T 139508

แม่เหล็กที่ใช้งานทางด้าน Nuclear Magnetic Resonance (NMR) และ Magnetic Resonance Imaging (MRI) ควรมีความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กอยู่ในระดับไม่เกิน 0.1 และ 20 ppm ตามลำดับ แม่เหล็กที่ใช้ศึกษาเป็นแม่เหล็กที่สร้างขึ้นในภาควิชาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น สนามแม่เหล็กก่อนการปรับแต่งมีความสม่ำเสมอไม่เพียงพอต่อการศึกษา MRI ของสารตัวอย่างขนาดใหญ่ สนามแม่เหล็กที่ใช้มีขั้วแม่เหล็กขนานกัน และห่างกัน 6 cm รัศมีขั้วแม่เหล็ก 7.5 cm เป้าหมายของการวิจัย คือปรับสนามแม่เหล็กในบริเวณรัศมี 1.5 cm วัดจากจุดกึ่งกลางระหว่างขั้วแม่เหล็กให้มีความสม่ำเสมออยู่ในระดับต่ำกว่า 50 ppm ในการนี้ต้องวัดสนามแม่เหล็กอย่างละเอียดด้วยวิธี NMR จึงได้สร้าง RF Probe ขึ้น เพื่อใช้วัดสนาม

การปรับสนามแม่เหล็กใช้ 2 วิธี คือ ใช้ passive shim ซึ่งใช้เหล็กวงแหวนที่มีรัศมีขอบด้านใน 6.5 cm รัศมีด้านนอก 7.5 cm และ หนา 3 mm วางติดบนหน้าขั้วแม่เหล็กทั้งสองข้าง พบว่าสนามแม่เหล็กจากวงแหวนเหล็กช่วยทำให้ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กในบริเวณที่สนใจดีขึ้นกว่าเดิมโดยค่าลดลงจากระดับเดิมที่ 2000 ppm เหลือเป็น 500 ppm การปรับสนามแม่เหล็กโดยใช้วงแหวนเหล็กทำให้สนามสม่ำเสมอเพิ่มขึ้นในระดับหนึ่ง แต่ยังไม่เพียงพอสำหรับการศึกษาทาง MRI

การปรับสนามแม่เหล็กแบบละเอียดใช้ active shim ซึ่งใช้ขดลวดนำไฟฟ้ารวม 8 ชุด แต่ละชุดให้สนามแม่เหล็กในแนวแกนแปรแบบ $B_z \propto x$, $B_z \propto y$, $B_z \propto z$, $B_z \propto xz$, $B_z \propto yz$, $B_z \propto (y^2 - z^2)$, $B_z \propto (x^2 - z^2)$ และ $B_z \propto (2z^2 - y^2 - x^2)$ ผลการปรับแต่งสนามแม่เหล็กโดยใช้วงแหวนเหล็กร่วมกับ shim coils พบว่า ในช่วง ± 1.5 cm ตามแนวแกน y ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กดีขึ้นกว่าเดิมโดยค่าลดลงจากระดับ 800 ppm เป็นระดับ 50 ppm ส่วนในแนวแกน x ในช่วง ± 1.5 cm ความสม่ำเสมอปรับจากค่าระดับ 1400 ppm เป็นระดับ 200 ppm อย่างไรก็ตามสนามแม่เหล็กสม่ำเสมอไม่เกิน 50 ppm บนระนาบ $z = 0$ ในช่วง x เท่ากับ -1.5 ถึง 0 cm และ y เท่ากับ 0 ถึง 1.5

A magnet for Nuclear Magnetic Resonance (NMR) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) work requires field homogeneity of at least 0.1 and 20 ppm, respectively. The magnet under study was built in-house at the Department of Physics, Khon Kaen University. The uncorrected field is not homogeneous enough for large sample MRI work. The magnet has two parallel pole faces at 6.0 cm apart and 7.5 cm radius. The aim of this study was to shim the magnetic field to a below 50 ppm within a central region of 1.5 cm radius. It was necessary to measure the field accurately using NMR method and a small RF probe was built for this purpose.

Two methods of magnetic field shimming were used. One was passive shimming using 2 soft iron rings with inner radius 6.5 cm, outer radius 7.5 cm and 0.3 cm thickness. The rings were placed on the two pole faces. Field homogeneity was found to be improved from 2000 ppm in the region of interest to 500 ppm with this passive shim. The homogeneity was still not sufficient for MRI.

Fine shimming was done by active shimming, for which 8 sets of shim coils were built, each set to give different field variation such as $B_z \propto x$, $B_z \propto y$, $B_z \propto z$, $B_z \propto xz$, $B_z \propto yz$, $B_z \propto (y^2 - z^2)$, $B_z \propto (x^2 - z^2)$ and $B_z \propto (2z^2 - y^2 - x^2)$. It was found that the field homogeneity in the region within $\pm$ 1.5 cm along the y - axis improved from 800 ppm to 50 ppm with iron rings and shim coils. Along the x - axis within $\pm$ 1.5 cm the improvement was only from 1400 ppm to 200 ppm. However, field homogeneity bellow 50 ppm was obtained in the $z = 0$ plane in the region bound by x = -1.5 to 0 cm and $y = 0$ to 1.5 cm.