การตรวจประสาท-กล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้า

รศ.ดร.สมชาย รัตนทองคำ

การตรวจประสาทและกล้ามเนื้อด้วยไฟฟ้าเพื่อใช้สำหรับการวินิจฉัย วางแผนการรักษาและพยากรณ์โรคทางระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ประกอบด้วยการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อย่อว่า อีเอ็มจี (electromyography หรือ EMG) ความเร็วการนำสัญญาณประสาท หรือ NVC (nerve conduction velocity) และการเส้นโค้งเอสดี (strength duration curve)

1.การตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (electromyography)

เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า สมอง เส้นประสาท และกล้ามเนื้อจัดเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า สามารถสร้างสัญญาณไฟฟ้าและส่งผ่านสัญญาณเมื่อถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าดังกล่าวไปตามเส้นประสาทใยกล้ามเนื้อ การตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ หรืออีเอ็มจี เป็นเทคนิคที่ใช้ตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าที่สร้างจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อโดยตรง เพื่อใช้ในการวินิจฉัยและพยากรณ์พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นในเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ ซึ่งคล้ายกับการตรวจคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และคลื่นไฟฟ้าสมอง แตกต่างเฉพาะขนาดของความถี่ และศักย์ไฟฟ้า ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงชนิด ศักย์ไฟฟ้าและความถี่ที่ตอบสนองของสัญญาณไฟฟ้าสมอง หัวใจ และกล้ามเนื้อ (ดัดแปลงจาก Goodgold J and Eberstein A, 1972)

ชนิดของสัญญาณไฟฟ้า	ศักย์ไฟฟ้า(mV)	ความถี่ตอบสนอง (Hz)
สมอง(EEG)	0.001-0.10	0.02-100
หัวใจ (ECG,EKG)	0.02-3.0	0.1-30
กล้ามเนื้อ (EMG)	0.003-5.0	2-10,000

1.1 เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดคลื่นกล้ามเนื้ออีเอ็มจี

เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการตรวจคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี ประกอบด้วยตัวเครื่องและอิเล็กโทรดบันทึกสัญญาณเข้า ตัวเครื่องมักมีอุปกรณ์/วงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กรอง ขยายสัญญาณ และส่วนแสดงผล

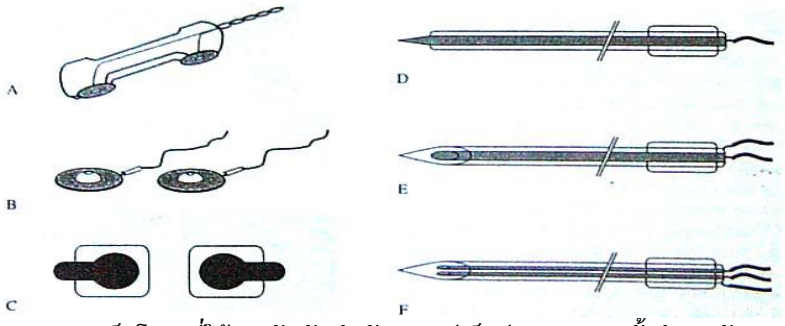
1.1.1 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดหรือขั้วไฟฟ้าที่ใช้สำหรับตรวจวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจี นั้นแบ่งเป็นสองชนิด คือ ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้น และขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า ขั้วไฟฟ้าสำหรับกระตุ้นมักเป็นตัวกระตุ้นขนาดเล็กและเป็นชนิดสองขั้ว (bipolar electrode) ยึดติดกัน

ส่วนอิเล็กโทรดสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้านั้น แบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ อิเล็กโทรดแบบเข็ม (needle electrode) มักใช้แทงเข้าไปในกล้ามเนื้อเพื่อบันทึกสัญญาณ/ศักย์ไฟฟ้าที่ใยกล้ามเนื้อโดยตรงใช้สำหรับวินิจฉัยโรคทางคลินิก และอิเล็กโทรดแบบวางที่ผิวหนัง (surface electrode) เป็นแผ่นขั้วไฟฟ้าที่วางบนผิวหนังบริเวณที่วัด มักนิยมใช้บันทึกสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเพื่อแสดงถึงความหนักเบาของการหดตัวของกล้ามเนื้อ นอกจากนั้นยังใช้สำหรับการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าเพื่อเปรียบเทียบความเร็วของการนำสัญญาณประสาท (nerve conduction velocity)

อิเล็กโทรดแบบเข็มที่นิยมใช้กันมากได้แก่ อิเล็กโทรดแบบแกนเดียว (single coaxial needle electrode หรือ concentric needle electrode) มักลักษณะคล้ามเข็มฉีดยา(ที่มีรู)ปลายตัด เป็นปลอกและมีแกนลวดโลหะ(แพลตินัมหรือทองแดง)หุ้มฉนวนโผล่ออกมาพอดีกับปลายเข็ม เพื่อวัดศักย์ไฟฟ้าระหว่างสองจุด (จุดหนึ่งคือตัวเข็ม อีกจุดคือแกน

ลวดโลหะ) มีขนาดเล็กกว่า 1 มิลลิเมตร นอกจากนั้น ยังมีอิเล็กโทรดอีกชนิดเป็นแบบสองแกน (double coaxial needle หรือ bipolar needle electrode) ซึ่งใช้ลวดโลหะสองเส้นสอดเข้าไปในเข็มฉีดยา อิเล็กโทรดชนิดนี้สามารถตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าของสัญญาณประสาทได้แคบว่า มักใช้สำหรับตรวจเฉพาะรายมากกว่าใช้ตรวจประจำ รูปที่ 2



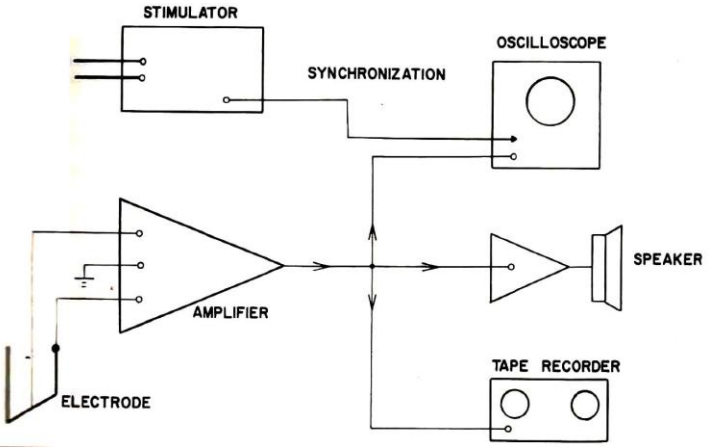
รูปที่ 2 แสดงลักษณะของอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณอีเอ็มจี A:*ชนิดสองขั้วยึดติดกัน* B: *ชนิดโลหะกลม* C: *ชนิดแผ่นกาวสำเร็จรูป* D:*ชนิดเข็มแบบขั้วเดียว* E:*แบบเข็มฉีดยาปลายตัดแกนเดียว* F:*เข็มฉีดยาปลายตัดสองแกน (ดัดแปลงจาก* Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*

1.1.2 ส่วนขยายสัญญาณ (amplifier)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ มีปริมาณน้อยและขนาดไม่มาก ดังนั้นที่ตัวเครื่องมักมีส่วนวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ ให้มีขนาดโตพอสำหรับในการพิจารณา ส่วนที่ทำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ดี มีกำลังขยายที่สูงพอและสม่ำเสมอตลอดช่วงศักย์ไฟฟ้าในย่านที่ตรวจวัด และสามารถกรองสัญญาณ หรือไม่ขยาย/ตัดสัญญาณไฟฟ้ารบกวนที่ไม่ได้ใช้ออก (รูปที่ 3)

1.1.3 ส่วนแสดงและบันทึกผล

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าจากเส้นประสาทและกล้ามเนื้อ หรือคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี มีความถี่ที่ตอบสนองค่อนข้างสูง เมื่อเทียบกับสัญญาณไฟฟ้าจากหัวใจ และสมอง (ตารางที่1) จึงไม่นิยมใช้แสดงผลด้วยการบันทึกลงบนแผ่นกระดาษ (tracing) เพราะจะทำให้ได้คลื่นไฟฟ้าผิดรูปร่าง แต่มักจะแสดงผ่านจอภาพออสซิลโลสโคป (ตอบสนองต่อความถี่ได้สูง) และผ่านสัญญาณเสียง (คลื่นอีเอ็มจี อยู่ในย่านความถี่เสียง) ทำให้การแปลผลมีความเที่ยงตรงมากขึ้นและลดความเมื่อยล้าจากดูสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปด้วยสายตา นอกจากนั้นในปัจจุบันยังสามารถบันทึกผลออกมาเป็นไฟล์ข้อมูล รูปภาพและค่าเฉลี่ยของขนาดของคลื่นไฟฟ้าได้อีกด้วย



รูปที่ 3 แสดงผังอุปกรณ์เครื่องตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีเครื่องหนึ่ง (ดัดแปลงจาก Goodgold J and Eberstein A, *1972)*

1.2 วิธีการตรวจวัดอีเอ็มจี

จัดท่าให้ผู้ถูกวัดนอนในท่าที่ผ่อนคลาย ทำความสะอาดผิวหนังและกล้ามเนื้อบริเวณที่ต้องการวัดด้วยแอลกอฮอล์ indentified กล้ามเนื้อที่ต้องการวัด จุดเกาะต้น จุดเกาะปลาย และลักษณะการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้น ๆ กรณีที่ใช้ขั้วบันทึกแบบเข็มมักนิยมใช้ concentric needle electrode ก็แทงเข็มเข้ากล้ามเนื้อนั้น โดยสุ่มหาความผิดปกติภายในกล้ามเนื้อนั้นในที่หลายแห่งให้มากพอ หากต้องการวัดโดยใช้ขั้วติดที่ผิวหนัง (surface electrode) มักนิยมติดตรงกับตำแหน่งของจุดมอเตอร์ และสัญญาณอีเอ็มจีที่บันทึกได้จะมีลักษณะเป็นการทำงานของกลุ่มกล้ามเนื้อ มิใช่ใยกล้ามเนื้อเหมือนกับการบันทึกจากขั้วบันทึกแบบเข็ม

1.3 สัญญาณที่วัดและการแปลผล

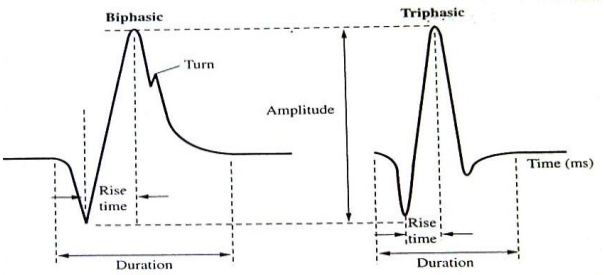
ศาสตราจารย์นายแพทย์ชูศักดิ์ เวชแพศย์ กล่าวว่า ในการตรวจและวินิจฉัยโรคด้วยคลื่นอีเอ็มจีนั้น มักนิยมใช้อิเล็กโทรดแบบเข็ม เนื่องจากเข็มขนาดเล็ก ๆสามารถสุ่มหาความผิดปกติภายในกล้ามเนื้อเล็ก ๆได้และ ในการตรวจวัดคลื่นไฟฟ้านั้นมักตรวจหาความผิดปกติใน 3 สภาวะคือ 1)ขณะแทงเข็มหรือขณะเคลื่อนไหวอิเล็กโทรด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก insertional activity 2)ขณะพัก คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก spontaneous activity และ 3)ขณะออกแรงใช้กล้ามเนื้อ หรือกล้ามเนื้อหดตัวสูงสุด คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้เรียก voluntary activity

หลักการวิเคราะห์ความผิดปกตินั้นพิจารณาจาก 1)คลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจีที่ได้นั้น บันทึกในสภาวะใดเช่น spontaneous insertion หรือ voluntary 2) ลักษณะของคลื่นไฟฟ้านั้นเป็นอย่างไร จากนั้นพิจารณาเปรียบเทียบ ความสูง (amplitude) ความกว้าง (duration) พร้อมทั้งรายละเอียดของลักษณะคลื่น เช่น phase initial deflection และความถี่ (frequency) เป็นต้น จากนั้นนำมาพิจารณาเปรียบเทียบลักษณะคลื่นอีเอ็มจีปกติ

ขณะทำการตรวจนอกจากจะพิจารณาจากคลื่นหรือสัญญาณไฟฟ้าบนจอออสซิลโลสโคปแล้ว การฟังเสียงของคลื่นไฟฟ้าผ่านลำโพงขยายเสียงจะช่วยให้ลดความเมื่อยล้าสายตาจากการเพ่งมองบนจอออสซิลโลสโคป เพราะการฟังเสียงทำให้สามารถทราบความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าได้อย่างคร่าว ๆ เมื่อหูได้ยินความผิดปกติแล้วจึงพิจารณาคลื่นไฟฟ้าโดยละเอียดเพิ่มเติม โดยความผิดปกติของคลื่นอีเอ็มจี พิจารณาจาก 1)สัญญาณชนิด spontaneous หรือ voluntary อีเอ็มจี 2)สัญญาณอีเอ็มจี เมื่อเปรียบเทียบกับอีเอ็มจีปกติในสภาวะนั้น

1.3.1 สัญญาณอีเอ็มจีปกติ

ในกล้ามเนื้อปกติ มักไม่พบสัญญาณ spontaneous activity เมื่อแทงเข็มอิเล็กโทรดเข้าไปยังกล้ามเนื้อ ขณะพักจอออสซิลโลสโคปที่บันทึกได้จะมีลักษณะเรียบ ไม่มีสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี (electrical silence) เมื่อให้ผู้ถูกวัดออกแรงเกร็งกล้ามเนื้อนั้น จะได้คลื่นไฟฟ้าที่เรียกว่า motor unit potential และเป็น motor unit ที่มีลักษณะปกติ จึงเรียกว่า normal motor unit potential MUP (รูปที่ 4)



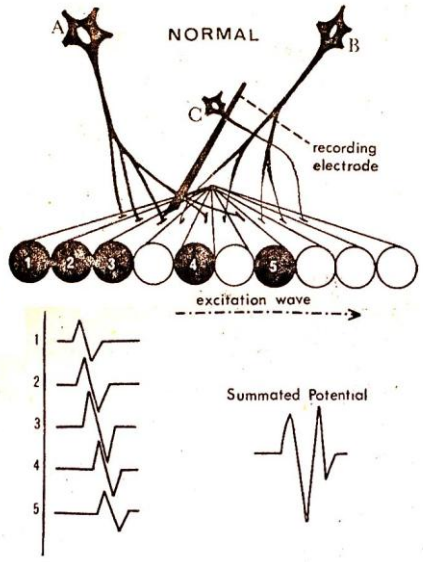
รูปที่ 4 แสดงลักษณะสัญญาณอีเอ็มจีของ motor unit potential MUP *ปกติที่วัดจากอิเล็กโทรดบันทึกแบบเข็มขณะกล้ามเนื้อหดตัว สัญญาณอีเอ็มจีมีลักษณะเป็นคลื่นเฟสสองและสามมีขนาดความสูง* 200*ไมโครโวลต์*-5*มิลลิโวลต์ ความกว้างประมาณ* 5-15 *มิลลิวินาที ความถี่* 5-*20 ครั้ง/วินาที* (*น้อยกว่า*60 *ครั้ง/วินาที*) *(ดัดแปลงจาก* Robinson AJ and Snyder-Mackler L*, 2008)*

ลักษณะสำคัญของ MUP นั้น ต้องเกิดขณะที่ออกแรงใช้กล้ามเนื้อนั้น สัญญาณไฟฟ้ามีลักษณะเป็นคลื่นสองหรือสามเฟส (biphase or triphasic) มียอดลบนำมาก่อน ความถี่ 5-20 ครั้ง/วินาที มีความสูงของคลื่นประมาณ 200 ไมโครโวลต์ — 5 มิลลิโวลต์ ซึ่ง ความกว้างประมาณ 5-15 มิลลิวินาที ซึ่งขนาดความสูงของคลื่นขึ้นกับขนาดความแรงของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ยิ่งออกแรงมากขนาดก็จะสูงมากและจำนวนตัวอีเอ็มจีก็จะเพิ่มมากขึ้นด้วย และหากพบ MUP ที่มีรูปร่างปกติ อาจกล่าวได้ว่าทางเดินของการนำสัญญาณประสาทจากไขสันหลังมายังกล้ามเนื้อ (neuromuscular pathway) ปกติ

1.3.2 สัญญาณอีเอ็มจีผิดปกติ

สัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี ในภาวะผิดปกติสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ 1) motor unit potential ที่ผิดปกติขณะกล้ามเนื้อหดตัว และ 2)spontaneous activity ที่เกิดจากความผิดปกตินั้น สัญญาณไฟฟ้า MUP ที่ผิดปกติ มักเป็นสัญญาณไฟฟ้าที่มีเฟส มากกว่า 3 เฟส ขึ้นไปเรียก polyphasic motor unit potential หรือ polyphasic MUP

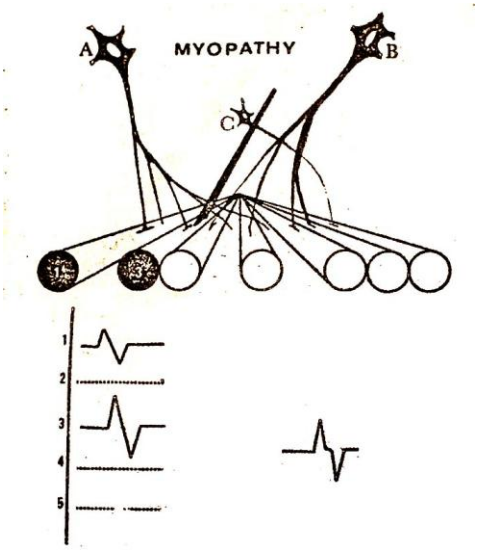
สัญญาณไฟฟ้า MUP นั้น เกิดจากการรวมกันของสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี จากใยกล้ามเนื้อที่บันทึกได้ หลาย ๆใยกล้ามเนื้อผสมกัน (ดังรูปที่ 5) เมื่อใยประสาทยนต์ A ส่งสัญญาณประสาทมายังใยกล้ามเนื้อ 1-5 สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ที่อิเล็กโทรด จะเป็นสัญญาณไฟฟ้ารวม ที่เกิดจากสัญญาณไฟฟ้าเฟสคู่หรือสามเฟสจากใยกล้ามเนื้อ 1-5 ตามลำดับ ขึ้นกับว่าใยกล้ามเนื้อใดจะอยู่ใกล้อิเล็กโทรดบันทึกมากกว่าก็จะสามารถบันทึกค่าได้เร็วและมีขนาดโตกว่า หากสัญญาณไฟฟ้าที่ส่งมาบันทึกใกล้กันมาก ๆ สัญญาณไฟฟ้าจะมีลักษณะเป็นคลื่นผสม ดังนั้นสัญญาณไฟฟ้า/คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้ จึงเป็นคลื่นไฟฟ้าหลายเฟสซึ่งเกิดจาการผสมของใยกล้ามเนื้อ ทั้ง 1-5 นั่นเอง



รูปที่ 5 แสดงสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจี ของ motor unit potential *ปกติ ซึ่งเกิดจากการรวมของสัญญาณไฟฟ้าจาก 5 ใยกล้ามเนื้อ มีลักษณะเป็นสัญญาณไฟฟ้าหลายเฟส (ดัดแปลงจาก ชูศักดิ์ เวชแพศย์, 2523)*

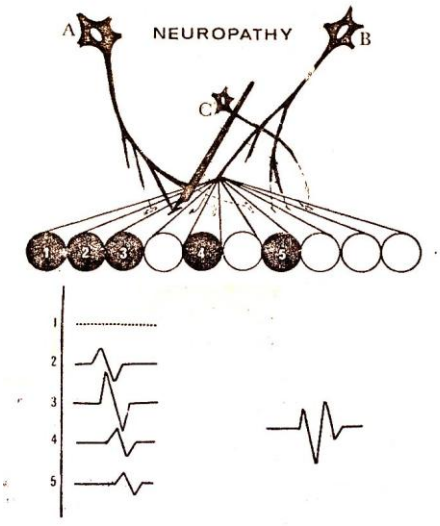
เมื่อเกิดพยาธิสภาพที่ตัวเส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อจะทำให้การบันทึกสัญญาณ MUP มีลักษณะผิดไป ตัวอย่างเช่น

1) โรคของกล้ามเนื้อ (myopathy) พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อจะส่งผลให้ใยกล้ามเนื้อมีปริมาณที่ลดลง เมื่อใยประสาทยนต์ A ส่งสัญญาณประสาทมาที่ใยกล้ามเนื้อ จะมีเพียงใยกล้ามเนื้อ 1 และ 3 เท่านั้นที่ตอบสนองส่งสัญญาณประสาท สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ที่อิเล็กโทรด จึงมีลักษณะเป็นคลื่นไฟฟ้ารวมหลายเฟส ที่มีขนาดและปริมาณน้อยกว่าปกติ (ดังรูป 6) สัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จะมีความสูงของศักย์ไฟฟ้าลดลง และช่วงกว้างของศักย์ไฟฟ้าแคบกว่าปกติด้วย



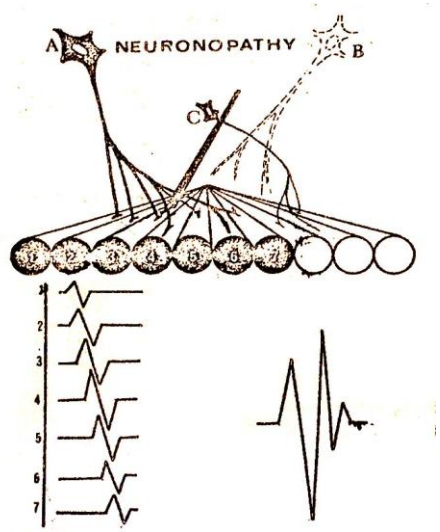
รูปที่ 6 แสดงลักษณะของสัญญาณอีเอ็มจีที่ใยกล้ามเนื้อถูกทำลายทำให้มีปริมาณ ความสูง และความกว้างลดลง ซึ่งสัญญาณไฟฟ้าบันทึกได้เกิดจากการรวมสัญญาณอีเอ็มจีของใยกล้ามเนื้อที่ 1 และ 3 เท่านั้น (ดัดแปลงจาก ขูศักดิ์ เวชแพศย์, 2523)

2) โรคของเส้นประสาท (neuropathy) พยาธิสภาพที่เกิดขึ้นกับเส้นประสาทก็เช่นกัน ในกรณีที่แขนงใยประสาทยนต์ A บางส่วนเสียไป ใยกล้ามเนื้อบางส่วนไม่ได้ถูกควบคุมจึงไม่เกิดการตอบสนอง ดังนั้นสัญญาณ/คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะมีความสูงและขนาดความกว้างลดลงกว่าปกติ นอกจากนั้นรูปคลื่นมักจะเป็นสัญญาณหลายเฟสเนื่องจากปลายประสาทบางส่วนเสื่อม การนำสัญญาณประสาทของใยประสาทที่ส่งมาบันทึกที่อิเล็กโทรด มีความเร็วไม่เท่ากัน ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงลักษณะของสัญญาณอีเอ็มจีที่เซลล์ประสาทยนต์Aบางส่วนเสียไป ทำสัญญาณที่บันทึกได้น้อยลงและขนาดเล็กลงกว่าปกติ (ดัดแปลงจาก ขูศักดิ์ เวชแพศย์, 2523)

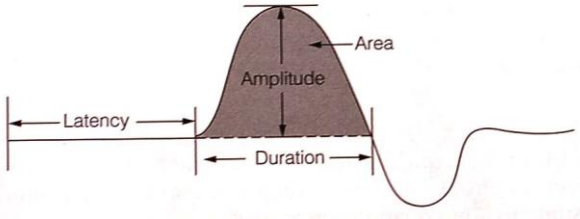
3) โรคของเซลล์ประสาท (neuronopathy) จากรูปที่ 8 ในกรณีที่เซลล์ประสาทยนต์ B เสียไป ทำให้ใยกล้ามเนื้อที่เคยเลี้ยงขาดใยประสาทมาเลี้ยง ต่อมาเกิดการเปลี่ยนแปลงเซลล์ประสาท A ส่งแขนงใยประสาทมาควบคุมใยกล้ามเนื้อเหล่านั้น ทำให้สัญญาณที่บันทึกได้ที่อิเล็กโทรด มีลักษณะเป็นคลื่นหลายเฟสที่มีศักย์ไฟฟ้าสูงและมีขนาดกว้างมาก เนื่องจากเกิดจากการรวมสัญญาณไฟฟ้าจากใยกล้ามเนื้อ ที่มีจำนวนมากขึ้นและอยู่ห่างกันมากขึ้น



รูปที่ 8 แสดงลักษณะของสัญญาณอีเอ็มจีที่เซลล์ประสาทยนต์ B เสียไป และใยประสาทยนต์ A ส่งแขนงมาควบคุม ซึ่งสัญญาณที่บันทึกได้จึงเป็นสัญญาณผสมหลายเฟสและมีสัญญาไฟฟ้าสูงมากเนื่องจากเกิดการรวมสัญญาณไฟฟ้ามากกว่าปกติ (ดัดแปลงจาก ชูศักดิ์ เวชแพศย์, 2523)

2. การวัดการนำสัญญาณประสาท

การวัดการนำสัญญาณประสาท (NVC) เป็นการวัดความเร็วของการส่งผ่านสัญญาณประสาทมาตามเส้นประสาท เพื่อเปรียบเทียบกับค่าปกติของการนำสัญญาณประสาทของเส้นประสาทนั้น ๆ โดยทั่วไปมักวัดเปรียบเทียบกับเส้นประสาทด้านที่ปกติ วิธีการวัดโดยการปล่อยสัญญาณไฟฟ้า/กระตุ้นไฟฟ้าตามจุด/ตำแหน่งต่าง ๆของเส้นประสาท (จุดมอเตอร์ของเส้นประสาท) ด้วยความแรงที่มากพอมักใช้ความแรงมากที่สุดเท่าที่ผู้ถูกกระตุ้นทนได้ (maximal หรือ supramaximal stimulus) ในบางรายอาจใช้ความแรงของไฟสูงกว่า 20 เปอร์เซ็นต์ของ supramaximal stimulus เมื่อถูกกระตุ้นใยประสาทจะเกิดการตอบสนอง และส่งผ่านสัญญาณประสาทมาตามทางเดินปกติ (orthodromic) และย้อนทางเดินปกติ (antidromic) ของเส้นประสาทชนิดนั้น ๆ โดยทั่วไปเส้นประสาทระบบประสาทส่วนปลายจะมีลักษณะผสมระหว่างประสาทยนต์และประสาทรับความรู้สึก ดังนั้นสัญญาณที่บันทึกได้ จะเป็นสัญญาณผสมระหว่างสัญญาณที่ได้จากประสาทยนต์และประสาทรับความรู้สึกที่เรียก compound muscle potential (CMAP) (รูปที่ 9) การตรวจวัดจะบันทึกสัญญาณไฟฟ้าดังกล่าว บันทึกค่า latency และขนาดต่าง ๆของรูปคลื่นอีเอ็มจี เปรียบเทียบและคำนวณหาความเร็วของการนำสัญญาณประสาทต่อไป ซึ่งค่า latency เป็นเวลาจากจุดที่กระตุ้น (trigger) จนถึงจุดที่ใยประสาทเริ่มตอบสนอง ค่า duration และ amplitude ของคลื่น คือค่าความกว้างและความแรงของสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีที่บันทึกได้ จากการตอบสนองของใยประสาทยนต์และใยประสาทรับความรู้สึกรวมกัน การวางขั้วบันทึกนั้น หากต้องการวัดสัญญาณอีเอ็มจีของใยประสานยนต์ ควรวางขั้วบันทึกตรงตำแหน่งจุดมอเตอร์ของกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด และหากต้องการวัดสัญญาณจากใยประสาทรับความรู้สึก ควรวางที่ผิวหนังบริเวณที่ใยประสาทรับความรู้สึกนั้น ๆมาเลี้ยง (โดยไม่มีกล้ามเนื้อหรือมีน้อย) มักเป็นบริเวณปลายนิ้วมือ เป็นต้น



รูปที่ 9 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากการตอบสนองของประสาทหลังกระตุ้น (CMAP) *(ดัดแปลงจาก* Lee HJ and Delisa JA, 2005*)*

2.1 เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับการวัดการนำสัญญาณประสาท

เครื่องมือสำหรับวัดการนำสัญญาณประสาทนอกจากจะใช้เครื่องมือชุดที่ใช้กับการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้ออีเอ็มจีแล้ว ยังมีชุดอุปกรณ์เฉพาะสำหรับกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาท (electrical stimulation) เพื่อกระตุ้นเส้นประสาทให้เกิดสัญญาณประสาท แล้วทำการบันทึกค่าสัญญาณประสาท คำนวณหาค่าความเร็วของการนำสัญญาณประสาทต่อไป

2.1.1 เครื่องวัดการนำสัญญาณประสาท

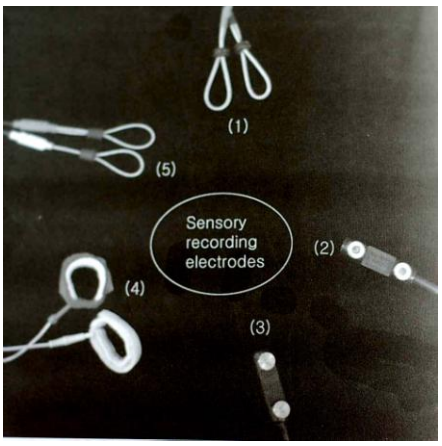
เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับกระตุ้นไม่ต่างกับเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อที่ใช้เพื่อการบำบัดรักษา เพียงแต่ไม่สามารถปรับค่าได้มาก โดยทั่วไปมักใช้สัญญาณไฟฟ้าชนิดปล่อยออกเป็นช่วง ๆ รูปสี่เหลี่ยมที่สามารถปรับช่วงกระตุ้นได้บ้าง ลักษณะการปล่อยสัญญาณไฟฟ้ามักเป็นแบบทริกเกอร์ (trigger) สัมพันธ์กับออสซิลโลสโคป ซึ่งเป็นการกระตุ้นสัญญาณไฟฟ้าพร้อมกับการไป ทริกเกอร์ออสซิลโลสโคป ให้เขียนภาพ (tracing) /บันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่กระตุ้นที่ปรากฏบนจอ ดังนั้นเมื่อกระตุ้นซ้ำ ๆกัน ภาพของศักย์ไฟฟ้าที่บันทึกได้จะซ้อนทับกันพอดี ทำให้การอ่านค่าที่บันทึกได้เพื่อเปรียบเทียบสามารถทำได้สะดวก

2.1.2 อิเล็กโทรด

อิเล็กโทรดสำหรับวัดการนำสัญญาณประสาทมีความแตกต่างจากการวัดคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี และมีหลายชนิดมาก

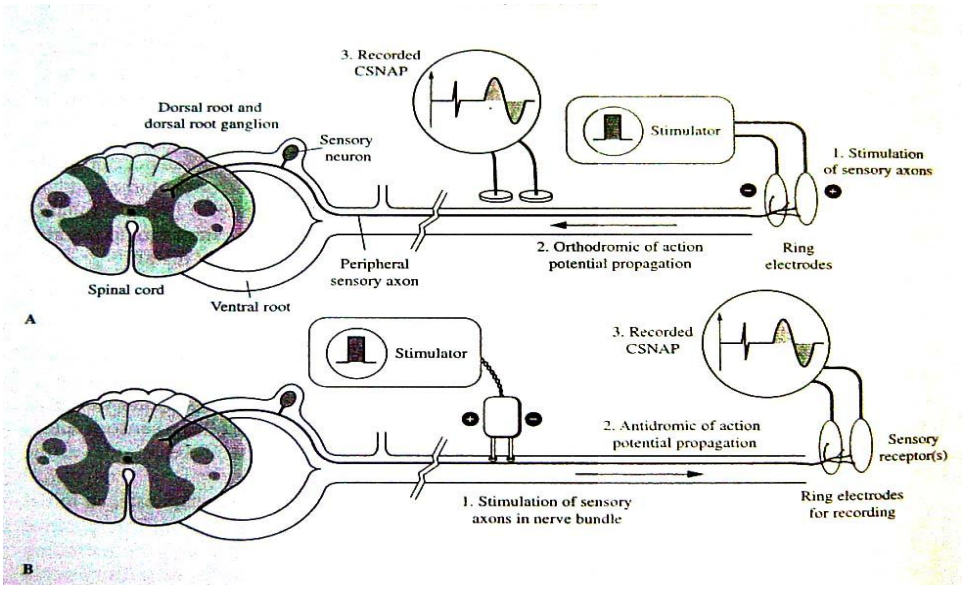
1) อิเล็กโทรดสำหรับบันทึก

อิเล็กโทรด/ขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณไฟฟ้า มีสองขั้ว (ขั้วบวก และขั้วลบ) ซึ่งจะมีลักษณะต่างกัน เช่น เป็นแบบแผ่นแยก หรือติดกัน บางชนิดเป็นแบบห่วง ดังรูปที่ 10 หากต้องการบันทึกสัญญาณประสาทยนต์ มักวางขั้วลบ (active electrode) ตรงกับตำแหน่งจุดมอเตอร์ของกล้ามเนื้อ ส่วนขั้วบวกจะวางตำแหน่งที่ห่างออกไปในทิศทาง distal กว่าขั้วลบและมักนิยมวางตรงผิวหนังที่ไม่มีความไวต่อตัวกระตุ้นหรือบริเวณไม่มีกล้ามเนื้อ ได้แก่ tendon หรือ กระดูก เป็นต้น ขนาดของขั้วกระตุ้นทั้งสองมักมีขนาดเท่ากัน ประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร



รูปที่ 10 แสดงอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับบันทึกสัญญาณประสาทรับความรู้สึกชนิดต่าง ๆ (ดัดแปลงจาก Lee HJ and Delisa JA, 2005)

ส่วนขั้วไฟฟ้าสำหรับบันทึกสัญญาณประสาทรับความรู้สึก มักนิยมวางบริเวณผิวหนังที่เลี้ยงโดยเส้นประสาทรับความรู้สึกที่ต้องการวัดนั้น ๆ เส้นประสาทรับความรู้สึกมีทิศทางนำสัญญาณประสาทจากส่วนปลายเข้าหาส่วนกลาง ดังนั้นหากบันทึกสัญญาณไฟฟ้าปกติ (orthodromic) มักวางขั้วบวกอยู่ proximal ต่อขั้วลบ และหากต้องการบันทึกสัญญาณย้อนทาง (antidromic) มักวางขั้วบวกอยู่ distal ต่อขั้วลบ (รูปที่ 11)

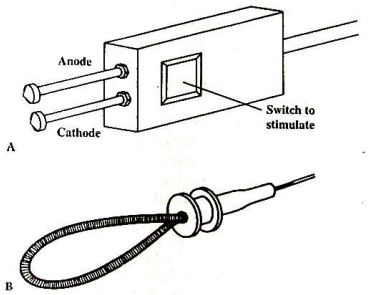


รูปที่ 11 แสดงการตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึก แบบตามทางเดินสัญญาณประสาทปกติ (A) *และแบบย้อนทางเดินสัญญาณประสาท* (B) *(ดัดแปลงจาก* Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*

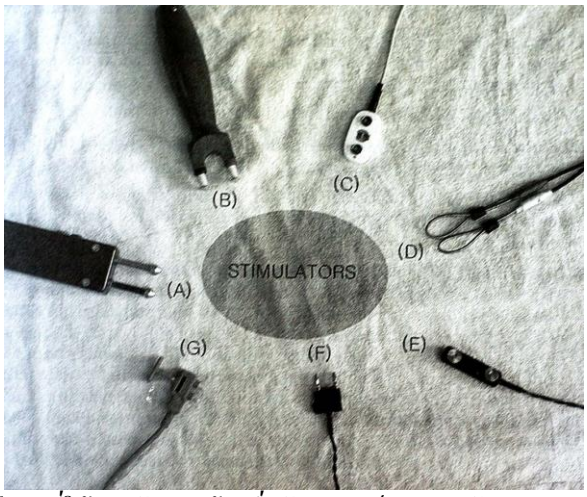
2) อิเล็กโทรดสำหรับกระตุ้น

อิเล็กโทรดสำหรับกระตุ้นหรือขั้วกระตุ้นมี 2 ขั้ว ขั้วบวก (anode) และขั้วลบ (cathode) ทำจากโลหะนำไฟฟ้าหุ้มด้วยฉนวนเพื่อให้สะดวกการใช้งาน ขั้วทั้งสองมักยึดติดกันห่างประมาณ 1.5-3 เซนติเมตร ลักษณะและรูปแบบขึ้นกับการใช้งาน (รูปที่ 12, 13) อย่างไรก็ตาม หากจำเป็นต้องกระตุ้นกล้ามเนื้อเฉพาะที่มีขนาดเล็ก กล้ามเนื้ออยู่ในชั้นลึก หรือกระตุ้นแยกเป็นประสาทยนต์แต่ละเส้น อาจใช้ขั้วกระตุ้นลบที่เป็นขั้วเดียวแบบเข็มหรือขนาดเล็ก ๆ (โดยขั้วบวก

วางห่างออกไป, ดูรูป 2 D ประกอบ) และใช้เทคนิคกระตุ้นขั้วเดียว เหมือนกันการกระตุ้นเพื่อหาจุดมอเตอร์ก็สามารถทำได้เช่นกัน ไม่จำเป็นต้องใช้อิเล็กโทรดสองขั้วที่ยึดติดกัน



รูปที่ 12 แสดงอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับกระตุ้นเพื่อวัดความเร็วการนำสัญญาณประสาท แบบชนิดสองขั้วติดกัน A *และชนิดแบบห่วงโลหะ* B *(ดัดแปลงจาก* Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*



รูปที่ 13 แสดงอิเล็กโทรดที่ใช้สำหรับกระตุ้นเพื่อวัดความเร็วการนำสัญญาณประสาทชนิดต่าง ๆที่ใช้ในปัจจุบัน (ดัดแปลงจาก Lee HJ and Delisa JA, 2005*)*

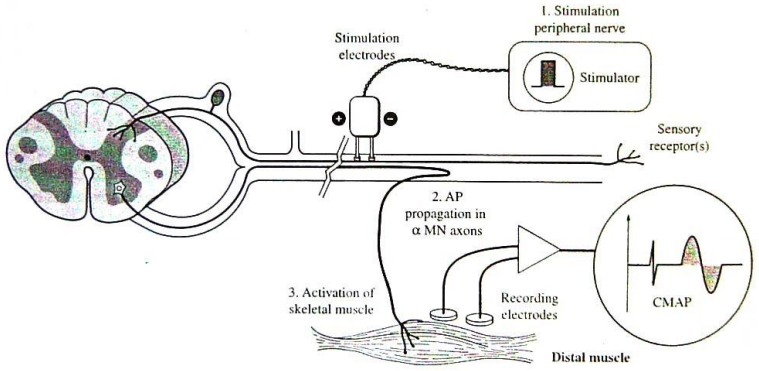
3) อิเล็กโทรดกราวด์ (ground electrodes)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้จากประสาทและกล้ามเนื้อมีขนาดเล็กและมีปริมาณน้อย สัญญาณไฟฟ้าอื่นจากอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ไม่พึงประสงค์สามารถบดบังหรือรบกวนสัญญาณไฟฟ้าที่ต้องการวัดได้ง่าย หรืออาจเกิดจากสัญญาณไฟฟ้าจากขั้วกระตุ้นรบกวนขั้วบันทึก จึงมักติดอิเล็กโทรด/ขั้วไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กราวด์สัญญาณที่ไม่ต้องการไว้ระหว่างขั้วกระตุ้นและขั้วบันทึก ลักษณะของอิเล็กโทรดกราวด์มักทำจากแผ่นโลหะนำไฟฟ้าที่มีขนาดใหญ่กว่าขั้วกระตุ้นและขั้วบันทึก (รูปที่ 14) มีทั้งแบบแผ่นและแบบห่วง แล้วแต่ลักษณะการใช้งาน

รูปที่ 14 แสดงลักษณะอิเล็กโทรดกราว์ด สำหรับการตรวจความเร็วการนำสัญญาณประสาท และคลื่นไฟฟ้าอีเอ็มจี (ดัดแปลงจาก Lee HJ and Delisa JA, 2005*)*

2.2 หลักการวัดความเร็วการนำสัญญาณประสาท

หลักการวัดความเร็วการนำสัญญาณประสาท ทำโดยการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าผ่านผิวหนังที่จุดของเส้นประสาทจุดหนึ่ง และบันทึกศักย์ไฟฟ้าของเส้นประสาทหรือของกล้ามเนื้อที่อีกจุดหนึ่งในเส้นทางการนำสัญญาณประสาทที่กระตุ้น การวัดการนำสัญญาณประสาทแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะได้แก่ การวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ (motor nerve conduction) (รูปที่ 15) และการนำสัญญาประสาทรับความรู้สึก (sensory nerve conduction) 1)ทำความสะอาดผิวหนังบริเวณที่ต้องการวัดด้วยแอลกอฮอล์ เพื่อขจัดสิ่งสกปรกและไขมัน ลดความต้านทานไฟฟ้า 2)การกระตุ้นไฟฟ้า ใช้เทคนิค bipolar คลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม ช่วงกระตุ้นประมาณ 0.1-0.5 มิลลิวินาที ความถี่ประมาณ 1 เฮริทซ์ โดยขั้วกระตุ้นทั้งสองห่างกัน 1-3 เซนติเมตร ให้ขั้วลบอยู่ใกล้กับขั้วที่ใช้บันทึก 3)การบันทึกสัญญาณไฟฟ้า อาจใช้แบบเข็ม หรือแบบแผ่น มักนิยมใช้ขั้วกระตุ้นแบบแผ่นวางบนผิวหนังตรงกับจุดมอเตอร์ของกล้ามเนื้อที่เลี้ยงโดยเส้นประสาทยนต์นั้น

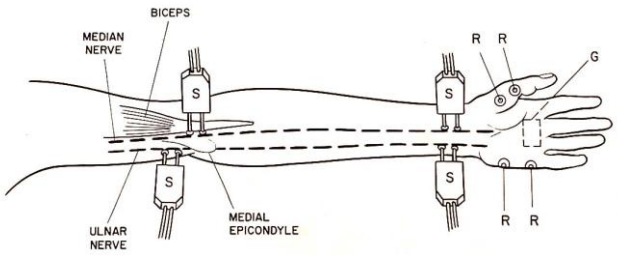


รูปที่ 15 แสดงแผนภูมิการวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ โดยการปล่อยกระแสไฟเพื่อกระตุ้นเส้นประสาทยนต์ (1) ซึ่งประสาทยนต์จะส่งสัญญาณประสาทมาตามทางเดินของเส้นประสาทมายังกล้ามเนื้อ (2) ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัว (3) และสามารถวัดสัญญาณอีเอ็มจีตรงตำแหน่งวางอิเล็กโทรดสำหรับบันทึก (ดัดแปลงจาก Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*

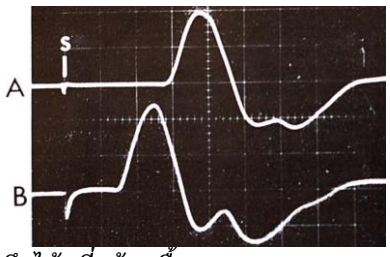
1. การตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์

การตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ ulnar กระทำได้ดังนี้ หลังจากการทำความสะอาดผิวหนังบริเวณทางเดินของเส้นประสาท ulnar แล้ว 1)วางอิเล็กโทรดบันทึกบริเวณกล้ามเนื้อ abductor digiti minimi ฝ่ามือด้านนิ้วก้อย (เลี้ยงโดย ulnar nerve) 2)วางอิเล็กโทรดกราวด์ที่ต่อกับสายดิน (ground electrode) บริเวณฝ่ามือ หรือพันรอบข้อมือ (ระหว่างอิเล็กโทรดที่บันทึกและกระตุ้น) 3)วางอิเล็กโทรดสำหรับกระตุ้น (bipolar electrode) บริเวณข้อมือตามแนวทางเดินของเส้นประสาท ulnar ตรงบริเวณ flexor carpi ulnaris จากนั้นปล่อยกระแสไฟฟ้ากระตุ้น ค่อย ๆ เพิ่มความแรงจนถึงระดับ supramaximum threshold หรือมากกว่า (รูปที่ 16) 4) อ่านค่าสัญญาณไฟฟ้า action potential ที่บันทึกได้บนจอออสซิลโลสโคป (รูปที่ 17) ซึ่งจะเป็นระยะเวลาจากจุดที่มีสัญญาณกระตุ้น จนกระทั่งถึงจุดที่มีการหดตัวของกล้ามเนื้อ abductor digiti minimi ระยะทางดังกล่าวเป็นระยะเวลาที่สัญญาณไฟฟ้าที่ปล่อยเข้าไปกระตุ้นเส้นประสาท เส้นประสาทจะส่งผ่านสัญญาณดังกล่าวผ่าน neuromuscular junction ไปยังกล้ามเนื้อจนกระทั่งกล้ามเนื้อเกิดการหดตัว (ซึ่งมีค่า 2.9 ms) 5)เปลี่ยนตำแหน่งอิเล็กโทรดที่ใช้กระตุ้นมากระตุ้นที่ข้อศอกตามทางเดินของเส้นประสาท ulnar กระตุ้นให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ digiti minimi เช่นเดียวกับครั้งแรก (ซึ่งมีค่า 5.7 ms) 6)วัดระยะห่างระหว่างตำแหน่งที่กระตุ้นและตำแหน่งที่บันทึกสัญญาณไฟฟ้าตามทางเดินของเส้นประสาทที่ต้องการวัด (ระยะห่างจุดกระตุ้นทั้งสอง มีค่า 19.5 cm) 7)นำข้อมูลที่ได้มาคำนวณค่าการนำสัญญาณประสาทดังนี้

1. สัญญาณไฟฟ้าจากศอก มายังกล้ามเนื้อ digiti minimi ใช้เวลา	5.7	msec.
2. สัญญาณฟ้าจากข้อมือ มายังกล้ามเนื้อ digiti minimi ใช้เวลา	2.9	msec.
3. ผลต่างของ 1–2 มีค่า	2.8	msec.
4. ระยะห่างระหว่างข้อศอกถึงข้อมือ (วัดโดยใช้ไม้บรรทัด)	19.5	cm.
5. ดังนั้น ความเร็วสัญญาณประสาทมีค่า(19.5 cm/2.8 msec)	69.6	m/s



รูปที่ 16 แสดงการวางขั้วกระตุ้น (S) ขั้วบันทึก (R) และขั้วกราวด์ (G) สำหรับการตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ของเส้นประสาท ulnar *และ* median *โดยการกระตุ้นสองครั้งที่บริเวณข้อมือ และข้อศอกตามลำดับ (ดัดแปลงจาก* Goodgold J and Eberstein A, *1972)*

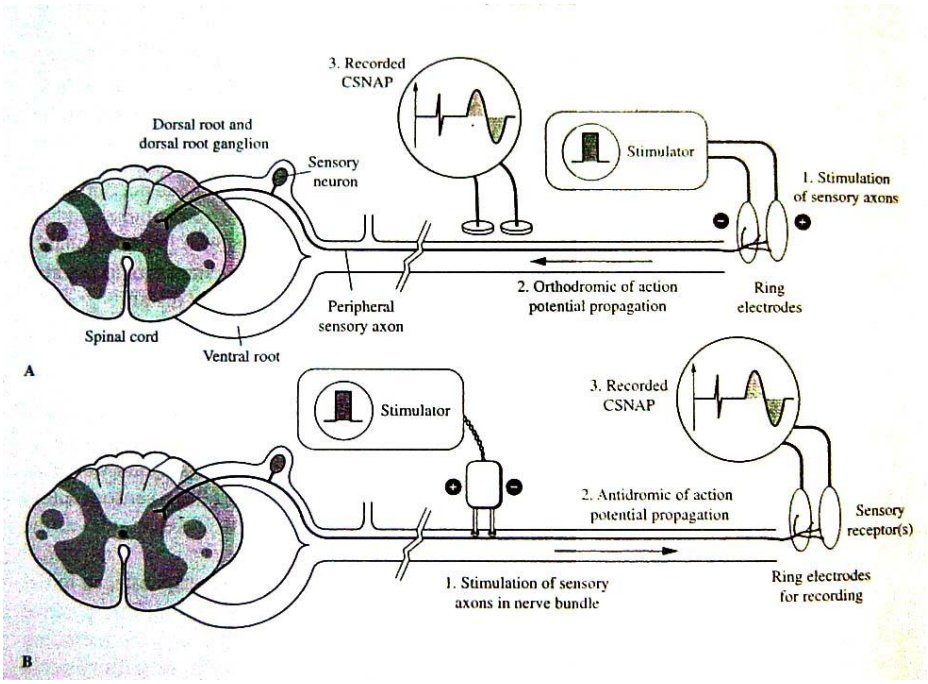


รูปที่ 17 แสดงสัญญาณไฟฟ้าที่บันทึกได้ (ที่กล้ามเนื้อ adductor digiti minimi*) จากการตรวจความเร็วเส้นประสาทจากข้อศอก (*A*) และข้อมือ (*B*) (ดัดแปลงจาก* Goodgold J and Eberstein A, *1972)*

ข้อสังเกต การกระตุ้นไฟฟ้าที่จุดมอเตอร์ของเส้นประสาท ulnar ด้วยอิเล็กโทรดที่บริเวณข้อศอกและที่ข้อมือนั้น เป็นการกระตุ้นทั้งใยประสาทยนต์และใยประสาทรับความรู้สึกพร้อมกัน แต่การบันทึกผลโดยอิเล็กโทรดบันทึกบริเวณกล้ามเนื้อ adductor digiti minimi บริเวณฝ่ามือด้านนิ้วก้อยนั้น เป็นการบันทึกผลการหดตัวของกล้ามเนื้อ adductor digiti minimi ในรูปของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เป็นผลมาจากใยประสาทยนต์เพียงอย่างเดียวเท่านั้น ดังนั้นวิธีการดังกล่าวนี้ จึงเป็นการวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ ในทางคลินิกการวัดการนำสัญญาณประสาทอาจดำเนินการวัดทางเดินของเส้นประสาททั้งเส้น แล้วคำนวณเปรียบเทียบการนำสัญญาณประสาทเป็นส่วน เพื่อพิจารณาหาความผิดปกติเฉพาะส่วนที่มักเกิดพยาธิสภาพจากการกดทับเส้นประสาท เช่น บริเวณข้อศอก และข้อมือ เป็นต้น

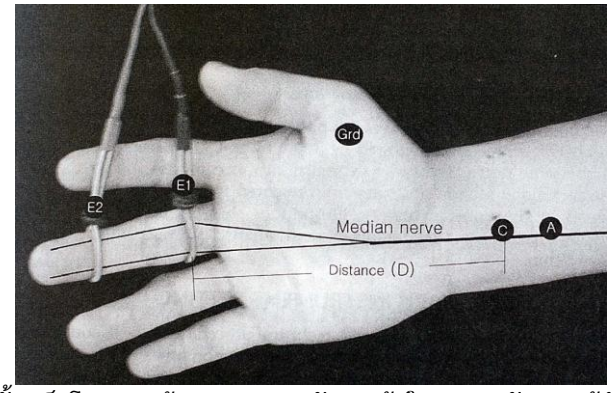
2. การตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึก

การตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึกทำได้ยากกว่าประสาทยนต์ เพราะต้องบันทึกค่าศักย์ไฟฟ้าจากเส้นประสาทจริง ๆ แขนงใยประสาทรับความรู้สึกหรือตัวรับความรู้สึกที่ผิวหนัง ค่าสัญญาณไฟฟ้าอีเอ็มจีผสม (compound action potential) ที่บันทึกได้ที่ผิวหนังมีค่าน้อยเพียง 5-10 ไมโครโวลต์ เท่านั้น ส่วนการวัดการนำสัญญาณประสาทยนต์ จะทำการบันทึกศักย์ไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (ไม่ใช่เส้นประสาท) สัญญาณไฟฟ้ามีขนาดโตกว่ามาก (ระดับมิลลิโวลต์) ดังนั้นเทคนิคการวัดการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึก ควรกระตุ้นและบันทึกศักย์ไฟฟ้าเฉพาะบริเวณที่มีเส้นประสาทรับความรู้สึกมาเลี้ยงเพียงอย่างเดียว (โดยไม่มีประสาทยนต์มาเลี้ยงร่วม) เช่น หากต้องการหาความเร็วการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึกของเส้นประสาท median สามารถทำได้ 2 แนวทาง คือ (รูปที่ 18)



รูปที่ 18 แสดงการตรวจวัดการนำสัญญาณประสาทรับความรู้สึก แบบตามทางเดินสัญญาณประสาทปกติ (A) *และแบบย้อนทางเดินสัญญาณประสาท* (B) *(ดัดแปลงจาก* Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*

1. กระตุ้นตามทางเดินสัญญาณประสาท (orthodromic) รับความรู้สึก ซึ่งมีทิศจากส่วนปลายสู่ส่วนกลาง โดยการวางอิเล็กโทรดที่สำหรับกระตุ้นบริเวณนิ้วชี้หรือนิ้วกลาง (อิเล็กโทรดที่ใช้มักเป็นแบบห่วงยางรัด) (รูปที่ 19) เพื่อกระตุ้น digital nerve ซึ่งเป็นใยประสาทรับความรู้สึกที่เป็นแขนงของเส้นประสาท median แล้วบันทึกค่าศักย์ไฟฟ้าของประสาท median ที่บริเวณข้อมือ เป็นต้น



รูปที่ 19 แสดงการติดขั้วอิเล็กโทรดกระตุ้นแบบห่วงสำหรับกระตุ้นใยประสาทรับความรู้สึก median *ที่ส่วนปลาย*

2. กระตุ้นย้อนทางเดินสัญญาณประสาท (antidromic) รับความรู้สึก ซึ่งเป็นเทคนิคกลับจากวิธีแรก กล่าวคือจะกระตุ้นเส้นประสาท median บริเวณข้อมือ แล้วบันทึกค่าศักย์ไฟฟ้าบริเวณนิ้วมือ

เมื่อบันทึกค่าระยะเวลาระหว่างจุดกระตุ้นและค่าสัญญาณไฟฟ้า (latency) ที่เกิดการตอบสนองแล้ว นำมาคำนวณหาความเร็วของการนำสัญญาณประสาทดังได้กล่าวมาแล้ว ในทางปฏิบัติมักนิยมกระตุ้นแบบย้อนทางเดินสัญญาณประสาทมากกว่า เนื่องจากสามารถบันทึกค่าได้ง่ายกว่า และผู้ถูกกระตุ้นไม่เจ็บมากเพราะการกระตุ้นที่นิ้วมือจะเจ็บมากกว่ากระตุ้นที่แขนเนื่องจากเส้นประสาทจะอยู่ตื้นกว่า

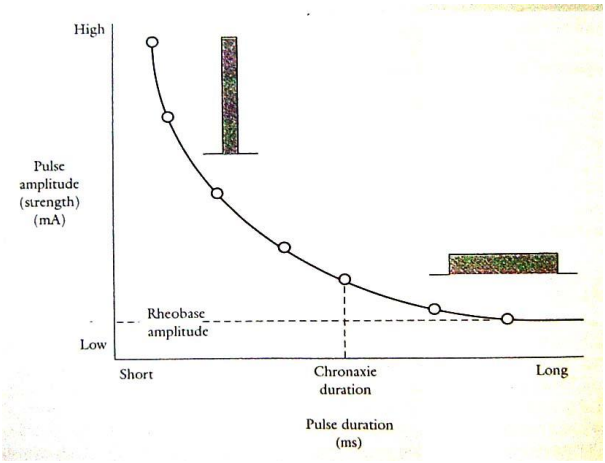
2.3 การแปลผลการตรวจวัดความเร็วการนำสัญญาณประสาท

ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการนำสัญญาณประสาทได้แก่ 1)อุณหภูมิ ซึ่งความเร็วของการนำสัญญาณประสาท (NVC)จะลดลง 2-2.4 เมตร/วินาที เมื่ออุณหภูมิลดลง 1 องศาเซลเซียส 2)อายุ ในเด็กเล็กและในผู้สูงอายุ ความเร็วในการนำสัญญาณประสาทมีค่าน้อยกว่าปกติ ในเด็กเกิดใหม่ค่า NVC มีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ใหญ่ ต่อมาจะค่อย ๆ เพิ่มขึ้นจนเท่าผู้ใหญ่ประมาณ 5 ปี และเมื่ออายุมากกว่า 60 ปี NVC จะมีค่าลดลง 3) ความผิดพลาดจากเครื่องมือและการตั้งค่า การตรวจวัด NVC ควรมีการตั้งค่าให้เป็นมาตรฐาน (calibration) เพื่อให้ได้ค่าที่บันทึกถูกต้อง ตำแหน่งของการวางขั้วบันทึกและขั้วกระตุ้นควรจะอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องและไม่เปลี่ยน threshold สำหรับการกระตุ้นควรใช้ค่า supramaximal stimulation เสมอ เป็นต้น

3. การตรวจเส้นโค้งเอสดี

กล้ามเนื้อและเส้นประสาทเป็นเนื้อเยื่อที่ไวต่อสิ่งเร้า โดยเฉพาะสิ่งเร้าที่เป็นกระแสไฟฟ้า เมื่อกระตุ้นที่เส้นประสาทหรือกล้ามเนื้อ จะเกิดการตอบสนองในลักษณะการหดตัวให้เห็น ความแรงของการตอบสนองขึ้นกับความแรงและช่วงเวลาของตัวกระตุ้น กล่าวคือ เมื่อกล้ามเนื้อหรือเส้นประสาทถูกกระตุ้น จะเกิดการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าที่เยื่อหุ้มเซลล์ จนกระทั่งถึง threshold จนเกิดการตอบสนองตามลำดับ หากเป็นประสาทยนต์ก็จะเห็นการหดตัว ความแรงของการหดตัวของกล้ามเนื้อนั้นขึ้นกับปริมาณของกระแสที่กระตุ้น (ความเข้มกระแส และช่วงเวลากระตุ้น) กล่าวคือหากปรับความเข้มกระแส (มีหน่วยเป็นมิลลิแอมแปร์หรือมิลลิโวลต์) และช่วงเวลากระตุ้น (มีหน่วยเป็นมิลลิวินาที) ที่

พอเหมาะจนเห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อ และมีการแปรเปลี่ยนค่าความแรงดังกล่าวจนสามารถบันทึกค่า และหาความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มกระแส (strength หรือ intensity) และค่าช่วงเวลากระตุ้น (duration) เป็นเส้นโค้งเรียกว่า strength–duration curve หรือ เส้นโค้งเอสดี นั่นเอง (รูปที่ 19) ซึ่งเส้นโค้งเอสดีนี้ ในทางคลินิกนิยมใช้สำหรับวินิจฉัย พยากรณ์ และประเมินความก้าวหน้าการฟื้นตัวของกล้ามเนื้อและเส้นประสาท จากการบาดเจ็บ



รูปที่ 19 แสดงลักษณะความสัมพันธ์ของความแรงและช่วงเวลากระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้า (ดัดแปลงจาก Robinson AJ and Snyder-Mackler L, *2008)*

3.1 เครื่องมือและอุปกรณ์

เครื่องมือและอุปกรณ์สำหรับใช้ตรวจเส้นโค้งเอสดีมักเป็นเครื่องกระตุ้นกล้ามเนื้อและเส้นประสาทที่สามารถปรับค่าช่วงกระตุ้นได้อย่างน้อย 9 ช่วง ความถี่ของการกระตุ้นมากกว่า 0.5 ครั้ง/วินาที Midical Research Council of Great Britain[2] ได้ระบุรายละเอียดสำหรับเครื่องกระตุ้นที่ใช้สำหรับการทำเส้นโค้งเอสดี ควรสามารถปรับช่วงเวลากระตุ้นได้ประมาณ 10 ช่วงคือ 300, 100, 30, 10, 3, 1, 0.3, 0.1, 0.03 และ 0.01 มิลลิวินาที ตามลำดับ (ในปัจจุบันมักไม่นิยมใช้ช่วงเวลา 300 มิลลิวินาที เพราะไม่จำเป็นและการกระตุ้นทำให้เจ็บแสบมาก)

3.2 วิธีการวัด

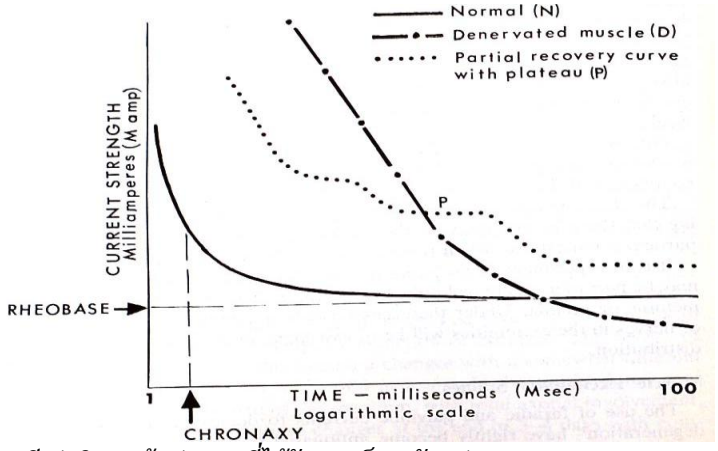
เทคนิคที่ใช้กระตุ้นเพื่อตรวจเส้นโค้งเอสดี มักใช้เทคนิค monopolar โดยวางขั้วกระตุ้นลบไว้ที่จุดมอเตอร์ ส่วนขั้วกระตุ้นอีกขั้ววางตำแหน่งที่ห่างออกไป ปรับค่าช่วงพัก/ความถี่พอเหมาะ (10–500 มิลลิวินาที) ช่วงกระตุ้นที่มีค่า 100 มิลลิวินาที ค่อย ๆ เพิ่มความแรงกระแสจนเห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ต้องการวัด จนเห็นการหดตัวที่น้อยที่สุด บันทึกค่าความแรงกระแส จากนั้นค่อย ๆ ลดความแรงกระแสลง 100, 30, 10, 3, 1, 0.3, 0.1, 0.03 และ 0.01 มิลลิวินาที ตามลำดับ ในระหว่างนั้นค่อย ๆเพิ่มค่ากระแสให้เห็นการหดตัวน้อยที่สุด คงที่ ตลอดของการปรับค่าความเข้มกระแส บันทึกค่าความแรงของกระแสทุกค่าของช่วงกระตุ้น นำมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความแรงของไฟที่กระตุ้นและช่วงเวลากระตุ้น

นำกราฟที่ได้คำนวณหาค่า rheobase ซึ่งเป็นความแรงของกระแสที่น้อยที่สุดที่ยังสามารถเห็นการหดตัวของกล้ามเนื้อ ค่า chronaxie ซึ่งเป็นเวลา (ช่วงกระตุ้น) ที่ใช้ความแรงกระแสเป็น 2 เท่า ของ rheobase และค่า ultilization time ซึ่งเป็นเวลาที่ใช้ความแรงและช่วงเวลากระตุ้นที่น้อยที่สุดที่ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งค่าต่าง ๆดังกล่าวมีความสำคัญทางคลินิก

3.2 สัญญาณที่วัดและการแปลผล

ลักษณะเส้นโค้งเอสดีของกล้ามเนื้อปกติ (กล้ามเนื้อที่มีเส้นประสาทมาเลี้ยง) มีลักษณะเป็นเส้นโค้งต่อเนื่องกัน chronaxie มีค่าน้อยกว่า 1 (รูปที่ 20)ส่วนกล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทมาเลี้ยงยังสมบูรณ์ (completely denervated muscle) ลักษณะเส้นโค้งเอสดีมีลักษณะต่อเนื่องเช่นกัน แต่เส้นโค้งเคลื่อนไปทางขวา ทั้งนี้เพราะกล้ามเนื้อที่ขาดประสาทมาเลี้ยง ลักษณะเส้นโค้งที่แสดงจะเป็นลักษณะการตอบสนองต่อตัวกระตุ้นของกล้ามเนื้อเพียงอย่างเดียว ซึ่งความไวต่อสิ่งเร้าของกล้ามเนื้อน้อยกว่าของเส้นประสาทมาก ดังนั้นเส้นโค้งเอสดีจึงเคลื่อนไปทางขวา

กล้ามเนื้อที่ขาดเส้นประสาทบางส่วน (partial denervated muscle) จะมีลักษณะเส้นโค้งเอสดีที่ไม่เรียบหรือไม่ต่อเนื่อง แต่จะมีรอยหยัก (kink) ซึ่งเป็นการรวมลักษณะความไวการตอบสนองต่อตัวกระตุ้นของกล้ามเนื้อและเส้นประสาทรวมกัน เส้นโค้งที่เคลื่อนไปทางขวามาก (เทียบกับแกนตั้งของกราฟ) แสดงว่าขาดเส้นประสาทมาก แต่ถ้ากราฟเคลื่อนมาทางซ้ายความรุนแรงของการขาดประสาทก็จะลดลงตามลำดับ ดังนั้นหากมีการวัดและทำเส้นโค้งเอสดีของกล้ามเนื้อที่บาดเจ็บหนึ่ง ๆอย่างสม่ำเสมอก็สามารถบอกหรือพยากรณ์การฟื้นตัวของเส้นประสาทและกล้ามเนื้อนั้น ๆได้เป็นต้น



รูปที่20 แสดงเส้นโค้งเอสดี ปกติและเส้นประสาทที่ได้รับบาดเจ็บ (ดัดแปลงจาก Goodgold J and Eberstein A, *1972)*

ถึงแม้เส้นโค้งเอสดีจะเป็นวิธีที่ง่ายในการใช้พยากรณ์ การฟื้นตัวของกล้ามเนื้อและเส้นประสาทแต่ก็ยังมีข้อจำกัดบางประการ คือ 1)ไม่สามารถบอกระดับความรุนแรงของการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อและเส้นประสาท 2)ภายใน 2 สัปดาห์หลังการบาดเจ็บของเส้นประสาท เส้นโค้งเอสดีจะให้ผลไม่แน่นอน เนื่องจากยังคงมีการย่อยสลายของเนื้อเยื่อ 3) เส้นโค้งเอสดีสามารถหาได้เฉพาะกล้ามเนื้อและเส้นประสาทที่อยู่ตื้นเท่านั้น (สามารถกระตุ้นด้วยไฟฟ้าผ่านผิวหนัง) หากกล้ามเนื้อและเส้นประสาทที่อยู่ในชั้นลึกไม่สามารถกระตุ้นได้

บรรณานุกรม

1. Goodgold J and Eberstein A. Electrodiagnosis of neuromuscular diseases. Baltimore: William and Wilkins, 1972.

2. *ชูศักดิ์ เวชแพศย์ อีเล็คโทรมัยโอกราฟีย์. กรุงเทพ: คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล, 2523.*

3. *สมชาย รัตนทองคำ. คู่มือการกระตุ้นด้วยกระแสไฟฟ้าความถี่ต่ำ: ปฏิบัติการและการประยุกต์ใช้ทางคลินิก. ขอนแก่น: ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น*; 2537.

3. Lee HJ and Delisa JA. Manual of nerve conduction study and surface anatomy ofr needle electromyography, 4th edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.

4. Robinson AJ and Snyder-Mackler L. Clinical electrophysiology, electrotherapy and electrophysiology testing, 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2008.