCTION GENERATOR บ้อน) ทางจอ COMPUTER และ รูป 4.37 แสดงวงจรทั้งหมดที่ใช้งานจริง



รูปที่ 4.36 การแสดงผลทางจอ COMPUTER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Size Document Number A
 Date: January 1, 1980 Sheet of REV

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาดูเท่านั้น ไม่ควรเอาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 *รูปที่ 4.37 วงจร A/D ทั้งหมด
 ไม่ควรแก้ไขใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ภาคจ่ายไฟ (POWER SUPPLY)

ภาคจ่ายไฟนี้อาจถูกแบ่งได้ 2 ส่วนด้วยกันคือ

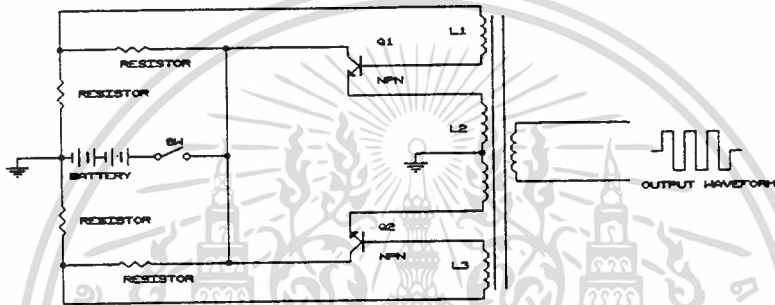
4.4.1 POWER SUPPLY

4.4.2 ISOLATION POWER SUPPLY

แหล่งจ่ายไฟส่วนแรก (POWER SUPPLY) เราจะไม่กล่าวถึงเพราะเป็นลักษณะของแหล่งจ่ายไฟแบบทั่วๆ ไป จึงจะขอกล่าวถึงแต่ ISOLATION POWER SUPPLY เท่านั้น

ISOLATION POWER SUPPLY

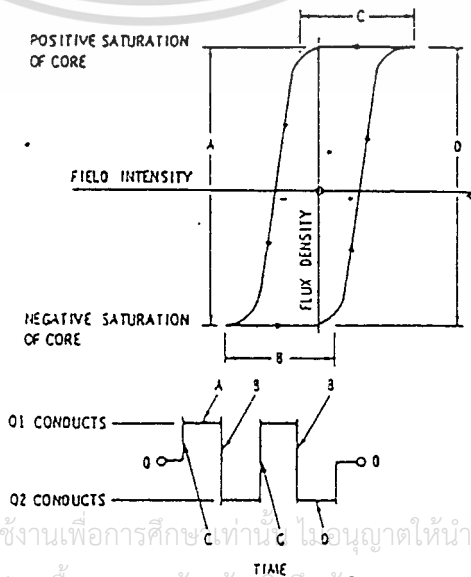
ส่วนนี้จะเปลี่ยนแปลงแรงดันจาก DC/DC โดยใช้ความถี่สูง กระแสรั่วไหลต่ำ และมี LOW CAPACITANCE TRANSFORMER รูปแบบพื้นฐานแสดงดังรูป 4.37



รูปที่ 4.37

จากรูปเป็นวงจร SELF OSCILATION ส่วนการทำงานของมันขึ้นอยู่กับ คุณสมบัติทาง MAGNETIC SATURATION ของหม้อแปลง ด้วยเหตุนี้ ความถี่ของการ OSCILATE ของมันจึงไม่ใช่ FUNTION ตั้งเดิมของ RL และ RC CONSTANT

การทำงานของวงจรจะเกิดจากการที่มีกระแสไหลผ่าน L2 ทำให้เกิดการเหนี่ยวนำที่ขด L1 และ L3 ทำให้ Q1 จะได้รับ FORWARD BIAS โดยที่ Q2 ยัง OFF อยู่ ทำให้เกิดกระแสไหลผ่าน Q1 ส่งผลให้เกิดช่วง C ขึ้นดังในรูป 4.38



รูปที่ 4.38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เนื่องจากการเกิด HYSTERESIS LOOP ของหม้อแปลง เมื่อกระแสไหลจน SATURATE ก็จะทำให้เกิดช่วง A ซึ่งช่วงนี้ FLUX จะค่อยๆ ลดลงมาอยู่ทางด้านลบแทน ทำให้ Q2 ON และ Q1 OFF จนเกิดช่วง B ขึ้น และเมื่อ Q2 SATURATE ก็จะกลับไปสู่ช่วง A โดยจะผ่านช่วง C ก่อน ซึ่งก็คือ Q1 และ Q2 จะผลัดกันทำงาน ไปซ้ำ L ทำให้เกิดการเหนี่ยวนำที่ OUTPUT ได้เป็น SQUARE WAVE ซึ่งความถี่ของการทำงานนี้ โดยสมการ

$$f = \frac{v \times 10^6}{4 \times N \times B_{max} \times A}$$

f : ความถี่ (Hz)

v : Voltage ที่จ่ายให้แก่วงจร

N : จำนวนรอบ

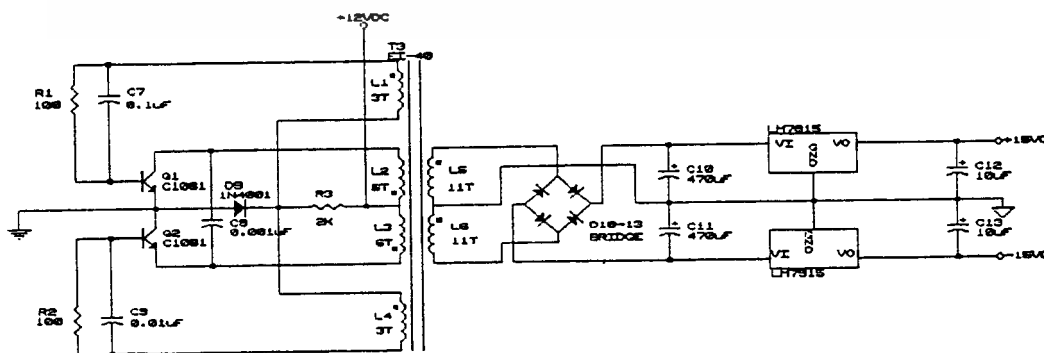
A : พื้นที่หน้าตัดของแกนหม้อแปลง

B_{max} : Saturation Flux - Density ของหม้อแปลง

ด้วยเหตุที่วงจรส่วนหน้า ที่ต้องนำไฟ +/- 15 V ไปป้อนนั้นกินกระแสประมาณ 34 mA ดังนั้นวงจรนี้จึงต้องออกแบบให้มีคุณสมบัติดังนี้

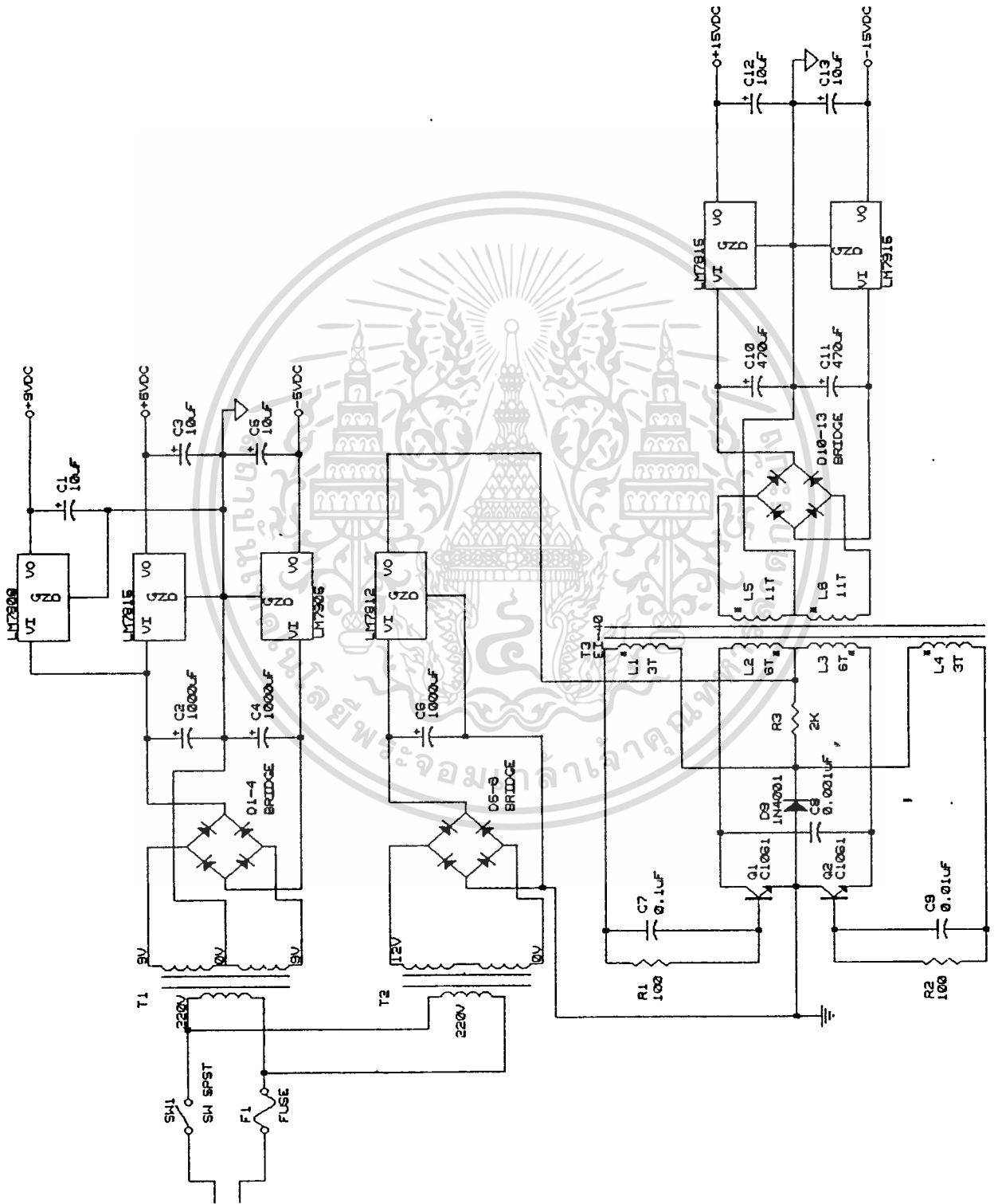
- ก) ต้องการ INPUT VOLTAGE +12 v
- ข) ต้องจ่ายไฟได้ OUTPUT VOLTAGE +/- 15 V
- ค) OUTPUT CURRENT ต้องจ่ายได้ไม่น้อยกว่า +/- 40 mA
- ง) RIPPLE ต้องไม่มากกว่า 10 mV
- จ) LOAD REGULATION 0.1 %

จากคุณสมบัติข้างต้นทำให้ได้วงจรออกมาดังรูป 4.39 โดยใช้หลักการที่กล่าวมาแล้ว โดยในส่วนหม้อแปลงนั้น ใช้หม้อแปลงเป็นชนิด EI-40 และวงจรของแหล่งจ่ายไฟทั้งหมดแสดงไว้ในรูปที่ 4.40



รูปที่ 4.39 ISOLATION POWER SUPPLY

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

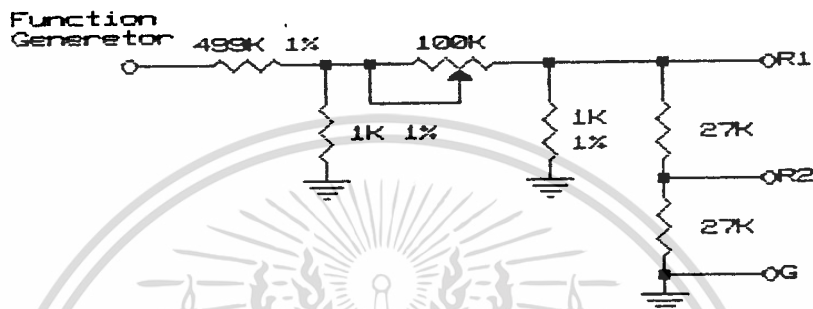


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่รวบรวมไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.40 POWER SUPPLY

การปรับแต่ง

ในการปรับแต่งวงจร เราจะใช้สัญญาณจำลอง โดยกำหนดขนาดอยู่ในช่วง 50uV ถึง 250uV วงจรที่ใช้แสดงดังรูปที่ 4.41



รูปที่ 4.41

เราใช้ FUNCTION GENERATOR ป้อนสัญญาณรูป SINE ขนาด 2.5V ในช่วงความถี่ 0-40Hz ให้แก่วงจร การปรับแต่งเราจะเริ่มที่ต่อ OUTPUT ของวงจรจำลองสัญญาณ EEG เข้ากับภาคขยายส่วนหน้า แล้วทำการปรับแต่งไปที่ละภาค ซึ่งในการปรับแต่งแต่ละภาคเป็นเนืองกับการปรับแต่ง GAIN และ OFFSET VOLTAGE ของสัญญาณเท่านั้น

บทสรุป

ในการทำงานของเครื่องทางกลุ่ม PROJECT ไม่ได้ทดลองกับผู้ป่วยจริงเพียงแต่สร้างสัญญาณจำลองขนาดเล็ก (50 - 250 μV) ขึ้นมาโดยอยู่ในช่วงความถี่ 0 - 40Hz ผลของสัญญาณที่ได้ออกมาแต่ละช่วงความถี่มีอยู่หนึ่งช่วงความถี่คือ 0 - 40Hz มีการรบกวนของ 50 Hz มากกว่าช่วงความถี่อื่น ซึ่งเป็นปัญหาหนึ่งที่ต้องทำการแก้ไขที่วงจร FILTER และอีกปัญหาหนึ่งคือการที่ไม่สามารถต่อ GND ของเครื่องกับ GND ของคอมพิวเตอร์ได้ เพราะถ้าต่อเข้าด้วยกันแล้วจะทำให้ มีสัญญาณรบกวนซึ่งมีขนาดใหญ่ เข้ามารบกวนที่ภาคหน้าทำให้ไม่สามารถวัดสัญญาณ EEG ซึ่งมีขนาดเล็กได้ ดังนั้น จึงต้องมีการแก้ไขโดยควรมีการ ISOLATE GND ของทั้งสองออกจากกัน หรือแก้ไขที่ภาค ISOLATE ของภาคหน้า กับส่วนของ FILTER ใหม่ (โดยต้องตั้ง C 0.18 μF ที่ต่อระหว่าง GND ของภาคหน้ากับภาค GND ของภาค FILTER ออก)

PROJECT นี้ ทำเสร็จทุกส่วน และแต่ละส่วนใช้งานได้ทุกส่วน แต่เมื่อนำมาต่อเข้าด้วยกันยังมีปัญหาของการต่อ GND ร่วมกันระหว่าง GND ของวงจรกับ GND ของคอมพิวเตอร์ เท่านั้น โดยการทำงานของภาคหน้าได้ใช้วัดสัญญาณหัวใจก็สามารถวัดได้ดี (ดูจากจอ SCOPE) ดังนั้นถ้ามีการพัฒนา PROJECT นี้ต่อ และแก้ไขปัญหานี้ได้ทางกลุ่มคิดว่าเครื่องวัดสัญญาณ EEG นี้ ก็คงสามารถใช้งานได้จริง

บทที่ 5

ระบบโปรแกรมและโครงสร้าง

ระบบวิเคราะห์คลื่นสมองนี้ ประกอบด้วย 2 ส่วนที่ทำงานสอดคล้องกันคือ ส่วนที่เป็น HARD WARE และส่วนที่เป็น SOFT WARE HARD WARE ซึ่งอยู่ในบทที่ผ่านมาจะไม่สามารถนำผลลัพธ์มาวิเคราะห์เชิงคณิตศาสตร์ได้เลย หากขาด SOFT WARE มา SUPPORT ดังนั้นในส่วนนี้จะนำเสนอส่วน SOFT WARE เป็นส่วนๆไป ตามโครงสร้าง

5.1 ระบบโปรแกรม

ส่วน INTERFACE ที่เป็นตัวเชื่อมระหว่างการวัดผลทาง ANALOG มาเป็น DIGITAL นั้น จะถูกควบคุมและดำเนินการ ด้วยโปรแกรมระบบจัดการ ที่ถูกสร้างขึ้นมาเฉพาะงานนี้เท่านั้น ซึ่งในส่วนนี้ก็คือ SOFT WARE SOFT WARE ที่ใช้ในการเขียน SOURCE PROGRAM สำหรับโครงงานนี้ก็คือ ใช้ภาษา C โดย COMPILE ด้วย TURBO C VERSION 2.0 ของ BORLAND ด้วยเหตุผลที่ว่าสะดวก , เขียนได้กระชับ และมี UTILITY ให้เลือกมาก

ด้วยเหตุที่จุดประสงค์ของการดำเนินโครงงานนี้ต้องการให้มีมาตรฐาน เป็นส่วนหลัก จึงได้กำหนดเงื่อนไขบางประการให้ผู้ใช้ ดังนี้

- 1) โครงงานนี้สามารถที่จะ RUN ได้บน PC ทุกเครื่อง ที่มี CPU 8088/86 และ 80186 , 80286 , 80386SX/NORMAL
- 2) โครงงานนี้ใช้ได้กับจอ MONOCHROME บน HERCULES CARD เท่านั้น เพราะเหตุที่ว่าเป็นจอที่มีการใช้งานกันอย่างกว้างขวาง และยังจัดหาได้ง่าย พร้อมทั้งยังมีราคาถูก แต่แสดงผลใน MODE GRAPHIC ได้ละเอียดมาก
- 3) RUN ได้บน PC SPEED ไม่เกิน 33 MHZ เพราะอุปกรณ์ INTERFACE มีความเร็วตอบสนองไม่พอ และจัดหาได้ยาก

ก่อนจะเข้าสู่การกำหนดโครงสร้างของโปรแกรม จำเป็นจะต้องกำหนดโครงสร้างอย่างคร่าวๆก่อนดังนี้

- 1) แสดงผลในขอบเขตของขีดความสามารถในการแสดงผลของจอโมโนโครม คือ ภายในกรอบขนาด $X \times Y = 720 \times 348$ จุด
- 2) แสดงผลโดยมีการแสดงผลใน 2 ภาษาคือ ภาษาไทยและภาษาอังกฤษ ร่วมกัน
- 3) วัดและวิเคราะห์รูปคลื่นออกมาในลักษณะใกล้เคียงกับ OSCILLOSCOPE ขึ้นดี พร้อมทั้งผลการคำนวณค่าเฉลี่ย ค่าเปอร์เซ็นต์ของสัดส่วนแต่ละคลื่น

5.2 โครงสร้างของโปรแกรม

จากส่วนของโครงสร้างคร่าวๆนำมาสู่โครงสร้างหลักๆ โดยในส่วนนี้จะแบ่งรายละเอียดปลีกย่อยออกเป็นส่วนๆตาม FLOW ของโปรแกรมดังนี้

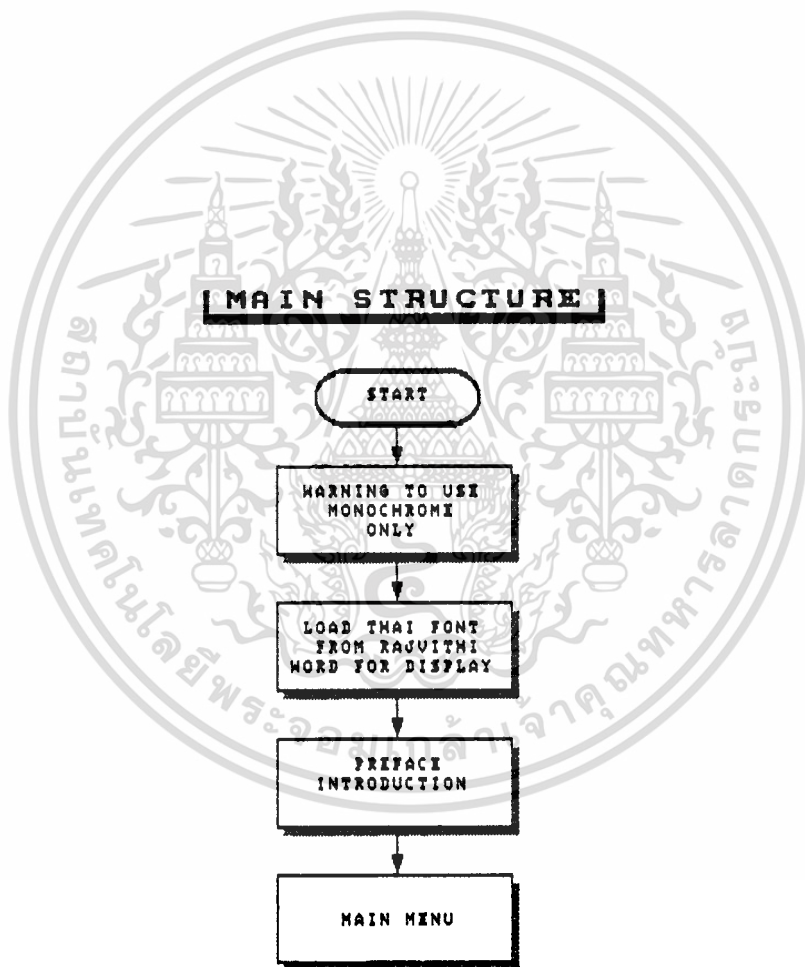
STEP 1 แสดง WARNING เตือนถึงการใช้กับจอ MONOCHROME บน HERCULES CARD ในส่วนนี้ หากพบว่าจอและ CARD ที่ใช้ไม่ตรงกับเงื่อนไขที่กำหนด โปรแกรมจะทำการเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TERMINATE หลุดออกจากระบบไป

STEP 2 จัดการนำ FONT ภาษาไทย LOAD ลงสู่ MEMORY ในส่วนนี้เป็นส่วนที่อาจจะเรียกว่า เป็น UTILITY ส่วนที่มาจากช่วยก็ได้เพื่อความสะดวกในการใช้งานระบบวิเคราะห์ คลื่นสมองนี้ โดยระบบนี้ใช้ FONT ที่มีใช้งานกันอยู่มาก นั่นก็คือ FONT จาก RAJVITHI WORD ที่ชื่อว่า FONT1.NLQ แล้วนำมาแก้ FONT เพื่อสะดวกแก่การแสดงผล มาเป็น FILE ที่ชื่อว่า THIFNT.NLQ

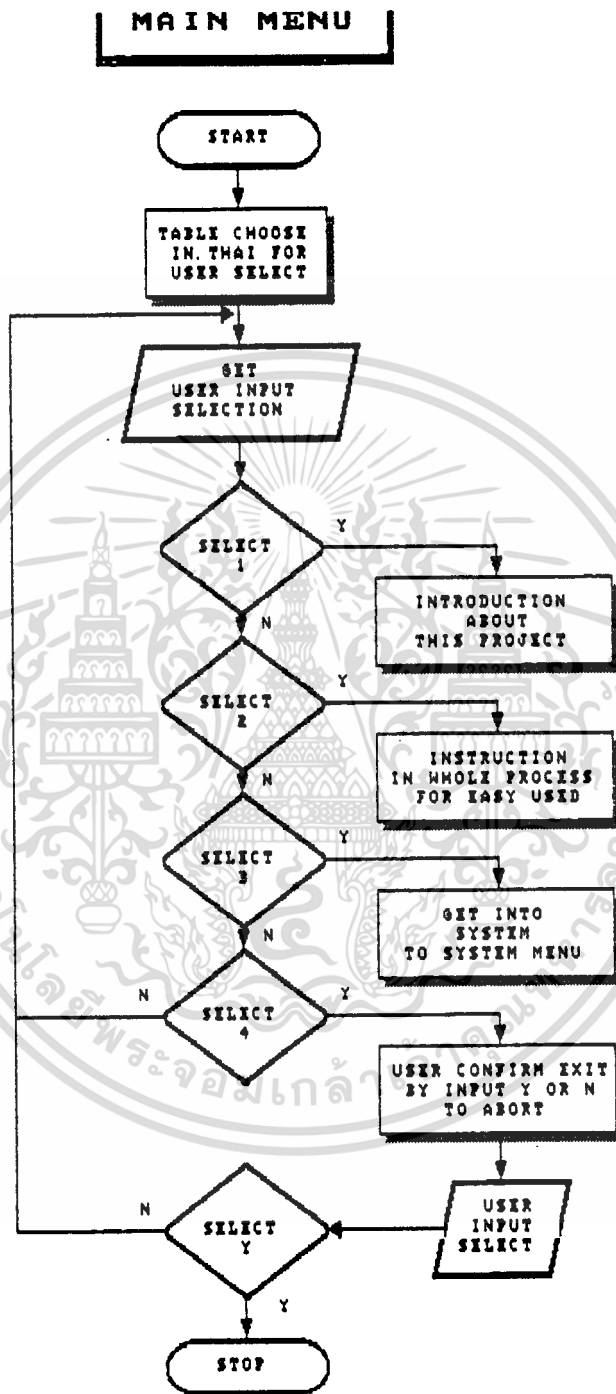
STEP 3 เป็นการแนะนำระบบ

STEP 4 ส่วนนี้เป็นการทำงานเริ่มเข้าสู่ MENU หลัก ซึ่งในส่วนนี้ยังแบ่งเป็นรายละเอียดปลีกย่อยลงไปอีกเป็น 4 ส่วนด้วยกัน



รูปที่ 5.1 แสดง FLOW CHART โครงสร้างหลักของ โปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.2 แสดง FLOW CHART โครงสร้างของ MAIN MENU

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในส่วนของ STEP 4 นี้ ก็คือการเลือกให้แสดงผล หรือเข้าสู่ระบบนั่นเอง โดยแบ่งออกเป็น 4 ส่วนให้เลือกโดยผู้ใช้ ด้วยการกด KEY 1 - 4 ดังนี้

- 1) การแสดงที่มาของโครงการ
- 2) การแสดงลำดับขั้นตอนการใช้
- 3) เข้าสู่ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง
- 4) ออกจากระบบ

สำหรับในขั้นตอนที่ 3 จะเป็นการเข้าไปสู่ระบบ ซึ่งในขั้นตอนนี้จะแบ่งออกเป็น PROCESS ใหญ่ด้วยกัน 6 ระดับด้วยกันดังนี้

ระบบที่ 1 ระบบวิเคราะห์ต่อเนื่อง

ระบบนี้เป็นการวัดในลักษณะแบบเดียวกับ EEG MONITOR คือจะแสดงผลการวัดต่อเนื่อง และดำเนินการไปจนกว่าจะมีการกด KEY ใดๆ ในระบบนี้จะช่วยในการวิเคราะห์คลื่นสมองในขณะที่ต้องการทราบผล ของอาการบางอย่างที่ไม่เกิดให้เห็นแบบทันทีทันใด แต่เกิดในลักษณะของ PULSE แล้วหายไป (ในส่วนนี้ยังมีข้อจำกัดอีกส่วนหนึ่งก็คือ การวัดที่ใช้ HARD WARE เป็นตัววัดและใช้ SOFT WARE เป็นตัวนำค่ามาวิเคราะห์ ซึ่ง HARD WARE ถูกจำกัดให้ทำงานได้ที่ความถี่ไม่สูงมากนัก ดังนั้นจึงทำให้มีช่วงของการวัดขาดหายไปจากปกติ ประมาณ 2-8 วินาที ซึ่งส่วนนี้เอง ถ้าบังเอิญเกิดความผิดปกติขึ้น ในช่วงนี้จะทำให้มองไม่เห็นผลการเปลี่ยนแปลงนั้น ทำให้ผลการวัดต้องใช้เวลาดูผลยาวนานออกไป มากขึ้น)

ระบบที่ 2 ระบบวิเคราะห์แบบหนึ่งครั้ง

ระบบนี้ใช้สำหรับการตรวจสอบผลทางสมอง ในแต่ละตำแหน่ง โดยอำนวยความสะดวกให้ สามารถวิเคราะห์ ณ. เวลาที่ต้องการได้ ในส่วนรายละเอียดการแสดงผล จะเหมือนแบบระบบที่ 1

ระบบที่ 3 ระบบวัดและบันทึกข้อมูลเก็บลงบนแผ่นบันทึกข้อมูล

ระบบนี้ใช้สำหรับการวัดและเก็บผลการวัด ของผู้ป่วย เพื่อใช้ในการอ้างอิงในภายหลังได้ ความสะดวกสบายก็คือ ในกรณีที่คนไข้มีเวลาอยู่ให้วิเคราะห์น้อย ก็ยังสามารถเก็บผลไว้ได้ หรือเก็บผลไว้เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบ

ระบบที่ 4 ระบบการวิเคราะห์ข้อมูลจากแผ่น DISK

ระบบนี้เป็นระบบที่ต่อเนื่องคอย SUPPORT ระบบที่ 3 อีกที แต่ในส่วนนี้เนื่องจากผลการวัดที่ได้บันทึกไว้แล้ว มีทั้งสิ้นประมาณ 5 เท่าของปกติ ซึ่งก็คือระบบนี้จะแสดงผลเหมือนระบบที่ 2 แต่จะแสดงผลโดยนำข้อมูลมาจากแผ่น DISK มาแสดง และมีทั้งสิ้น 5 หน้ามันเอง

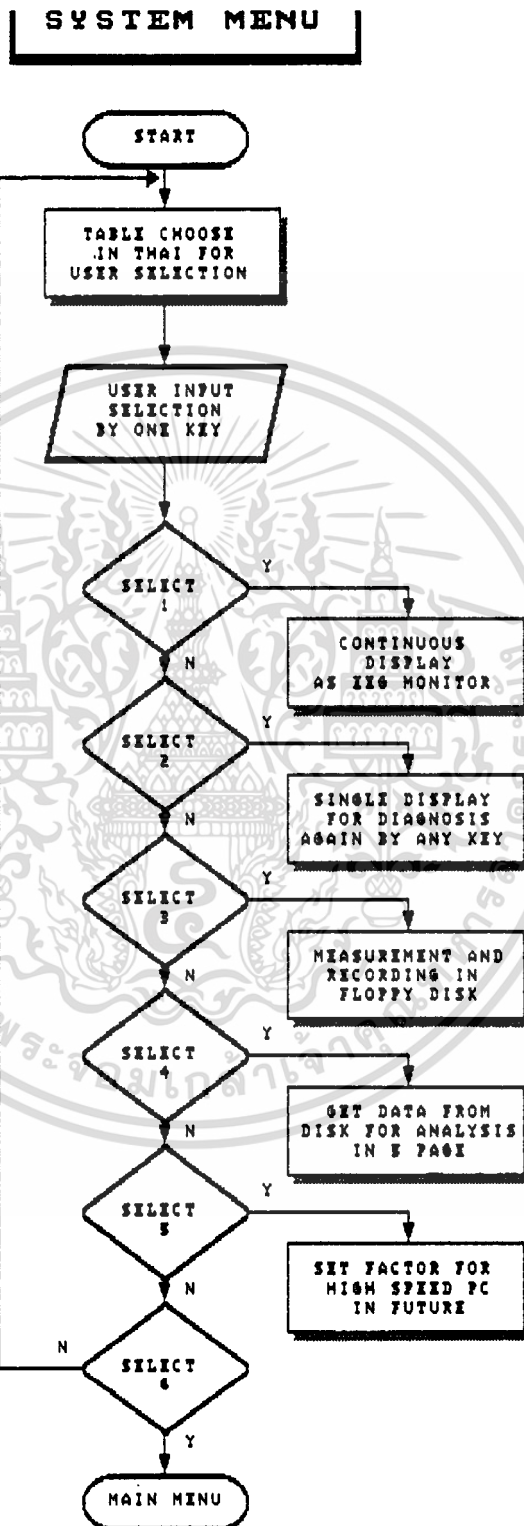
ระบบที่ 5 การ SET FACTOR

ส่วนนี้ทำ SUPPORT ไว้สำหรับในขนาดที่ PC SPEED มีเกินขีดความสามารถทาง HARD WARE

ระบบที่ 6 การออกจากระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนนี้จะตอบสนองทันทีที่มีการกดปุ่ม '6' เป็นการออกจากระบบไปสู่ MAIN MENU



รูปที่ 5.3 แสดง FLOW CHART ของ SYSTEM MENU

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

WARNING

THIS SYSTEM USES FOR MONOCROME MONITOR ONLY
(HERCULES CARD)

IF YOU SURE !PRESS ANY KEY

รูปที่ 5.4 แสดง OUTPUT ที่จอ MONITOR

5.3 ขั้นตอนการใช้โปรแกรม

ใส่แผ่นโปรแกรมไปที่ DRIVE A ช้องบนและเรียก

A > EEG

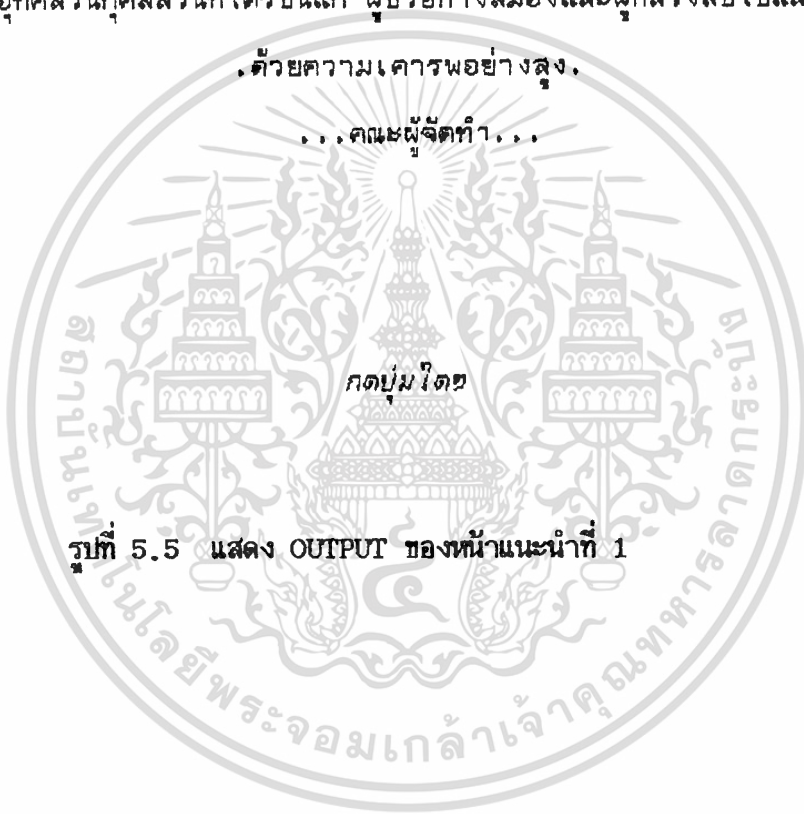
จากนั้นจะเป็นรูปแบบของระบบที่ได้ดังรูปที่ 5.4

จากนั้นเมื่อมีการกดปุ่มใดๆ จะเข้าไปสู่การ LOAD FONT ที่มีชื่อว่า THIFNT.NLQ

ซึ่งหากมีการผิดพลาด โปรแกรมจะ TERMINATE ตัวเองออกจากระบบทันที แต่หากไม่มีการผิดพลาดก็จะเข้าไปสู่หน้าแนะนำโครงการงานต่อไปดังรูปที่ 5.5 และ 5.6

หากโครงการนี้ ก่อประโยชน์แต่การรักษาผู้ป่วยบ้าง
ขออุทิศส่วนกุศลส่วนที่ได้รับนี้แก่ ผู้ป่วยทางสมองและผู้ที่ยังลืมนึกไปแล้ว
ด้วยความเคารพอย่างสูง.

...คณะผู้จัดทำ...



รูปที่ 5.5 แสดง OUTPUT ของหน้าแนะนำที่ 1

ยินดีต้อนรับท่านสู่

ระบบวิเคราะห์คลื่นสมอง

ระบบนี้พัฒนาต่อมาโดย นักศึกษาอุตสาหกรรมศาสตร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เมื่อพร้อม... กดปุ่มใด ๆ ..

รูปที่ 5.6 แสดง OUTPUT ที่ หน้าแนะนำที่ 2

หลังจากผ่านหน้าแสดงผลแนะนำไปแล้ว เมื่อกดปุ่มใด ๆ ในขั้นตอนต่อไปนี้จะเป็นส่วน
ของ MAIN MENU ซึ่งได้อธิบายรายละเอียดบางส่วนไว้บ้างแล้ว สำหรับหน้า OUTPUT นั้น
แสดงให้เห็นอยู่ในรูปที่ 5.7

สารบัญ การใช้งาน

- | | |
|--------------------|------------------|
| 1. ที่มาของโครงการ | 3. เข้าสู่ระบบ |
| 2. ขั้นตอนการใช้ | 4. ออกจากโปรแกรม |

คุณต้องการเลือกข้อมูลที่...[1-4]:

คำเตือน เพื่อความปลอดภัยและความถูกต้อง ##
 กรุณาศึกษาขั้นตอนการใช้โดยละเอียด และสอบถามรายละเอียดบางส่วนจากผู้เชี่ยวชาญ

รูปที่ 5.7 แสดง OUTPUT ของส่วน MAIN MENU

ในส่วนนี้เมื่อได้เลือกการแสดงผลในหัวข้อที่ 1 ซึ่งก็คือที่มาของโครงการไว้เป็นลำดับไปตามรูปที่ 5.8,5.9,5.10

ปริญญาโทขั้นนี้ มีจุดประสงค์หลักคือ เพื่อต้องการให้เกิดผลงานที่เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ ที่สามารถช่วยเหลือและสนับสนุน แก่แพทย์ และบุคคลที่เสียสละที่เกี่ยวข้อง ในการที่จะรักษาผู้ป่วยให้เป็นปกติ หรือมีอาการที่ดีขึ้น ซึ่งเครื่องมือชิ้นนี้อาจจะไม่มี ความสมบูรณ์เทียบเท่ากับ เครื่องมือที่มีอยู่จริง แต่ทางผู้จัดทำหวังเป็นอย่างยิ่งว่า เครื่องมือชิ้นนี้ คงจะเป็นแนวทางที่ดี สำหรับบุคคลที่สนใจและมีเจตนาที่ดี ที่จะเสียสละเพื่อมนุษยชาติด้วยกัน โดยไม่มีผลประโยชน์เข้ามาเกี่ยวข้อง

ปริญญาโทขั้นนี้แต่เดิมได้ถูกคิด และค้นคว้าพัฒนาขึ้นมาโดย มหาวิทยาลัยมหิดลโดย ท่านอาจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ซึ่งเดิม งานวิจัยของท่าน สามารถวัดและแสดงผลออกมาทาง LED แบบ DOT MATRIX ซึ่งทำให้การอ่านค่าไม่สะดวกเท่าที่ควร และจะต้องเป็นผู้ที่มีความรู้ เกี่ยวกับงานทางด้านนี้พอสมควรจึงจะทำให้การวัดเกิดผล ที่สามารถเข้าใจได้ ดังนั้นโครงการนี้จึงเกิดขึ้น เพื่อที่จะลดช่องว่างที่เกิดขึ้นนี้ ให้น้อยลงไป .. ตั้งที่ท่านได้พบอยู่นี้ (กตัญญูใจ)

รูปที่ 5.8 แสดงที่มาของโครงการ หน้าที่ 1

โครงการบรรณานุกรมฉบับนี้ มีความสามารถวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมอง หรือในทางการแพทย์ก็คือ EEG ซึ่งเป็นความถี่ที่เป็นความถี่เชิงซ้อน ที่เกิดขึ้นมาจากการทำงานของส่วนประสาทที่เป็นเส้น หรือแขนง หรือบวมประสาทรับรู้สัมผัสของมนุษย์เรา ซึ่งในทางการแพทย์แบ่งออกเป็นทั้งสิ้น 4 ความถี่ด้วยกัน

1) คลื่นเดลต้า เป็นคลื่นที่มีความถี่ในช่วง 1-3.5 Hz คลื่นนี้มักใหญ่ ช้าและไม่สม่ำเสมอ พบได้ในเด็ก ไม่พบในคนผู้ใหญ่ที่กำลังตื่น แต่เกิดขึ้นในระยะหลับลึก และอาจเกิดจากการมีพยาธิสภาพ ในตำแหน่งของสมอง ส่วนที่อยู่ลึกลงไปตำแหน่งนั้น

2) คลื่นเทต้า เป็นคลื่นที่มีความถี่ในช่วง 4-7 Hz มักเป็นคลื่นที่มีขนาดใหญ่สม่ำเสมอ พบในส่วนหน้าผากและขมับของเด็กปกติ และอาจเกิดระหว่างความตึงเครียดทางอารมณ์ในผู้ใหญ่ โดยเฉพาะระหว่างความรู้สึกที่ผิดหวังและคับข้องใจ ในสภาวะปกติคลื่นนี้ในสมองซีกซ้ายและขวาจะเหมือนกัน แต่ถ้าไม่เหมือนกันหรือคงมีอยู่ในผู้ใหญ่เป็นเวลานาน เป็นข้อเสนอแนะให้เห็นว่ามีพยาธิในสมอง. (ยกตบไม่โต)

รูปที่ 5.9 แสดงที่มาของโครงการหน้าที่ 2

3) คลื่นอัลฟา เป็นคลื่นที่มีความถี่ในช่วง 8-13 Hz คลื่นแบบนี้มักบันทึกได้บนหนังศีรษะของคนผู้ใหญ่ที่อยู่ในสภาวะตื่นแต่หลับตาและจิตใจผ่อนคลายสบาย คลื่นนี้มีกบฏตามตำแหน่งต่าง ๆ มากมาย ทั้งสมองซีกซ้ายและขวาด้วยรูปแบบที่เหมือนกัน แต่อาจจะไม่เหมือนกันบ้างในผู้ใหญ่ปกติ แต่หากถ้าเป็นเวลานานสันนิษฐานได้ว่าเป็นพยาธิในสมองในส่วนของตำแหน่งนั้น

4) คลื่นเบต้า เป็นคลื่นที่มีความถี่ในช่วง 14-30 Hz บกตีจะไม่ค่อยพบในขนาดมากกว่า 20 ไมโครโวลต์ พบเด่นในส่วนหน้าผาก และมักมีขนาดใหญ่เหนือบริเวณ precentral และ postcentral syri การบันทึกที่ได้จากสมองส่วนซ้ายและขวาจะไม่เหมือนกัน โดยทั่วไป คลื่นนี้มักเกิดร่วมกับภาวะของการกระตุ้นเร็วและความตึงเครียด

ในบริเวณานินพนธ์ชิ้นนี้จะแสดงให้เห็นทั้งคลื่นประกอบด้วยรูปคลื่นสมองส่วนที่เป็นคลื่นความถี่รวม หรือที่เรียกว่าคลื่นเชิงซ้อน และรูปคลื่นที่ได้รับการแยกคลื่นทั้ง 4 ตัวนี้ ออกมาให้เห็นในแกนระนาบเดียวกันเพื่อใช้ในการอ้างอิง (กดปุ่มโตจเพื่อเข้าสู่เมนู)

รูปที่ 5.10 แสดงที่มาของโครงงานหน้าที่ 3

ต่อไป เมื่อได้กลับมาสู่ MAIN MENU อีกครั้งหนึ่งนั้น แล้วทำการเลือกที่จะดูขั้นตอนการใช้งานของระบบ ก็โดยการกดปุ่มเลือกที่ '2' ซึ่งจะเป็นการเข้าไปสู่ข้อมูลการใช้งานโครงงานนี้ ดังรูปที่ 5.11, 5.12

ขั้นตอนการใช้งานต่าง ๆ

ก่อนอื่นจำเป็นต้องเตรียมอุปกรณ์ที่ใช้ดังนี้

ก) ทำความสะอาดหัวตรวจวัด ซึ่งเรียกกันในทางแพทย์ว่า ELECTRODE มีลักษณะเป็นจานขนาดเล็ก เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 cm และมีสายไฟต่อออกมาเพียงเส้นเดียว ในระบบนี้ใช้ทั้งสิ้น 3 หัว (ในระบบมาตรฐานนั้นโดยปกติที่ใช้กันอยู่ทั่วไป ใช้ทั้งสิ้น 20 หัว) ELECTRODE นั้นเมื่อใช้แล้วจะเกิด OXIDE ขึ้นทุกครั้ง เนื่องจากการสัมผัสและความชื้น ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทำความสะอาด ในทางทฤษฎีนั้นใช้วิธีทางเคมีไฟฟ้า คือใช้ ELECTRODE เป็นขั้วลบ และใช้โลหะเงินเป็นขั้วบวก แล้วนำมาจุ่มสารละลายที่มีคุณสมบัติเป็น ELECTROLYTE แล้วป้อนกระแสไฟให้เกิดการกัดเซาะ OXIDE ออกไป แต่ วิธีการนี้จะไม่ดีพอในทางปฏิบัติ เนื่องจากจะทำให้ ELECTRODE มีขนาดบางลงและบอบบาง ในทางปฏิบัติจะทำการเช็ดด้วยผ้าสะอาด จากนั้นนำไปแช่ในน้ำร้อน เพื่อให้ไขมันและคราบสกปรก บางส่วนหลุดลอกออกมาจากหัว ELECTRODE จากนั้นนำไปเป่าให้แห้ง แล้วนำเยลมาทาเคลือบไว้ก่อนใช้และหลังเก็บทุกครั้ง

กตบุมิตท

รูปที่ 5.11 แสดงขั้นตอนการใช้งานหน้าที 1

- ข) เตรียมเฮล ซึ่งเฮลนี้ชื่อในทางการแพทย์คือ ELECTRODE CREAM ต่างจากเฮลธรรมดาตรงที่เคลือบเป็น CONDUCT คือสามารถนำกระแสได้, มีความยืดหยุ่นสูง มีหน้าที่เป็นตัวลดความต้านทานจากผิวสัมผัสของผิว สมองกับ ELECTRODE เฮลนี้ควรเก็บไว้ที่มีอุณหภูมิห้อง เพื่อไม่ให้เกิดการ หลอมตัว การเตรียมก็คือ นำเฮลมาจากที่เก็บและทิ้งไว้ที่อุณหภูมิห้องพอให้ มีการอ่อนตัวนิดหน่อย แล้วจึงนำมาทาที่ ELECTRODE
- ค) นำ ELECTRODE ที่ได้รับการทาเฮลแล้ว มาเสียบส่วนที่เป็นปลาย สายเข้ากับขั้วเสียบ BANANA PLUG ที่มีสีแดงและดำ (ที่ตัวเครื่องวัด)
- ง) เปิดฝาเครื่องคอมพิวเตอร์ออก แล้วนำส่วนที่เป็น CARD ไปเสียบที่ SLOT บนเครื่องคอมพิวเตอร์
- จ) เสียบ CABLE (สายไฟที่เป็นแถบและมีหลายสี) ต่อเข้ากับตัวเครื่องวัด และเข้าที่ด้านท้ายของ CARD โดยมีเครื่องหมายที่กำหนดไว้ให้ตรงกัน
- ฉ) เปิดเครื่องส่วนตรวจวัดก่อน จากนั้นหากว่าต้องการใช้เครื่องพิมพ์ ตัวย (ในกรณีที่มี) ก็เปิดเครื่องพิมพ์ตามมา จากนั้นแล้วดับสุดท้ายจึงเปิด เครื่องคอมพิวเตอร์

กดปุ่มใดๆ

รูปที่ 5.12 แสดงขั้นตอนการใช้หน้าที่ 2

ต่อไปจะเป็นส่วนของการเข้าไปสู่ระบบ ด้วยการกด KEY '3' ในส่วนนี้จะได้พบกับ SYSTEM MENU ทั้ง 6 หัวข้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

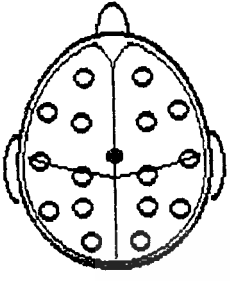
ระบบวิเคราะห์ทัศนสมอง

- | | |
|----------------------------------|---|
| 1. วิเคราะห์แบบ Monitor ทัวไป | 4. วิเคราะห์ข้อมูลเก่าจากแผ่นเก็บข้อมูล |
| 2. วิเคราะห์เครื่องละ 1 รูปคลื่น | 5. ต้องการเปลี่ยน Factor ใหม่ |
| 3. วัดและบันทึกข้อมูลคนไข้ | 6. ออกจากระบบ. |

คุณต้องการระบบแบบที่...[1-6]

รูปที่ 5.13 แสดง SYSTEM MENU สำหรับผู้ใช้งานเลือก ทั้ง 6 หัวข้อ

ต่อไปจะเป็นลำดับการเลือก วิเคราะห์แบบต่อเนื่อง หรือแบบ MONITOR ทัวไป ด้วยการกด KEY '1' ก็จะพบ WINDOW ดังรูปที่ 5.14

<p>วิเคราะห์หัตถ์ต่อเนื่อง</p>  <p>ตำแหน่งตรวจวัด คลื่นสมองต่างๆ</p> <p>เดลต้า 0-8.5 Hz เทต้า 4-7 Hz อัลฟา 8-13 Hz เบต้า 14-30 Hz</p>	<p>Av1 = 3.1 U EEG = 100 %</p>	
	<p>Av2 = 3.1 U Delta = 100.0 %</p>	
	<p>Av3 = 3.1 U Theta = 100.0 %</p>	
	<p>Av4 = 3.1 U Alpha = 100.0 %</p>	
	<p>Av5 = 3.1 U Beta = 100.0 %</p>	
<p>กดปุ่มใดตัวเครื่องเพื่อออกจากระบบ</p>		<p>การวิเคราะห์จะดำเนินไปต่อเนื่องเหมือน Monitor แต่มีประสิทธิภาพต่ำกว่าด้านความเร็วของอุปกรณ์ใน PC ทำให้มีผลการวัดบางช่วงขาดตอนไป (เพียง 2 sec)</p>
<p>เทคโนโลยี อิเล็กทรอนิกส์ พระจอมเกล้า ลาดกระบัง</p>		

รูปที่ 5.14 แสดง WINDOW ของการแสดงผลในแบบวิเคราะห์หัตถ์ต่อเนื่อง

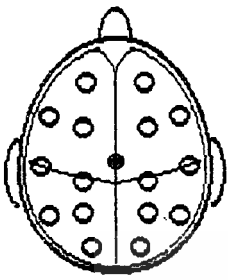

จากรูปจะเห็นว่า ส่วนการแสดงผลประกอบไปด้วย การ PLOT และข้อมูลรายละเอียดปลีกย่อย ของแต่ละรูปคลื่นสมอง โดยที่ทั้ง 5 รูปคลื่นที่ PLOT นั้นประกอบด้วย

- 1) รูปบนสุดคือ EEG ส่วนที่เป็น COMPLEX คือมีหลายคลื่นความถี่ปนกันอยู่
- 2) รูปที่ 2 ลงมาเป็นรูปคลื่น DELTA
- 3) รูปที่ 3 ลงมาเป็นรูปคลื่น THETA
- 4) รูปที่ 4 ลงมาเป็นรูปคลื่น ALPHA
- 5) รูปที่ 5 ลงมาเป็นรูปคลื่น BETA

โดยทั้ง 5 คลื่นมีผลการคำนวณค่าเฉลี่ยประกอบ

จากนั้น หากได้มีการเลือก '2' ซึ่งก็คือจะเข้าไปสู่ระบบวิเคราะห์ทีละครั้ง เป็นรูป

แบบดังรูปที่ 5.15

<p>วิเคราะห์ทีละครั้ง</p>  <p>ตำแหน่งตรวจวัดคลื่นสมองต่างๆ</p> <p>เดลต้า 0-3.5 Hz เทต้า 4-7 Hz อัลฟา 8-13 Hz เบต้า 14-30 Hz</p>	<p>Av1 = 3.1 U EEG = 100 %</p> <p>Av2 = 3.1 U Delta = 100.0 %</p> <p>Av3 = 3.1 U Theta = 100.0 %</p> <p>Av4 = 3.1 U Alpha = 100.0 %</p> <p>Av5 = 3.1 U Beta = 100.0 %</p>	Empty space for data entry
<p>กดปุ่ม ESC1 ครั้ง เพื่อออกจากระบบ</p> <p> เทคโนโลยี อิเล็กทรอนิกส์ พระจอมเกล้า ลาดกระบัง</p>	<p>การวิเคราะห์ทีละครั้ง ใช้สำหรับวัดผลเป็นระยะ เพื่อตรวจสอบอาการที่เกิดเฉียบพลันแล้วหายไป หากกตัญญ์ใดๆ จะเป็นการวัดวิเคราะห์ต่อไป</p>	

รูปที่ 5.15 แสดง WINDOW ในส่วนของการวิเคราะห์ทีละครั้ง จะเห็นว่ามียาละเอียดเหมือนกับแบบแรก ต่างแต่เพียงการแสดงผลเท่านั้น

ในส่วนของการวัดและเก็บข้อมูลนั้น ได้มาจากการเลือก '3' จะพบกับคำแนะนำดังรูปที่ 5.16 และการเติมชื่อ FILE ที่จะเก็บดังรูปที่ 5.17

ระบบเก็บผลการวิเคราะห์บนแผ่นเก็บข้อมูล

ต่อไป กรุณาทำการใส่ชื่อคนไข้



รูปที่ 5.16 แสดงคำแนะนำในการวัดและเก็บข้อมูล

```

#####
PATIENT FILENAME'S CREATING
#####
Patient Name To Save on DISK :DR XXX

```



รูปที่ 5.17 แสดงขั้นตอนการใส่ชื่อ FILE

ในลำดับการวิเคราะห์ข้อมูลจากแผ่น DISK ด้วยการเลือก '4' จะพบกับคำแนะนำ
 ดังรูปที่ 5.18,5,19 และการใส่ชื่อ FILE ดังรูปที่ 5.20 พร้อมทั้งการแสดงผลดังรูปที่ 5.21

เข้าสู่ระบบวิเคราะห์จากแผ่นเก็บข้อมูล

ต่อไปกรุณาใส่ชื่อ File ที่จะนำมาวิเคราะห์



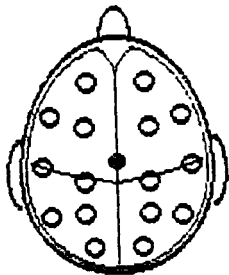

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อไปจะทำการวัดและบันทึก

กรุณาให้คนไข้อยู่ในสภาวะที่ นิ่งที่สุด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากแผ่น DISK	Au1 = 0 U EEG = 100 %	
	Au2 = 0 U Delta = 100 %	
ตำแหน่งตรวจวัด คลื่นสมองต่างๆ	Au3 = 0 U Theta = 100 %	
เดลต้า 0-8.5 Hz	Au4 = 0 U Alpha = 100 %	
เทต้า 4-7 Hz	Au5 = 0 U Beta = 100 %	
อัลฟา 8-13 Hz		
เบต้า 14-30 Hz		
กดปุ่ม ESC1 ครั้ง เพื่อออกจากระบบ	* ผลการวิเคราะห์จากแผ่นเก็บข้อมูล *	
 เทคโนโลยี อิเล็กทรอนิกส์ พระจอมเกล้า ลาดกระบัง	กดปุ่ม <- หรือ -> เพื่อเปลี่ยนหน้าแสดง (0-4 P) Patient File : g.ch1 PAGE 0	

รูปที่ 5.21 แสดงลำดับการวิเคราะห์จาก FILE คนไข้เดิมที่บันทึกไว้ใน DISK

สังเกตว่าในส่วนของการแสดงผลนี้มีความแตกต่างจากแบบที่ 1 คือการมี PAGE ให้เลือกดูถึง 5 หน้า โดยทั้ง 5 นี้มีความสัมพันธ์กันตามลำดับเลขมากขึ้น ด้วยการใช้นิ้วชี้ ARROW KEY ทั้ง 4 พร้อมทั้งยังมีการบอกชื่อ File ประกอบด้วย

จากผลการ DISPLAY ที่ผ่านมามีทั้งหมดจะเห็นว่า ขั้นตอนในส่วนที่อาจจะทำให้เกิดการสับสนนั้น ได้ทำไว้ให้เป็นภาษาไทยเพื่ออำนวยความสะดวกในการใช้งาน แต่ยังมีอุปสรรคที่เป็นตัวแปรสำคัญตัวหนึ่งก็คือ SPEED เพราะหากว่า SPEED มีความเร็วพอแล้วการแสดงผลจะใกล้เคียงกับ MONITOR จริงๆที่มีใช้กันได้ แต่ด้วยขีดความสามารถที่มี ทางผู้จัดทำก็ได้ทำที่เร็วที่สุดที่ทำได้สำหรับเครื่อง PC นั้นแล้ว



LM221/LM321/LM321A Precision Preamplifiers

General Description

The LM121 series are precision preamplifiers designed to operate with general purpose operational amplifiers to drastically decrease dc errors. Drift, bias current, common mode and supply rejection are more than a factor of 50 better than standard op amps alone. Further, the added dc gain of the LM121 decreases the closed loop gain error.

The LM121 series operates with supply voltages from $\pm 3V$ to $\pm 20V$ and has sufficient supply rejection to operate from unregulated supplies. The operating current is programmable from $5 \mu A$ to $200 \mu A$ so bias current, offset current, gain and noise can be optimized for the particular application while still realizing very low drift. Super-gain transistors are used for the input stage so input error currents are lower than conventional amplifiers at the same operating current. Further, the initial offset voltage is easily nulled to zero.

The extremely low drift of the LM121 will improve accuracy on almost any precision dc circuit. For example, instrumentation amplifier, strain gauge amplifiers and thermocouple amplifiers now using chopper amplifiers can be made with

the LM121. The full differential input and high common-mode rejection are another advantage over choppers. For applications where low bias current is more important than drift, the operating current can be reduced to low values. High operating currents can be used for low voltage noise with low source resistance. The programmable operating current of the LM121 allows tailoring the input characteristics to match those of specialized op amps.

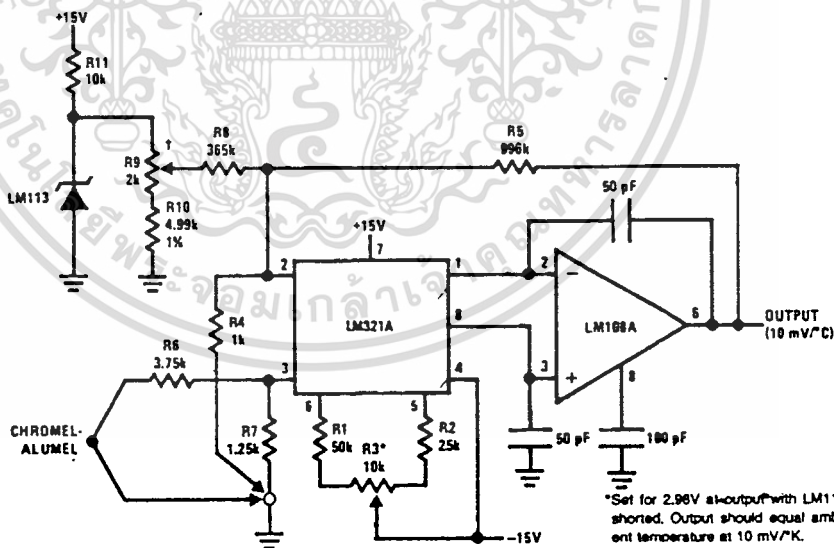
The LM221 is specified over a $-25^{\circ}C$ to $+85^{\circ}C$ range and the LM321 over a $0^{\circ}C$ to $+70^{\circ}C$ temperature range.

Features

- Guaranteed drift of LM321A— $0.2 \mu V/^{\circ}C$
- Guaranteed drift of LM221 series— $1 \mu V/^{\circ}C$
- Offset voltage less than $0.4 mV$
- Bias current less than $10 nA$ at $10 \mu A$ operating current
- CMRR $126 dB$ minimum
- $120 dB$ supply rejection
- Easily nulled offset voltage

Typical Applications

Thermocouple Amplifier with Cold Junction Compensation



*Set for $2.98V$ at output with LM113 shorted. Output should equal ambient temperature at $10 mV/^{\circ}K$.

†Adjust for output reading in $^{\circ}C$. TL/H/7769-1

Absolute Maximum Ratings

Supply Voltage	±20V	Operating Temperature Range	LM321A	0°C to +70°C
Power Dissipation (Note 1)	500 mW	Storage Temperature Range		-65°C to +150°C
Differential Input Voltage (Notes 2 and 3)	±15V	Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)		300°C
Input Voltage (Note 3)	±15V	ESD rating to be determined.		

Electrical Characteristics (Note 4) LM321A

Parameter	Conditions	LM321A			Units
		Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}, 6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$		0.2	0.4	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C},$ $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$		0.3	0.5 5	nA nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C},$ $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$		5 50	15 150	nA nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C},$ $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$	2 0.2	8		M Ω M Ω
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}, R_{\text{SET}} = 70\text{k}$		0.8	2.2	mA
Input Offset Voltage	$6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$		0.5	0.65	mV
Input Bias Current	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$		15 150	25 250	nA nA
Input Offset Current	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$		0.5 5	1 10	nA nA
Input Offset Current Drift	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$		3		pA/°C
Average Temperature	$R_S \leq 200\Omega, 6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$				
Coefficient of Input Offset Voltage	Offset Voltage Nulled		0.07	0.2	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Long Term Stability			3		$\mu\text{V}/\text{yr}$
Supply Current			1	3.5	mA
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V},$ (Note 5) $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$		± 13 $+7, -13$		V V
Common-Mode Rejection Ratio	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$	126 120	140 130		dB dB
Supply Voltage Rejection Ratio	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$	118 114	126 120		dB dB
Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}, R_{\text{SET}} = 70\text{k},$ $R_L > 3\text{M}\Omega$	12	20		V/V
Noise	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}, R_{\text{SOURCE}} = 0$		8		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

Note 1: The maximum junction temperature of the LM321A is 85°C. For operating at elevated temperature, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. For the flat package, the derating is based on the thermal resistance of 185°C/W when mounted on a 1/4 inch thick epoxy glass board with ten, 0.03 inch wide, 2 ounce copper conductors. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes in series with a 500 Ω resistor for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs.

Note 3: For supply voltages less than $\pm 15\text{V}$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for $\pm 5 \leq V_S \leq \pm 20\text{V}$ and $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$, unless otherwise specified. With the LM221A, however all temperature specifications are limited to $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$, and for the LM321A the specifications apply over a 0°C to +70°C temperature range.

Note 5: External precision resistor —0.1%— can be placed from pins 1 and 8 to 7 increase positive common-mode range.

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	±20V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Differential Input Voltage (Notes 2 and 3)	±15V
Input Voltage (Note 3)	±15V

Operating Temperature Range

LM221	-25°C to +85°C
LM321, LM321A	0°C to +70°C

Storage Temperature Range

-65°C to +150°C

Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)

260°C

ESD rating to be determined.

Electrical Characteristics (Note 4) LM221, LM321

Parameter	Conditions	LM221			LM321			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$			0.7			1.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			1			2	nA
				10			20	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			10			18	nA
				100			180	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			4			2	MΩ
				0.4			0.2	MΩ
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$			1.5			2.2	mA
Input Offset Voltage	$6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$			1.0			2.5	mV
Input Bias Current	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			30			28	nA
				300			280	nA
Input Offset Current	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			3			4	nA
				30			40	nA
Input Offset Current Drift	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$		3		3			pA/°C
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	$R_S \leq 200\Omega$, $6.4\text{k} \leq R_{\text{SET}} \leq 70\text{k}$ Offset Voltage Nulled			1			1	μV/°C
Long Term Stability			5		5			μV/yr
Supply Current				2.5			3.5	mA
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$, (Note 5) $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			±13			±13	V
				+7, -13			+7, -13	V
Common-Mode Rejection Ratio	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			120			114	dB
				114			114	dB
Supply Voltage Rejection Ratio	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$ $R_{\text{SET}} = 6.4\text{k}$			120			114	dB
				114			114	dB
Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_{\text{SET}} = 70\text{k}$, $R_L > 3\text{M}\Omega$			16			12	V/V
Noise	$R_{\text{SET}} = 70\text{k}$, $R_{\text{SOURCE}} = 0$			8			8	nV/√Hz

Note 1: The maximum junction temperature of the LM221 is 100°C. The maximum junction temperature of the LM321 is 85°C. For operating at elevated temperature, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. For the flat package, the derating is based on a thermal resistance of 185°C/W when mounted on a 1/4 inch thick epoxy glass board with ten, 0.03 inch wide, 2 ounce copper conductors. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes in series with a 500Ω resistor for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for $\pm 5 \leq V_S \leq \pm 20\text{V}$ and $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq +125^\circ\text{C}$, unless otherwise specified. With the LM221, however all temperature specifications are limited to $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq +85^\circ\text{C}$, and for the LM321 the specifications apply over a 0°C to +70°C temperature range.

Note 5: External precision resistor —0.1%— can be placed from pins 1 and 8 to 7 increase positive common-mode range.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM221/LM321/LM321A

Frequency Compensation UNIVERSAL COMPENSATION

The additional gain of the LM321 preamplifier when used with an operational amplifier usually necessitates additional frequency compensation. When the closed loop gain of the op amp with the LM321 is less than the gain of the LM321 alone, more compensation is needed. The worst case situation is when there is 100% feedback—such as a voltage follower or integrator—and the gain of the LM321 is high. When high closed loop gains are used—for example $A_v = 1000$ —and only an addition gain of 200 is inserted by the LM321, the frequency compensation of the op amp will usually suffice.

The frequency compensation shown here is designed to operate with any unity-gain stable op amp. Figure 1 shows the basic configuration of frequency stabilizing network. In operation the output of the LM321 is rendered single ended by a 0.01 μF bypass capacitor to ground. Overall frequency compensation then is achieved by an integrating capacitor around the op amp.

$$\text{Bandwidth at unity-gain} \approx \frac{12}{2\pi R_{SET} C}$$
$$\text{for 0.5 MHz bandwidth } C = \frac{4}{10^6 R_{SET}}$$

For use with higher frequency op amps such as the LM118 the bandwidth may be increased to about 2 MHz. If the closed loop gain is greater than unity, "C" may be decreased to:

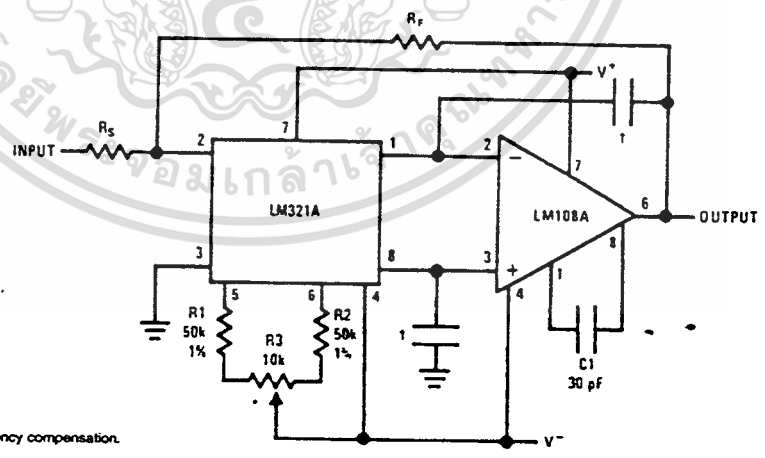
$$C = \frac{4}{10^6 A_{CL} R_{SET}}$$

ALTERNATE COMPENSATION

The two compensation capacitors can be made equal for improved power supply rejection. In this case the formula for the compensation capacitor is:

$$C = \frac{8}{10^6 A_{CL} R_{SET}}$$

Typical Applications



*Offset adjust
†See table for frequency compensation.

FIGURE 1. Low Drift Op Amp Using the LM321A as a Preamp

Table I shows typical values for the two compensating capacitors for various gains and operating currents.

TABLE I

Closed Loop Gain	Current Set Resistor				
	120 k Ω	60 k Ω	30 k Ω	12 k Ω	6 k Ω
$A_v = 1$	68	130	270	680	1300
$A_v = 5$	15	27	56	130	270
$A_v = 10$	10	15	27	68	130
$A_v = 50$	1	3	5	15	27
$A_v = 100$	-	1	3	5	10
$A_v = 500$	-	-	1	1	3
$A_v = 1000$	-	-	-	-	-

This table applies for the LM108, LM101A, LM741, LM118. Capacitance is in pF.

DESIGN EQUATIONS FOR THE LM321 SERIES

$$\text{Gain } A_v \approx \frac{1.2 \times 10^6}{R_{SET}}$$

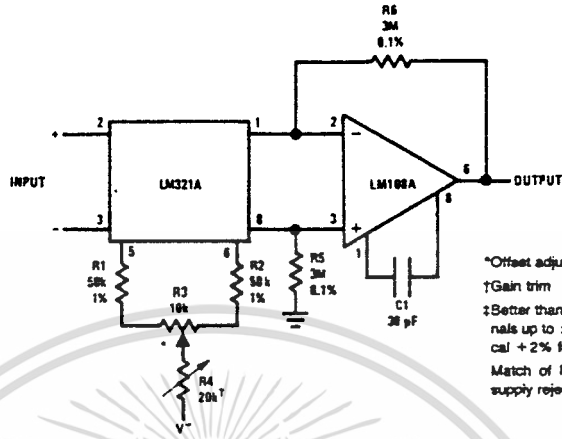
Null Pot Value should be 10% of R_{SET}

$$\text{Operating Current} \approx \frac{2 \times 0.65V}{R_{SET}}$$

$$\text{Positive Common-Mode Limit} \approx V^+ - \left[0.6 - \frac{0.65V \times 50k}{R_{SET}} \right]$$

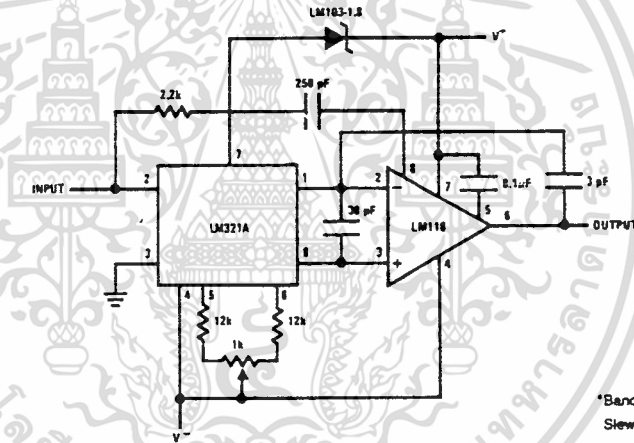
Typical Applications (Continued)

Gain of 1000 Instrumentation Amplifier†

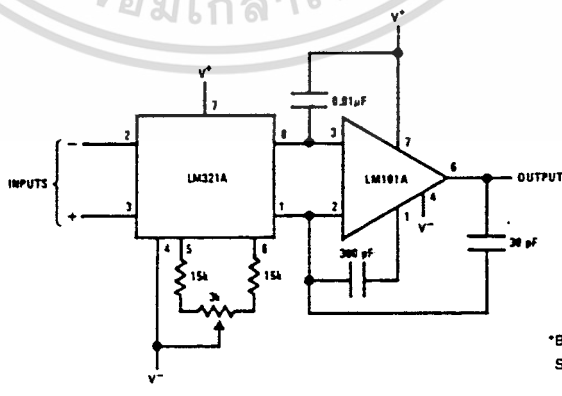


TL/H/7769-3

High Speed* Inverting Amplifier with Low Drift



Medium Speed* General Purpose Amplifier

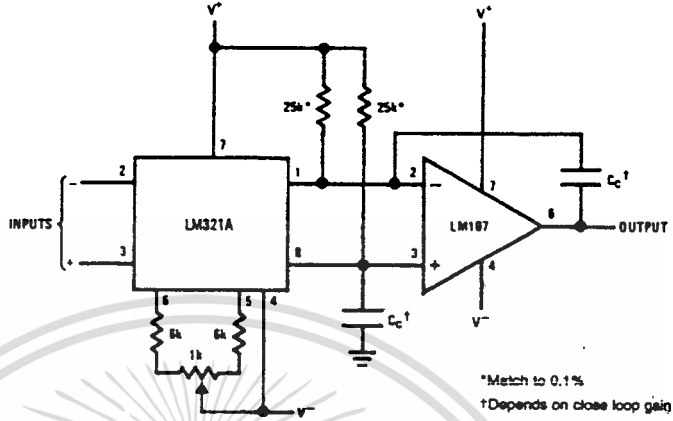


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM221/LM321/LM321A

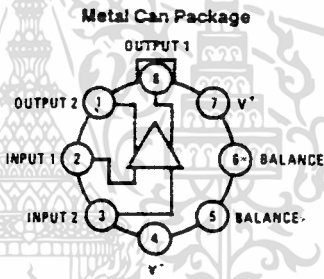
Typical Applications (Continued)

Increased Common-Mode Range at High Operating Currents



TL/H/7769-6

Connection Diagram



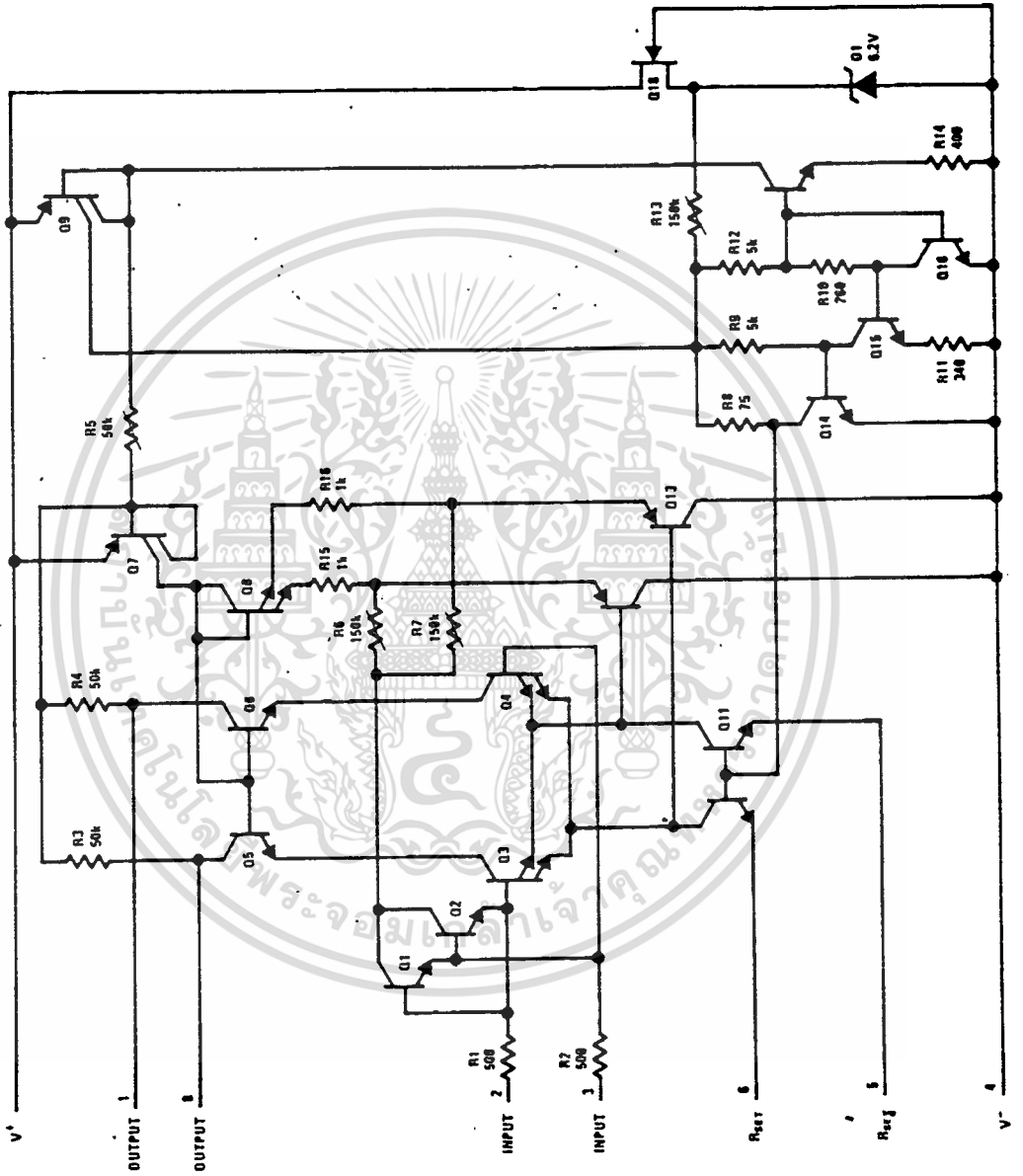
TL/H/7769-7

Note: Pin 4 connected to case.

Order Number LM221H, LM321H or LM321AH
See NS Package Number H08C

Note: Outputs are inverting from the input of the same number.

Schematic Diagram*



9-00770-9

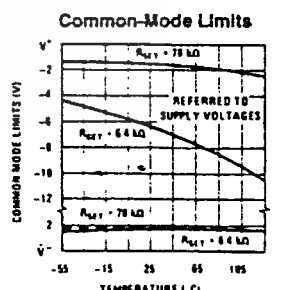
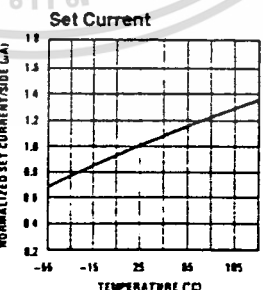
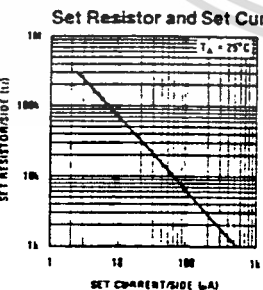
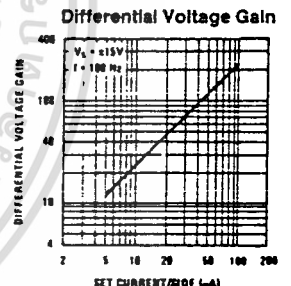
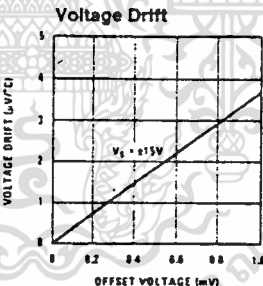
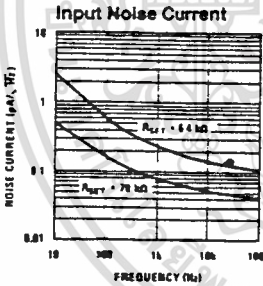
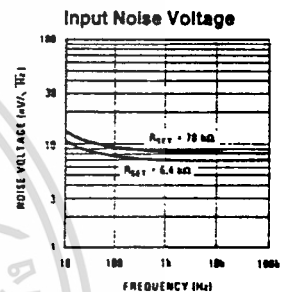
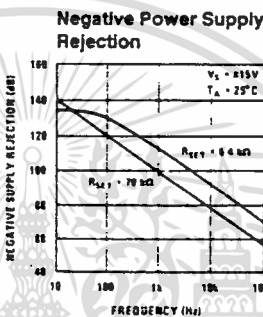
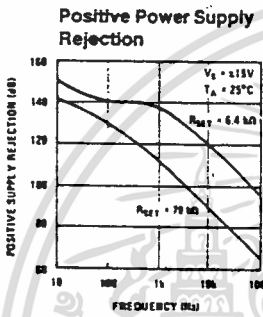
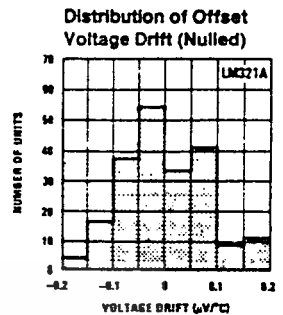
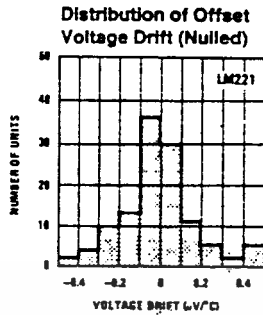
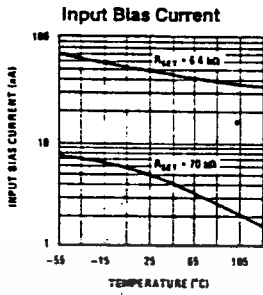
LM221/LM321/LM321A

*Pin connections shown on schematic diagram and typical applications are for TO-5 package.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

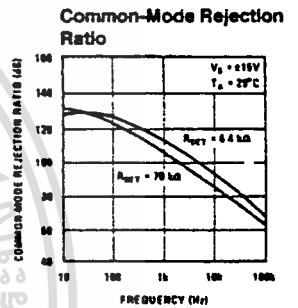
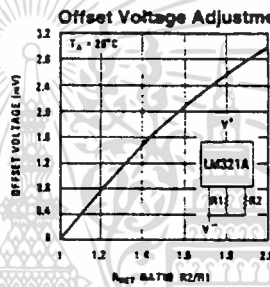
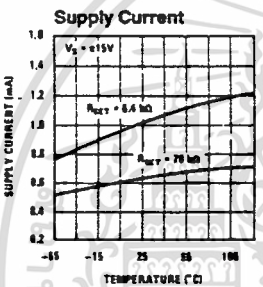
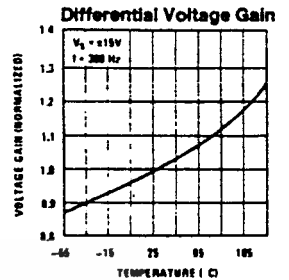
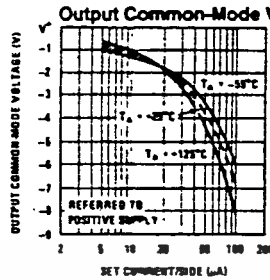
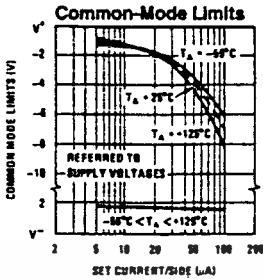
LM221/LM321/LM321A

Typical Performance Characteristics

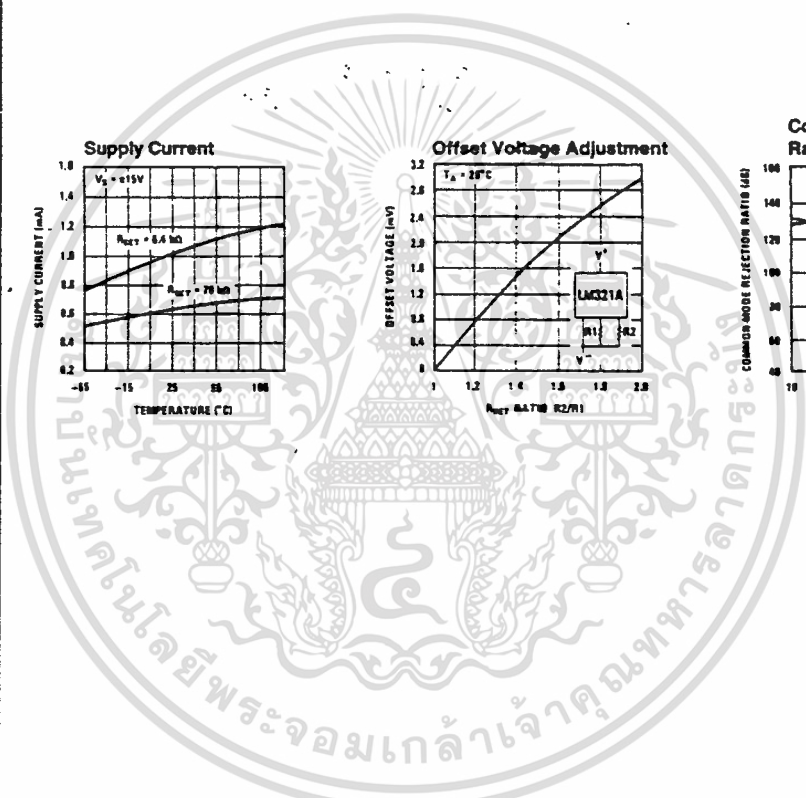


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics (Continued)



TL/H/7769-10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM108A/LM208A/LM308A



LM108A/LM208A/LM308A Operational Amplifiers

General Description

The LM108/LM108A series are precision operational amplifiers having specifications about a factor of ten better than FET amplifiers over their operating temperature range. In addition to low input currents, these devices have extremely low offset voltage, making it possible to eliminate offset adjustments, in most cases, and obtain performance approaching chopper stabilized amplifiers.

The devices operate with supply voltages from $\pm 2V$ to $\pm 18V$ and have sufficient supply rejection to use unregulated supplies. Although the circuit is interchangeable with and uses the same compensation as the LM101A, an alternate compensation scheme can be used to make it particularly insensitive to power supply noise and to make supply bypass capacitors unnecessary.

The low current error of the LM108A series makes possible many designs that are not practical with conventional amplifiers. In fact, it operates from $10\text{ M}\Omega$ source resistances,

introducing less error than devices like the 709 with $10\text{ k}\Omega$ sources. Integrators with drifts less than $500\ \mu\text{V}/\text{sec}$ and analog time delays in excess of one hour can be made using capacitors no larger than $1\ \mu\text{F}$.

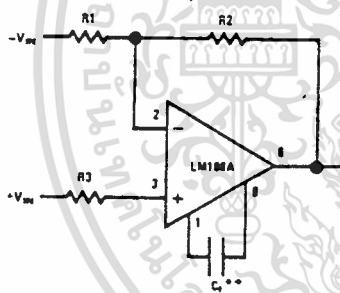
The LM208A is identical to the LM108A, except that the LM208A has its performance guaranteed over a -25°C to $+85^\circ\text{C}$ temperature range, instead of -55°C to $+125^\circ\text{C}$. The LM308A devices have slightly-relaxed specifications and performances over a 0°C to $+70^\circ\text{C}$ temperature range.

Features

- Offset voltage guaranteed less than 0.5 mV
- Maximum input bias current of 3.0 nA over temperature
- Offset current less than 400 pA over temperature
- Supply current of only $300\ \mu\text{A}$, even in saturation
- Guaranteed $5\ \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ drift

Compensation Circuits

Standard Compensation Circuit



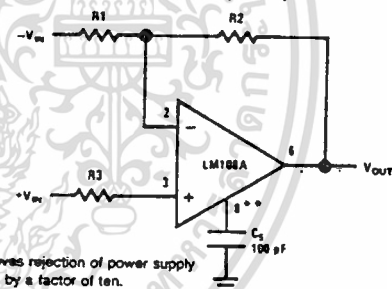
$$C_1 \geq \frac{R_1 C_0}{R_1 + R_2}$$

$$C_0 = 30\text{ pF}$$

TU/H/7759-1

**Bandwidth and slew rate are proportional to $1/C_1$.

Alternate* Frequency Compensation

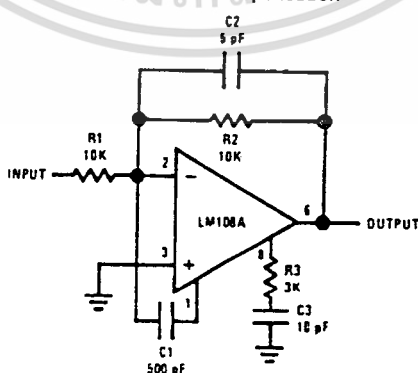


*Improves rejection of power supply noise by a factor of ten.

TU/H/7759-2

**Bandwidth and slew rate are proportional to $1/C_2$.

Feedforward Compensation



TU/H/7759-3

LM108A/LM208A Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

(Note 5)

Supply Voltage	± 20V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Differential Input Current (Note 2)	± 10 mA
Input Voltage (Note 3)	± 15V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Operating Free Air Temperature Range	
LM108A	-55°C to +125°C
LM208A	-25°C to +85°C

Storage Temperature Range -65°C to +150°C

Lead Temperature (Soldering, 10 sec.) (DIP) 260°C

Soldering Information

Dual-In-Line Package

Soldering (10 sec.)

260°C

Small Outline Package

Vapor Phase (60 sec.)

215°C

Infrared (15 sec.)

220°C

See An-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

ESD rating to be determined.

Electrical Characteristics (Note 4)

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.05	0.2	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.8	2.0	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$	30	70		M Ω
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.6	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 15\text{V}$, $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$, $R_L \geq 10\text{k}\Omega$	80	300		V/mV
Input Offset Voltage				1.0	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage			1.0	5.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current				0.4	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current			0.5	2.5	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current				3.0	nA
Supply Current	$T_A = 125^\circ\text{C}$		0.15	0.4	mA
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$, $V_{OUT} = \pm 10\text{V}$, $R_L \geq 10\text{k}\Omega$	40			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{k}\Omega$	± 13	± 14		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	± 13.5			V
Common Mode Rejection Ratio		96	110		dB
Supply Voltage Rejection Ratio		96	110		dB

Note 1: The maximum junction temperature of the LM108A is 150°C, while that of the LM208A is 100°C. For operating at elevated temperatures, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs unless some limiting resistance is used.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for $\pm 5\text{V} \leq V_S \leq \pm 20\text{V}$ and $-55^\circ\text{C} \leq T_A \leq 125^\circ\text{C}$, unless otherwise specified. With the LM208A, however, all temperature specifications are limited to $-25^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$.

Note 5: Refer to RETS108AX for LM108AH and LM108AJ-6 military specifications.

LM108A/LM208A/LM308A

LM308A Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Supply Voltage	± 18V
Power Dissipation (Note 1)	500 mW
Differential Input Current (Note 2)	± 10 mA
Input Voltage (Note 3)	± 15V
Output Short-Circuit Duration	Indefinite
Operating Temperature Range	0°C to +70°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
H-Package Lead Temperature (Soldering, 10 sec.)	300°C

Lead Temperature (Soldering, 10 sec.) (DIP)	260°C
Soldering Information	
Dual-In-Line Package	
Soldering (10 sec.)	260°C
Small Outline Package	
Vapor phase (60 sec.)	215°C
Infrared (15 sec.)	220°C

See An-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering surface mount devices.

ESD rating to be determined.

Electrical Characteristics (Note 4)

Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.3	0.5	mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		0.2	1	nA
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		1.5	7	nA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10	40		MΩ
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = \pm 15\text{V}$		0.3	0.8	mA
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = \pm 15\text{V}, V_{\text{OUT}} = \pm 10\text{V}, R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	80	300		V/mV
Input Offset Voltage	$V_S = \pm 15\text{V}, R_S = 100\Omega$			0.73	mV
Average Temperature Coefficient of Input Offset Voltage	$V_S = \pm 15\text{V}, R_S = 100\Omega$		2.0	5.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current				1.5	nA
Average Temperature Coefficient of Input Offset Current			2.0	10	$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Bias Current				10	nA
Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}, V_{\text{OUT}} = \pm 10\text{V}, R_L \geq 10\text{ k}\Omega$	60			V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}, R_L = 10\text{ k}\Omega$	± 13	± 14		V
Input Voltage Range	$V_S = \pm 15\text{V}$	± 14			V
Common Mode Rejection Ratio		96	110		dB
Supply Voltage Rejection Ratio		96	110		dB

Note 1: The maximum junction temperature of the LM308A is 85°C. For operating at elevated temperatures, devices in the TO-5 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W, junction to ambient, or 45°C/W, junction to case. The thermal resistance of the dual-in-line package is 100°C/W, junction to ambient.

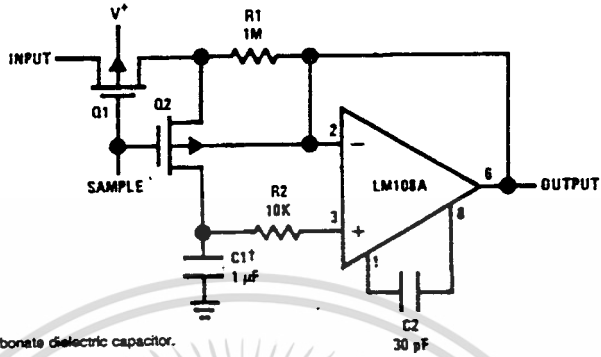
Note 2: The inputs are shunted with back-to-back diodes for overvoltage protection. Therefore, excessive current will flow if a differential input voltage in excess of 1V is applied between the inputs unless some limiting resistance is used.

Note 3: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 4: These specifications apply for $\pm 5\text{V} \leq V_S \leq \pm 15\text{V}$ and $0^\circ\text{C} \leq T_A \leq +70^\circ\text{C}$, unless otherwise specified.

Typical Applications

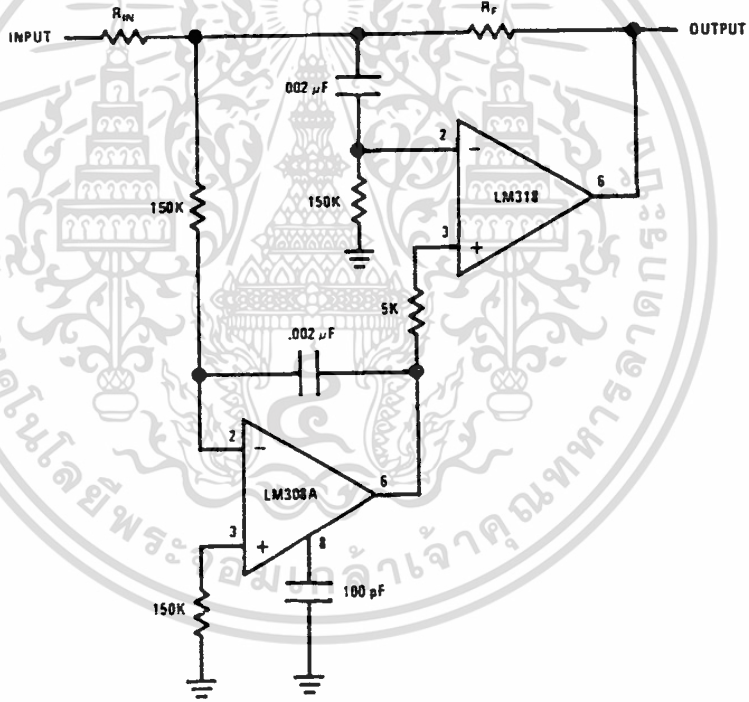
Sample and Hold



†Teflon, polyethylene or polycarbonate dielectric capacitor.
Worst case drift less than 2.5 mV/sec.

TL/H/7759-4

High Speed Amplifier with Low Drift and Low Input Current



TL/H/7759-5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM108A/LM208A/LM308A

Application Hints

A very low drift amplifier poses some uncommon application and testing problems. Many sources of error can cause the apparent circuit drift to be much higher than would be predicted.

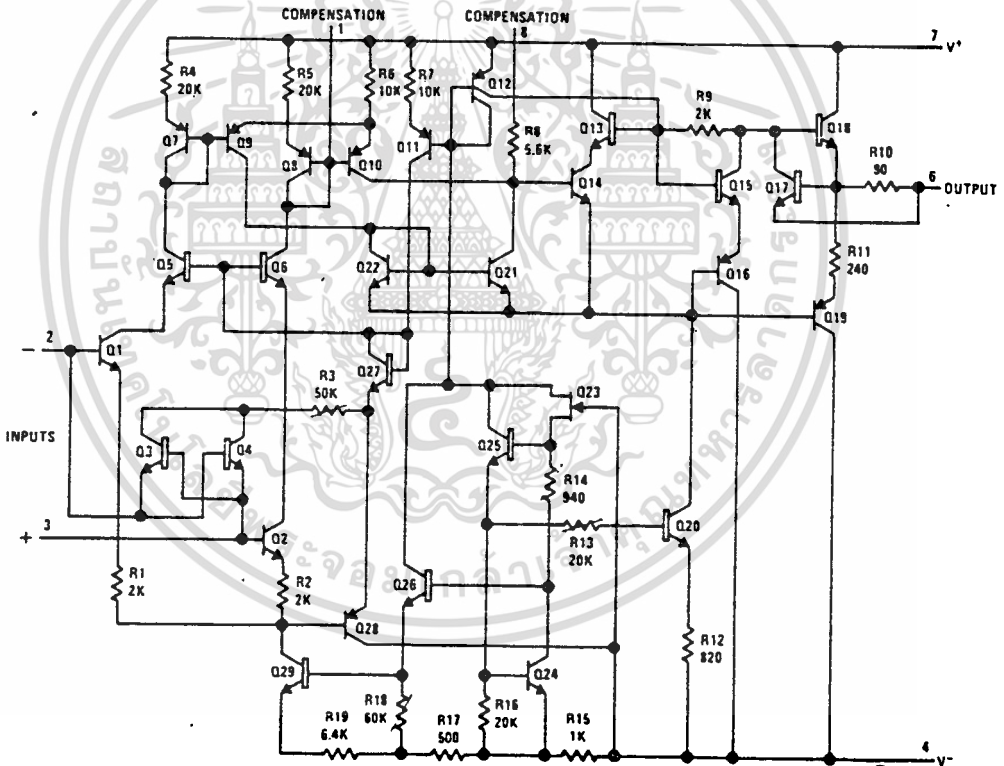
Thermocouple effects caused by temperature gradient across dissimilar metals are perhaps the worst offenders. Only a few degrees gradient can cause hundreds of microvolts of error. The two places this shows up, generally, are the package-to-printed circuit board interface and temperature gradients across resistors. Keeping package leads short and the two input leads close together helps greatly.

Resistor choice as well as physical placement is important for minimizing thermocouple effects. Carbon, oxide film and some metal film resistors can cause large thermocouple errors. Wirewound resistors of evanohm or manganin are best since they only generate about $2 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ referenced to copper. Of course, keeping the resistor ends at the same temperature is important. Generally, shielding a low drift stage electrically and thermally will yield good results.

Resistors can cause other errors besides gradient generated voltages. If the gain setting resistors do not track with temperature a gain error will result. For example, a gain of 1000 amplifier with a constant 10 mV input will have a 10V output. If the resistors mistrack by 0.5% over the operating temperature range, the error at the output is 50 mV. Referred to input, this is a $50 \mu\text{V}$ error. All of the gain fixing resistor should be the same material.

Testing low drift amplifiers is also difficult. Standard drift testing technique such as heating the device in an oven and having the leads available through a connector, thermoprobe, or the soldering iron method—do not work. Thermal gradients cause much greater errors than the amplifier drift. Coupling microvolt signal through connectors is especially bad since the temperature difference across the connector can be 50°C or more. The device under test along with the gain setting resistor should be isothermal.

Schematic Diagram

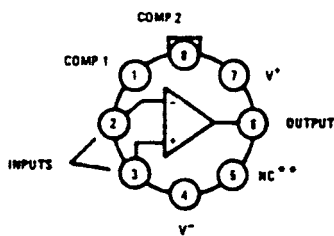


TL/H/7759-6

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Connection Diagrams

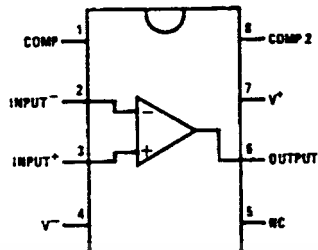
Metal Can Package



TL/H/7759-7

Pin 4 is connected to the case.

Dual-In-Line Package



TL/H/7759-8

Top View

**Unused pin (no internal connection) to allow for input anti-leakage guard ring on printed circuit board layout.

Order Number LM108AJ-8; LM208AJ-8, LM308AJ-8, LM308AM or LM308AN
See NS Package Number J08A, M08A or N08E

Order Number LM108AH, LM208AH or LM208AH
See NS Package Number H08C





ADC0808, ADC0809 8-Bit μ P Compatible A/D Converters With 8-Channel Multiplexer

General Description

The ADC0808, ADC0809 data acquisition component is a monolithic CMOS device with an 8-bit analog-to-digital converter, 8-channel multiplexer and microprocessor compatible control logic. The 8-bit A/D converter uses successive approximation as the conversion technique. The converter features a high impedance chopper stabilized comparator, a 256R voltage divider with analog switch tree and a successive approximation register. The 8-channel multiplexer can directly access any of 8 single-ended analog signals.

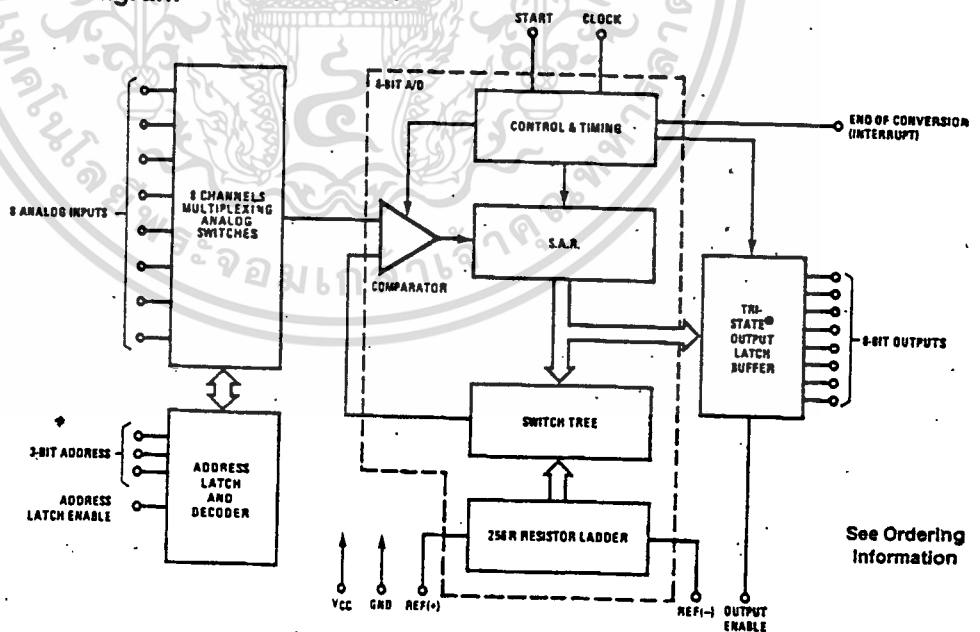
The device eliminates the need for external zero and full-scale adjustments. Easy interfacing to microprocessors is provided by the latched and decoded multiplexer address inputs and latched TTL TRI-STATE® outputs.

The design of the ADC0808, ADC0809 has been optimized by incorporating the most desirable aspects of several A/D conversion techniques. The ADC0808, ADC0809 offers high speed, high accuracy, minimal temperature dependence, excellent long-term accuracy and repeatability, and consumes minimal power. These features make this device ideally suited to applications from process and machine control to consumer and automotive applications. For 16-channel multiplexer with common output (sample/hold port) see ADC0816 data sheet. (See AN-247 for more information.)

Features

- Resolution—8-bits
- Total unadjusted error— $\pm 1/2$ LSB and ± 1 LSB
- No missing codes
- Conversion time—100 μ S
- Single supply— $\pm V_{DC}$
- Operates ratiometrically or with 5 V_{DC} or analog span adjusted voltage reference
- 8-channel multiplexer with latched control logic
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand alone"
- Outputs meet TTL voltage level specifications
- 0V to 5V analog input voltage range with single 5V supply
- No zero or full-scale adjust required
- Standard hermetic or molded 28-pin DIP package
- Temperature range— -40°C to $+85^{\circ}\text{C}$ or -55°C to $+125^{\circ}\text{C}$
- Low power consumption—15 mW
- Latched TRI-STATE output

Block Diagram



TL/H/5672-1

Absolute Maximum Ratings (Notes 1 & 2)

Supply Voltage (V _{CC}) (Note 3)	6.5V
Voltage at Any Pin	-0.3V to (V _{CC} +0.3V)
Excess Control Inputs	
Voltage at Control Inputs (STAF, OE, CLOCK, ALE, ADD A, ADD B, ADD C)	-0.3V to +15V
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Package Dissipation at T _A = 25°C	875 mW
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C

Operating Conditions (Notes 1 & 2)

Temperature Range (Note 1)	T _{MIN} ≤ T _A ≤ T _{MAX}
ADC0808CJ	-55°C ≤ T _A ≤ +125°C
ADC0808CCJ, ADC0808CCN,	
ADC0809CCN	-40°C ≤ T _A ≤ +85°C
Range of V _{CC} (Note 1)	4.5 V _{CC} to 8.0 V _{CC}

Electrical Characteristics

Converter Specifications: V_{CC} = 5 V_{CC} = V_{REF+}, V_{REF(-)} = GND, T_{MIN} ≤ T_A ≤ T_{MAX} and f_{CLK} = 640 kHz unless otherwise stated

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
	ADC0808					
	Total Unadjusted Error (Note 5)	25°C T _{MIN} to T _{MAX}			±½ ±¾	LSB LSB
	ADC0809					
	Total Unadjusted Error (Note 5)	0°C to 70°C T _{MIN} to T _{MAX}			±1 ±1¼	LSB LSB
	Input Resistance	From Ref(+) to Ref(-)	1.0	2.5		kΩ
	Analog Input Voltage Range	(Note 4) V(+) or V(-)	GND-0.10		V _{CC} +0.10	V _{DC}
V _{CC(+)}	Voltage, Top of Ladder	Measured at Ref(+)		V _{CC}	V _{CC} +0.1	V
$\frac{V_{REF(+)} + V_{REF(-)}}{2}$	Voltage, Center of Ladder		V _{CC} /2-0.1	V _{CC} /2	V _{CC} /2+0.1	V
V _{REF(-)}	Voltage, Bottom of Ladder	Measured at Ref(-)	-0.1	0		V
I _{IN}	Comparator Input Current	f _C = 640 kHz, (Note 6)	-2	±0.5	2	µA

Electrical Characteristics

DC Levels and DC Specifications: ADC0808CJ 4.5V ≤ V_{CC} ≤ 5.5V, -55°C ≤ T_A ≤ +125°C unless otherwise noted
 ADC0808CCJ, ADC0808CCN, and ADC0809CCN 4.75V ≤ V_{CC} ≤ 5.25V, -40°C ≤ T_A ≤ +85°C unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
ANALOG MULTIPLEXER						
I _{OFF(+)}	OFF Channel Leakage Current	V _{CC} = 5V, V _{IN} = 5V, T _A = 25°C T _{MIN} to T _{MAX}		10	200 1.0	nA µA
I _{OFF(-)}	OFF Channel Leakage Current	V _{CC} = 5V, V _{IN} = 0, T _A = 25°C T _{MIN} to T _{MAX}	-200 -1.0	-10		nA µA
CONTROL INPUTS						
V _{IN(a)}	Logical "1" Input Voltage		V _{CC} -1.5			V
V _{IN(b)}	Logical "0" Input Voltage				1.5	V
I _{IN(a)}	Logical "1" Input Current (The Control Inputs)	V _{IN} = 15V			1.0	µA
I _{IN(b)}	Logical "0" Input Current (The Control Inputs)	V _{IN} = 0	-1.0			µA
I _{CC}	Supply Current	f _{CLK} = 640 kHz		0.3	3.0	mA

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Electrical Characteristics (Continued)

Digital Levels and DC Specifications: ADC0808CJ, $4.5V \leq V_{CC} \leq 5.5V$, $-55^{\circ}C \leq T_A \leq +125^{\circ}C$ unless otherwise noted.
 ADC0808CCJ, ADC0808CCN, and ADC0809CCN, $4.75 \leq V_{CC} \leq 5.25V$, $-40^{\circ}C \leq T_A \leq +85^{\circ}C$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
DATA OUTPUTS AND EOC (INTERRUPT)						
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$	$V_{CC} - 0.4$			V
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage	$I_O = 1.6 \text{ mA}$			0.45	V
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage EOC	$I_O = 1.2 \text{ mA}$			0.45	V
I_{OUT}	TRI-STATE Output Current	$V_O = 5V$ $V_O = 0$	-3		3	μA

Electrical Characteristics

Timing Specifications $V_{CC} = V_{REF(-)} = 5V$, $V_{REF(-)} = GND$, $t_r = t_f = 20 \text{ ns}$ and $T_A = 25^{\circ}C$ unless otherwise noted.

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Unit
t_{WS}	Minimum Start Pulse Width	(Figure 5)		100	200	μs
t_{WALE}	Minimum ALE Pulse Width	(Figure 5)		100	200	μs
t_s	Minimum Address Set-Up Time	(Figure 5)		25	50	μs
t_H	Minimum Address Hold Time	(Figure 5)		25	50	μs
t_D	Analog MUX Delay Time From ALE	$R_S = 0\Omega$ (Figure 5)		1	2.5	μs
t_{H1}, t_{H0}	OE Control to Q Logic State	$C_L = 50 \text{ pF}, R_L = 10k$ (Figure 8)		125	250	μs
t_{H1}, t_{H0}	OE Control to HI-Z	$C_L = 10 \text{ pF}, R_L = 10k$ (Figure 8)		125	250	μs
t_c	Conversion Time	$f_c = 640 \text{ kHz}$, (Figure 5) (Note 7)	90	100	116	μs
f_c	Clock Frequency		10	640	1280	kHz
t_{EOC}	EOC Delay Time	(Figure 5)	0		$8 + 2 \mu s$	Ci Per
C_{IN}	Input Capacitance	At Control Inputs		10	15	pF
C_{OUT}	TRI-STATE Output Capacitance	At TRI-STATE Outputs, (Note 12)		10	15	pF

Note 1: Absolute maximum ratings are those values beyond which the life of the device may be impaired.

Note 2: All voltages are measured with respect to GND, unless otherwise specified.

Note 3: A zener diode exists, internally, from V_{CC} to GND and has a typical breakdown voltage of $7 V_{CC}$.

Note 4: Two on-chip diodes are tied to each analog input which will forward conduct for analog input voltages one diode drop below ground or one diode greater than the V_{CC} supply. The spec allows 100 mV forward bias of either diode. This means that as long as the analog V_{IN} does not exceed the supply voltage by more than 100 mV, the output code will be correct. To achieve an absolute 0VDC to 5VDC input voltage range will therefore require a minimum supply voltage of $4.900 V_{CC}$ over temperature variations, initial tolerance and loading.

Note 5: Total unadjusted error includes offset, full-scale, linearity, and multiplexer errors. See Figure 3. None of these A/Ds requires a zero or full-scale adjustment. However, if an all zero code is desired for an analog input other than 0.0V, or if a narrow full-scale span exists (for example: 0.5V to 4.5V full-scale) the reference voltages can be adjusted to achieve this. See Figure 13.

Note 6: Comparator input current is a bias current into or out of the chopper stabilized comparator. The bias current varies directly with clock frequency and little temperature dependence (Figure 5). See paragraph 4.0.

Note 7: The outputs of the data register are updated one clock cycle before the rising edge of EOC.

Functional Description

Multiplexer. The device contains an 8-channel single-ended analog signal multiplexer. A particular input channel is selected by using the address decoder. Table 1 shows the output states for the address lines to select any channel. The address is latched into the decoder on the low-to-high transition of the address latch enable signal.

TABLE 1

SELECTED ANALOG CHANNEL	ADDRESS LINE		
	C	B	A
IN0	L	L	L
IN1	L	L	H
IN2	L	H	L
IN3	L	H	H
IN4	H	L	L
IN5	H	L	H
IN6	H	H	L
IN7	H	H	H

CONVERTER CHARACTERISTICS

The Converter

The heart of this single chip data acquisition system is its 8-bit analog-to-digital converter. The converter is designed

to give fast, accurate, and repeatable conversions over a wide range of temperatures. The converter is partitioned into 3 major sections: the 256R ladder network, the successive approximation register, and the comparator. The converter's digital outputs are positive true.

The 256R ladder network (Figure 1) was chosen over the conventional R/2R ladder because of its inherent monotonicity, which guarantees no missing digital codes. Monotonicity is particularly important in closed loop feedback control systems. A non-monotonic relationship can cause oscillations that will be catastrophic for the system. Additionally, the 256R network does not cause load variations on the reference voltage.

The bottom resistor and the top resistor of the ladder network in Figure 1 are not the same value as the remainder of the network. The difference in these resistors causes the output characteristic to be symmetrical with the zero and full-scale points of the transfer curve. The first output transition occurs when the analog signal has reached $+1/2$ LSB and succeeding output transitions occur every 1 LSB later up to full-scale.

The successive approximation register (SAR) performs 8 iterations to approximate the input voltage. For any SAR type converter, n-iterations are required for an n-bit converter. Figure 2 shows a typical example of a 3-bit converter. In the ADC0808, ADC0809, the approximation technique is extended to 8 bits using the 256R network.

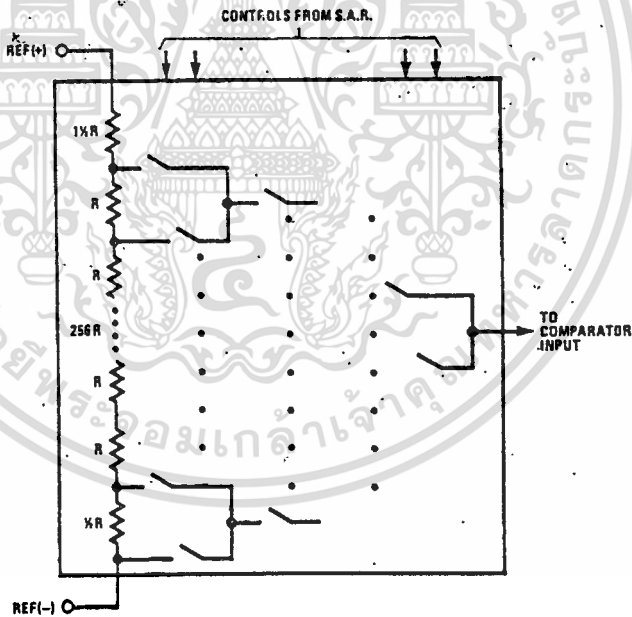


FIGURE 1. Resistor Ladder and Switch Tree

TL/H/5872-2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Functional Description (Continued)

The A/D converter's successive approximation register (SAR) is reset on the positive edge of the start conversion (SC) pulse. The conversion is begun on the falling edge of the start conversion pulse. A conversion in process will be interrupted by receipt of a new start conversion pulse. Continuous conversion may be accomplished by tying the end-of-conversion (EOC) output to the SC input. If used in this mode, an external start conversion pulse should be applied after power up. End-of-conversion will go low between 0 and 8 clock pulses after the rising edge of start conversion. The most important section of the A/D converter is the comparator. It is this section which is responsible for the ultimate accuracy of the entire converter. It is also the

comparator drift, which has the greatest influence on repeatability of the device. A chopper-stabilized comparator provides the most effective method of satisfying all the converter requirements.

The chopper-stabilized comparator converts the DC signal into an AC signal. This signal is then fed through a high gain AC amplifier and has the DC level restored. This technique limits the drift component of the amplifier and the drift is a DC component which is not passed by the amplifier. This makes the entire A/D converter extremely insensitive to temperature, long term drift and input errors.

Figure 4 shows a typical error curve for the ADC0808C measured using the procedures outlined in AN-179.

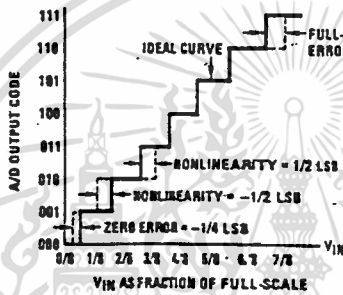


FIGURE 2. 3-Bit A/D Transfer Curve

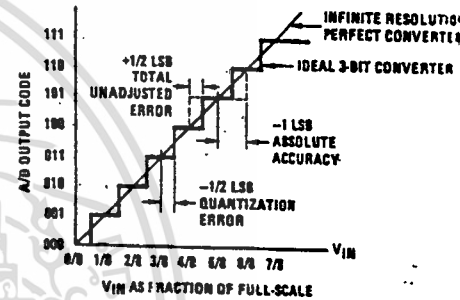


FIGURE 3. 3-Bit A/D Absolute Accuracy Curve

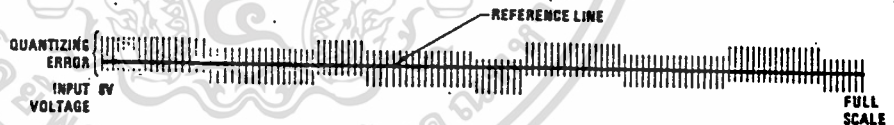
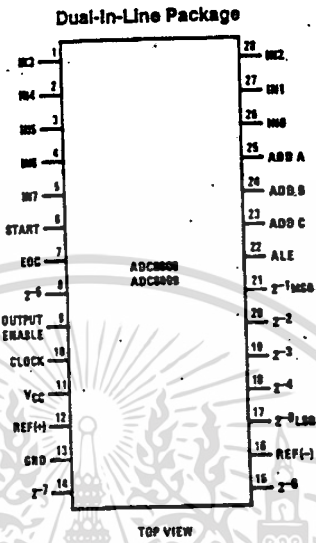


FIGURE 4. Typical Error Curve

TLV/5675

Connection Diagram



Timing Diagram

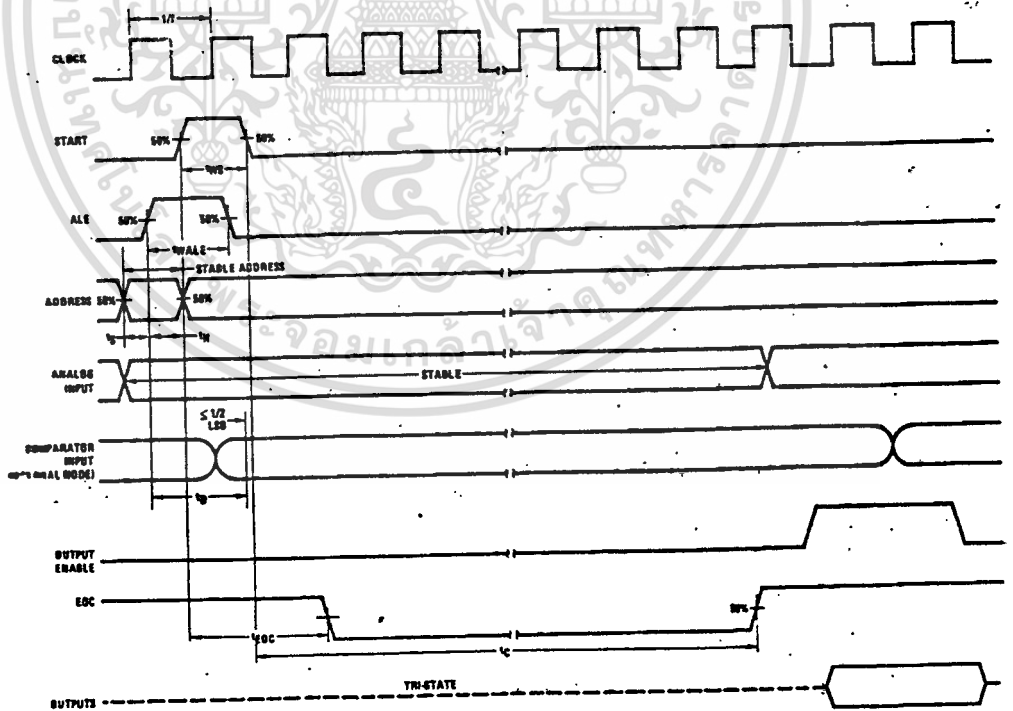


FIGURE 5

TL/H/5672-4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ADC0808/ADC0808C/ADC0809C

Typical Performance Characteristics

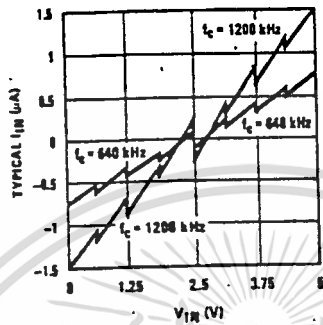


FIGURE 6. Comparator I_{IN} vs V_{IN}
($V_{CC} = V_{REF} = 5V$)

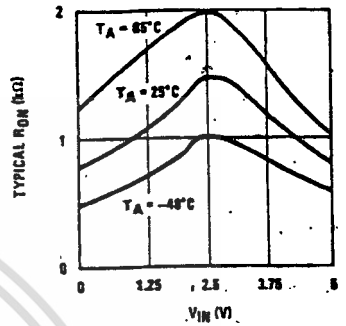


FIGURE 7. Multiplexer R_{ON} vs V_{IN}
($V_{CC} = V_{REF} = 5V$)

TRI-STATE Test Circuits and Timing Diagrams

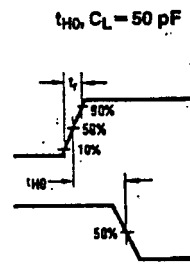
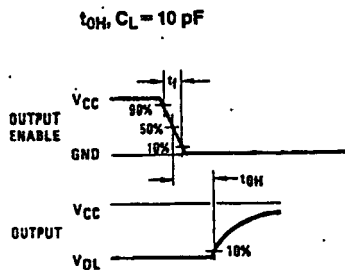
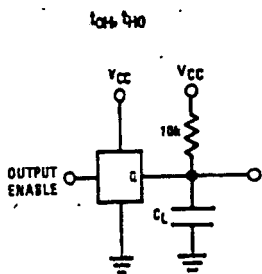
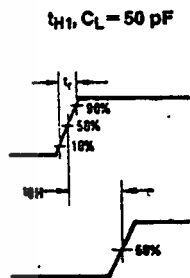
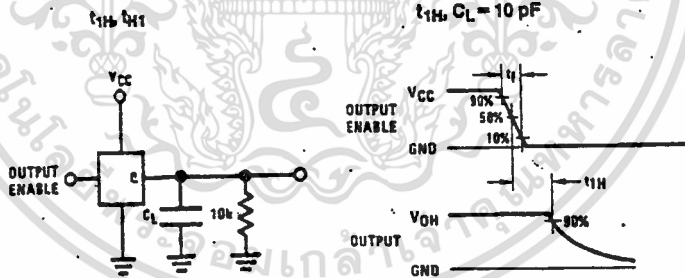


FIGURE 8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สแกนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Applications Information

OPERATION

1.0 RATIOMETRIC CONVERSION

The ADC0808, ADC0809 is designed as a complete Data Acquisition System (DAS) for ratiometric conversion systems. In ratiometric systems, the physical variable being measured is expressed as a percentage of full-scale which is not necessarily related to an absolute standard. The voltage input to the ADC0808 is expressed by the equation

$$\frac{V_{IN}}{V_{IS} - V_Z} = \frac{D_X}{D_{MAX} - D_{MIN}} \quad (1)$$

V_{IN} = Input voltage into the ADC0808
 V_{IS} = Full-scale voltage
 V_Z = Zero voltage
 D_X = Data point being measured
 D_{MAX} = Maximum data limit
 D_{MIN} = Minimum data limit

A good example of a ratiometric transducer is a potentiometer used as a position sensor. The position of the wiper is directly proportional to the output voltage which is a ratio of the full-scale voltage across it. Since the data is represented as a proportion of full-scale, reference requirements are greatly reduced, eliminating a large source of error and cost in many applications. A major advantage of the ADC0808, ADC0809 is that the input voltage range is equal to the supply range so the transducers can be connected directly across the supply and their outputs connected directly into the multiplexer inputs. (Figure 9).

Ratiometric transducers such as potentiometers, strain gauges, thermistor bridges, pressure transducers, etc., are suitable for measuring proportional relationships; however, many types of measurements must be referred to an absolute standard such as voltage or current. This means a system reference must be used which relates the full-scale voltage to the standard volt. For example, if $V_{CC} = V_{REF} = 5.12V$, then the full-scale range is divided into 256 standard steps. The smallest standard step is 1 LSB which is then 20 mV.

2.0 RESISTOR LADDER LIMITATIONS

The voltages from the resistor ladder are compared to the selected into 8 times in a conversion. These voltages are coupled to the comparator via an analog switch tree which is referenced to the supply. The voltages at the top, center and bottom of the ladder must be controlled to maintain proper operation.

The top of the ladder, Ref(+), should not be more positive than the supply, and the bottom of the ladder, Ref(-), should not be more negative than ground. The center of the ladder voltage must also be near the center of the supply because the analog switch tree changes from N-channel switches to P-channel switches. These limitations are automatically satisfied in ratiometric systems and can be easily met in ground referenced systems.

Figure 10 shows a ground referenced system with a separate supply and reference. In this system, the supply must be trimmed to match the reference voltage. For instance, if a 5.12V is used, the supply should be adjusted to the same voltage within 0.1V.

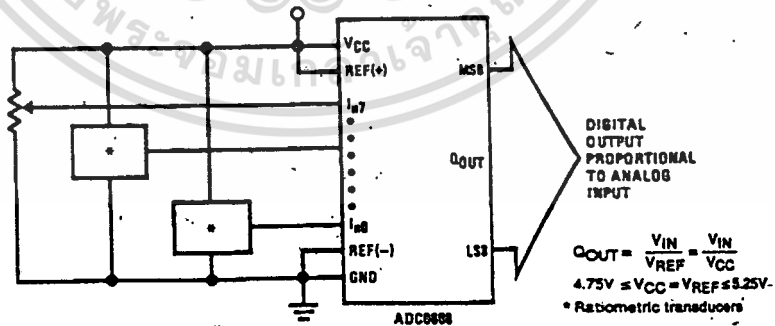


FIGURE 9. Ratiometric Conversion System

Applications Information (Continued)

The ADC0808 needs less than a milliamp of supply current so developing the supply from the reference is readily accomplished. In Figure 11 a ground referenced system is shown which generates the supply from the reference. The buffer shown can be an op amp of sufficient drive to supply the milliamp of supply current and the desired bus drive, or if a capacitive bus is driven by the outputs a large capacitor will supply the transient supply current as seen in Figure 12. The LM301 is overcompensated to insure stability when loaded by the 10 μ F output capacitor.

The top and bottom ladder voltages cannot exceed V_{CC} and ground, respectively, but they can be symmetrically less than V_{CC} and greater than ground. The center of the ladder voltage should always be near the center of the supply. The sensitivity of the converter can be increased, (i.e., size of the LSB steps decreased) by using a symmetrical reference system. In Figure 13, a 2.5V reference is symmetrically centered about $V_{CC}/2$ since the same current flows in identical resistors. This system with a 2.5V reference allows the LSB bit to be half the size of a 5V reference system.

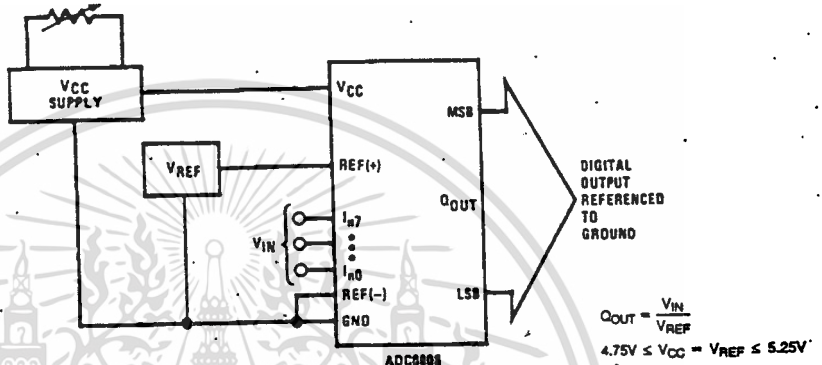


FIGURE 10. Ground Referenced Conversion System Using Trimmed Supply

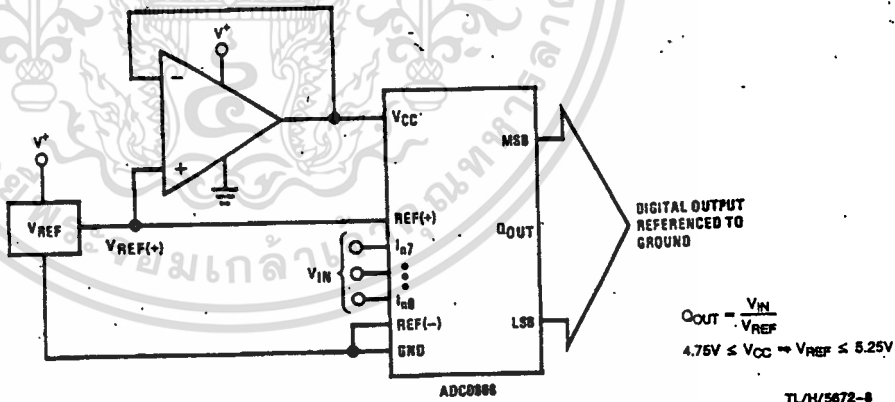


FIGURE 11: Ground Referenced Conversion System with Reference Generating Vcc Supply

TL/H/5672-8

Applications Information (Continued)

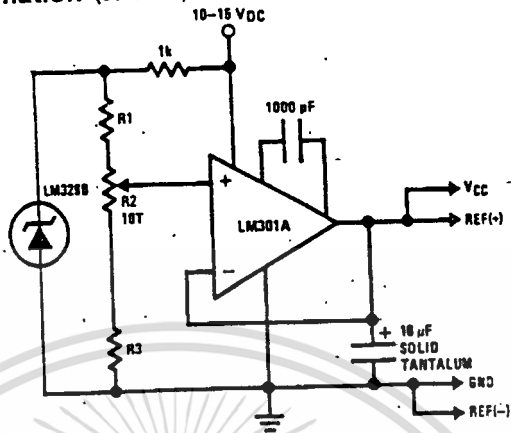


FIGURE 12. Typical Reference and Supply Circuit

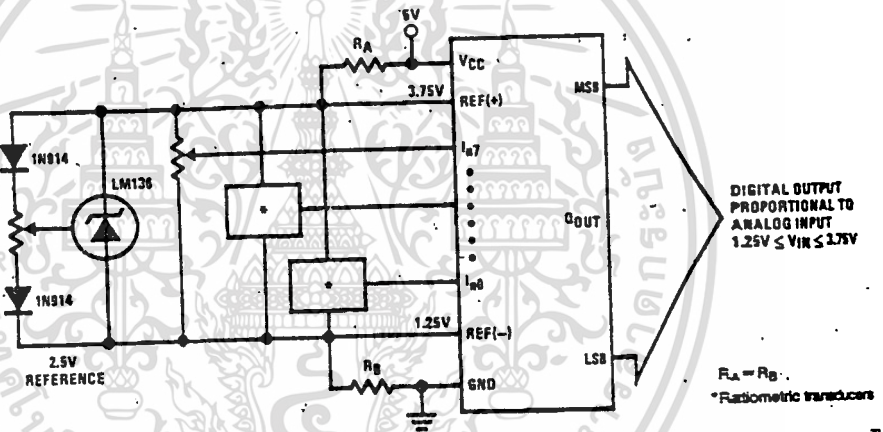


FIGURE 13. Symmetrically Centered Reference

ANALOG CONVERTER EQUATIONS

The transition between adjacent codes N and N+1 is given by

$$V_{IN} = \left\{ (V_{REF(+)} - V_{REF(-)}) \left[\frac{N}{256} + \frac{1}{512} \right] \pm V_{TUE} \right\} + V_{REF(-)} \quad (2)$$

The center of an output code N is given by:

$$V_{IN} = \left\{ (V_{REF(+)} - V_{REF(-)}) \left[\frac{N}{256} \right] \pm V_{TUE} \right\} + V_{REF(-)} \quad (3)$$

The output code N for an arbitrary input are the integers within the range:

$$N = \frac{V_{IN} - V_{REF(-)}}{V_{REF(+)} - V_{REF(-)}} \times 256 \pm \text{Absolute Accuracy} \quad (4)$$

where: V_{IN} = Voltage at comparator input

$V_{REF(+)}$ = Voltage at Ref(+)

$V_{REF(-)}$ = Voltage at Ref(-)

V_{TUE} = Total unadjusted error voltage (typically

$V_{REF(+)} \div 512$)

4.0 ANALOG COMPARATOR INPUTS

The dynamic comparator input current is caused by the periodic switching of on-chip stray capacitances. These are connected alternately to the output of the resistor ladder/switch tree network and to the comparator input as part of the operation of the chopper stabilized comparator.

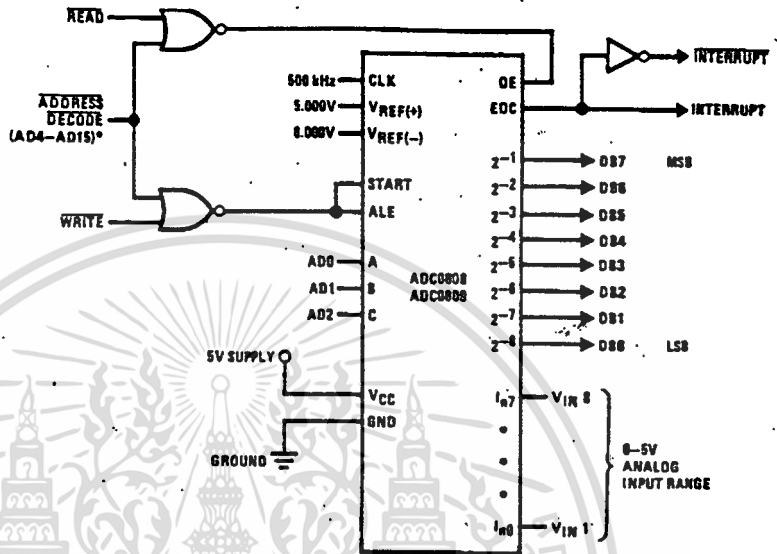
The average value of the comparator input current varies directly with clock frequency and with V_{IN} as shown in Figure 6.

If no filter capacitors are used at the analog inputs and the signal source impedances are low, the comparator input current should not introduce converter errors, as the transient created by the capacitance discharge will die out before the comparator output is strobed.

If input filter capacitors are desired for noise reduction and signal conditioning they will tend to average out the dynamic comparator input current. It will then take on the characteristics of a DC bias current whose effect can be predicted conventionally.

ADC0808/ADC0808C/ADC0809C

Typical Application



*Address latches needed for 8085 and SC/MP interfacing the ADC0808 to a microprocessor

MICROPROCESSOR INTERFACE TABLE

PROCESSOR	READ	WRITE	INTERRUPT (COMMENT)
8080	MEMR	MEMW	INTR (Thru RST Circuit)
8085	RD	WR	INTR (Thru RST Circuit)
Z-80	RD	WR	INT (Thru RST Circuit, Mode 0)
SC/MP	NRDS	NWDS	SA (Thru Sense A)
6800	VMA ϕ 2 ϕ R/W	VMA ϕ ϕ R/W	IRQA or IRQB (Thru PIA)

Ordering Information

TEMPERATURE RANGE		-40°C to +85°C		-55°C to +125°C
Error	$\pm 1/2$ Bit Unadjusted	ADC0808CCN	ADC0808CCJ	ADC0808CJ
	± 1 Bit Unadjusted	ADC0809CCN		
Package Outline		N28A Molded DIP	J28A Hermetic DIP	J28A Hermetic DIP

หนังสืออ้างอิง

- 1: สุคนธ์ คอนดี, เกตินี เห็นพิทักษ์, " ปฏิบัติการ กายวิภาคศาสตร์ และ สรีรวิทยา ", วิทยาลัยพยาบาลกรุงเทพ , พิมพ์ที่โรงพิมพ์ ไทยเซมเพื่องนคร กรุงเทพ 2520 , หน้า 203-257
- 2: เจ เอช กรีน, จีร์ศักดิ์ นพคุณ แปล, " สรีรวิทยาคลินิกพื้นฐาน " , คณะแพทยศาสตร์ , สำนักพิมพ์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพ 2527, หน้า 370-392
- 3: สมาน แก้วไวยุทธ, " ชีววิทยา " , สำนักพิมพ์ ภูมิบัณฑิต ธนบุรี กรุงเทพ , หน้า 75-109
- 4: ร.ศ. อาจ แจ่มเมฆ , " หลักชีววิทยา " , คณะวิทยาศาสตร์ และอักษรศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, พิมพ์ที่ โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย จำกัด บางเขน กรุงเทพ 2522 , หน้า 258-290
- 5: ยืน กุ้วรวรรณ , สุรศักดิ์ สงวนพงษ์, " โปรแกรมคอมพิวเตอร์ ภาษาแอสเซมบลี 8088/8086 " , บ.ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด กรุงเทพ 2530
- 6: อาจหาญ สัตยารักษ์ , " การทำอักษรกราฟิกด้วย WORD PC " , วารสารไมโครคอมพิวเตอร์ ฉบับ 52 , บ.ซีเอ็ดยูเคชั่น จำกัด กรุงเทพ 2532 , หน้า 279-285
- 7: ชานินทร์ ถาวรศาสนวงศ์ , ทินกร ดีก , " การอินเทอร์เฟส IBM PC " โครงการงานตำราเรียน PHYSICS CENTER กรุงเทพ
- 8: บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา , " การศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องมอนิเตอร์หน้าที่ของสมองด้วยการบันทึกและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าสมอง " , วิทยานิพนธ์ วิทยาศาสตร์ มหาลบัณฑิต (อุปกรณ์ชีวการแพทย์) , มหาวิทยาลัยมหิดล 2529
- 9: ชูศักดิ์ เวชแพทย์ , " ระบบประสาท " , คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพ 2532
- 10: รัตวี สุดทรวง , " ประสาทสรีรวิทยา " , คณะแพทยศาสตร์ , สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพ 2532
- 11: WALTER G. JUNG , " IC OP-AMP COOK BOOK " , HOWARD W. SAMS & CO INC. USA. 1977
- 12: JOSEPH D. BRONZINO , " BIOMEDICAL ENGINEERING AND INSTRUMENTATION " , PWS ENGINEERING BOSTON , PWS PUBLISHERS , PAGE 139-178, 347-386
- 13: NITISH V. THAKOR , JOHN G. WEBSTER , " GROUND FREE ECG RECORDING WITH TWO ELECTRODES " , IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING VOL. BME-27 NO. 12 DECEMBER 1980 , PAGE 699-703

- 14: PAUL L.NUNEZ, " A STUDY OF ORIGINS OF THE TIME DEPENDENCIES OF SCALP EEG:I AND II- THEORETICAL BASIS " ,IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING VOL BME-28 NO.3 MARCH 1981 , PAGE 271-289
- 15: THERESA E.POWELL AND G.F.A. HARDING , " TWENTY - FOUR HOUR AMBULATOR EEG MONITORING : DEVELOPMENT AND APPLICATIONS " , IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING VOLUME 10 NO.5 SEPTEMBER/OCTOBER 1986 ,PAGE 229-238
- 16: RICHARD G. SMITH , JAMES C. HOUGE , AND JOHN G. WEBSTER, " PORTABLE DEVICE FOR DETECTION OF PETIT MAL EPILEPSY " ,IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING VOLUME BME-26 NO.8 AUGUST 1979 , PAGE 445-449
- 17: W.J.RIJCKEN , J.M.F.MOL , " SPECTRAL ANALYSIS IN CLINICAL ELECTROENCEPHALOGRAPHY " , JOURNAL OF MEDICAL ENGINEERING & TECHNOLOGY VOLUME 5 NO 3. MAY 1981 , PAGE 119-127
- 18: J.C. SHAW , " AN INTRODUCTION TO THE COHERENCE FUNCTION AND ITS USE IN EEG SIGNAL ANALYSIS " ,JOURNAL OF MEDICAL ENGINEER-ING & TECHNOLOGY VOLUME 5 NO 6. NOVEMBER 1981, PAGE 279-288
- 19: IBM , " IBM TECHNICAL REFERENCE PC/XT " , INTERNATIONAL BUSINESS MACHINES CORPORATION U.S.A.1983
- 20: BORLAND, " TURBO C REFERENCE GUIDE /USER GUIDE VERSION 2.0 " , BORLAND INTERNATIONAL GREENHILLS LOAD , U.S.A. 1988
- 21: BORLAND, " TURBO DEBUGGER USER GUIDE VERSION 1.0 " ,BORLAND INTERNATIONAL GREENHILLS LOAD , U.S.A. 1988
- 22: PETER ABEL , " IBM PC ASSEMBLY LANGUAGE AND PROGRAMMING " , PRENTICE-HALL INTERNATIONAL INC. 1987
- 23: NATIONAL SEMICONDUCTOR , " LINEAR DATA BOOK 1,2,3 " , NATIONAL SEMICONDUCTOR CORPORATION U.S.A. 1988 ,PAGE 3.48-3.58
- 24: JOHN L.HILBURN ,DAVID E.JOHNSON , " MANUAL OF ACTIVE FILTER DESIGN " , MCGRAW-HILL BOOK COMPANY 1973

กิตติกรรมประกาศ

โครงการปริญญานิพนธ์ชิ้นนี้ ในระหว่างการดำเนินการได้รับความร่วมมือจากหลายหน่วยงาน และจากความช่วยเหลืออนุเคราะห์จากหลายๆท่าน จึงขอขอบพระคุณท่านผู้มีพระคุณเหล่านั้น ดังนี้

- 1) ฝ่าย EEG โรงพยาบาลประสาท
- 2) ฝ่าย EEG โรงพยาบาลวชิระ
- 3) คุณ ดารณี แสนสุขทวี
- 4) อ. บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา
- 5) อ. อุบล พารามิ
- 6) พ.ศ. นิกร สุขุมตันติ

ทางผู้จัดทำ ขอขอบคุณทุกท่านที่เอื้อเฟื้อ ข้อมูล , อุปกรณ์ประกอบอื่นๆ และคำเสนอแนะทั้งมวล ที่ทำให้โครงการนี้บรรลุวัตถุประสงค์ได้ด้วยดี และหวังว่าในอนาคต หากผู้ใดสนใจโครงการทางด้านนี้ คงจะได้แนวทางเป็นอย่างน้อยว่า จะทำโครงการอย่างไรเพื่อที่จะพัฒนาเทคโนโลยีทางด้านนี้ มาช่วยเหลือมนุษยชาติด้วยกัน

สำหรับท่าน พ.ศ. นิกร สุขุมตันติ นั้น หากไม่ได้ท่านเอื้ออำนวยความสะดวก และให้คำปรึกษาแล้ว โครงการนี้คงจะไม่สำเร็จลุล่วงด้วยดีอย่างแน่นอน ทางผู้จัดทำจึงขอขอบพระคุณท่านเป็นอย่างสูงมา ณ. ที่นี้ด้วย