

# 磁共振测温技术在 HIFU 治疗前列腺疾病中的应用

隆杰<sup>1</sup> 孟超<sup>1</sup> 通讯作者 张友岩<sup>2</sup> 罗钊洋<sup>1</sup>

1. 重庆贤新医疗科技有限公司 重庆 400000

2. 贵州省安顺市紫云县人民医院 贵州 紫云 550800

**摘要:** 本文简要介绍了现有的磁共振测温技术及其使用和研究情况, 并对现在已经成熟的测温方法进行了说明。然后针对磁共振测温技术在 HIFU 治疗前列腺疾病中的应用进行了阐述。

**关键词:** 磁共振测温; 温度图; 高强度聚焦超声; 质子共振频率; 前列腺疾病

## Application of magnetic resonance thermometry in HIFU treatment of prostate diseases

Jie Long<sup>1</sup> Chao Meng<sup>1</sup> corresponding author Youyan Zhang<sup>2</sup> Fanyang Luo<sup>1</sup>

1. Chongqing Xian new medical Technology Co., LTD, Chongqing, 400000

2. Ziyun County People's Hospital, Anshun City, Guizhou Province, Guizhou Ziyun, 550800

**Abstract:** This article provides a brief overview of the existing magnetic resonance temperature monitoring technology, its current utilization and research status, and elucidates the matured temperature measurement methods. Subsequently, it delves into the application of magnetic resonance temperature monitoring technology in the treatment of prostate diseases using HIFU.

**Keywords:** MR imaging-derived thermometry; T-mapping; High Intensity Focused Ultrasound; proton resonance frequency; Prostate disease

核磁共振 (MRI) 是一种非电离辐射的非侵入式成像技术, 它不仅能获得任意方位的结构影像, 还能在一定程度上反映出人体内的各物理参数, 因此, MRI 测温就是通过对其进行定量和分析。

磁共振成像的机理在早期已经被更清晰地研究过。Parker 等人于 1983 年首次报道了磁共振温度成像, 即利用 T1 弛豫时间进行温度成像。随后, 随着磁共振成像技术的不断发展, 人们对体温的测量也逐渐多样化。

结合当前研究结果来看, MRI 温度测量的方法主要有 8 种, 下面详细介绍:

1 利用温度与扩散系数 (Diffusion Coefficient, DC) 之间的依赖关系。

布朗运动是一种在加热条件下, 分子在加热过程中所表现出来的一种微观的随机运动。弥散加权成像技术可以对水分子的布朗运动进行测量。然而, 该技术存在着严重的缺点, 即采集时间过长, 对运动十分敏感, 同时, 在受热条件下, 微结构的变化也会影响扩散系数。目前, 利用弥散系数法对磁共振成像进行非侵入式温度测量的研究较少。

2 利用温度与质子共振频率 (Proton resonance frequency, PRF) 的化学位移之间的依赖关系。

Hindman<sup>[1]</sup> 首先提出并研究了水质子的化学位移-温度依赖性, 该方法具有高时空分辨能力, 可直接对影像进行后处理。然而, 针对 PRF 的测温, 其原理是基于组织静止不动的假设, 即便获取的组织与 HIFU 术后获取的组织存在微小的位移, 也会对温度的测量精度产生较大的影响, 尤其是在肝脏等受呼吸效应影响较大的情况下, 需要具有较高的场漂。Muacevic<sup>[2]</sup> 曾报道, PRF 无法精确测定小鼠脑内温度。不过, 在随后的一次留言中, 有人指出, 如果采用穆西维克的方式, 则任何参数都不适用于测温。McDannold<sup>[3]</sup> 等人的研究显示: 利用高强度聚焦超声照射家兔的肌肉, 其磁共振温度测定值与热剂量值可以在活体水平上评价机体的损伤程度。

3 利用温度与纵向弛豫时间 T1 的依赖关系。

Bloembergen 等<sup>[4]</sup> 首次发现了温度与 T1 的相关性, 该相关性主要受到弛豫过程中邻近自旋核间的相互作用以及晶格间的能量交流等因素的影响。与 PRF 相比, T1 温度曲线由于不要求精确的像素点, 因此受到运动的影响较小, 因此, 在所关注区域, T1 的变化和温度的变化是线性的。虽然它比 PRF 更容易受到运动的影响, 但是这种方法不能够进行活体内绝对的温度计算,

除非事先就完全清楚组织的类型和相应的温度曲线。在 HIFU 测温研究实验中, 从 MRI 图像可以清楚的看到超声波的焦点, 同时可以监测组织温度的改变, 它的温度灵敏度很高, 并且对超声和生物组织的影响很小。Bohris 等<sup>[6]</sup> 在动物体内开展了 HIFU 温度测量, 已证实 MRI 检测的聚焦坐标与真实坐标值准确一致, 但因受到呼吸活动的影响, 存在运动伪迹, 且预计其最高温升稍高于在体 MRI 测量值, 有待深入研究。但是根据 Peter 等<sup>[7]</sup> 的理论计算, 使用 PRF 技术可以得到静止物体大约 0.1 度的精度, 后来磁共振生产厂家据此设计的序列应用在受呼吸影响很小的部位, 可以得到比较准确的温度相对变化值。

#### 4 利用温度与 T2\* 弛豫之间的关系。

实验证明, 在温度较低的情况下, T2\* 会随着温度的下降而减小, 测量 T2\* 就能够测得相对温度的变化, 但是这项技术还处于研究阶段。

#### 5 使用基于核磁波谱 (MRS) 方法的测温。

MRS 方法的原理与 PRF 方法基本相同, 都是通过测量水质子共振频率随温度变化的改变来获取温度图, 唯一差别在于 PRF 方法提供相对温度变化, 波谱能够提供绝对温度。因为由于它给出核磁共振的波谱图, 从而可以测得绝对温度, 此外, 该方法还可以选取对温度更敏感的核作为测量对象, 从而提高测量的精度和灵敏度; 同时, 该方法无需参考成像, 因此, 可以有效地克服现有方法中存在的诸如场漂、漂移、射频、涡流等问题。但该技术的不足之处在于, 它需要较长的成像时间, 达不到所要求的时间分辨率。如果能够有快速成像的方法, 那么这种方法有可能会取代 PRF 方法。

#### 6 使用温度敏感的对比增强剂

为了增加人体的组织参数对温度的敏感性, 可以使用对比增强剂。已有报告介绍了这种对比增强剂。然而, 由于其与温度的关系, 该技术很难应用到临床中, 其主要原因是其与温度的非线性关系, 不利于大范围的测量。

#### 7 基于质子密度 (磁化矢量)

在波尔兹曼热平衡状态下, 磁共振成像 (MRI) 的振幅与磁场强度呈正比例关系。这表明, 在一定的温度下, 质子的磁化率向量将保持不变。但是, 生物组织中的质子浓度也会对磁矢量的大小产生一定的影响。温度的改变将会影响到质子在各个能级处的概率, 进而导致磁化率的变化。虽然磁谐振信号的强弱与磁化率有很大关系, 但是磁化率也是一个不容忽视的因素。磁化率反应了材料对外界磁场的反应, 进而影响磁振信号的幅度

与相位。所以, 磁化率的改变将引起 MRI 信号的差别, 从而造成不同组织、病灶的影像表现出显著的差异。然而, 由于磁性材料的复杂性和对外磁场的响应差异, 使得其在临床上难以彻底消除其对信号的影响。

#### 8 基于磁化矢量转移

生物膜的磁矢量传递依赖于细胞膜内外的水分子交换, 该过程依赖于温度, 因此可用于温度测量。然而, 目前该技术存在灵敏度较低、缺乏理论解释和定量解析等问题, 难以应用于温度成像。在这些温度成像原理中, PRF 方法目前研究最多的, 主要原因相比于其他方法, 它拥有良好的温度敏感性、线性以及温度可逆性, 同时组织相关性较弱。因此这种温度成像方法频繁地出现在 MRI 温度成像的文章中, 可以说是最为成熟的。在现有的基于 PRF 原理开发的技术中, 使用最多的是梯度回波序列 (GRE)。这是因为首先梯度回波对于温度成像有着天然的优势, 能够保留由于温度引起的相位信息, 并且它们的成像速度很快, 已经达到了亚秒级, 这对于手术实时监控所要求的高时间分辨率 (temporal resolution) 是必要的。但是唯一遗憾的是这些梯度回波序列通常提供不了有临床诊断价值的图像对比度 (contrast)、高 SNR 以及图像分辨率。现在有研究使用自旋回波技术 (SE) 结合梯度回波技术相结合, 即一个序列既有着 GRE 序列族能够提供的温度信息, 又具备着 SE 序列族能提供较好的解剖图像, 在两种序列中找到一个平衡点, 使其同时具备两种序列的特点。这种方法还处于研究阶段, 其主要缺点是其图像重建速度太慢, 往往需要数十秒的时间才能得到想要的图像, 而这个时候, 原有的温度已经发生了很大的变化。现在已经形成成熟技术并得到推广的还是基于 PRF 原理的 GRE 技术, 在使用的过程中必须结合 T1、T2 或者 SE 等序列族的配合。首先使用常规序列得到比较清晰的解剖图, 然后以此为基础得到温度的变化值即相对温度。现在磁共振设备使用 PRF 方法测温技术单纯在技术上已经可以精确到 0.1 摄氏度。

现在磁共振测温技术应用于临床并已经形成了系列产品, 其中最主要的就是应用到了热消融治疗, 而热消融治疗方法中, 高强度聚焦超声 (HIFU) 是一种高效的物理疗法, 近 20 年来获得了快速发展。该技术的基本原理是利用超声的组织穿透能力和能量沉积能力, 在离体条件下实现低能量密度超声的聚焦。在生物组织内形成高能量密度的超声波聚焦区域, 通过超声对生物组织的机械效应、热效应和空化效应灭活超声波聚焦区域的病灶组织, 实现疗效。该技术可达到“无创伤、无出

血、无瘢痕、无创伤、无辐射、无副作用”的目的，有望达到肝癌的保肝、骨肿瘤的保乳、乳腺癌的保子宫、其他器官肿瘤的保器官功能、止痛止痛、提高机体免疫力等。目前，高强度聚焦超声已被应用于肝脏，肾，胰腺，前列腺，乳房，骨骼，皮肤，子宫等器官。传统上，超声聚焦治疗通常由诊断型超声监测，但其自身的声学特性使得其难以深入到骨骼等组织。在现有技术条件下，仅能根据目标照射前、后的回波变化来监测疗效。磁共振成像（MRI）具有高质量、高分辨率、高分辨率、高分辨率等优点，能够实现对微小病变的清晰显示，并能实时监测治疗进程。因此，MRI 监测的聚焦超声治疗是一种理想的治疗方法。目前，该疗法最广泛的应用是在子宫肌瘤的治疗上。而磁共振测温技术和 HIFU 技术最容易结合在一起的适应症之一就是子宫肌瘤。由于人体的结构，子宫部分很少受呼吸的影响，在将肠道推挤开之后，受到的肠道蠕动影响也相当的小，现在德国西门子公司与重庆海扶（HIFU）技术有限公司合作研发的磁共振导航高强度聚焦超声治疗系统已经开始在临床使用。

前列腺疾病是男性常见的健康问题之一，包括前列腺增生和前列腺癌等多种类型。这些疾病可能对患者的生活质量和健康产生重大影响，因此早期诊断和有效

治疗至关重要。HIFU 被广泛用于前列腺疾病的治疗，它通过聚焦超声波来破坏异常的前列腺组织，而不需要手术切割，因此减少了术后的疼痛和康复时间。然而，HIFU 治疗前列腺疾病需要准确的温度监测，以确保在治疗过程中只破坏异常组织，而不损伤周围正常组织。为了解决这个问题，磁共振测温技术已经成为 HIFU 治疗的关键组成部分。这项技术利用磁共振成像来实时监测前列腺组织的温度变化，从而确保治疗的精确性和安全性。磁共振测温技术的优势在于它提供了高分辨率的温度图像，可以实时反映前列腺组织的温度分布，这有助于医生在治疗过程中调整 HIFU 的强度和位置，以确保异常组织被有效破坏，同时最小化对周围组织的伤害。此外，磁共振测温技术还允许医生在治疗过程中监测温度变化，以及对治疗的实时响应，从而提高了治疗的精确性和安全性。总的来说，前列腺疾病是一种常见但严重的健康问题，而 HIFU 治疗结合磁共振测温技术的应用为患者提供了一种有效的治疗选择。磁共振测温技术的高精度和实时监测能力确保了治疗的成功，减少了患者的不适和康复时间，为前列腺疾病的管理带来了新的希望。随着技术的不断进步，我们可以期待这种治疗方法在未来的前列腺疾病治疗中发挥更大的作用。

#### 参考文献：

[1] J. C. Hindman. Proton Resonance Shift of Water in the Gas and Liquid States. *The Journal of Chemical Physics*, 1966,44:4582-4592.

[2] Muacevic A, Peller M, Ruprecht L, et al. Image guided interstitial laser thermotherapy: a canine model evaluated by magnetic resonance imaging and quantitative autoradiography. *Acta Neurochir (Wien)*, 2005,147:175-85; discussion 185-6.

[3] McDannold NJ, King RL, Jolesz FA, et al. Usefulness of MR imaging-derived thermometry and dosimetry in determining the threshold for tissue damage induced by thermal surgery in rabbits. *Radiology*,

2000,216:517-23.

[4] N. Bloembergen, E. M. Purcell, and R. V. Pound. Relaxation Effects in Nuclear Magnetic Resonance Absorption. *Phys. Rev*, 1948,73:679-712.

[5] Bohris C, Schreiber WG, Jenne J, et al. Quantitative MR temperature monitoring of high-intensity focused ultrasound therapy. *Magn Reson Imaging*, 1999,17:603-10.

[6] Bohris C, Jenne JW, Rastert R, et al. MR monitoring of focused ultrasound surgery in a breast tissue model in vivo. *Magn Reson Imaging*, 2001,19:167-75.

[7] Peter M. Heidemann, Mark A. Griswold, Axel Haase, Peter M. Jakob. VD-AUTO-SMASH imaging, *Magn Reson in Med* 2001;6: 1066-1074