

การบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า



นายคณิศร์ บรรลุศิลป์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2563

**PARKINSON'S DISEASE TREATMENT BY
ELECTROMAGNETIC FIELD**



**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for
the Degree of Master of Engineering in Electrical Engineering**

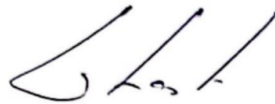
Suranaree University of Technology

Academic Year 2020

การบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

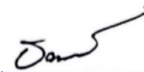
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รศ. ดร.ชาญชัย ทองโสภิต)

ประธานกรรมการ



(ผศ. ดร.ชนเสถียร ทศศิกรพัฒน์)

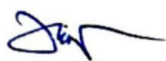
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)

กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



(รศ. ดร. นัตถชัย โชติขจรยางกูร)

รักษาการแทนรองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ
และประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

คณิศร์ บรรลุศิลป์ : การบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

(PARKINSON'S DISEASE TREATMENT BY ELECTROMAGNETIC FIELD)

อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนเสกฐ์ ทศศิกรพัฒน์, 83 หน้า

ปัจจุบันโรคพาร์กินสันเป็นโรคทางระบบประสาทที่พบมากที่สุด ซึ่งมีสาเหตุหลักมาจากเซลล์ประสาทในสมองส่วนกลาง เกิดการทำงานผิดปกติหรือเสื่อมสภาพทำให้สมองผลิตสารเคมีหรือสารสื่อประสาทโดปามีนออกมาได้น้อยกว่าปกติจากผลดังกล่าวทำให้ผู้ป่วยเกิดอาการต่าง ๆ ตามมาได้แก่ มีอาการสั่นตลอดเวลาจะสั่นมากกว่าปกติเวลาร่างกายไม่มีการเคลื่อนไหวและอาการพูดติดขัด เป็นต้น โดยที่วิธีการรักษาในปัจจุบันนั้นไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้แต่สามารถช่วยบรรเทาอาการป่วยลงให้กลับมาอยู่ในภาวะเกือบปกติได้ โดยในการบำบัดรักษาโรคจะมีวิธีการรักษาอยู่ 2 วิธี การรักษาด้วยยาและการรักษาด้วยกระบวนการกระตุ้นทางในสมองด้วยสนามแม่เหล็กซึ่งวิธีการนี้จะเป็นการผ่าตัดฝังขั้วไฟฟ้าขนาดเล็กที่มีลักษณะคล้ายกับเข็มเข้าไปไว้ในส่วนของสมองเพื่อกระตุ้นการทำงานของสมองโดยตรง ซึ่งมีค่าใช้จ่ายในการรักษาค่อนข้างสูงเนื่องจากต้องทำการผ่าตัดฝังขั้วไฟฟ้าสมองไว้ในเนื้อสมองเป็นการผ่าตัดที่ค่อนข้างอันตรายและจำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญด้านการผ่าตัดสมองโดยตรงและหลังจากการผ่าตัดยังต้องได้รับการดูแลจากแพทย์อย่างใกล้ชิดอีกด้วย แต่ยังมีอีกวิธีการหนึ่งที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการบำบัดโรคพาร์กินสันโดยวิธีการบำบัดรักษาจะใช้การกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กจากขดลวดตัวนำจากภายนอกสมองไปยังสมองส่วนต่าง ๆ ตามอาการของโรคที่ต้องการรักษา สำหรับการบำบัดรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทในวิธีการนี้นั้นจะทำโดยการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่สามารถส่งคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปกระตุ้นได้ตรงจุด ดังนั้นผู้วิจัยได้นำวิธีการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กจากขดลวดตัวนำจากภายนอกสมองมาประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคพาร์กินสันเนื่องจากวิธีการดังกล่าวมีต้นทุนในการรักษาที่ต่ำ ไม่ต้องจำเป็นต้องทำการผ่าตัดสมองและไม่มีผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นจากการรักษา โดยการออกแบบขดลวดตัวเหนี่ยวนำที่สามารถส่งคลื่นสนามแม่เหล็กไปครอบคลุมยังบริเวณสมองส่วนกลางที่สามารถเลือกจุดการกระตุ้นได้และวิเคราะห์ผลกระทบที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อให้สามารถรักษาโรคพาร์กินสันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

ปีการศึกษา 2561

ลายมือชื่อนักศึกษา.....

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา.....

KANIT BANLUSILP : PARKINSON'S DISEASE TREATMENT BY
ELECTROMAGNETIC FIELD. THESIS ADVISOR : ASST. PROF.
THANASET THOSDEEKORAPHAT, Ph.D., 83 PP.

TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION/TMS/PARKINSON'S DISEASE/MAGNETIC
FIELD

Parkinson's disease is the most common neurological disease. The dysfunction or degeneration of central nerve cells leads to chemical or neural transmission in the brain. Dopamine is abnormal. Therefore, many patients follow it. There are more vibrations than normal time, the body has no movement and blockage, etc. Current treatments cannot be cured, but this can help relieve the symptoms of getting back to an almost normal state. There are two treatment methods, drug treatment and magnetic stimulation therapy in the brain, which is a small electrode surgery that resembles a needle into the part of the brain to stimulate directly brain activity. The cost of treatment is high because surgery to implant brain electrodes into the brain is a surgery and requires a specialist to perform brain surgery directly, and after surgery it is also subject to close medical attention. But there is another method that can be applied in the treatment of Parkinson's disease, where therapeutic methods use magnetic field stimulation from the conductor coil from outside the brain to different parts of the brain according to the symptoms of the disease that need treatment. For the treatment of neurodegenerative diseases in this method, it is done by designing an induction coil that can send electromagnetic waves into the spot. Therefore, the researchers applied magnetic field stimulation methods from conductor coils from outside the brain to treat Parkinson's disease. Due to the low cost of treatment, no need for brain surgery and

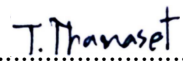
there are no side effects from treatment. By designing an inductor coil that can send magnetic resonance waves to the central brain area where the stimulation point can be selected and analyzed the effects of induction of the electrical field inside the brain caused by the electromagnetic field, it is possible to effectively treat Parkinson's disease.



School of Electronic Engineering

Academic Year 2020

Student's Signature..... 

Advisor's Signature..... 

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี เพราะความกรุณาจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ธนเสฏฐ์ ทศศิริพัฒน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่กรุณาอุปสรรคการค้นคว้าความรู้ คำแนะนำ และความช่วยเหลือที่สำคัญยิ่งต่อผู้วิจัย และส่งผลให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่งและขอขอบพระคุณอาจารย์เป็นอย่างสูง

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีความถูกต้องและสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ด้วยคำแนะนำ และข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์ยิ่ง จาก รองศาสตราจารย์ ดร. ชาญชัย ทองโสภณ และ ดร. อภิชาติ อินทรพานิชย์ ที่กรุณาให้คำแนะนำและข้อเสนอแนะที่เป็นประโยชน์ต่อการทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณในความกรุณาของอาจารย์เป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ดร. ศุภวัฒน์ คชประดิษฐ์ ที่ได้ช่วยเหลือ ให้ความรู้ และคำแนะนำ ที่มีประโยชน์ในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ได้มอบทุนผู้มีศักยภาพ สนับสนุนสำหรับการทำวิทยานิพนธ์ ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

คณิศร์ บรรลุศิลป์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย.....	3
1.3 สมมุติฐานของการวิจัย.....	3
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	3
1.5 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
1.7 ปฏิสัมพันธ์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการ	
กระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง.....	16
2.1 กล่าวนำ.....	16
2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับโรคพาร์กินสัน.....	17
2.3 การบำบัดรักษาโรคทางระบบประสาทด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจาก	
ตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง.....	20
2.3.1 หลักการพื้นฐานของการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็ก.....	20
2.3.2 ลักษณะของระบบวงจรพื้นฐานและขดลวดกระตุ้นสมองด้วย	
สนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	22
2.3.3 ลักษณะของรูปแบบของคลื่นพัลส์ที่ใช้ในการกระตุ้น.....	26

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4	หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าจาก ขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมอง.....	26
2.4.1	ทฤษฎีสนามแม่เหล็ก	26
2.4.2	ทฤษฎีสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นของขดลวดเหนี่ยวนำ.....	27
2.4.3	การคำนวณค่าความเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายใน รูปทรงวัตถุทรงกลม	28
2.5	สรุป.....	30
3	การศึกษาและการออกแบบระบบสำหรับการวิเคราะห์.....	32
3.1	กล่าวนำ.....	32
3.2	การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กสำหรับการกระตุ้นสมอง	32
3.2.1	แนวคิดการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำ	32
3.2.2	การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำ	35
3.2.3	ห้ามมนุษย์จำลอง	43
3.2.4	การออกแบบวงจรสำหรับการใช้ในการควบคุมขดลวด สำหรับการกระตุ้นสมอง	51
3.3	การออกแบบการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ การทดลองและ การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	53
3.4	สรุป.....	55
4	การวัดและผลการทดลอง	56
4.1	กล่าวนำ	56
4.2	การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำและวงจรควบคุมการทำงาน	56
4.2.1	ขดลวดตัวเหนี่ยวนำ.....	56
4.2.2	ชุดสมองจำลอง.....	57
4.2.3	วงจรควบคุมการทำงาน	58
4.2.4	ลักษณะการทดลองตรวจวัดค่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้น	61
4.3	ผลการทดลองวัดค่าการเกิดสนามแม่เหล็กของตัวกลาง.....	63
4.4	สรุป.....	65

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	67
5.1	สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์	67
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ	67
5.3	แนวทางพัฒนาในอนาคต	68
	รายการอ้างอิง	69
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก บทความทางวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่	73
	ภาคผนวก ข รายละเอียดทางเทคนิคการทำเนื้อเยื่อสมองจำลอง	80
	ประวัติผู้เขียน	83

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
3.1	ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของขดลวดแกนอากาศ.....	41
3.2	ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของขดลวดเมื่อเพิ่มแกนเฟอร์ไรต์	43
3.3	ค่าความนำทางไฟฟ้าของโมเดลหัวจำลอง	45



สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	ลักษณะการจัดวางขดลวดขดคู่ตามมุมและขนาดของขดลวด	5
1.2	ลักษณะการจัดวางขดลวดขดคู่ที่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางและตำแหน่งการจัดวาง ขดลวด	6
1.3	ผลการวิเคราะห์การเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าของสมองในขดลวดขดคู่ที่ขนาน.....	6
1.4	ผลการเปรียบเทียบระหว่างการจำลองและการทดลองจริง	7
1.5	ลักษณะการออกแบบขดลวดและการปรับมุม.....	7
1.6	ผลการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวของสมอง (a) มุมตัด 0 องศา	8
1.7	(a) ขดลวดกระตุ้นรูปทรงเลขแปด (b) ขดลวดรูปทรงกลมรอบหัว (c) ขดลวดแบบรวม	9
1.8	ซ้ายแสดงความหนาแน่นของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดแบบรวมและขวา	10
1.9	ลักษณะการออกแบบขดลวดและการจัดวางของ Crowther LJ และคณะ	11
1.10	(a) ผลการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าของขดลวดแบบรวม (b) ผลการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้า.....	11
1.11	ผลการเปรียบเทียบสนามแม่เหล็กระหว่างแบบขดลวดวงกลมเดียวกับแบบรวม.....	12
1.12	ลักษณะของขดลวดโซแนนซ์	13
1.13	ลักษณะแนวคิดในการออกแบบการเรโซแนนซ์.....	13
1.14	ลักษณะการเปรียบเทียบการเกิดสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ cMRC , MRC และ TMS.....	14
1.15	ลักษณะการเปรียบเทียบการเกิดสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ cMRC , MRC และ TMS.....	15
2.1	ลักษณะของโรคพาร์กินสันภายในสมอง	17
2.2	ลักษณะของก้อนโปรตีน.....	18
2.3	ลักษณะกลุ่มอาการ MDS.....	19
2.4	ลักษณะการเปลี่ยนสารสื่อประสาทโดปามีนระหว่างเซลล์ปประสาท	19
2.5	ลักษณะการส่งคลื่นพัลสนามแม่เหล็กในการกระตุ้น	22

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.6	ลักษณะวงจรพื้นฐานของระบบ TMS.....22
2.7	ขดลวดรูปแบบต่าง ๆ และลักษณะการจัดวางทั้งรูปแบบที่เป็นทางการและ ไม่เป็นทางการ24
2.8	การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นของขดลวดรูปแบบที่เป็น ทางการและไม่เป็นทางการ25
2.9	กราฟรูปพัลส์ (จากซ้ายไปขวา) Monophasic, biphasic และ polyphasic.....26
2.10	เมทริกซ์ขององค์ประกอบหนึ่งของ Eaton.....30
3.1	ลักษณะของขดลวดแบบแพนเค้ก 33
3.2	ลักษณะเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดเหนี่ยวนำแบบแพนเค้ก33
3.3	(a) ลักษณะการเชื่อมต่อขดลวดหลาย ๆ ชั้นเข้าด้วยกัน.....35
3.4	ลักษณะขดลวดแบบแพนเค้กทั้ง 3 ชุด36
3.5	ลักษณะการจัดวางชุดขดลวดและเส้นแนวการทดสอบคุณสมบัติของขดลวด.....37
3.6	ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 50 และ 30 มิลลิเมตร37
3.7	ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 55 และ 35 มิลลิเมตร38
3.8	ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 60 และ 40 มิลลิเมตร38
3.9	ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 65 และ 45 มิลลิเมตร39
3.10	ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 70 และ 50 มิลลิเมตร39
3.11	ลักษณะของชุดขดลวดประกอบแกนอากาศ.....40
3.12	ลักษณะของเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในชุดขดลวดประกอบแกนอากาศ.....41
3.13	ลักษณะของชุดขดลวดประกอบ ที่ประกอบแกนเฟอร์ไรต์.....42
3.14	ลักษณะของเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในชุดขดลวดประกอบแกนเฟอร์ไรต์43
3.15	ลักษณะของหัวโมเดลห้วมนุษย์จำลองแบบเสมือนจริง43
3.16	ลักษณะการจัดวางชุดขดลวดประกอบบนหัวมนุษย์จำลอง45
3.17	ค่าความเหนี่ยวนำของสนามไฟฟ้าสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในหัวมนุษย์จำลอง.....46
3.18	ค่าการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในหัวมนุษย์จำลอง.....46
3.19	สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดแกนอากาศกับหัวมนุษย์จำลอง เสมือนจริง47

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.20	สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดแกนเฟอร์ไรท์กับหัวมนุษย์ จำลองเสมือนจริง.....	48
3.21	ลักษณะการเปรียบเทียบค่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในตำแหน่งความลึก จากจุดบนสุดของหัวจำลองที่ระยะ 1.5 เซนติเมตร ของขดลวดทั้ง 2 แบบ	48
3.22	ลักษณะการกระจายของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบริเวณผิวนอก เนื้อสมองจำลองเสมือนจริง	49
3.23	ลักษณะการกระจายของสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นบริเวณผิวนอก	49
3.24	ลักษณะลำดับชั้นของสมองจำลอง	50
3.25	รูปแบบโมเดลสมองจำลอง	50
3.26	แผนผังการทำงานของระบบการกระตุ้นสมอง	52
3.27	สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดจำลอง	53
3.28	การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่บริเวณด้านในของสมองจำลอง.....	54
3.29	การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่บริเวณผิวนอกของสมองจำลอง	54
3.30	สนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดกับ โมเดลสมองจำลอง.....	55
4.1	ลักษณะของชุดขดลวดประกอบ	57
4.2	ชุดสมองจำลอง	58
4.3	ลักษณะชุดวงจรควบคุมการทำงานของขดลวด	60
4.4	ชุด Power supplies.....	61
4.5	ชุดวงจรการทำงานของระบบ	61
4.6	ลักษณะของคลื่นพัลส์ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ที่จ่ายให้กับระบบ	62
4.7	เครื่องมือวัดค่าสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าของ Lakeshore รุ่น F41.....	63
4.8	เส้นแนวระยะการทดลอง.....	63
4.9	การจัดระบบกระตุ้นสมองสำหรับการทดลอง	64
4.10	การทะลุทะลวงของคลื่นสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในเนื้อสมองจำลอง.....	65
4.11	การเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กภายในเนื้อสมองจำลอง.....	65
4.12	การเปรียบเทียบทำงานของขดลวดค้นแบบและขดลวดแบบ MRC	66

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติของระบบประสาทที่เกิดขึ้นภายในสมองส่วนใหญ่มักจะมีสาเหตุมาจากเซลล์ประสาทต่างๆเกิดภาวะการทำงานที่ผิดปกติคือสามารถทำงานได้มากกว่าปกติหรือน้อยกว่าปกติ หรือมีกิจกรรมทางสารสื่อประสาทบกพร่องที่ทำให้เกิดความผิดปกติในระบบการทำงานของสมองและส่งผลกระทบต่ออวัยวะและเซลล์ประสาทที่กระจายอยู่ทั่วร่างกายที่รับคำสั่งจากสมองในส่วนนั้นๆ เนื่องจากสมองเป็นส่วนประมวลผลหลักของร่างกายมนุษย์ ปัญหาดังกล่าวจะก่อให้เกิดผลกระทบต่อระบบการทำงานต่าง ๆ ภายในร่างกายทำให้เกิดโรคต่างๆตามมา (James, 2016; Daniel and et al., 2008) หนึ่งในโรคที่เกี่ยวกับความผิดปกติของระบบประสาทที่พบมากเป็นลำดับที่ 2 รองจากโรคอัลไซเมอร์ (Alzheimer Disease) คือ โรคพาร์กินสัน (Parkinson's Disease)

โรคพาร์กินสันมีสาเหตุมาจากกลุ่มอาการความผิดปกติที่เกิดขึ้นภายในระบบประสาทในสมองส่วนกลางที่มีชื่อว่า ซับสแตนเชียไนกรา (Substantia Nigra) มีหน้าที่ในการผลิตสารเคมีหรือสารสื่อประสาทโดปามีน (Dopamine) ที่ใช้เป็นตัวกลางระหว่างการสื่อสารของเซลล์ประสาท (Nervous cell) เพื่อส่งสัญญาณควบคุมการทำงานในส่วนต่างๆของสมองทั้งภายนอกและภายในร่างกายได้แก่ การเคลื่อนไหวต่างๆของร่างกาย การแสดงออกทางอารมณ์ แรงจูงใจในการทำงาน และความรู้ความเข้าใจในสิ่งต่างๆ (Mayo, 2018) โดยสาเหตุหลักของโรคพาร์กินสันคือเซลล์ประสาทในสมองส่วนกลางซับสแตนเชียไนกรา เกิดการทำงานผิดปกติหรือเสื่อมสภาพทำให้สมองผลิตสารเคมีหรือสารสื่อประสาทโดปามีนออกมได้น้อยกว่าปกติ จากผลดังกล่าวทำให้เซลล์ประสาทไม่สามารถสื่อสารถึงกัน ได้จึงทำให้เกิดการทำงานที่ไม่ต่อเนื่องของระบบประสาทในสมองบางส่วนและทำให้เกิดผู้ป่วยเกิดอาการต่างๆตามมาได้แก่ มีอาการสั่นตลอดเวลาจะสั่นมากกว่าปกติ เวลาว่างกายไม่มีการเคลื่อนไหว มีอาการพูดติดขัด ขาดความมั่นใจในตนเองและเกิดภาวะซึมเศร้าเกิดขึ้น (Kalia and Lang, 2015)

การบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันในปัจจุบันนั้นยังไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้แต่สามารถช่วยบรรเทาอาการป่วยลงให้กลับมามีคุณภาพชีวิตได้โดยในการบำบัดรักษาโรคจะมีวิธีการรักษาอยู่ 2 วิธี โดยการเลือกวิธีการรักษาจะขึ้นอยู่กับกรณีของแพทย์ประกอบกับผลการสแกนสมองด้วยเครื่องสแกนสมอง (Magnetic Resonance Imaging หรือ MRI) คือวิธีการที่ 1 คือการบำบัด

รักษาด้วยยาที่มีผลต่อการกระตุ้นเซลล์ประสาทในการสร้างสาร โดปามีนในสมองสำหรับผู้ที่มีอาการในระยะเริ่มต้นเซลล์ประสาทยังไม่เสื่อมสภาพการและมีอายุไม่มาก แต่การบำบัดรักษาด้วยยาอาจก่อให้เกิดผลข้างเคียงได้กับสมองส่วนอื่นๆและก่อให้เกิดโรคที่เกี่ยวกับสภาวะทางจิตตามมาได้เช่น โรคซึมเศร้า เป็นต้น (Cilia and et al., 2014) วิธีที่ 2 คือการรักษาด้วยกระบวนการกระตุ้นทางในสมอง (Deep Brain Stimulation หรือ DBS) โดยวิธีการนี้จะเป็นการบำบัดรักษาด้วยสนามแม่เหล็ก ซึ่งวิธีการนี้จะเป็นการผ่าตัดฝังขั้วไฟฟ้าขนาดเล็กที่มีลักษณะคล้ายกับเข็มเข้าไปไว้ในส่วนของสมองส่วนกลางเพื่อกระตุ้นการทำงานของซีสเตมเซี่ยในกราได้โดยตรง (Motta and Judy, 2015) โดยการกระตุ้นจะใช้คลื่นความถี่ส่งแบบคลื่นลูกเดี่ยวเข้าไปกระตุ้นสมองผ่านขดลวดเหนี่ยวนำเป็นช่วงๆ โดยในการระยะเวลาในการกระตุ้นจะขึ้นกับการวินิจฉัยของแพทย์ประกอบกับผลการสแกนสมอง ทำให้การบำบัดรักษาแบบนี้ที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากการรักษาที่ตรงจุด แต่ในการรักษาวิธีการนี้ มีค่าใช้จ่ายในการรักษาค่อนข้างสูงเนื่องจากต้องทำการผ่าตัดฝังขั้วไฟฟ้าสมองไว้ในเนื้อสมองเป็นการผ่าตัดที่ค่อนข้างอันตรายและจำเป็นต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญด้านการผ่าตัดสมองโดยตรงและหลังจากการผ่าตัดยังต้องได้รับการดูแลจากแพทย์อย่างใกล้ชิดอีกด้วยจึงทำให้วิธีการดังกล่าวเกิดข้อจำกัดด้านในการดำเนินชีวิตและความสะดวกสบายของผู้ป่วย แต่ยังมีอีกวิธีการหนึ่งที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการบำบัดโรคพาร์กินสัน โดยวิธีการนี้จะใช้การกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเหมือนกับวิธีที่ 2 แต่มีความแตกต่างในส่วนแหล่งจ่ายสนามแม่เหล็กในการกระตุ้นสมอง โดยวิธีการนี้จะใช้การบำบัดรักษาด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง (Transcranial Magnetic Stimulation หรือ TMS) (Wanalee and et al., 2015) โดยวิธีการบำบัดรักษาจะใช้การกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กจากขดลวดตัวนำจากภายนอกสมองผ่านกะโหลกไปยังสมองส่วนต่างๆตามอาการของโรคที่ต้องการรักษา และได้มีการนำวิธีการดังกล่าวมาใช้ในการบำบัดรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทได้ตัวอย่างเช่น โรคภาวะทางจิต โรคซึมเศร้า โรคภาวะความเครียด เป็นต้น (Vanessa and et al., 2016; Marta and et al., 2017) ดังนั้นการรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวสามารถนำมาใช้ในการบำบัดรักษาโรค โรคพาร์กินสันได้ถ้าออกแบบขดลวดให้เกิดสนามแม่เหล็กในระดับความลึกที่เหมาะสม อีกทั้งยังมีค่าใช้จ่ายในการรักษาที่ต่ำ ไม่ต้องจำเป็นต้องทำการผ่าตัดสมองและไม่มีผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นจากการรักษา (Simone and et al., 2009) ซึ่งปัจจุบันได้มีการวิจัยและออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่ใช้สำหรับการกระตุ้นสมองในบริเวณสมองส่วนกลางสำหรับรักษาโรคทางระบบประสาทออกมาหลายรูปแบบด้วยกัน ได้แก่ ขดลวดกระตุ้นรูปทรงตัวเอช (H Coils) ขดลวดกระตุ้นรูปทรงเลขแปด (Figure 8 Coils) ขดลวดกระตุ้นแบบแกนแม่เหล็ก (C coils) ขดลวดขดคู่ 2 ขด (Twin Coils) ขดลวดกระตุ้นคู่รูปทรงระบอก (Double Cone Coils) ขดลวดทรงฮาลอ (Halo Coils) ขดลวดแบบขั้วคู่สะท้อน (MCR Coils) และขดลวดแบบประกอบหรือแบบประยุกต์ใช้งานร่วมกัน (Co-Assemble Coils) โดยในขดลวดแต่

ละแบบจะมีรูปแบบการสร้างคลื่นสนามแม่เหล็กที่ใช้มีจุดมุ่งเน้นการกระตุ้นในบริเวณสมองที่แตกต่างกันและการมีใช้งานในระดับความลึกที่แตกต่างกันด้วย (Deng and et al., 2013)

จากการศึกษาการรักษาโรคทางระบบประสาทด้วยการใช้การกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมองการนำมาประยุกต์ใช้กับการรักษาโรคพาร์กินสันนั้น จะสามารถทำได้โดยจะต้องออกแบบขดลวดตัวเหนี่ยวนำให้มีขนาดที่เหมาะสมสำหรับการกระตุ้นสมองในบริเวณสมองส่วนกลางได้ นอกจากนี้วิธีการดังกล่าวยังใช้ต้นทุนในการรักษาต่ำอีกด้วย ในส่วนของงานวิจัยวิทยานิพนธ์นี้จะเป็นการประยุกต์ใช้การกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมองในการรักษาโรคพาร์กินสัน โดยการออกแบบขดลวดตัวเหนี่ยวนำที่สามารถส่งคลื่นสนามแม่เหล็กไปครอบคลุมยังบริเวณสมองส่วนกลางที่สามารถเลือกจุดการกระตุ้นได้และวิเคราะห์ผลกระทบที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้สามารถรักษาโรคพาร์กินสันได้อย่างมีประสิทธิภาพ

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาและออกแบบการสร้างสนามแม่เหล็กที่เหมาะสมจากขดลวดตัวเหนี่ยวนำไปยังสมองที่ใช้ในการกระตุ้นสมองเพื่อประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคพาร์กินสัน

1.2.2 เพื่อศึกษาวิธีการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กจากขดลวดตัวเหนี่ยวนำจากภายนอกสมอง

1.2.3 เพื่อศึกษาผลกระทบที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองที่เกิดจากการกระตุ้นของสนามแม่เหล็ก

1.3 สมมุติฐานของการวิจัย

การกระตุ้นสมองโดยการใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากขดลวดตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมองนั้น จะสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันได้ เนื่องจากมีการออกแบบขดลวดที่สามารถสร้างคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในเข้าไปกระตุ้นสมองในระดับความลึกที่บริเวณสมองส่วนกลาง โดยไม่ทำให้เกิดผลกระทบข้างเคียงต่อสมองส่วนอื่นๆขึ้น

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

1.2.1 ออกแบบระบบการกระตุ้นสมองสำหรับใช้กระตุ้นบริเวณสมองส่วนกลางเป็นหลัก

1.2.2 ระบบการกระตุ้นสมองของชุดขดลวดตัวเหนี่ยวนำจะใช้คลื่นความถี่ 10 กิโลเฮิร์ตซ์

1.2.3 การทดลองนั้นจะใช้ผลการกระตุ้นกับสมองจำลองเปรียบเทียบกับผลการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยวิเคราะห์จากผลของความถี่ของฟลักแม่เหล็กไฟฟ้าและการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กภายในสมอง

1.5 วิธีดำเนินงานวิจัย

1.5.1 แนวทางการดำเนินงาน

ศึกษาปรัทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมองในแบบต่างๆ ที่มีในปัจจุบัน เพื่อคัดเลือกในการศึกษาและออกแบบระบบการกระตุ้นสมองที่เหมาะสม โดยเมื่อออกแบบระบบการกระตุ้นสมองที่พร้อมสำหรับการทดสอบ จะทดสอบกับเนื้อเยื่อจำลองในส่วนหัวของมนุษย์โดยมีการฝังขดลวดไว้ตามจุดต่างๆและทำการทดลองบันทึกผลค่าการเหนี่ยวนำของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในสมอง เพื่อทำการวิเคราะห์ผลกระทบที่เกิดขึ้นหลังจากการกระตุ้น

1.5.2 ระเบียบวิธีการวิจัย

1.5.2.1 ศึกษาค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลโดยสำรวจปรัทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์

1.5.2.2 ศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบระบบกระตุ้นสมองสำหรับการรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการวิเคราะห์จากข้อมูลต่างๆทางคณิตศาสตร์หรือแหล่งข้อมูลที่มีความน่าเชื่อถือ

1.5.2.3 ออกแบบและสร้างระบบจำลองเพื่อทำการทดสอบตามสมมุติฐานในหัวข้อที่ 1.3 โดยกวัดประสิทธิภาพด้านการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมอง ระยะความลึกในการกระตุ้น และผลกระทบสมองโดยรวมที่เกิดขึ้น

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 สามารถออกแบบสนามแม่เหล็กที่เหมาะสมจากขดลวดเพื่อใช้ในการกระตุ้นสมองเพื่อประยุกต์ใช้กับการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันได้

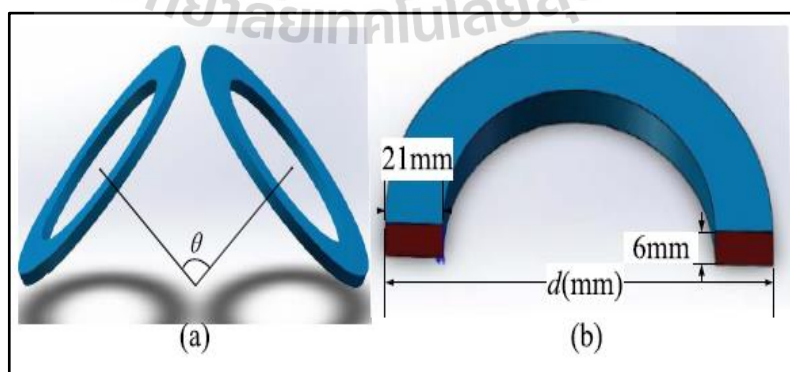
1.6.2 สามารถบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมองได้

1.6.3 ทราบถึงผลกระทบที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองที่เกิดจากการกระตุ้นของสนามแม่เหล็ก

1.7 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

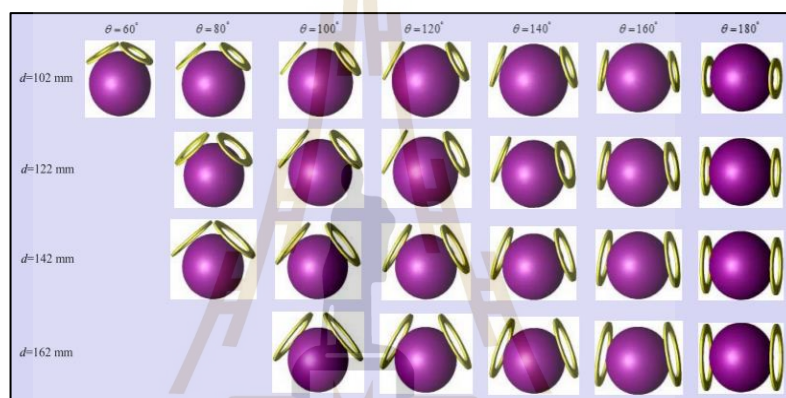
จากการศึกษาการรักษาโรคทางระบบประสาทในสมองด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากขดลวดเหนี่ยวนำภายนอกที่มีใช้กันในปัจจุบันจะขึ้นอยู่กับ การออกแบบขดลวดตัวเหนี่ยวนำให้สามารถเกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าในสมองในระดับที่ลึกขึ้น และให้มีประสิทธิภาพในการกระตุ้นมากขึ้น โดยจะแบ่งการศึกษาออกเป็น 2 ส่วนคือ การศึกษาการออกแบบขดลวดเพื่อนำไปใช้ในการกระตุ้นสมองในบริเวณสมองส่วนกลาง และ การประยุกต์ใช้งานขดลวดกระตุ้นเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการกระตุ้น โดยมีงานวิจัยที่ศึกษาการออกแบบขดลวดเพื่อนำไปใช้ในการกระตุ้นสมองในบริเวณสมองส่วนกลางดังนี้

จากงานวิจัยของ Siyuan Chang, Xeile Wei และคณะ (Siyuan and et al., 2018) ได้เสนอแนวทางการออกแบบขดลวด ขดคู่ สำหรับการใช้ในการกระตุ้นสมองในระดับที่ลึกขึ้น โดยการออกแบบขดลวดขดคู่ขนาดต่างๆตามขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของขดลวดและจัดวางขดลวดไว้ตามมุมโพกัส เพื่อวิเคราะห์ผลการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและระยะความลึกของการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองที่เหมาะสมซึ่งสามารถใช้ในการกระตุ้นได้ โดยขดลวดรูปทรงวงแหวนขนาดความสูงของขดลวด 6 มิลลิเมตร มีความกว้างของขดลวด 21 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 1.1 และมีระยะเส้นผ่าศูนย์กลางเป็น 102, 122, 142 และ 162 มิลลิเมตรตามลำดับ วางห่างกันเป็นมุมจุดโพกัสเริ่มต้นที่ 60, 80, 100, 120, 140, 160 และ 180 องศา ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 1.2 ในการทดลองจะใช้ความถี่ 20 กิโลเฮิรตซ์ และในการจำลองจะใช้เนื้อเยื่อส่วนสมองของมนุษย์ที่มีค่าความนำไฟฟ้า 0.33 ซีเมนต่อเมตร ขนาดรูปทรงกลมซ้อนกัน 2 ชั้น โดยกำหนดให้ชั้นนอกเป็นชั้นของกะโหลก และชั้นของผิวหนัง มีขนาดของพิวด้านนอกหนา 15 มิลลิเมตร ส่วนชั้นในเป็นชั้นของเนื้อสมอง มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 170 มิลลิเมตร

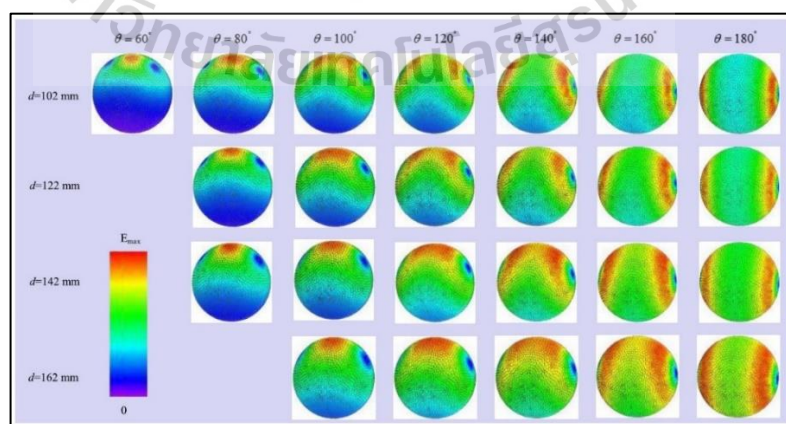


รูปที่ 1.1 ลักษณะการจัดวางขดลวดขดคู่ตามมุมและขนาดของขดลวด

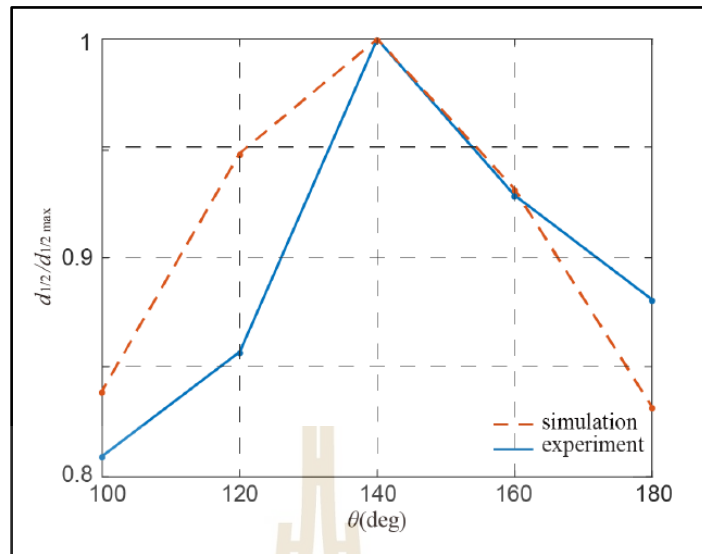
จากการทดลองจะเห็นได้ว่าเมื่อขดลวดที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางมีระยะห่างมากขึ้นและการเพิ่มมุมระยะห่างที่มากจนเกินไปจะทำให้เกิดการกระจายของการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองมากขึ้นจนควบคุมไม่ได้ ดังรูปที่ 1.3 และจากการเปรียบเทียบค่าในการจำลองกับค่าที่ได้จากการทดลองจริงแสดงให้เห็นว่าอัตราส่วนในช่วงของระยะทางที่มีเกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าลึกที่สุดค่าความเหนี่ยวนำไฟฟ้ามากที่สุดต่อระยะที่มีค่าการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้ามากที่สุดจะเห็นได้ว่าดังรูปที่ 1.4 และจากการทดลองจะสรุปได้การปรับมุมของขดลวดมีผลต่อความลึกการกระตุ้นที่ลึก และขนาดของขดลวดมีผลต่อความลึกของการกระตุ้นสูงสุดและขดลวดขนาดใหญ่มีข้อดีทางด้านของความลึกการกระตุ้นและระยะความลึกของจุดโฟกัส



รูปที่ 1.2 ลักษณะการจัดวางขดลวดขดคู่ที่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางและตำแหน่งการจัดวางขดลวดตามมุมโฟกัส

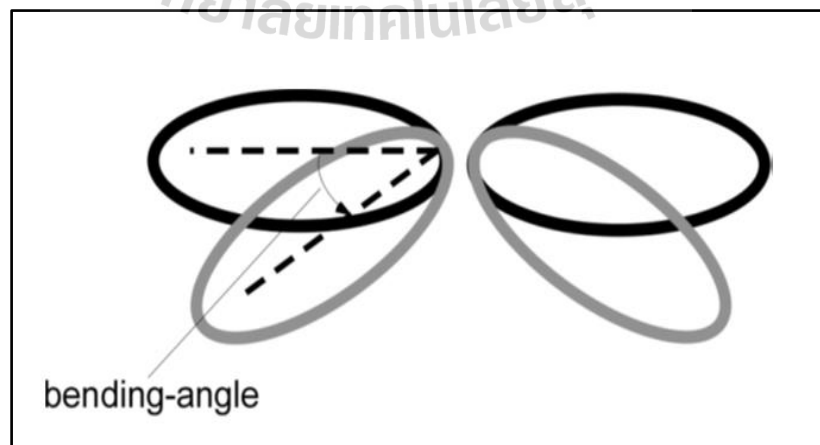


รูปที่ 1.3 ผลการวิเคราะห์การเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าของสมองในขดลวดขดคู่ที่ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางต่างๆและการจัดวางขดลวดตามมุมโฟกัส

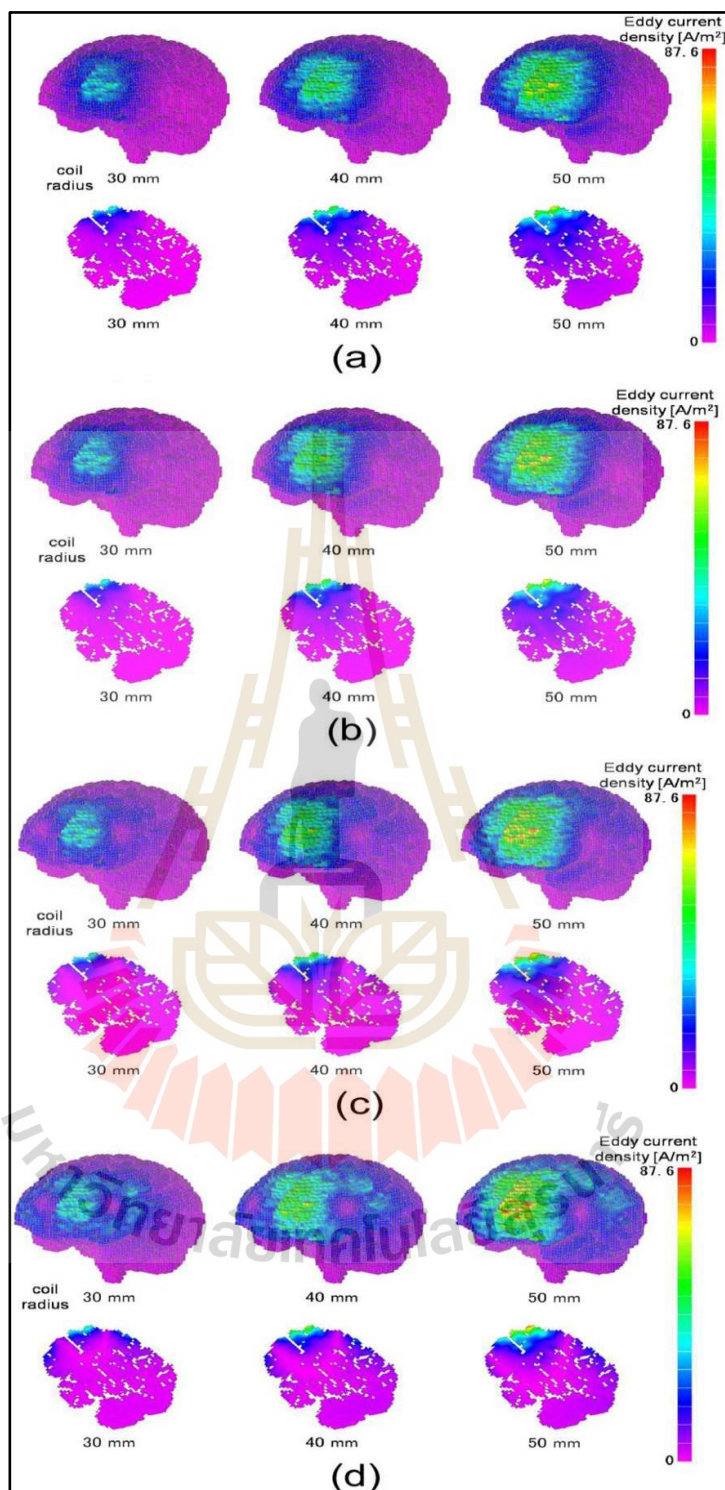


รูปที่ 1.4 ผลการเปรียบเทียบระหว่างการจำลองและการทดลองจริง

จากงานวิจัยของ Seichi T. และคณะ (Seichi and et al., 2009) ได้เสนอแนวทางการออกแบบขดลวดเพื่อกำหนดพารามิเตอร์ของขดลวดเช่นรัศมีของขดลวดและมุมตัดของขดลวดการกระตุ้นในพื้นที่สมองบริเวณที่กำหนดโดยวิเคราะห์จากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในพื้นที่ที่กำหนด ในการออกแบบขดลวดนั้นจะใช้ขดลวดรูปทรงเลขแปดที่มีรัศมีเป็น 30, 40 และ 50 มิลลิเมตรดังแสดงตามรูปที่ 1.5 และมุมตัดของขดลวดเริ่มต้นที่ 0 ถึง 30 องศา ในการทดลองใช้แบบจำลองสี่ระนาบ ทดลองที่ความถี่ 4.2 กิโลเฮิร์ตซ์และจากการทดลองจะเห็นได้ว่าเมื่อมีมุมตัดของขดลวดมากขึ้นจะสามารถกระตุ้นสมองได้เป็นวงกว้างมากขึ้นดังรูปที่ 1.6



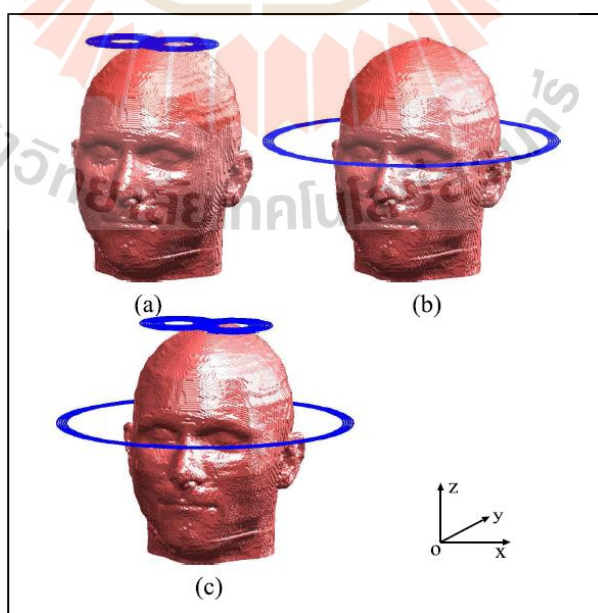
รูปที่ 1.5 ลักษณะการออกแบบขดลวดและการปรับมุม



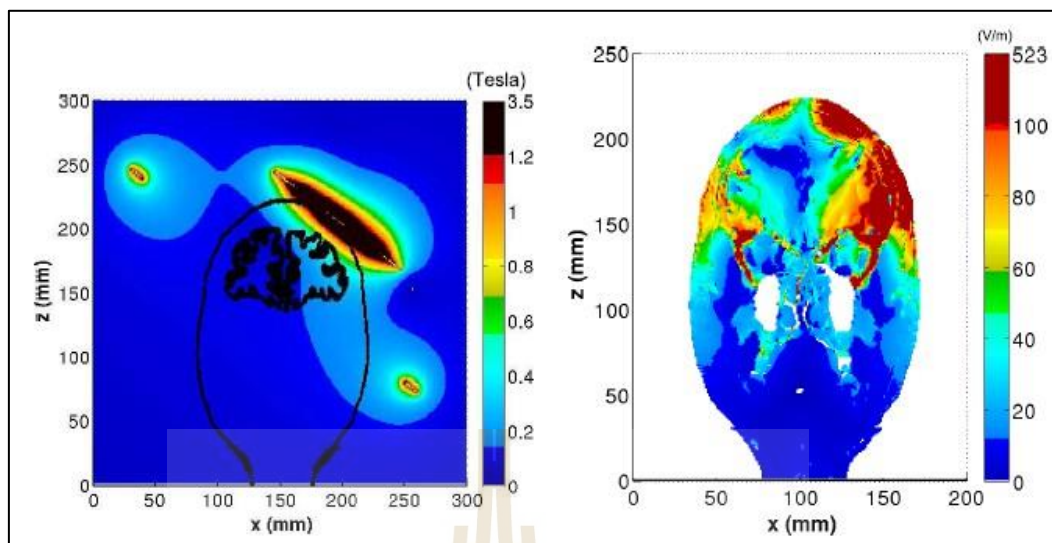
รูปที่ 1.6 ผลการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวของสมอง (a) มุมตัด 0 องศา (b) มุมตัด 10 องศา (c) มุมตัด 20 องศา (d) มุมตัด 30 องศา

จากการศึกษางานวิจัยดังกล่าวทำให้สรุปได้ว่าการออกแบบขดลวดในลักษณะรูปทรงเลขแปดสามารถออกแบบให้สามารถกระตุ้นบริเวณระดับที่ลึกได้และยังสามารถใช้เลือกจุดในการกระตุ้นสมองในบริเวณส่วนต่างๆ ได้ดังขดลวดแบบรูปทรงเลขแปดจึงเหมาะแก่การนำมาใช้ในการพัฒนาต่อสำหรับการใช้กระตุ้นสมองในสมองส่วนกลางได้ และงานวิจัยที่การประยุกต์ใช้งานขดลวดกระตุ้นเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการกระตุ้นดังนี้

จากงานวิจัยของ Mai Lu และ Shoogo Ueno (Mai and Shoogo, 2015) ได้เสนอแนวทางการนำขดลวดมาในแบบต่างๆ มาประยุกต์ใช้งานร่วมกันเพื่อให้สามารถกระตุ้นสมองในบริเวณสมองส่วนลึกโดยได้นำขดลวด 2 แบบมาใช้งานพร้อมกันคือ แบบทรงอ้อมสิริษะ (a) และแบบขดลวดกระตุ้นแบบรูปทรงเลขแปด เข้าด้วยกันเพื่อเกิดการสร้างสนามแม่เหล็กในระดับที่ลึกขึ้น (b) เข้าด้วยกันโดยเป็นขดลวดแบบรวม (c) ดังรูปที่ 1.7 ล้วนเปรียบเทียบกับทั้ง 2 แบบดั้งเดิมโดยการวิเคราะห์จากความเข้มข้นของฟลักแม่เหล็กและค่าสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในสมอง ในการทดลองได้กำหนดค่าความถี่ของการจ่ายคลื่นในการกระตุ้นไว้ที่ 2381 เฮิร์ตซ์ และตั้งค่ากระแสไฟฟ้าไว้ที่ 5000 แอมป์โดยใช้ค่าพารามิเตอร์เดียวกันทั้ง 3 แบบ จากการทดลองจะเห็นได้ว่าขดลวดแบบรวมมีการเหนี่ยวนำให้เกิดฟลักแม่เหล็กในบริเวณที่มีระดับความลึกเพิ่มมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับแบบดั้งเดิม (a) และมีค่าเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าสูงสุด 100 โวลต์ต่อเมตร ที่ระดับความลึกประมาณ 5 เซนติเมตรจากเนื้อสมอง (b) และมีค่าเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าลดลงตามลำดับและสามารถกระตุ้นสมองในบริเวณส่วนแกนกลางของสมองได้ ดังรูปที่ 1.8

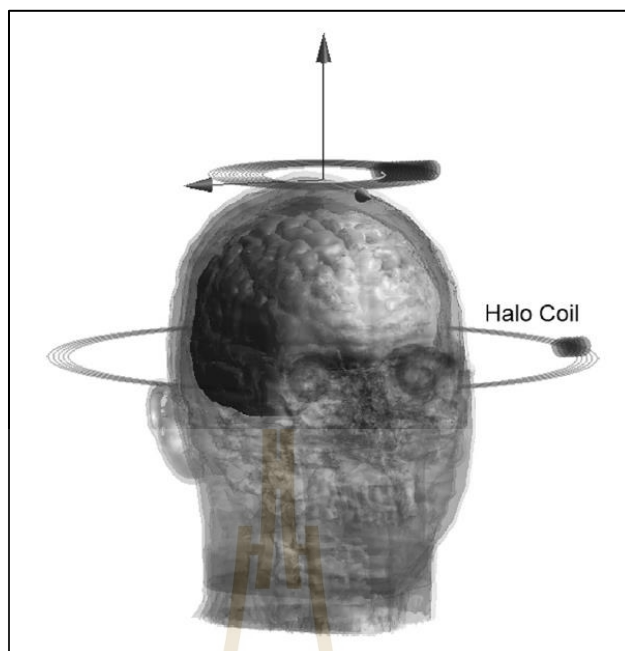


รูปที่ 1.7 (a) ขดลวดกระตุ้นรูปทรงเลขแปด (b) ขดลวดรูปทรงกลมรอบหัว (c) ขดลวดแบบรวม

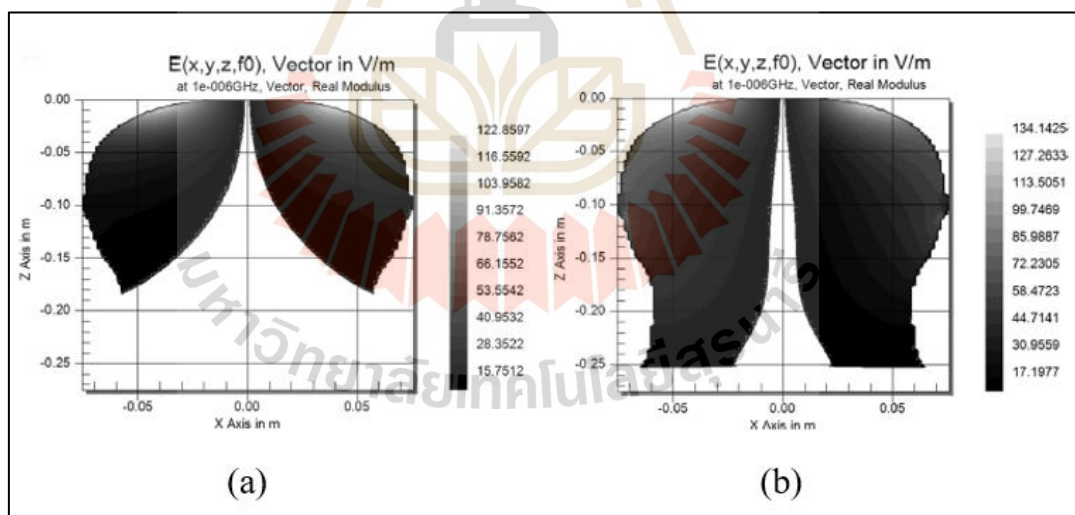


รูปที่ 1.8 ซ้ายแสดงความหนาแน่นของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดแบบรวมและขดลวดสนามไฟฟ้าที่เกิดจากการเหนี่ยวนำภายในสมองของขดลวดแบบรวมที่ระยะภาพตัดขวาง $y = 18$ มิลลิเมตร

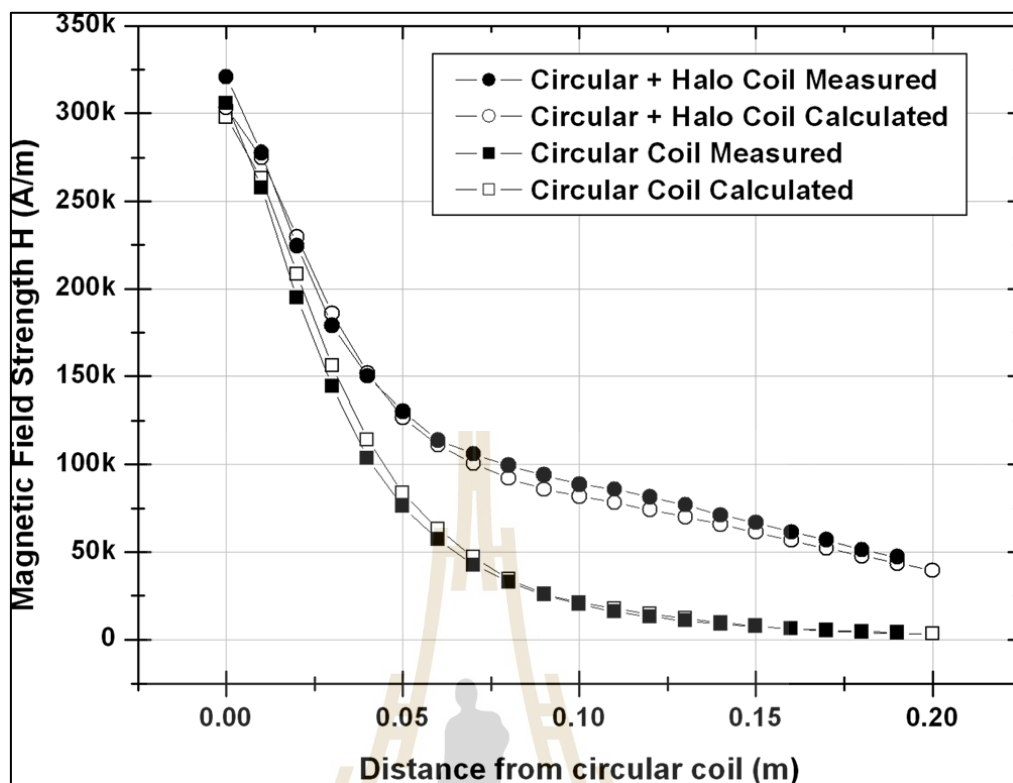
จากบทความของ Crowther LJ และ คณะ (Crowther and et al., 2011) ได้เสนอแนวทางการใช้สนามแม่กระตุ้นสมองในส่วนที่ลึกขึ้น โดยการนำขดลวดแบบ วงกลมเดี่ยวที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 90 มิลลิเมตร จำนวนขดลวดเท่ากับ 14 รอบ และแบบวงกลมอ้อมหัว ที่มีขนาดรัศมีวงในเท่ากับ 138 มิลลิเมตร วงนอกเท่ากับ 150 มิลลิเมตร มีจำนวนขดลวดเท่ากับ 5 รอบและมีความเหนี่ยวนำอยู่ที่ 17.966 ไมโครเฮนรีดังแสดงในรูปที่ 1.9 ที่ความถี่ 10 กิโลเฮิรตซ์ ความต้านทาน 0.048 โอห์ม วางห่างกันเป็นระยะทาง 100 มิลลิเมตร โดยในการทดลองจะใช้โมเดลจำลองของส่วนหัวของมนุษย์ที่ได้จากเครื่องสแกนสมองที่มีค่าความนำทางไฟฟ้าของชั้นสมองอยู่ที่ 0.33 ซีเมนต่อเมตร มีค่าต้านทานสนามไฟฟ้าเท่ากับ 11000 และมีค่าสภาพยอมให้ทราบซึมได้ (Relative Permeability) เท่ากับ 1 และกำหนดความถี่ในการทดลองเท่ากับ 2381 เฮิรตซ์ และกระแสไฟฟ้า 5000 แอมป์ จากผลการคำนวณและทดลองจะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ขดลวดทั้ง 2 แบบร่วมกันจะเกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าในบริเวณที่ลึกขึ้น (a) โดยการเปรียบเทียบกับขดลวดวงกลมแบบเดี่ยว (b) ดังรูปที่ 1.6 และมีค่าสนามแม่เหล็กเพิ่มมากกว่าการใช้ขดลวดวงกลมปกติ ดังรูปที่ 1.7



รูปที่ 1.9 ลักษณะการออกแบบขดลวดและการจัดวางของ Crowther LJ และคณะ

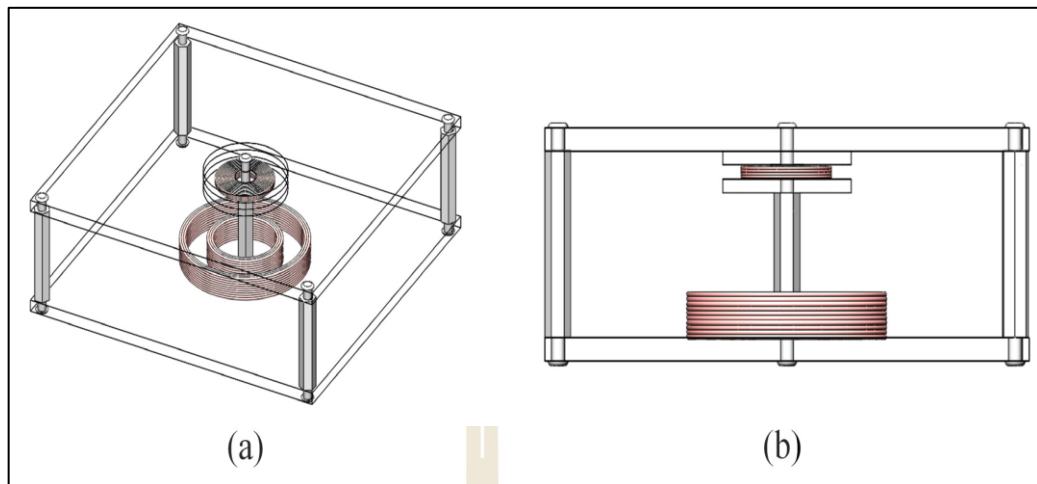


รูปที่ 1.10 (a) ผลการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าของขดลวดแบบรวม (b) ผลการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าของขดลวดวงกลมเดี่ยว

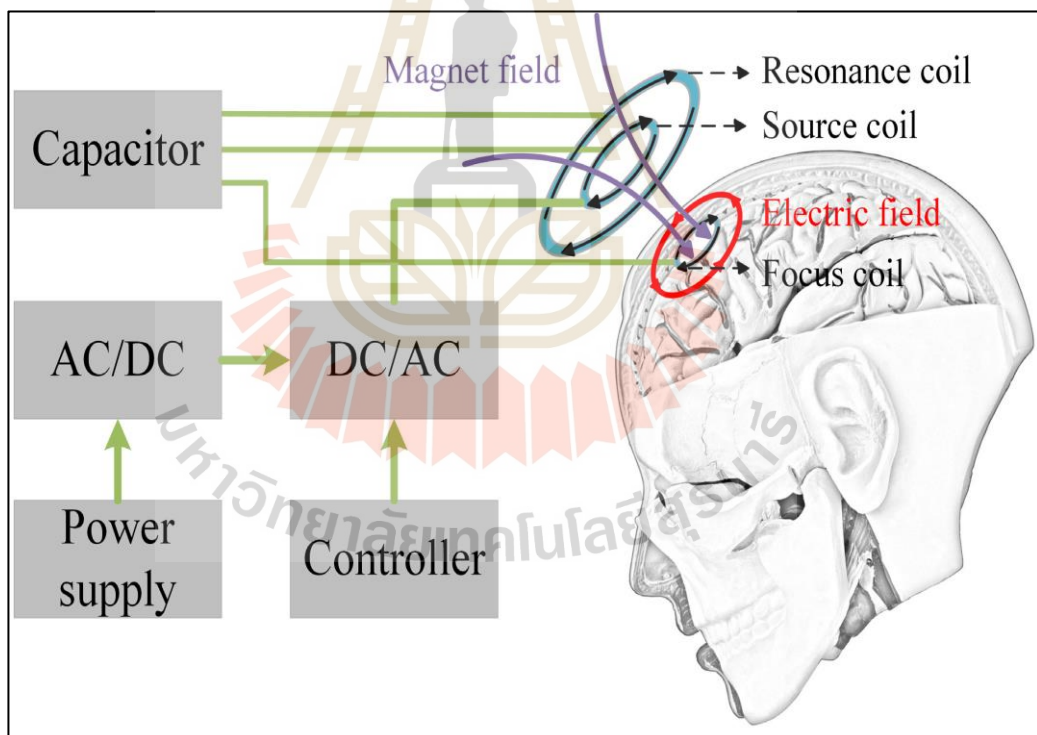


รูปที่ 1.11 ผลการเปรียบเทียบสนามแม่เหล็กระหว่างแบบขดลวดวงกลมเดียวกับแบบรวมทั้งการคำนวณการทดลองวัดค่า

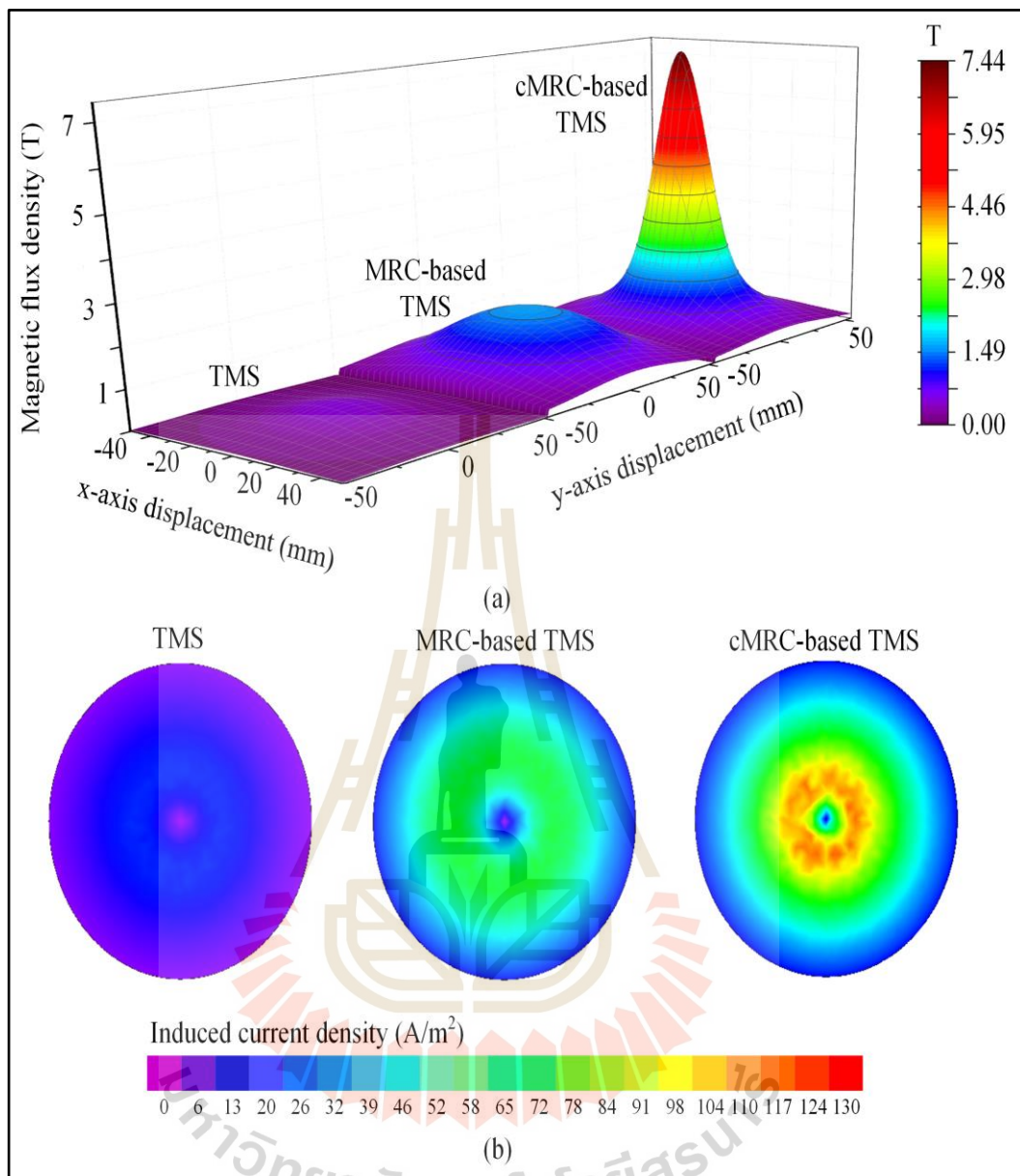
จากบทความวิจัยของ Bin D. และคณะ (Bin and et al., 2017) ได้เสนอแนวทางการปรับปรุงระบบการกระตุ้นสมองให้เกิดการส่งทะลุเข้าไปภายในสมองได้มากขึ้นกว่าเดิมเทคนิคดั้งเดิม โดยการประยุกต์ใช้เทคนิคการสะท้อนของสนามแม่เหล็กเรโซแนนซ์ซึ่งประกอบด้วยชุดขดลวด 3 ชุด ที่ประกอบไปด้วยขดลวดแหล่งจ่าย ขดลวดเรโซแนนซ์และขดลวดโพกัส ซึ่งลักษณะของขดลวดทั้งหมดถูกออกแบบให้เป็นขดลวดแบบแพนเค้กที่ซ้อนทับกันหลาย ๆ ชั้นดังแสดงตามรูปที่ 1.12 โดยลักษณะการทำงานของชุดขดลวดเรโซแนนซ์มีวัตถุประสงค์คือกำหนดการกระตุ้นที่เฉพาะจุดและลดการใช้พลังงานในการกระตุ้นแสดงดังรูปที่ 1.13 สำหรับการกำหนดการจำลองของขดลวดนั้นกำหนดไว้ที่ความถี่ 5 กิโลเฮิร์ตซ์ โดยมีลักษณะของการส่งคลื่นสนามแม่เหล็กซึ่งจากผลการคำนวณและทดลองจะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ขดลวดแบบเรโซแนนซ์เกิดสนามแม่เหล็กในบริเวณที่ลึกมากขึ้นกว่าขดลวดปกติแบบ TMS ทั่ว ๆ ไปดังแสดงในรูปที่ 1.14 และมีการลักษณะการเกิดสนามแม่เหล็กและการกระจายของกระแสไฟฟ้าแสดงดังรูปที่ 1.15



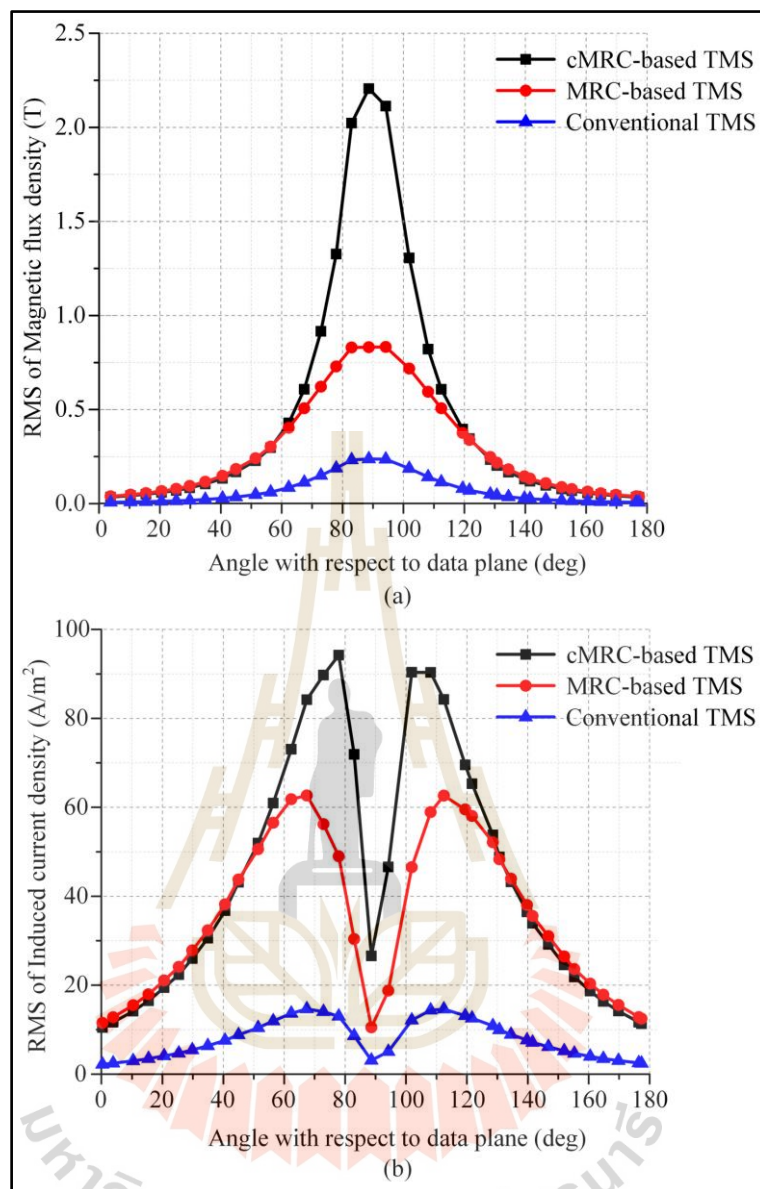
รูปที่ 1.12 ลักษณะของขดลวดโซแนนซ์



รูปที่ 1.13 ลักษณะแนวคิดในการออกแบบการเรโซแนนซ์



รูปที่ 1.14 ลักษณะการเปรียบเทียบการเกิดสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ cMRC , MRC และ TMS



รูปที่ 1.15 ลักษณะการเปรียบเทียบการเกิดสนามแม่เหล็กของขดลวดแบบ cMRC , MRC และ TMS ตามลำดับโดยวัดตามมุมมองของขดลวด

ซึ่งจากการศึกษางานวิจัยดังกล่าวทำให้สรุปได้ว่าการออกแบบขดลวดให้สามารถกระตุ้นบริเวณระดับที่ลึกได้ ด้วยการนำขดลวดแบบฮาโลมาประยุกต์ใช้กับขดลวดแบบต่างๆในการกระตุ้นร่วมกัน เพื่อทำให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในระดับที่มีความลึกมากขึ้นได้มากขึ้น และมีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยไม่ต้องออกแบบขดลวดใหม่ๆและสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับขดลวดแบบต่างๆได้อีกด้วยดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำแนวคิดดังกล่าวไปปรับใช้กับงานเพื่อเกิดประสิทธิภาพในการกระตุ้นมากขึ้น

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง

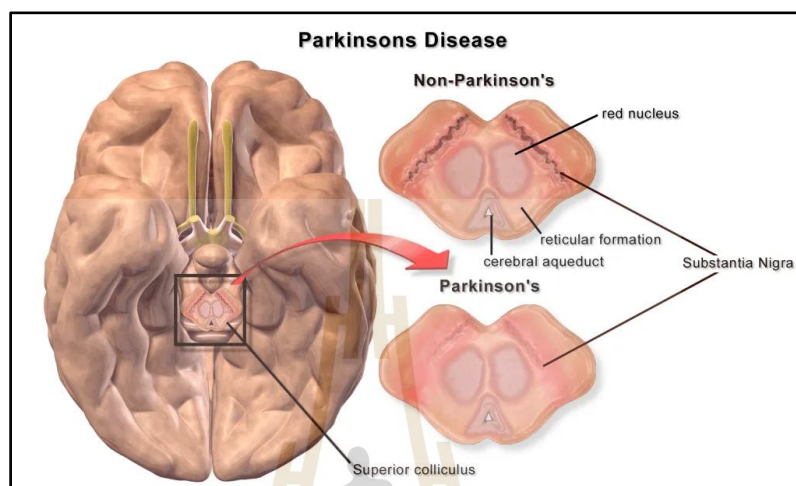
2.1 กล่าวนำ

โรคพาร์กินสันเป็นโรคที่เกิดจากความผิดปกติของระบบประสาทในระดับเซลล์ประสาทที่เกี่ยวข้องกับการสร้างสารสื่อประสาทสำหรับการควบคุมระบบการทำงานต่าง ๆ ภายในร่างกายมนุษย์ ซึ่งจะก่อให้เกิดปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว ระบบการสื่อสาร ความคิดและระบบอื่น ๆ ตามมา ซึ่งวิธีการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันในปัจจุบันนั้นสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การกายภาพบำบัด การรักษาด้วยยา รวมไปถึงการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งวิธีการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นเป็นวิธีการหนึ่งที่มีประสิทธิภาพในการรักษาช่วยบรรเทาอาการหลัก ๆ ลงและได้รับการยอมรับว่าเป็นวิธีการเสริมที่สามารถใช้ในการรักษาโรคร่วมกับวิธีการอื่นแล้วมีประสิทธิภาพในการรักษามากขึ้น เนื่องจากการรักษาด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจะเป็นการส่งคลื่นสนามแม่เหล็กเข้าไปกระตุ้นภายในสมอง ตามที่ต้องการได้อย่างมีประสิทธิผลตรงจุด ทำให้เซลล์ประสาทตอบสนองต่อการกระตุ้นได้ โดยการบำบัดโรคทางระบบประสาทด้วยสนามแม่เหล็กนั้นจำเป็นต้องควบคุมการแพร่ของสนามแม่เหล็กภายในสมอง และค่าการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดจากสนามแม่เหล็กภายในสมองให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม รวมไปถึงการควบคุมตำแหน่งของจุดที่ต้องการการกระตุ้นเพื่อให้เกิดความแม่นยำ ในปัจจุบันการรักษาโรคทางระบบประสาทด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นกำลังได้รับความนิยมอย่างกว้างขวาง เนื่องจากเป็นวิธีการที่สามารถช่วยบรรเทาอาการป่วยลงได้ระดับหนึ่งโดยไม่จำเป็นต้องผ่าตัด ดังนั้นจึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการศึกษาวิจัยทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการกระตุ้นสมองด้วยเทคนิคทางการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้เป็นพื้นฐานของความรู้และความเข้าใจในงาน สามารถใช้เป็นแหล่งอ้างอิงในการดำเนินงานวิจัยนั้น

ดังนั้นในบทนี้จึงได้นำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ ซึ่งประกอบด้วยหัวข้อหลักได้แก่ ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับโรคพาร์กินสัน การบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมอง และหลักการการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการกระตุ้นสมอง โดยจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เป็นประโยชน์หรือกล่าวอ้างถึงในการดำเนินงานวิจัย เพื่อให้เนื้อหา มีความกระชับและชัดเจนมากที่สุด สำหรับใช้เป็นแนวทางในการออกแบบระบบการกระตุ้นสมองด้วย

สนามแม่เหล็กจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมองได้ต่อไป

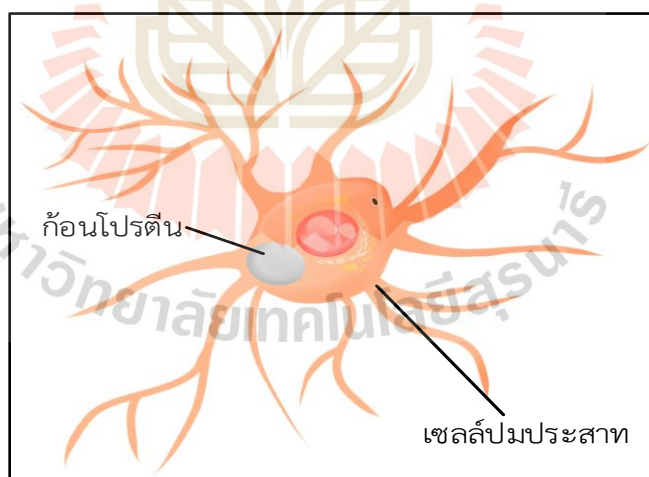
2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับโรคพาร์กินสัน



รูปที่ 2.1 ลักษณะของโรคพาร์กินสันภายในสมอง

โรคพาร์กินสัน ได้ถูกค้นพบเป็นครั้งแรกโดยนายแพทย์ผู้ชำนาญการที่มีชื่อว่า James Parkinson ในปี ค.ศ. 1817 ซึ่งได้ให้นิยามลักษณะอาการของโรคโดยทั่วไปว่า “อาการเคลื่อนไหวที่แบบ สั่นไหวอันเนื่องมาจากกล้ามเนื้อในส่วนต่าง ๆ ของร่างกายที่มีหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหวของ ร่างกายไม่สามารถทำงานได้เป็นปกติ จนทำให้ผู้ป่วยมีลักษณะการงอตัวไปข้างหน้าในขณะที่ เปลี่ยนผ่านพฤติกรรมจากการเดินเป็นการวิ่ง” (Stephen and et al., 2019) ซึ่งปัจจุบันด้วยความก้าวหน้าทางด้านเทคโนโลยีและระดับความสามารถในการศึกษาระบบการทำงานของระบบ ประสาทส่วนต่าง ๆ ภายในสมองทำให้สามารถเข้าใจถึงลักษณะของความผิดปกติต่าง ๆ ที่ ก่อให้เกิดโรคพาร์กินสันได้มากขึ้นในช่วง 200 ปีที่ผ่านมา โดยโรคพาร์กินสันนั้นเป็นโรคทาง พยาธิวิทยาชนิดหนึ่งที่เกิดจากการเสื่อมสภาพของเซลล์ประสาทโดปามีน (Dopaminergic neurons) ที่อยู่ภายในส่วนแกนกลางของสมองที่มีชื่อว่า ซับสแตนเชียไนกรา (Substantia Nigra) ที่ทำหน้าที่ ในการนำส่งสารสื่อประสาทระหว่างเซลล์ประสาท ซึ่งจากการเสื่อมสภาพนั้นจะส่งผลให้เกิดการ เปลี่ยนแปลงในวงจรการทำงานตามระบบปมประสาทที่มีชื่อว่า ปมประสาทบาซัล (Basal ganglia) แสดงดังรูปที่ 2.2 (Kalia and et al., 2016) ซึ่งการลดปริมาณการหลั่งสารสื่อประสาทโดปามีนลง จะทำให้เกิดช่องว่างระหว่างปมประสาทขึ้นและเมื่อเวลาผ่านไปก็จะมีเกิดการเกิดก้อน โปรตีน (Lewy body) ขึ้น โดยก้อนโปรตีนชนิดนี้คือลักษณะทางเซลล์วิทยาของโรคพาร์กินสันที่ประกอบด้วย α -

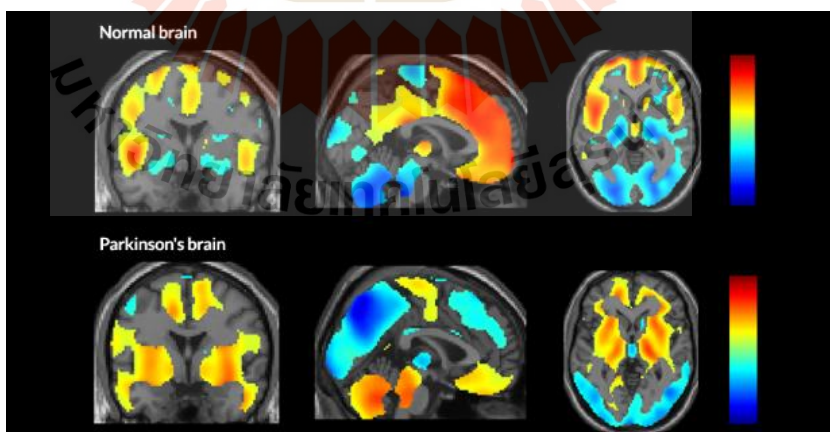
ไซนิวคลีอิน (α -synuclein) ซึ่งเป็นโปรตีนชนิดเดียวกันกับโปรตีนชนิดอื่น ๆ ที่เรียกรวมกันได้ว่า ไซนิวคลีอินพาที (synucleinopathies) (Heather, 2016) และเมื่อมีการสะสมตัวเป็นจำนวนมากจะ ก่อให้เกิดผลกระทบต่อระบบประสาทที่ควบคุมระบบต่าง ๆ ทั่วร่างกายทำให้เกิดโรคต่าง ๆ ตามมา ได้แก่ระบบสมองฝ่อและโรคจิตเสื่อม เป็นต้น ซึ่งจากการสะสมของก้อนโปรตีนนี้จะ ก่อให้เกิดการเสื่อมสภาพของเซลล์ประสาทโดปามีนไปเรื่อยๆ จนไม่สามารถทำงานได้ในที่สุด โดยผลการเสื่อมสภาพดังกล่าวจะก่อให้เกิดกลุ่มอาการผิดปกติของโรคตามมาได้แก่ อาการ เคลื่อนไหวช้า (Bradykinesia), อาการสั่น (Tremor), อาการแข็งเกร็ง (Rigidity), สูญเสียประสาทรับ กลิ่น (Olfactory loss), การเคลื่อนไหวผิดปกติ (posture instability) และการสื่อสารติดขัดหรือไม่ ชัดเจน เป็นต้น (Hideki and Nobutaka., 2017) ซึ่งเกณฑ์การวินิจฉัยโรคสำหรับตรวจสอบผู้ป่วยว่ามี กลุ่มอาการที่ตรงกับโรคพาร์กินสันหรือไม่นั้นจำเป็นต้องมีการตรวจสอบโดยละเอียดเนื่องจากมี ลักษณะคล้ายกับโรคทางสมองอื่น ตัวอย่างเช่น โรคหลอดเลือดในสมอง เป็นต้น ซึ่งการวินิจฉัยโรค พาร์กินสันสามารถตรวจสอบได้จากกลุ่มอาการความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว (Movement Disorder Society หรือ MDS) ดังแสดงดังรูปที่ 2.3 (Postuma and et al., 2015) และการถ่ายภาพ เอกซเรย์ของการถ่ายไอออนสารสื่อประสาทโดปามีนระหว่างเซลล์ประสาท ดังแสดงดังรูปที่ 2.4 (Santos and Fuente, 2013)



รูปที่ 2.2 ลักษณะของก้อนโปรตีน



รูปที่ 2.3 ลักษณะกลุ่มอาการ MDS



รูปที่ 2.4 ลักษณะการเปลี่ยนสารสื่อประสาทโดปามีนระหว่างเซลล์ปมประสาท

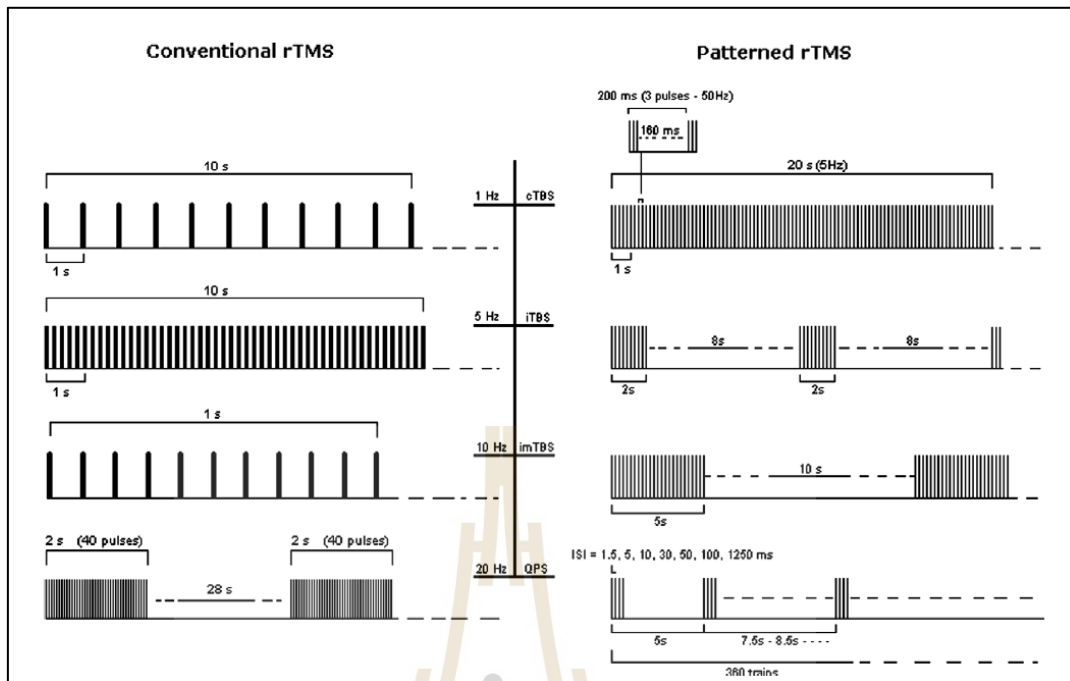
ปัจจุบันการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันนั้นยังไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้ แต่สามารถช่วยบรรเทาอาการป่วยให้อยู่ในภาวะที่ไม่เป็นอันตรายหรือเกือบปกติได้หากตรวจพบและรักษาได้ทันเวลา โดยที่การรักษาโรคสามารถทำได้ด้วยเทคนิคทางการแพทย์และเทคนิคอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง ซึ่งแพทย์ผู้รักษาอาการจะเป็นผู้พิจารณาในการเลือกการรักษาที่เหมาะสมกับผู้ป่วยในขั้นต้น โดยหลักการรักษายาจะพิจารณาจากผลการวินิจฉัยโรคเบื้องต้น โดยผู้ป่วยที่มีอาการอยู่ในขั้นแรกและมีอาการสั่นเทาไม่มากอาจจะเริ่มต้นการรักษาด้วยการกายภาพบำบัดและการออกกำลังกายเป็นหลัก ตัวอย่างเช่น การฝึกมวย, โยเก้ก และการฝึกพูดเป็นต้น (Fox and et al., 2018) และสำหรับผู้ป่วยที่อาการอยู่ในขั้นปานกลาง ไปจนถึงขั้นวิกฤตที่มีอาการหนักจนไม่สามารถบำบัดด้วยการกายภาพบำบัดแล้วนั้นอาจเริ่มต้นการรักษาด้วยเทคนิคทางการแพทย์วิธีอื่นร่วมด้วย ได้แก่การบำบัดรักษาด้วยยาที่มีผลต่อการกระตุ้นเซลล์ประสาทในการสร้างสารโดปามีนที่จะมีผลทำให้โดปามีนหมดสิ้นลงหรือการเลียนแบบผลกระทบทที่ตัวรับโดปามีน โดยยาที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดคือ Levodopa ที่มีนำมาจับคู่กับร่วมกับ Carbidopa (Cilia and et al., 2014) โดยการบำบัดรักษาด้วยยานี้สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่มีอาการในระยะเริ่มต้นที่มีลักษณะของเซลล์ประสาทโดยรวมยังไม่เสื่อมสภาพและยังมีอายุไม่มากนัก แต่การบำบัดรักษาด้วยยาอาจก่อให้เกิดผลข้างเคียงได้กับสมองส่วนอื่นๆและก่อให้เกิดโรคที่เกี่ยวกับสภาวะทางจิตตามมาได้ตัวอย่างเช่น โรคซึมเศร้า และกลุ่มอาการของโรคอัลไซเมอร์ เป็นต้น แต่สำหรับผู้ป่วยที่มีอาการหนักมากและมีอายุมากแล้วทางแพทย์อาจพิจารณาให้เพิ่มตัวเลือกในการรักษาอื่น ๆ ร่วมด้วยเช่น การฝังอุปกรณ์สำหรับการกระตุ้นสมองด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในสมองส่วนลึก (DBS) โดยวิธีการนี้จะเป็นการบำบัดรักษาด้วยสนามแม่เหล็ก ซึ่งวิธีการนี้จะต้องผ่าตัดฝังขั้วไฟฟ้าขนาดเล็กที่มีลักษณะคล้ายกับเข็มเข้าไปไว้ในส่วนของสมองส่วนกลางเพื่อกระตุ้นการทำงานของซับสแตนเชียโนกราได้โดยตรง (Kowaisaki and et al., 2002) โดยการกระตุ้นจะใช้คลื่นความถี่สูงแบบคลื่นลูกเดี่ยวเข้าไปกระตุ้นสมองผ่านขดลวดเหนี่ยวนำเป็นช่วง ๆ แต่ยังมีอีกวิธีการหนึ่งที่กำลังได้รับความนิยมเป็นอย่างมากเช่นเดียวกัน นั่นก็คือวิธีการจะใช้การบำบัดรักษาด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง (TMS) ที่ใช้หลักการกระตุ้นด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแบบเดียวกันกับแบบ DBS

2.3 การบำบัดรักษาโรคทางระบบประสาทด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมอง

2.3.1 หลักการพื้นฐานของการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็ก

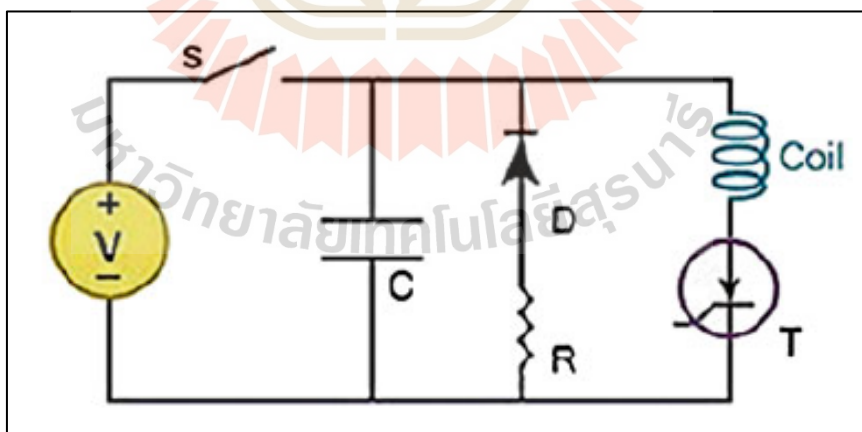
การบำบัดรักษาด้วยการกระตุ้นทางไฟฟ้าจากตัวเหนี่ยวนำภายนอกสมองเป็นการนำเทคนิคของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้ามาช่วยในกระตุ้นเซลล์ประสาทหรือการปรับสมดุลทางไฟฟ้าให้กับระบบเซลล์ประสาท เพื่อปรับขั้วของเซลล์ประสาท และเมื่อเซลล์ประสาท

ได้รับค่าความเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เพียงพอที่จะเกิดการแบ่งขั้วทางไฟฟ้าออกเป็น 2 ขั้ว คือ ขั้วบวกและขั้วลบ ซึ่งกระแสกระตุ้นสมองที่จุดเดิมซ้ำ ๆ นั้นจะก่อให้เกิดการปรับตัวของเนื้อเยื่อหุ้มสมองให้มีการตื่นตัวที่เปลี่ยนแปลงไป โดยที่การเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อหุ้มสมองนั้นเกี่ยวข้องกับหลายพารามิเตอร์ด้วยกันได้แก่ การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในสมอง ระยะเวลาของการกระตุ้นและจำนวนพัลส์คลื่นที่ใช้ในการกระตุ้นเป็นหลัก ซึ่งจากผลการเหนี่ยวนำคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในสมองจะก่อให้เกิดการทำงานของระบบประสาทไปในทิศทางที่ดีขึ้นกว่าเดิมส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสมองที่สามารถควบคุมพฤติกรรมการทำงานของระบบประสาทได้ที่สามารถนำมาใช้ในการรักษาโรคความผิดปกติทางระบบประสาทและโรคทางจิตเวช ในปัจจุบันได้มีการศึกษาการนำเทคนิคดังกล่าวมาประยุกต์เพิ่มเติมเป็นเทคนิคการกระตุ้นซ้ำ ๆ (Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation หรือ rTMS) ที่สามารถนำเทคนิคมาใช้ในการรักษาโรคทางระบบประสาทอื่น ๆ ที่ซับซ้อนมากขึ้นได้ เช่น โรคอัลไซเมอร์ โรคพาร์กินสัน และโรคที่เกี่ยวข้องกับหลอดเลือดสมองเป็นต้น โดยมีลักษณะรูปแบบของพัลส์ความถี่ที่ใช้ในการกระตุ้นสมองตั้งแต่ 0.25 Hz ขึ้นไปดังแสดงในรูปที่ 2.5 โดยค่าเฉลี่ยของการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เหมาะสมและปลอดภัยต่อสมองนั้นจะมีต้องมีค่าสนามแม่เหล็กภายในสมองเฉพาะจุดที่ต้องการกระตุ้นนั้นไม่เกิน 2-3 T และต้องมีค่าการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กไม่เกิน 150 V/m (Ravazzani and et al., 2002) ซึ่งการสร้างสนามแม่เหล็กภายในสมองให้เกิดการเหนี่ยวนำที่มีประสิทธิภาพนั้นจำเป็นต้องคำนึงถึงพารามิเตอร์ตัวอื่น ๆ ที่เป็นตัวแปรสำคัญในการสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ได้แก่ พารามิเตอร์ของขดลวดเหนี่ยวนำ ชนิดของขดลวดเหนี่ยวนำ การจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการกระตุ้นและลักษณะการสร้างของพัลส์ของความถี่ที่เกิดจากกระแสและแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับขดลวดเหนี่ยวนำ



รูปที่ 2.5 ลักษณะการส่งคลื่นพัลสนามแม่เหล็กในการกระตุ้น

2.3.2 ลักษณะของระบบวงจรพื้นฐานและชุดลวดกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

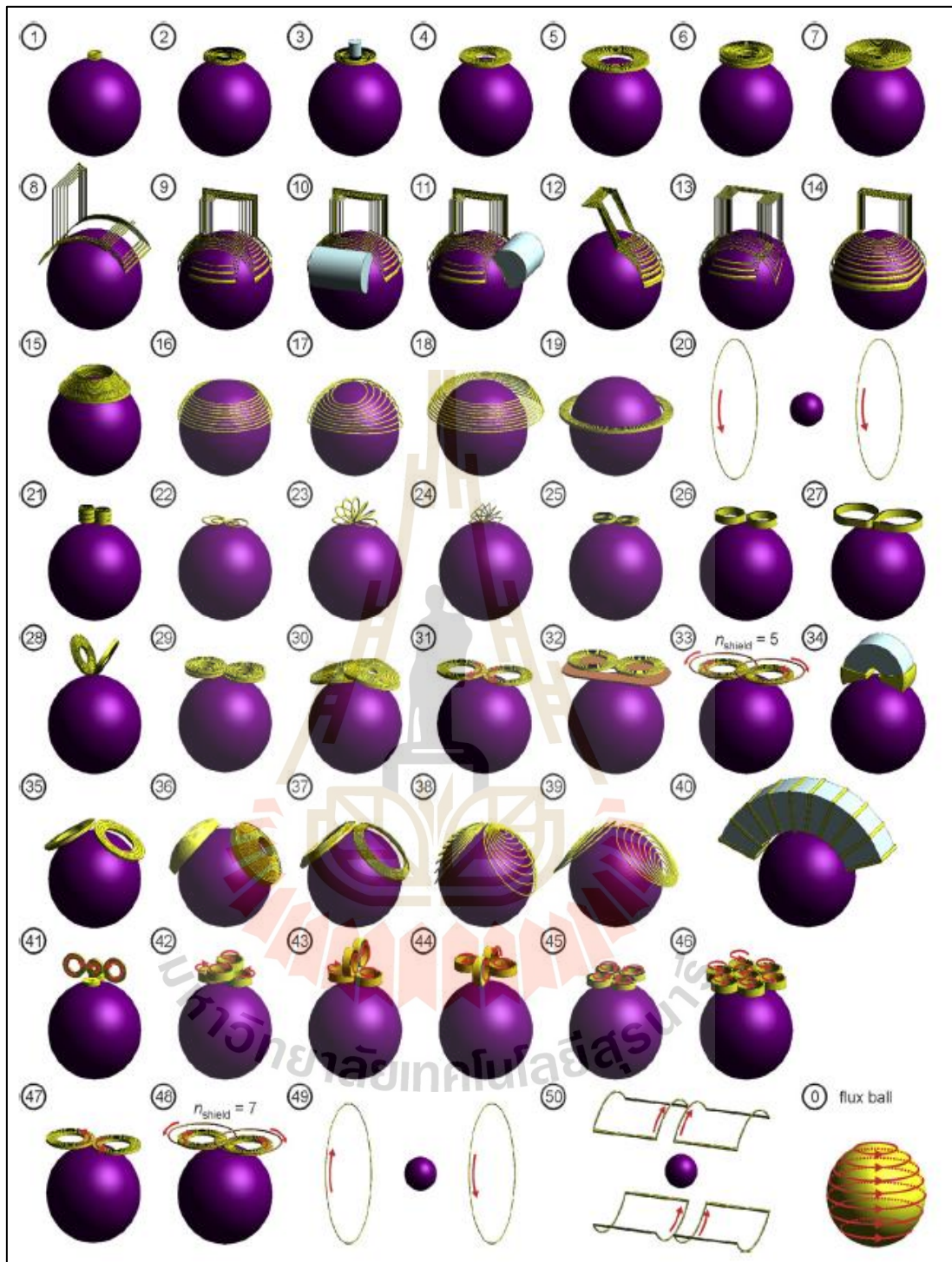


รูปที่ 2.6 ลักษณะวงจรพื้นฐานของระบบ TMS

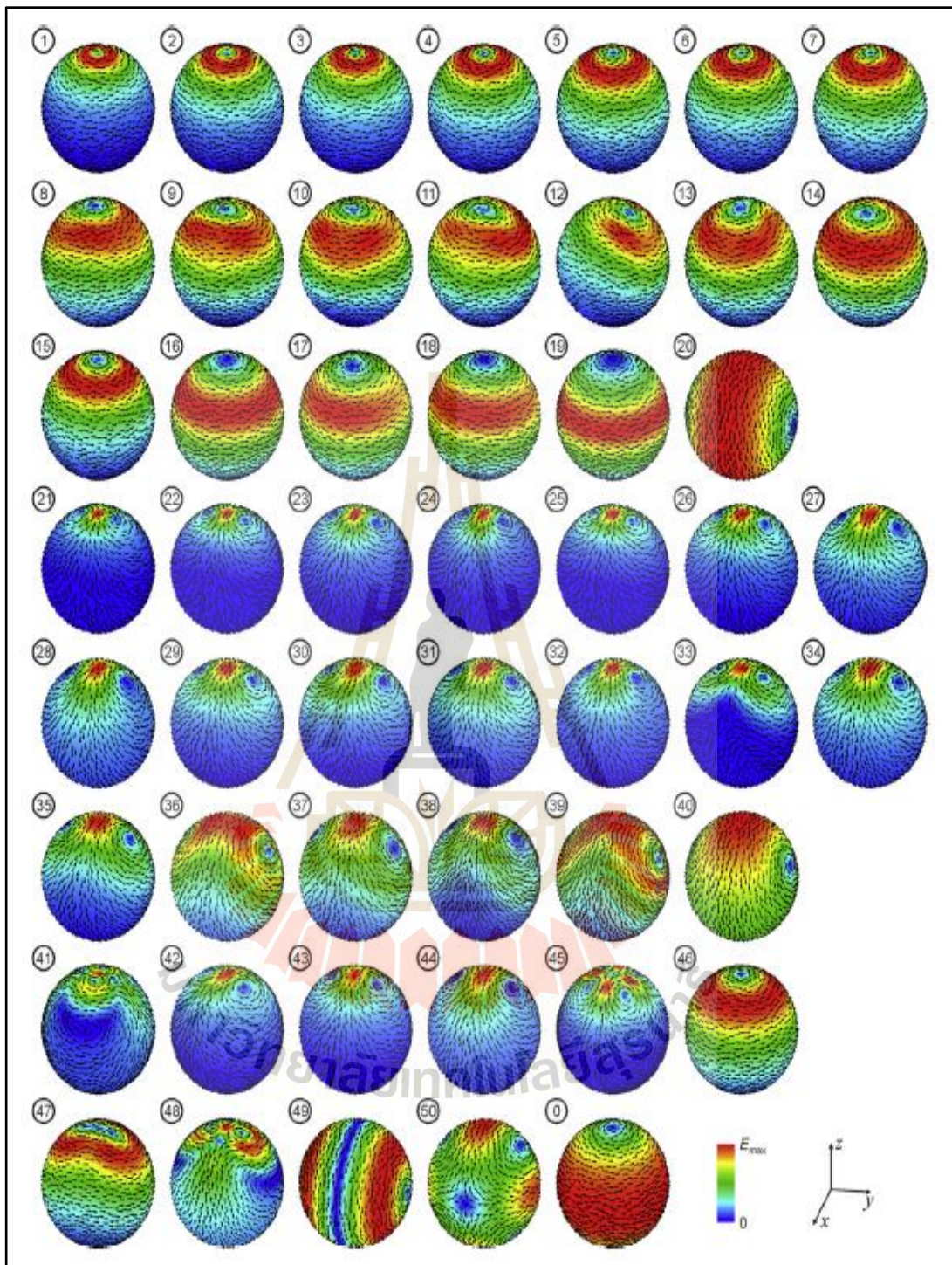
การออกแบบระบบสำหรับการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กนั้นจะมีลักษณะวงจรพื้นฐานดังแสดงในรูปที่ 2.6 ที่ประกอบด้วยชุดวงจรให้พลังงานกับระบบ ชุดตัวเก็บประจุ ชุดควบคุมพลังงานและด้วยสวิตไทรสเตอร์ (Thyristor) วงจรชุดกำเนิดพัลส์โดยที่สามารถส่งคลื่น

พัลส์ในการกระตุ้นได้ทั้งแบบคลื่นฝั่งเดียว (Monophasic pulse) หรือคลื่นแบบ 2 ฝั่ง (biphasic pulse) และชุดสุดท้ายคือชุดลดตัวเหนี่ยวนำที่ทำหน้าที่ในการส่งคลื่นกระตุ้นสมอง ซึ่งชุดลดตัวกระตุ้นจะประกอบด้วยชุดลดหุ้มฉนวนของลวดทองแดงอย่างน้อย 1 ชุด เมื่อกระแสไฟฟ้าผ่านชุดลด ก็จะมีรูปแบบในการสร้างสนามแม่เหล็กที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งจะสร้างกระแสไฟฟ้าในทิศทางตรงกันข้ามในตัวนำใกล้เคียง ชุดลดสามารถจัดเรียงได้หลากหลายขนาดและรูปทรง โดยรูปทรงที่เฉพาะของชุดลดแต่ละแบบนั้นจะเป็นตัวกำหนดรูปร่าง ความแข็งแรง และจุดโฟกัสโดยรวมของสนามไฟฟ้าที่เหนี่ยวนำให้เกิดขึ้นภายในสมองที่เกิดการกระตุ้นสมองขึ้น (Alexander and et al., 2014) โดยลักษณะของชุดลดกระตุ้นสมองที่ได้รับการออกแบบในปัจจุบันนั้น มีอยู่หลากหลายรูปแบบด้วยกัน ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบที่ผลิตออกมาใช้ในทางการแพทย์อย่างเป็นทางการแล้วและรูปแบบที่อยู่ในขั้นตอนของการวิจัยที่ยังไม่ได้นำออกมาผลิตเป็นทางการ ซึ่งชุดลดแต่ละรูปแบบนั้นจะถูกออกแบบมาให้มีลักษณะที่แตกต่างกันเพื่อจุดประสงค์ในการกระตุ้นสมองในบริเวณจุดที่แตกต่างกันไปด้วยดังแสดงดังรูปที่ 2.7 และมีลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้างแสดงดังรูปที่ 2.8 (Deng and et al., 2013)





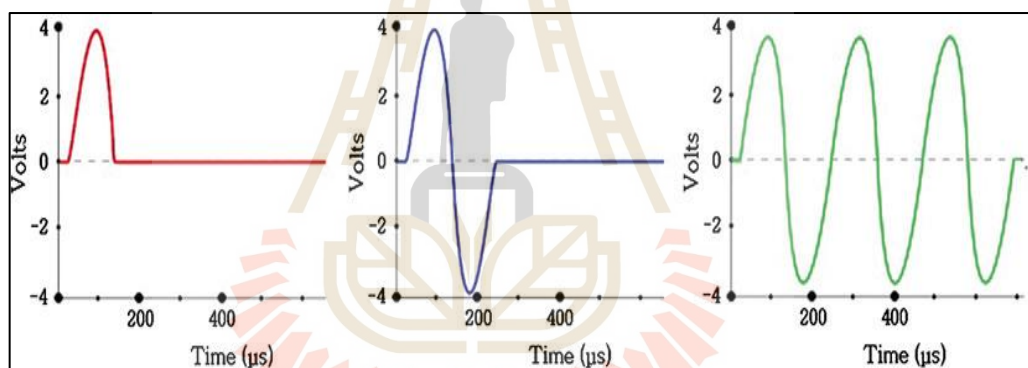
รูปที่ 2.7 ขดลวดรูปแบบต่าง ๆ และลักษณะการจัดวางทั้งรูปแบบที่เป็นทางการและไม่เป็นทางการ



รูปที่ 2.8 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นของขดลวดรูปแบบที่เป็นทางการและ
ไม่เป็นทางการ

2.3.3 ลักษณะของรูปแบบของคลื่นพัลส์ที่ใช้ในการกระตุ้น

รูปแบบของพัลส์ที่ใช้ในการกระตุ้นสมองสำหรับการกระตุ้นด้วยเทคนิคการเหนี่ยวนำคลื่นสนามแม่เหล็กจากภายนอก (TMS) นั้น จะมีด้วยกัน 2 รูปแบบ ได้แก่ Monophasic pulse ที่จะสร้างแรงดันไฟฟ้าแบบทิศทางเดียวเท่านั้น เมื่อแรงดันไฟฟ้าเริ่มต้น (บวก) ผ่านขดลวดจะทำให้เกิดการสั้นของฝ้ายตรงข้าม (เชิงลบ) เพื่อสร้างพัลส์แบบโมโนฟาซิก ต้องใช้ไดโอดและตัวต้านทานกำลังเพื่อลดวงจรธรรมชาตินี้ เนื่องจากการสร้างพัลส์นี้ จึงสามารถส่งพัลส์แบบโมโนฟาซิกได้เพียงฝั่งเดียวเท่านั้น และ แบบ Biphasic pulse หรือแบบต่อเนื่องเป็น Polyphasic ที่สร้างความผันผวนของแรงดันไฟฟ้าบวกและลบเต็มรูปแบบ ในทางกลับกันการสั้นนี้ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทิศทางอย่างรวดเร็วของกระแสเริ่มต้นและกระแสเหนี่ยวนำ โดยวงจรพัลส์ชนิดนี้สามารถยุติได้หลังจากรอบเดียว (biphasic) หรือหลังจากรอบการสั้นหลายครั้ง แสดงดังรูปที่ 2.9 (Sommer and et al., 2006)



รูปที่ 2.9 กราฟรูปพัลส์ (จากซ้ายไปขวา) Monophasic, biphasic และ polyphasic

2.4 หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมอง

หัวข้อนี้ผู้วิจัยจะกล่าวถึง ทฤษฎีสสนามแม่เหล็ก ทฤษฎีสสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นของขดลวดเหนี่ยวนำและการเกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าในภายในวัตถุทรงกลมที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณและการออกแบบที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบขดลวดกระตุ้น

2.4.1 ทฤษฎีสสนามแม่เหล็ก

สนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในตัวนำแบบปริมาตรทรงกลมสามารถหาได้จากทฤษฎีแม่เหล็กที่กล่าวไปข้างต้นแล้ว โดยสามารถหาค่าสนามไฟฟ้าที่ซับซ้อนได้จากขอบเขตของความถี่ ด้วยกฎของฟาราเดย์ (Karu and Maria., 1992) จากความสัมพันธ์ดังสมการ

$$\nabla \times E = -j\omega B = -j\omega \mu H \quad (2.1)$$

โดยขนาดที่มีไม่แน่นอนของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้นอยู่กับอัตราส่วนของเชิงมุมของความถี่กับความหนาแน่นของฟลักแม่เหล็กที่กำหนดจากกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านขดลวด โดยสามารถหาค่าความเข้มข้นของสนามแม่เหล็กได้ดังสมการ

$$B = \nabla \times A = \mu H \quad (2.2)$$

จากนั้นแทนสมการที่ (2.1) ในสมการที่ (2.2) เพื่อจัดสมการสำหรับการคำนวณค่าสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ดังสมการ

$$\nabla \times (E + j\omega A) = 0 \quad (2.3)$$

$$E = -j\omega A - \nabla \phi \quad (2.4)$$

$$E = -\frac{\partial A}{\partial t} - \nabla \phi \quad (2.5)$$

โดย E คือ สนามไฟฟ้ามีหน่วยเป็น โวลต์ต่อเมตร
 ϕ คือ ค่าสเกลาร์ของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากผลการเปลี่ยนแปลงภายในรูปทรง
 ω คือ ความถี่เชิงมุมของสนาม

2.4.2 ทฤษฎีสานแม่เหล็กที่เกิดขึ้นของขดลวดเหนี่ยวนำ

สนามแม่เหล็กสามารถเกิดขึ้นได้จากการให้ประจุหรือกระแสไฟฟ้าเคลื่อนที่ไหลผ่านในขดลวดทำให้เกิดการสร้างสนามแม่เหล็กออกมาบริเวณรอบๆขดลวดที่มีประจุไฟฟ้าไหลผ่าน และเมื่อประจุไฟฟ้าหยุดการเคลื่อนที่หรือหยุดจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวดจะให้สนามแม่เหล็กหายไปด้วย ดังนั้นในการสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นในขดลวดสามารถทำได้โดยการควบคุมกระแสที่ไหลผ่านได้ โดยการคำนวณจากค่าความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวด (สุปรีดี, 2015) ดังสมการ

$$H = \frac{N}{l} I \quad (2.6)$$

โดย	H	คือ	ความเข้มของสนามแม่เหล็กมีหน่วยเป็นแอมป์ต่อเมตร
	N	คือ	จำนวนรอบของขดลวด
	l	คือ	ความยาวของขดลวดมีหน่วยเป็นเมตร
	I	คือ	ค่ากระแสไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ผ่านขดลวดมีหน่วยเป็นแอมป์

จากการสร้างสนามแม่เหล็กในสมการที่ (2.1) จะก่อให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กขึ้นโดยจะขึ้นอยู่กับสภาพแวดล้อมของขดลวดดังสมการ

$$B = \mu H \quad (2.7)$$

$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (2.8)$$

โดยที่ μ คือค่าความซึมได้ทางแม่เหล็ก (Magnetic permeability) ของสภาพแวดล้อมที่เป็นสัดส่วนในสุญญากาศกับค่าในวัสดุและกำหนดให้ μ_r ไม่มีหน่วยและ μ_0 มีค่าคงที่เท่ากับ $4\pi \times 10^{-7}$ เฮนรีต่อเมตร

2.4.3 การคำนวณค่าความเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในรูปทรงวงกลม

เมื่อ ϕ คือค่าสเกลลาของศักย์ไฟฟ้าที่เกิดจากผลการเปลี่ยนแปลงภายในรูปทรงวงกลม และจากการแก้สมการที่ (2.4) และ (2.5) ด้วยสมการ Laplace จะทำให้สเกลลาของศักย์ไฟฟ้าได้รับการแก้ไขและ $\nabla \phi$ จะมีค่าเท่ากับ 0 ในตัวนำแบบปริมาตรทรงกลม และจากการใช้หลักการของ Eaton เข้ามาแก้ไขสมการ (2.5) จุดต่างๆของวงกลมโดยใช้จุดฮาร์โมนิกที่เกิดขึ้นของรูปทรงกลมจาก $Y_m(\theta, \phi)$ และทำมีค่าความลึกใต้พื้นผิวที่ขึ้นกับความถี่ ดังสมการ

$$\delta_s = \sqrt{\frac{2}{\omega \mu \sigma}} \quad (2.9)$$

โดยการหาการแพร่กระจายของผลกระทบในตำแหน่งต่างขึ้นอยู่กับปัจจัยการเปลี่ยนมุมเฟส $e^{(-jk|r-r'|)}$ และค่าความซับซ้อน สามารถหาได้จากสมการ

$$k = \sqrt{\omega\mu(\omega\varepsilon - j\sigma)} \quad (2.10)$$

และในการวิเคราะห์ค่า k สามารถแยกออกเป็นค่าจริงและค่าในอุดมคติ ได้ดังสมการที่ (2.11) และ (2.12)

$$\text{Re}\{k\} = \sqrt{\frac{\omega\mu}{2} \left(\omega\varepsilon + \sqrt{(\omega\varepsilon)^2 + \sigma^2} \right)} \quad (2.11)$$

$$\text{Im}\{k\} = -\sqrt{\frac{\omega\mu}{2} \left(-\omega\varepsilon + \sqrt{(\omega\varepsilon)^2 + \sigma^2} \right)} \quad (2.12)$$

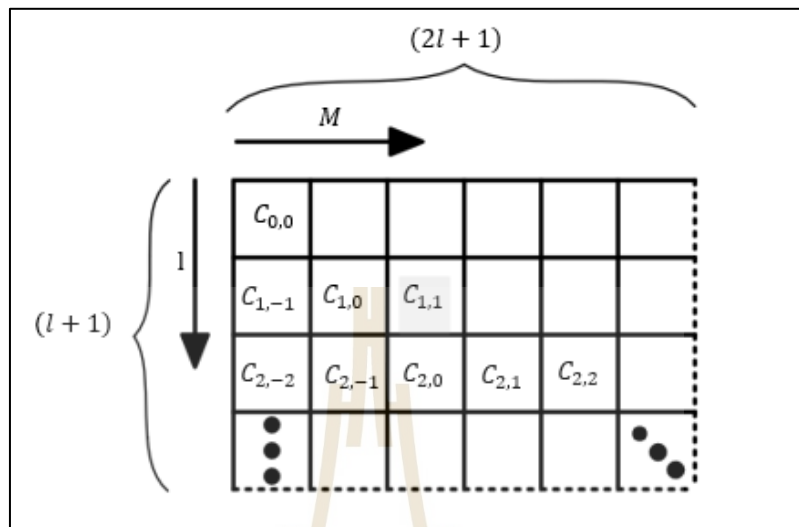
โดยที่ค่าในอุดมคติของค่า k คือค่าสัมประสิทธิ์การหน่วง และค่าจริงถูกกำหนดโดยปัจจัยการเปลี่ยนมุมเฟสที่แน่นอนจากระยะห่างของ $|r-r'|$ ซึ่งจากการประมาณการขนาดของศีรษะของมนุษย์จะทำให้ระยะห่างของ $|r-r'| = 2R$

สูตรของ Eaton ใช้ในการคำนวณสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำ (Eaton, 1992) วิธีนี้ยังสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการคำนวณความหนาแน่นกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่อยู่ภายในทรงกลมที่มีศูนย์กลางที่ไม่มีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำได้อีกด้วย ในการหาค่าเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าในพื้นที่บริเวณทรงกลมด้วยวิธีการนี้จะคำนวณหาค่าปริพันธ์เชิงตัวเลขของกระแสไฟฟ้าที่ไหลภายในขดลวดและจะถูกเก็บไว้ในค่าสัมประสิทธิ์ของเวกเตอร์ที่ซับซ้อน C_{lm} ตามสูตรของ Eaton ดังสมการ

$$C_{lm} = \int_{coil} \frac{Y_{lm}(\theta', \phi')}{(2l+1)r'^{l+1}} dl' \quad (2.13)$$

จัดรูปแบบการหาปริพันธ์เชิงตัวเลขขึ้นใหม่จากดัชนีของค่า l และ m ที่ขึ้นกับลำดับ $l=L$ โดยที่ L คืออันดับสูงสุดที่ประมาณการได้ ระยะทางของจุดเริ่มต้นถึงจุดที่ค่าส่วนต่างของกระแสไฟฟ้าในแต่ละส่วน dl' คือ r' และ $Y_{lm}(\theta', \phi')$ คือการจับคู่ที่ซับซ้อนของฮาโมนิกทรังกลมของ l และ m ที่จุดมุมเอียง θ' และมุมตำแหน่ง ϕ' บนพิกัดของรูปทรงกลม ดังนั้นในการคำนวณจะขึ้นอยู่กับค่าจำนวนของรูปทรงกลมฮาร์โมนิก L และการหาปริพันธ์เชิงตัวเลข M ได้ดังสมการ

$$M(L) = \sum_{l=0}^L (2l+1) \quad (2.14)$$



รูปที่ 2.10 เมทริกขององค์ประกอบหนึ่งของ Eaton

จากสมการที่ (2.14) จะต้องมีการประเมินในพีคคาร์ที่เขียนสำหรับการคำนวณเพิ่มเติม เป้าหมายของการรวมตัวเลขคือการอธิบายถึงอินทิกรัลใน (2.14) เป็นผลรวมแบบไม่ต่อเนื่องสำหรับเรขาคณิตของขดลวดที่กำหนด เมื่อค่าสัมประสิทธิ์ C_{lm} ถูกกำหนดตามลำดับของการประมาณ L จึงจะสามารถเก็บไว้ในเมทริกซ์ได้โดยง่ายและการแก้ไขโดยดัชนี l และ m ดังรูปที่ 2.8 การนำสัมประสิทธิ์ C_{lm} ไปใช้ในสมการของ Eaton นั้นตรงไปตรงมาและสามารถเข้าใจได้ง่าย ดังนั้นสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำ E จะถูกคำนวณในรูปแบบของช่องภายในตัวนำเสียงทรงกลม โดยที่ระยะห่างระหว่างจุดคือ 2.5 มม. ในทุกทิศทางทำให้มีจำนวนทั้งหมด 72870 จุดภายในทรงกลม โดยจะนำสมการดังกล่าวทดสอบหาผลเฉลยด้วยโปรแกรม CST STUDIO SUITE ต่อไป

2.5 สรุป

จากการศึกษาการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันโดยเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าด้วยคลื่นสนามแม่เหล็ก หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกสมอง และหลักการการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการกระตุ้นสมอง นั้นทำให้ทราบถึงวิธีการต่างๆ ที่ได้ถูกพัฒนาขึ้นสำหรับการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสัน ซึ่งการบำบัดรักษาโรคด้วยคลื่นสนามแม่เหล็ก โดยการบำบัดโรคทางระบบประสาทด้วยสนามแม่เหล็กนั้นมีพารามิเตอร์สำคัญที่จำเป็นต่อการออกแบบระบบขดลวดกระตุ้นสมอง ได้แก่

การออกแบบขดลวดตัวเหนี่ยวนำที่เกิดการแพร่ของสนามแม่เหล็กภายในสมอง และค่าการเหนี่ยวนำสนามแม่ไฟฟ้าที่เกิดจากสนามแม่เหล็กภายในสมองให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม รวมไปถึงการควบคุมตำแหน่งของจุดที่ต้องการการกระตุ้นเพื่อให้เกิดความแม่นยำ โดยในบทต่อไปจะได้ทำการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำที่เป็นลักษณะเสริมเส้นแรงแม่เหล็กกัน จากนั้นจะได้นำวัสดุดังกล่าวมาทำการออกแบบรูปทรงต่าง ๆ ที่ใช้ในการกระตุ้นสมองโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กด้วยโปรแกรม CST STUDIO SUITE เพื่อให้ได้รูปแบบของระบบการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กต่อไป



บทที่ 3

การศึกษาและการออกแบบระบบสำหรับการวิเคราะห์

3.1 กล่าวนำ

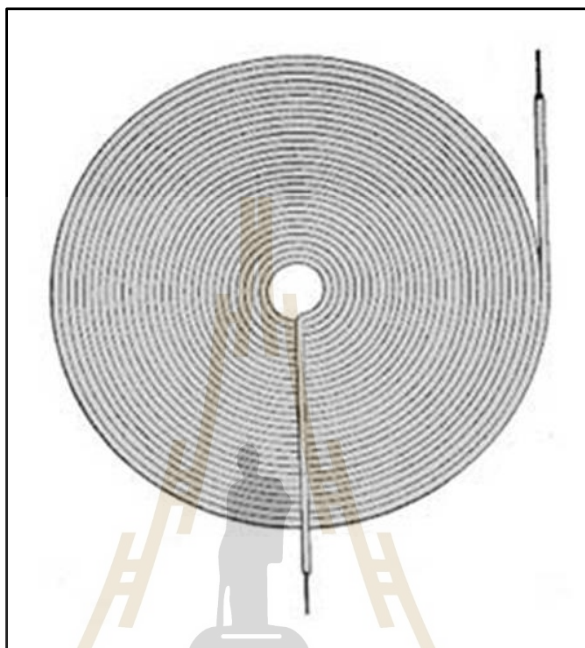
สำหรับเนื้อหาบทนี้จะนำเสนอหลักการออกแบบระบบชุดขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการกระตุ้นสมองรวมไปถึงการวิเคราะห์และการคำนวณลักษณะการเกิดสนามแม่เหล็กและการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นด้วยโปรแกรม CST STUDIO SUITE ซึ่งประกอบด้วยหัวข้อหลักได้แก่ การออกแบบชุดขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กสำหรับการกระตุ้นสมอง การออกแบบการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์และการออกแบบวงจรควบคุมการทำงานของระบบหลัก โดยจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เป็นประโยชน์หรือกล่าวอ้างถึงในการดำเนินงานวิจัย เพื่อให้เนื้อหา มีความกระชับและชัดเจน

3.2 การออกแบบชุดขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กสำหรับการกระตุ้นสมอง

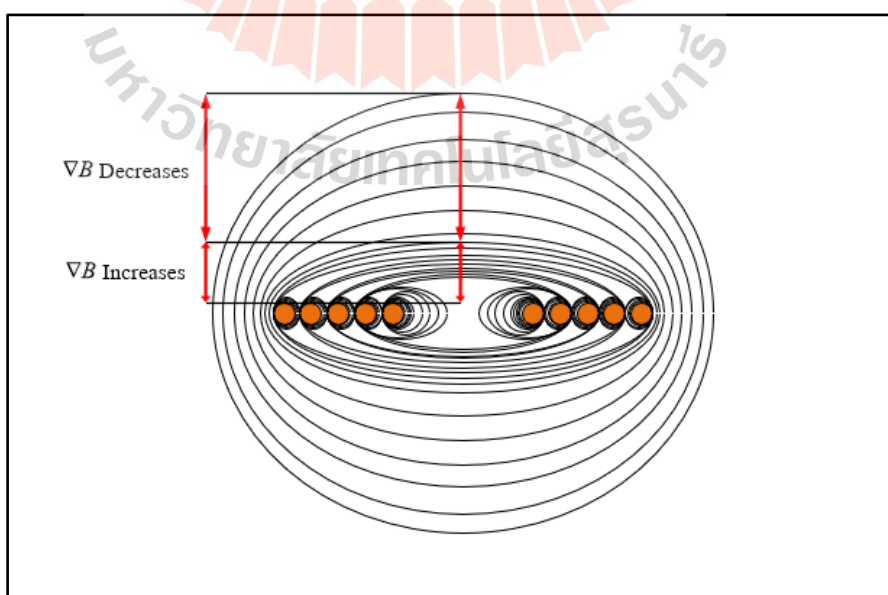
3.2.1 แนวคิดการออกแบบชุดขดลวดเหนี่ยวนำ

แนวคิดสำหรับการออกแบบชุดขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับใช้เป็นแหล่งกำเนิดคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้ในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งสมองหรือโรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทภายในสมองโดยชุดขดลวดเหนี่ยวนำที่มีประสิทธิภาพในการกระตุ้นสมองนั้นจะต้องมีลักษณะของการแพร่กระจายคลื่นที่สามารถทะลุทะลวงเข้าไปภายในของเนื้อสมองในระดับความลึกอยู่ที่ประมาณมากกว่า 2 เซนติเมตรนับจากชั้นบนสุดของเนื้อสมองและมีลักษณะของการกระจายตัวของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในบริเวณแคบและไม่กระจายตัวในวงกว้างจนเกินไป เนื่องจากการกระจายตัวของคลื่นที่เข้าไปกระทบสมองส่วนอื่น ๆ นั้นจะก่อให้เกิดผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการกระตุ้นสมองและยังอาจก่อให้เกิดผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้นได้ตามมา ซึ่งจากการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมาในรูปแบบของชุดขดลวดเหนี่ยวนำที่มีคุณสมบัติดังที่กล่าวมาข้างต้นนั้นจะถูกออกแบบมาให้อยู่ในรูปแบบของชุดขดลวดแบบแพนเค้ก (Spiral coils) เนื่องจากชุดขดลวดแบบนี้สามารถออกแบบให้มีลักษณะที่หลากหลายและยังสามารถจัดวางไว้ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ได้อย่างอิสระ นอกจากนี้ชุดขดลวดแบบแพนเค้กยังสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานร่วมกับชุดขดลวดในรูปแบบอื่นเพื่อให้เกิดการกระตุ้นในบริเวณเฉพาะจุด ซึ่งชุดขดลวดแบบแพนเค้กโดยทั่วไปนั้นจะมีลักษณะการพันขดลวดซ้อนทับกันเป็นแนวราบที่มีลักษณะคล้ายกับกันหอย โดยมีรัศมีวงในและวงนอกเป็นตัวกำหนดขนาดและความกว้างขดลวดดังแสดงในรูปที่ 3.1 และทิศทางการเกิดสนามแม่เหล็กของชุดขดลวดเหนี่ยวนำ

แบบแผนเคก โดยทั่วไปนั้นจะสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.2 ซึ่งทิศทางการแพร่ของคลื่นสนามแม่เหล็กจะอยู่ในแนวระนาบเดียวกับขดลวดหลักและมีความเข้มของสนามแม่เหล็กสูงสุดอยู่ที่บริเวณ ใกล้กับขดลวดและจะค่อยลดลงตามระยะห่าง



รูปที่ 3.1 ลักษณะของขดลวดแบบแพนเค้ก



รูปที่ 3.2 ลักษณะเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดเหนี่ยวนำแบบแพนเค้ก

สำหรับการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำแบบแกนคู่รูปทรงพื้นฐานดังแสดงในรูปที่ 3.1 สามารถคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดได้โดยใช้สมการพื้นฐานแบบแกนอากาศจากความสัมพันธ์ดังสมการ

$$L = \frac{4.912N^2(d_1 + d_2)^2}{(15d_1 - 7d_2)} \quad (3.1)$$

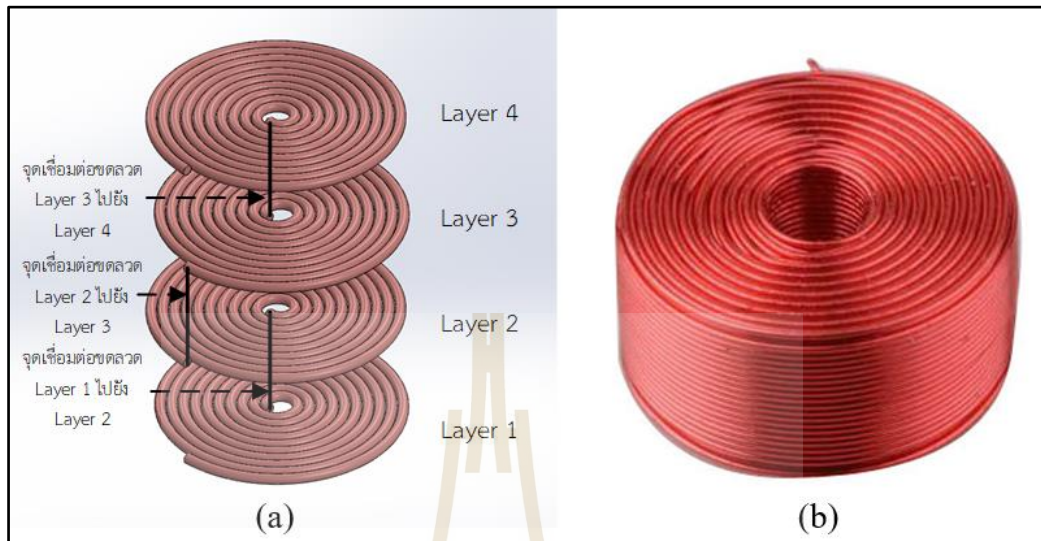
โดย	L	คือ	ค่าความเหนี่ยวนำมีหน่วยเป็นนาโนเฮนรี
	d_1	คือ	ความยาวของเส้นผ่านศูนย์กลางขดลวดวงนอกมีหน่วยเป็นมิลลิเมตร
	d_2	คือ	ความยาวของเส้นผ่านศูนย์กลางขดลวดวงในมีหน่วยเป็นมิลลิเมตร
	N	คือ	จำนวนรอบของขดลวด

โดยการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับรูปแบบทั่วๆไปซึ่งนำมาใช้งานร่วมกับความถี่นั้นจำเป็นต้องคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำ L กับค่าตัวเก็บประจุที่เหมาะสมเพื่อทำการแมทชิ่งกับวงจรให้สามารถทำงานได้ตรงตามความถี่ที่กำหนด โดยค่าตัวเก็บประจุไฟฟ้าที่คำนวณได้จะถูกนำไปใช้ในการออกแบบวงจรในลำดับถัดไป ซึ่งสามารถคำนวณได้จากค่าความสัมพันธ์ดังสมการ

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L \times C}} \quad (3.2)$$

โดย	f	คือ	ค่าความถี่มีหน่วยเป็นเฮิรตซ์
	C	คือ	ค่าของตัวเก็บประจุไฟฟ้ามีหน่วยเป็นฟารัด
	L	คือ	ค่าความเหนี่ยวนำมีหน่วยเป็นนาโนเฮนรี

3.2.2 การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำ



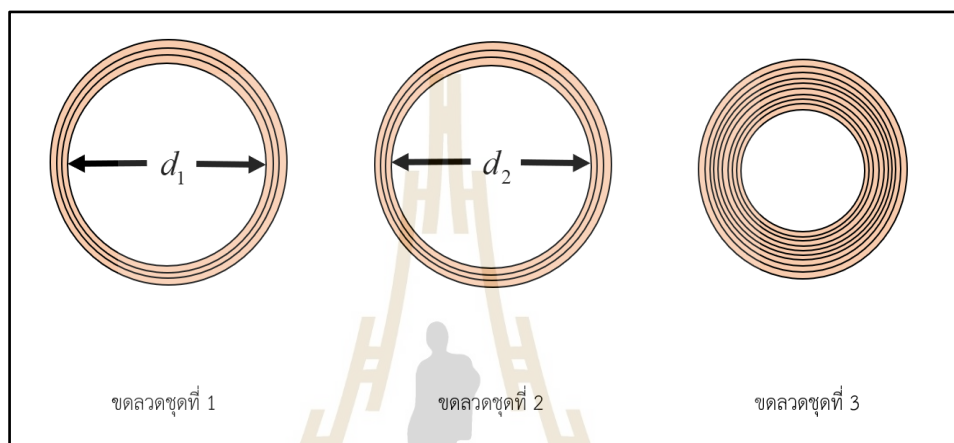
รูปที่ 3.3 (a) ลักษณะการเชื่อมต่อขดลวดหลาย ๆ ชั้นเข้าด้วยกัน
(b) ลักษณะของขดลวดแพนเค้กที่วางซ้อนทับกันหลายชั้น

สำหรับหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการกระตุ้นสมองจะมีหลักการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำโดยมุ่งเน้นไปที่การกระตุ้นสมองในส่วนเฉพาะจุด และสามารถเคลื่อนตำแหน่งของการจัดวางขดลวดได้อย่างอิสระ เพื่อให้เกิดประสิทธิภาพสูงในการกระตุ้นสมองส่วนในและลดความเสี่ยงของการกระจายของคลื่นไปยังสมองส่วนอื่น ๆ ที่ไม่ต้องการกระตุ้น โดยได้แนวคิดในการออกแบบขดลวดชุดกระตุ้นจากงานวิจัยของ Bin D. และคณะ (Bin and et al., 2017) ที่นำขดลวดแบบ cMRC ที่ใช้ขดลวดแบบแพนเค้กที่มีลักษณะวางซ้อนกันหลายชั้น ดังแสดงในรูปที่ 3.3 และประกอบกันหลายชุดที่ออกแบบมาสำหรับการทำงานในทาง Wireless Power Transfer มาประยุกต์ใช้เพื่อให้เกิดการเสริมเส้นแรงแม่เหล็กในการกระตุ้นเพื่อให้เกิดการทะลุทะลวงของคลื่นเหนี่ยวนำภายในเนื้อสมองในระดับที่ลึกมากขึ้นได้

ดังนั้นการออกแบบขดลวดที่ใช้ในการกระตุ้นสมองให้ได้ในระดับที่ลึกขึ้นนั้น จำเป็นต้องใช้หลักการในการประกอบขดลวดหลาย ๆ ชุดเข้าด้วยกันเพื่อให้เกิดการเสริมเส้นแรงแม่เหล็กเข้ามาช่วยทำให้เกิดการส่งคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้ามากระตุ้นในสมองระดับที่ลึกมากกว่า 2 เซนติเมตร การออกแบบชุดขดลวดกระตุ้นจะแบ่งขดลวดออกเป็น 3 ชุด ประกอบกันโดยที่ขดลวดเหนี่ยวนำทั้งหมดเป็นขดลวดแบบแพนเค้กและสามารถคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำได้ตามสมการที่ (3.1) โดยบวกค่าเพิ่มตามจำนวนชั้นของขดลวดมีลักษณะของขดลวดเหนี่ยวนำที่

นำมาประกอบกันเป็นระบบแสดงดังรูปที่ 3.3 ซึ่งการคำนวณหาค่าความเหนียวนำของขดลวดแบบแพนเค้กที่วางซ้อนทับกันหลายชั้น โดยจะสามารถคำนวณเพิ่มเติมได้จากการนำสมการที่ (3.2) มาทำการคำนวณเพิ่มเติมโดยที่ n คือจำนวนชั้นของขดลวดที่ซ้อนทับกันดังสมการ

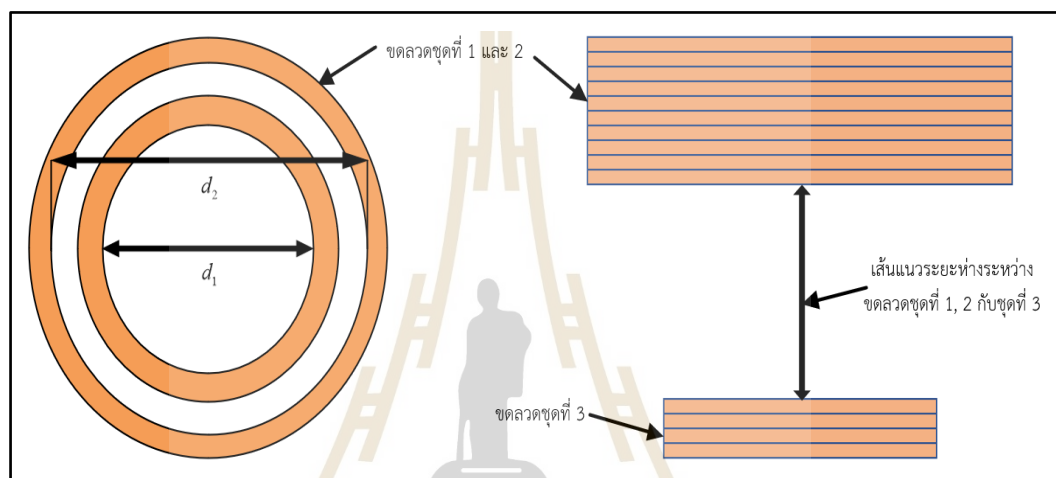
$$L = L_n \times n \quad (3.3)$$



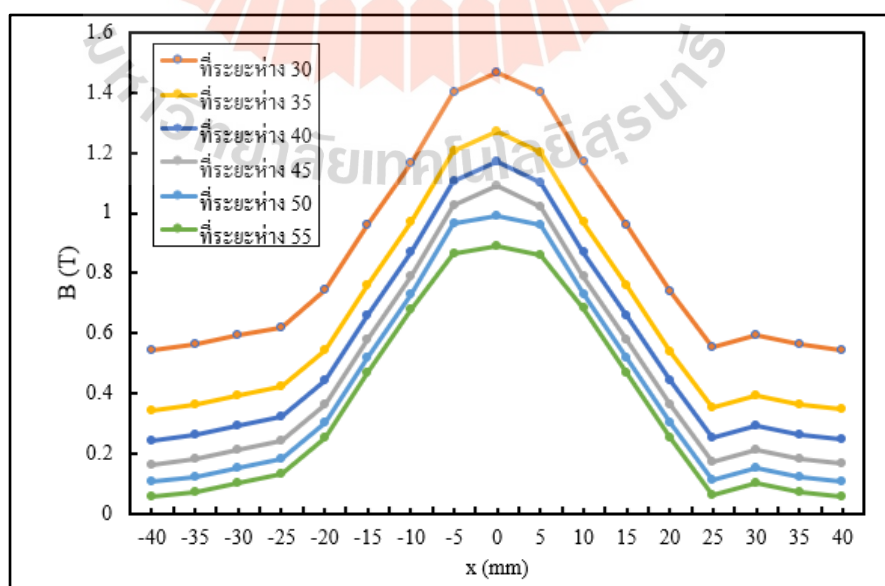
รูปที่ 3.4 ลักษณะขดลวดแบบแพนเค้กทั้ง 3 ชุด

ซึ่งในการออกแบบขดลวดกระตุ้นสมองของงานวิจัยนี้จะใช้ขดลวดที่มีลักษณะแบบแพนเค้กหลายชั้นนำมาประกอบกันเป็นระบบดังแสดงในรูปที่ 3.4 โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นเพื่อทดสอบหาลักษณะขดลวดที่สามารถเสริมเส้นแรงแม่เหล็กได้อย่างเหมาะสมสำหรับการใช้ประกอบระบบการกระตุ้นสมองซึ่งในการทดสอบการจำลองสำหรับการออกแบบได้กำหนดให้ทำการทดสอบ 2 ตัวแปรหลัก ประกอบด้วยตัวแปรแรกนั้นคือระยะห่างของขดลวดชุดที่ 1 และชุดที่ 2 ที่เหมาะสมสำหรับใช้เป็นตัวใช้ในการเสริมเส้นแรงแม่เหล็ก และตัวแปรที่ 2 คือระยะห่างของขดลวดชุดที่ 1 และ 2 ที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานร่วมกับขดลวดชุดที่ 3 โดยวิเคราะห์ผลของการเกิดสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดทั้ง 2 ตัวแปรเป็นหลัก โดยได้กำหนดค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นสำหรับการทดสอบตัวแปรแรกของขดลวดชุดที่ 1 เส้นลวดมีความหนาอยู่ที่ 1 มิลลิเมตร มีจำนวนรอบ 3 รอบ และมีลำดับชั้น 10 ชั้น และเริ่มทดสอบที่ค่ารัศมีวงในตั้งแต่ 50, 55, 60, 65 และ 70 มิลลิเมตร ตามลำดับ และมีค่าพารามิเตอร์ของขดลวดชุดที่ 2 เส้นลวดมีความหนาอยู่ที่ 1 มิลลิเมตร มีจำนวนรอบ 3 รอบ และมีลำดับชั้น 10 ชั้น และเริ่มทดสอบที่ค่ารัศมีวงในตั้งแต่ 30, 35, 40, 45, 50 และ 55 มิลลิเมตร ตามลำดับและตัวแปรที่ 2 คือการจัดวางชุดขดลวดในระยะที่ห่างจากขดลวดชุดที่ 3 เป็นระยะห่างเริ่มต้นจาก 30, 35, 40, 45 และ 50 มิลลิเมตรตามลำดับ โดยการทดสอบ

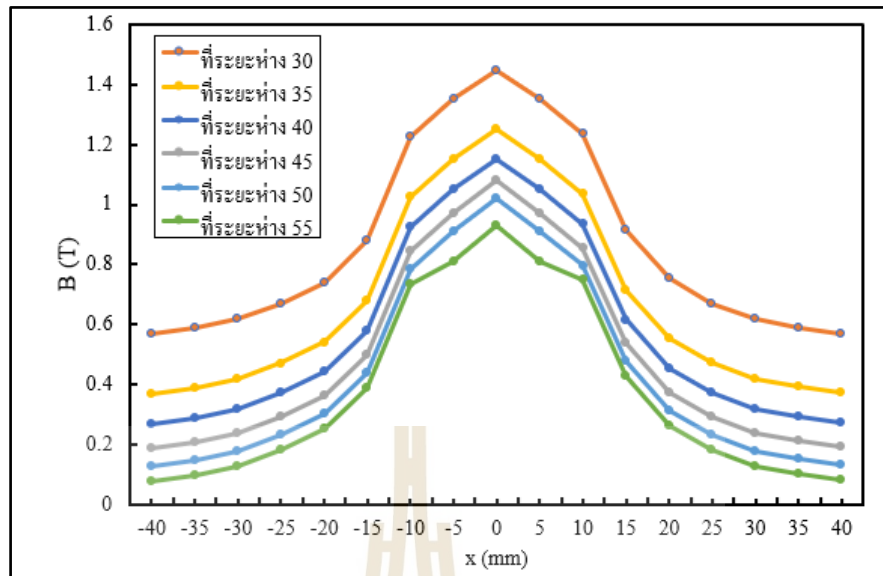
ทั้งหมดจะทดสอบกับขดลวดชุดที่ 3 ที่เป็นขดลวดชุดโพกัสที่อ้างอิงค่าพารามิเตอร์มาจากงานวิจัยข้างต้นโดยค่ามีความหนาของเส้นลวดอยู่ 1 มิลลิเมตร มีจำนวนรอบของขดลวด 15 รอบ และมีลำดับชั้น 4 ชั้น มีรัศมีวงใน 8 มิลลิเมตรและรัศมีวงนอก 30 มิลลิเมตร ซึ่งลักษณะของการจัดวางชุดขดลวดชุดที่ 1 และ 2 และเส้นแนวการทดสอบสำหรับการทดสอบทั้ง 2 ตัวแปรจะแสดงดังรูปที่ 3.5 โดยผลการทดสอบของเงื่อนไขแสดงดังกราฟรูปที่ 3.6, 3.7, 3.8, 3.9 และ 3.10 ที่แกนอากาศแสดง



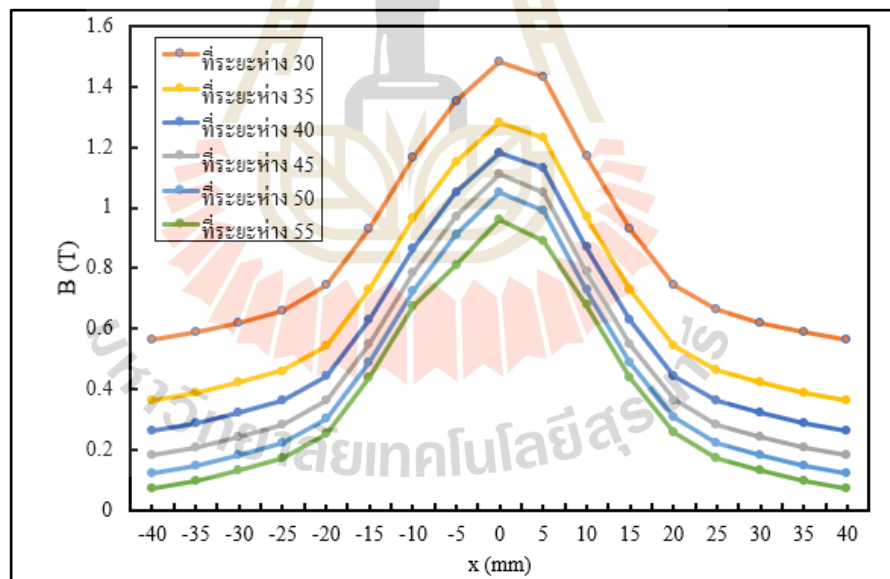
รูปที่ 3.5 ลักษณะของการจัดวางชุดขดลวดและเส้นแนวการทดสอบคุณสมบัติของขดลวด



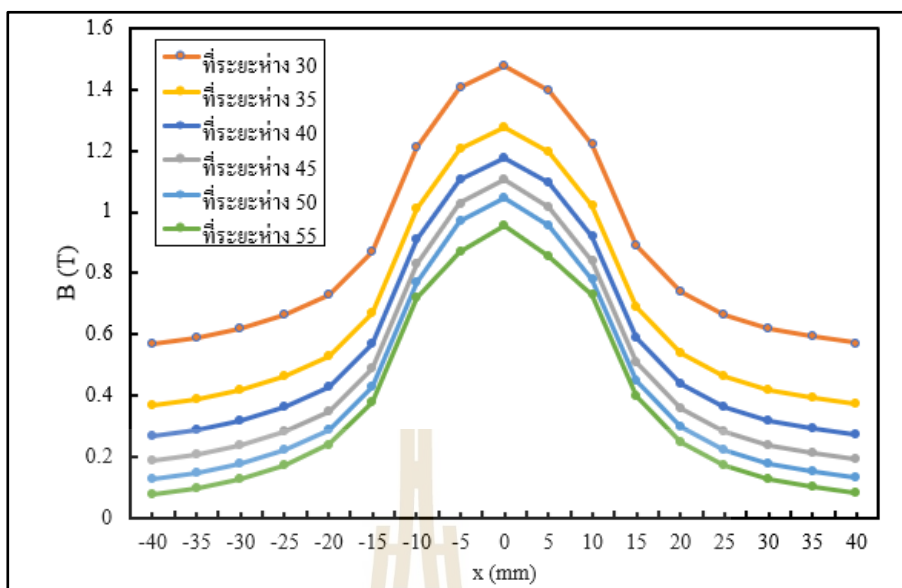
รูปที่ 3.6 ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 50 และ 30 มิลลิเมตร



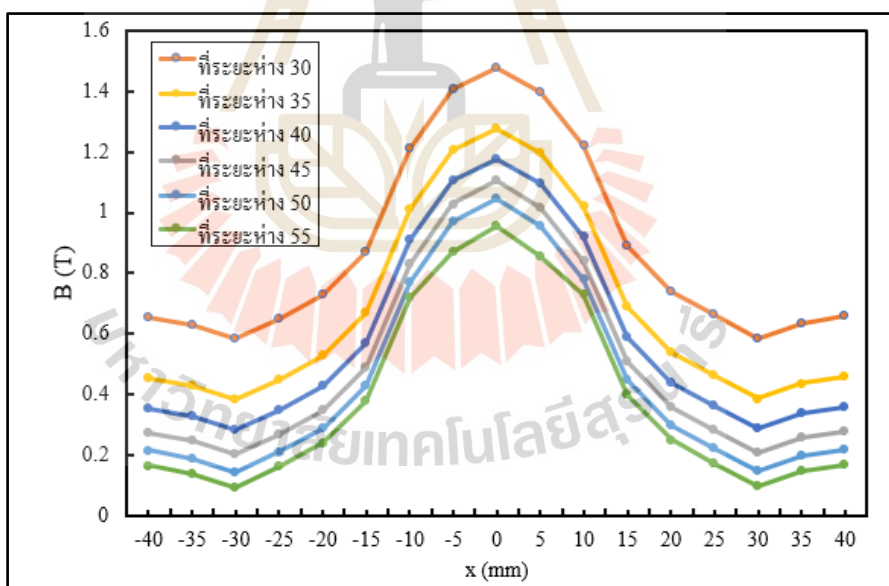
รูปที่ 3.7 ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 55 และ 35 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.8 ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 60 และ 40 มิลลิเมตร



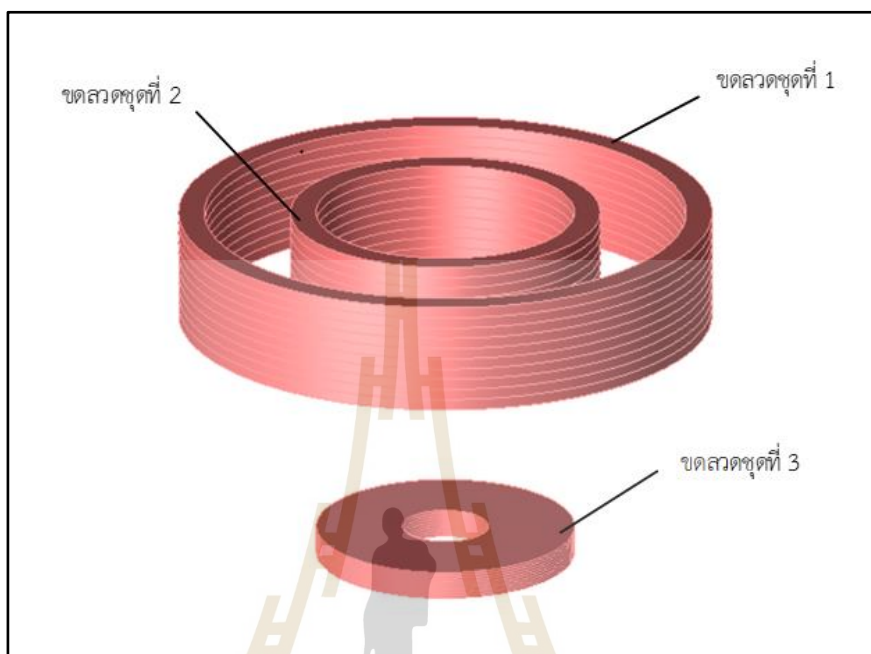
รูปที่ 3.9 ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 65 และ 45 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.10 ผลการจำลองขดลวดชุดที่ 1 และ 2 มีรัศมีวงในเท่ากับ 70 และ 50 มิลลิเมตร

ซึ่งจากการทดสอบการจำลองโดยโปรแกรม CST ผลการทดสอบพบว่า ค่าพารามิเตอร์ของขดลวดในเบื้องต้นตามตัวแปรที่กำหนดไปข้างต้นนั้นทำให้ทราบว่าการทำงานของขดลวดชุดที่ 1 ที่มีพารามิเตอร์รัศมีวงในเท่ากับ 50 มิลลิเมตร กับขดลวดชุดที่ 2 ที่มีรัศมีวงในเท่ากับ 30 มิลลิเมตร ที่จัดวางร่วมกับขดลวดชุดที่ 3 ที่ระยะห่าง 45 มิลลิเมตร นั้นสามารถส่งคลื่นเข้าไป

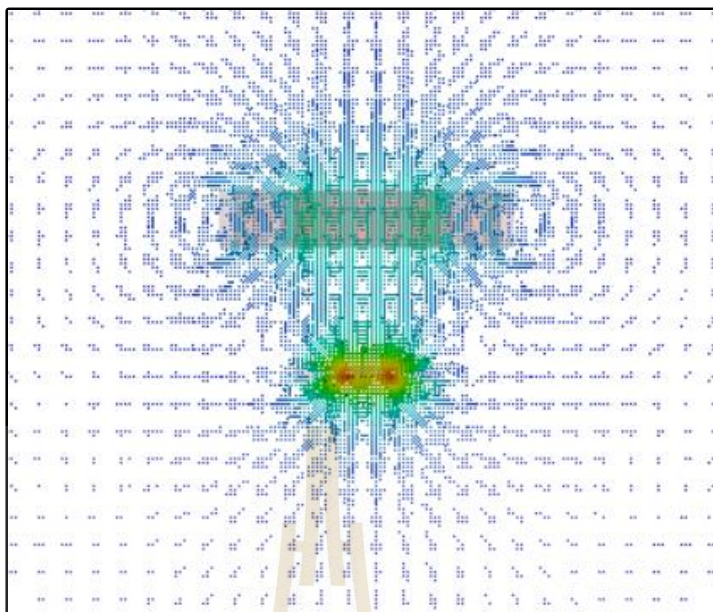
กระตุ้นในระดับที่ลึกมากที่สุดและการกระจายตัวของคลื่นไปครอบคลุมบริเวณพื้นที่อื่นๆค่อนข้างต่ำ โดยมีลักษณะของขดลวดดังแสดงในรูปที่ 3.12 และมีค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นแสดงดังตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.11 ลักษณะของชุดขดลวดประกอบแกนอากาศ

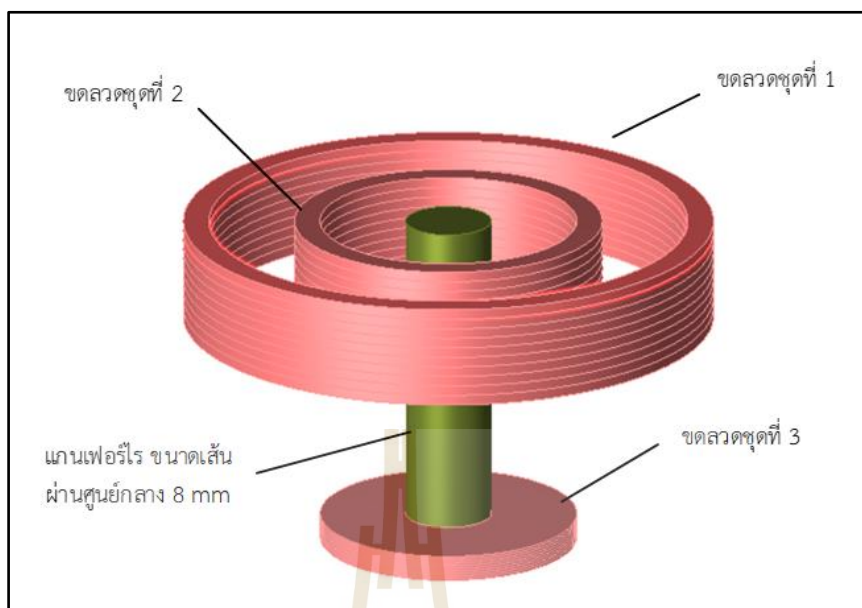
ตารางที่ 3.1 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของขดลวดแกนอากาศ

หัวข้อ	ขดลวดชุดที่ 1	ขดลวดชุดที่ 2	ขดลวดชุดที่ 3
รัศมีภายนอก	56 มิลลิเมตร	36 มิลลิเมตร	30 มิลลิเมตร
รัศมีภายใน	52 มิลลิเมตร	30 มิลลิเมตร	10 มิลลิเมตร
จำนวนรอบ	3	3	15
จำนวนชั้น	10	10	4
ความหนา	10 มิลลิเมตร	10 มิลลิเมตร	5 มิลลิเมตร
ค่าความเหนี่ยวนำ	86.71 ไมโครเฮนรี	44.67 ไมโครเฮนรี	33.86 ไมโครเฮนรี



รูปที่ 3.12 ลักษณะของเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในชุดขดลวดประกอบแกนอากาศ

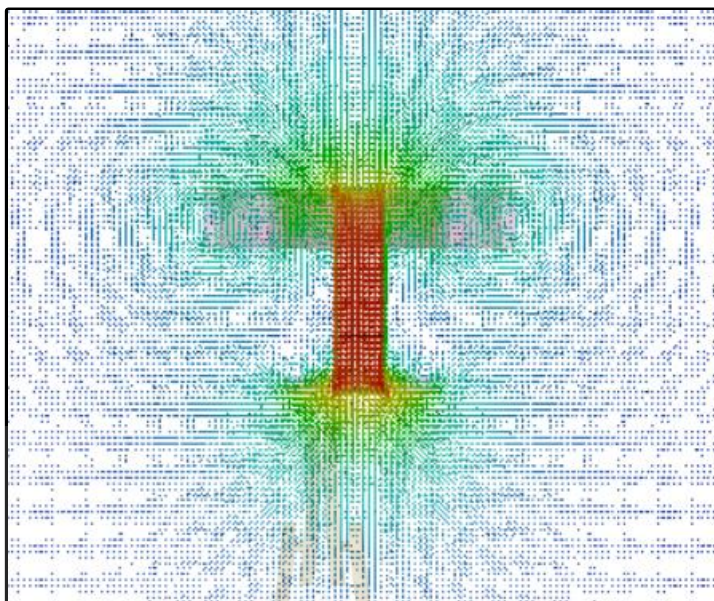
และสำหรับงานวิจัยนี้ได้มีการออกแบบเพิ่มเติม โดยนำแนวคิดการออกแบบขดลวดที่สามารถเสริมเส้นแรงแม่เหล็กให้มีความมากขึ้นและสามารถทะลุทะลวงได้มากขึ้นกว่าเดิมด้วยการนำวัสดุแม่เหล็กเพิ่มเข้าไปในตำแหน่งแกนกลางของขดลวด ซึ่งวัสดุแม่เหล็กที่เพิ่มเข้าไปในชุดขดลวดนั้นจะถูกวางไว้ที่บริเวณแกนกลางของชุดขดลวดทั้งหมด โดยวัสดุแม่เหล็กที่เลือกใช้ในงานวิจัยนี้คือวัสดุแม่เหล็กชนิดแกนเฟอร์ไรต์ที่ทำมาจากเฟอร์ไรต์ MnZn ซึ่งเป็นวัสดุสำหรับการใช้งานที่ย่านความถี่ที่ต่ำกว่า 5 เมกะเฮิรตซ์ (Abu-Elsaad and et al., 2021) โดยแกนเฟอร์ไรต์ที่นำมาประกอบร่วมกับขดลวดนั้นจะมีรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร มีความยาว 45 มิลลิเมตร นำเข้าจัดวางไว้ที่แกนกลางของขดลวด โดยที่ระยะของจุดต่ำสุดของแกนเฟอร์ไรต์อยู่ที่ระยะเดียวกับขดลวดชุดที่ 3 และจุดบนสุดของแกนเฟอร์ไรต์อยู่ที่ระดับเดียวกับขดลวดชุดที่ 1 และ 2 ดังแสดงในรูปที่ 3.14 และมีพารามิเตอร์ของขดลวดที่คำนวณหาค่าในแบบแกนอากาศและแบบที่มีการเพิ่มแกนเฟอร์ไรต์ โดยขดลวดชุดประกอบนั้นจะมีลักษณะการเหนี่ยวนำค่าสนามแม่เหล็กแสดงดังรูปที่ 3.15 แสดงดังตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.13 ลักษณะของชุดขดลวดประกอบที่ประกอบด้วยแกนเฟอร์ไรต์

ตารางที่ 3.2 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของขดลวดเมื่อเพิ่มแกนเฟอร์ไรต์

หัวข้อ	ขดลวดชุดที่ 1	ขดลวดชุดที่ 2	ขดลวดชุดที่ 3
รัศมีภายนอก	56 มิลลิเมตร	36 มิลลิเมตร	30 มิลลิเมตร
รัศมีภายใน	52 มิลลิเมตร	30 มิลลิเมตร	10 มิลลิเมตร
จำนวนรอบ	3	3	15
จำนวนชั้น	10	10	4
ความหนา	10 มิลลิเมตร	10 มิลลิเมตร	5 มิลลิเมตร
ค่าความเหนียว	94.83 ไมโครเฮนรี	56.67 ไมโครเฮนรี	43.86 ไมโครเฮนรี



รูปที่ 3.14 ลักษณะของเส้นแรงแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในชุดขดลวดประกอบแกนเฟอร์ไร

3.2.3 หัวมนุษย์จำลอง



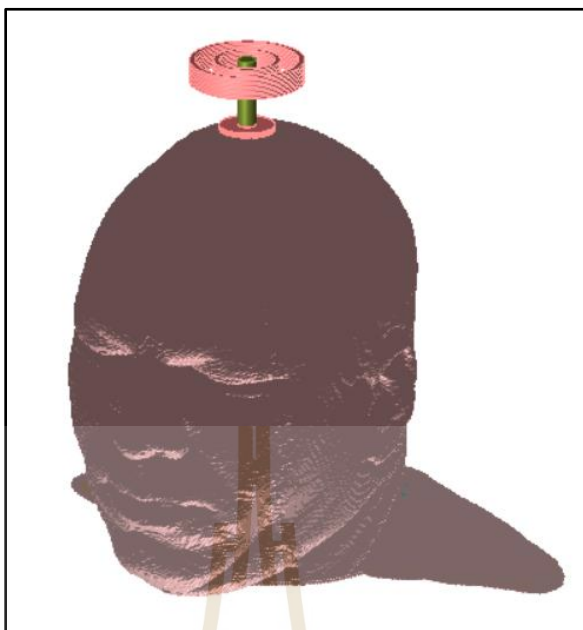
รูปที่ 3.15 ลักษณะของหัวโมเดลหัวมนุษย์จำลองแบบเสมือนจริง

ในการจำลองเพื่อวิเคราะห์ผลการทำงานของระบบเพื่อให้ได้ผลที่มีประสิทธิภาพตรงกับหัวมนุษย์มากที่สุด ผู้วิจัยจึงเลือกใช้โมเดลจำลองทั้งหมด 2 แบบคือแบบเสมือนจริงสำหรับการตรวจสอบลักษณะการทำงานในเบื้องต้นและหัวสมองชุดจำลองที่ใช้ในการจำลองการ

ทำงานรวมไปถึงการทดลองในบทถัดไป สำหรับตรวจสอบการทำงานของชุดขดลวดในเบื้องต้นจะใช้ โมเดลจำลองมนุษย์ที่อยู่ในฐานข้อมูลของ Votex ที่เป็น โมเดลจำลองพื้นฐานของโปรแกรม CST STUDIO SUITE ซึ่งได้เลือกใช้โมเดลการจำลองเป็นโมเดลเพศชายอยู่ในช่วงอายุวัยกลางคนที่ชื่อว่า HUGO โดยเลือกใช้อวัยวะในส่วนหัวไปจนถึงส่วนไหล่ ดังแสดงในรูปที่ 3.16 และมีค่าความละเอียดของโมเดลจำลองอยู่ที่ 1 mm x 1 mm x 1 mm ที่ประกอบด้วยชิ้นส่วนอวัยวะทั้งหมด 20 อวัยวะ และมีค่าความนำไฟฟ้า (Conductivity) ที่ความถี่ 10 kHz ของแต่ละส่วนดังแสดงตามตารางที่ 3.3

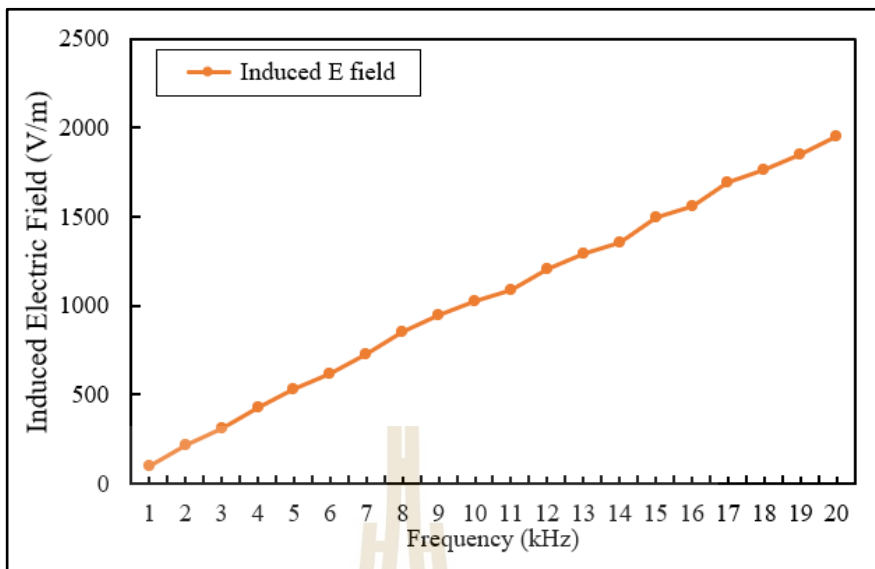
ตารางที่ 3.3 ค่าความนำทางไฟฟ้าของโมเดลหัวจำลอง

ลำดับที่	ชนิดของเนื้อเยื่อ	ค่าความนำไฟฟ้า (S/m)
1	Blood	7.00e-1
2	Bone Cortical	2.04e-2
3	Bone Cancellous	8.26e-2
4	Grey matter	1.14e-1
5	White matter	6.94e-2
6	Cartilage	6.94e-2
7	Cerebellum	1.34e-1
8	Cerebrospinal fluid	2.00e+0
9	Eye-vitreous humor	1.50e+0
10	Eye-lens	2.00e-1
11	Eye-iris	3.40e-1
12	Eye-sclera	5.10e-1
13	Thyroid Gland	5.29e-1
14	Tooth	2.04e-2
15	Fat	2.38e-2
16	Mucosa	3.40e-1
17	Muscle	3.40e-1
18	Nerve	4.24e-2
19	Salivary glands	6.70e-1
20	Skin	2.04e-4

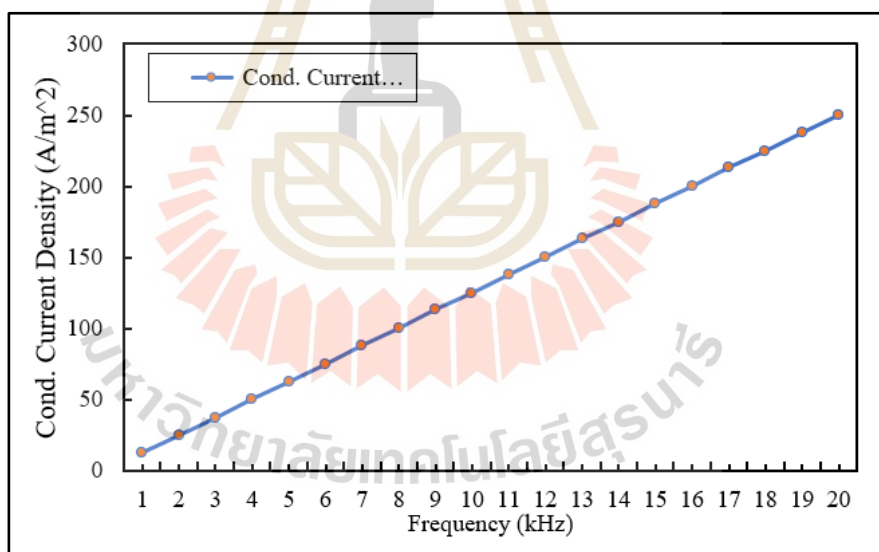


รูปที่ 3.16 ลักษณะการจัดวางชุดขดลวดประกอบบนหัวมนุษย์จำลอง

สำหรับการวิเคราะห์ผลการเกิดการเหนี่ยวนำของคลื่นสนามแม่เหล็กในขดลวดเหนี่ยวนำในเบื้องต้นนั้นจะทำวิเคราะห์ความถี่ที่เหมาะสมในการขดลวดที่ถูกต้องแบบในงานวิจัยนี้ จะทำการจำลองการทำงานของขดลวดเหนี่ยวนำทั้ง 3 ชุดตั้งแต่ความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ไปจนถึง 20 กิโลเฮิร์ตซ์ เพื่อตรวจสอบผลการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้า และการกระจายตัวของกระแสสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในหัวมนุษย์ โดยกำหนดให้เงื่อนไขของการจำลองทั้งหมดใช้พัลส์ของกระแสไฟฟ้าอยู่ที่ 1000 แอมป์ ซึ่งผลการจำลองการวิเคราะห์การทำงานจะแสดงดังรูปที่ 3.18 และ 3.19



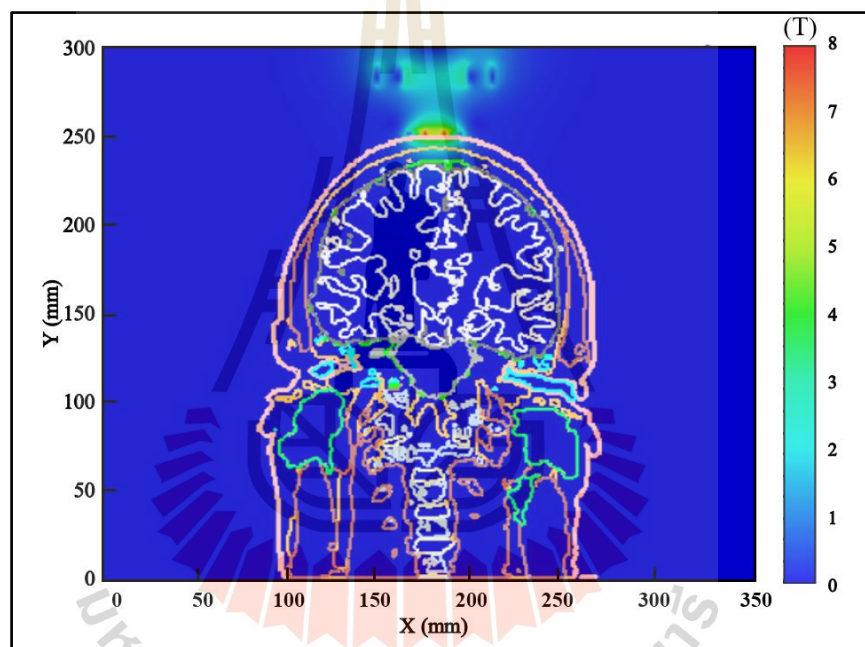
รูปที่ 3.17 ค่าความเหนี่ยวนำของสนามไฟฟ้าสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในหัวมนุษย์จำลอง



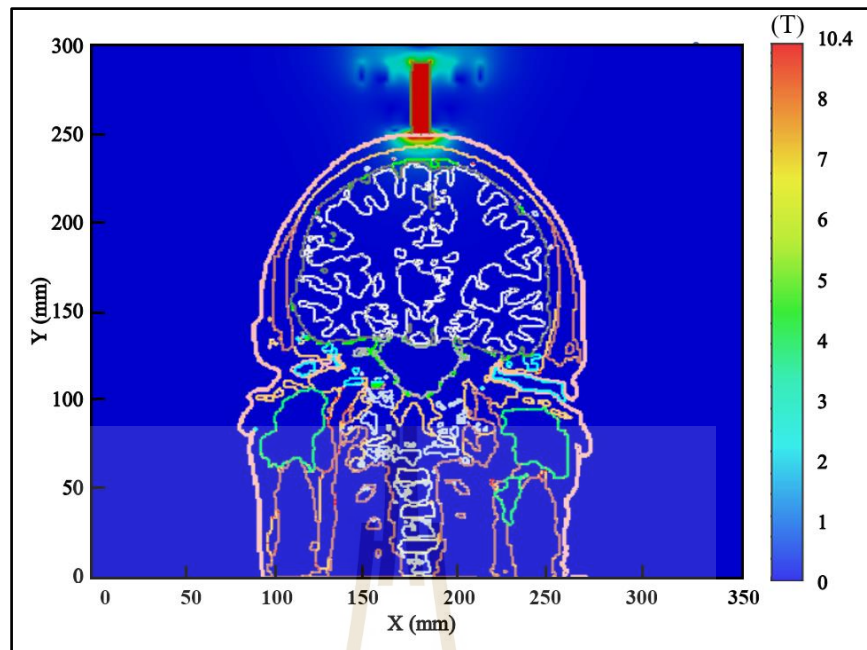
รูปที่ 3.18 ค่าการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในหัวมนุษย์จำลอง

จากการวิเคราะห์ผลการจำลองตามรูปที่ 3.17 และ 3.18 นั้นจะเห็นช่วงความถี่ของชุดขดลวดที่ได้ทำการออกแบบนั้นสามารถใช้งานได้ตั้งแต่ช่วง 1 กิโลเฮิรซ์ไปจนถึง 15 กิโลเฮิรซ์ โดยวิเคราะห์จากค่าของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสูงสุดที่อยู่ในระดับปลอดภัยต้องไม่ควรมีความมากกว่า 1842 โวลต์ต่อเมตร ตามมาตรฐานความปลอดภัยของการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองของ IEEE ที่ได้กำหนด โดยทางผู้วิจัยได้ทำการเลือกความถี่ที่จะใช้ในการกระตุ้นสมองที่มี

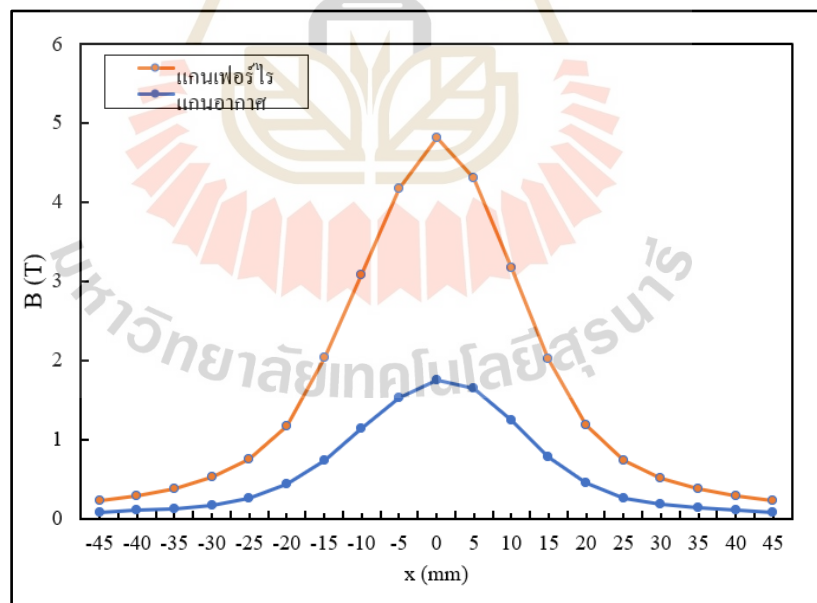
การใช้งานสูงสุดที่ได้รับการศึกษาและวิจัยด้านความปลอดภัยในการใช้ร่วมกับมนุษย์ในปัจจุบัน อยู่ที่ความถี่ 10 กิโลเฮิรซ์ ที่มีค่าความเหนี่ยวนำทางสนามไฟฟ้าและการกระจายตัวของกระแสอยู่ที่ 1029.5 โวลต์ต่อเมตรและ 125 แอมป์ต่อตารางเมตร และได้นำชุดขดลวดดังกล่าวมาทำการออกแบบเพิ่มเติม โดยการเพิ่มแกนเฟอร์ไรท์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร ยาว 45 มิลลิเมตรมาประยุกต์ใช้เพิ่มเติมดังแสดงในรูป 3.17 และได้ทำการจำลองเพิ่มเติมเพื่อตรวจสอบค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าการกระจายของกระแสในตัวจำลองที่เกิดขึ้นเมื่อเพิ่มแกนเฟอร์ไรท์ที่เกิดขึ้นไปเทียบกับผลการจำลองขดลวดแบบเดี่ยวซึ่งจะแสดงได้ดังรูปที่ 3.20 และ 3.21 โดยใช้เงื่อนไขและข้อกำหนดเดียวกันกับการจำลองก่อนหน้านี้



รูปที่ 3.19 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดแกนอากาศกับหัวมนุษย์จำลองเสมือนจริง

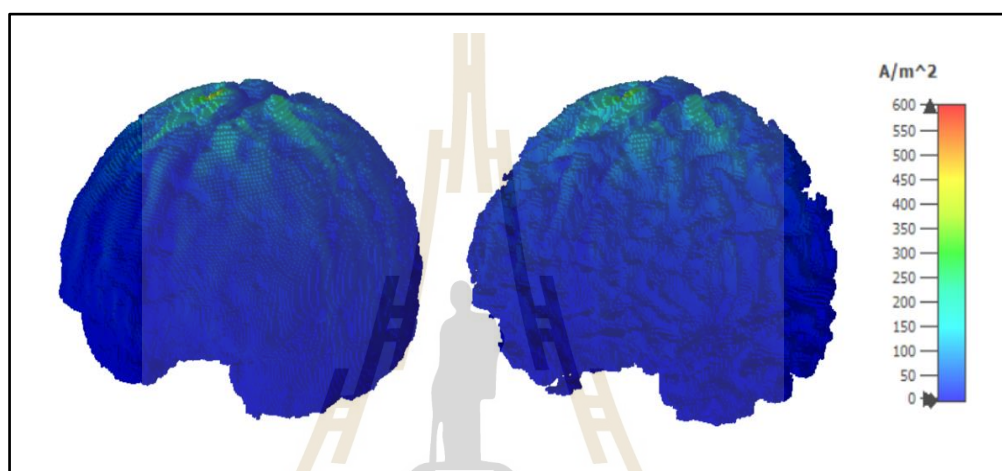


รูปที่ 3.20 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดแกนเฟอร์ไรต์กับหัวมนุษย์จำลองเสมือนจริง

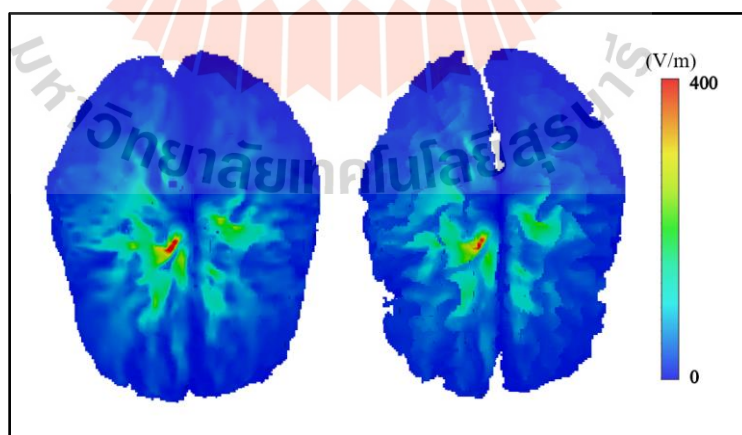


รูปที่ 3.21 ลักษณะการเปรียบเทียบค่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในตำแหน่งความลึกจากจุดบนสุดของหัวจำลองที่ระยะ 1.5 เซนติเมตร ของขดลวดทั้ง 2 แบบ

ซึ่งจากผลการจำลองการทำงานของชุดขดลวดทั้งแบบแกนอากาศและมีแกนเฟอร์ไรต์สามารถสรุปผลการกระตุ้นได้ดังนี้คือการนำแกนเฟอร์ไรต์เข้ามาใช้ในการเสริมเส้นแรงแม่เหล็กนั้นสามารถทำให้เกิดการส่งคลื่นทะลุทะลวงในระดับที่มีลึกมากขึ้นกว่าแบบไม่มีแกนและแบบดั้งเดิม โดยค่าการเกิดสนามแม่เหล็กและผลการเปรียบเทียบนั้นจะแสดงดังรูปที่ 3.11 และเมื่อทำการวิเคราะห์การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในสมองนั้นพบว่ามีกระจายตัวที่ค่อนข้างต่ำดังแสดงในรูปที่ 3.12 และ 3.13

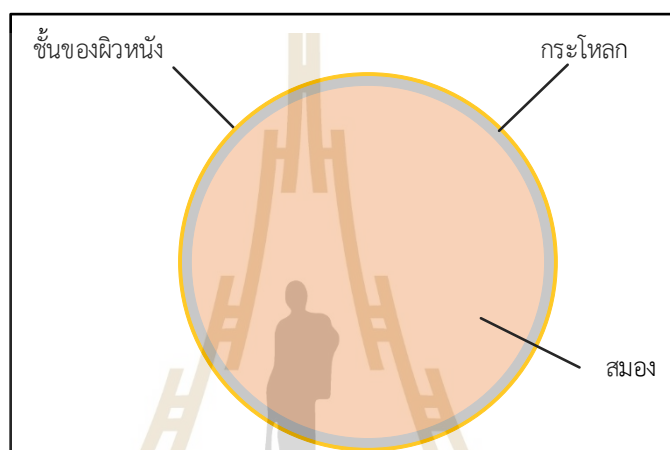


รูปที่ 3.22 ลักษณะการกระจายของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบริเวณผิวนอกเนื้อสมองจำลองเสมือนจริง

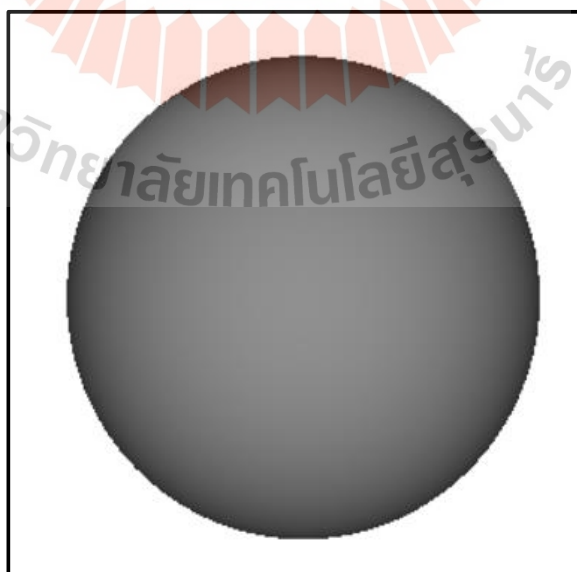


รูปที่ 3.23 ลักษณะการกระจายของสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นบริเวณผิวนอกเนื้อสมองจำลองเสมือนจริง

สำหรับชุดสมองจำลองห้วมนุษย์ที่จะใช้ในจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์และการทดลองวัดค่าสนามแม่เหล็กจริงนั้นจะถูกออกแบบมาให้อยู่ในรูปแบบของชั้นของเนื้อเยื่อที่ประกอบไปด้วยชั้นของผิวหนัง กระโหลกและชั้นของเนื้อสมอง โดยมีขนาดความหนา 1 มิลลิเมตร, 3 มิลลิเมตรและ 150 มิลลิเมตรตามลำดับ ซึ่งมีค่าความนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 0.000204, 0.0826 และ 0.135 ซีเมนต่อเมตร และมีค่าความซึมซาบทางไฟฟ้าเท่ากับ $1.13e+3$, $1.66e+3$ และ $2.25e+4$ ตามลำดับดังแสดงตามรูปที่ 3.14 และรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.24 ลักษณะลำดับชั้นของสมองจำลอง



รูปที่ 3.25 รูปแบบโมเดลสมองจำลอง

โดยในการสร้างเนื้อเยื่อจำลองสำหรับการทดลองจริงนั้นจะวัสดุที่ส่วนผสมของสารต่าง ๆ ที่นำมาผสมรวมกันค่าความนำทางไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากวัดค่าความนำทางไฟฟ้า ที่ความถี่ต่าง ๆ แต่เนื่องจากในช่วงความถี่ที่วัดได้จากเครื่องมือวัดนั้นไม่สามารถวัดความถี่ที่ต่ำกว่า 200 เมกกะเฮิรตซ์ ทำให้ไม่สามารถวัดความนำทางไฟฟ้าได้ในในการผสมส่วนผสมต่าง ๆ ให้มีค่าใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจำลองที่อยู่ในช่วงความถี่ต่ำ ๆ นั้นสามารถทำได้ด้วยการคำนวณค่าส่วนผสมของโซเดียมคลอไรด์ที่มีผลต่อค่าอิมพีแดนซ์ของเนื้อจำลองเป็นหลักจากสมการที่ (3.4) และ (3.5) (Hoekema and et al., 2003)

$$Z_{25} = \frac{Z_{meas} - Z_{NaCl}}{1 + \alpha \times (g_{meas} - 25^\circ C)} \quad (3.4)$$

โดย	Z_{25}	คือ	ค่าอิมพีแดนซ์ที่เหมาะสมกับอัญหภูมิ 25 องศาเซลเซียส
	Z_{NaCl}	คือ	ค่าอิมพีแดนซ์ความเข้มข้นของโซเดียมคลอไรด์
	Z_{meas}	คือ	ค่าอิมพีแดนซ์เฉลี่ย
	g_{meas}	คือ	ค่าอุณหภูมิเฉลี่ยที่ใช้ในการวัดค่ามีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส
	α	คือ	ค่าสัมพัทธ์เชิงเส้น

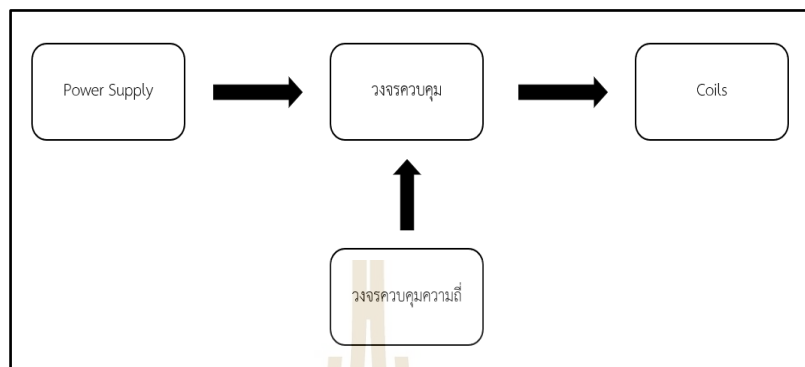
$$\kappa = \frac{d}{Z_{25} \times A} \quad (3.5)$$

โดย	d	คือค่าความหนาหรือความยาวของวัตถุ
	A	คือพื้นที่ของพื้นผิวของวัตถุ

3.2.4 การออกแบบวงจรสำหรับการใช้ในการควบคุมขดลวดสำหรับการกระตุ้นสมอง

สำหรับการออกแบบวงจรควบคุมระบบการกระตุ้นนั้นในเบื้องต้นนั้น จะสามารถอธิบายได้โดยเริ่มจาก วงจรแหล่งจ่ายที่ทำหน้าแปลงแรงดันจากจากไฟฟ้ากระแสสลับให้เป็นกระแสตรงเข้ามาที่วงจรควบคุมการทำงาน ในส่วนนี้จะทำหน้าที่เป็นวงจรการควบคุมการทำงานของขดลวดในแต่ละชุดและเป็นตัวกำหนดการใช้งานขดลวดเพื่อกระตุ้นสมอง โดยที่วงจรควบคุมความถี่จะทำหน้าที่ควบคุมความถี่และจำนวนการจ่ายพัลส์ของกระแสให้กับวงจรควบคุมดังรูปที่ 3.16 ค่าสัมประสิทธิ์ความสัพันธ์ของขดลวดในแต่ละชุดนั้นสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.6),

(3.7) และ (3.8) และค่าความต้านทานรวมของรวมของขดลวดทั้ง 3 ชุดนั้นสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.7)



รูปที่ 3.26 แผนผังการทำงานของระบบการกระตุ้นสมอง

$$L_{21} = k_{21} \sqrt{L_2 L_1} \quad (3.6)$$

$$L_{13} = k_{13} \sqrt{L_1 L_3} \quad (3.7)$$

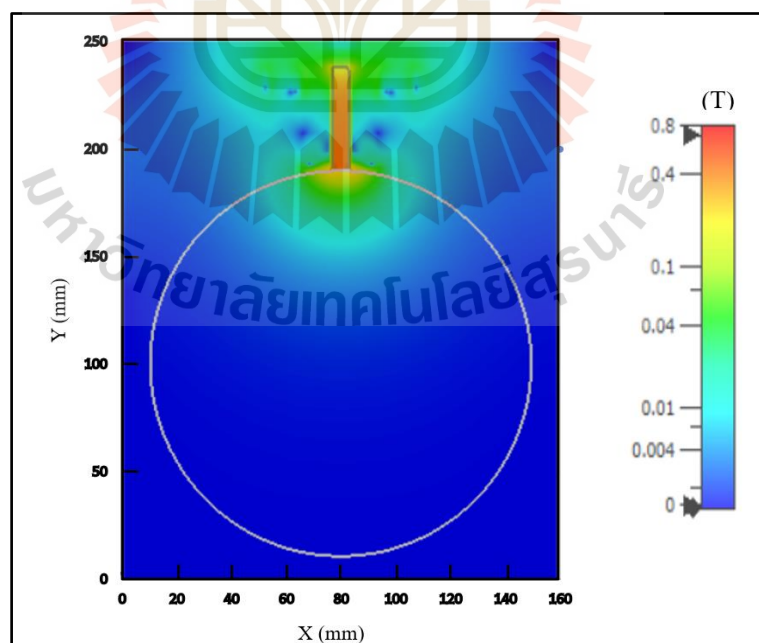
$$L_{23} = k_{23} \sqrt{L_2 L_3} \quad (3.8)$$

โดย L_1 คือ ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดชุดที่ 1 มีหน่วยเป็นนาโนเฮนรี
 L_2 คือ ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดชุดที่ 2 มีหน่วยเป็นนาโนเฮนรี
 L_3 คือ ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดชุดที่ 3 มีหน่วยเป็นนาโนเฮนรี
 k_{21} คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของขดลวดระหว่างขดลวดชุดที่ 2 และชุดที่ 1
 k_{13} คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของขดลวดระหว่างขดลวดชุดที่ 1 และชุดที่ 3
 k_{23} คือ ค่าสัมประสิทธิ์ของขดลวดระหว่างขดลวดชุดที่ 2 และชุดที่ 3

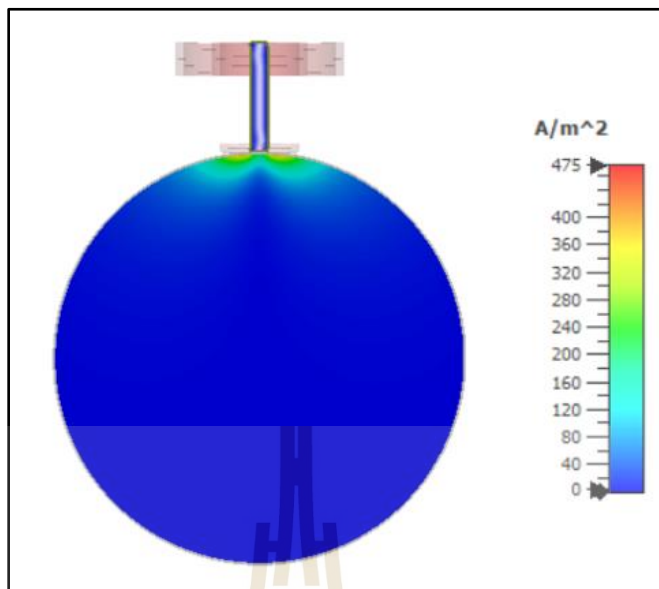
$$Z = R + \frac{1}{j\omega C} + j\omega L \quad (3.9)$$

3.3 การออกแบบการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ การทดลองและการวิเคราะห์ ผลการทดลอง

การทดลองจะศึกษาผลของการเกิดสนามแม่เหล็กจากขดลวดและการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในสมองจำลอง เพื่อศึกษาผลที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าภายในสมองจำลองที่เกิดขึ้นจากขดลวดและผลของการใช้งานที่ความถี่ 10 กิโลเฮิร์ตซ์ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่ปลอดภัยสำหรับสมองในการรักษาโรคมะเร็งก้านสันในขั้นตอนการทดลองจะทำการส่วนหัวมนุษย์จำลองมีลักษณะเป็นทรงกลมประกอบผิวหนัง กะโหลกและชั้นของสมอง ที่กล่าวไปในหัวข้อก่อนหน้าทำการจำลองการทำงานของระบบด้วยโปรแกรม CST STUDIO SUITE โดยใช้เงื่อนไขในการจำลองที่ใช้เฉพาะกับสัตว์ทดลองที่สามารถนำมาสร้างระบบต้นแบบสำหรับการทดลองต่อไปได้ ดังนั้นในกาจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้นจะกำหนดตัวแปรที่สำคัญในการจำลองการทำงานของขดลวดคือ กำหนดการจ่ายกระแสไฟฟ้าไว้ที่ 5 แอมป์ และมีแรงดันไฟฟ้าที่ 12 โวลต์ ในการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์เบื้องต้นจะพิจารณาค่าการเกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าของขดลวดที่ออกแบบจากผลการจำลองจะแบ่งผลการจำลองออกเป็น 3 จุด คือ วิเคราะห์ค่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นของขดลวดเหนี่ยวนำ วิเคราะห์ลักษณะการกระตัวของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทั้งภายในและภายนอกเนื้อเยื่อสมองจำลอง และการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้น

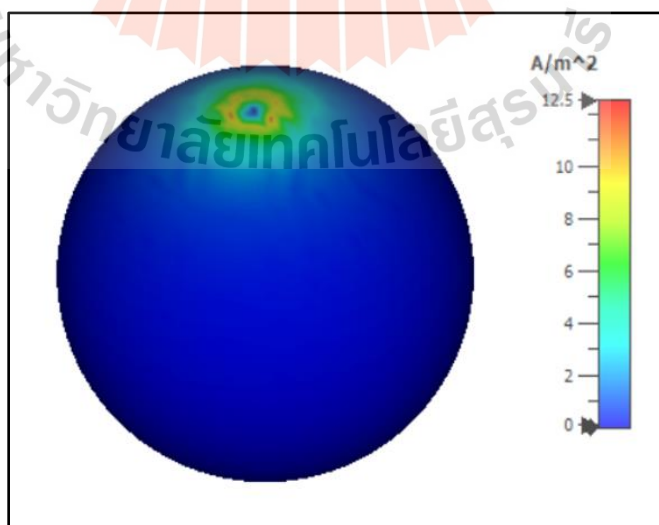


รูปที่ 3.27 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากขดลวดจำลอง



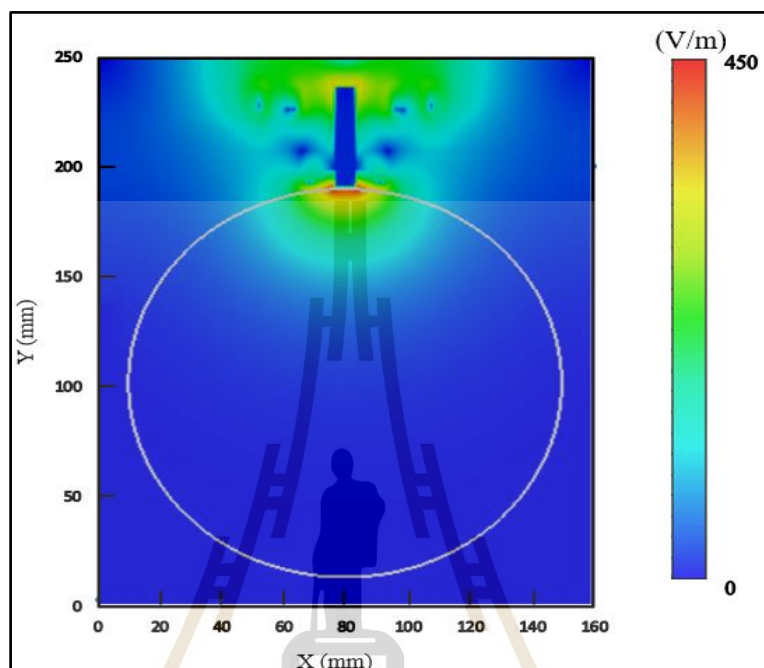
รูปที่ 3.28 การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่บริเวณด้านในของสมองจำลอง

จากผลการเกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นของขดลวดเหนี่ยวนำค้นแบบดังแสดงในรูปที่ 3.17 นั้นสามารถสร้างคลื่นสนามแม่เหล็กในการกระตุ้นสมองที่บริเวณระดับความลึกตั้งแต่ระดับ 1 ถึง 3 เซนติเมตร โดยที่ค่าการเหนี่ยวนำฟลักซ์แม่เหล็กภายในสมองอยู่ที่ประมาณ 0.5 เทสลาไปจนถึง 0.1 เทสลา ตามลำดับ ที่วัดได้จากภาพมุมตัดตามแนวแกน X ที่ระยะ $X = 0$



รูปที่ 3.29 การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่บริเวณผิวนอกของสมองจำลอง

จากผลการวิเคราะห์ค่าการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อสมองจำลอง พบว่าการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในตัวกลางนั้นมีลักษณะการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าในตัวกลางเนื้อเยื่อสมองจำลองในบริเวณที่จำกัดดังแสดงตามภาพที่ 3.10 และ 3.11



รูปที่ 3.30 สนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นจากชุดขดลวดกับโมเดลสมองจำลอง

3.4 สรุป

ในบทนี้ได้ศึกษาการออกแบบระบบการกระตุ้นสมอง การจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์และการทดลองสำหรับการวิเคราะห์ผลการสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากขดลวดเหนี่ยวนำและผลกระทบที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อสมองภายในศีรษะจำลอง โดยในเบื้องต้นได้ทำการจำลองค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากขดลวดที่ออกแบบไว้พบว่าสามารถส่งคลื่นเข้าไปกระตุ้นสมองในระดับความลึกประมาณ 2-3 เซนติเมตร ที่มีค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าอยู่ที่ประมาณ 20 แอมป์ต่อเมตร แต่ยังไม่ได้วิเคราะห์ค่าเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในสมอง ดังนั้นในส่วนที่ทำการศึกษาเพิ่มคือจะวิเคราะห์ค่าเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในสมองและสร้างขดลวดเหนี่ยวนำต้นแบบสำหรับการทดลองเพื่อหาความสัมพันธ์ของตัวแปรต่างๆ ตามระดับความลึกในสมองส่วนต่างที่มีผลกับการทดลองต่อไป

บทที่ 4

การวัดและผลการทดลอง

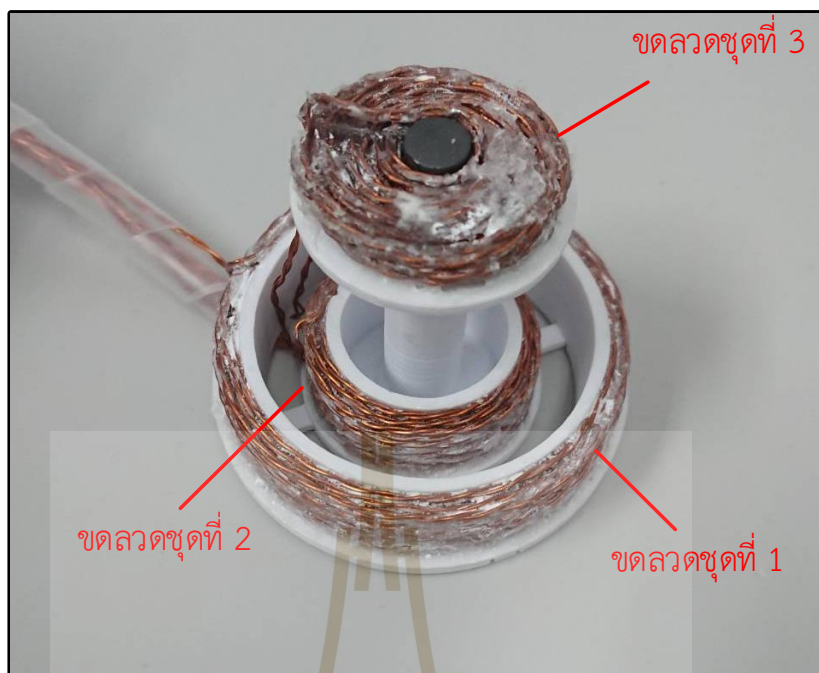
4.1 กล่าวนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงลักษณะการออกแบบชุดจากการกล่าวถึงการวิเคราะห์และการออกแบบชุดขดลวดประกอบสำหรับการกระตุ้นสมองเพื่อช่วยในการกระตุ้นในระดับที่ลึกขึ้นและลดผลกระทบที่เกิดขึ้นจากการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไปยังสมองส่วนอื่น ๆ โดยมีหลักข้อหลักได้แก่ การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำและวงจรควบคุมการทำงานและผลการทดลองวัดค่าการเกิดสนามแม่เหล็กของตัวกลาง

4.2 การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำและวงจรควบคุมการทำงาน

4.2.1 ขดลวดตัวเหนี่ยวนำ

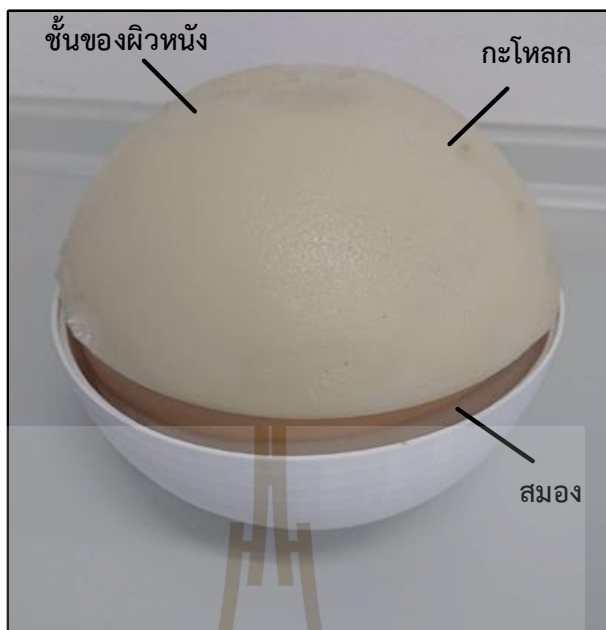
การสร้างขดลวดเหนี่ยวนำจากการจำลองนั้นจะอ้างอิงขนาดและพารามิเตอร์ตามทีออกแบบไว้ในบทที่ 3 ในส่วนของชุดขดลวดแบบแกนเฟอร์ไรต์ที่มีค่าพารามิเตอร์แสดงดังตารางที่ 3.2 ซึ่งจะประกอบไปด้วยขดลวดตัวเหนี่ยวนำแบบแกนเหล็กที่มีลักษณะหลายลำดับชั้นทั้งหมด 3 ชุด โดยได้ขดลวดกระตุ้นที่ออกแบบและสร้างขึ้นมาสามารถวัดค่าอิมพีแดนซ์ของขดลวดเหนี่ยวนำจากเครื่อง Impedance Analyzer และมีค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดชุดที่ 1 มีค่า L_1 เท่ากับ 72.765 ไมโครเฮนรี สำหรับแบบแกนอากาศ และ L_1 เท่ากับ 83.167 ไมโครเฮนรี สำหรับแกนเฟอร์ไรต์ ขดลวดชุดที่ 2 มีค่า L_2 เท่ากับ 31.595 ไมโครเฮนรี สำหรับแบบแกนอากาศ และ L_2 เท่ากับ 50.049 ไมโครเฮนรี สำหรับแกนเฟอร์ไรต์ และขดลวดชุดที่ 3 มีค่า L_3 เท่ากับ 20.143 ไมโครเฮนรี สำหรับแบบแกนอากาศ และ L_3 เท่ากับ 69.711 ไมโครเฮนรี สำหรับแกนเฟอร์ไรต์และนำมาประกอบเป็นชุดขดลวดดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ลักษณะของชุดขดลวดประกอบ

4.2.2 ชุดสมองจำลอง

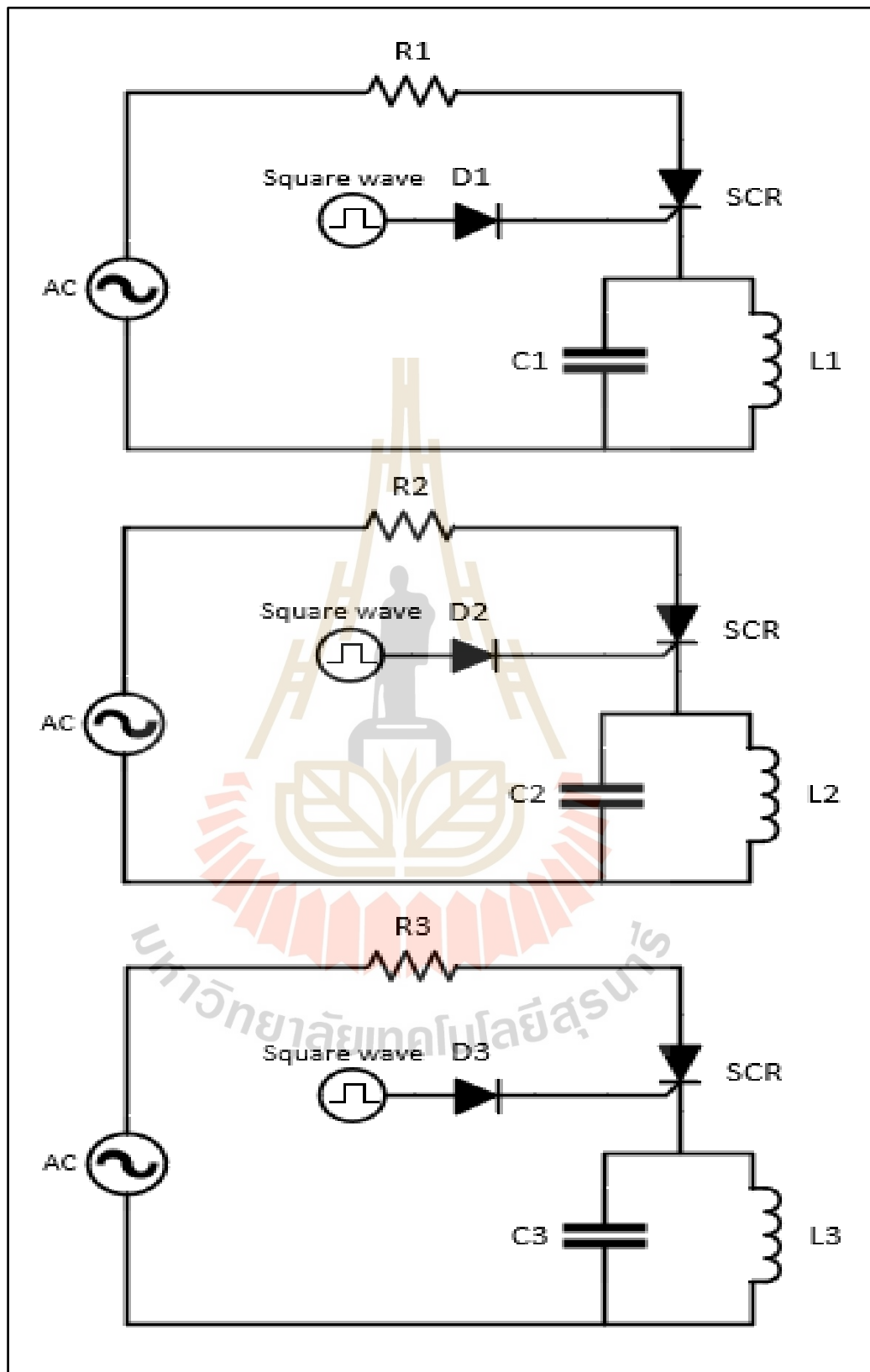
การสร้างสมองจำลองจากบทที่ 3 นั้นจะทำการคำนวณตามสมการที่ (3.2) และ (3.3) สำหรับคำนวณส่วนผสมในการขึ้นรูปขึ้นส่วนเนื้อเยื่อจำลอง ซึ่งการขึ้นรูปขึ้นส่วนจำลองแต่ละส่วนนั้นจะแบ่งแยกส่วนผสมตามขึ้นส่วนออกเป็น 3 ส่วนด้วยกัน ได้แก่ ส่วนแรกการสร้างผิวหนังจำลองนั้นจะขึ้นรูปโดยใช้ส่วนผสมของ เกลือบริสุทธิ น้ำกลั่นและผงวุ้น ส่วนที่สองการสร้างกะโหลกจำลองจะขึ้นรูปโดยใช้ส่วนผสมของ ผงยิบซัม น้ำยาเรซินและเกลือบริสุทธิ และส่วนสุดท้ายคือการสร้างเนื้อเยื่อสมองนั้นจะประกอบไปด้วย เกลือบริสุทธิ น้ำกลั่น และผงวุ้น โดยการผสมและขึ้นรูปขึ้นส่วนทั้งหมดนั้นจะต้องทำภายใต้อุณหภูมิห้องปกติที่อุณหภูมิไม่เกิน 27 องศาเซลเซียสและไม่น้อยกว่า 25 องศาเซลเซียส โดยพารามิเตอร์ในการที่ใช้ในการแบบจำลองนั้นจะมีชั้นของผิวหนังและกะโหลกหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร 3 มิลลิเมตร ตามลำดับ และสุดท้ายคือขึ้นส่วนสมองจำลองนั้นจะมีลักษณะทรงกลมที่มีขนาดเส้นรอบวงอยู่ที่ 15 เซนติเมตร โดยมีฐานรองด้านล่างสำหรับการจัดวางเพื่อทำการทดลองดังแสดงดังรูปที่ 4.8 โดยที่ผิวหนัง กะโหลก และเนื้อสมองจำลองนั้นมีความนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 0.000204, 0.0826 และ 0.135 ซีเมนต่อเมตร และมีส่วนผสมทางเทคนิคของขึ้นส่วนจำลองทั้งหมดดังแสดงในภาคผนวก ข



รูปที่ 4.2 ชุดสมองจำลอง

4.2.3 วงจรควบคุมการทำงาน

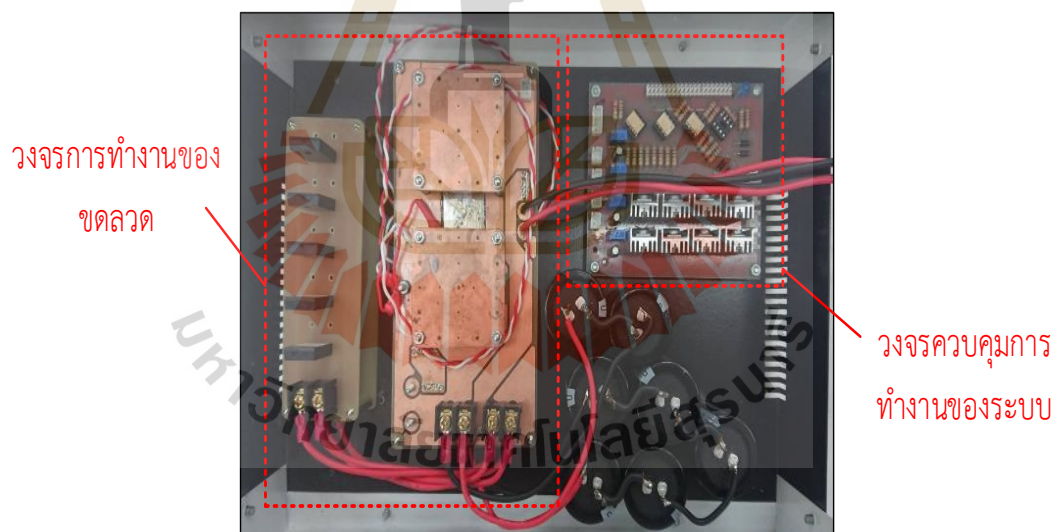
ในการออกแบบและสร้างชุดวงจรสำหรับการทดลองการใช้งานชุดขดลวดเหนี่ยวนำกระตุ้นสมองนั้นจะใช้วงจรพื้นฐานดังแสดงในรูปที่ 4.3 โดยวงจรสำหรับการทดลองจะประกอบด้วยวงจรหลัก 3 วงจรคือ ชุดวงจรจ่ายแรงดันให้กับระบบกระตุ้นสมองโดยการทดลองจะชุด Power supply ในการจ่ายให้กับระบบกระตุ้นทั้งหมด 3 ชุด โดยกำหนดกระแสไฟฟ้าไว้ที่ 5 แอมป์ และแรงดันไฟฟ้า 12 โวลต์ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 ชุดวงจรขับเคลื่อนขดลวดทั้งหมด 3 ชุด ที่มีหน้าที่สำหรับควบคุมกระแสและแรงไฟฟ้าที่ส่งพลังงานให้กับขดลวด 3 ชุด และวงจรควบคุมการทำงานของระบบที่ทำหน้าที่ในการควบคุมการจ่ายพัลส์ของความถี่ให้กับระบบและยังเป็นส่วนควบคุมกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้กับขดลวดกระตุ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.5 โดยที่การทำงานของระบบกระตุ้นที่ออกแบบนั้นจะให้ชุดขดลวดทั้งหมดทำงานพร้อมกันในลักษณะของการเสริมแรงแม่เหล็กเพื่อให้เกิดการทะลุทะลวงได้มากยิ่งขึ้นดังนั้นระบบจึงได้ออกแบบให้ขดลวดกระตุ้นทั้งหมดทำงานพร้อมกันด้วยการใช้คลื่นพัลส์ความถี่แบบสี่เหลี่ยมที่มีค่า 0.1 มิลลิวินาทีดังแสดงในรูปที่ 4.6 ในการกำหนดช่วงการเปิดปิดวงจร



รูปที่ 4.3 ลักษณะชุดวงจรควบคุมการทำงานของขดลวด



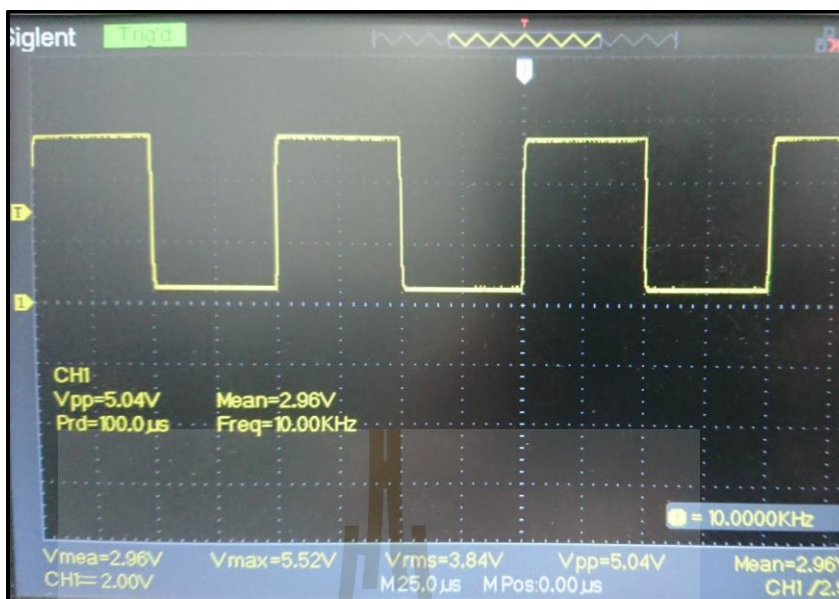
รูปที่ 4.4 ชุด Power supplys



วงจรการทำงานของ
ขดลวด

วงจรควบคุมการ
ทำงานของระบบ

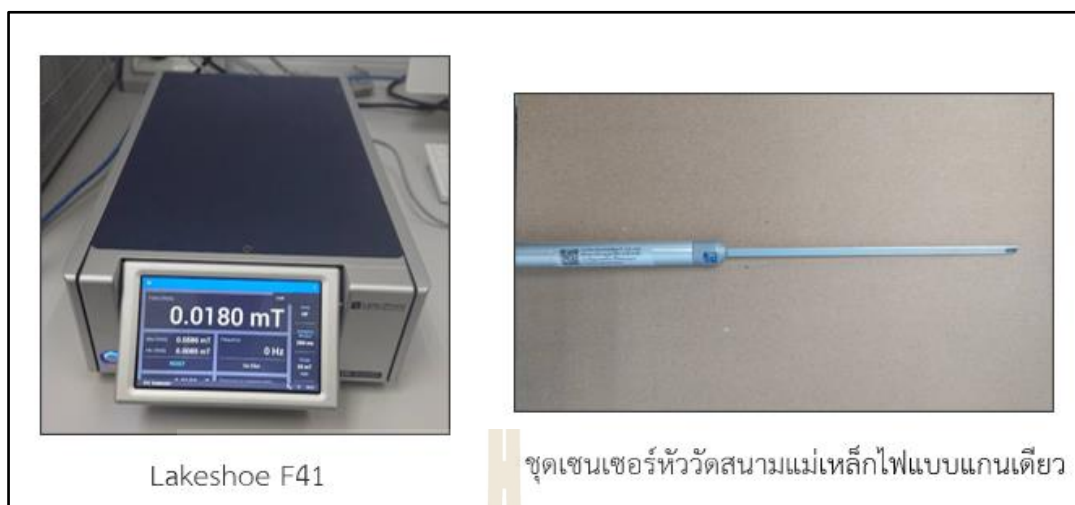
รูปที่ 4.5 ชุดวงจรการทำงานของระบบ



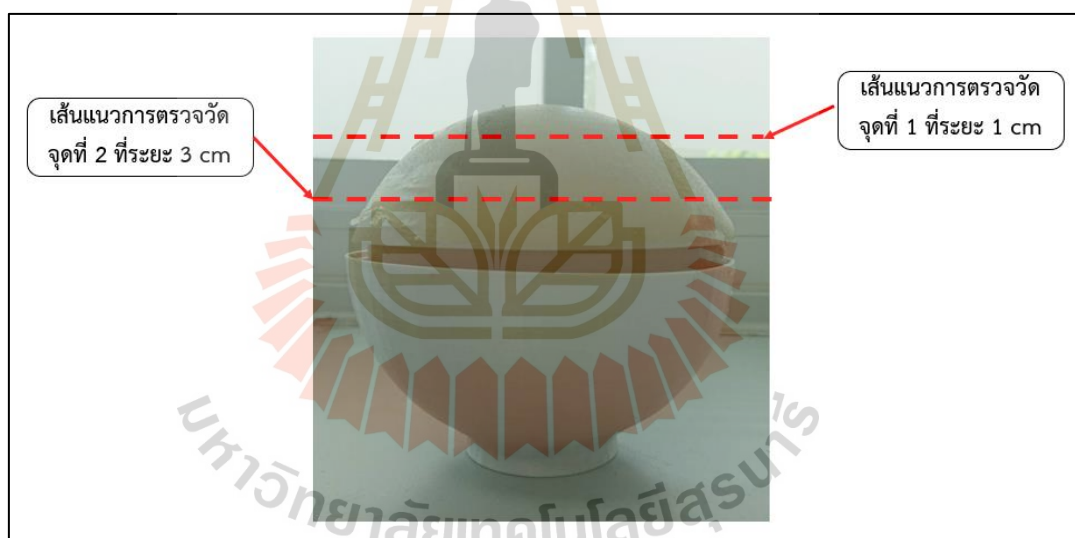
รูปที่ 4.6 ลักษณะของคลื่นพัลส์ความถี่ 10 เฮิร์ตซ์ที่จ่ายให้กับระบบ

4.2.4 ลักษณะการทดลองตรวจวัดค่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้น

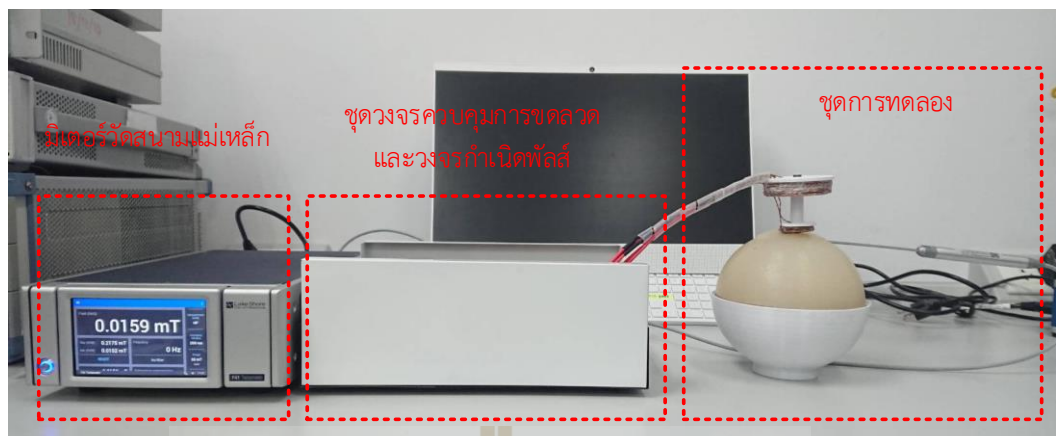
ในการทดลองตรวจวัดค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากขดลวดกระตุ้นนั้นจะใช้มิเตอร์ตรวจวัดสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าทางการแพทย์ โดยการใช้เครื่องมือวัดของ Lakeshore รุ่น F41 ที่มีชุดหัวเซนเซอร์ตรวจวัดค่าสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าทางการแพทย์แบบแกนเดี่ยวที่ใช้วัดค่าสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าในลักษณะของการทะลุคูลงเข้าไปในชั้นเนื้อเยื่อจำลองดังแสดงในรูปที่ 4.7 โดยการตรวจวัดจะตรวจวัดค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ได้ตามจุดต่างเทียบกับค่าที่ได้จากการจำลองด้วยโปรแกรม CST ซึ่งจะตรวจวัดกับชุดหัวมนุษย์จำลองด้วยการตรวจที่ระยะความลึกจากชั้นของเนื้อสมอง 1 เซนติเมตร และ 3 เซนติเมตร ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 4.8 ซึ่งในการตรวจวัดนี้จะใช้โพรบวัดสนามแม่เหล็กที่ความละเอียดตามแนวแกน x หรือแนวอนตัดขวางห่างกันจุดละประมาณ 5 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.8 โดยมีลักษณะของการจัดวางระบบสำหรับการทดลองดังแสดงในรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.7 เครื่องมือวัดค่าสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าของ Lakeshore รุ่น F41



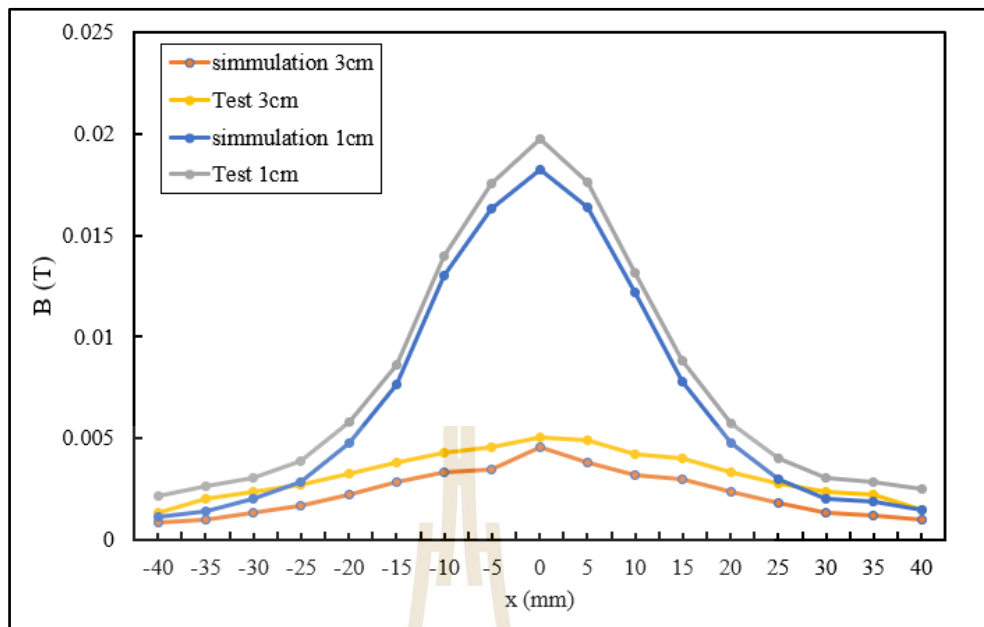
รูปที่ 4.8 เส้นแนวระยะการทดลอง



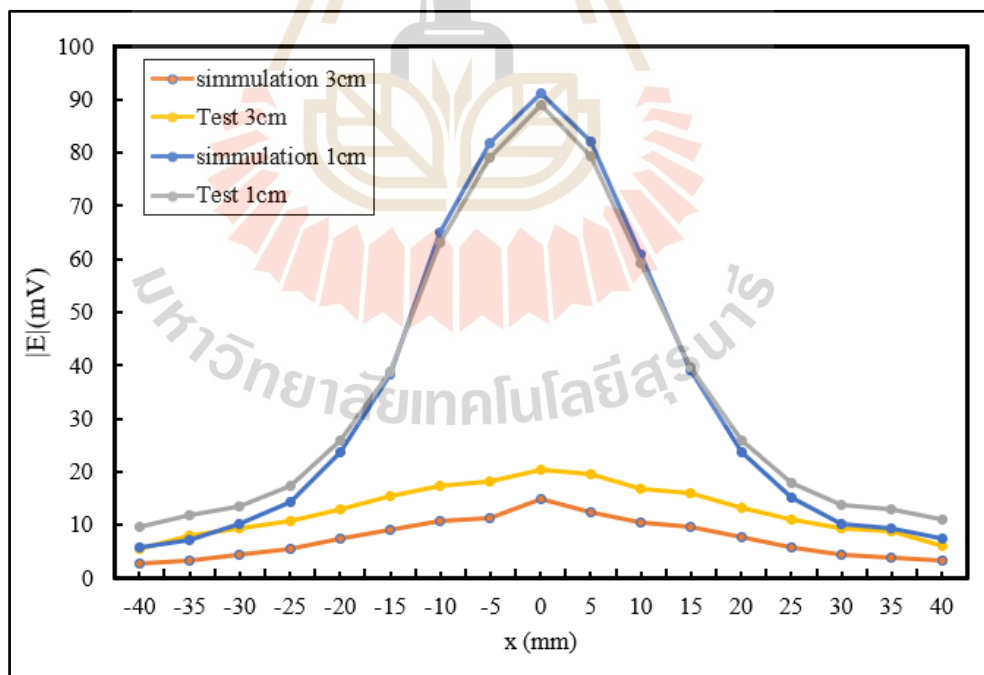
รูปที่ 4.9 การจักระบบกระตุ้นสมองสำหรับการทดลอง

4.3 ผลการทดลองวัดค่าการเกิดสนามแม่เหล็กของตัวกลาง

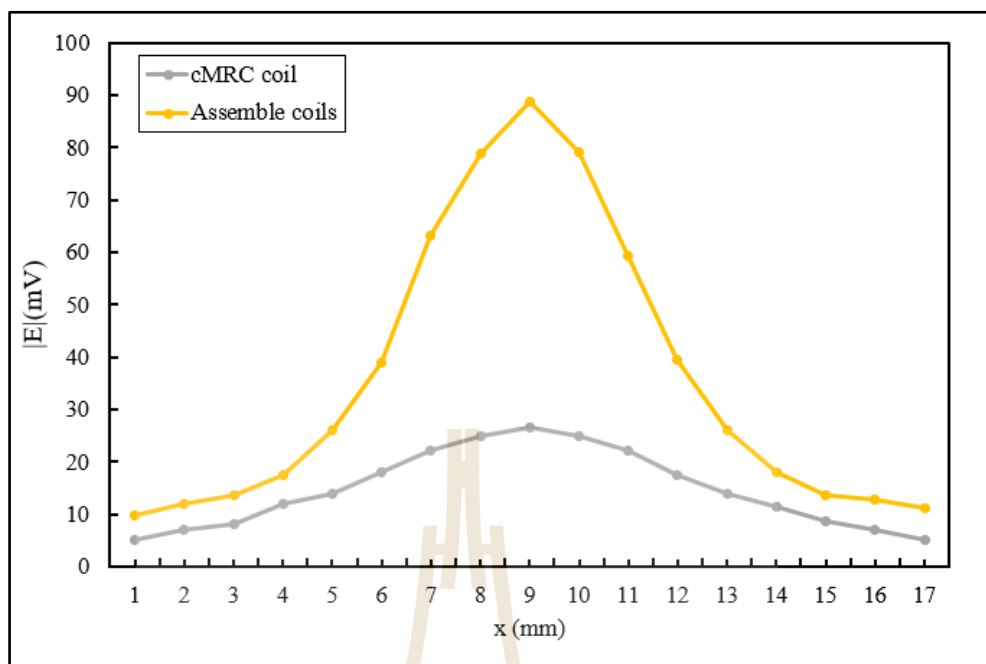
การทดลองภายใต้เงื่อนไขความปลอดภัยกับระบบจำลองการกระตุ้นสมองนั้นจะการจ่ายแรงดันไฟฟ้า 12 โวลต์ และกระแสไม่เกิน 5 แอมป์ที่เป็นระดับที่ใช้กับสัตว์ทดลองจำพวกหนูและลิงเป็นต้น นั้น พบว่าลักษณะของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านทะลุทะลวงเข้าไปในชั้นของเนื้อสมองที่ระดับความลึก 1 เซนติเมตร มีค่าความเข้มข้นของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าอยู่ที่ 400 มิลลิเทสลา และค่าที่ระดับความลึก 3 เซนติเมตร มีค่าความเข้มข้นของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าอยู่ที่ประมาณ 250 มิลลิเทสลาดังแสดงในรูปที่ 4.10 ซึ่งระดับความเข้มข้นของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าระดับนั้นจะก่อให้เกิดการเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นที่ระดับความลึก 1 เซนติเมตร อยู่ที่ ประมาณ 90 ถึง 95 มิลลิโวลต์ และที่ระดับความลึก 3 เซนติเมตรนั้นจะมีค่าความเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าอยู่ที่ 20 ถึง 30 มิลลิโวลต์ ซึ่งจากการทดสอบระบบดังกล่าวนี้ทั้งค่าสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้นสามารถก่อให้เกิดการกระตุ้นสมองภายใต้เงื่อนไขทางด้านความปลอดภัยนั้นสามารถเกิดการกระตุ้นกับสมองได้แต่ค่าที่ได้นั้นอาจยังไม่เพียงพอต่อการบำบัดรักษาโรคทางระบบประสาทโดยรวมได้



รูปที่ 4.10 การทะลุทะลวงของคลื่นสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในเนื้อสมองจำลอง



รูปที่ 4.11 การเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กภายในเนื้อสมองจำลอง



รูปที่ 4.12 การเปรียบเทียบทำงานของขดลวดคั่นแบบและขดลวดแบบ MRC ที่ระดับความลึก 1 เซนติเมตร

และเมื่อนำผลการลองจากขดลวดกระตุ้นชุดคั่นแบบไปเปรียบเทียบกับขดลวดแบบ MRC ดั้งเดิมจะพบว่าที่ระยะความลึก 1 เซนติเมตร จากชั้นบนสุดของเนื้อสมองนั้นขดลวดชุดคั่นแบบที่ออกแบบในงานวิจัยนี้สามารถสร้างสนามไฟฟ้าเหนี่ยวนำได้มากกว่าขดลวดแบบดั้งเดิมอยู่ที่ประมาณ 8 เท่า โดยที่ค่าสนามไฟฟ้าอยู่ที่ประมาณ 80 ถึง 90 มิลลิโวลต์ โดยที่ขดลวดแบบดั้งเดิมนั้นจะสามารถเหนี่ยวนำสนามไฟฟ้าที่มีค่าอยู่ที่ประมาณ 20 ถึง 28 มิลลิโวลต์

4.4 สรุป

เนื้อหาที่สำคัญของบทนี้จะเป็นการกล่าวถึงขั้นตอนการสร้างขดลวดและการตรวจวัดคุณลักษณะของระบบชุดขดลวดประกอบ สำหรับใช้ในการกระตุ้นสมองในระดับที่ลึกมากขึ้น ซึ่งจะใช้โปรแกรม CST STUDIO SUITE ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลข เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการจัดวางขดลวดชุดประกอบที่ใช้ในการกระตุ้นสมองและลดผลกระทบที่เกิดจากกายกระจายของสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดโรคพาร์กินสัน จากนั้นได้นำผลการตรวจสอบการออกแบบดังกล่าวมาสร้างเป็นระบบจริง เพื่อศึกษาผลการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นภายในสมองจำลองที่เป็นวัสดุไอออนิกจากขดลวดเหนี่ยวนำ โดยทำการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการทดลองกับผลการจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ว่ามีการสอดคล้องกันมากหรือน้อย ซึ่งผลที่ได้

พบว่าค่าการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กมีการกระจายตัวตามบริเวณเฉพาะจุดกระตุ้น โดยสามารถทะลุเข้าไปในระดับความลึกที่มากกว่า 3 เซนติเมตร เนื่องจากมีการใช้ขดลวดประกอที่ช่วยในการเสริมเส้นแรงแม่เหล็กทำให้เกิดการส่งคลื่นสนามแม่เหล็กเข้าไปภายในสมองได้มากขึ้น และไม่กระจายตัวของสนามแม่เหล็กไปยังสมองจุดอื่นๆก่อนขัองต่ำ โดยผลที่ได้จากการทดลองนี้พบว่ามีความสอดคล้องกับผลการจำลองที่แสดงในบทที่ 3 ดังนั้นระบบขดลวดประกอนี้สามารถใช้เป็นแนวทางในกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กแบบเฉพาะจุดต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ



บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการออกแบบระบบการกระตุ้นสมองจากขดลวดเหนี่ยวนำจากภายนอกที่มีการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กในสมองส่วนอื่นๆ นอกจากจุดที่ต้องการกระตุ้นก่อนข้างค้ำ และสามารถกระตุ้นสมองในระดับที่ลึกมากขึ้นได้ เนื่องจากงานวิจัยที่ผ่านมาเน้นการรักษาโรคมะเร็งด้วยสนามแม่เหล็กจะมุ่งเน้นไปที่การใช้ขดลวดที่มีขนาดและพารามิเตอร์ค่อนข้างใหญ่เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการกระตุ้นสมองในระดับที่ลึกมากขึ้น แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบที่เกิดขึ้นของการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่กระทบสมองบริเวณส่วนอื่น ๆ ซึ่งจะส่งผลให้สมองที่ได้รับคลื่นสนามแม่เหล็กในปริมาณที่มากเกินไปเกิดผลกระทบอื่น ๆ ตามมาได้ นอกจากนี้การใช้ขดลวดที่มีขนาดพารามิเตอร์ค่อนข้างใหญ่จะส่งผลให้จำเป็นต้องพลังงานในการสร้างคลื่นสนามแม่เหล็กมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำเสนอการออกแบบระบบขดลวดสำหรับการกระตุ้นสมองในระดับลึกและเฉพาะจุด ซึ่งจะแสดงผลออกมาในรูปแบบของการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กภายในสมองบริเวณจุดที่ต้องการการกระตุ้น โดยการออกแบบระบบนั้นจะประกอบไปด้วยชุดขดลวดประกอบ 3 ชุดที่จัดวางอยู่ในลักษณะให้เกิดการเสริมเส้นแรงแม่เหล็ก โดยมีแกนกลางเป็นแกนเฟอร์ไรท์ซึ่งสามารถช่วยเพิ่มฟลักซ์แม่เหล็กในการกระตุ้นในระดับลึกกว่า 3-4 เซนติเมตร ซึ่งในระยะดังกล่าวมีประสิทธิภาพในการกระตุ้นสมองได้ดีเนื่องจากมีความเข้มข้นของสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม โดยจะได้ผลการออกแบบดังกล่าวไปสร้างและวัดทดสอบจริงเพื่อเปรียบเทียบและยืนยันผลการจำลองแบบ ซึ่งจากผลการทดลองนั้นพบว่ามีผลสอดคล้องกับทฤษฎีและผลการจำลองด้วยโปรแกรม CST STUDIO SUITE โดยระบบดังกล่าวนี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการกระตุ้นสมองด้วยสนามแม่เหล็กแบบเฉพาะจุดต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

สำหรับปัญหาที่พบในงานวิจัยในการจัดทำวิทยานิพนธ์นี้คือ ในการทดลองจริงไม่สามารถใช้ค่าพัลส์ของกระแสและแรงดันไฟฟ้าในระดับปกติที่เป็นพื้นฐานของการกระตุ้นสมองจากภายนอกห้วมนุษย์ได้เนื่องจากอุปกรณ์ที่จำเป็นต้องใช้ในการประกอบวงจรมีราคาค่อนข้างสูงมากและจัดหาได้อย่างยากลำบากจึงทำให้ต้องใช้อุปกรณ์ที่มีคุณสมบัติต่ำกว่ามาใช้ แต่อุปกรณ์ดังกล่าวนี้

ไม่สามารถทนแรงดันและกระแสไฟฟ้าที่มีค่าสูงมากได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้แก้ปัญหานี้โดยการลดการสามารถทนแรงดันและกระแสไฟฟ้าที่มีค่าสูงมากได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้แก้ปัญหานี้โดยการลดระดับของกระแสและแรงดันไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้นลงให้อยู่ในระดับเดียวกับสัตว์ทดลองขนาดเล็ก

5.3 แนวทางพัฒนาในอนาคต

แนวทางในการพัฒนาในอนาคตทางผู้วิจัยได้นำเสนอการออกแบบระบบชุดทดลองสำหรับการกระตุ้นสมองในระดับลึกและเฉพาะจุดสำหรับผู้เข้ารับการบำบัดโรคพาร์กินสัน ซึ่งจากการออกแบบพบว่าระบบชุดกลอนั้นสามารถส่งคลื่นสนามแม่เหล็กเข้าไปกระตุ้นสมอง ที่ระดับความลึกเหมาะสมและมีความสามารถควบคุมตำแหน่งของการกระตุ้นได้อย่างแม่นยำ โดยรูปแบบและโครงสร้างการนำเสนอของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการจำลองทั้งส่วนการวิเคราะห์และการทดลอง ทั้งนี้เพื่อให้ผู้ที่สนใจสามารถนำไปเป็นแนวทางการพัฒนาใช้งาน ปรับปรุงแก้ไขหรือทำการทดลองเพิ่มเติมในสิ่งมีชีวิตจริง ๆ ทั้งในสัตว์ทดลองรวมถึงมนุษย์ได้ นอกจากนี้กล่าวนี้สามารถเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อเป็นเครื่องมือทางการแพทย์ในการบำบัดรักษาโรคพาร์กินสันด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้อย่างมีประสิทธิภาพต่อ



รายการอ้างอิง

- James C.L, “Transcranial Magnetic Stimulation Therapy for Depression and Psychiatric Disorders”, IEEE Microwave Magazine, 2016.
- Mayo Clinic, (2018). Parkinson’s disease. Available at: <https://mayoclinic.org/diseases-conditions/parkinsons-disease/symptoms-causes/syc-20376055>.
- Kalia LV and Lang AE, “Parkinson disease in 2015: evolving basic, pathological and clinical concepts in PD”, Nature Reviews Neurology, vol. 12, no. 2, pp. 65-66, 2016.
- Cilia R, Akpalu A, Sarfo FS, et al, “The modern pre-levodopa era of Parkinson's disease: insights into motor complication from sub-Saharan Africa,” Brain: a journal of neurology, vol. 137, no. 10, pp. 2731-2742, 2014.
- Motta PS and Judy JW, “Multielectrode Microprobes for Deep-Brain Stimulation Fabricated With a Customizable 3-D Electroplating Process.” IEEE on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 5, pp. 923-933 2005.
- Wanalee K, Rose K and Alexandra LV, “Basic principles of transcranial magnetic stimulation (TMS) and repetitive TMS (rTMS),” Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 58, pp. 208-213, 2015.
- Vanessa G, Marta P, Serena F, Ilaria L and Paolo R, “Deep Transcranial Magnetic Stimulation: Modeling of Different Coil Configurations.” IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 63, no. 7, pp. 1543-1550 2016.
- Marta P, Serena F, Emma C, Yiftach R, Abraham Z and Paolo R, “Electric field estimation of deep transcranial magnetic stimulation clinically used for the treatment of neuropsychiatric disorder in anatomical head models.” Medical Engineering and Physics, vol. 43, pp 30-38, 2017.
- Simone R, Mark H, Paolo MR, Alvaro PL and The safety of TMS Consensus Group, “Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research,” Clinical Neurophysiology, vol. 120, pp. 2008-2039, 2009.

- Deng ZE, Lisanby SH and Peterchev AV, "Electric field depth-focality tradeoff in transcranial magnetic stimulation: Simulation comparison of 50 coil designs," *Brain Stimulation*, vol. 6, pp. 1-13, 2013.
- Cantello R, Tarletti R and Civardi C, "Transcranial magnetic stimulation and Parkinson's disease," *Brain research reviews*, vol. 38, pp. 309-327, 2002.
- Siyuan C, Xile W, Zhen Z, et al, "Twin Coil Design Considerations for Depth and Focality in Transcranial Magnetic Stimulation," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 54, no. 11, 2018.
- Seichi T, Yoshinori K, et al, "Effects of Coil Parameter on the Stimulated Area by Transcranial Magnetic Stimulation," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 45, no. 10, 2009.
- Mai L and Shoogo U, "Deep Transcranial Magnetic Stimulation Using Figure-of-Eight and Halo Coils," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 51, no. 11, 2015.
- Crowther LJ, Marketos P, et al, "Transcranial magnetic stimulation: Improved coil design for deep brain investigation," *Journal of Applied Physics*, vol. 109, 2011.
- Bin D, Shuai L, et al, "Noninvasive Brain Stimulation Using Strong-Coupling Effect of Resonant Magnetics", *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 53, no. 5, May 2017
- Stephen G. Reich, Joseph M. Savitt., "Parkinson' Disease.", *Medical Clinics of North America*, vol. 103, no. 2, pp. 337-350, March 2019
- Kalia LV, Lang AE, et al., "Parkinson disease in 2015: evolving basic, pathological and clinical concepts in PD", *Nat Rev Neurol*, 2016
- Heather W., "Parkinson disease: Peripheral α -synuclein deposits - prodromal markers for Parkinson disease?", *Nat Rev Neurol*, 2016
- Hideki S. and Nobutaka H., "Disease-Modifying Therapy for Parkinson's Disease", *Nat Rev Neurol*, 2017
- Postuma RB., Berg D, and et al., "MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease", *Mov Disord*, 2015
- Santos-Garcia D, de la Fuente-Fernandez R., "Impact of non-motor symptoms on ealth related and perceived quality of life in Parkinson's disease", *J Neurol Sci*, 2013
- Fox SH, Katzenschlager R., et al., "International Parkinson and movement disorder society evidence-based medicine review: update on treatments for the motor symptoms of Parkinson's disease.", *Mov Disord*, 2018

- Cilia R, Akpalu A., et al., “The modern pre-levodopa era of Parkinson’s disease: insights into motor complications from sub-Saharan Africa.”, *Brain*, 2014
- Kowaisaki T, Silny J and Bucher H, “Current Density Threshold for the Stimulation of Neurons in the Motor Cortex Area,” *Bioelectromagnetics*, vol. 23, pp. 421 - 428, 2002
- Ravazzani P, Ruohonen J. and et al., “Frequency-related effects in the optimization of coils for the magnetic stimulation of the nervous system”, *IEEE trans Biomed Eng*, vol 49, no. 5, pp. 463-471, 2002
- Alexander R, Jared C.H., Alvaro P.L., “The Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) Device and Foundational Techniques”, *Transcranial Magnetic Stimulation, Neuromethods*, vol. 89, 2014
- Sommer M, Alfaro A, et al., “Half sine, monophasic and biphasic transcranial magnetic stimulation of the human motor cortex”, *Clin Neurophysiol*, vol. 117, pp. 838-844, 2006
- สุปรีย์ดี พิณิจสุนทร. *Magnetic Materials*. ขอนแก่น: โรงพิมพ์มหาวิทยาลัยขอนแก่น. 2015.
- Karu P.E and Maria A.S, “Neural Stimulation with Magnetic Fields: Analysis of Induced Electric Fields,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 7, pp. 693 - 700, 1992.
- Eaton H, “Electric Field Induced in a Spherical Volume Conductor from Arbitrary Coils: Application to Magnetic Stimulation and MEG,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 30, no. 4, pp. 433 – 440, 1992.
- Konstantin P, Hartmut B and Hannes T, “The Electric Field Induced by Transcranial Magnetic Stimulation: A Comparison Between Analytic and FEM Solutions,” *Serbian Journal of Electrical Engineering*, vol. 11 no. 3, pp. 403-418, 2014.
- Abu-Elsaad N.I., Mazen S.A., Nawara A.S., “Tertiary $Ni_{0.7-x}Zn_{0.3}M_xFe_2O_4$ (M=Mn, Co, and Cu) spinel ferrites: Electrical and dielectric properties”, *Journal of Alloys and Compound*, vol. 856, 2021.
- David H.B, Mikhail L, et al, “Safety study of 50 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation in patients with Parkinson’s disease,” *Clinical Neurophysiology*, vol.120, pp. 809-815, 2009.
- Sami G., Camelia G, “The dielectric properties of biological tissue II: Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.

Hoekema R, Wieneke G.H, et al, "Measurement of the Conductivity of Skull, Temporarily Removed During Epilepsy Surgery," Brain Topography, vol. 16, no. 1, pp. 29-38, 2003.





ภาคผนวก ก

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

Kanit Banlusilp, Thanaset Thosedeeekoraphat, Manot Mapato and Chanchai Tongsopa., Improved the Focality of Transcranial Magnetic Stimulation with Magnetic Resonant Coupling, SEATUC Symposium 2021.



IMPROVED THE FOCALITY OF TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION WITH MAGNETIC RESONANT COUPLING COIL

*Kanit Banlusilp ⁽¹⁾, *Thanaset Thosedeeoraphat ⁽¹⁾, Manot Mapato ⁽¹⁾,
Chanchai Tongsopa ⁽¹⁾

⁽¹⁾School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Thailand

*Corresponding author: m6040031@e.sut.ac.th, Thanaset@sut.ac.th

ABSTRACT

Non-invasive brain stimulation with transcranial magnetic stimulation (TMS) to achieve the most effective treatment. By controlling the position of the focality of stimulating specific regions within the brain and having an optimal level of distribution of the magnetic field. To achieve that, the system needed coils with larger parameters and more power to achieve deeper levels of magnetic field distribution. This paper aim to improving deep brain stimulation efficiency and able to control the position of specific focality stimulation using small coil. In this study, a Halo coil was used to work with a conventional magnetic resonance coupling (MRC) coil that assembly to the Halo-MRC (HMRC). By uses finite element methods to determine the distribution of magnetic fields and electrical fields in a simulated environment using a realistic human head model. As simulation results show that HMRC coils can stimulate the brain at a deeper level and possible to control the position of focality in specific areas of brain stimulation.

Keywords: *Transcranial magnetic stimulation (TMS), magnetic resonance coupling (MRC), Deep brain stimulation, Focality, Finite-element method (FEM)*

1. INTRODUCTION

Neuro disorders are caused by abnormal brain neurons, resulting in diseases such as Psychiatric Disorders, Alzheimer disease and Parkinson disease. Nowadays, there are many ways to treat neurological diseases, including invasive and non-invasive treatments. The most popular treatment is transcranial magnetic stimulation (TMS) as it is a non-invasive treatment. The TMS treatment mainly uses magnetic field by sending pulsed magnetic fields from an induction coil outside the human head to stimulate the brain through the skull to create induce electric field inside the brain. As a result of the induction of the electric field, it is possible to adjust the electrical potential difference in the neuronal membrane of the brain in the region of activation and capable of performing activities related to the nervous system. The location of the stimulation within the brain is approximately dependent on the location of the

maximum induction of the electric field (Karu & Maria (1992) and Wanalee, et al. (2015))

Currently, more techniques have been studied and improved for more deep brain stimulation. By focusing on deep brain stimulation that improving the shape and size of the coils parameters to be larger and formed into different shapes. By focusing on deep brain stimulation that improving the shape and size of the coils parameters to be larger and formed into different shapes. For example, figure of eight (Fo8) coil is based on the improved and rearranged spiral coils in a way that two coils overlap like a figure eight to increase the magnetic force for deeper excitation (Axel & Thomas. (2004) and Xiao, et al. (2018)) and a double cone coil consisting of two or more large circular coils placed at angles perpendicular to increase the excitation focal distance on stimulation (Siyuan, et al. (2018)). Further studies have been conducted to adjust the coils to deeper excitation by applying the coil to use it using a large circular coil with an auxiliary magnetic field that functions to increase magnetic force results in a deeper induction of electric fields within the brain (Crowther, et al. (2011)) that penetrate by improving the Fo8 coil, adding a large circular coil that call Halo coil to achieve a deeper level of stimulation (Mai & Shooogo. (2015)). However, the application of this technique, in addition to increasing the penetrating magnetic force, also causes a greater dispersion of the magnetic field and distribution to the brain that outside the focal point area (Xile, et al. (2019)). This causes the extracranial part of the brain to be induced by an electric field. Which may cause consequences.

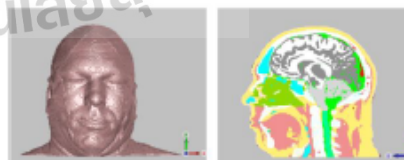


Fig. 1. Realistic human head model

In this study, aim to study the introduction of a halo coil to complement with other TMS coils that can control the direction of the distribution of magnetic field and the focus area of stimulation to the brain at a deeper level. This study analyzes the magnetic field and induce electric field that occur within the brain tissue, simulated from a realistic human head model

2. SIMULATION AND METHODS

The environmental for analysis of the coil design was established with CST STUDIO SUITE software using Finite element methods (FEM) for calculating the resulting magnetic and electric fields, based on the law of electromagnetic induction. The realistic human head model used in the simulation was based on vortex data used as an adult male named HUGO, and features simulated tissue with real tissue parameters with organs from the head to the neck (Fig. 1). The resolution of the simulated model is 1 mm x 1 mm x 1mm composed of 25 tissues and assigned with electric conductivity at frequency 10 kHz. (Sami & Camelia. (1996)) that shown in Table.1.

Table 1. Electric Conductivity that assigned to the human tissues at 10 kHz.

Human tissues	Conductivity [S/m]
Blood	7.00e-1
Bone Cortical	2.04e-2
Bone Cancellous	8.26e-2
Grey matter	1.14e-1
White matter	6.94e-2
Cartilage	6.94e-2
Cerebellum	1.34e-1
Cerebrospinal fluid	2.00e+0
Eye-vitreous humor	1.50e+0
Eye-lens	2.00e-1
Eye-iris	3.40e-1
Eye-sclera	5.10e-1
Thyroid Gland	5.29e-1
Tooth	2.04e-2
Fat	2.38e-2
Mucosa	3.40e-1
Muscle	3.40e-1
Nerve	4.24e-2
Salivary glands	6.70e-1
Skin	2.04e-4

The magnetic resonance coupling (MRC) coils were used as primary coils to investigate, as this coil is designed to have the ability to stimulate the brain at a deep level and also control the distribution of magnetic fields that occur in the brain. The conventional MRC coils used for verification were designed using the same parameters as referenced from Bin, et al. (Bin, et al. (2017)). The coil consists of two primary layer that placed in the same center position, with the top layer composed of two coils positioned as coupled coils. The first coil is placed in the inner, called the source coil, which receives electricity from the external power source, and the second coil is the resonant coil that

receives the current. The magnetic field resonates from the source coil and reflects the magnetic field to the lower layer focus coil placed on the human head. The focus coils are responsible for setting points to brain stimulation. Finally, the coils applied in conjunction with the MRC coils to further investigate the effects of brain stimulation were conventional Halo coil with an inner radius of 150 mm, the number of wire is 5 turns and a wire diameter 3 mm. For the study of the working of the Halo coil with the MRC coil, three types of arrangements were made. The first is a conventional Halo coil placed around the eyebrows with a distance from the top of the human head is 70 mm as shown in Fig. 2(a), second is a MRC coil positioned at the top of the human head that close to the skin as shown in Fig. 2(b), Finally the conventional Halo coil working with MRC coil (HMRC) as shown in Figure 2c. In this investigation, the frequency was set to 10 kHz and the MRC and Halo coils has a current flow through the coils was set to 1000 A and 5000 A, respectively. By analyzing the magnetic and electric fields at a depth of 30 mm from the top of the human head, include analyzed the distribution of electric field that occur in the brain.

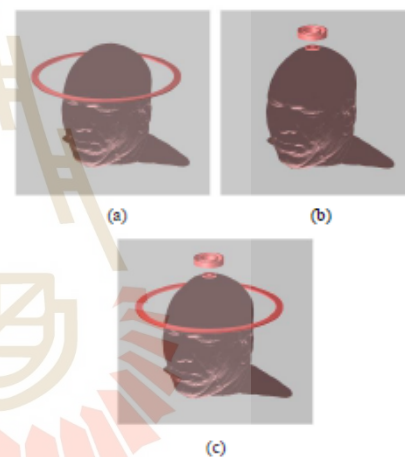
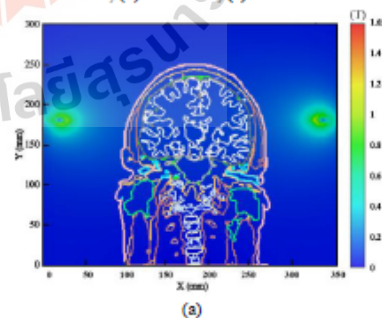


Fig. 2. Realistic human head model with coils. (a) Halo coil, (b) MRC coil, (c) HMRC coil.



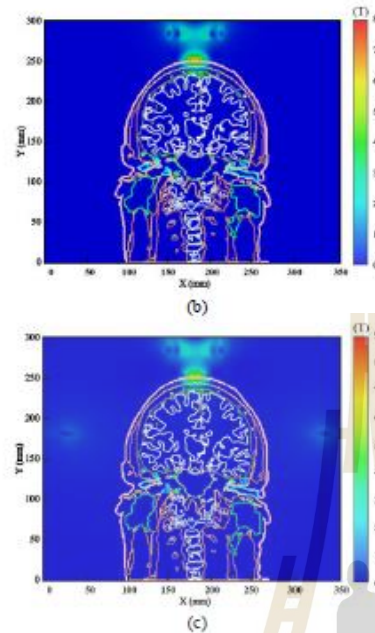


Fig. 3. Distribution of the magnetic field that occur in the brain tissue at coronal slice of $Z = 165$ mm. (a) Halo coil, (b) MRC coil, (c) HMRC coil.

3. RESULTS AND DISCUSSION

The investigation for improved the deeper brain stimulation efficiency of MRC coils by combine with Halo coils, mathematical simulation results show the magnetic field distribution from the external induction coil into the brain tissue as shown in Fig. 3(a - c). Which showed the distribution results of highest value estimated magnetic field through the skulls into the brain tissue from the Halo, conventional MRC and HMRC coils, respectively, at coronal slice of $Z = 165$ mm in the midpoint of the brain. The results show that the HMRC coil has a increase magnetic flux distribution and focal penetration, as shown in Fig. 3(c), compared to the conventional MRC coil as shown in Fig 3 (b), that magnetic field distribution and focal penetration distance are less than the HMRC coil. Further analysis was also shown the intensity of the magnetic flux produced by all coils, at the depth of 30 mm from the top of the human head in the Gray Matter (GM) area, as shown in Fig 4. The results show that the magnetic flux intensity produce by HMRC coils is increased by comparison with the conventional MRC coil performance. However, this comparison shows that in addition to the increased magnetic flux and the distance of the focus point in the brain stimulation is wider.

In addition, the distribution of the induced electric field occurs on the brain surface in the GM and White Matter (WM) in the top view of the brain, as shown in Fig 5(a - f). The result of the distribution of the induced electric field produced by HMRC coils, it is distributed at the cerebral cortex at a wider area and increase electric field charge at focus focal area of GM brain is shown in Fig. 5(e) and WM as shown in Fig. 5(f). By comparison with the conventional MRC coil performance as shown in Fig. 5 (b) and 5 (c), the resulting electric field inductance was more dispersed in the brain tissue in the GM more than MW and also increase in the electric field at the focal area. Additional analysis was also shown to determine the induction of the generated electric field by analyzing at the same depth range as the magnetic field analysis, showing the calculation of only the human head area, starting at the X-axis position from 100 mm to 250 mm, as shown in Fig 6. As a result of comparing the performance of the conventional MCR and HMCR coil, it was found that the induce electric field was increased, which resulted in the deeper penetration efficiency of HMRC brain stimulation.

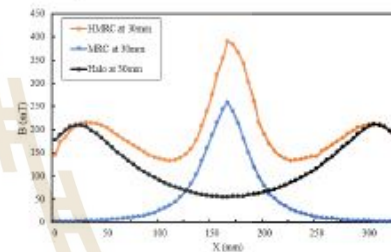
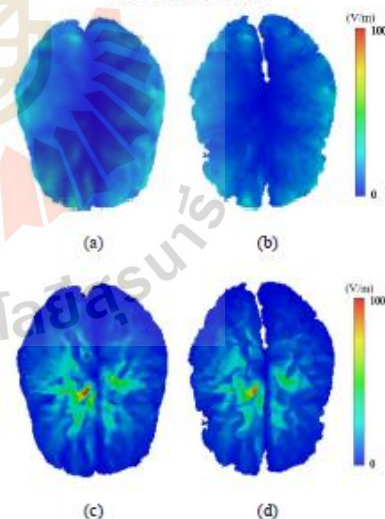


Fig. 4. Comparative analysis B-field at the depth of 30 mm from head.



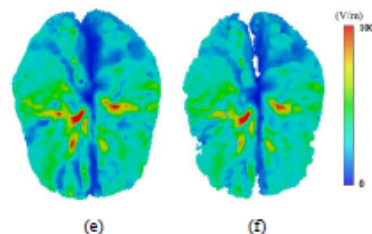


Fig. 5. Distribution of the magnetic fields occurs in the brain surface area at shown in top view. Top row: Halo coil. (a) GM and (b) WM, Middle row: conventional MRC coil (c) GM and (d) WM, Bottom row: HMRC coil. (e) GM and (f) WM.

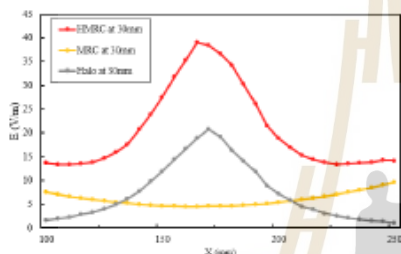


Fig. 6. Comparative analysis E-field at the depth of 30 mm from head.

Improving the brain activation efficiency of MRC coil, in this study, aim to focused on improving the deeper brain stimulation efficiency and focality of conventional MRC coil by proposed Halo working with MRC as assembly coil (HMRC coil). By increasing the magnetic force from the larger coils to increase the distribution of the magnetic and electric fields that penetrates deeper within the brain by analyzing the magnetic and electric fields generated within the brain. As the simulations result with the Realistic human head model, apparently the HMRC coils are capable of stimulate the brain at a deeper level than conventional MRC coils. However, the addition of a coils to the system results in greater distribution of the out-of-focus electric field. As a result, HMRC coils may have a wider excitation focality, requiring further analysis of relevant parameters such as coil parameters and the addition of objects prevent the distribution of magnetic resonance (Zhao, et al,(2015)).

4. CONCLUSIONS

The Halo coil is applied with the conventional MRC coils, as assembly coil (HMRC coil), to improve the brain stimulation efficiency to a deeper level of stimulation capability with mathematically calculated the dispersion of magnetic and electric fields in the brain from the use of Halo, conventional MRC and HMRC coils using Finite element methods (FEM). As a result

of the MRC coil the magnetic field distribution, shows that the magnetic field value can be changed by conduction of the Halo coil and by simulating the distribution of the magnetic field produced by the HMRC coil that deeper penetration value than conventional MRC coils. In additional, requires further analysis of relevant parameters in the future such as coil parameters and suitable coil placement patterns for more accurate analysis.

ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by Suranaree University of Technology (SUT)

REFERENCES

- Karu P.E and Maria A.S, Neural Stimulation with Magnetic Fields: Analysis of Induced Electric Fields, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 7, pp. 693 - 700, 1992.
- Wanalee K., Rose K. and Alexandra LV, Basic principles of transcranial magnetic stimulation (TMS) and repetitive TMS (rTMS), *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 58, pp. 208-213, 2015.
- Axel T., and Thomas K., Electric field properties of two commercial figure-8 coils in TMS: calculation of focality and efficiency, *Clinical Neurophysiology*, vol. 115, pp. 1978-1708, 2004.
- Xiao F., Hongfa D., et al, Improved Intracranial Induced Electrical Field in Transcranial Magnetic Stimulation with Semiellipse Coil Pair, *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 28, no. 3, 2018.
- Siyuan C., Xile W., Zhen Z., et al, Twin Coil Design Considerations for Depth and Focality in Transcranial Magnetic Stimulation, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 54, no. 11, 2018.
- Crowther L. J., Marketos P., et al, Transcranial magnetic stimulation: Improved coil design for deep brain investigation, *Journal of Applied Physics*, vol. 109, 2011.
- Mai L and Shoogo U., Deep Transcranial Magnetic Stimulation Using Figure-of-Eight and Halo Coils., *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 51, no. 11, 2015.
- Xile W., Dongxu S., et al, Deep Transcranial Magnetic Stimulation: Improved Coil Design and Assessment of Induced Field Using Realistic Head Model, *Chinese Control Conference (CCC)*, 2019.
- Sami G. and Camelia G., The dielectric properties of biological tissue II: Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, pp. 2251-2269, 1996.
- Bin D., Shuai L., et al, Noninvasive Brain Stimulation Using Strong-Coupling Effect of Resonant Magnetics, *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 53, no. 5, 2017.
- Zhao C., Zhang S., et al, Simulation study to improve focalization of a figure eight coil by using a conductive shield plate and a ferromagnetic block, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 4, pp. 529-537, 2015.

PHOTOS AND INFORMATION



Kanit Banlusilp received the B.E. (2015) degrees in electronics engineering from Suranaree University of Technology. His currently study at a at a Master's degree in Electrical Engineering at Suranaree University of Technology.



Thanaset Thosedeeoraphat received the B.E. (2006), M.E. (2009), and D.E. (2013) degrees in Telecommunication Engineering from Suranaree University of Technology. He is an Assistant Professor, Department of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology. His Current interests include Hyperthermia, RF & Microwave circuit design, Microwave heating received



Manot Mapato received the B.E. (2005), M.E. (2008), and D.E. (2014) degrees in Electrical Engineering from Suranaree University of Technology. He is a Lecturer, Department of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology. His Current interests include X-ray lithography application, micro-sensor, micro-electronic devices and embedded control system.



Chanchai Thongsopa received the B.E. (1991) degrees in Electronics Engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, M.E. (1996) degrees in Electrical Engineering from Kasetsart University, and D.E. (2002) degrees in Electrical Engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang. He is an Associate Professor, Department of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology. His Current interests include RF and Microwave circuit design, Active antenna, Heating application, Network Design.



รายละเอียดทางเทคนิค

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของชั้นผิวหนังหุ้มสมอง

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	97%
ผงวุ้น (Angr powder)	3%
NaCl	5%

ขั้นตอนในการทำชั้นผิวหนังจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 1 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติมผงวุ้น (Angr powder) แล้วทำการคนให้เข้าจนผงวุ้นเริ่มละลาย
- 3) เติม NaCl ลงไปในน้ำกลั่นที่ผสมผงวุ้นต้มเดือดแล้วคนให้ละลาย
- 4) ปิดไฟและทิ้งไว้ในอุณหภูมิห้อง 27 องศาเซลเซียส ประมาณ 2 ชม.
- 5) นำน้ำกลั่นที่ผสมผงวุ้นและ NaCl มาเทเคลือบแบบชั้นผิวหนังแล้วทิ้งไว้ให้แข็งตัว

ที่อุณหภูมิห้อง 27 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลา 10 ชม.

ตารางที่ ข.2 ข้อมูลทางเทคนิคของชั้นกะโหลก

วัสดุ	จำนวน
น้ำเรซินทางการแพทย์	80%
ผงยิบซัม	10%
NaCl	10%

ขั้นตอนในการทำชั้นผิวหนังจำลอง

- 1) นำน้ำเรซินทางการแพทย์ จำนวน 250 มิลลิลิตร ใส่ภาชนะ
- 2) เติมผงยิบซัม แล้วทำการคนให้เข้ากับน้ำเรซิน
- 3) เติม NaCl ลงไปในน้ำเรซินที่ผสมผงยิบซัมแล้วคนให้ละลาย
- 4) ใช้เครื่องพิมพ์ 3 มิติแบบเรซิน ในการขึ้นรูปหัวกะโหลกตามที่ออกแบบไว้

- 5) นำชิ้นส่วนผสมที่ขึ้นรูปเสร็จแล้วมาล้างด้วยแอกกอรีฮอล 99 % เป็นเวลา 1 ชม.
- 6) นำชิ้นส่วนผสมที่ล้างเสร็จแล้วมาอบแสง UV เป็นเวลา 2 ชม.

ตารางที่ ข.3 ข้อมูลทางเทคนิคของชั้นเนื้อสมอง

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	86%
ผงวุ้น (Angr powder)	4%
NaCl	5%
เจลาติน	5%

ขั้นตอนในการทำชั้นผิวหนังจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 1 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติมผงวุ้น (Angr powder) แล้วทำการคนให้เข้าจนผงวุ้นเริ่มละลาย
- 3) เติม NaCl ลงไปในน้ำกลั่นที่ผสมผงวุ้นต้มเดือดแล้วคนให้ละลาย
- 4) เติมเจลาตินลงไปในน้ำกลั่นที่ผสมผงวุ้นและ NaCl ต้มเดือดแล้วคนให้ละลาย
- 5) ปิดไฟและเทใส่แม่แบบทิ้งไว้ในอุณหภูมิห้อง 27 องศาเซลเซียส ประมาณ 17 ชม.

ประวัติผู้เขียน

นาย คณิศร์ บรรลุศิลป์ เกิดเมื่อวันที่ 28 พฤศจิกายน พ.ศ. 2537 ที่อำเภอเมืองเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนอานาจเจริญ จังหวัดอานาจเจริญ และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อ พ.ศ. 2556 จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ในสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

