

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
جامعة محمد بوضياف - المسيلة



ميدان: علوم المادة
فرع: الفيزياء.
تخصص: فيزياء طبية

كلية: العلوم.
قسم: الفيزياء.
رقم:/2024

مذكرة مقدمة لنيل شهادة الماستر مهني

إعداد الطالب: ديسي محمد الامين

تحت عنوان

دراسة تأثير آلية التبريد في جهاز التصوير بالرنين
المغناطيسي (MRI)

تمت المناقشة يوم 2024/ 06 /12 أمام اللجنة المكونة من:

رئيسا	جامعة المسيلة	الاستاذة بوناب صبرينة استاذ التعليم العالي
مشرفا و مقررا	المدرسة العليا للأساتذة بوسعادة	الاستاذ محدي عبدالقادر استاذ مساعد ب
مناقشا	جامعة المسيلة	الاستاذة مقاق نفيسة استاذ التعليم العالي
مناقشا	جامعة المسيلة	الاستاذ ابرير ميلود استاذ التعليم العالي

السنة الجامعية: 2024/2023

شكر وعرفان

الحمد لله رب العالمين والصلاة والسلام على نبي الرحمة وخاتم الانبياء والمرسلين

ﷺ وعلى آله وصحبه أجمعين، وبعد.

أولا وقبل كل شيء بعد التوفيق من الله عز وجل أود أن أشكر شكرا خاص للوالدين ثم للدكتور **مُحمَّد عبدالقادر**، أستاذ بالمدرسة العليا للأساتذة بوسعادة، لإشرافه على مذكرة الماستر ذلك بمساعدته، وثقته ومعلوماته القيمة على مدى هذه الاشهر. في هذا العمل وأعبر بخالص الامتنان لجامعة المسيلة بما فيها لدعمها وتوفير جميع المتطلبات. كما اتوجه بالشكر الى اصدقائي: هارون قبوق، بدر الدين نايلي، خلاف صلاح الدين، كزيز احسن، مُحمَّد مفتاح، مُحمَّد مُحمَّد ، بوزيد عرباوي، اسماعيل دحاني، اكرم بوخروية، بدرالدين عبدالصمد، عبدالقادر حريف، جلول قطش.

كما أتقدم بجزيل الشكر لأعضاء لجنة المناقشة. رئيسة لجنة المناقشة **بوناب صبرينة** أستاذة التعليم العالي، والاستاذ المناقش **مقلالي عمر** أستاذ تعليم العالي بجامعة المسيلة. كما يسعني ذكر البروفيسورة **بوناب صبرينة** بجامعة المسيلة كونها مسؤولة التخصص وفي الأخير أشكر كل من كانت له يد المساعدة.

إهداءات

الى الوالدين الكريمين حفظهما الله ورحمهما
الى الاخوة والاخوات. كلا باسمه
الى الأصدقاء والزلاء
لكل من نسيهم قلبي و حفظتهم ذاكرتي
اليكم جميعا أهدي هذا العمل.

الفهرس

1	المقدمة العامة
4	الفصل الأول: مفاهيم أساسية حول تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي
5	1.1. المقدمة
5	2.1. تعريف تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي
7	3.1. مكونات جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي
7	1.3.1. المغناطيس
7	2.3.1. ملفات التدرج
8	3.3.1. إرسال واستقبال الترددات اللاسلكية
9	4.3.1. التحكم والمعالجة
10	4.1. آلية التصوير بجهاز الرنين المغناطيسي
11	5.1. تطبيقات استعمال جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي
15	6.1. أنظمة التبريد في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي
16	1.6.1. تبريد الماء
16	2.6.1. تبريد الهواء
16	3.6.1. تبريد الهيليوم السائل
16	4.6.1. نظام تبريد ثانوي
16	5.6.1. نظام التبريد بالمواد الكهروحرارية
17	6.1. الخاتمة
18	مراجع الفصل الاول
20	الفصل الثاني: محاكاة نظام التبريد لجهاز MRI باستعمال برنامج COMSOL Multiphysics
21	1.1. المقدمة
21	2.1. تعريف برنامج COMSOL Multiphysics
22	3.1. محاكاة نظام التبريد باستعمال برنامج COMSOL Multiphysics
22	1.3.1. بدء مشروع جديد
23	2.3.1. تحديد البعد والمتغيرات
23	3.3.1. اختيار نوع النموذج
24	4.3.1. إعداد الهندسة
25	5.3.1. تحديد المعاملات

25	6.3.II تحديد الشبكة
26	7.3.II تهيئة وتشغيل المحاكاة
27	8.3.II تحليل النتائج
27	6.II الخاتمة
28	مراجع الفصل الثاني
29	الفصل الثالث: النتائج والمناقشات
30	1.III المقدمة
30	2.III البنية الهندسية للمجسم وخصائص المواد المستعملة
32	3.III المواد الكهرو حرارية
32	1.3.III ظاهرة سيبيك (Seebeck Effect)
33	2.3.III ظاهرة بيلتيير (Peltier Effect)
33	2.3.III ظاهرة طومسون (Thomson Effect)
34	4.III تأثير التيار الكهربائي على اختلاف درجة الحرارة
36	5.III تأثير شدة التيار الكهربائي على اختلاف الفرق في الكمون للمجسم
37	6.III تأثير شدة التيار الكهربائي على الوصلة داخل المجسم
39	7.III الخاتمة
39	الافاق المستقبلية
40	مراجع الفصل الثالث
41	الخاتمة العامة
	الملخصات

مقدمة عامة

مقدمة عامة

يلعب جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) دورًا حيويًا في المجال الطبي، حيث يتميز بقدرته على توفير صور دقيقة وعالية الوضوح للأعضاء والأنسجة الداخلية للجسم، مما يساهم في تشخيص الأمراض بشكل دقيق وآمن. هذا الجهاز يتميز على غيره من أجهزة التشخيص الطبي بنتائجها الدقيقة وقلة خطورته على جسم الإنسان، نظرًا لعدم استخدامه للإشعاعات المؤينة. من أهم مكونات جهاز MRI هو المغناطيس فائق التوصيل، والذي يُعد القلب النابض للجهاز، حيث يعتمد على الحقول المغناطيسية القوية والمتغيرة لتوليد صور تفصيلية لأجزاء الجسم المختلفة. تستخدم هذه المغناطيسات مواد فائقة التوصيل لنقل التيار الكهربائي دون فقدان، مما يسمح بتوليد حقل مغناطيسي قوي ومستقر. ومع ذلك، تتطلب هذه المواد تبريدًا عاليًا للحفاظ على خصائصها الفائقة التوصيل، وغالبًا ما يتم استخدام الهيليوم السائل لهذا الغرض.

يهدف تحسين كفاءة التبريد وتقليل التكاليف والمشاكل المرتبطة بالتبريد التقليدي، يمكن اقتراح استخدام المواد الكهروحرارية كآلية تبريد إضافية كمرحلة أولية. المواد الكهروحرارية تتميز بقدرتها على تحويل الفروقات الحرارية إلى فروقات كهربائية والعكس صحيح، مما يتيح استخدامها في أنظمة التبريد بشكل فعال. لتحقيق فهم أعمق وتطوير نموذج فعال للتبريد باستخدام المواد الكهروحرارية، يمكن استخدام برنامج COMSOL Multiphysics. يتضمن ذلك نمذجة الآليات الحرارية والكهربائية في النظام، وتحليل تأثير شدة التيار الكهربائي على درجة الحرارة وفرق الكمون الحراري وتدرج الحرارة في الوصلة.

تتضمن المذكرة ثلاثة فصول رئيسية:

الفصل الأول يحتوي على مفاهيم أساسية حول تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي، نظرة عامة على تقنية

MRI، مكونات الجهاز وآلية عمله، تقنيات التبريد المختلفة المستخدمة حاليًا، التطبيقات الطبية لتقنية MRI.

اما الفصل الثاني يتمثل في نمذجة التبريد بالمواد الكهروحرارية باستخدام COMSOL Multiphysics شرح، مفصل
لبرنامج COMSOL Multiphysics، خطوات نمذجة آلية التبريد باستخدام المواد الكهروحرارية، إعدادات المحاكاة وتحليل
النتائج

والفصل الثالث يحتوي على نتائج ومناقشات النموذج الناتج تحليل تأثير شدة التيار على درجة الحرارة، دراسة فرق
الكمون وتدرج درجة الحرارة في الوصلة الكهروحرارية، مقارنة النتائج مع تقنيات التبريد التقليدية، التحسينات المحتملة في
آلية التبريد باستخدام المواد الكهروحرارية كمرحلة اولية.

في الختام، تهدف هذه الدراسة إلى تحسين آلية التبريد كمرحلة اولية في أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي من
خلال استخدام المواد الكهروحرارية. النتائج المتوقعة من هذه النمذجة والمحاكاة من شأنها أن تقدم حلاً فعالاً، يقلل من
التكاليف ويزيد من كفاءة التبريد، مما يعزز من أداء أجهزة MRI ويطيل من عمرها التشغيلي.

الفصل الأول

مفاهيم أساسية حول تقنية التصوير

بالرنين المغناطيسي

الفصل الأول: مفاهيم أساسية حول تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي

1.I. المقدمة

في هذا الفصل، سنستكشف تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI)، وهي تقنية تشخيصية متقدمة تلعب دوراً حيوياً في مجال الطب الحديث. تعتمد التقنية على استخدام المجالات المغناطيسية والإشارات الراديوية لإنتاج صور مفصلة لأنسجة الجسم الداخلية بدقة عالية. في هذا السياق، سنقدم تعريفاً شاملاً لجهاز MRI، مع تحليل مكوناته المختلفة بما في ذلك المغناطيس القوي، والملفات الراديوية، وأنظمة التبريد. سنستعرض كيفية عمل جهاز الرنين المغناطيسي بتفصيل، بما في ذلك الآلية الفيزيائية التي تقوم عليها، وكيفية تأثير أنظمة التبريد على أداء الجهاز. ومن ثم، سنتحدث عن التطبيقات المتعددة لجهاز MRI في مجال الطب، بما في ذلك تشخيص الأورام، والأمراض العصبية، والأوعية الدموية، وغيرها. سنلقي الضوء على الأهمية الكبيرة لهذه التقنية.

2.I. تعريف تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي

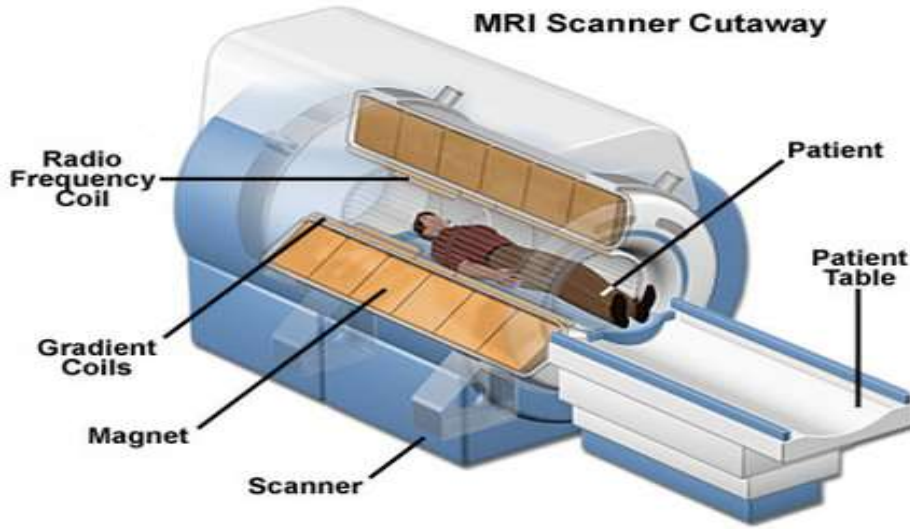
بدأ ذلك مع العالم زيمان الذي حصل على جائزة نوبل في الفيزياء عام 1902 لاكتشافه أن نوى بعض الذرات تتصرف بطرق مختلفة عند تعرضها لحقل مغناطيسي خارجي، وأطلق على هذه الظاهرة "تأثير زيمان". بعد مرور خمسين عاماً، حصل العالمان بلوخ وبيورسل على جائزة نوبل لتطويرهما تطبيقات تأثير زيمان عبر بناء أول مطياف لرنين نووي مغناطيسي (NMR). في هذا المطياف، استخدموا التفاعل بين الحقل المغناطيسي والعزم النووي لإنتاج إشارة رنين نووي مغناطيسي. تتناسب طاقة النوى وتوزيعها مع شدة الحقل المغناطيسي، وتُعتمد كثافة وتردد إشارة الرنين النووي المغناطيسي على هذه الشدة. تتشابه ظاهرة الرنين النووي المغناطيسي مع باقي ظواهر الرنين في خصائص معينة مثل زمن الاستجابة والتخميد وتردد الاستجابة [1]

تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) هي تقنية تشخيصية تستخدم المجالات المغناطيسية والإشارات الراديوية لإنتاج صور عالية الدقة لأنسجة الجسم الداخلية [2]. موضحة في الشكل (1.I). تعتمد هذه التقنية على خواص

الرنين المغناطيسي للذرات داخل الجسم. عندما تتعرض الذرات لحقل مغناطيسي قوي وإشارات راديوية، تتفاعل هذه الذرات لإنتاج صور تفصيلية للأعضاء والأنسجة الداخلية.

أثناء إجراء فحص MRI ، يُوضع المريض داخل جهاز MRI الذي يحتوي على مغناطيس قوي يولد حقلاً مغناطيسياً قوياً حول الجسم. تتفاعل الذرات الموجودة في أنسجة الجسم مع هذا الحقل المغناطيسي وتصدر إشارات راديوية. تُستخدم ملفات استشعار خاصة تُسمى ملفات RF لالتقاط هذه الإشارات الراديوية. تُحلل الإشارات بواسطة الحاسوب وتُحول إلى صور مقطعية ثلاثية الأبعاد تُظهر تفاصيل دقيقة للأعضاء والأنسجة.

يعتبر التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) تقنية حيوية لتشخيص مجموعة واسعة من الحالات الطبية، بما في ذلك الأورام، الإصابات، الأمراض العصبية، وأمراض القلب والأوعية الدموية. تتميز هذه التقنية بقدرتها الفائقة على كشف التفاصيل الدقيقة داخل الجسم، مما يمكن الأطباء من تشخيص الحالات بدقة وتحديد العلاج الأنسب للمريض.



الشكل (1.1): يمثل جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي.

3.I. مكونات جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي

يتكون جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي من أربعة أجزاء أساسية: المغناطيس، وملفات التدرج، وجهاز إرسال واستقبال الإشارات الراديوية، والكمبيوتر [3].

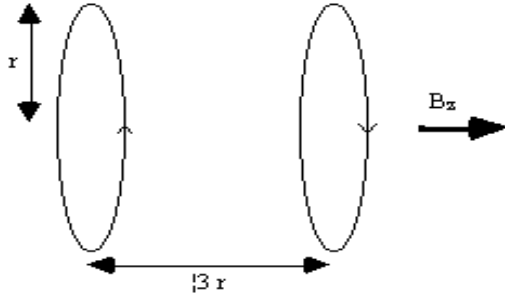
1.3.I. المغناطيس

المغناطيس هو أعلى جزء من الماسح الضوئي بأكمله. اعتمدت الأنظمة الأولى على مغناطيسات مقاومة مبردة بالماء، ومن الممكن استخدام مغناطيس دائم في تطبيقات معينة، لكن غالبية الماسحات الضوئية الحديثة تستخدم مغناطيسًا فائق التوصيل. والسبب في ذلك هو المجالات العالية المرغوبة الآن للتصوير بالرنين المغناطيسي. تقتصر المغناطيسات المقاومة والدائمة لكامل الجسم على حوالي 0.3T من شدة المجال. المغناطيس فائق التوصيل قادر على توليد مجالات أكبر بكثير، ويوجد الآن عدد من الماسحات الضوئية لكامل الجسم بقدرة 4T. يتم تصنيع هذه المغناطيسات من مواد مثل سبيكة NbTi، والتي تفقد مقاومتها تحت درجة حرارة حرجة تبلغ حوالي 9 K. بمجرد بدء التيار سوف يتدفق في الملفات إلى أجل غير مسمى، بشرط أن تظل درجة الحرارة أقل من درجة الحرارة الحرجة عن طريق التبريد بالهيليوم السائل. تكون المجالات الناتجة عن هذه المغناطيسات مستقرة جدًا مع مرور الوقت، وهو أمر ضروري لنظام التصوير بالرنين المغناطيسي.

ومن أهم متطلبات الرنين المغناطيسي النووي هو أن يكون المجال متجانسًا قدر الإمكان، عند التثبيت، يتم تسوية المجال قدر الإمكان باستخدام الكتل المغناطيسية الموضوعة داخل التجويف. بالإضافة إلى ذلك، يتم وضع مجموعة من الملفات المقاومة المعروفة باسم ملفات الرقائق داخل تجويف المغناطيس. تقوم هذه بإنشاء حقول تختلف باختلاف وظيفة معينة للموضع. باستخدام هذه العناصر مجتمعة، من الممكن تحسين ليس فقط التجانس الجوهري للمغناطيس، ولكن أيضًا تقليل تأثيرات المجال بسبب اختلافات الحساسية في الكائن الذي يتم مسحه ضوئيًا.

2.3.I. ملفات التدرج

متطلبات ملفات التدرج ذات شقين. أولاً، يُطلب منهم إنتاج تباين خطي في المجال على طول اتجاه واحد، وثانياً، أن يتمتعوا بكفاءة عالية، ومحاثه منخفضة ومقاومة منخفضة، من أجل تقليل المتطلبات الحالية وترسب الحرارة. عادةً ما يتم إنتاج الاختلاف الخطي في المجال على طول اتجاه المجال (المسمى تقليدياً بالمحور z) بواسطة ملف ماكسويل. يتكون هذا من زوج من الملفات مفصولة بمقدار 1.73 مرة نصف قطرها كما هو موضح في الشكل (2.I). يتدفق التيار في الاتجاه المعاكس في الملفين، وينتج تدرجاً خطياً للغاية.



الشكل (2.I): يمثل ملفات ماكسويل لإنتاج تدرج مجال خطي على المحور Z .

لإنتاج تدرج خطي في المحورين الآخرين يتطلب أسلاكاً تمتد على طول تجويف المغناطيس. من الأفضل القيام بذلك باستخدام ملف سرج، حيث يتكون هذا من أربعة سروج تمتد على طول تجويف المغناطيس والتي تنتج تبايناً خطياً في B_z على طول المحور x أو y ، اعتماداً على الاتجاه المحوري. ينبج عن هذا التكوين مجالاً خطياً جداً في المستوى المركزي، لكن هذا الخطي يُفقد بسرعة. ومن أجل تحسين ذلك، يمكن استخدام عدد من الأزواج التي لها فواصل محورية مختلفة.

3.3.I. إرسال واستقبال الترددات اللاسلكية

المكون الرئيسي الثالث لماسح التصوير بالرنين المغناطيسي هو ملف الترددات اللاسلكية. هناك العديد من التصميمات المختلفة للملفات، ولكنها تنقسم إلى فئتين رئيسيتين؛ ملفات السطح وملفات الحجم.

وكما يوحي الاسم، فإن الملف السطحي يقع على سطح الجسم الذي يتم تصويره. وهو في أبسط صوره عبارة عن ملف من الأسلاك به مكثف متصل على التوازي. يشكل محاثة الملف والسعة دائرة رنين يتم ضبطها بحيث يكون لها نفس تردد الرنين مثل السبينات المراد تصويرها. من الناحية العملية، بما أن الملف متصل بمضخم قدرة سيكون له ممانعة خرج تبلغ 50 W ، وسيكون للملف ممانعة دخل تبلغ حوالي $1\text{ K}\Omega$ ، عندئذٍ عند النقل سوف ينعكس الكثير من الطاقة مرة أخرى. للتغلب على ذلك، يتم إضافة مكثف ثانٍ على التوالي مع الملف، كما هو موضح في الشكل 2.32، وذلك لمطابقة ممانعة الملف بـ 50 W .

إن المجال المتجانس الناتج عن ملف سطحي بسيط مثل هذا يكون صغيراً، ويعتمد عمق الاختراق على حجم الملف. ومع ذلك، يمثل هذا الميزة الرئيسية لاستخدام ملف سطحي لمناطق التصوير التي تقع بالقرب من السطح، حيث يتم تحقيق نسبة إشارة جيدة إلى الضوضاء عن طريق استبعاد إشارة الضوضاء من خارج المنطقة محل الاهتمام. هناك العديد من التصميمات للملفات السطحية والملفات الموضعية الأخرى لأغراض محددة. ومع ذلك، إذا كانت هناك حاجة إلى صور الجسم بالكامل، أو كانت المناطق محل الاهتمام بعيدة عن السطح، فيجب استخدام ملف حجمي.

ملفات الحجم كبيرة بما يكفي لتناسب الجسم كله، أو منطقة معينة، مثل الرأس أو أحد الأطراف، ولها منطقة متجانسة تمتد على مساحة كبيرة. التصميم الأكثر استخداماً، كما هو موضح في الشكل 2.33. يتكون هذا من عدد من الأسلاك التي تعمل على طول اتجاه z ، مرتبة لإعطاء تباين تيار جيب التام حول محيط الملف.

4.3.I التحكم والمعالجة

يتم التحكم في عملية المسح من جهاز كمبيوتر مركزي. يحدد هذا شكل التدرج وأشكال موجة الترددات اللاسلكية، والتوقيتات التي سيتم استخدامها، ويمرر هذه المعلومات إلى مولد الشكل الموجي، الذي يقوم بإخراج الإشارات وتمثيلها ل يتم تضخيمها وإرسالها إلى الملفات. يتم تحويل إشارة الرنين المغناطيسي النووي، بمجرد اكتشافها بحساسية الطور، إلى إشارة رقمية بواسطة محول تناظري إلى رقمي. يتم بعد ذلك إرسال الإشارة الرقمية إلى معالج الصور

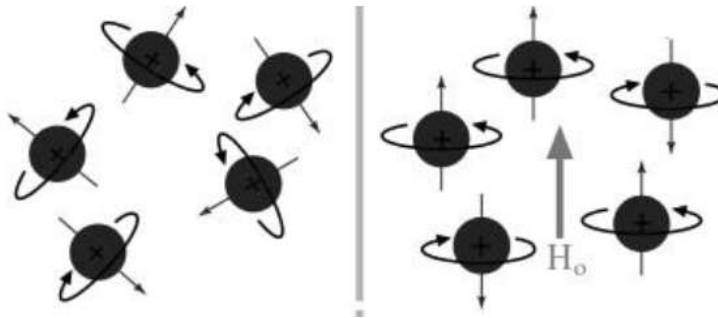
لتحويل فورييه ويتم عرض الصورة على الشاشة. يتم تخزين البيانات الأولية، وهي الإشارة قبل تحويل فورييه، لتمكين تطبيق التصحيحات على البيانات في المعالجة اللاحقة.

4.I. آلية التصوير بجهاز الرنين المغناطيسي

الرنين النووي المغناطيسي NMR ظاهرة، تحدث عندما توضع نوى ذرات معينة تحت تأثير حقل مغناطيسي ثابت ومن ثم يتم تعريضها إلى حقل مغناطيسي آخر متغير.

تتألف النوى من مجموعة من الشحنات المتحركة لذا فإنها تتصرف وكأنها مجموعة من المغناطيس الصغيرة حيث تكون ذات اتجاهات عشوائية ولدى تطبيق حقل مغناطيسي عليها فإنها تأخذ اتجاهاً موازياً للحقل سواء مع الحقل أو معاكسة له إلا أن الحالة السبينية العليا في التوزيع السكاني هي الحالة الأكثر انخفاضاً بالطاقة والتي تتوازي فيها السبينات مع الحقل المغناطيسي.

تُظهر بعض النوى ظاهرة الرنين النووي المغناطيسي لكن بعضها الآخر لا يظهرها، ويعتمد هذا على كون هذه النوى تملك سبيناً أم لا. يكون السبين للنويات العدد الكتلي الزوجي وعدد البروتونات الزوجي (مساوياً للصفر مثل C^{12} لا تملك مثل هذه النوى سبيناً وسوف لن تبدي ظاهرة الرنين النووي المغناطيسي. بينما تنتج الحالات الطاقية للنوى التي تملك سبيناً لا يساوي الصفر من تفاعل العزم المغناطيسي النووي مع الحقل المغناطيسي المطبق، ويكون لهذه النوى عزم زاوي كلي كما هو موضح في الشكل (3.I).



الشكل (3.I): يمثل توجيه النوى بوجود الحقل المغناطيسي وبدونه.

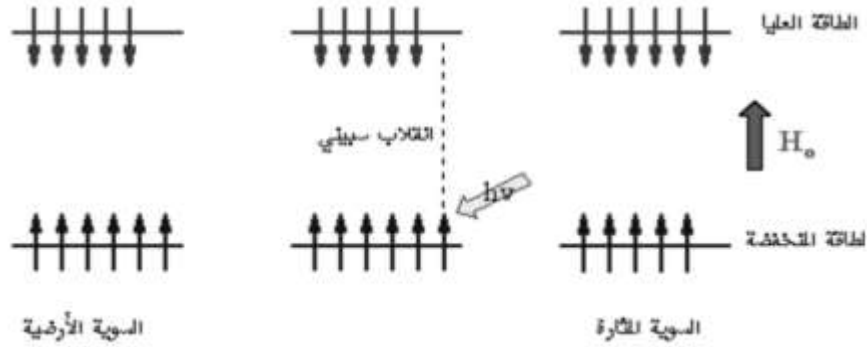
تعتمد الطاقة المطلوبة لقلب السبين على شدة الحقل المغناطيسي المطبق على النواة فعند عدم وجود حقل مطبق لا يوجد أي فرق طاقي بين الحالات السبينية ولكن عند زيادة الحقل يزداد الفاصل الطاقي بين الحالات السبينية انظر الأشكال وكذلك التردد

لكي يحدث الانقلاب السبيني والذي يعرف بالرنين. إذا كان تردد النبضة يطابق الفرق بين مستويي الطاقة

، يعطى فرق الطاقة بالعلاقة التالية وكما هو موضح في الشكل (4.I).

$$h\nu = \Delta E = 2\mu B$$

$$E_i = -m_i \frac{h\gamma B_0}{2\pi}$$



الشكل (4.I): يوضح استخدام الإشعاع الكهرومغناطيسي في الرنين النووي المغناطيسي لنقل السبين

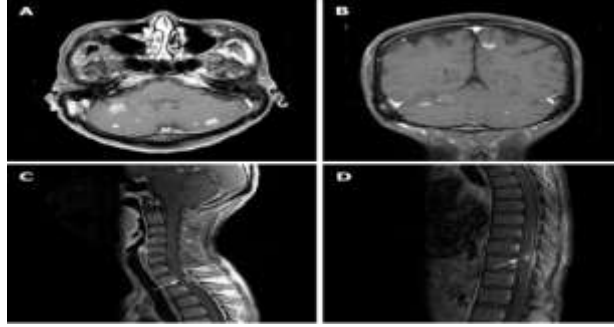
الموازي من الطاقة المنخفضة في الحالة التي يوازي فيها السبين الحقل المغناطيسي إلى الحالة الأعلى التي يعاكس فيها السبين الحقل المطب.

5.I. تطبيقات استعمال جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي

تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي تُستخدم في الطب لتشخيص ورصد مجموعة متنوعة من الحالات والمشاكل

الصحية. من بين التطبيقات الشائعة لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي:

- تشخيص أمراض الدماغ والحبل الشوكي [4].



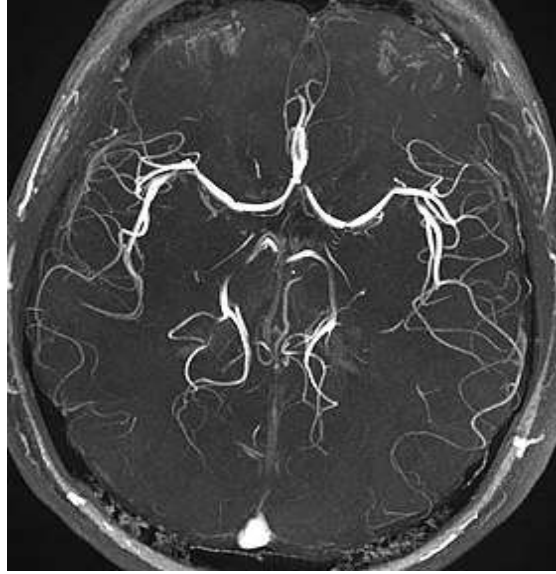
الشكل (5.I): يمثل صورة للدماغ والحبل الشوكي.

- تشخيص أمراض العضلات والعظام [5].



الشكل (6.I): يمثل صورة العضلات والدماغ.

- تشخيص أمراض الأوعية الدموية [6].



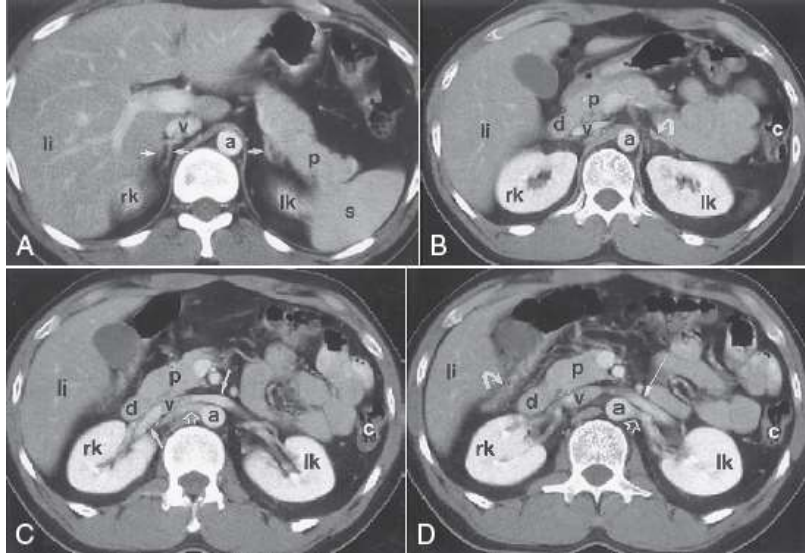
الشكل (7.I): يمثل صورة الاوعية الدموية.

تشخيص أمراض الجهاز الهضمي [7].



الشكل (8.I): يمثل صورة الجهاز الهضمي.

- تشخيص أمراض الجهاز التناسلي [8].



الشكل (8.I): يمثل صورة الجهاز التناسلي.

- تقييم وظائف الجسم [9].

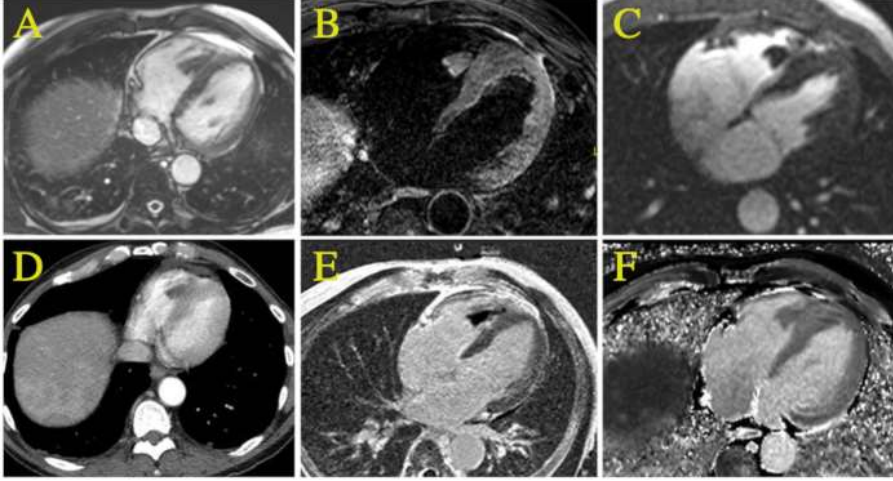
- التوجيه أثناء العمليات الجراحية [10].

- متابعة العلاج [11].

- تشخيص أمراض القلب [12].

تشخيص أمراض القلب حيث يلتقط التصوير بالرنين المغناطيسي معلومات عن القلب أثناء خفقانه؛ مما يؤدي

إلى إنتاج صور متحركة للقلب طوال دورة خفقانه.



6.I. أنظمة التبريد في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي

نظام التبريد يلعب دورًا حيويًا في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) لضمان استمرارية عمل الجهاز بكفاءة ودقة. يتكون جهاز MRI من ملفات مغناطيسية قوية تولد حقلًا مغناطيسيًا عاليًا، وهذا العمل يولد كميات كبيرة من الحرارة. حيث يعمل على تبريد هذه الملفات المغناطيسية ومكونات الجهاز الأخرى لمنع ارتفاع درجة الحرارة والحفاظ على درجة حرارة مستقرة [13]. يعتمد نظام التبريد عادة على مبردات مائية [14] أو هوائية [15] لتبريد الحرارة الناتجة عن عمل الملفات المغناطيسية والحفاظ على درجة حرارتها في الحدود المقبولة. وفي هذا العمل سنقوم بدراسة احد أنظمة التبريد وذلك بنمذجة محاكاة بواسطة برنامج محاكاة Comsol وذلك باستعمال مواد كهروحرارية [16].

بفضل نظام التبريد الفعال، يمكن لجهاز MRI أن يعمل بشكل مستمر لفترات طويلة دون تأثيرات سلبية ناجمة عن ارتفاع درجة الحرارة، مما يساعد في الحفاظ على جودة الصور ودقة التشخيص.

هناك عدة أنظمة تبريد يمكن استخدامها في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) لضمان تبريد فعال للملفات المغناطيسية ومكونات الجهاز الأخرى. وفيما يلي بعض أنظمة التبريد الشائعة:

1.6.I. تبريد الماء

يتم تداول ماء مبرد داخل أجزاء الجهاز التي تسخن، مثل الملفات المغناطيسية ومكونات الراديو التي تنتج الإشارات. يمر الماء المبرد بجوار هذه الأجزاء الساخنة ويزيل الحرارة، ثم يتم تبريده مرة أخرى قبل تداوله مرة أخرى. يتم استخدام مبردات خاصة لتبريد الماء.

2.6.I. تبريد الهواء

يمكن استخدام نظام تبريد الهواء لتبريد أجزاء الجهاز التي تسخن أيضًا. يتم استخدام مروحة لسحب الهواء البارد وتداوله حول المكونات الساخنة لتبريدها.

3.6.I. تبريد الهيليوم السائل

في الأنظمة المغلقة للملفات المغناطيسية السوبر موصلة (Superconducting MRI)، يستخدم الهيليوم السائل لتبريد الملفات المغناطيسية إلى درجات حرارة قريبة جدًا من الصفر المطلق. هذا يسمح لها بالعمل بكفاءة كبيرة وإنتاج حقول مغناطيسية قوية.

4.6.I. نظام تبريد ثانوي

في بعض الأنظمة، يتم استخدام نظام تبريد ثانوي لتبريد السوائل التي تمر في ملفات المغناطيس وتحتفظ بدرجة حرارتها المنخفضة بفضل النظام الثانوي.

5.6.I. نظام التبريد بالمواد الكهروحرارية

يعتبر نظام التبريد الكهروحراري، الذي اقترحه العالم الألماني (التنكرش) عام 1439، أحدث أنظمة التبريد المعروفة. تعمل المبردات الكهروحرارية على مبدأ بيلتيير (الذي يُدعى أحيانًا باسم أكثر شمولاً هو: الأثر الكهروحراري).

للجهاز طرفان، وعند جريان تيار مستمر عبر الجهاز، فإنه يحضر الحرارة من أحد الطرفين إلى الآخر، بحيث يبرد أحد الطرفين في حين يسخن الآخر. يرتبط الطرف «الساخن» بمصرف حراري بحيث يبقى عند الدرجة الحرارة الجوية، في حين يبرد الطرف البارد على ما دون درجة حرارة الغرفة. في بعض التطبيقات الخاصة، يمكن تجميع عدة مبردات معًا للحصول على درجة حرارة أقل.

6.I. الخاتمة

في ختام هذا الفصل، يمكن القول إن تقنية التصوير بالرنين المغناطيسي تمثل إنجازًا هامًا في مجال الطب التشخيصي، حيث توفر صورًا دقيقة ومفصلة للأنسجة والأعضاء الداخلية بدون استخدام الأشعة السينية. تتيح هذه التقنية للأطباء والمختصين فرصة فريدة لتشخيص ومتابعة مجموعة متنوعة من الحالات الطبية بشكل دقيق وفعال. من خلال فهم آلية عمل جهاز الرنين المغناطيسي وأنظمة التبريد المستخدمة فيه، يمكننا الإدراك لأهمية الاستثمار في هذه التقنية وضرورة الحفاظ على جودة وكفاءة الجهاز. ومن خلال تطبيقاتها الواسعة، تسهم التقنية في تحسين رعاية المرضى وتحقيق تشخيص دقيق وعلاج فعال للعديد من الحالات الصحية.

مراجع الفصل الأول

- [1] N. Ramsey, H. Dehmelt, W. Paul, THE NOBEL PRIZE IN PHYSICS, Nobelprize. org. uRI: hp://nobelprize. org/nobel_prizes/physics/laureates
- [2] G. Katti, S.A. Ara, A. Shireen, Magnetic resonance imaging (MRI)—A review, International journal of dental clinics, 3 (2011) 65-70.
- [3] B.L. Chapman, Gradients: The heart of the MRI machine, Current Medical Imaging, 2 (2006) 131-138.
- [4] M. Filippi, M.A. Rocca, Magnetization transfer magnetic resonance imaging of the brain, spinal cord, and optic nerve, Neurotherapeutics, 4 (2007) 401-413.
- [5] M.T. Modic, W. Pflanze, D.H. Feiglin, G. Belhobek, Magnetic resonance imaging of musculoskeletal infections, Radiologic Clinics of North America, 24 (1986) 247-258.
- [6] F. Mazzacane, V. Mazzoleni, E. Scola, S. Mancini, I. Lombardo, G. Busto, E. Rognone, A. Pichiecchio, A. Padovani, A. Morotti, Vessel wall magnetic resonance imaging in cerebrovascular diseases, Diagnostics, 12 (2022) 258.
- [7] F. Maccioni, L. Busato, A. Valenti, S. Cardaccio, A. Longhi, C. Catalano, Magnetic Resonance Imaging of the Gastrointestinal Tract: Current Role, Recent Advancements and Future Prospectives, Diagnostics, 13 (2023) 2410.
- [8] M. Bazot, E. Darai, Diagnosis of deep endometriosis: clinical examination, ultrasonography, magnetic resonance imaging, and other techniques, Fertility and sterility, 108 (2017) 886-894.
- [9] W. Schwizer, A. Steingoetter, M. Fox, Magnetic resonance imaging for the assessment of gastrointestinal function, Scandinavian journal of gastroenterology, 41 (2006) 1245-1260.
- [10] M.P. Fried, G. Topulos, L. Hsu, H. Jalahej, H. Gopal, A. Lauretano, P.R. Morrison, F.A. Jolesz, Endoscopic sinus surgery with magnetic resonance imaging guidance: initial patient experience, Otolaryngology—Head and Neck Surgery, 119 (1998) 374-380.
- [11] A. El Barzouhi, C.L. Vleggeert-Lankamp, G.J. Lycklama à Nijeholt, B.F. Van der Kallen, W.B. Van Den Hout, W.C. Jacobs, B.W. Koes, W.C. Peul, Magnetic resonance imaging in follow-up assessment of sciatica, New England Journal of Medicine, 368 (2013) 999-1007.
- [12] A.J. Lewis, M.K. Burrage, V.M. Ferreira, Cardiovascular magnetic resonance imaging for inflammatory heart diseases, Cardiovascular Diagnosis and Therapy, 10 (2020) 598.
- [13] A. Abuzinadah, A. Dobaie, K. Khashoggi, M. Wazzan, G. Jamjoum, Design and Impelmentation of a modified cooling system for MRI scanner to enhance image quality, Int J Curr Res, 8 (2016) 44284-44295.

- [14] F. Natukunda, T.M. Twongyirwe, S.J. Schiff, J. Obungoloch, Approaches in cooling of resistive coil-based low-field Magnetic Resonance Imaging (MRI) systems for application in low resource settings, *BMC Biomedical Engineering*, 3 (2021) 1-11.
- [15] J. Sedlacik, Å. Kjørstad, Z. Nagy, J.-H. Buhk, C.R. Behem, C.J. Trepte, J. Fiehler, F. Temme, Feasibility study of a novel high-flow cold air cooling protocol of the porcine brain using MRI temperature mapping, *Therapeutic hypothermia and temperature management*, 8 (2018) 45-52.
- [16] X. Sun, Y. Yan, M. Kang, W. Zhao, K. Yan, H. Wang, R. Li, S. Zhao, X. Hua, B. Wang, General strategy for developing thick-film micro-thermoelectric coolers from material fabrication to device integration, *Nature Communications*, 15 (2024) 3870.

الفصل الثاني

محاكاة نظام التبريد باستخدام

برنامج COMSOL Multiphysics

الفصل الثاني: محاكاة نظام التبريد لجهاز MRI واستعمال

برنامج COMSOL Multiphysics

1.II. المقدمة

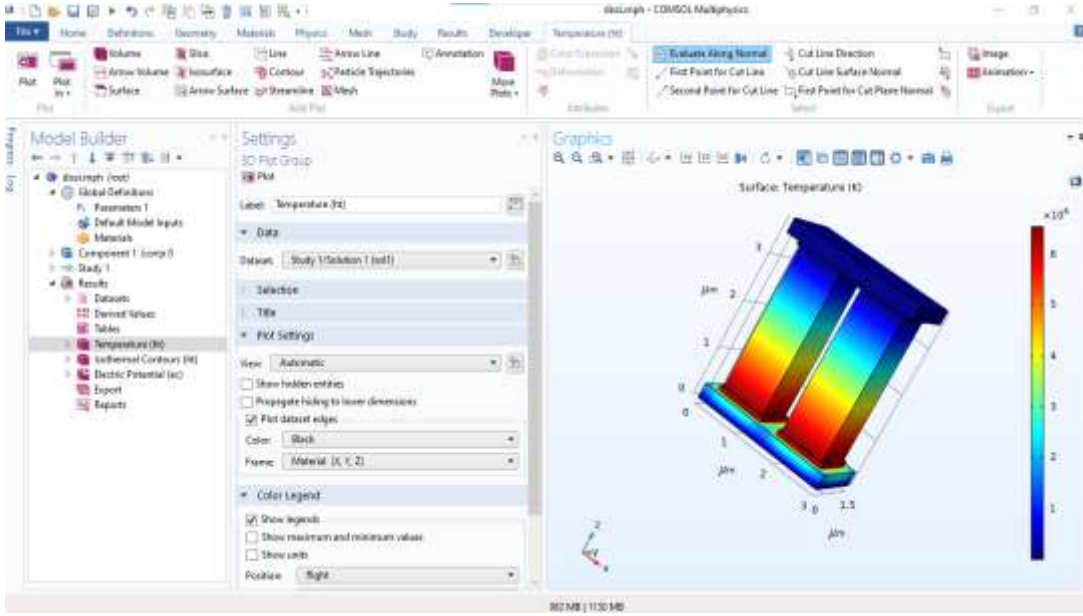
يهدف هذا الفصل إلى استعراض عملية محاكاة نظام التبريد كمرحلة أولية المستخدم في جهاز التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) باستخدام برنامج COMSOL Multiphysics. سنتطرق لتعريف هذا البرنامج، وكيفية استخدام COMSOL Multiphysics في هذا السياق. ونمذجة نظام التبريد بالمواد الكهروحرارية بواسطة هذا البرنامج.

2.II. تعريف برنامج COMSOL Multiphysics

هو برنامج متقدم في مجال الهندسة والفيزياء يهدف إلى حل مجموعة واسعة من المسائل الهندسية والفيزيائية المعقدة. يتيح COMSOL إنشاء نماذج متعددة الأبعاد تشمل تفاعلات عدة في الفيزياء مثل الحرارة، والتيارات الكهربائية، والميكانيكا السائلة [1، 2]. والتي تتفاعل مع بعضها البعض كما هو موضح في الشكل (1.II).

يتميز COMSOL بواجهة مرنة وسهلة الاستخدام تمكن المستخدمين من بناء نماذجهم بسرعة وفعالية، سواء كانوا مهندسين محترفين أو باحثين في مجالات متعددة. يتيح البرنامج مجموعة واسعة من الأدوات لتحليل وتصميم الأنظمة والعمليات في العديد من المجالات مثل الطاقة [3، 4]، والطب [5، 6]، والصناعة [7]، والبيئة [8، 9].

يتميز COMSOL أيضاً بقدرته على تحليل الظواهر الفيزيائية بدقة عالية وتقديم نتائج دقيقة وموثوقة. يستخدم البرنامج تقنية العناصر المحدودة لحل المعادلات الفيزيائية الخاصة بالنماذج، مما يسمح بالتعامل مع تفاصيل دقيقة وتأثيرات معقدة في الأنظمة الهندسية المختلفة. وهو أداة قوية وشاملة للمهندسين والباحثين لدراسة وتحليل الظواهر الفيزيائية المعقدة وتصميم الأنظمة الهندسية بدقة وفعالية. [10، 11].



الشكل (1.II): صورة لبرنامج COMSOL.

3.II. محاكاة نظام التبريد باستعمال برنامج COMSOL Multiphysics

من اجل إنشاء محاكاة لنظام التبريد باستخدام برنامج COMSOL Multiphysics. باستعمال المواد

الكهروحرارية اتبعنا الخطوات التالية:

1.3.II. بدء مشروع جديد

يقوم بفتح برنامج COMSOL Multiphysics ونختار "New" لبدء مشروع جديد. كما هو موضح في الشكل (2.II).



الشكل (2.II): بداية المشروع الجديد في برنامج COMSOL.

2.3.II. تحديد البعد والمتغيرات

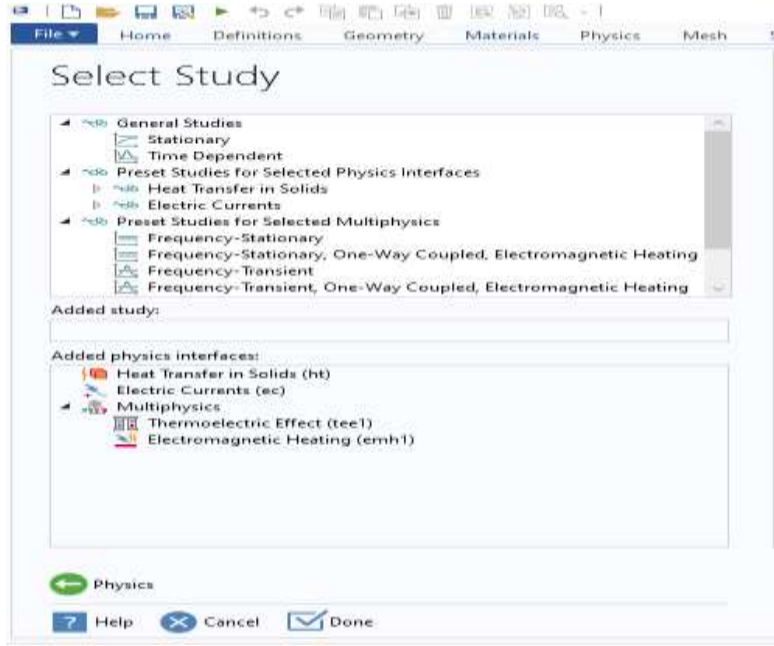
تقوم بتحديد النظام ثلاثي الأبعاد. تحدد المتغيرات الفيزيائية المناسبة لنموذج التبريد، مثل درجة الحرارة والتيار الحراري ومعاملات النقل. كما هو موضح في الشكل (3.II).



الشكل (3.II): يمثل نوع النظام والمتغيرات الفيزيائية.

3.3.II. اختيار نوع النموذج

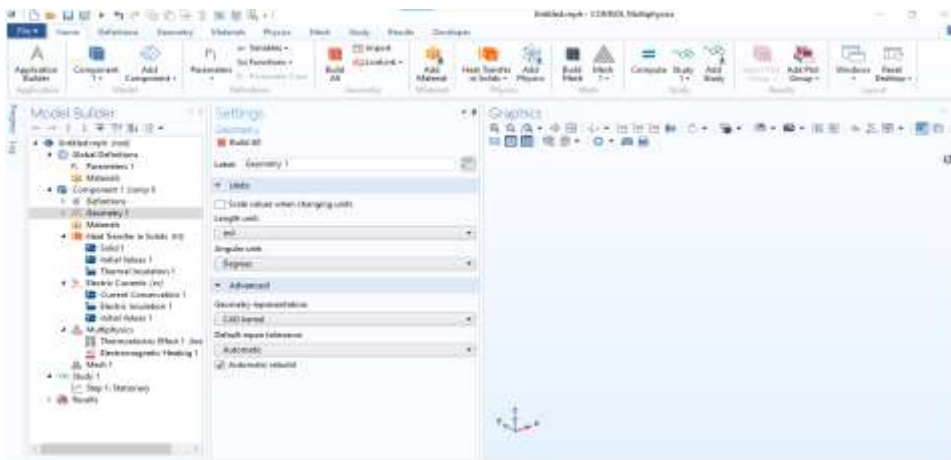
من اجل اختيار نوع النموذج نفتح قائمة من الخيارات المختلفة التي تحتوي على أنواع مختلفة من النماذج التي يمكنك بناؤها باستخدام COMSOL Multiphysics. هناك خيارات مثل "Stationary" للحالة الثابتة، و "Time Dependent" للحالة الزمنية المتغيرة، و "Frequency Domain" للتردد. ونحدد الخيار الذي يتناسب مع نوع النموذج الخاص بنا، ثم انقر فوق "OK" أو "Next" للمتابعة. كما هو موضح في الشكل (4.II).



الشكل (4.II): يمثل نوع النموذج المختار.

4.3.II. إعداد الهندسة

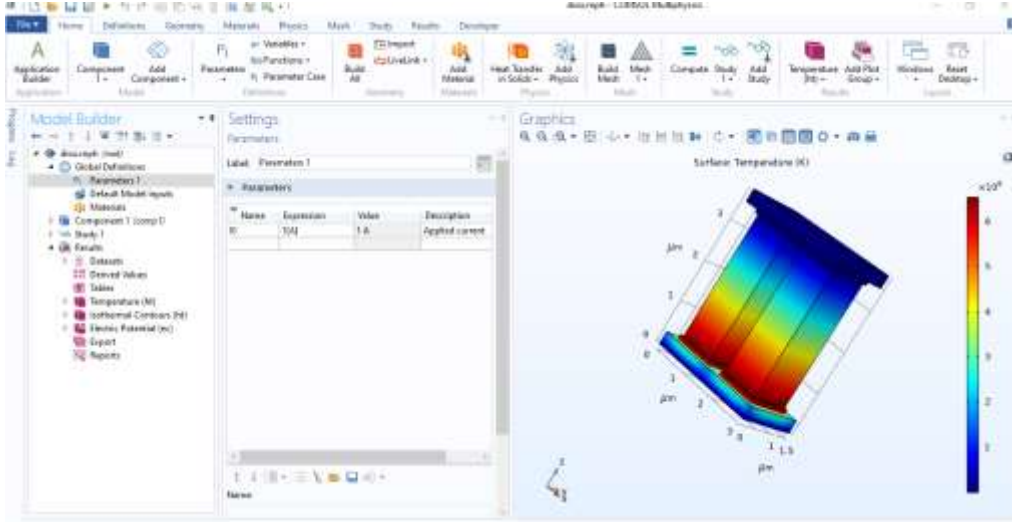
بعد تحديد نوع المشروع، يمكن تحديد خصائص إضافية للنموذج، مثل الأبعاد والوحدات والمعادلات الفيزيائية المطبقة. وأيضًا تحديد نوع المعادلات التي نرغب في حلها، مثل معادلات الحرارة، أو التيار الكهربائي، أو التيار الحراري. كما هو موضح في الشكل (5.II).



الشكل (5.II): يمثل صورة لتحديد الشكل الهندسي وابعاده والمعادلات الفيزيائية.

5.3.II. تحديد المعاملات

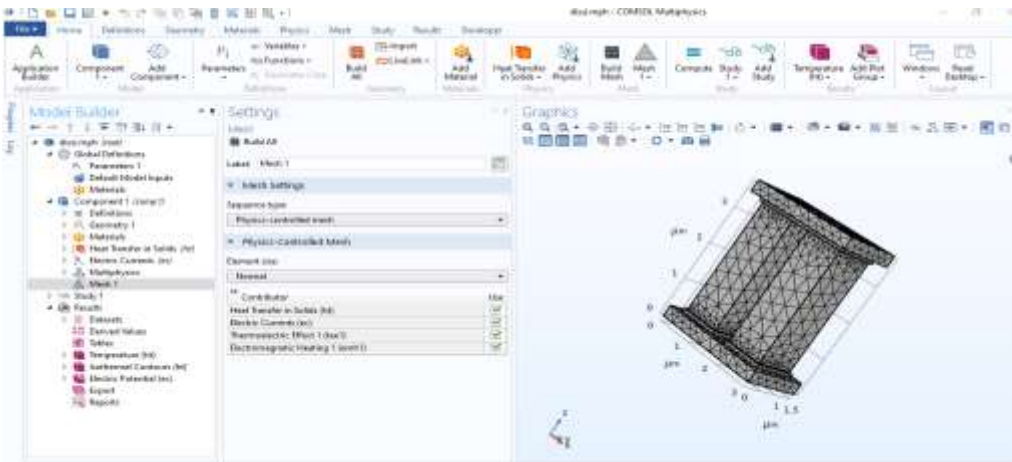
نقوم بتحديد المعلمات المناسبة لهذه المعادلات، مثل معاملات النقل والتشتت.



الشكل (6.II): يمثل صورة لتحديد المعاملات الفيزيائية.

6.3.II. تحديد الشبكة

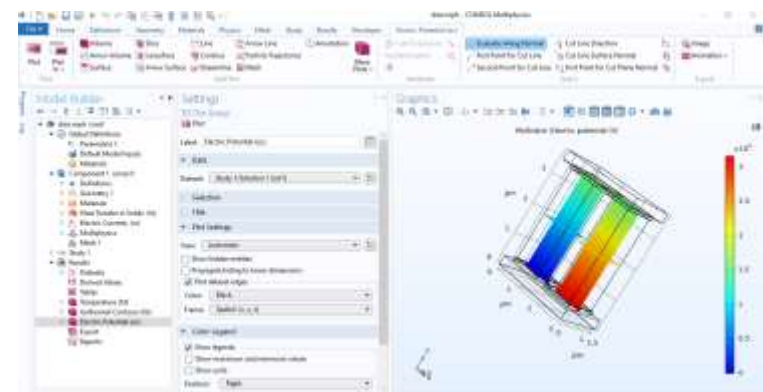
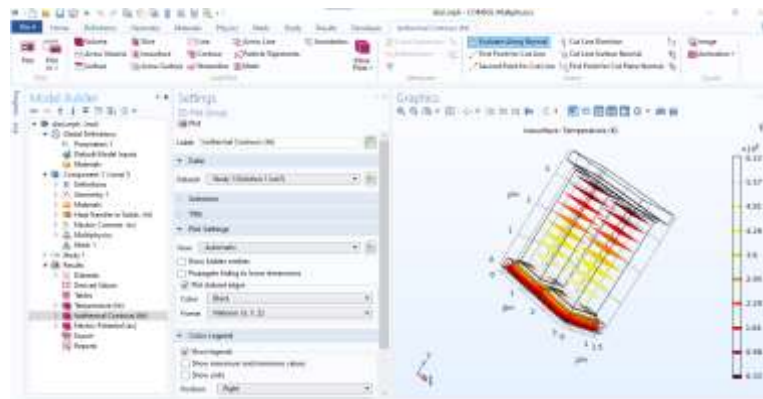
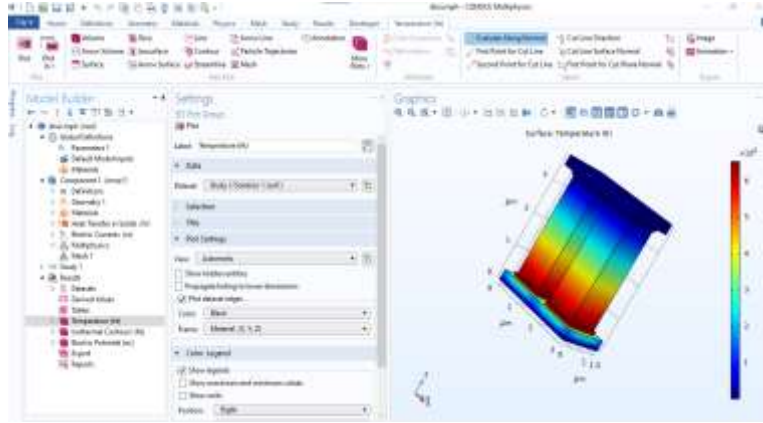
نحدد نوع ودقة الشبكة المناسبة للمحاكاة، حيث تؤثر دقة الشبكة على دقة النتائج.



الشكل (7.II): يمثل صورة لتحديد نوع شبكة النموذج.

7.3.II. تهيئة وتشغيل المحاكاة

تقوم بتهيئة إعدادات المحاكاة مثل الزمن الزمني والخطوات الزمنية. نشغل المحاكاة وننظر حتى اكتمال الحسابات.



الشكل (8.II): يمثل صورة النتائج المتحصل عليها بعد المحاكاة.

8.3.II. تحليل النتائج

نستعرض ونحلل نتائج المحاكاة، مثل درجة الحرارة وتوزيع التيار الحراري. في الفصل الثالث الذي يمثل النتائج

والمناقشات.

6.II. الخاتمة

في هذا الفصل، تم استعراض عملية محاكاة نظام التبريد كمرحلة اولية لجهاز IRM باستخدام برنامج

COMSOL Multiphysics. قمنا بتوضيح أهمية هذا النوع من النمذجة في تصميم الأجهزة الطبية وضبط أدائها،

بالإضافة إلى توضيح كيفية استخدام COMSOL Multiphysics في تحقيق ذلك بفعالية.

مراجع الفصل الثاني

- [1]R.W. Pryor, Multiphysics modeling using COMSOL®: a first principles approach, Jones & Bartlett Publishers2009.
- [2]M. Pieper, S. Schulz, Teaching Simulation Methods with COMSOL Multiphysics®, engineering education, 1 (2014) 4.
- [3]W. Xiong, Applications of COMSOL multiphysics software to heat transfer processes, DOI (2010).(
- [4]A.A. Hashim, K.I. Mahmoud, H.M. Ridha, Geometry and shape optimization of piezoelectric cantilever energy harvester using COMSOL multiphysics software, International Review of Applied Sciences and Engineering, 12 (2021) 103-110.
- [5]L. Rousseau, O. Français, G. Lissorgues, Introduction aux micro et nano technologies pour la réalisation de capteurs pour application médicale, J3eA, 21 (2022) 1011.
- [6]M.B. Emir, Simulation COMSOL Multi physiques d'un Capteur de Gaz SAW, mai, 2015.
- [7]D.W. Pepper, J.C. Heinrich, The finite element method: basic concepts and applications with MATLAB, MAPLE, and COMSOL, CRC press2017.
- [8]A. Van Schijndel, 3D modeling of urban areas for built environment applications using comsol, Proceedings of the Comsol Conference Europe, October 10-12, 2012, Milan, Italy, 2012, pp. 1-7.
- [9]A.V. Ramachandran, M.-P. Zorzano, J. Martín-Torres, Numerical heat transfer study of a space environmental testing facility using COMSOL Multiphysics, Thermal Science and Engineering Progress, 29 (2022) 101205.
- [10]P. Hrabovský, O. Kravets, The design and simulation of spiral planar coil in COMSOL multiphysics, 2019 IEEE International Conference on Modern Electrical and Energy Systems (MEES), IEEE, 2019, pp. 374-377.
- [11]A. Oukaira, N. Pal, O. Ettahri, E. Kengne, A. Lakhssassi, Simulation and FPGA implementation of thermal convection equation for complex system design, (IREA) International Journal on Engineering Applications, 2 (2016) 307-312.

الفصل الثالث

النتائج والمناقشات

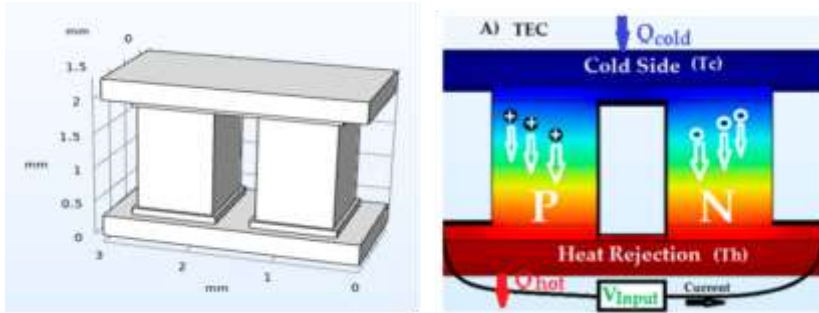
الفصل الثالث: النتائج والمناقشات

1.III. المقدمة

يعد تبريد الأنظمة من المجالات الحيوية في مجال الهندسة امرا مهما، حيث يسهم بشكل كبير في تحسين أداء الأجهزة والعمليات المتعلقة بالحرارة. في هذا الفصل، نقدم نتائج ومناقشات حول نموذج التبريد المحاكي باستخدام برنامج المحاكاة COMSOL يتضمن الفصل دراسة شاملة للبنية الهندسية المستخدمة في النموذج، بالإضافة إلى تحليل خصائص المواد المستخدمة. تركز الدراسة على تأثير شدة التيار على درجة الحرارة وتغيرات فرق الكون وتوزيع الحرارة. نستكشف كيفية تفاعل النظام مع متغيرات شدة التيار وتأثيراتها المباشرة على الأداء الحراري.

2.III. البنية الهندسية للمجسم وخصائص المواد المستعملة

من خلال استعمال برنامج المحاكاة لنمذجة نظام التبريد وباستعمال المواد الكهرو حرارية من الحصول على التبريد لاستعماله في جهاز الرنين المغناطيسي كمرحلة اولية لتبريد المغناط فائقة التوصيل للحصول على نتائج دقيقة من خلال الحقل المغناطيسي الناتج. حيث تم استعمال نموذج عام كما هو موضح في الشكل (1.III) حيث يحتوي على مادة نصف ناقلية (Semi-conducteur) من نوع Bismuth Telluride - Bi_2Te_3 P [1]. ومادة نوع Bismuth n Bi_2Te_3 Telluride - Bi_2Te_3 ومادة النحاس كإحدى ناقلات من اجل التوصيل ومواد خزفية Al_2O_3 (Céramique) وتستخدم هذه المواد لعزل الأجزاء الحساسة من التدفقات الحرارية غير المرغوب فيها وضمان الحفاظ على استقرار الحرارة في المناطق المحيطة. وتم استعمال خصائص المواد من خلال معاملات الادخال الموضحة في الجدول (1.III).



الفصل الثالث : النتائج والمناقشات

الشكل (1.III): يمثل الجسم الخاص بالمواد الكهرو حرارية.

الجدول (1.III): يبين خصائص المواد التي تمثل معاملات الإدخال لبرنامج COMSOL Multiphysics.

Copper					Al ₂ O ₃				
Property	Variable	Value	Unit	Property group	Property	Variable	Value	Unit	Property group
Electrical conductivity	sigma...	5.998e7	S/m	Basic	Electrical conductivity	sigma...	40.8e6	S/m	Basic
Heat capacity at constant pres...	Cp	385 J/(k...	J/(kg-K)	Basic	Heat capacity at constant pres...	Cp	900 J/(k...	J/(kg-K)	Basic
Relative permittivity	epsilo...	1	1	Basic	Relative permittivity	epsilo...	3.5	1	Basic
Density	rho	8960 kg...	kg/m ³	Basic	Density	rho	3900 kg...	kg/m ³	Basic
Thermal conductivity	k_iso ;...	400 W/(l...	W/(m...	Basic	Thermal conductivity	k_iso ;...	27 W/(l...	W/(m...	Basic
Seebeck coefficient	S_iso ;...	1.5e-6	V/K	Basic	Seebeck coefficient	S_iso ;...	1.5e-6	V/K	Basic
Relative permeability	mur_is...	1	1	Basic	Relative permeability	mur_is...	1	1	Basic
Coefficient of thermal expansi...	alpha_...	17e-6 1/...	1/K	Basic	Coefficient of thermal expansi...	alpha_...	8e-6 1/K	1/K	Basic
Young's modulus	E	110e9 Pa	Pa	Young's modulus and Poi...	Young's modulus	E	300e9 Pa	Pa	Young's modulus and Poi...
Poisson's ratio	nu	0.35	1	Young's modulus and Poi...	Poisson's ratio	nu	0.222	1	Young's modulus and Poi...
Reference resistivity	rho0	1.72e-8	Ω-m	Linearized resistivity	Reference resistivity	rho0	1.72e-8	Ω-m	Linearized resistivity
Resistivity temperature coeffici...	alpha	0.0039 1...	1/K	Linearized resistivity	Resistivity temperature coeffici...	alpha	0.0039 1...	1/K	Linearized resistivity
Reference temperature	Tref	298 K	K	Linearized resistivity	Reference temperature	Tref	298 K	K	Linearized resistivity

Bismuth Telluride - Bi ₂ Te ₃ -P					Bismuth Telluride - Bi ₂ Te ₃ -N				
Property	Variable	Value	Unit	Property group	Property	Variable	Value	Unit	Property group
Heat capacity at constant pres...	Cp	154 J/(k...	J/(kg-K)	Basic	Heat capacity at constant pres...	Cp	154 J/(k...	J/(kg-K)	Basic
Density	rho	7700 kg...	kg/m ³	Basic	Density	rho	7700 kg...	kg/m ³	Basic
Seebeck coefficient	S_iso ;...	S(T)	V/K	Basic	Seebeck coefficient	S_iso ;...	-S(T)	V/K	Basic
Electrical conductivity	sigma...	sigma(T)	S/m	Basic	Electrical conductivity	sigma...	sigma(T)	S/m	Basic
Thermal conductivity	k_iso ;...	k(T)	W/(m...	Basic	Thermal conductivity	k_iso ;...	k(T)	W/(m...	Basic
Relative permittivity	epsilo...	1	1	Basic	Relative permittivity	epsilo...	1	1	Basic

3.III. المواد الكهرو حرارية

هي المواد التي تظهر تغيرًا في درجة الحرارة عند تعرضها لتغير في التيار الكهربائي. يعني هذا أنها تتحول الطاقة الكهربائية إلى طاقة حرارية. حيث انها تعتمد على ظاهرتين مختلفتين متعاكستين وهما:

يمكن وصف كفاءة المواد الكهرو حرارية من خلال رقم الجدارة الكهروضوئية بدون أبعاد (Z_T) الموضح في

العلاقة التالية: [2]

$$Z_T = \frac{\alpha^2 \sigma T}{K}$$

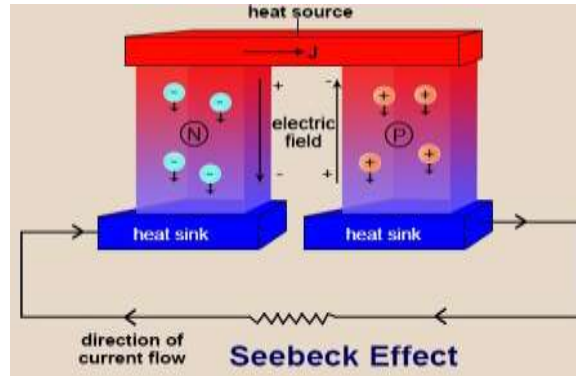
حيث:

σ يمثل الناقلية الكهربائية. K : يمثل الناقلية الحرارية.

T : يمثل درجة الحرارة. α : معامل سيبيك.

1.3.III. ظاهرة سيبيك (Seebeck Effect)

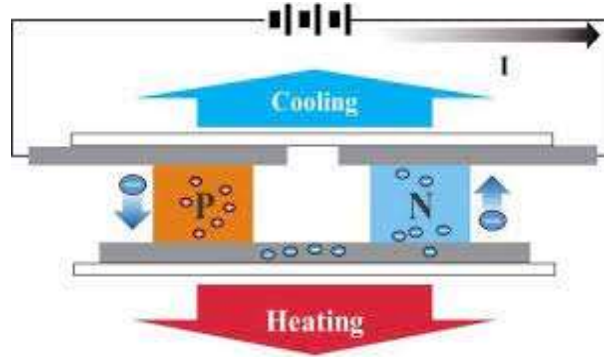
هي ظاهرة فيزيائية تتمثل في ظهور فرق جهد كهربائي عبر موصل معين عندما يتم تعريضه لفرق في درجة الحرارة بين النقطتين اللتين تتصلان به كما هو موضح في الشكل (2.II). يتسبب هذا الفرق في الجهد الكهربائي في توليد تيار كهربائي في الدارة عند توصيل الموصل بدوائر كهربائية. وهذا الجهاز يسمى المزدوج الحراري. [3]



الشكل (2.III): يمثل تأثير سيبيك.

2.3.III. ظاهرة بيلتير (Peltier Effect)

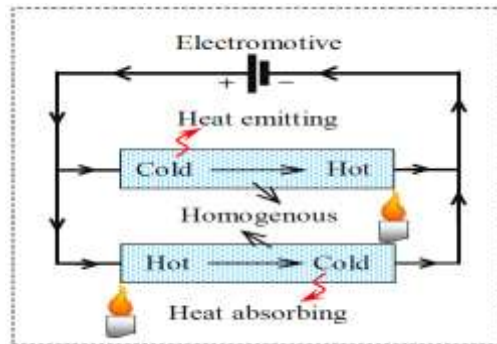
تعتبر ظاهرة بيلتير ظاهرة عكسية لظاهرة سيبيك. حيث تُولّد تغيرات في درجة الحرارة عند تعرض موصل لتيار كهربائي. عند تمرير تيار كهربائي عبر تقاطع بين موصلين مختلفين في الخصائص الكهربائية كما هو موضح في الشكل (3.II)، يحدث امتصاص أو إطلاق للحرارة عند التقاطع، مما يسبب تبريدًا أو تسخينًا للمنطقة المحيطة [4].



الشكل (3.III): يمثل تأثير بيلتير.

3.3.III. ظاهرة طومسون (Thomson Effect)

تم ملاحظة تأثير طومسون عام 1851 من قبل اللورد كلفن (وليام طومسون) كما هو موضح في الشكل (4.III). تأثير طومسون، هو تطور أو امتصاص الحرارة عندما يمر تيار كهربائي عبر دائرة مكونة من مادة واحدة لها اختلاف في درجة الحرارة على طولها. يتم فرض هذا النقل للحرارة على الإنتاج المشترك للحرارة المرتبطة بالمقاومة الكهربائية للتيارات في الموصلات.



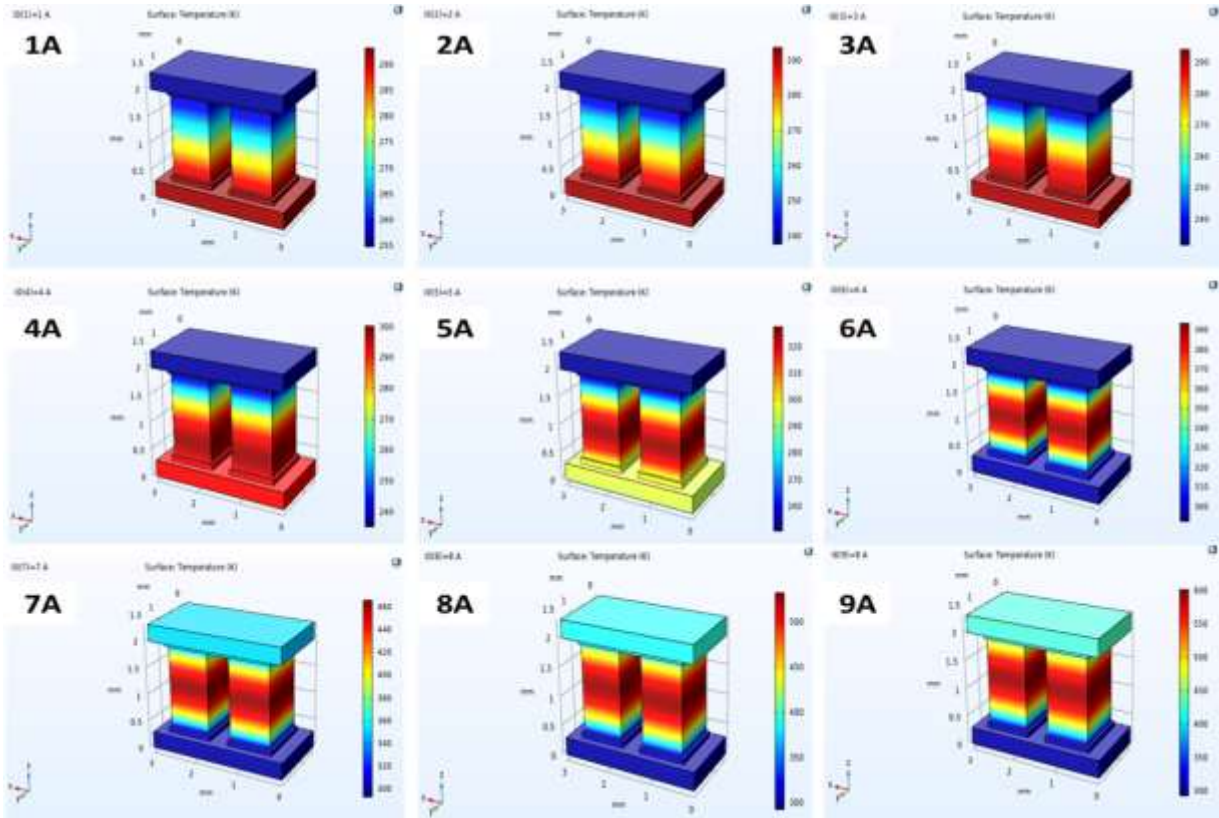
الشكل (4.III): يمثل تأثير طومسون.

4.III. تأثير التيار الكهربائي على اختلاف درجة الحرارة

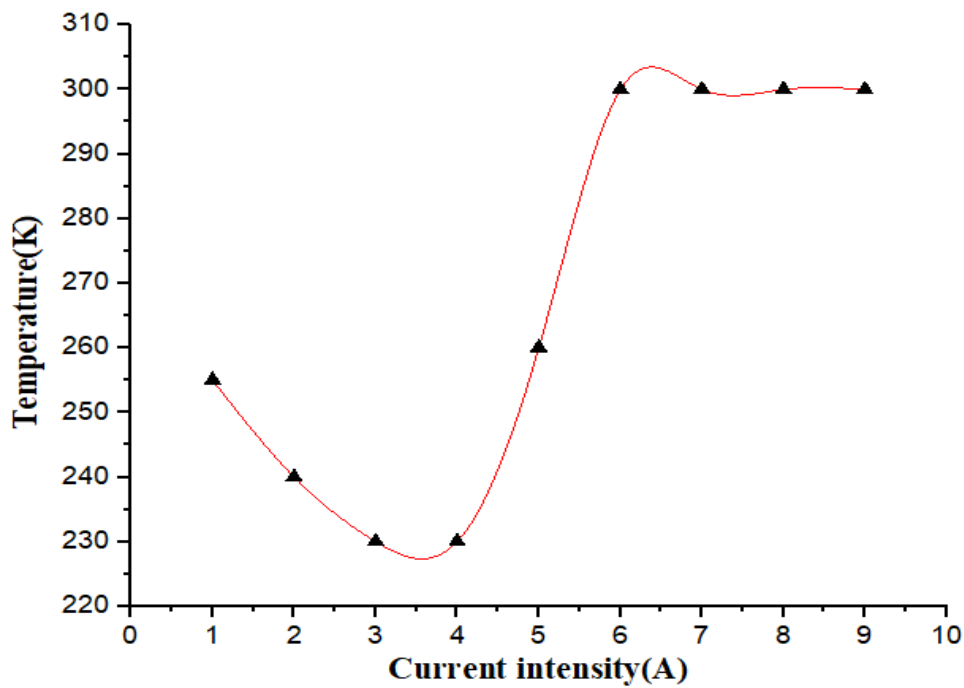
تمت دراسة تغير درجة الحرارة للنموذج باختلاف شدة التيار من (1A . 9 A). والنتائج موضحة في الشكل (III.5(a-b)). حيث نلاحظ انه كلما زادت شدة التيار تقل درجة الحرارة في جهة حيث تتراوح درجة الحرارة من 240 K إلى 300 K . حيث تم استعمال تأثير بيلتيير (Peltier Effect) والذي يعتمد على توليد تغير في درجة الحرارة بدلالة شدة التيار. ومن خلال النتائج المتحصل عليها يمكن اعتبار شدة التيار 3A للحصول على درجة الحرارة 240 K وهي درجة الحرارة الكافية للتبريد كمرحلة اولية من اجل الاستعمال. بيلتيير لتبريد الحرارة ومنع ارتفاع درجة حرارة الوحدات. اما المرحلة الثانية تبريد إضافي باستخدام النيتروجين السائل لخفض درجة الحرارة إلى 77 كلفن [5]. بالإضافة الى المرحلة الثالثة وهي دمج نظام تبريد ميكانيكي لخفض درجة الحرارة إلى 4.2 كلفن [6]. واتباع هذه الخطوات وتكامل الأنظمة المختلفة، يمكن الوصول إلى درجات حرارة منخفضة كافية لتبريد مغناطيسات فائقة التوصيل بشكل فعال باستخدام المواد الكهروحرارية. الجدول (2.I) يمثل مقارنة كفاءة بعض المواد الكهروحرارية في التبريد.

الجدول (2.I) يمثل مقارنة كفاءة بعض المواد الكهروحرارية في التبريد.

المواد	النوع	ZT value	درجة الحرارة	المراجع
Bi-doped PbSeTe/PbTe (QDSL)	n-type	3	550 K	[7]
In _{0.2} Ce _{0.15} Co ₄ Sb ₁₂ Skutterudite	n-type	1.4	800 K	[8]
PbTeSrTe	p-type	1.7	800 K	[9]
Bi ₂ (Te _{0.94} Se _{0.06}) ₃	n-type	1.25	298 K	[10]
Bi ₂ Te ₃	n-type	1.5	240 K	العمل الخاص بنا



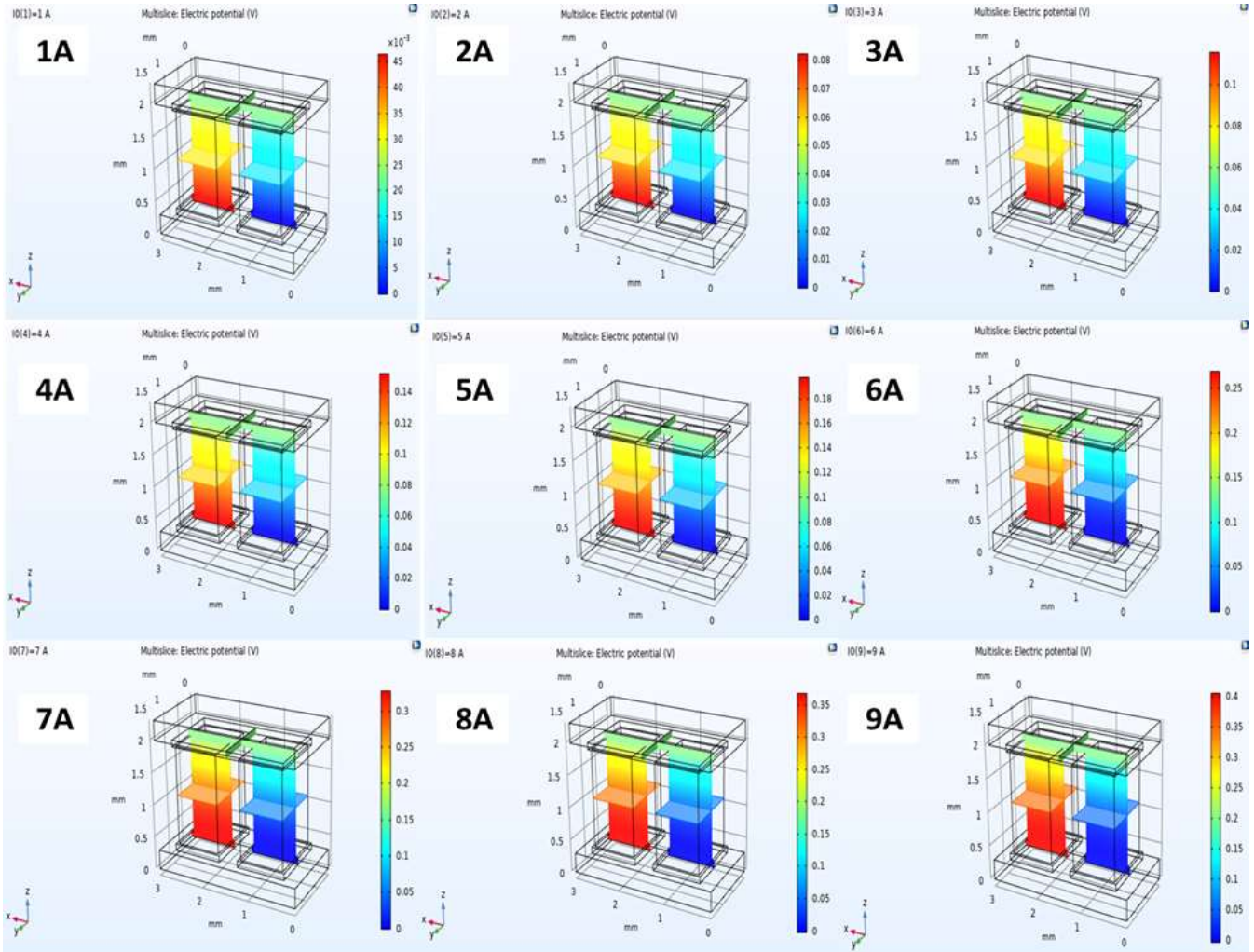
الشكل (5 a.III): يمثل صور تدرج درجة الحرارة بدلالة شدة التيار.



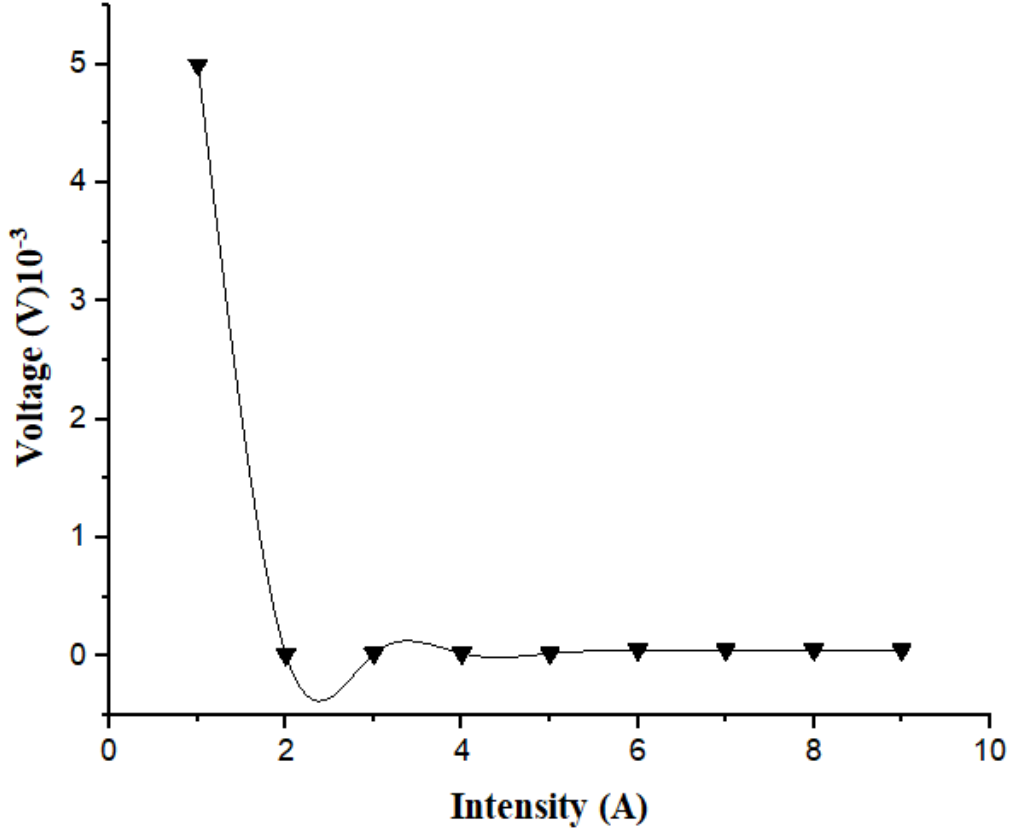
الشكل (5 a.III): يمثل منحنى تغير درجة الحرارة بدلالة شدة التيار.

5.III. تأثير شدة التيار الكهربائي على اختلاف الفرق في الكون للمجسم

يتم دراسة التغير في فرق الكون بدلالة شدة التيار في النموذج الناتج والنتائج المتحصل عليها موضحة في الشكل (III.6(a-b)). حيث نلاحظ انه كلما زادت شدة التيار يقابله نقصان في فرق الكون. ثم الزيادة بنسبة طفيفة في $I=3A$ تمت هذه الدراسة قد تحديد الكفاءة القصوى للمولد وفهم المقاومة الداخلية للمولد بالإضافة الى تحديد القيمة القصوى للطاقة فان درجة الحرارة تتناسب مع شدة التيار في حالة عدم وجود مقاومة داخلية [10-11]. ومن خلال النتائج المتحصل عليها يمكن اعتبار شدة التيار $3A$ قيمة مميزة للحصول على المولد المثالي لدرجة الحرارة المنخفضة والمرتفعة.



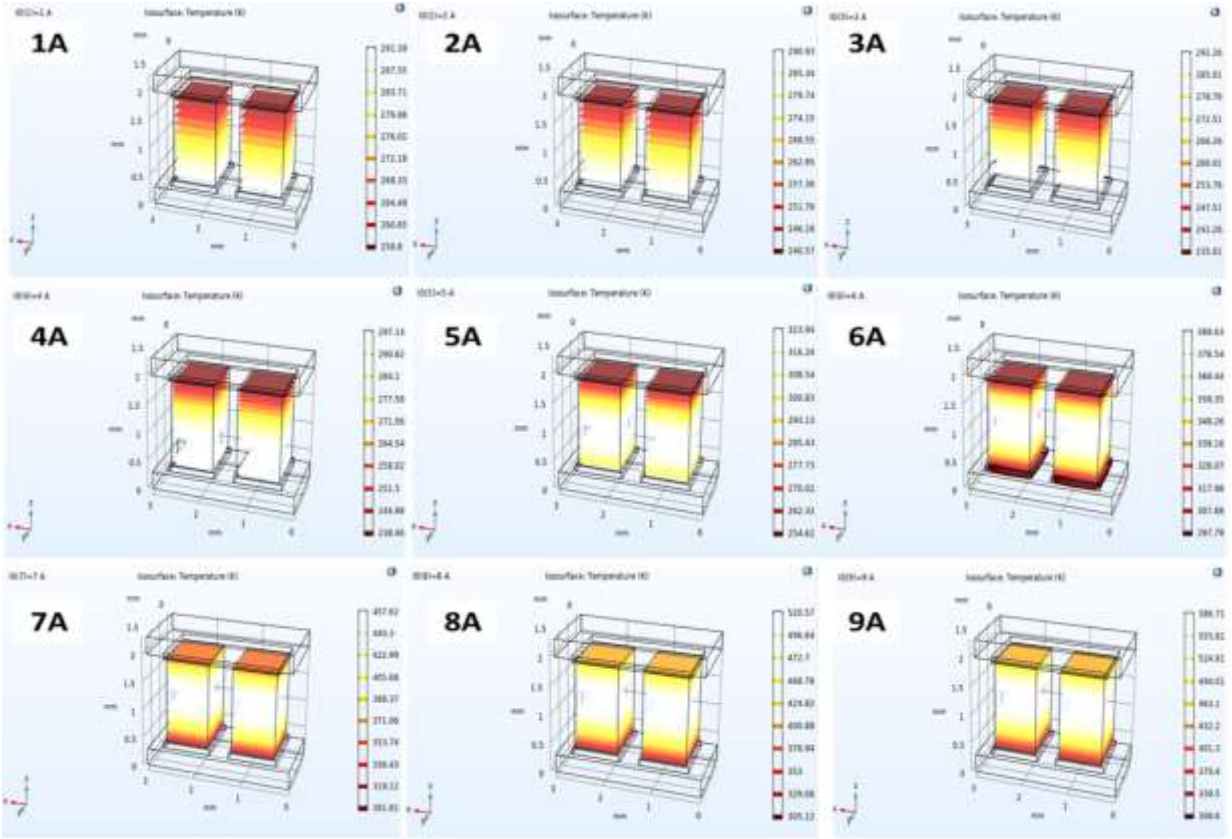
الشكل (III.6a): يمثل صور تدرج فرق الكون بدلالة شدة التيار.



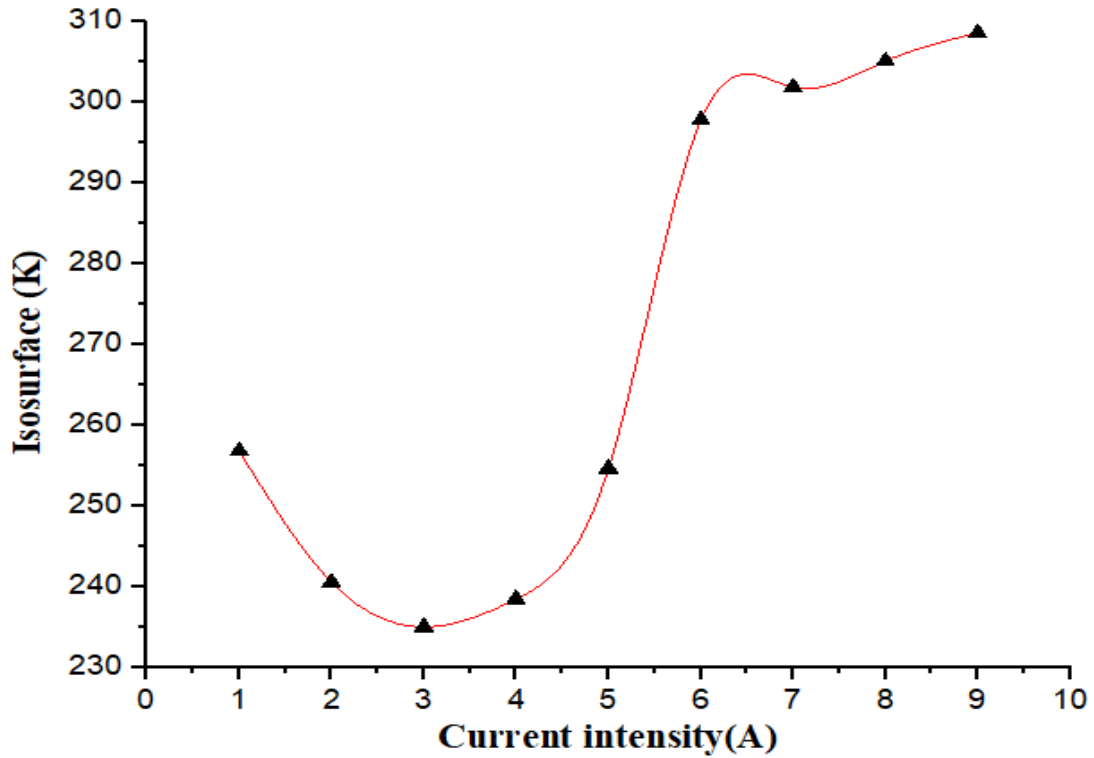
الشكل (6b.III): يمثل تغير فرق الكون بدلالة شدة التيار.

6.III. تأثير شدة التيار الكهربائي على الوصلة داخل الجسم

تم دراسة شدة التيار الكهربائي على المواد نصف ناقلة وباختلاف شدة التيار والنتائج موضحة في الشكل (7(a-b).III). حيث نلاحظ تدرج في درجة الحرارة باختلاف شدة التيار وانه كلما زادت شدة التيار نلاحظ نقصان في التدرج الحراري ثم الزيادة. تظهر بعض المواد، مثل المواد الكهروحرارية، تغيرات في درجة الحرارة عند تعرضها للتيار الكهربائي. وتتجلى هذه التغيرات عادةً في تبريد المادة في جهة وتسخينها في الجهة الأخرى. تحدث هذه الظاهرة بفعل التغيرات في ترتيب الذرات أو الجزيئات في المادة عند تعرضها للتيار الكهربائي [12-13].



الشكل (7a.III): يمثل صور تدرج درجة الحرارة الداخلية للوصلة بدلالة شدة التيار.



الشكل (7b.III): يمثل صور تدرج درجة الحرارة الداخلية للوصلة بدلالة شدة التيار.

7.III. الخاتمة

تُظهر النتائج التي تم جمعها وتحليلها في هذا الفصل أن تغيرات شدة التيار تؤثر بشكل كبير على أداء نظام التبريد المحاكى. وبفضل الفهم المتزايد لتأثيرات شدة التيار، يمكن تحسين تصميمات الأنظمة الحرارية لتحقيق أداء أفضل وفعالية أكبر في استخدام الطاقة. توفر هذه الدراسة أساسًا قويًا للبحوث المستقبلية في مجال تبريد الأنظمة وتطوير تقنيات أكثر تقدمًا في هذا المجال.

الآفاق المستقبلية

- البحث في مواد جديدة وطرق تبريد مبتكرة يمكنها تحمل شدة تيار أعلى مع الحفاظ على كفاءة الطاقة.
- استخدام التقنيات المتقدمة مثل التبريد بالليزر أو التبريد بالأنابيب النانوية لتحسين الأداء والكفاءة.
- دراسة طرق جديدة لتحسين كفاءة تحويل الطاقة وتقليل الفاقد الحراري في أنظمة التبريد.
- تطوير استراتيجيات جديدة للتحكم في شدة التيار بهدف تحقيق أقصى كفاءة مع أقل استهلاك للطاقة.

- [1]W. Zhu, P. Wei, J. Zhang, L. Li, W. Zhu, X. Nie, X. Sang, Q. Zhang, W. Zhao, Fabrication and excellent performances of bismuth telluride-based thermoelectric devices, ACS Applied Materials & Interfaces, 14 (2022) 12276-12283.
- [2]Y. Cui, Thermoelectric materials: ternary and higher oxides and tellurides, DOI (2010).
- [3]K.-I. Uchida, S. Takahashi, K. Harii, J. Ieda, W. Koshibae, K. Ando, S. Maekawa, E. Saitoh, Observation of the spin Seebeck effect, Nature, 455 (2008) 778-781.
- [4]H. Lim, J.W. Jeong, Desirable arrangement of thermoelectric modules for radiant cooling panel, 2018 Purdue Conference Proceedings, Purdue University, 2018, pp. 1-10.
- [5]R.l. Chassagnoux, Etude des propriétés diélectriques de l'azote liquide et diphasique dans le cadre du limiteur de courant, Université Grenoble Alpes, 2019.
- [6]Y. Matsuki, K. Ueda, T. Idehara, R. Ikeda, I. Ogawa, S. Nakamura, M. Toda, T. Anai, T. Fujiwara, Helium-cooling and-spinning dynamic nuclear polarization for sensitivity-enhanced solid-state NMR at 14 T and 30 K, Journal of Magnetic Resonance, 225 (2012) 1-9.
- [7] M.S. Islam, A. Alam, S. Kamal, Preservation of medicines & vaccines by thermoelectric (Peltier) refrigeration unit in Bangladesh perspective, Department of Mechanical Engineering, 2017.
- [8] H. Li, X. Tang, Q. Zhang, C. Uher, High performance $\text{In}_x\text{Ce}_y\text{Co}_4\text{Sb}_{12}$ thermoelectric materials with in situ forming nanostructured InSb phase, Applied Physics Letters, 94 (2009).
- [9] K. Biswas, J. He, Q. Zhang, G. Wang, C. Uher, V.P. Dravid, M.G. Kanatzidis, Strained endotaxial nanostructures with high thermoelectric figure of merit, Nature chemistry, 3 (2011) 160-166.
- [10] O. Yamashita, T. Ochi, H. Odahara, Effect of the cooling rate on the thermoelectric properties of p-type $\text{Bi}_{0.25}\text{Sb}_{0.75}$ 2Te_3 and n-type $\text{Bi}_2(\text{Te}_{0.94}\text{Se}_{0.06})_3$ after melting in the bismuth–telluride system, Materials Research Bulletin, 44 (2009) 1352-1359.
- [11]J. Chen, K. Li, C. Liu, M. Li, Y. Lv, L. Jia, S. Jiang, Enhanced efficiency of thermoelectric generator by optimizing mechanical and electrical structures, Energies, 10 (2017) 1329.
- [12]N .Kempf, Y. Zhang, Design and optimization of automotive thermoelectric generators for maximum fuel efficiency improvement, Energy Conversion and Management, 121 (2016) 224-231.
- [13]B. Du, J.L. Hudgins, E. Santi, A.T. Bryant, P.R. Palmer, H.A. Mantooth, Transient electrothermal simulation of power semiconductor devices, IEEE Transactions on power electronics, 25 (2009) 237-248.
- [14]D. Fu, J. Zou, K. Wang, R. Zhang, D. Yu, J. Wu, Electrothermal dynamics of semiconductor nanowires under local carrier modulation, Nano letters, 11 (2011) 3809-3815.

خاتمة عامة

خاتمة عامة

في هذه الدراسة، تم استعراض الأهمية الحيوية لجهاز التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) في المجال الطبي، وتوضيح دور المغناطيس فائق التوصيل كعنصر أساسي في عمل هذا الجهاز. تم تسليط الضوء على التحديات المتعلقة بتبريد هذه المغناطيسات وكيفية استخدام التبريد التقليدي بالهيليوم السائل. من خلال نمذجة التبريد باستخدام المواد الكهروحرارية كآلية تبريد إضافية عبر برنامج COMSOL Multiphysics، تم تحليل الفروقات الحرارية والكهربائية، وتأثير شدة التيار الكهربائي على درجة الحرارة وفرق الكون الحراري وتدرج الحرارة في الوصلة الكهروحرارية. تضمنت نتائج هذه النمذجة ومناقشة تأثير استخدام المواد الكهروحرارية في تحسين كفاءة التبريد وتقليل التكاليف المرتبطة بالتبريد التقليدي. أظهرت الدراسة أن المواد الكهروحرارية تقدم حلاً واعدًا يمكن أن يسهم في تحسين أداء أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي وإطالة عمرها التشغيلي.

في النهاية، تشير النتائج إلى إمكانية تبني التبريد الكهروحراري كمرحلة أولية فعّالة لتبريد المغناطيسات فائقة التوصيل في أجهزة MRI، مما يعزز من كفاءة الجهاز ويقلل من اعتماده على مصادر التبريد التقليدية المكلفة والمعقدة. هذه الدراسة تقدم خطوة مهمة نحو تحسين تقنيات التبريد في التطبيقات الطبية، وتمهد الطريق لمزيد من البحث والتطوير في هذا المجال الحيوي.

تعتبر أجهزة التصوير بالرنين المغناطيسي (MRI) من أهم أدوات التشخيص الطبي بفضل قدرتها على توفير صور دقيقة وواضحة للأعضاء والأنسجة الداخلية دون استخدام إشعاعات مؤينة. يعتمد جهاز MRI على مغناطيس فائق التوصيل لتوليد حقول مغناطيسية قوية، ويتطلب هذا المغناطيس تبريداً عالياً للحفاظ على خصائصه الفائقة التوصيل، وعادةً ما يُستخدم الهيليوم السائل لهذا الغرض. تهدف هذه الدراسة إلى تحسين كفاءة التبريد وتقليل التكاليف المرتبطة به من خلال استخدام المواد الكهروحرارية كآلية تبريد إضافية. المواد الكهروحرارية قادرة على تحويل الفروقات الحرارية إلى فروقات كهربائية والعكس، مما يجعلها مناسبة للاستخدام في أنظمة التبريد. تم استخدام برنامج COMSOL Multiphysics النمذجة وتحليل تأثير استخدام المواد الكهروحرارية في التبريد. أظهرت النتائج أن استخدام المواد الكهروحرارية كمرحلة تبريد أولية يمكن أن يحسن من كفاءة التبريد ويقلل التكاليف، مما يعزز أداء أجهزة MRI ويطيل عمرها التشغيلي. هذه الدراسة تقدم حلاً واعداً لتطوير تقنيات التبريد في التطبيقات الطبية، وتمهد الطريق لمزيد من الأبحاث والتطوير في هذا المجال.

Abstract

Magnetic Resonance Imaging (MRI) devices are among the most important medical diagnostic tools due to their ability to provide accurate and clear images of internal organs and tissues without the use of ionizing radiation. MRI relies on a superconducting magnet to generate strong magnetic fields, which requires significant cooling to maintain its superconducting properties. Liquid helium is typically used for this purpose. This study aims to improve cooling efficiency and reduce associated costs by utilizing thermoelectric materials as an additional cooling mechanism. Thermoelectric materials can convert thermal gradients into electrical voltage and vice versa, making them suitable for use in cooling systems. The COMSOL Multiphysics program was used to model and analyze the effect of using thermoelectric materials for cooling. The results showed that using thermoelectric materials as an initial cooling stage can improve cooling efficiency and reduce costs, thereby enhancing the performance of MRI devices and extending their operational lifespan. This study offers a promising solution for the development of cooling technologies in medical applications and paves the way for further research and development in this field.

Résumé

Les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont parmi les outils de diagnostic médical les plus importants en raison de leur capacité à fournir des images précises et claires des organes et des tissus internes sans utiliser de rayonnements ionisants. L'IRM repose sur un aimant supraconducteur pour générer des champs magnétiques puissants, ce qui nécessite un refroidissement important pour maintenir ses propriétés supraconductrices. L'hélium liquide est généralement utilisé à cette fin. Cette étude vise à améliorer l'efficacité du refroidissement et à réduire les coûts associés en utilisant des matériaux thermoélectriques comme mécanisme de refroidissement supplémentaire. Les matériaux thermoélectriques peuvent convertir les gradients thermiques en tension électrique et vice versa, ce qui les rend adaptés à une utilisation dans les systèmes de refroidissement. Le programme COMSOL Multiphysics a été utilisé pour modéliser et analyser l'effet de l'utilisation de matériaux thermoélectriques pour le refroidissement. Les résultats ont montré que l'utilisation de matériaux thermoélectriques comme première étape de refroidissement peut améliorer l'efficacité du refroidissement et réduire les coûts, augmentant ainsi les performances des appareils IRM et prolongeant leur durée de vie opérationnelle. Cette étude offre une solution prometteuse pour le développement des technologies de refroidissement dans les applications médicales et ouvre la voie à de nouvelles recherches et développements dans ce domaine.