

发展的超短脉冲超强激光等离子体物理这一新兴的前沿学科领域,它在 X 射线激光、X 射线波段的高次谐波相干辐射、新型的粒子加速器、超快高能 X 射线光源和“快点火”惯性约束聚变等方面,都有着广泛的应用前景.有关新的物理现象和新的能量吸收机制的探索和研究也正在进之中.

### 参 考 文 献

- [ 1 ] Mourou C A, Barty C P H, Petty M D. Phys. Today, 1998, 51: 22—28
- [ 2 ] Tabak M, Hammer J, Ginsky M E *et al.* Phys. Plasmas, 1994, 1: 1626—1634
- [ 3 ] 常铁强等. 激光等离子体相互作用与激光聚变. 长沙: 湖南科学技术出版社, 1991. 23—35
- [ 4 ] Brunel F. Phys. Rev. Lett., 1987, 59: 52—55

- [ 5 ] Kruer W L, Estabrook K. Phys. Fluids, 1985, 28: 430—432
- [ 6 ] Gibbon P. Phys. Rev. Lett., 1994, 73: 664—667
- [ 7 ] Denavit J. Phys. Rev. Lett. 1992, 69: 3052—3055
- [ 8 ] Wilks S C. Phys. Fluids B, 1993, 5: 2603—2608
- [ 9 ] Cao Lihua, Chang Wenwei, Yue Zongwu. Phys. Plasmas, 1998, 5: 499—502
- [ 10 ] 曹莉华, 常文蔚, 岳宗五等. 中国激光, 1997, A24: 947—951
- [ 11 ] 曹莉华, 常文蔚, 岳宗五等. 强激光与粒子束, 1998, 19: 80—83
- [ 12 ] Rozmus W, Tikhonchuk V. Phys. Rev. A, 1990, 42: 7401—7412
- [ 13 ] Gamaliy E G, Dragila R. Phys. Rev. A, 1990, 42: 929—935
- [ 14 ] Estabrook K G, Kruer W L. Phys. Rev. Lett., 1978, 40: 42—50

## 激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的生物磁共振成像研究进展\*

孙献平 曾锡之

(中国科学院武汉物理与数学研究所, 波谱与原子分子物理国家重点实验室 武汉 430071)

**摘 要** 激光光抽运自旋交换方法能够极大地增强 $^{129}\text{Xe}$ 核自旋极化, 其获得的非平衡极化度远远高于在相同磁场里玻尔兹曼平衡值. 增强的核自旋极化度, 可以使 $^{129}\text{Xe}$ 核磁共振的灵敏度提高 $10^4—10^5$ 倍, 导致激光增强极化的 $^{129}\text{Xe}$ 在自然科学、生物和医学等方面许多新的研究和应用. 文章介绍了激光极化气体 $^{129}\text{Xe}$ 的生物磁共振成像研究的进展.

**关键词** 激光极化气体 $^{129}\text{Xe}$ , 生物磁共振成像, 核自旋极化

### PROGRESS IN THE STUDY OF BIOLOGICAL MR IMAGING USING LASER - POLARIZED $^{129}\text{Xe}$

Sun Xianping Zeng Xizhi

(State Key Laboratory of Magnetic Resonance and Atomic and Molecular Physics,  
Wuhan Institute of Physics and Mathematics, The Chinese Academy of Sciences, Wuhan 430071)

**Abstract** Large spin polarization can be produced in  $^{129}\text{Xe}$  nuclei by laser optical pumping and spin exchange. The amplification factors of the nuclear spin polarization of laser - polarized  $^{129}\text{Xe}$  are in the range of  $10^4—10^5$  times the Boltzmann polarization of the  $^{129}\text{Xe}$  in the same magnetic field.

\* 国家自然科学基金资助项目

1998 - 10 - 20 收到初稿, 1998 - 12 - 07 修回

The nuclear spin polarization can greatly enhance the NMR sensitivity of  $^{129}\text{Xe}$ , enabling new investigations and applications of laser - polarized  $^{129}\text{Xe}$  in the physical, biological, medical and other sciences. We review the progress in the study of nuclear magnetic imaging using laser - polarized  $^{129}\text{Xe}$  gases.

**Key words** laser - polarized  $^{129}\text{Xe}$  gas, biological MR imaging, nuclear spin polarization

自从 Albert 等人<sup>[1]</sup>在 1994 年报道了第一个使用激光极化气体  $^{129}\text{Xe}$  获得老鼠肺部磁共振成像以来,研究工作又有了新的进展,使它有可能成为一种重要的生物和医学新诊断技术. 激光增强核自旋极化的技术使得  $^{129}\text{Xe}$  的磁共振可探测灵敏度获得极大的提高,这是由于它具有大的非平衡极化度. 用激光极化  $^{129}\text{Xe}$  作为在生物活体中的磁共振探针,能够解决使用热极化  $^{129}\text{Xe}$  时出现的信噪比问题,其磁共振成像能够给出相当于质子 ( $^1\text{H}_2\text{O}$ ) 磁共振成像的分辨率. 其建立的溶解相成像和气相成像,使得激光极化  $^{129}\text{Xe}$  磁共振成像可以清楚地显示肺的结构和它的功能之间的关系. 在类脂肪体中,  $\text{Xe}$  的可溶解性将简化仍然难以成像的富脂肪组织的研究.  $\text{Xe}$  也很容易在血液里溶解,并且溶解的  $^{129}\text{Xe}$  的弛豫时间  $T_1$  也相当长,输送到末端组织仍携带有足够大的磁矩. 这使得脑的富脂结构成像和用激光极化  $^{129}\text{Xe}$  磁共振研究皮层的脑功能成为可能.  $\text{Xe}$  溶解在血液里,累积在脑里,并且在生物活体里处理为可以自由扩散的示踪剂. 这些激发了人们对激光极化  $^{129}\text{Xe}$  的生物磁共振成像研究的热情.

## 1 激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 输入到生物体的方法

通常,生物体中不含有  $^{129}\text{Xe}$ . 为了进行激光极化  $^{129}\text{Xe}$  磁共振成像和活体谱测量,需要先将这种媒介物质输入到所要研究的部位. 激光极化  $^{129}\text{Xe}$  输入到生物体中有以下几种方法: 第一种是经由肺部的吸入,已经证明是成功的. 并且,由血液传输,在远离肺部的一些器官,例如啮齿动物和人的脑里获得了信号. 第二种是将含有激光极化  $^{129}\text{Xe}$  饱和的溶液样品局部注入<sup>[2]</sup>,并且仅仅集中激光极化  $^{129}\text{Xe}$  在所观测

的部位. 血管造影术是可能使用这样一种生物惰性和耐药性的携带物.  $\text{Xe}$  在盐水里具有一个低的溶解度,但是,在各种类脂物乳胶体和碳氟化合物的血液代用品中,它的溶解度很高,  $T_1$  时间也足够长. 肌肉内部的辅药(例如,二甲基亚砷、维生素 E 等)也可能是有效的激光极化  $^{129}\text{Xe}$  的携带者. 当  $^{129}\text{Xe}$  被溶解在类脂物溶液中或者一个完全碳氟化合物乳胶体中,然后注入到静脉血里,它的  $T_1$  时间比单独在静脉血液中的长大约 3 倍. Zhao 等人测定<sup>[3]</sup>了溶解在几种生物可溶的溶液里的激光极化  $^{129}\text{Xe}$  的弛豫时间  $T_1$ ,其范围从 65s 到 110s. 他们也给出了在活鼠内脉管里由血液替代品或者生物可溶的溶液输送激光极化  $^{129}\text{Xe}$  的演示. 第三种方法仅仅适合于动物实验. 为了增加  $\text{Xe}$  溶解度和增长  $T_1$  弛豫时间,用碳氟化合物部分地代替血液,去增加吸入技术.

## 2 肺部的激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振谱和成像

我们简要地介绍过<sup>[4]</sup> Albert 等人使用激光极化  $^{129}\text{Xe}$  气体在已切割下来的老鼠肺里获得  $^{129}\text{Xe}$  磁共振成像的第一例演示<sup>[1]</sup>. 它们将激光抽运自旋交换产生具有 25% 极化度的  $^{129}\text{Xe}$  (70% 的同位素丰度) 气体输送到已切割下来的老鼠肺里,使用小翻转角的二维快速梯度回波序列在 0.6s 的时间里获得肺的激光极化  $^{129}\text{Xe}$  成像. 像的空间分辨率为  $0.14 - 0.28\text{mm}^3$ ,信号强度和空间分辨率两者都超过标准传统的  $^1\text{H}_2\text{O}$  磁共振成像. 并且,  $^{129}\text{Xe}$  的浓度比典型质子成像中的质子浓度小数千倍. 在快速的脉冲序列中可以获得几个激光极化  $^{129}\text{Xe}$  磁共振成像,这表明能够利用激光极化  $^{129}\text{Xe}$  对感兴趣的

生物组织进行实时观测。

Sakai 等人<sup>[5]</sup>在重 400—500g 的活 Sprague - Dawley 鼠的肺气体空间和组织里获得激光极化<sup>129</sup>Xe磁共振谱和成像。他们使用天然 Xe 样品,激光极化后输入到活鼠肺部。除了在肺空间里获得气态<sup>129</sup>Xe磁共振信号外,在血浆、肺薄膜组织和红血细胞里也观测到激光极化<sup>129</sup>Xe磁共振谱。它们的化学位移和表观弛豫时间  $T_1^*$  分别为 191ppm, 49. 6s; 199ppm, 26s 和 213ppm, 11. 4s。这些结果与在玻璃试管中的样品里所获得的<sup>129</sup>Xe 化学位移相符合,也和由气体的进入和排出状态期间的<sup>129</sup>Xe 峰的瞬时动态特性相一致。在对重 20—30g 的活 Swiss - Webster 鼠的研究中, Wagshul 等人<sup>[6]</sup>使用 FLASH 脉冲序列在 Bruker MSL - 400 微成像仪获得活鼠肺空间的激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振成像,并从活鼠胸的溶解相激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振谱中,观测到与肺排气循环关连的化学位移变化。他们使用了 70% 同位素丰度的<sup>129</sup>Xe,活体的表观  $T_1^*$  值范围为 20—30s。这个在肺空间和组织中的足够长的激光极化<sup>129</sup>Xe 寿命,使得肺系统的排气和进气功能研究成为可能。

第一例人肺的激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振成像,是从吸入 300—500ml 同位素丰度 (71%) <sup>129</sup>Xe 气体的平均年龄为 25 岁的两男一女中获得<sup>[7]</sup>。激光光抽运自旋交换方法产生近 1000ml 的极化度约为 2% 的激光极化<sup>129</sup>Xe<sup>[8]</sup>。用 1. 5T 的商用核磁共振成像仪,获得了人肺气体空间的截面像。在这项研究中,还使用一维核磁共振方法从人胸部测量 3 个溶解相的激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振谱。其化学位移与活鼠胸部研究的结果<sup>[5]</sup>惊人地相似。大约有几 ppm 的系统位移,这是由物体形状和体积大小的不同所引起的磁化效应所致。

### 3 血液里<sup>129</sup>Xe 的弛豫时间 $T_1$

激光光抽运自旋交换技术能够高度极化<sup>129</sup>Xe 核自旋,提高<sup>129</sup>Xe 的核磁共振灵敏度  $10^3—10^5$  倍<sup>[4]</sup>。这样,当激光极化<sup>129</sup>Xe 经由血

液循环到达所要观测的生物组织上,并保持它的非平衡核极化,就能进行激光极化<sup>129</sup>Xe 的生物磁共振成像。激光极化<sup>129</sup>Xe 从肺中进入血液,经过心脏并进入脑部。为了在脑部获得足够的磁矩,溶解在血液中的<sup>129</sup>Xe 的弛豫时间  $T_1$  必须足够长。将激光极化<sup>129</sup>Xe 气体输送到静脉的或者掺氧的血液样品,然后测量其  $T_1$  时间。测量时,由于激光极化<sup>129</sup>Xe 具有高的非平衡核自旋极化度,可以将采样时间减少到分钟量级,以保持血液的生理状态。Albert 等人<sup>[9]</sup>在脱氧血中测得<sup>129</sup>Xe 的弛豫时间  $T_1$  为 4. 2s,而在掺氧血液中, $T_1$  为 13. 5s。Bifone 等人<sup>[2]</sup>在盐水中溶解了激光极化<sup>129</sup>Xe,然后,将这种溶液注入到静脉血样品,获得  $T_1$  为 5s,当考虑到  $T_1$  随稀释度增加时,这一结果与 Albert 等人报道的符合较好。显然,<sup>129</sup>Xe 的弛豫率强烈地依赖于血液里氧的状态。这一特性是因为氧气束缚在蛋白质基体的无极性空穴中的血红蛋白上<sup>[10]</sup>,并且引起了分子中复杂的结构上的变化<sup>[11]</sup>,而含氧血红蛋白比脱氧血红蛋白具有较少的顺磁性<sup>[12,13]</sup>。这与气态情况是完全不同的,在气态,氧则是一种加速<sup>129</sup>Xe 弛豫的媒介。吸入的<sup>129</sup>Xe 溶解于掺氧血液后能够被输送到末端组织,在掺氧血液中,<sup>129</sup>Xe 弛豫时间  $T_1$  值比脱氧血液中的较长,而且与生物体内血液循环时间具有相同量级。13. 5s 的弛豫时间  $T_1$ ,可以使得有足够的磁矩到达所要观测的生物组织。这预示着激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振成像能够被扩展到各种组织。

### 4 脑部的激光极化<sup>129</sup>Xe 磁共振谱和成像

激光极化<sup>129</sup>Xe 溶解相磁共振谱和化学位移<sup>129</sup>Xe 成像已经从 Sprague - Dawley 鼠的头部获得<sup>[14,15]</sup>。它演示了使用激光极化<sup>129</sup>Xe 样品做脑的磁共振成像的可行性。与 N<sub>2</sub> 气体混合的 3. 5% 极化度的激光极化<sup>129</sup>Xe,以 65 次/min 呼吸速率和每次 2ml 量导入鼠肺里。激光

物理

极化的 $^{129}\text{Xe}$ 气体在血液里溶解后被输送到大脑,并在脑组织中积累。谱的研究显示了在相对于气相共振峰位移 194.5ppm 处有一个单独的、溶解相的磁共振峰。在脑中的 $^{129}\text{Xe}$ 表观弛豫时间  $T_1^*$  为 37s。由二维化学位移脉冲序列成像,在 2T 磁场的 Omega CSI 核磁共振谱仪上,观测到鼠脑部的 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振像,总的成像时间为 73s。研究中共用了 8 只雄性和 2 只雌性 Sprague - Dawley 鼠(分别重 200—250g)。时间演化的研究显示,激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的磁矩保持在脑中大约 1min。在吸入 $^{129}\text{Xe}$ 的最初 20s,血氧饱和度稳定在 90%,在后 20s 中降到 50%。这项研究表明,激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 样品可以用作大脑血流示踪剂和对活体脑成像。使用 90° 射频脉冲、51.2ms 的数据采样周期和 512 个采样点,可以在人脑中测量到溶解相激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振谱<sup>[7,16]</sup>,其化学位移为 196ppm。

进一步提高激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的极化度和生产量,就可以对局域大脑血流作临床测量和对脑功能进行研究。Peled 等人<sup>[17]</sup>发展的间隔模式能够估算成像时在脑部所需激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的最大浓度。Gao 等人<sup>[18]</sup>分析了磁共振成像中激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的磁化效应和扩散效应,并且预计在医学上能够利用激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 进行功能成像和研究。激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的功能成像可能具有的优点为:消除了本底组织里任何人为因数的影响;在探测微循环里,对脑活动有可选择的灵敏度;在活动信号中具有大的比例变化。

## 5 激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的成像方法和脉冲序列<sup>[19]</sup>

进行激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振成像,必须设计特定的成像脉冲序列。激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 的特点之一是在成像过程中,大的非平衡极化度不可恢复,并且每一激发脉冲都破坏这个极化的部分。快速成像技术的发展目的,是要在磁矩衰减之前,有效地利用脉冲序列。减少扫描时间的方法有:使用高梯度强度的大的接收器带宽;使用射频突变(自旋相干破坏)去减少由梯度突变所需

的时间;为了节省重会聚时间,可以提供形状、自重会聚射频脉冲;使用突变回波平面成像技术或者投影成像技术。这样,可使扫描时间小于 2s,这个时间比在生理学环境所获得的最短的  $T_1$  时间还要短得多。

脉冲序列发展的原则是:有效地利用这种不可恢复的极化度;足够快地去获得生物活体成像;避免引入虚假像。用传统的固定翻转角方法处理,会给出一个递减的信号,降低的信噪比,以及由人为因素造成的虚假像。可变的翻转角序列中,翻转角能够逐渐地增加以维持信号的不变。使用这个方法已经获得高的信噪比,而且没有典型的虚假像<sup>[20]</sup>。激光极化气体 $^{129}\text{Xe}$ 具有长的  $T_2$  值,使得可以采用多重回波技术去增加信噪比。在信号采集之后,剩余的轴向磁矩是典型的非相干,但它能够由相位重聚部分地恢复。回波能够增加信噪比,实行回波信号的相位补偿来调节相位不同的回波。使用典型的  $T_2$  和  $T_2^*$  值的技术,能够极大地减少扫描时间。使用自旋或者梯度回波,可能在每个射频激励中获得几个轮廓。弛豫增强的快速采样脉冲序列提供 180° 射频脉冲去重聚横向磁矩,但是,在 180° 脉冲中的缺陷对于完全保持纵向磁矩是困难的。因此,使用单次(最初的一次激励,再加上一系列 180° 重聚脉冲)自旋脉冲技术是可行的。

使用快速成像方法和对高质量成像的序列优化,将进一步使得激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振成像接近临床诊断要求。另外,因为在临床应用上要求大约 1000ml 量级的激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 气体,天然丰度的 Xe (26.44% 的 $^{129}\text{Xe}$ ) 的使用,使得临床、实验更为经济。一般地,极化度为 1%—10% 的激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 能够用于气管、肺、肺/组织、心脏血流、血流/组织、主动脉和局域性脑血流等部位的磁共振成像和谱测量。但是,对于提高溶解相和脑的 $^{129}\text{Xe}$ 磁共振成像空间与时间的分辨率,以及在功能磁共振成像中,要求更高极化度的大容积的激光极化 $^{129}\text{Xe}$ 。激光技术和极化输送系统的进一步发展和完善,将能够给出 50% 或者更高极化度的几千 ml 甚至几万 ml

的激光极化<sup>129</sup>Xe.

### 参 考 文 献

- [ 1 ] Albert M S, Cates G D, Driehuys B *et al.* Nature, 1994, 370:199—201
- [ 2 ] Bifone A, Song Y Q, Seydoux R *et al.* Proc. Natl. Acad. Sci., USA, 1996, 93:12932—12936
- [ 3 ] Zhao L, Venkatesh A, Balamore D *et al.* Proc. ISMRM 6, Sydney, Australia, 1998, 3:1908
- [ 4 ] 曾锡之, 孙献平. 物理, 1996, 25:414—419
- [ 5 ] Sakai K, Bilek A M, Oteiza E *et al.* J. Magn. Reson., 1996, B111:300—304
- [ 6 ] Wagshul M E, Button T M, Li H F *et al.* Magn. Reson. Med., 1996, 36:183—191
- [ 7 ] Mugler J P, Driehuys B, Brookeman J R *et al.* Magn. Reson. Med., 1997, 37:809—815
- [ 8 ] Driehuys B, Cates G D, Miron E *et al.* Appl. Phys. Lett., 1996, 69:1668—1670
- [ 9 ] Albert M S, Balamore D, Sakai K *et al.* Proc. SMR, 4th Annual Meeting, New York, USA, 1996, 3:1357
- [ 10 ] Schoenborn B P. Federation Proc., 1968, 27:888—894
- [ 11 ] Baldwin J, Chothia C. J. Mol. Biol., 1979, 129:175—220
- [ 12 ] Tilton Jr R F, Kuntz Jr I D. Biochemistry, 1982, 21:6850—6857
- [ 13 ] Pauling L, Coryell C D. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, 1996, 22:210—218
- [ 14 ] Swanson S D, Rosen M S, Agranoff B W *et al.* Magn. Reson. Med., 1997, 38:695—698
- [ 15 ] Rosen M S, Chupp T E, Coulter K P *et al.* ICAP 16, Windsor, Canada, August 1998, 514
- [ 16 ] Brookman J R, Mugler J P, Driehuys B *et al.* Proc. RSNA 82, 1996, 643
- [ 17 ] Peled S, Jolesz F A, Tseng C H *et al.* Magn. Reson. Med., 1996, 36:340—344
- [ 18 ] Gao J H, Lemerr L, Xiong J H *et al.* Magn. Reson. Med., 1997, 37:153—158
- [ 19 ] Albert M S, Balamore D. Nucl. Inst. Method. Phys. Research, 1998, 402:441—453
- [ 20 ] Zhao L, Mulkern R, Tseng C H *et al.* J. Magn. Reson., 1996, 113:179—183

## 半导体器件烧毁的物理机理\*

余 稳 蔡新华

(湖南常德师范专科学校电磁理论研究所 湖南常德 415000)

黄文华 刘国治

(西北核技术研究所 西安 710024)

**摘 要** 叙述了半导体器件烧毁的物理机理、目前的研究进展及作者正在开展的工作。

**关键词** 半导体器件, 烧毁, 高功率微波

## MECHANISM OF BURNOUT OF SEMICONDUCTOR DEVICES

Yu Wen Cai Xinhua

(Institute of EM Theory, Changde Teachers' College, Hunan 415000)

Huang Wenhua Liu Guozhi

(Northwest Institute of Nuclear Technology, Xi'an 710024)

**Abstract** The general mechanism of burnout of semiconductor devices is described, as well as recent progress and our present research.

**Key words** semiconductor devices, burnout, high power microwave (HPM)

\* 1998 - 11 - 10 收到初稿, 1999 - 03 - 08 修回