



# Simulation Study on Collective Magnetic Properties and Magnetocaloric Effect of Magnetic Nanoparticles Assembled by Magnetic Field

Siyu Ma, Jianfei Sun\*

School of Biological Sciences & Medical Engineering, Southeast University, Nanjing, China

## Email address:

masiyu\_seu@163.com (Siyu Ma), 230049204@seu.edu.cn (Jianfei Sun)

## To cite this article:

Siyu Ma, Jianfei Sun. Simulation Study on Collective Magnetic Properties and Magnetocaloric Effect of Magnetic Nanoparticles Assembled by Magnetic Field. *Science Discovery*. Vol. 6, No. 1, 2018, pp. 27-34. doi: 10.11648/j.sd.20180601.15

**Received:** January 20, 2018; **Accepted:** February 5, 2018; **Published:** May 23, 2018

**Abstract:** Nanoparticles often play a role in the form of groups. The collective properties of magnetic nanoparticles will be changed as a result of the inter aggregation mode and the morphology of the particles. In this thesis, magnetic properties and magnetocaloric effects of one dimensional chain nanoparticles in magnetic field are mainly studied, which lays the foundation for further clinical applications. Through the simulation research on the multi physical coupling, the changes of collective magnetic properties and magnetocaloric effects of one dimensional structure nanoparticles assembled by magnetic field are expounded theoretically. Concretely, Comsol Multiphysics software is applied, and magnetic flux density images of one dimensional chain magnetic nanoparticles caused by alternating magnetic field are obtained with different direction. Furthermore, alternating magnetic fields are induced, magnetic flux density and electromagnetic heat images of one dimensional chain magnetic nanoparticles are obtained with different diameters and spaces, and the magnetic field distribution and the magnetic heat distribution are analyzed. Through multiple one dimensional chain nanoparticles images of different magnetic heat found that one dimensional chain nanoparticles mutual effects between adjacent particles, result in the simulation results obviously.

**Keywords:** Magnetic Nanoparticles, Simulation Study, Magnetic Property, Magnetic Thermal Property, One Dimensional Chain Structure

---

## 磁场组装的磁性纳米颗粒集体磁学性质和磁热效应的模拟仿真研究

马思雨, 孙剑飞\*

生物科学与医学工程学院, 东南大学, 南京, 中国

## 邮箱

masiyu\_seu@163.com (马思雨), 230049204@seu.edu.cn (孙剑飞)

**摘要:** 以集体的形式发挥作用的纳米颗粒, 颗粒间的聚集方式和形态会导致集体性质的变化。本论文主要研究了一维链状纳米颗粒在磁场下磁学性质的改变以及磁热效应的变化, 为磁性纳米颗粒进一步应用于临床奠定了基础。本论文通过对多物理场耦合的模拟仿真研究, 从理论上阐述了由磁场诱导的磁性纳米颗粒组装形成一维结构后导致的集体磁学性质的变化以及对于磁性纳米颗粒集体磁热效应的影响。具体利用Comsol Multiphysics软件进行模拟仿真, 对一维磁性纳米颗粒链外施加不同方向的交变磁场, 并对磁性颗粒链进行仿真计算, 得到磁通密度模和电磁热的分布图像,

并对磁场分布和磁热分布情况进行了分析。通过多个颗粒形成的颗粒链所得到的不同电磁热的图像发现, 多个颗粒形成颗粒链时, 相邻颗粒之间会产生相互影响, 使仿真结果发生明显改变。

**关键词:** 磁性纳米颗粒, 模拟仿真, 磁学性质, 磁热性质, 一维链状结构

## 1. 引言

随着纳米技术研究地不断深入, 人们对于纳米材料的研究重点已经逐步地聚焦在了磁性纳米颗粒上[1]。所谓磁性纳米颗粒, 一般指具有磁性且尺寸在1nm至10nm之间的粒子[2]。磁性纳米颗粒是一种新型的智能材料, 它不仅具有纳米材料的一般性质, 例如小尺寸效应、量子尺寸效应、宏观量子隧道效应以及表面效应等, 还具有磁性纳米材料特有的性质, 如磁响应性和超顺磁性, 可以在恒定磁场下聚集和定位, 还可以在交变磁场下吸收电磁波产生热量[3]。由于上述这些特殊的性质, 磁性纳米材料被越来越广泛地应用于生物医学领域, 比如在固定化酶、细胞分离、核磁共振造影剂、导向药物载体、磁过热疗法治疗肿瘤等方面都有较多应用。正因为磁性纳米材料所具有的一系列特殊性质, 使得此类材料近年来在各个领域得到了空前的发展和广泛的应用。

### 1.1. 磁性纳米颗粒性质

磁性是磁性纳米颗粒最显著的特征, 在宏观上, 能够吸引铁、钴、镍等物质的性质称为磁性[4]; 在微观上, 磁性是由具有电荷与质量的粒子(电子、质子以及正负粒子等)运动产生。铁磁材料在高于居里温度时存在顺磁效应, 而居里温度与颗粒粒径成正比, 随着颗粒粒径的减小而降低, 当粒径小于临界尺寸时则表现为超顺磁性, 当磁性纳米颗粒的尺寸在铁磁性材料的单磁畴( $10^9 \sim 10^{15}$ 个原子, 体积约为 $10^{-9} \text{cm}^3$ )范围内时, 颗粒的热运动动能和各向异性能大致相等。同样, 温度的改变也会使得铁磁材料在超顺磁性和铁磁性之间相互转换。磁性纳米粒子可以利用同性磁极相互排斥、异性磁极相互吸引的原理定向地移动到靶部位, 或者产生机械力来给予生物力学刺激。磁性纳米颗粒作为靶向物质时必须具备超顺磁性, 因为具有超顺磁性的纳米颗粒在外加磁场去除后, 颗粒的磁性就会消失, 从而能够随血液流动, 这样就避免了颗粒自身的聚集对人体造成的伤害[5-6]。此外, 当磁性纳米颗粒处于交变磁场时, 由于吸收电磁波会产生热量, 从而使温度升高, 病变组织坏死[7-8]。靶向性是磁性纳米颗粒具有的一种独特的性质, 可分为被动和主动两类, 该性能使得磁性纳米颗粒能够在外界磁场的作用下聚集和定位。但是, 在磁过热疗法治疗肿瘤的过程中, 仅仅依靠磁导向形式的靶向性作用较差, 无法精确地到达组织细胞的深处, 并且容易伤害肿瘤细胞周围的正常组织和器官。因此, 可以利用将具有表面活性的特异性抗体或配体修饰在磁性纳米颗粒表面, 使磁性纳米颗粒具有更加良好的介导靶向性[6]。根据磁性纳米材料的靶向性, 可以将联合磁共振造影剂、用于荧光探测的荧光染料、用于核素成像的放射性元素等连接在靶向

体系的表面, 形成具有多种成像功能的复合纳米颗粒, 用于辅助体内靶向探测及临床试验和治疗[6]。

### 1.2. 磁性纳米颗粒的主要应用及国内外研究现状

由于独特的磁学性质, 使得磁性纳米颗粒在磁场导向、MRI影像以及磁致生热等领域发挥着越来越重要的作用, 得到了生物医学工程研究者越来越多的关注。利用磁性纳米颗粒的磁介导热疗法作为治疗肿瘤的一种新型疗法, 已经成为近年来研究的热点[9]。磁介导热疗法利用的原理是铁磁性材料在外加交变磁场的作用下能够升温的物理特性。在磁介导热疗的过程中, 首先利用磁性介质的靶向性将其引入肿瘤组织, 之后外加交变磁场, 磁性材料具有的磁热特性能够使磁性介质温度升高, 升温至 $43^\circ\text{C} \sim 45^\circ\text{C}$ 后, 肿瘤细胞会大量凋亡, 而正常组织能够存活下来, 从而达到杀死肿瘤组织的目的[10]。磁介导热疗法中, 在外加交变磁场的作用下, 磁性材料的产热主要影响因素为磁滞效应、涡流效应、畴壁共振、磁后效应等。而当磁性材料处在微米尺寸或纳米尺寸时, 主要的产热机制是磁滞效应[11]和奈尔弛豫[12]。磁滞效应和奈尔弛豫产热与颗粒的尺寸大小有关, 但不是随着尺寸单调变化的[13], 还与其他因素有关。对于磁滞效应产热而言, 颗粒的尺寸与矫顽力、剩磁成反比, 即颗粒的粒径越小矫顽力和剩磁越大, 产热越多。当颗粒直径小到临界尺寸后, 矫顽力和剩磁会急剧下降, 直至出现超顺磁性, 此时的磁性纳米颗粒主要通过奈尔弛豫产热。用于肿瘤热疗的磁性纳米颗粒尺寸一般都要保持在10nm以下, 因为在这一临界尺寸以下的磁性颗粒之间的吸引磁能小于布朗运动的能量, 颗粒沉降的重力能也小于颗粒布朗运动的能量。在这一尺寸下的磁性纳米颗粒还接近细胞、蛋白质、病毒、基因片段的大小, 可以很容易地与这些物质融为一体。另外, 直径在10nm以下的磁性纳米颗粒容易由外加磁场定位, 便于实现远程控制, 还能够将外界交变磁场的能量转换为热能传递给生物组织[11]。磁性材料具有铁磁特性与超顺磁性两种不同的特性, 由于磁性颗粒尺寸的不同会表现出不同的特性。磁性颗粒在大于临界尺寸时表现出铁磁特性, 在外加交变磁场下通过磁滞效应产热[14]; 磁性颗粒在小于临界尺寸时表现出超顺磁性, 在外加交变磁场下通过奈尔弛豫现象产热。居里温度是铁磁性材料的一个主要特点, 居里温度是一个临界温度, 当高于该温度时, 热运动较强, 自发磁化消失, 磁性材料成为顺磁相, 磁滞损耗也随之消失, 材料不再发热导致温度降低; 当材料温度低于居里温度时, 转化为铁磁性材料, 进而继续发热, 正是这样反复的过程实现了温度自动控制的目的[15], 这对运用热疗法治疗深部肿瘤具有重要意义。磁热疗作为治疗肿瘤的一种新型物理治疗方法, 具有较少的副作用, 对人体带来的伤害较小, 不像放疗和化疗需要担心体内积累毒性副作用, 可以

多次反复使用,是一种有着广阔发展前景的治疗肿瘤的新方法[16]。磁热疗不仅能通过热量的传输直接抑制肿瘤,还能够通过诱导产生休克蛋白诱发肿瘤的免疫反应,进而治疗肿瘤[17]。由于磁性纳米颗粒具有良好的产热能力和体内运送性能,适用于多种类、不同深度肿瘤的治疗,并且可以携带不同种类的抗癌药物,有望达到多重治疗肿瘤的效果[10]。磁热疗还可以配合传统的放疗和化疗使用,使之到达更好的效果。但是由于各种原因,磁热疗法目前还存在着一些问题,其中最主要的就是如何对肿瘤部位进行准确的控温;除此之外,低居里温度的磁性纳米材料也是目前研究的一个主要方向。因为一般铁氧体材料的居里温度都比较高,远远超出了人体可以承受的范围,在杀死肿瘤细胞的同时也会杀死正常的组织和细胞,为了降低铁氧体的居里温度,通常采用引入某些离子的方式来取代铁离子,以达到减弱交换、自动控温的作用 [10]。为了进一步提高对磁性纳米颗粒的理解,我们需要建立具体的模型,进而通过对模型的分析,讨论磁性纳米颗粒的性质。但是,对一个非平衡、非线性的模型进行计算是十分困难的。在目前的工程实际中,大部分多物理场耦合作用下的实验在现实情况下很难开展,并且没有具体的理论指导设计。因此,作为选择之一的模拟仿真已经因为它的快速性和方便性被广泛的应用。而Comsol Multiphysics 软件具有独特的多场全耦合分析能力和高效的计算性能,可以保证数值仿真的高度精确性[18-19]。Comsol Multiphysics 软件具有前后处理及求解器,它可以在同一图形化界面内完成几何建模、网格剖分、多物理场的耦合、方程和边界条件的设定、求解以及后处理[20]。

## 2. 交变磁场下一维纳米颗粒的仿真研究

### 2.1. 磁性材料的磁损耗机制

在外加交变磁场下,磁性材料会产生两方面的变化,一方面会被磁化,另一方面会吸收交变磁场的能量,产生能量损耗,转化为热能。磁损耗是指在交变磁场下,磁性材料产生的各种能量损耗的统称,通常包括涡流损耗、磁滞损耗和剩余损耗三个方面[21]。

处在交变磁场中的导体内部会产生感应电流,这样就会产生涡流损耗。磁性材料电阻率越小,外加交变磁场的频率越高,产生的涡流损耗越大。本论文主要采用的 $\text{Fe}_3\text{O}_4$ 的电阻率约为 $10 \sim 10^{10} \Omega \cdot \text{m}$ ,而普通金属磁性材料的电阻率只有 $10^{-6} \sim 10^{-8} \Omega \cdot \text{m}$ ,因此 $\text{Fe}_3\text{O}_4$ 的涡流损耗其实很小。导体产生的涡流磁场与距材料表面的距离有关,因此外加的交变磁场在 $\text{Fe}_3\text{O}_4$ 颗粒内部的分布也是不均匀的[21]。令趋肤深度 $d_s$ 为:

$$d_s = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu_0\mu}} = 503 \sqrt{\frac{\rho}{\mu f}} \quad (1)$$

式中,  $\rho$  为电阻率,  $\mu$  为磁导率,  $f$  为外加交变磁场的频率。从式(1)可以看出,电阻率越大,趋肤效应越弱。

磁滞损耗是指磁性材料在交变磁场中产生磁化现象时,磁滞效应所损耗的功率,该功率在数值上等于磁滞回线所包围的面积,

$$W_a = \oint H dB = \frac{4}{3} f \eta H_m^3 \quad (2)$$

式中,  $f$  为外加交变磁场频率,  $\eta$  为磁滞回线常数,  $H_m$  为交变磁场幅值。

剩余损耗是指总的磁损耗中除去涡流损耗和磁滞损耗以外的其他所有损耗部分。对于中低频率的外加磁场,剩余损耗主要包括Neel弛豫、Brownian弛豫、热起伏后效和扩散磁后效等损耗。其中Brownian弛豫是磁性颗粒受到外界交变磁场作用时,磁矩固定在易磁化方向的颗粒在液体内部转动而产生的弛豫, Brownian弛豫的弛豫时间 $\tau_B$ 的公式如下[22]:

$$\tau_B = \frac{\pi \eta d_H^3}{2 k_B T} \quad (3)$$

式中,  $\eta$  为液体的粘度,  $k_B$  为玻尔兹曼常数,  $T$  为绝对温度,  $d_H$  为颗粒流体动力学直径。Neel弛豫是指磁性颗粒在外加交变磁场的作用下,颗粒内部的磁矩因为热扰动克服势垒(各向异性性能)发生转动时所产生的弛豫。Neel弛豫的弛豫时间 $\tau_N$ 的公式如下[22]:

$$\tau_N = \tau_0 \exp\left(\frac{KV_M}{k_B T}\right) \quad (4)$$

式中,  $\tau_0$  通常为 $10^{-9} \text{s}$ ,  $K$  为各向异性常数,  $V_M$  为颗粒的体积。扩散后效弛豫是指某些离子或原子在材料的晶格中因扩散而导致磁性的改变。此时扩散后效弛豫的弛豫时间 $\tau_M$ 的公式如下:

$$\tau_M = \tau_\infty \exp\left(\frac{e_m}{k_B T}\right) \quad (5)$$

式中,  $e_m$  为激活能。

通常情况下,会有多种弛豫现象同时产生,因此总的有效弛豫时间可以定义如下:

$$\frac{1}{\tau} = \frac{1}{\tau_B} + \frac{1}{\tau_N} + \dots \quad (6)$$

### 2.2. 磁热效应的机理

磁性材料的产热效应是指当磁性材料处在外加的交变磁场环境中时,在磁化的过程中,通过磁滞损耗、弛豫损耗等作用吸收电磁波的能量,将电磁能转化为热能,使铁磁体发热。目前对于在交变磁场中磁热效应的研究一致认为在中低频范围内,微米级的磁性颗粒的损耗机制主要是磁滞损耗,纳米级的超顺磁性颗粒损耗机制主要是弛豫损耗,主要的模型有以下几种[22]:

#### 1、Rosensweig弛豫损耗模型

$$P = \pi \mu_0 \chi_0 H_m^2 f \frac{2\pi f \tau}{1 + (2\pi f \tau)^2} \quad (7)$$

式中,  $\chi_0 = \chi_i \frac{3}{\xi} \left( \coth(\xi) - \frac{1}{\xi} \right)$ ,  $\xi = \frac{\mu_0 M_d H V_M}{k_B T}$ ,  $\mu_0$  为真空磁导率,  $M_d$  为磁性颗粒磁感应强度,  $\chi_0$  为平衡磁化率。

## 2、Landau和Lifshitz弛豫损耗模型

$$P = \frac{(mH\omega\tau)^2}{2\tau k_B T V_M (1 + \omega^2 \tau^2)} \quad (8)$$

式中,  $m$  为磁性颗粒的磁矩,  $\omega$  为角频率。

## 3、Jones多畴粒子磁滞损耗模型

$$P_{hys} = \oint V M dH \quad (9)$$

4、Chan等人根据实验总结出的超顺磁颗粒的热效应经验公式:

$$P = kf^n H^2 \quad (10)$$

式中,  $k$  是与外加交变磁场频率、磁性颗粒物质有关的常数,  $n$  的取值在1.1~1.5之间。

## 2.3. 交变磁场下的模拟仿真

在Comsol软件中, 各个物理模块都是固化在软件里的, 只有合适的物理模型才适用。磁性颗粒的产热机制为磁滞效应, 而纳米尺寸的磁性颗粒是通过奈尔弛豫和布朗弛豫产热的, 所以磁性纳米颗粒并不适用于Comsol软件中固有的物理场。但是, 在磁滞效应产热和奈尔弛豫产热之间有一临界尺寸, 文献[23]显示, 30nm为磁性颗粒磁滞效应产热与奈尔弛豫产热的临界尺寸。本论文通过建立较大尺寸的磁性颗粒链, 分析了通过磁滞效应产热时, 磁通密度模和电磁热的分布图像。

在Comsol软件中建立一个直径为10mm的Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>磁性颗粒, 并在磁性颗粒的外层建立一个长、宽为100mm, 高为50mm的立方体, 如图1所示。

在Comsol软件中, 各个物理模块都是固化在软件里的, 只有合适的物理模型才适用。磁性颗粒的产热机制为磁滞效应, 而纳米尺寸的磁性颗粒是通过奈尔弛豫和布朗弛豫产热的, 所以磁性纳米颗粒并不适用于Comsol软件中固有的物理场。但是, 在磁滞效应产热和奈尔弛豫产热之间有一临界尺寸, 文献[23]显示, 30nm为磁性颗粒磁滞效应产热与奈尔弛豫产热的临界尺寸。本论文通过建立较大尺寸的磁性颗粒链, 分析了通过磁滞效应产热时, 磁通密度模和电磁热的分布图像。

在Comsol软件中建立十个直径为10mm的Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>磁性颗粒, 并在磁性颗粒的外层建立一个长为120mm, 宽为100mm, 高为50mm的立方体, 如图1所示。

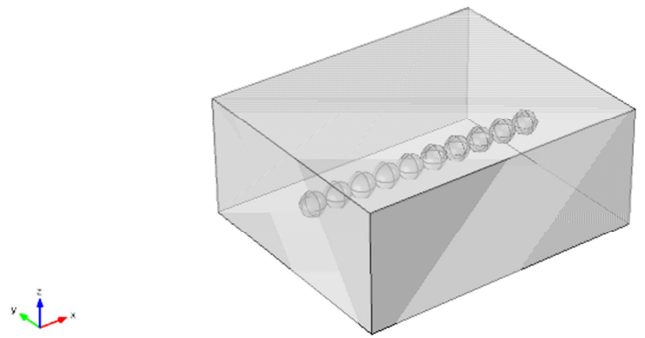


图1 直径10mm三维磁性颗粒链模型。

在立方体的上表面施加一个大小为34000A/m, 频率为10kHz的交变磁场, 剖分后计算得到的三维磁通密度模(单位为T)及电磁热(单位为W/m<sup>3</sup>)分布如图2所示。

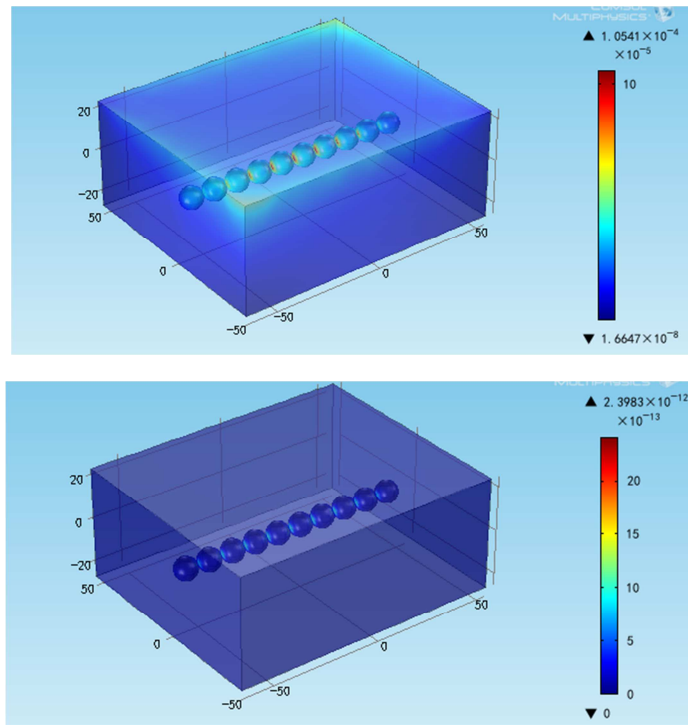


图2 磁性颗粒链在交变磁场下三维磁通密度模及电磁热分布。

得到的截面上的二维磁通密度模及电磁热分布如图3所示。

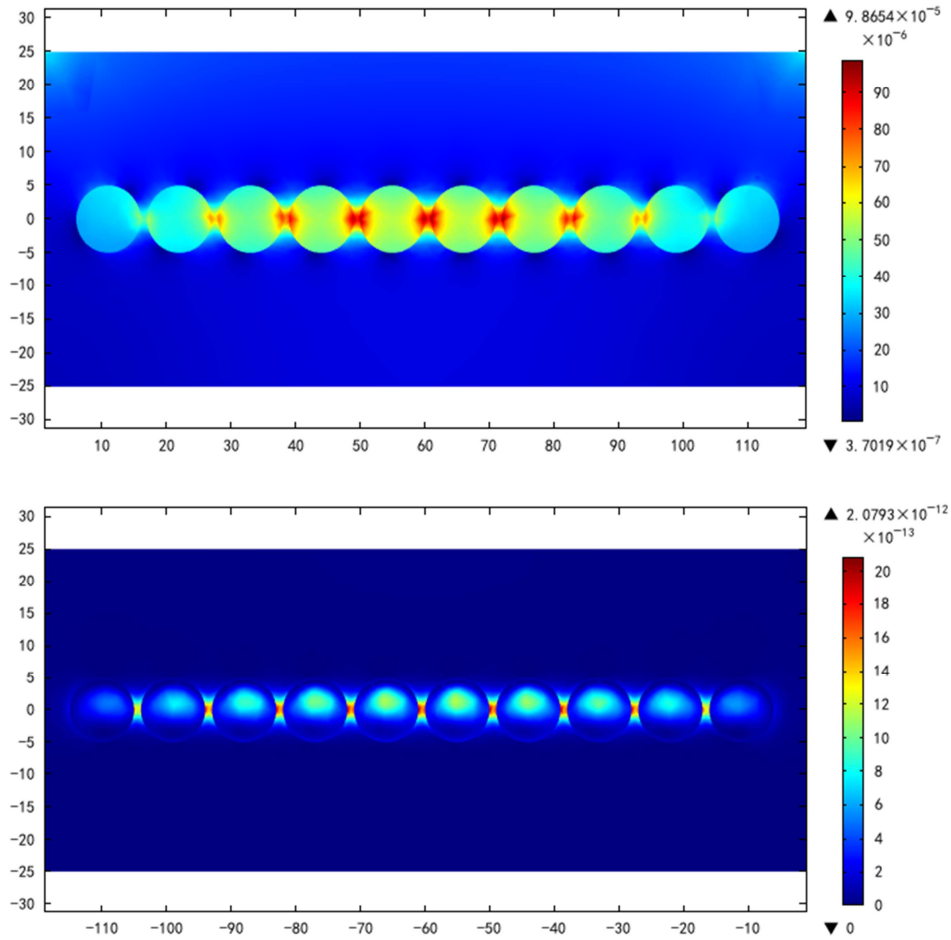


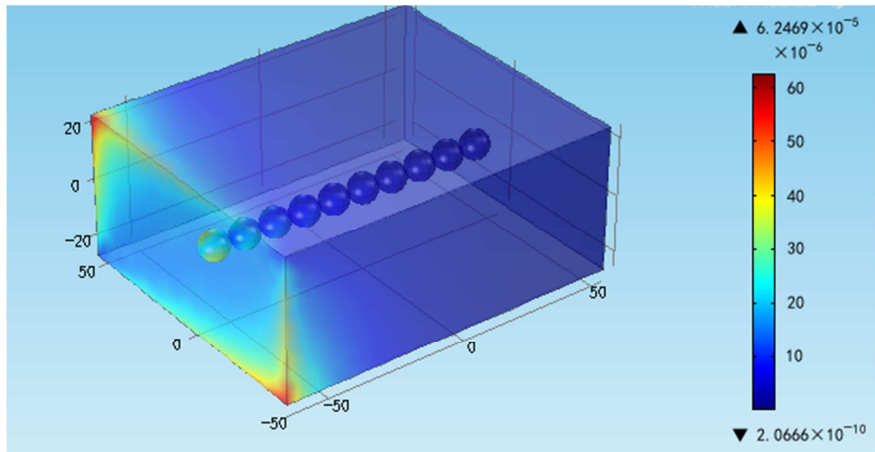
图3 磁性颗粒链在交变磁场下二维磁通密度模及电磁热分布。

由图2、图3可以明显看出，颗粒之间缝隙中的磁通密度模明显大于颗粒上的磁通密度模；电磁热基本全部集中在颗粒之间的缝隙中。

#### 2.4. 不同方向的交变磁场下磁场分布

根据上述建模过程，构建颗粒直径为10mm，颗粒间距为1mm的Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>磁性颗粒链，在立方体表面施加大小为

34000A/m，频率为10kHz沿颗粒链方向与垂直于颗粒链方向的交变磁场，分析其交变磁场下三维磁通密度模（单位为T）及电磁热（单位为W/m<sup>3</sup>）分布，如图4、图5所示，交变磁场下二维磁通密度模及电磁热分布，如图4、图5所示。





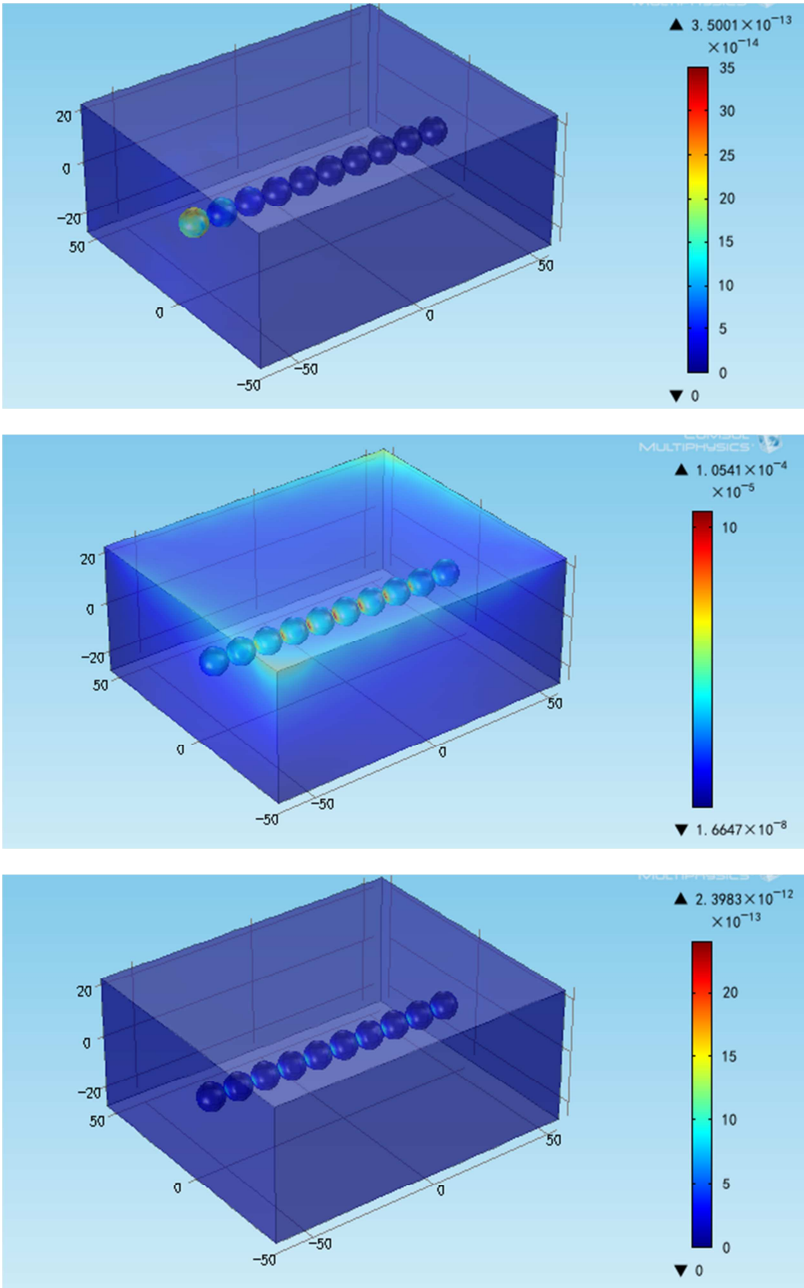
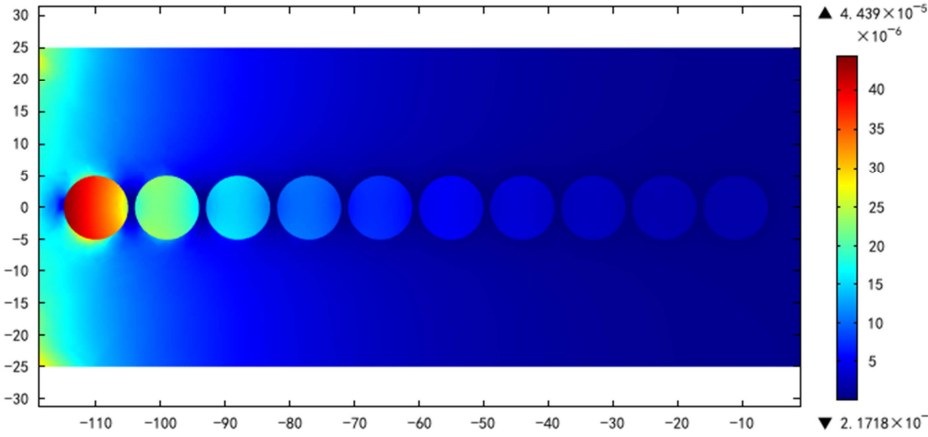


图4 沿磁场方向与垂直磁场方向三维磁通密度模及电磁热分布。



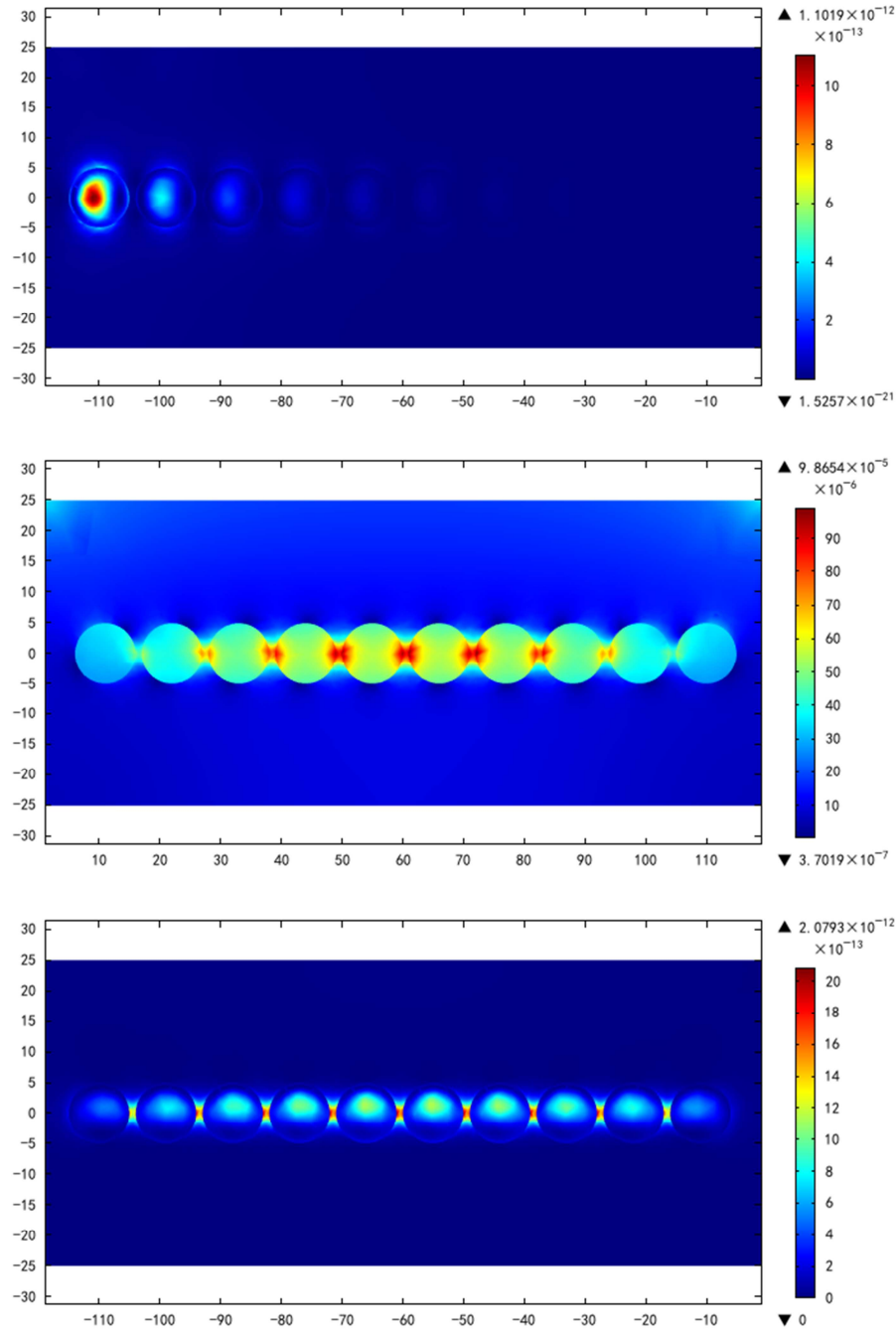


图5 沿磁场方向与垂直磁场方向二维磁通密度模及电磁热分布。

由图4、图5可以明显看出，当外加磁场沿纳米链方向时，与外加磁场边界相近的纳米颗粒上的磁通密度模与电磁热较大，而随着深度的增加，磁场能量的逐渐减小，与外加磁场边界距离较远的纳米颗粒上的磁通密度模与电磁热明显减小；当外加磁场垂直于纳米链方向时，纳米链上各个颗粒的磁通密度模、电磁热几乎相等，颗粒与颗粒间隙之间的磁通密度模与电磁热较大。

### 3. 结论

以集体的形式发挥作用的纳米颗粒，颗粒间的聚集方式和形态会导致集体性质的变化。本论文主要研究了一维

链状纳米颗粒在磁场下磁学性质的改变以及磁热效应的变化，为临床应用进一步奠定基础。

本论文利用Comsol软件，建立了交变磁场下的磁性颗粒链模型，分析了交变磁场下的磁通密度模和电磁热分布，得到了以下结论。

在交变磁场下，不同尺寸的磁性颗粒产热机制不同。大于临界尺寸的磁性颗粒依靠磁滞效应产热，小于临界尺寸的磁性颗粒依靠奈尔弛豫和布朗弛豫产热。文献显示，30nm为磁性颗粒磁滞产热与奈尔弛豫产热的临界尺寸。通过多个颗粒形成的颗粒链所得到的不同电磁热的图像发现，多个颗粒形成颗粒链时，相邻颗粒之间会产生相互影响，使仿真结果发生明显改变。与稳态磁场相同，外加

磁场方向的不同会导致磁性颗粒链上磁通密度模和电磁热的变化。

## 参考文献

- [1] Varadan V K, Chen L, Xie J. Magnetic Nanoparticles[J]. *Journal of Magnetism & Magnetic Materials*, 2017, 200(1-3):359-372.
- [2] Shin T H, Choi Y, Kim S, et al. Recent advances in magnetic nanoparticle-based multi-modal imaging.[J]. *Chemical Society Reviews*, 2015, 44(14):4501.
- [3] Li X, Wei J, Aifantis K E, et al. Current investigations into magnetic nanoparticles for biomedical applications[J]. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2016, 104(5):1285-1296.
- [4] Lee J, Kim J, Cheon J. Magnetic nanoparticles for multi-imaging and drug delivery [J]. *Molecules and Cells*, 2013, 35 (4): 274~284.
- [5] Gobbo O L, Sjaastad K, Radomski M W, et al. Magnetic Nanoparticles in Cancer Theranostics[J]. *Theranostics*, 2015, 5(11):1249.
- [6] Dubrovskiy A A, Balaev D A, Shaykhutdinov K A, et al. Size effects in the magnetic properties of  $\epsilon$ -Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanoparticles[J]. *Journal of Applied Physics*, 2015, 118(21):93-1949.
- [7] Limatenório M K, Pineda E A, Ahmad N M, et al. Magnetic nanoparticles: In vivo cancer diagnosis and therapy. [J]. *International Journal of Pharmaceutics*, 2015, 493(1-2):313-327.
- [8] Hajba L, Guttman A. The use of magnetic nanoparticles in cancer theranostics: Toward handheld diagnostic devices [J]. *Biotechnology Advances*, 2016, 34(4):354-361.
- [9] Shabestari K S, Farshbaf M, Akbarzadeh A, et al. Magnetic nanoparticles: preparation methods, applications in cancer diagnosis and cancer therapy. [J]. *Artif Cells Nanomed Biotechnol*, 2017, 45(1):6-17.
- [10] Fathi K S, Mohammadhosseini M, Panahi Y, et al. Magnetic nanoparticles in cancer diagnosis and treatment: a review. [J]. *Artificial Cells Nanomedicine & Biotechnology*, 2017, 45(1):1-5.
- [11] Gong Y Y, Wang D H, Cao Q Q, et al. Electric Field Control of the Magnetocaloric Effect [J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(5):801-5.
- [12] Hergt R, Dutz S, Röder M. Effects of size distribution on hysteresis losses of magnetic nanoparticles for hyperthermia [J]. *J Phys Condens Matter*, 2008, 20(38):385214.
- [13] L'Vov V A, Kosogor A, Barandiaran J M, et al. Theoretical description of magnetocaloric effect in the shape memory alloy exhibiting metamagnetic behavior [J]. *Journal of Applied Physics*, 2016, 119(1):150.
- [14] Chiu-Lam A, Rinaldi C. Nanoscale Thermal Phenomena in the Vicinity of Magnetic Nanoparticles in Alternating Magnetic Fields [J]. *Advanced Functional Materials*, 2016, 26(22).
- [15] Hu K, Sun J, Guo Z, et al. A novel magnetic hydrogel with aligned magnetic colloidal assemblies showing controllable enhancement of magnetothermal effect in the presence of alternating magnetic field [J]. *Advanced Materials*, 2015, 27(15):2507.
- [16] Vallejofernandez G, Whear O, Roca A G, et al. Mechanisms of hyperthermia in magnetic nanoparticles [J]. *Journal of Physics D Applied Physics*, 2013, 46(31):467-473.
- [17] Sadhukha T, Wiedmann T S, Panyam J. Inhalable magnetic nanoparticles for targeted hyperthermia in lung cancer therapy. [J]. *Biomaterials*, 2013, 34(21):5163-71.
- [18] Vetterling W T. Comsol application builder and application server: A review[J]. *Physics Today*, 2015.
- [19] Sezgin B, Caglayan D G, Devrim Y, et al. Modeling and sensitivity analysis of high temperature PEM fuel cells by using Comsol Multiphysics [J]. *International Journal of Hydrogen Energy*, 2016, 41(23):10001-10009.
- [20] Rajabzadeh A R, Legge R L, Weber K P. Multiphysics modelling of flow dynamics, biofilm development and wastewater treatment in a subsurface vertical flow constructed wetland mesocosm [J]. *Ecological Engineering*, 2015, 74:107-116.
- [21] Schneider S, Pohl D, Löffler S, et al. Magnetic properties of single nanomagnets: electron energy-loss magnetic chiral dichroism on FePt nanoparticles [J]. *Ultramicroscopy*, 2016, 171:186-194.
- [22] Deissler R J, Wu Y, Martens M A. Dependence of Brownian and Neel relaxation times on magnetic field strength. [J]. *Medical Physics*, 2014, 41(1).
- [23] Li L, Yang Y, Ding J, et al. Synthesis of magnetite nanooctahedra and their magnetic field-induced two-/three-dimensional superstructure [J]. *Chemistry of Materials*, 2010, 22 (10): 3183~3191.