บทที่ 3

การจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาท

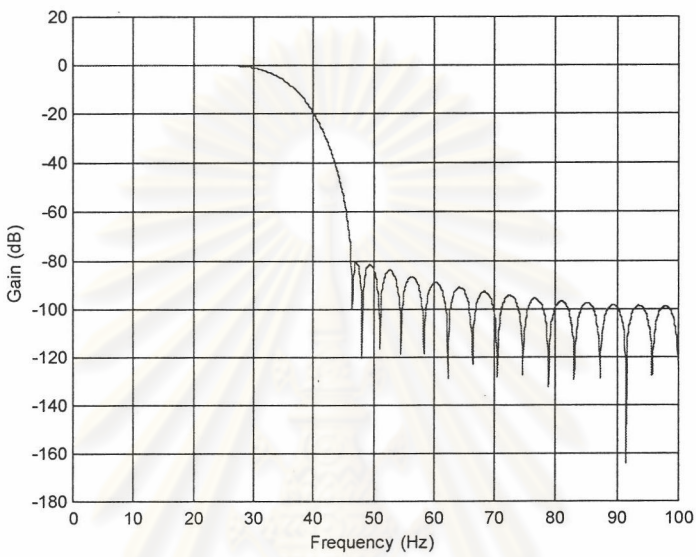
ในบทนี้จะกล่าวถึงการทดลองจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาท เริ่มตั้งแต่การจัดการข้อมูลที่ได้จากแพทย์, การหาค่าลักษณะสำคัญ, การออกแบบข่ายงานระบบประสาท และผลการจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาท ทั้งนี้ผลการจำแนกสภาวะการหลับที่ได้จากข่ายงานระบบประสาทนั้นจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับผลการจำแนกสภาวะการหลับโดยแพทย์เพื่อตัดสินความเหมาะสมของข่ายงานระบบประสาทนั้นในการนำมาใช้จำแนกสภาวะการหลับต่อไป

3.1 การจัดการข้อมูลก่อนการประมวลผลสัญญาณ

ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ข้อมูลจากการวัดสัญญาณและการจำแนกสภาวะการหลับโดยแพทย์ทั้งหมด 6 ตัวอย่าง ซึ่งทุกตัวอย่างถูกเก็บในรูปแบบไฟล์นามสกุล EEG ที่เก็บแบบข้อมูลขนาด 12 บิต (แต่ใช้เนื้อที่เท่ากับ 16 บิต) จำนวน 32 ช่องสัญญาณด้วยความถี่ในการสุ่ม 200 Hz ต่อเนื่องกันไปตลอดการวัดและมีหัวไฟล์ขนาด 512 ไบต์ ทำให้ไฟล์มีขนาดใหญ่มาก เนื่องจากในที่นี้จะทำการศึกษาความเป็นไปได้ในการใช้สัญญาณคลื่นลูกตาในการจำแนกสภาวะการหลับ ดังนั้นจะใช้เฉพาะสัญญาณคลื่นลูกตาจำนวน 2 ช่องสัญญาณเท่านั้นในการประมวลผลสัญญาณจะพิจารณาเป็นช่วงเวลา ช่วงละ 30 วินาทีและ เหตุนี้จึงต้องทำการเลือกข้อมูลในช่องสัญญาณที่ต้องการและแบ่งไฟล์สกุล EEG นี้ออกเป็นไฟล์ย่อย ๆ ด้วยโปรแกรมที่พัฒนาจากภาษาซี ไฟล์ที่ได้จะเป็นไฟล์ในรูปแบบ TXT ที่ประกอบด้วยข้อมูล 2 ช่องสัญญาณครอบคลุมช่วงเวลา 30 วินาที เป็นเมตริก 6000*2 หลายไฟล์ (ภาคผนวก ข)

ไฟล์ที่แบ่งแล้วนั้นสามารถนำไปประมวลผลได้ด้วยโปรแกรม MATLAB โดยในเบื้องต้นจะทำการกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออกด้วยตัวกรองดิจิตอลแบบ FIR ซึ่งใช้หน้าต่างชนิด Kaiser ทั้งนี้เนื่องมาจากตัวกรองดิจิตอลแบบ FIR มีความเป็นเชิงเส้นของเฟสและมีเสถียรภาพ และด้วยคุณสมบัติของหน้าต่างชนิด Kaiser ที่สามารถชดเชยระหว่างความกว้างของ mainlobe กับขนาดของ sidelobe ได้ด้วยการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์ของหน้าต่าง ซึ่งตัวกรองดิจิตอลที่ใช้นี้มีค่าพารามิเตอร์ของหน้าต่าง Kaiser ดังนี้ β = 3.3953, N = 45 และมีความถี่ตัดเท่ากับ 35 Hz (ภาคผนวก ก และ ค) ผลตอบเชิงความถี่ของตัวกรองดิจิตอลที่ได้สร้างขึ้นแสดงในรูปที่ 3.1 หลังจากที่ได้ทำการกรองสัญญาณแล้ว ในการจำแนกสภาวะการหลับได้เลือกใช้ความสามารถในการเรียนรู้และจำแนกข้อมูลของข่ายงานระบบประสาท ซึ่งก่อนที่จะทำการแยกแยะด้วยข่ายงานระบบประสาทนั้นควรทำ

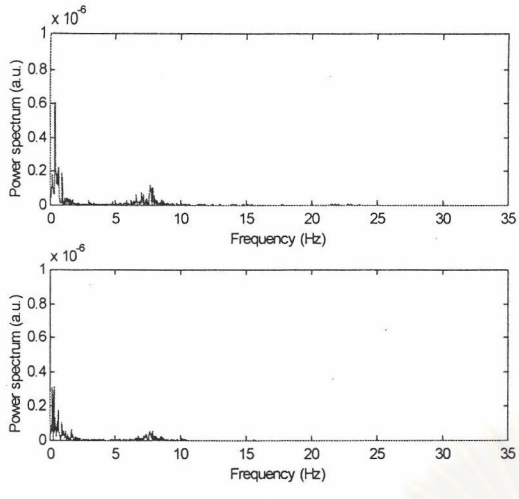
การจัดการสัญญาณ หรือทำการหาค่าลักษณะสำคัญ (Feature Extraction) ของสัญญาณเสียก่อน เพื่อเป็นการลดความซับซ้อนของระบบและลดเวลาในการสอนข่ายงานระบบประสาทให้น้อยลงได้ ในการหาค่าลักษณะสำคัญนั้นมีความสำคัญมาก กล่าวคือถ้าเลือกได้เหมาะสมก็จะทำให้ข่ายงานระบบประสาทสามารถแยกแยะสภาวะการหลับได้ดีและใช้เวลาในการสอนระบบไม่มากนัก



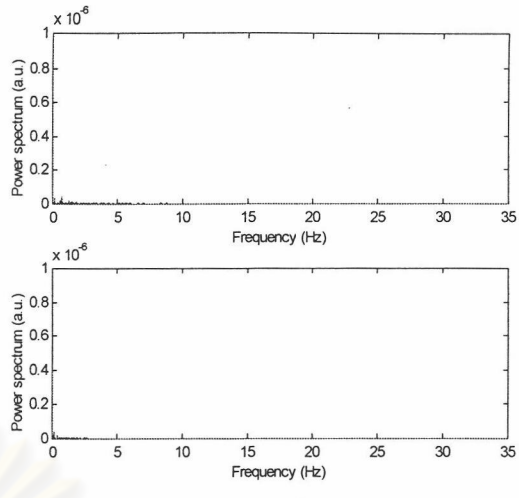
รูปที่ 3.1 ผลตอบเชิงความถี่ของตัวกรองดิจิตอลแบบ FIR ที่ใช้หน้าต่างชนิด Kaiser

3.2 การหาค่าลักษณะสำคัญ (Feature Extraction)

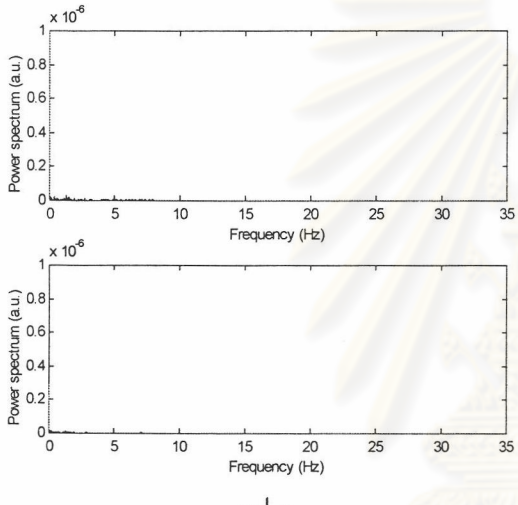
จากที่กล่าวมาถึงความสัมพันธ์ของสภาวะการหลับกับสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกาย จะพบว่าความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าที่เป็นลักษณะเด่นในแต่ละระยะการหลับแตกต่างกัน ดังนั้นจึงทดลองทำการแปลงฟูริเยร์แบบไม่ต่อเนื่องโดยใช้อัลกอริธึมแบบฟูริเยร์ทรานส์ฟอร์มอย่างเร็ว(Fast Fourier Transform: FFT) เพื่อหาค่าลักษณะสำคัญของข้อมูลจากองค์ประกอบทางความถี่ โดยใช้ฟังก์ชันสำเร็จรูปที่มีใน MATLAB คือ fft(x) ซึ่งจะใช้วิธีคำนวณแบบ mixed-radix FFT (ภาคผนวก ก) และเมื่อพิจารณาสเปกตรัมกำลังของสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายและขวาที่สภาวะต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 พบว่าสเปกตรัมกำลังของทั้งสองด้านมีลักษณะโดยรวมคล้ายกัน ทำให้สามารถเลือกสเปกตรัมกำลังของสัญญาณด้านใดด้านหนึ่งมาทำการหาค่าลักษณะสำคัญได้ ในงานวิจัยนี้ได้เลือกสเปกตรัมกำลังของสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้ายมาหาค่าลักษณะสำคัญเพื่อประมวลผลสัญญาณต่อไป โดยได้ทำการหาค่าลักษณะสำคัญ 4 แบบด้วยกันเพื่อทำการเปรียบเทียบหาค่าลักษณะสำคัญที่ให้ผลการแยกแยะที่เหมาะสม โดยแต่ละแบบมีรายละเอียดดังต่อไปนี้



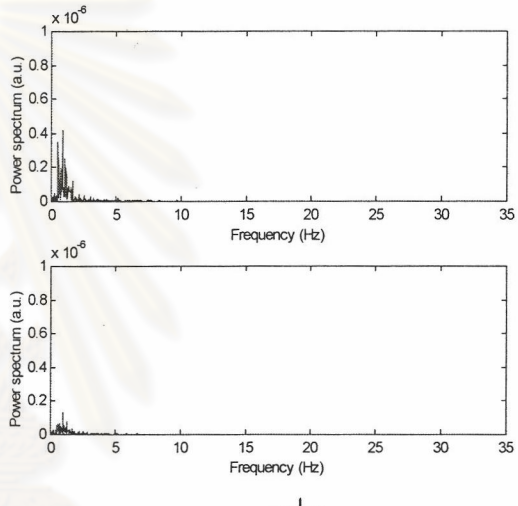
รูป ก



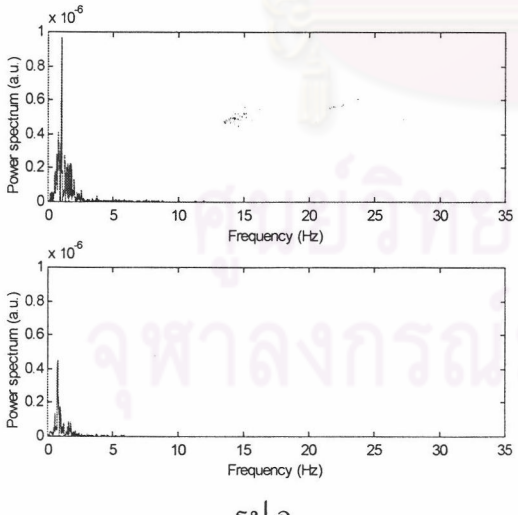
รูป ข



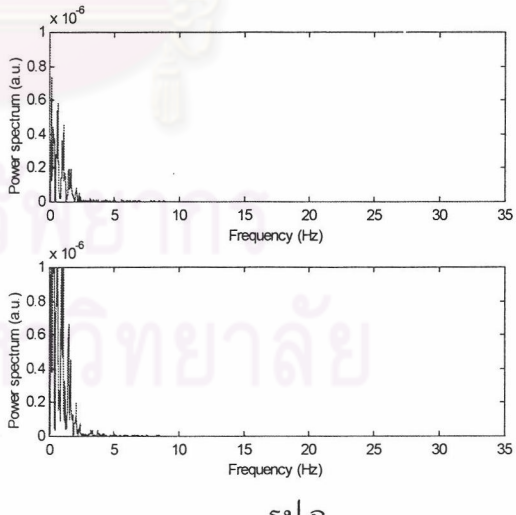
รูป ค



รูป ง



รูป จ



รูป ฉ

รูปที่ 3.2 ตัวอย่างของสเปกตรัมกำลังของสัญญาณคลื่นลูกตาด้านซ้าย (บน) และด้านขวา (ล่าง) ในสภาวะตื่น (รูป ก), การหลับระยะที่ 1(รูป ข), ระยะที่ 2 (รูป ค), ระยะที่ 3 (รูป ง), ระยะที่ 4 (รูป จ) และสภาวะ REM (รูป ฉ) ตามลำดับ

- แบบที่ 1 หรือแบบ 5input เนื่องจากพบว่าองค์ประกอบทางความถี่ส่วนใหญ่อยู่ในช่วง 0.03 – 5.0 Hz (ดังรูปที่ 3.2 ก - ฉ) ค่าลักษณะสำคัญจะได้จากผลรวมสเปกตรัมกำลังในแต่ละย่านความถี่ โดยแบ่งย่านความถี่เป็น 5 ย่านต่อไปนี้ 0.03 – 1.0 Hz, 1.0 – 2.0 Hz, 2.0 – 3.0 Hz, 3.0 – 4.0 Hz และ 4.0 – 5.0Hz
- แบบที่ 2 หรือแบบ 12input เนื่องจากมีองค์ประกอบทางความถี่ย่าน 5 – 10 Hz ปรากฏให้เห็นในระยะการหลับต่าง ๆ (รูปที่ 3.2 ก-ฉ) และองค์ประกอบทางความถี่ต่ำช่วง 0–2.0 Hz (ดังรูปที่ 3.2 ง-จ) แสดงให้เห็นลักษณะที่แตกต่างเช่นกัน ดังนั้นในการหาค่าลักษณะสำคัญจึงแบ่งย่อยความถี่ในช่วง 0 – 10.0 Hz ออกเป็น 12 ย่านความถี่แล้วหาผลรวมสเปกตรัมกำลังในแต่ละย่านความถี่ต่อไปนี้ 0.03– 0.2 Hz, 0.2 – 0.4 Hz, 0.4 – 0.6 Hz, 0.6 - 0.8 Hz, 0.8 –1.0 Hz, 1.0 –1.2 Hz, 1.2 –1.4 Hz, 1.4 –1.6 Hz, 1.6 –1.8 Hz, 1.8 – 2.0 Hz, 2.0 – 4.0 Hz และ 4.0 – 10.0 Hz
- แบบที่ 3 หรือแบบ 5band หาผลรวมสเปกตรัมกำลังของแต่ย่านความถี่ที่แบ่งออกตามช่วงความถี่ของคลื่นสมอง 5 ช่วง ได้แก่ 0.5 – 4.0 Hz, 4.0 – 8.0 Hz, 8.0 – 13.0 Hz, 13.0 – 22.0 Hz และ 22.0 – 30.0 Hz
- แบบที่ 4 หรือแบบ Samping pwr ผลเฉลี่ยของสเปกตรัมกำลังในช่วง 0.1 Hz ตั้งแต่ 0 – 10 Hz จะได้ค่าลักษณะสำคัญทั้งหมด 100 ค่า

3.3 ค่าพารามิเตอร์ของข่ายงานระบบประสาท

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้อัลกอริธึมในการเรียนรู้ของข่ายงานระบบประสาท2 วิธีด้วยกันคือ แบบแพร่กระจายกลับ (Backpropagation) และ Radial Basis ทั้งนี้เนื่องมาจากอัลกอริธึมแรกนั้นสามารถออกแบบข่ายงานให้เหมาะสมกับข้อมูลที่ต้องการจำแนกได้และเป็นอัลกอริธึมที่นิยมใช้กัน ส่วนอีกอัลกอริธึมนั้นเป็นอัลกอริธึมที่ใช้เวลาในการเรียนรู้น้อย

ในการสอนข่ายงานระบบประสาทจะใช้ฟังก์ชันที่มีมาให้ใน MATLAB Toolbox ซึ่งในเบื้องต้นได้ทำการสอนให้จำแนกสภาวะที่แตกต่างกัน 4 สภาวะได้แก่ สภาวะตื่น (Wake), สภาวะการหลับระยะที่ 1 และ 2 รวมเข้าด้วยกันเรียกว่าสภาวะ Light sleep (LS), สภาวะการหลับระยะที่ 3 และ 4 รวมเข้าด้วยกันเรียกว่าสภาวะ Deep sleep (DS) และสภาวะ REM

ในข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่ใช้ประกอบไปด้วย Input layer, hidden layer และ output layer ซึ่งในการสอนได้ทดลองปรับเปลี่ยนจำนวนโหนดใน hidden layer และเพิ่มจำนวนชั้นของ hidden layer โดยที่จำนวนโหนดของ input layer จะขึ้นอยู่กับแบบของค่าลักษณะสำคัญที่ใช้ คือ 5, 12, 5 และ 100 โหนด ตามลำดับ ส่วนค่า output layer มี 2 โหนด โดยกำหนดค่าดังนี้

(0,0) : Wake (Wake Stage)

(0,1) : Light sleep (LS: Stage 1, 2)

(1,0) : Deep sleep (DS: Stage 3, 4)

(1,1) : REM (REM Stage)

ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ สำหรับข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับ มีดังนี้ ค่าผิดพลาด (SSE) เท่ากับ 0.01, Maximum Epoch เท่ากับ 20,000, ค่า Learning rate เท่ากับ 0.001, ค่าคงที่โมเมนตัมเท่ากับ 0.9 และไม่ใช้การ bias โดยใช้ฟังก์ชัน logsigmoid เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนระหว่างโหนด โดยในกรณีที่มีHidden layer 1 ชั้นจะใช้จำนวนโหนด 2 แบบคือเท่ากับ 20 และ 40 โหนด ส่วนกรณีที่มี Hidden layer 2 ชั้นจะมีจำนวนโหนดในชั้นแรกเท่ากับ 20 โหนด และในชั้นที่ 2 เท่ากับ 5 โหนด

ส่วนค่าพารามิเตอร์ของข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis นั้นมีดังนี้ ค่าผิดพลาด (SSE) เท่ากับ 0.01, จำนวนโหนดสูงสุดเท่ากับ 115 โหนดและทำการเปลี่ยนค่า Spread of radial basis function เป็น 0.0001, 0.001, 0.01และ 0.1 ตามลำดับ

เพื่อความสะดวกในการอ้างถึงข่ายงานระบบประสาทแบบต่าง ๆ จึงได้กำหนดอักษรย่อให้กับแต่ละข่ายงานดังนี้

BP1: ข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับซึ่งมี Hidden โหนด 20 โหนด

BP2: ข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับซึ่งมี Hidden โหนด 40 โหนด

BP3: ข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับซึ่งมี 2 Hidden layer และมีจำนวนโหนดในชั้นแรกเท่ากับ 20 โหนด และในชั้นที่ 2 เท่ากับ 5 โหนด

RB1: ข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ซึ่งมีค่า Spread of constant เท่ากับ 0.1

RB2: ข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ซึ่งมีค่า Spread of constant เท่ากับ 0.01

RB3: ข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ซึ่งมีค่า Spread of constant เท่ากับ 0.001

RB4: ข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ซึ่งมีค่า Spread of constant เท่ากับ 0.0001

ด้วยลักษณะของข่ายงานระบบประสาทที่ไม่มีกฎเกณฑ์ที่แน่นอนในการออกแบบข่ายงานระบบประสาท ในบทนี้จึงจะกล่าวถึงผลการทดลองเพื่อหาแนวโน้มและทิศทางของระบบซึ่งจะนำไปสู่การกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมกับข้อมูลได้ ชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดลองนี้เป็นสัญญาณคลื่นลูกตาของผู้วิจัยเองที่ได้ทำการวัดโดยเครื่องวัดสัญญาณคลื่นสมองของภาควิชากุมารเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และได้รับการวินิจฉัยสภาวะการหลับโดยแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ (ผศ.นพ.ทายาท ดีสุดจิต) ซึ่งผลการวินิจฉัยนี้จะนำมาใช้ในการเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดลองสอนข่ายงานระบบประสาทที่ได้กำหนดค่าพารามิเตอร์ตามที่กล่าวมาข้างต้น

3.4 ชุดข้อมูลที่ใช้ในการสอนและทดสอบข่ายงานระบบประสาท

ข้อมูลชุดนี้ถูกแบ่งเป็น 2 กลุ่ม กลุ่มแรกใช้ในการสอนข่ายงานระบบประสาท ส่วนกลุ่มที่สองใช้ในการทดสอบข่ายงานระบบประสาทโดยมีรายละเอียดดังตารางที่ 3.1

เนื่องมาจากสภาวะ LS คือ การหลับระยะที่ 1 และ 2 รวมกัน ซึ่งทั้ง 2 ระยะการหลับมีลักษณะของสัญญาณคลื่นลูกตาที่คล้ายกัน โดยอาจจะสังเกตพบสัญญาณคลื่นสมอง เช่น K-complex และ Sleep spindles ปรากฏให้เห็นในสัญญาณคลื่นลูกตาในการหลับระยะที่ 2 ได้ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับการติดอิเล็กโทรดและตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดด้วย ดังนั้นจึงเกิดความยุ่งยากในการแยกระยะการหลับทั้งสองออกจากกันโดยอาศัยสัญญาณคลื่นลูกตาที่อาจจะพบหรือไม่พบสัญญาณคลื่นสมองทั้งสองชนิดหรือไม่ก็ได้ อย่างไรก็ตามเพื่อให้ข่ายงานระบบประสาทได้เรียนรู้สภาวะ LS อย่างครอบคลุม จึงใช้เวกเตอร์ในกลุ่มที่ใช้สอนของสภาวะ LS จำนวน 50 เวกเตอร์ ซึ่งได้จากการหลับระยะที่ 1 จำนวน 20 เวกเตอร์และการหลับระยะที่ 2 อีก 30 เวกเตอร์

ตารางที่ 3.1 จำนวนเวกเตอร์ของสภาวะต่าง ๆ ในกลุ่มที่ใช้สอนและทดสอบข่ายงานระบบประสาท

สภาวะ	จำนวนเวกเตอร์ในกลุ่มที่ใช้สอน	จำนวนเวกเตอร์ในกลุ่มที่ใช้ทดสอบ
Wake	20	93
Light sleep	50	684
Deep sleep	25	90
REM	20	158
รวม	115	1025

จำนวนเวกเตอร์ของสภาวะ DS นั้นมีหลักในการพิจารณาต่างกันกับกรณีของสภาวะ LS กล่าวคือ แม้ว่าสภาวะ DS จะประกอบไปด้วยการหลับระยะที่ 3 และ 4 แต่เนื่องจากการหลับทั้งสองระยะมีสัญญาณคลื่นลูกตาคล้ายกันมาก ต่างกันเพียงแค่ปริมาณการเกิดของสัญญาณในช่วงความถี่เดลต้าของการหลับระยะที่ 4 มากกว่าระยะที่ 3 เท่านั้น อีกทั้งจำนวนชุดข้อมูลของ DS มีไม่มากนัก กลุ่มเวกเตอร์ที่ใช้สอนข่ายงานระบบประสาทของสภาวะนี้จึงเลือกจากการหลับระยะที่ 3 จำนวน 10 เวกเตอร์ และจากการหลับระยะที่ 4 จำนวน 15 เวกเตอร์ รวมเป็น 25 เวกเตอร์

ในการกำหนดจำนวนเวกเตอร์ของแต่ละสภาวะยังเกิดจากข้อจำกัดในการเลือกเวกเตอร์ กล่าวคือ เวกเตอร์ที่ถูกเลือกจะต้องอยู่ในช่วงกลางของสภาวะนั้นที่ไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงสภาวะแบบฉับพลันขึ้น เพื่อที่จะให้ผลการสอนข่ายงานระบบประสาทมีความถูกต้องมากที่สุด แม้ว่า

จำนวนเวกเตอร์จะไม่เท่ากันทุกสภาวะดังเหตุผลที่กล่าวมาแล้ว ก็ไม่ได้เป็นปัจจัยกระทบต่อการเรียนรู้ของข่ายงานระบบประสาท (ภาคผนวก ง)

3.5 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการบ่งบอกคุณภาพของข่ายงานระบบประสาท

เนื่องจากผลที่ได้จากข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับแต่ละโหนดของ output layer จะมีค่าอยู่ในช่วง 0 – 1 ในการทดลองนี้ได้กำหนดค่า 0.5 เป็นเกณฑ์ในการปัดเศษกล่าวคือถ้ามีค่าน้อยกว่า 0.5 จะกำหนดให้เป็น 0 แต่ถ้ามากกว่าจะกำหนดให้เป็น 1 ทั้งนี้ก็เพื่อระบุผลการแยกแยะของข่ายงานระบบประสาทว่าเป็นสภาวะใด แต่ในกรณีของข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis จะแตกต่างออกไปเนื่องจากผลที่ได้ไม่อยู่ในช่วง 0 – 1 ทั้งหมด ซึ่งจากการสังเกตพบว่าจะมีบางค่าที่น้อยกว่า 0 หรือมากกว่า 1 อยู่เล็กน้อย ซึ่งยังสามารถใช้เกณฑ์เดียวกับข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับได้ จากนั้นนำผลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลที่แพทย์เป็นผู้วินิจฉัยซึ่งคุณภาพของข่ายงานระบบประสาทจะพิจารณาจากพารามิเตอร์ 2 ค่าคือ

- ร้อยละของอัตราส่วนระหว่าง C (Corrected) กับ D (Detected) หรือ %C/D
- ร้อยละของอัตราส่วนระหว่างC (Corrected) กับ R (Real) หรือ %C/R

โดยที่

C : จำนวนเวกเตอร์ที่ถูกจำแนกโดยข่ายงานระบบประสาทซึ่งตรงกับการจำแนกโดยแพทย์ของสภาวะนั้น

D : จำนวนเวกเตอร์ที่ถูกจำแนกโดยข่ายงานระบบประสาทว่าเป็นสภาวะนั้นทั้งหมด

R : จำนวนเวกเตอร์ของสภาวะนั้นที่ใช้ในการทดสอบข่ายงานระบบประสาททั้งหมดซึ่งจำแนกโดยแพทย์

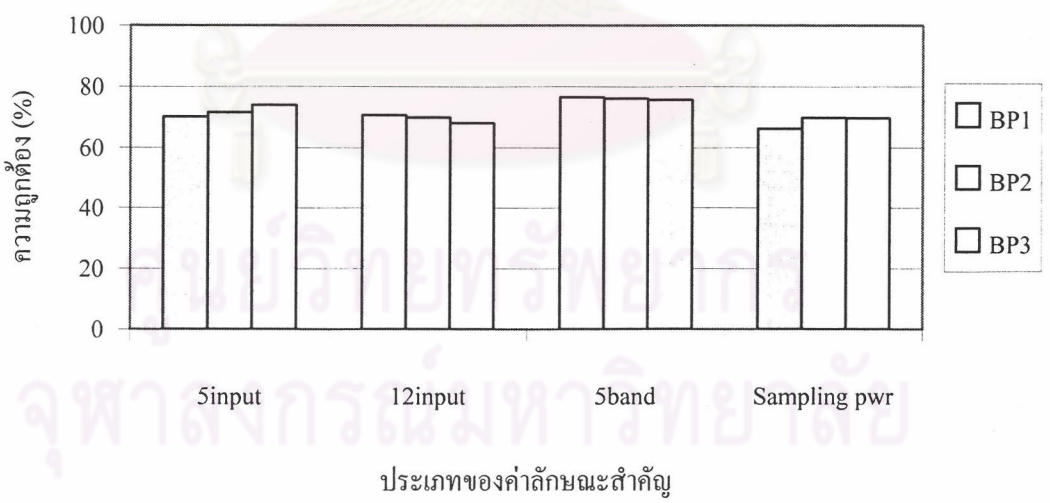
ค่า C/D นั้นจะบอกถึงประสิทธิผลของระบบ ส่วน C/R จะบ่งชี้ประสิทธิภาพของระบบ ค่าทั้งสองนี้ยิ่งมีค่าสูงยิ่งดีแต่ต้องเกิดขึ้นพร้อมกัน การจะพิจารณาเพียงค่าใดค่าหนึ่งนั้นไม่สามารถบอกคุณภาพของระบบได้ ตัวอย่างเช่น สภาวะ Deep sleep มีทั้งหมด 90 เวกเตอร์ หากผลการจำแนกจากข่ายงานระบบประสาทระบุว่ามีสภาวะ DS เพียง 10 เวกเตอร์ ซึ่งทั้ง 10 เวกเตอร์นี้ตรงกับที่แพทย์ระบุว่าเป็นสภาวะ DS ทั้งหมด นั่นหมายความว่า %C/D เท่ากับ 100% แต่ %C/R เท่ากับ 11.1% เท่านั้น หรืออีกกรณีหนึ่งสมมติว่าสภาวะ REM มีทั้งหมด 100 เวกเตอร์ หากผลการจำแนกจากข่ายงานระบบประสาทระบุว่ามีสภาวะ REM 180 เวกเตอร์ ซึ่งตรงกับที่แพทย์ระบุว่าเป็นสภาวะ REM 90 เวกเตอร์ นั่นหมายความว่า %C/D มีค่าเพียง 50% แต่ %C/R มีค่าถึง 90% จากตัวอย่างเหล่านี้แสดงให้เห็นถึงความสำคัญในการพิจารณาพารามิเตอร์ 2 ค่านี้ควบคู่กันเพื่อบ่งบอกคุณภาพของระบบ

3.6 ผลการจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาท

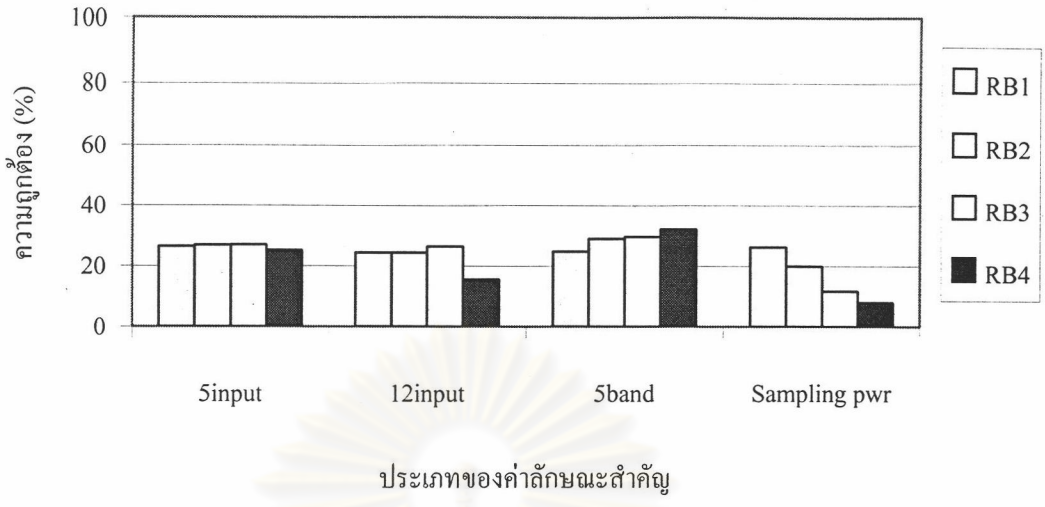
3.6.1 ผลการจำแนกทุกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาท

ผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทจากรูปที่ 3.3 แสดงการเปรียบเทียบความถูกต้องของทุกสภาวะรวมกัน $\left(\frac{\sum C}{\sum R}\right)$ เมื่อใช้ค่าลักษณะสำคัญทั้ง 4 แบบทดสอบกับข่ายงานระบบประสาท BP1, BP2 และ BP3 ส่วนรูปที่ 3.4 เป็นผลที่ได้จากการทดสอบกับข่ายงานระบบประสาท RB1, RB2, RB3 และ RB4 ซึ่งจะเห็นว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band มีความถูกต้องสูงกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบอื่นในข่ายงานระบบประสาท BP1, BP2 และ BP3 สำหรับผลการทดสอบของข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ทุกข่ายงานมีค่าความถูกต้องต่ำกว่าข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับมาก แต่ยังแสดงให้เห็นว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band ให้ผลการทดสอบที่ดีในทุกข่ายงานเช่นกัน

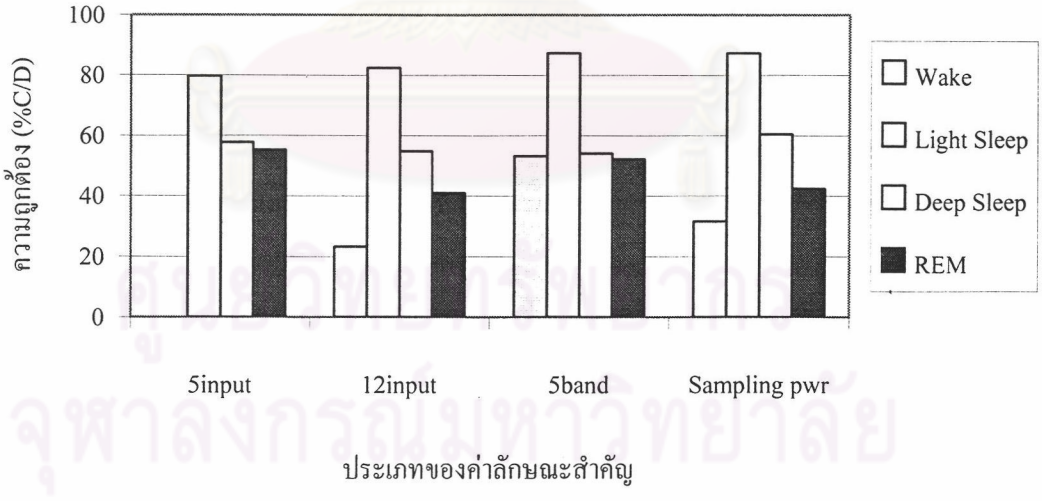
แม้ผลการทดสอบจะให้ค่าความถูกต้องโดยรวมของข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับสูงก็ตาม แต่ยังไม่ใช่ดัชนีที่บ่งบอกคุณภาพของระบบได้ ซึ่งต้องพิจารณาพารามิเตอร์ 2 ตัวที่กล่าวมาข้างต้น อันได้แก่ %C/D และ %C/R รูปที่ 3.5 และ 3.6 แสดงค่า %C/D และ %C/R ของทุกสภาวะที่จำแนกด้วยข่ายงานระบบประสาท BP3 ตามลำดับ ส่วนรูปที่ 3.7 และ 3.8 แสดงค่า %C/D และ %C/R ของทุกสภาวะที่จำแนกด้วยข่ายงานระบบประสาท RB4 ตามลำดับ



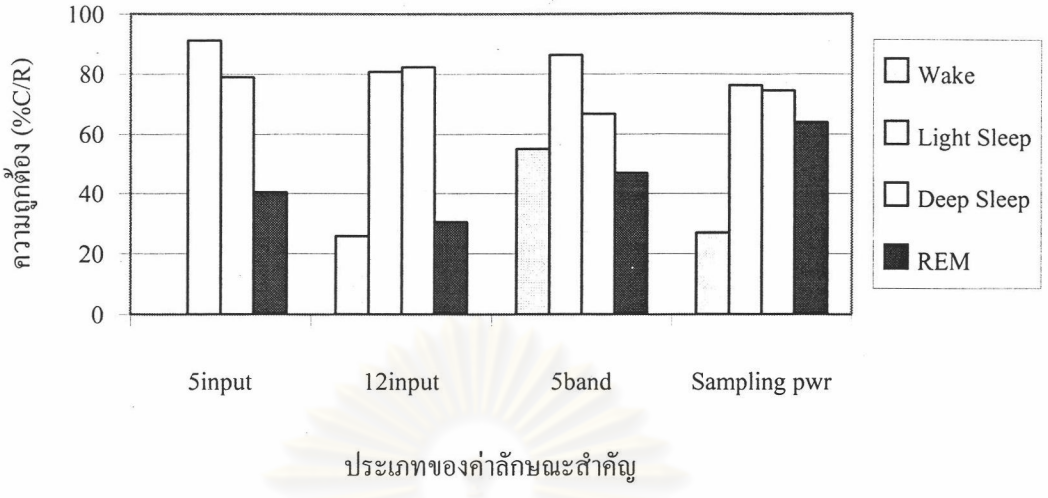
รูปที่ 3.3 ความถูกต้องรวมของทุกสภาวะเมื่อใช้ค่าลักษณะสำคัญทั้ง 4 แบบทดสอบกับข่ายงานระบบประสาท BP1, BP2 และ BP3



รูปที่ 3.4 ความถูกต้องรวมของทุกสภาวะเมื่อใช้ค่าลักษณะสำคัญทั้ง 4 แบบทดสอบกับข่ายงานระบบประสาท RB1, RB2, RB3 และ RB4



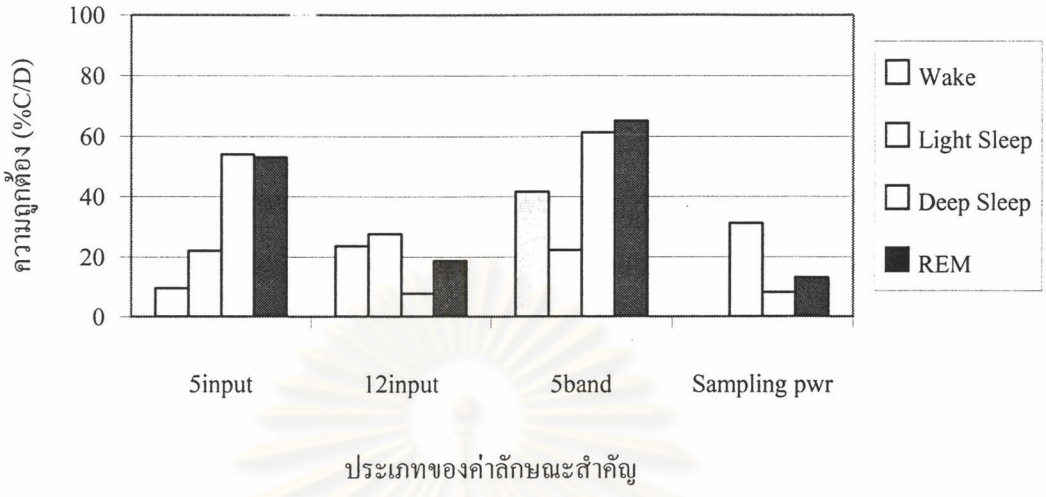
รูปที่ 3.5 ค่า %C/D ของการจำแนกทุกสภาวะ ด้วยข่ายงานระบบประสาท BP3



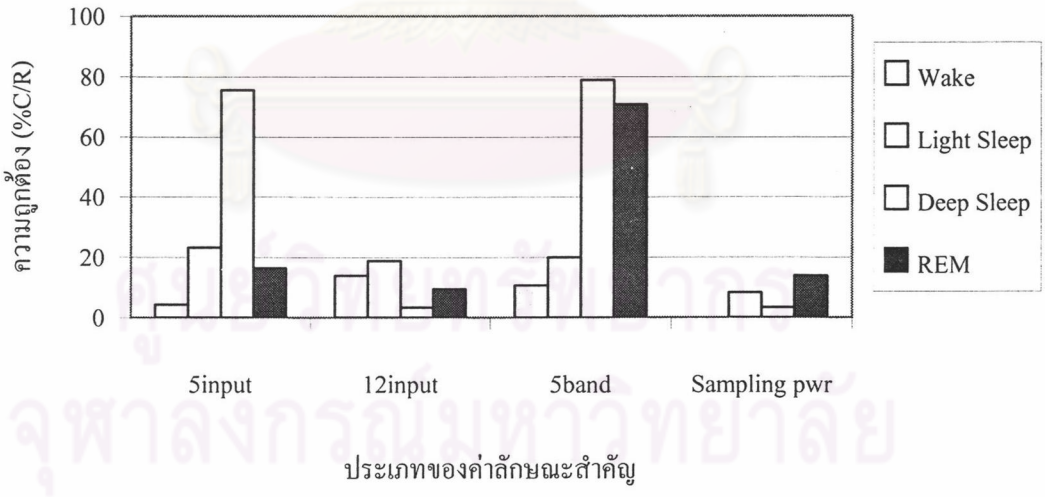
รูปที่ 3.6 ค่า %C/R ของการจำแนกทุกสภาวะ ด้วยข่ายงานระบบประสาท BP3

แม้ว่ารูปที่ 3.5 – 3.8 จะแสดงเฉพาะผลการจำแนกของข่ายงานระบบประสาทแบบBP3 และ RB4 เท่านั้น อย่างไรก็ตามจากการทดลอง พบว่าข่ายงานระบบประสาทแบบ BP1 และ BP2 ให้ผลการทดสอบที่ใกล้เคียงกับแบบ BP3 และในทำนองเดียวกันข่ายงาน RB1, RB2 และ RB3 ก็ให้ผลการทดสอบที่ใกล้เคียงกับแบบ RB4 ด้วย สิ่งที่เห็นได้อย่างชัดเจนคือผลการทดสอบจากข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis มีค่าต่ำจนไม่เหมาะที่จะนำมาใช้เป็นระบบจำแนกสภาวะ นอกจากนี้พบว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band ให้ผลการทดสอบของแต่ละสภาวะดีกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบอื่น กล่าวคือ %C/D และ %C/R ของแต่ละสภาวะที่ได้จากค่าลักษณะสำคัญแบบ 5band นี้มีค่าสูงทั้งคู่ ทั้งนี้อาจเนื่องจากว่าค่าลักษณะสำคัญแบบนี้มีช่วงของข้อมูลกว้างกว่าแบบอื่น นั่นหมายความว่าข้อมูลในช่วงความถี่สูงมีความสำคัญต่อการจำแนกของระบบด้วย

เมื่อพิจารณาถึงผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 และแบบที่ 4 ซึ่งมีจำนวนค่าลักษณะสำคัญต่างกันคือ 12 และ 100 ตามลำดับ โดยมีช่วงความถี่ที่สนใจอยู่ในช่วง 0.03 – 10 Hz เท่ากัน พบว่าผลการจำแนกสภาวะการหลับไม่ได้แตกต่างกันมากนัก แสดงให้เห็นว่าจำนวนค่าลักษณะสำคัญที่มากไม่จำเป็นต้องให้ผลการจำแนกที่ดีกว่าเสมอไป แต่ยังอาจส่งผลให้ระบบมีความซับซ้อนและทำให้เสียเวลาในการคำนวณมากขึ้น อย่างไรก็ตามยังไม่สามารถสรุปองค์ประกอบของระบบได้เนื่องจากผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับทั้ง 3 แบบ มีค่าแตกต่างกันไม่มาก ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากปัจจัยอื่นก็ได้ เช่น ค่าสัมประสิทธิ์เริ่มต้นของการสอนข่ายงานระบบประสาทได้มาจากการสุ่มของระบบ



รูปที่ 3.7 ค่า %C/D ของการจำแนกทุกสภาวะ ด้วยข่ายงานระบบประสาท RB4



รูปที่ 3.8 ค่า %C/R ของการจำแนกทุกสภาวะ ด้วยข่ายงานระบบประสาท RB4

3.6.2 ผลการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาท

จากผลการทดลองที่ผ่านมา การจำแนกหลาย ๆ สภาวะพร้อมกันยังให้ผลการทดสอบไม่เป็นที่น่าพอใจเท่าไรนัก จึงมีแนวคิดว่าควรทำกระบวนการจำแนกเป็นหลายขั้นตอน โดยจะทำการจำแนกสภาวะใดสภาวะหนึ่งออกมาก่อน โดยมุ่งหวังว่าจะให้ผลการจำแนกที่ดีขึ้น ผลการทดลองที่ผ่านมา แสดงให้เห็นว่า %C/D และ %C/R ของสภาวะ Light sleep มีค่าสูงกว่าสภาวะอื่น ๆ แต่เนื่องจากสภาวะนี้เป็นสภาวะพื้นของการหลับซึ่งมีปริมาณมากกว่าสภาวะอื่น ๆ ด้วย ดังนั้นสภาวะ Light sleep นี้จึงควรเป็นสภาวะสุดท้ายที่จะทำการจำแนก หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือเป็นสภาวะที่เหลือจากการแยกแยะสภาวะอื่น ๆ ออกไปจนหมด ในการจำแนกทีละสภาวะนี้ สภาวะแรกที่จะแยกคือ REM เนื่องจากมีคุณลักษณะของสภาวะแตกต่างจากสภาวะอื่นอย่างเห็นได้ชัด อีกทั้งยังมีค่า %C/D และ %C/R สูงด้วย จากนั้นจะทำการจำแนกสภาวะ Deep sleep และ Wake ตามลำดับ

ในการออกแบบข่ายงานระบบประสาทเพื่อจำแนกสภาวะ REM นี้ สำหรับข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับได้กำหนดจำนวนโหนดและจำนวน Hidden layer ดังตารางที่ 3.2 ส่วนข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis จะเปลี่ยนค่า Spread of constant ดังตารางที่ 3.3

สำหรับค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ กำหนดเหมือนกับการทดลองที่ผ่านมา ยกเว้นจำนวนโหนดของ output layer ที่มีเพียง 1 โหนดเท่านั้น โดยกำหนดค่าของชุดข้อมูลที่ใช้สอนที่โหนดของ output layer ดังนี้

0 : Wake, LS และ DS

1 : REM

ผลที่ได้จากข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับยังคงใช้เกณฑ์เดียวกับการทดลองที่ผ่านมา แต่ในกรณีของข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis จะแตกต่างออกไปเนื่องจากผลที่ได้ไม่อยู่ในช่วง 0 – 1 ทั้งหมดซึ่งจากการสังเกตพบว่ามีบางค่าน้อยกว่า 0 และมีบางค่าที่มากกว่า 1 มาก ๆ ทำให้ต้องเปลี่ยนเกณฑ์ในการตัดสินใจโดยใช้ค่า 1 เป็นเกณฑ์ กล่าวคือ ถ้าผลการทดสอบที่ให้ค่าน้อยกว่า 1 ระบบจะจำแนกว่าไม่ใช่ REM แต่ถ้ามากกว่าจะจำแนกว่าเป็น REM ซึ่งผลการทดสอบได้แสดงไว้ดังรูปที่ 3.13 – 3.14

จากรูปที่ 3.9 และ 3.10 พบว่าผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทที่มี 1 Hidden layer มีแนวโน้มของค่า %C/D และ %C/R สูงขึ้นเมื่อเพิ่มจำนวนโหนดในข่ายงานระบบประสาทมากขึ้น และจะเริ่มมีค่าใกล้เคียงกันเมื่อจำนวนโหนดสูงถึงค่า ๆ หนึ่ง ซึ่งจะเห็นได้จากผลการทดสอบของข่ายงาน BPR3, BPR4 และ BPR5 ที่มีค่า %C/D และ %C/R ใกล้เคียงกัน ยกเว้นค่า %C/R ที่ได้จากข่ายงาน BPR4 และ BPR5 ที่ทดสอบด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band มีค่าสูงกว่าการใช้ค่าการลักษณะสำคัญแบบอื่น ๆ

ตารางที่ 3.2 องค์ประกอบของข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับ ที่ใช้ในการจำแนก REM

ข่ายงานระบบประสาท แบบแพร่กระจายกลับ	จำนวนโหนด	
	ใน Hidden layer แรก	ใน Hidden layer ที่สอง
BPR 1	5	-
BPR 2	10	-
BPR 3	20	-
BPR 4	40	-
BPR 5	80	-
BPR 6	5	5
BPR 7	5	20
BPR 8	5	80
BPR 9	20	5
BPR 10	20	20
BPR 11	20	80
BPR 12	80	5
BPR 13	80	20
BPR 14	80	80

ตารางที่ 3.3 ขนาด Spread of constant ในข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial Basis ที่ใช้ในการจำแนก REM

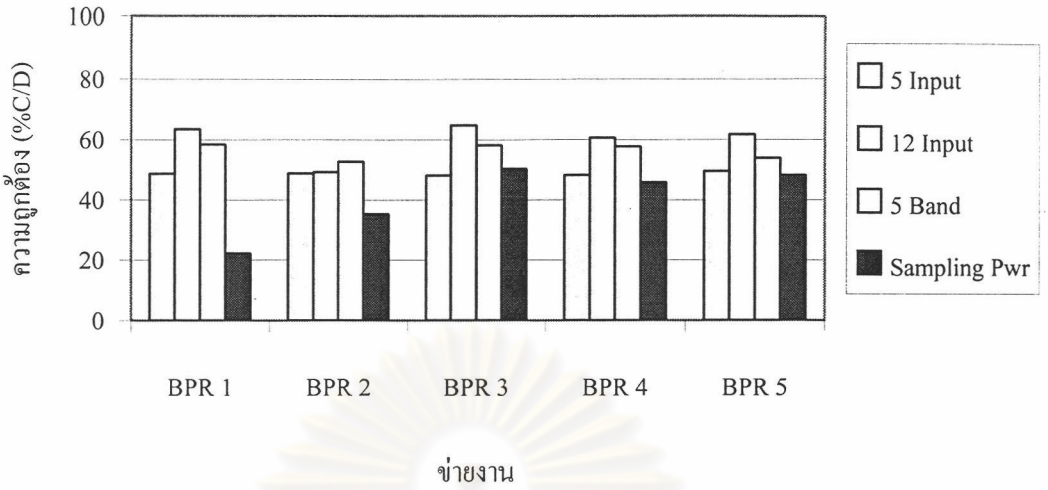
ข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial Basis	Spread of constant
RBR 1	0.001
RBR 2	0.01
RBR 3	0.1
RBR 4	1
RBR 5	10

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

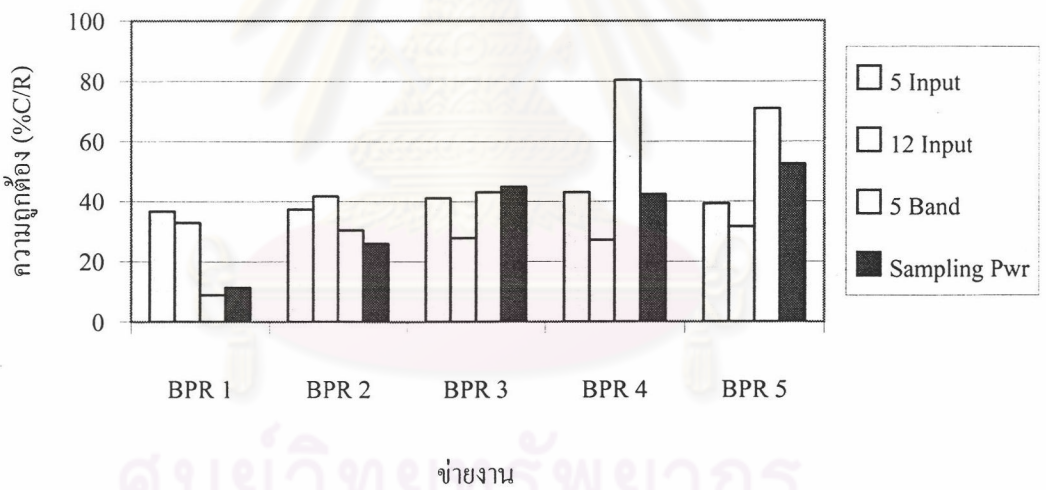
นอกจากนี้เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบผลของค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 และ 4 จะพบว่าแม้จะเป็นค่าลักษณะสำคัญที่ได้จากช่วงสเปกตรัมเดียวกันคือ 0 – 10 Hz แต่ผลการทดสอบกับข่ายงานระบบประสาทแสดงให้เห็นว่าค่า %C/D และ %C/R ของค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 มีค่าใกล้เคียงกันในทุกข่ายงาน ต่างจากผลของค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 4 ที่มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามจำนวนโหนดในแต่ละข่ายงาน ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการที่ค่าลักษณะสำคัญทั้งสองแบบมีจำนวนของค่าลักษณะสำคัญใน 1 เวกเตอร์ไม่เท่ากันคือ 10 ค่าและ 100 ค่า ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าจำนวนของค่าลักษณะสำคัญใน 1 เวกเตอร์ที่มากกว่าอาจต้องการข่ายงานที่มีความซับซ้อนมากกว่าในการเรียนรู้ และยังแสดงให้เห็นอีกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 ไม่ต้องการข่ายงานระบบประสาทแบบ 1 hidden layer ที่ซับซ้อนมากนักในการเรียนรู้ จากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถกล่าวได้ว่าความถูกต้องในการจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาทขึ้นอยู่กับการเลือกใช้ค่าลักษณะสำคัญและองค์ประกอบของข่ายงานระบบประสาทที่เหมาะสมกับการเรียนรู้ของข่ายงานระบบประสาท ซึ่งจากผลการทดลองนี้พบว่าข่ายงาน BPR4 ที่ใช้ค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 ให้ผลการทดสอบสูงกว่าแบบอื่น

เมื่อพิจารณารูปที่ 3.11 และ 3.12 ซึ่งเป็นผลการทดสอบของข่ายงานระบบประสาทแบบ 2 hidden layers พบว่ามีค่าใกล้เคียงกันในหลาย ๆ ข่ายงาน แต่เนื่องจากข่ายงาน BPR9 เป็นข่ายงานระบบประสาทที่มีจำนวนโหนดหรือความซับซ้อนน้อยกว่าข่ายงานอื่นที่ให้ผลการทดสอบใกล้เคียงกัน จึงเลือกข่ายงานนี้เป็นตัวแทนในการพิจารณา ซึ่งพบว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 หรือ 12input ให้ผลการทดสอบดีที่สุด อย่างไรก็ตามผลที่ได้ไม่แตกต่างจากแบบ 5band มากนัก และเมื่อทำการเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดสอบข่ายงานระบบประสาทแบบ 1 hidden layer ข้างต้น พบว่าโดยทั่วไปผลการทดสอบของข่ายงานระบบประสาทแบบ 2 hidden layers มีค่าความถูกต้องมากกว่า แต่เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างผลการทดสอบที่ดีที่สุดของแต่ละการทดลองพบว่ามีค่าใกล้เคียงกัน

จากการทดลองนี้เรายังพบอีกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 1 ให้ผลการทดสอบที่ไม่ขึ้นกับองค์ประกอบของข่ายงาน ทั้งนี้อาจเป็นเพราะค่าลักษณะสำคัญแบบนี้มีขีดจำกัดในการสอนข่ายงานระบบประสาทก็เป็นได้ และยังพบอีกว่าค่าความถูกต้องที่ได้จากการทดสอบข่ายงานระบบประสาทแบบ 2 hidden layers เป็นผลมาจากจำนวนโหนดใน hidden layer ชั้นแรก โดยสังเกตได้จากการเปรียบเทียบระหว่างข่ายงาน BPR6, BPR9 และ BPR12 หรือเปรียบเทียบระหว่างข่ายงาน BPR7, BPR10 และ BPR13 หรือเปรียบเทียบระหว่างข่ายงาน BPR8, BPR11 และ BPR14 โดยสรุปแล้วอาจกล่าวได้เช่นเดียวกับผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทแบบ 1 hidden layer ว่าความถูกต้องในการจำแนกสภาวะการหลับด้วยข่ายงานระบบประสาทขึ้นอยู่กับการเลือกใช้ค่าลักษณะสำคัญและองค์ประกอบของข่ายงานระบบประสาทที่เหมาะสมกับการเรียนรู้ของข่ายงานระบบประสาท

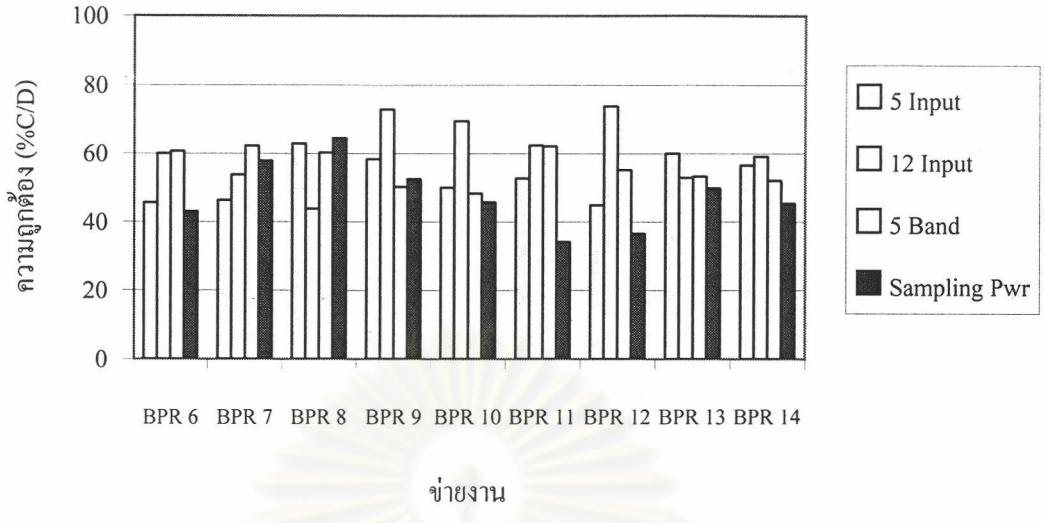


รูปที่ 3.9 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่มี 1 Hidden layer

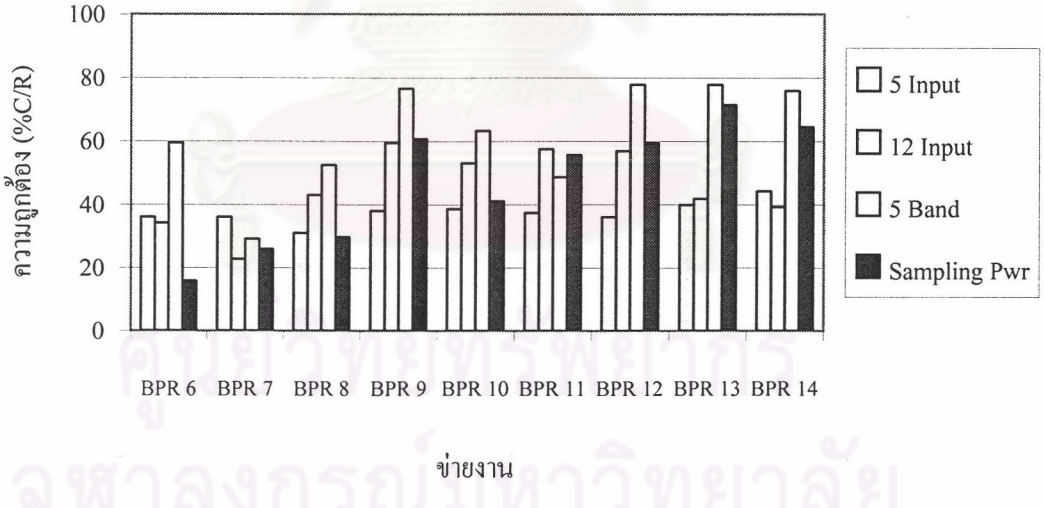


รูปที่ 3.10 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่มี 1 Hidden layer

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

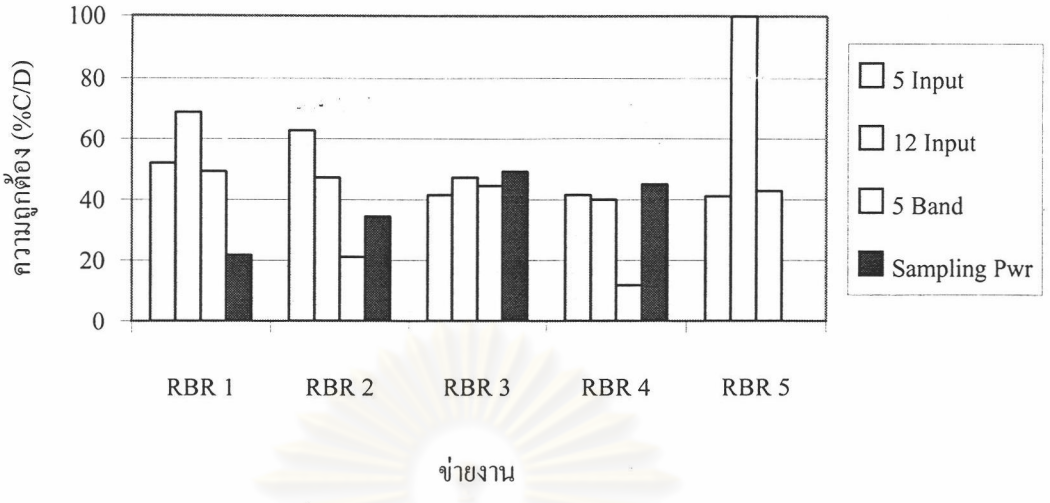


รูปที่ 3.11 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่มี 2 Hidden layer

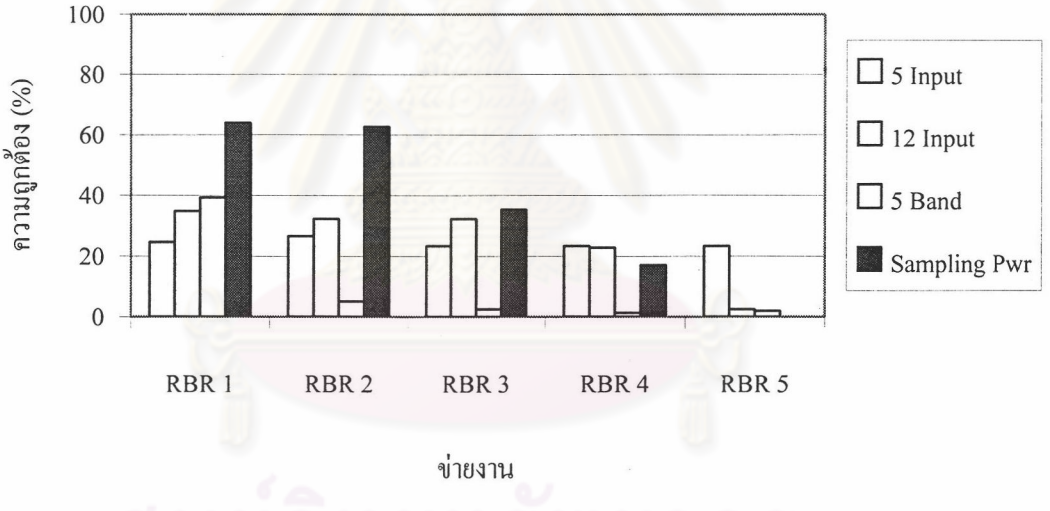


รูปที่ 3.12 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่มี 2 Hidden layer

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.13 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial Basis



รูปที่ 3.14 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial Basis

ส่วนรูปที่ 3.13 และ 3.14 เป็นผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ซึ่งพบว่าให้ผลการทดสอบต่ำกว่าข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับในทุกกรณี ซึ่งจากการทดลองที่ผ่านมาจะเห็นว่าข่ายงานแบบนี้ไม่เหมาะกับการจำแนกสภาวะต่าง ๆ จึงจะไม่นำมาพิจารณาในการจำแนกสภาวะต่อไป

จากการจำแนกสภาวะ REM ด้วยข่ายงานระบบประสาทในการทดลองข้างต้น สามารถสรุปได้ว่า ค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band ให้ค่าความถูกต้องของการจำแนกมากกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบอื่น และข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับมีความเหมาะสมที่จะใช้

จำแนกสภาวะ REM มากกว่าข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ส่วนข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับที่ให้ผลการทดสอบดีที่สุดคือ BPR4 และ BPR9 ซึ่งมีจำนวนชั้น hidden 1 และ 2 ชั้น ตามลำดับ โดยจากผลการทดลองจะเห็นว่าจำนวนชั้น hidden ไม่ได้ส่งผลต่อการจำแนกมากนัก

3.6.3 ผลการจำแนกสภาวะ Deep sleep ด้วยข่ายงานระบบประสาท

หลังจากทำการจำแนกสภาวะ REM แล้ว สภาวะ Deep sleep เป็นสภาวะต่อไปที่จะทำการจำแนก เนื่องจากเป็นสภาวะที่ให้ผลการทดสอบสูงรองลงมาจากสภาวะ REM ในการจำแนกนี้จะทำการแยกสภาวะ REM ออกจากชุดสอนและชุดทดสอบก่อน โดยสมมติว่าข่ายงานทำการจำแนกสภาวะ REM ได้อย่างถูกต้อง เพื่อพิจารณาความสามารถของระบบในการจำแนกสภาวะ DS ต่อไป

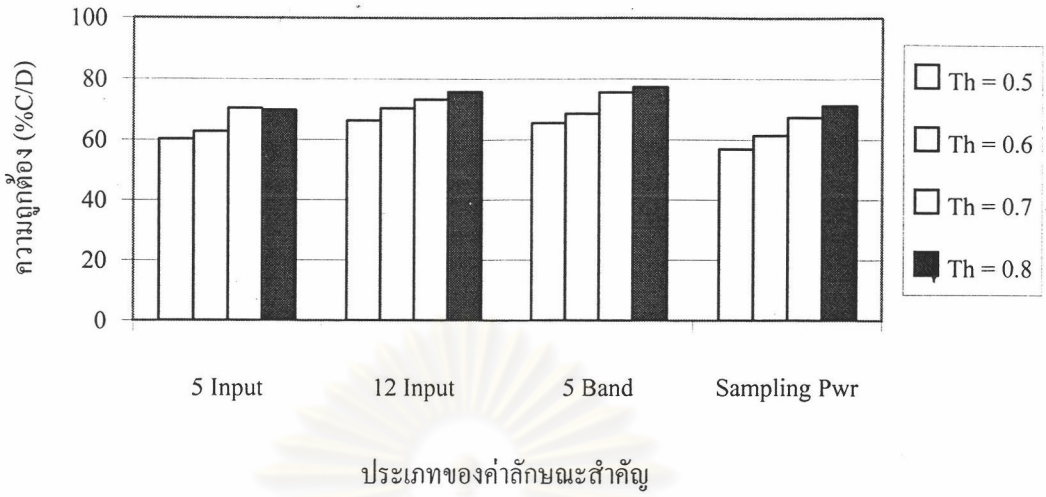
ข่ายงานที่ใช้ในการทดสอบจะเลือกจากผลการทดลองข้างต้นซึ่งได้แก่ข่ายงาน BPR4 และ BPR9 โดยกำหนดให้โหนดที่ output layer มีค่าดังนี้

0 : Wake และ Light sleep

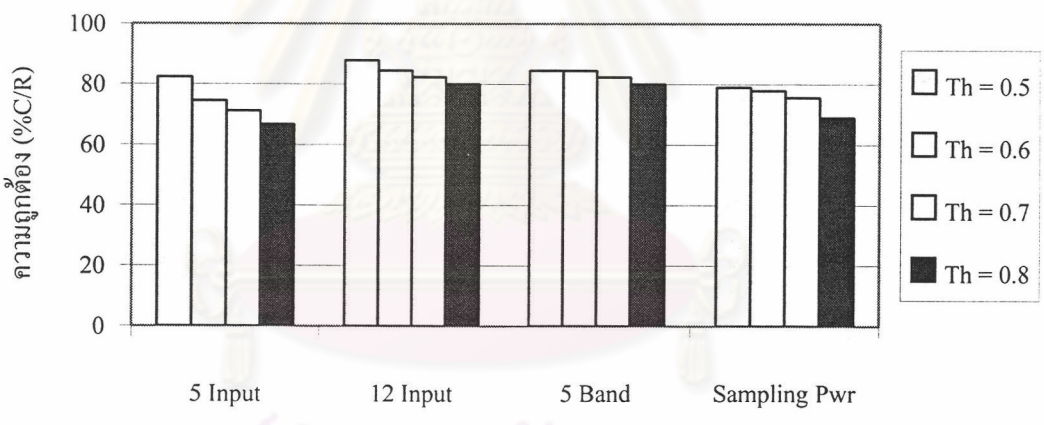
1 : Deep sleep

ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ มีค่าเหมือนกับการทดลองที่ผ่านมา ยกเว้นเกณฑ์ในการปัดเศษที่มีค่าเท่ากับ 0.5 เนื่องจากในการทดลองนี้พบว่าเมื่อเปลี่ยนเกณฑ์ให้สูงขึ้นจะให้ผลการทดสอบดีขึ้น แตกต่างจากการทดลองที่ผ่านมาที่เกณฑ์ 0.5 ให้ผลการทดสอบดีที่สุด ในการทดลองครั้งนี้จึงทำการทดลองเปลี่ยนระดับเกณฑ์ด้วย เพื่อหาค่าที่เหมาะสม

รูปที่ 3.15 และ 3.16 เป็นผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาท BPR4 ด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบต่าง ๆ โดยเปลี่ยนระดับเกณฑ์เป็น 0.5, 0.6, 0.7 และ 0.8 ตามลำดับ ซึ่งพบว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band ที่ใช้เกณฑ์เท่ากับ 0.7 และ 0.8 มีค่า %C/D และ %C/R สูงกว่าแบบอื่นอยู่เล็กน้อย เช่นเดียวกับผลการทดสอบกับข่ายงานBPR9 จากรูปที่ 3.17 และ 3.18 เกณฑ์ที่ให้ค่า %C/D และ %C/R สูงคือ 0.7 และ 0.8 ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบผลจากทั้งสองข่ายงานพบว่ามีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าในการจำแนกสภาวะ DS นี้ ไม่จำเป็นต้องใช้ข่ายงานระบบประสาทแบบ 2 hidden layers ดังนั้นในการพิจารณาเลือกใช้ข่ายงานใดจะตัดสินเลือกจากระบบที่มีความซับซ้อนน้อยกว่านั่นคือ BPR4 โดยจะได้ค่าความถูกต้องประมาณ 75 – 80 % นอกจากนี้แล้วจากผลการทดสอบด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบต่าง ๆ ของทั้งสองข่ายงานมีค่าใกล้เคียงกัน อาจกล่าวได้ว่าเนื่องมาจากค่าลักษณะสำคัญที่องค์ประกอบความถี่สูงไม่มีผลกระทบในการจำแนกสภาวะ DS มากนักก็เป็นได้ ซึ่งก็สอดคล้องกับรูปแบบของสเปกตรัมกำลังของสภาวะนี้ที่มีความถี่อยู่ในช่วงเดลต้า (0.5-4 Hz) เป็นส่วนใหญ่

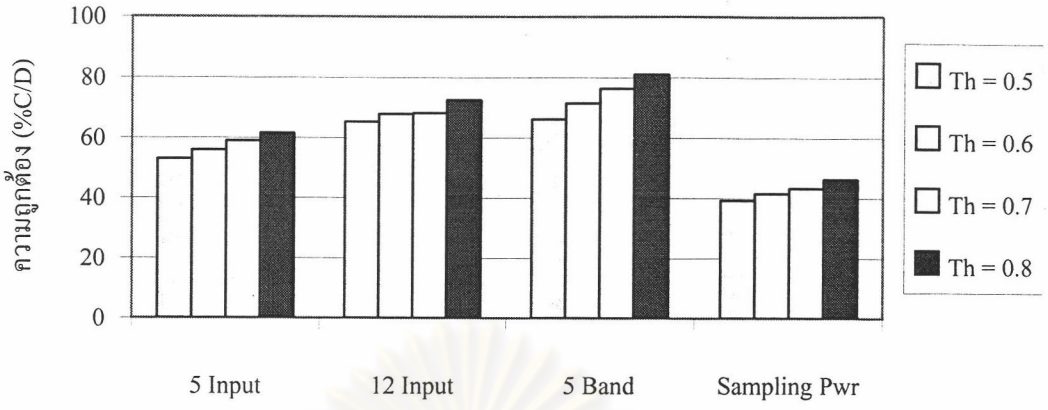


รูปที่ 3.15 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ Deep sleep ด้วยข่ายงาน BPR4

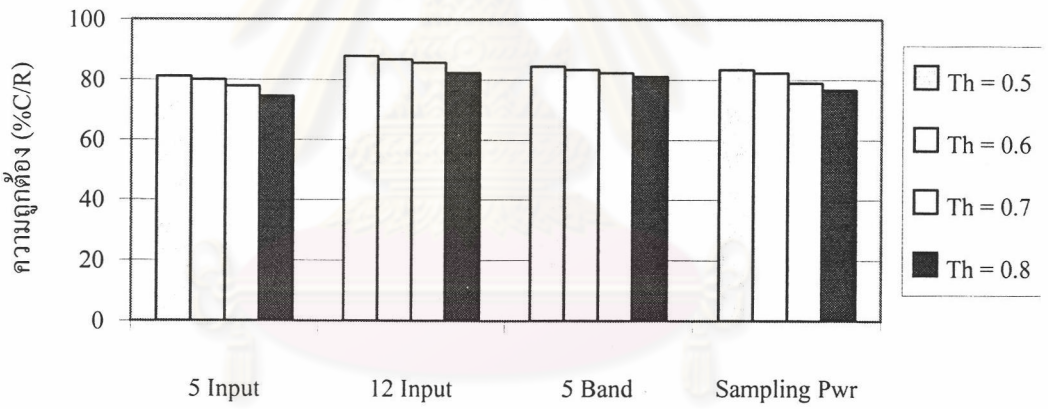


รูปที่ 3.16 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ Deep sleep ด้วยข่ายงาน BPR4

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.17 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ Deep sleep ด้วยข่ายงาน BPR9



รูปที่ 3.18 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ Deep sleep ด้วยข่ายงาน BPR9

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

3.6.4 ผลการจำแนกสภาวะ Wake ด้วยข่ายงานระบบประสาท

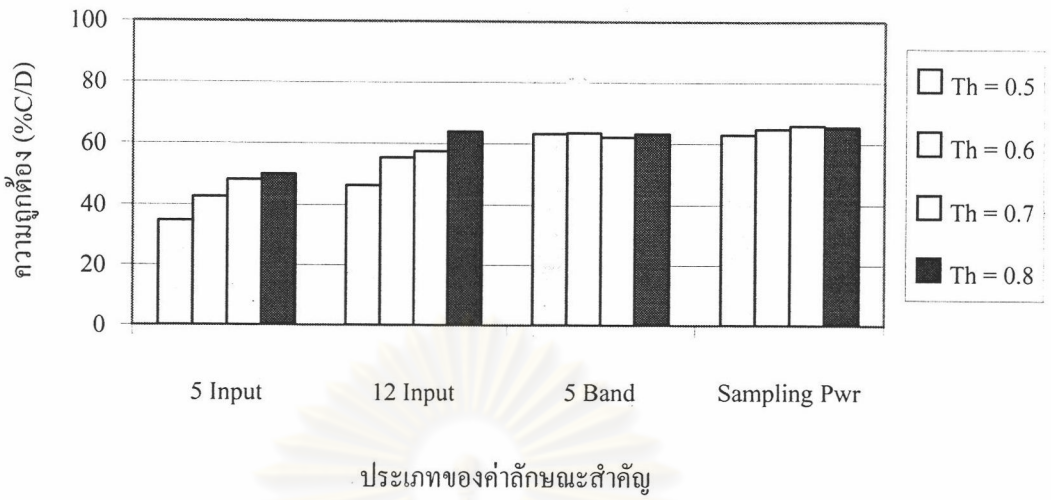
ในการทดลองสภาวะ Wake ได้ทำการแยกแยะDeep sleep และ REM ออกไปก่อน โดยสมมติว่าข่ายงานระบบประสาทสามารถจำแนกสภาวะ Deep sleep และ REM ได้อย่างถูกต้อง ในการทดลองนี้มีขั้นตอนเช่นเดียวกับการทดลองจำแนกสภาวะ Deep sleep ทุกประการ จะต่างกันตรงการกำหนดให้โหนดที่ output layer มีค่าดังนี้

0 : Light sleep

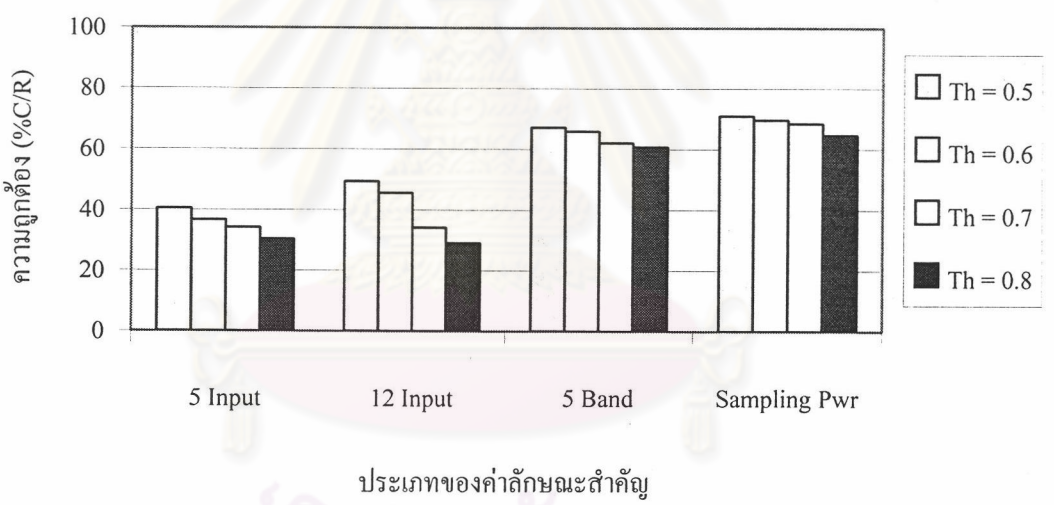
1 : Wake

รูปที่ 3.19 และ 3.20 เป็นผลการทดสอบข่ายงานระบบประสาท BPR4 ด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบต่าง ๆ โดยเปลี่ยนระดับเกณฑ์เป็น 0.5, 0.6, 0.7 และ 0.8 ตามลำดับ ซึ่งพบว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 4 หรือ sampling pwr ที่ใช้เกณฑ์เท่ากับ 0.5 มีค่า %C/D และ %C/R ใกล้เคียงกันกับผลที่ได้จากการใช้เกณฑ์เท่ากับ 0.6, 0.7 และ 0.8 ส่วนผลการทดสอบกับข่ายงานBPR9 ในรูปที่ 3.21 และ 3.22 จะพบว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band ที่ใช้เกณฑ์เท่ากับ 0.5 มีค่า %C/D และ %C/R สูงกว่าแบบอื่น ๆ เล็กน้อย ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบผลจากทั้งสองข่ายงานพบว่ามีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าในการจำแนกสภาวะ Wake นี้ ไม่จำเป็นต้องใช้ข่ายงานระบบประสาทแบบ 2 hidden layers ดังนั้นในการพิจารณาเลือกใช้ข่ายงานใดจะตัดสินเลือกจากระบบที่มีความซับซ้อนน้อยกว่าดังนั้นจึงจะเลือกใช้ข่ายงาน BPR4

นอกจากนี้แล้วจากผลการทดสอบด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบต่าง ๆ ของทั้งสองข่ายงานมีค่าใกล้เคียงกัน กล่าวคือ ค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 1 และ 2 ให้ผลการทดสอบต่ำกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 และ 4 ในทั้งสองข่ายงานระบบประสาท ทั้งนี้เนื่องมาจากในสภาวะตื่นจะมีองค์ประกอบของความถี่ตั้งแต่ช่วงอัลฟา (8 – 12 Hz) เกิดขึ้น ซึ่งก็สอดคล้องกับค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 ที่ครอบคลุมถึงองค์ประกอบความถี่สูงด้วย ส่วนค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 4 น่าจะได้ผลกระทบจากความถี่ช่วงอัลฟา (8 – 12 Hz) ด้วยบางส่วน ซึ่งผลจากค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 4 นี้จะต่างจากค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 ที่มีช่วงความถี่เดียวกัน เนื่องจากความละเอียดของค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 4 ในช่วงความถี่สูงมีมากกว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 2 อย่างไรก็ตามจากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าผลการทดสอบด้วยค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 และ 4 ไม่ต่างกันมากนัก จึงเลือกค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 ในการทดสอบต่อไป เนื่องจากมีจำนวนข้อมูลน้อยกว่าทำให้สามารถจัดการระบบได้ง่ายกว่า

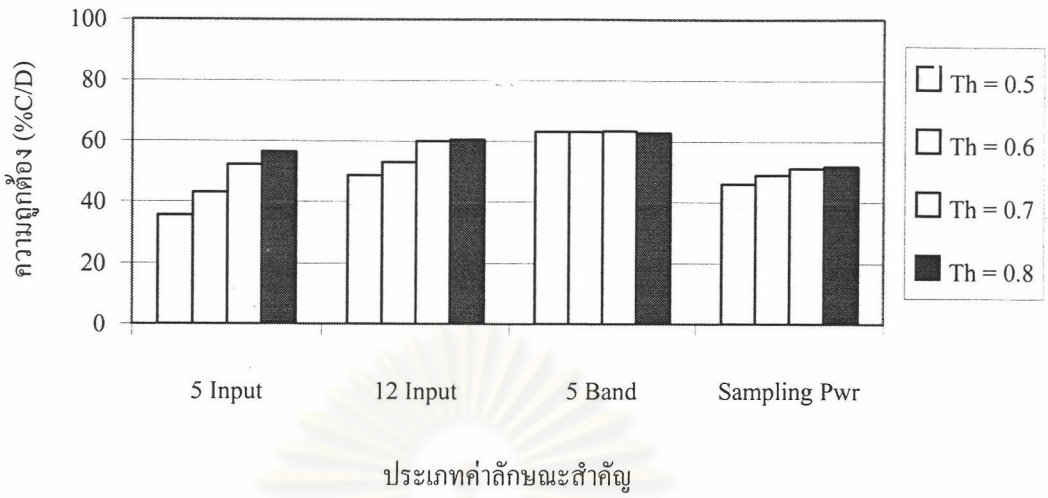


รูปที่ 3.19 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ Wake ด้วยข่ายงาน BPR4

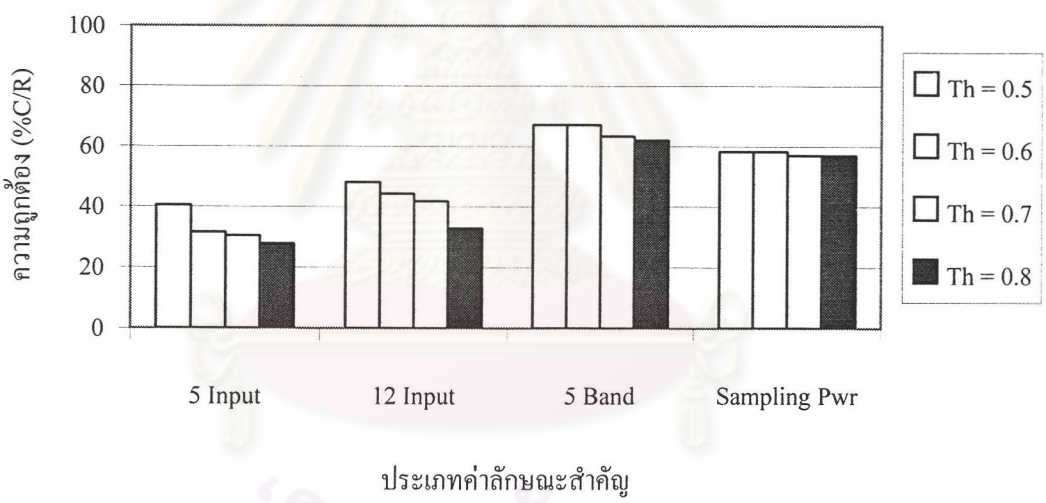


รูปที่ 3.20 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ Wake ด้วยข่ายงาน BPR4

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.21 ค่า %C/D ของการจำแนกสภาวะ Wake ด้วยข่ายงาน BPR9



รูปที่ 3.22 ค่า %C/R ของการจำแนกสภาวะ Wake ด้วยข่ายงาน BPR9

จากการทดลองที่ผ่านมา สามารถสรุปได้ว่าข่ายงานระบบประสาทแบบ Radial basis ไม่เหมาะกับการจำแนกสภาวะการหลับ ส่วนข่ายงานระบบประสาทแบบแพร่กระจายกลับส่วนมากจะให้ผลการทดสอบที่ใกล้เคียงกัน แต่ก็มีบางข่ายงานเช่น BPR4 และ BPR9 ที่ให้ผลการจำแนกดีกว่าข่ายงานอื่นแม้จะไม่มากจนเห็นได้ชัดก็ตาม ตารางที่ 3.4 แสดงให้เห็นถึงค่าลักษณะสำคัญที่ให้ผลการจำแนกดีที่สุดในการจำแนกสภาวะต่าง ๆ โดยจะพบว่าส่วนมากค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band จะให้ผลการทดสอบที่ดีกว่าแบบอื่น แม้ว่าจากบางสภาวะค่าลักษณะสำคัญแบบอื่นจะให้ผล

ที่ดีกว่า แต่ก็ไม่ได้มากไปกว่าแบบที่ 3 อย่างเห็นได้ชัด จึงสามารถสรุปได้ว่าค่าลักษณะสำคัญแบบที่ 3 หรือ 5band เป็นค่าลักษณะสำคัญที่เหมาะสมในการนำมาใช้แยกแยะสภาวะการหลับ

หากเปรียบเทียบผลการจำแนกของแต่ละสภาวะระหว่างการทดลองจำแนกทีละสภาวะกับการทดลองจำแนกพร้อมกันทุกสภาวะ ดังแสดงในตารางที่ 3.5 พบว่าการทดลองจำแนกทีละสภาวะให้ผลการจำแนกดีกว่า อย่างไรก็ตามแม้การจำแนกทีละสภาวะจะให้ผลการทดลองที่ดี แต่หากพิจารณาถึงขั้นตอนการจำแนกทั้งหมดแล้ว จะพบว่าสภาวะที่จำแนกต่อมาจะมีผลจากความผิดพลาดจากสภาวะก่อนหน้า ส่งผลให้สภาวะสุดท้ายจะมีความผิดพลาดมากที่สุด จนอาจไม่สามารถยอมรับได้

ตารางที่ 3.4 ผลการจำแนกแต่ละสภาวะด้วยข่ายงาน BPR4 และ BPR9 โดยทำทีละสภาวะ

สภาวะ	BPR4			BPR9		
	ค่าลักษณะสำคัญ	%C/D	%C/R	ค่าลักษณะสำคัญ	%C/D	%C/R
REM	5band	57.7	80.4	5band	50.2	76.6
				12input	72.8	59.5
Deep sleep	5band	77.4	80	5band	81.1	81.1
Wake	5band	63.1	67.1	5band	63.1	67.1
	Sampling pwr	62.9	70.9			

ตารางที่ 3.5 ผลการจำแนกทุกสภาวะพร้อมกันด้วยข่ายงาน BP2 และ BP3

สภาวะ	ค่าลักษณะสำคัญ	BP2		BP3	
		%C/D	%C/R	%C/D	%C/R
REM	5band	60.6	39.9	52.1	46.8
Deep sleep	5band	51.2	68.9	54.1	66.7
Wake	5band	50.6	41.9	53.1	54.8
Light sleep	5band	85.2	90.1	87.3	86.3