

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2020.06.019

医学生物物理

空化增效高强度聚焦超声治疗研究进展

刘继辉^{1,2}, 李成海², 刘雅璐¹, 李发琪^{1,2}

1. 重庆医科大学生物医学工程学院超声医学工程国家重点实验室, 重庆 400016; 2. 重庆市生物医学工程学重点实验室, 重庆 400016

【摘要】高强度聚焦超声(HIFU)已被证实是一种安全、有效的无创实体肿瘤消融方法,但目前面临的主要问题是治疗时间相对较长、治疗效率低。在HIFU治疗中可以通过空化实现增效,通过何种方式产生空化效应,如何提高空化对热效应的增效作用一直是研究者关注的问题。本文分别从体外引入空化核、声学驱动产生空化核两个角度,综述在HIFU治疗中通过微泡造影剂、相变纳米液滴、双频HIFU、脉冲波增强热效应、调强峰值声压增强HIFU的治疗效果。

【关键词】高强度聚焦超声; 空化效应; 热效应; 增效; 综述

【中图分类号】R318;TB559

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)06-0758-04

Advances in research on cavitation-enhanced HIFU therapy

LIU Jihui^{1,2}, LI Chenghai², LIU Yalu¹, LI Faqi^{1,2}

1. State Key Laboratory of Ultrasound in Medicine and Engineering, College of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China; 2. Key Laboratory of Biomedical Engineering of Chongqing City, Chongqing 400016, China

Abstract: High intensity focused ultrasound (HIFU) has been proven to be a safe and effective non-invasive solid tumor ablation method, but the main problems currently faced are relatively long duration of treatment times and low treatment efficiency. In HIFU treatment, it is possible to achieve synergy through cavitation. How to generate cavitation effects, and how to improve the synergistic effect of cavitation on thermal effects have always been a concern of researchers. From the perspective of *in vitro* introduction of cavitation nucleus and acoustically driven cavitation nucleus, the effects of microbubble contrast agent, phase change nanodroplets, dual-frequency HIFU, pulse-enhanced thermal effect and intensified peak sound pressure enhance in HIFU treatment are reviewed.

Keywords: high intensity focused ultrasound; cavitation effect; thermal effect; synergy; review

前言

高强度聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)是近年来兴起的非侵入性体外肿瘤治疗技术,可在超声或者MRI监控下对局部肿瘤进行定点消融^[1]。HIFU消融肿瘤的原理为:体外以一定的方式将低能量的超声聚焦到体内形成局部高能量靶点,利用超声波的热效应、空化效应、机械效应等生物学效应使靶区内组织产生凝固性坏死,而不对周围组织产生伤害^[2]。目前HIFU疗法已应用于肝^[3]、肾^[4]、膀胱^[5]、脑^[6]和前列腺^[7]等良恶性肿瘤治疗

中,许多临床试验对HIFU治疗的可行性和安全性进行了研究。然而,目前临幊上主要采用单点辐照方式治疗肿瘤,对于体积较大、血供丰富、位置较深的肿瘤,其治疗时间相对较长、治疗效率较低。为解决这些问题,本文对从体外引入空化核方法、通过声学驱动产生空化核方法增强HIFU治疗的热效应的研究进行综述。

1 体外引入空化核

1.1 微泡造影剂

微泡造影剂增效HIFU的机制为:首先,微泡造影剂与靶组织之间有显著的声阻抗差,有利于将声能转变成热能;其次,微气泡可作为空化核增强空化效应,而空化的发生可以增效HIFU治疗^[8]。Kaneko等^[9]比较了等量微泡造影剂(Lovost)与盐水对HIFU损伤离体兔肝的组织温升和凝固性坏死体积。使用频率为2.18 MHz超声分别辐照两组兔肝60 s,

【收稿日期】2019-11-11

【基金项目】国家自然科学基金(11574039)

【作者简介】刘继辉,在读硕士,研究方向:超声医学,E-mail: 495540188
@qq.com

【通信作者】李发琪,教授,博士生导师,E-mail: lifaqi70@163.com

发现使用造影剂后, 靶区温度升高更快且损伤面积更大。Umemura 等^[10]采用微泡结合 3.2 MHz 超声波消融小鼠肾组织, 结果表明微泡剂(Definity)的使用使组织温度升高数倍且与模拟仿真^[11]的预测一致。Tung 等^[12]研究超声造影剂(Optison)增强 HIFU 热效应时, 用 1.85 MHz HIFU 脉冲作用于透明组织模型, 结果提示病变大小强烈依赖于声功率和 UCA 的浓度并且所需的声功率降低约 30%。国内外研究证实, 微泡造影剂可以明显增强 HIFU 治疗^[13-17], 但通过 B 超成像^[18]和数值仿真^[15-17]针对离体牛肝、活体白兔腿部的研究发现, 联合微泡造影剂的 HIFU 消融后, 出现治疗区域焦点移位、焦斑不可控、病变形状由雪茄形向蝌蚪形的转变等现象, 从而限制了其临床应用。

1.2 相变纳米液滴

在体内产生含有微溶气体的微泡增强 HIFU 治疗的热效应, 可以通过短脉冲激励纳米乳剂(nm 尺度)在体内相变为微气泡, 微气泡可改变组织的声学特性增强声散射, 使能量损耗在靶区, 增强 HIFU 对靶区的损伤^[19-20]。Kopechek 等^[21]利用 1.5 MHz 的 HIFU 脉冲辐照兔 VX2 肿瘤, 在实验中发现注入纳米乳剂后, 惯性空化强度和温度明显升高。Zhang 等^[19]将组织模拟材料中有无十二氟戊烷液滴分为实验组和空白组, 采用 2 MHz 的 HIFU 短脉冲分别辐照后发现, 实验组的材料粘度和声致液滴相变阈值升高。Kawabata 等^[22]研究 2H, 3H-全氟戊烷和全氟戊烷的乳剂性质与产生相变所需超声强度的关系时发现, 强度阈值随该比例的增加而增加, 结果表明可以通过超声能量控制纳米乳剂的相变。以上研究提示纳米乳剂可以实现组织被动靶向治疗的作用, 增强 HIFU 的热效应, 但是产生的微气泡留存时间过短。Kawabata 等^[23]进一步研究了低压连续超声对维持微泡的影响, 提出同时采用 1 MHz 脉冲波叠加低幅度的连续波辐照含有纳米乳剂的凝胶体模, 结果显示可以延长微泡的存活时间同时控制其活性。相变纳米液滴对于增强 HIFU 肿瘤治疗不仅在效率而且在靶向性方面都是非常理想的, 但是相变纳米液滴和 HIFU 仪器组合仍然需要长时间的临床试验。

2 声学驱动产生空化核

2.1 双频 HIFU

近年来研究发现双频 HIFU 可显著增强空化效应, 不仅有助于提高温升, 还有助于监测热沉积的位置, 进而缩短治疗时间。按照频差大小可分为两种: 频差较小, 不超过 0.1 MHz; 频差较大, 一般大于 500 kHz。Gilles 等^[24]采用相同压力幅度, 频差为 34 kHz(531 kHz,

565 kHz)激励信号线性叠加和仅单频(552 kHz)激励, 经皮超声溶栓治疗中研究发现, 双频 HIFU 的惯性空化阈值降低了 38%。Saletes 等^[25]进一步比较了单频(550 kHz)和双频(535 和 565 kHz)激发的效率, 当实现 80% 溶栓时, 双频所需的功率较单频小 50%。Dingjie 等^[26]也得出了类似结论, 并在研究占空比与超声溶栓效率的关系时发现, 双频率(1.45 和 1.50 MHz)叠加激励仅在单频激励占空比一半时即可达到相同的溶栓率且溶栓速度能提高 2~4 倍。以上研究均表明, 相比单频 HIFU 辐照, 频差较小的双频 HIFU 可以优先降低治疗所需的声功率和空化阈值, 有效提高 HIFU 治疗效率。

Li 等^[27]研究了不同频差导致双频 HIFU 聚焦声场的变化, 结果显示频差越大, 声压分布越均匀, 非线性现象越明显。Rybyanets 等^[28]提出了一种多频谐波技术, 使用双函数发生器和功率放大器同时激励第一(205 kHz)和第三(690 kHz)奇次频率信号, 在相同的超声能量下辐照脂肪细胞, 与仅 690 kHz 频率激励相比, 显著增强了组织消融体积。Lu 等^[29]在使用频差为 1.2 MHz(1.2 MHz, 2.4 MHz)的双频 HIFU 消融离体肝脏和凝胶体模中发现, 产生的病变大小比使用 1.6 MHz 的单频 HIFU 大约两倍。Feng 等^[30]还发现使用三频(28 kHz, 1 MHz 和 1.66 MHz 组合)正交连续超声与单频 HIFU 相比, 联合辐照可以显著提高空化产率。以上研究均证明通过改变双频 HIFU 的频差大小可以显著地提高组织的消融率, 但消融率效果达到最佳与使用频差的范围尚有争议。

2.2 脉冲波增强热效应

在空化增强超声波热效应的研究中, 由高强度短脉冲组成的 HIFU 序列产生气泡云, 称为“触发脉冲”, 并伴随中等强度长加热波以增强热效应, 名为“加热波”, 这个组合统称为“触发 HIFU”。触发脉冲的总持续时间为 10~100 μs, 加热波的总持续时间为 10~500 ms, 强度类似于传统 HIFU 治疗中的强度^[31-35]。Moriyama 等^[36]研究脉冲波产生的空化泡对组织温度升高的影响, 通过使用 1.12 MHz 球形聚焦压电换能器先激励触发脉冲后加热波与单加热波作用于体模相比, 实验和模拟均表明触发 HIFU 序列温升更高。Jimbo 等^[37]采用 1 MHz 扇形涡旋阵列换能器辐射出加热波产生环形聚焦区域覆盖 6 个扫描触发脉冲的焦点处消融鸡胸肉, 实验结果表明组织温度升高是单独加热波的 3 倍。Sukovich 等^[35]还提出使用 1 MHz 的相控阵换能器通过改变输出声波的相位, 在 90、100、110 mm 焦距上使用高能量触发脉冲产生空化云, 用自身不能产生凝固性坏死的低强度

加热波进行辐照后,产生了坏死体积,证实采用该方法可显著缩短HIFU治疗时间。Taguchi等^[38]进一步提出优化触发HIFU序列中的持续时间,研究中发现在触发脉冲产生空化泡的前提下,随着HIFU加热波单持续时间增加到10 ms左右时,空化气泡的振荡变得不再活跃。通过高强度短脉冲产生空化泡,后续加热波振荡空化泡产生热量增强HIFU治疗中的热效应,可以缩短治疗时间,增加消融率。

2.3 调强峰值声压增强热效应

负压对于产生空化气泡而正压使它们膨胀到空化气泡云是非常重要的。然而,由于非线性传播,在焦点处获得高负压是困难的,可以通过在基波叠加二次谐波形成调强负声压或正声压作为触发脉冲加速空化效应的产生^[39-41]。Yoshizawa等^[42]发现向水中的固体壁面采用特定超声序列先调强负声压峰值波(N波)之后立即调强正声压峰值波(P波)照射时,超声波可以高效地产生空化气泡。Sasaki等^[43]将实验分为两组,组一使用0.8 MHz的基波和1.6 MHz的二次谐波的叠加激励后进行1 MHz的加热波辐照肌肉组织,组二仅单独触发脉冲后加热波辐照组织,结果发现组二产生的坏死体积明显大于组一。Takagi等^[44]采用共焦球形压电换能器激发1.14 MHz的基波和2.28 MHz的二次谐波叠加的双频模式与单频激发基波1.14 MHz辐照鸡胸肉组织相比,结果表明双频模式产生空化所需的超声强度比单频模式减少约一半。采用这类方法可以有效地产生空化气泡,提高HIFU的治疗效率。

3 总结与展望

随着HIFU技术的不断发展和临幊上取得的研究进展,人们对空化效应及其生物学效应的进一步研究已经成为热点。除上述报道外,各类研究层出不穷,如利用空化进行碎石术,组织摧毁术等,均显示出空化良好的应用前景。相信高强度聚焦超声技术也将随空化效应的应用而不断发展和完善,将从HIFU治疗机制、治疗方式及提高肿瘤治疗的效率上取得突破性进展,促进HIFU技术的发展和在临幊的推广应用。

【参考文献】

- [1] SIBILLE A, PRAT F, CHAPELON J Y, et al. Extracorporeal ablation of liver tissue by high-intensity focused ultrasound [J]. Oncology, 1993, 50(5): 375-379.
- [2] KENNEDY J E. High-intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours [J]. Nat Rev Cancer, 2005, 5(4): 321-327.
- [3] ADAMS J B, MOORE R G, ANDERSON J H, et al. High-intensity focused ultrasound ablation of rabbit kidney tumors [J]. J Endourol, 1996, 10(1): 71-75.
- [4] CHEN L, RIVENS I, HAAR G T, et al. Histological changes in rat liver tumours treated with high-intensity focused ultrasound [J]. Ultrasound Med Biol, 1993, 19(1): 67.
- [5] KINCAIDE L F, SANGHVI N T, CUMMINGS O, et al. Noninvasive ultrasonic subtotal ablation of the prostate in dogs [J]. Am J Vet Res, 1996, 57(8): 1225-1227.
- [6] VYKHODSEVA N I, HYNNEN K, DAMIANOU C, et al. Histologic effects of high intensity pulsed ultrasound exposure with subharmonic emission in rabbit brain *in vivo* [J]. Ultrasound Med Biol, 1995, 21(7): 969-979.
- [7] WATKIN N A, MORRIS S B, RIVENS I H, et al. A feasibility study for the non-invasive treatment of superficial bladder tumours with focused ultrasound [J]. Br J Urol, 1996, 78(5): 715-721.
- [8] UNGER E C, TERRY ONICHI M, THOMAS M C, et al. Therapeutic applications of microbubbles [J]. J Acoust Soc Am, 2001, 110(2): 160.
- [9] KANEKO Y, MARUYAMA T, TAKEGAMI K, et al. Use of a microbubble agent to increase the effects of high intensity focused ultrasound on liver tissue [J]. Eur Radiol, 2005, 15(7): 1415.
- [10] UMEMURA S, KAWABATA K, SASAKI K. *In vivo* acceleration of ultrasonic tissue heating by microbubble agent [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2005, 52(10): 1690-1698.
- [11] UMEMURA S, KAWABATA K, HASHIBA K. Enhancement of ultrasonic absorption by microbubbles for therapeutic application [C]. Ultrasonics Symposium, 2001.
- [12] TUNG Y S, LIU H L, WU C C, et al. Contrast-agent-enhanced ultrasound thermal ablation [J]. Ultrasound Med Biol, 2006, 32: 1103-1110.
- [13] MEODELIMA D, CHAPELON J Y, THEILLÈRE Y, et al. Combination of thermal and cavitation effects to generate deep lesions with an endocavitary applicator using a plane transducer: *ex vivo* studies [J]. Ultrasound Med Biol, 2004, 30(1): 103-111.
- [14] BAILEY M, EDU P W, COURET L, et al. Use of overpressure to assess the role of bubbles in focused ultrasound lesion shape *in vitro* [J]. Ultrasound Med Biol, 2001, 27(5): 695-708.
- [15] SOKKA S D, KING R, HYNNEN K, et al. MRI-guided gas bubble enhanced ultrasound heating in *in vivo* rabbit thigh [J]. Phys Med Biol, 2003, 48(2): 223-241.
- [16] HAWORTH K J, SALGAONKAR V A, CORREGAN N M, et al. Using passive cavitation images to classify high-intensity focused ultrasound lesions [J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(9): 2420-2434.
- [17] CHAVRIER F, CHAPELON J Y, GELET A, et al. Modeling of high-intensity focused ultrasound-induced lesions in the presence of cavitation bubbles [J]. J Acoust Soc Am, 2000, 108(1): 432-440.
- [18] KOHEI O, KAZUYASU S, SHU T, et al. Microbubble behavior in an ultrasound field for high intensity focused ultrasound therapy enhancement [J]. J Acoust Soc Am, 2013, 134(2): 1576-1585.
- [19] ZHANG P, PORTER T. An *in vitro* study of a phase-shift nanoemulsion: a potential nucleation agent for bubble-enhanced HIFU tumor ablation [J]. Ultras Med Biol, 2010, 36(11): 1856-1866.
- [20] ASAMI R, IKEDA T, AZUMA T, et al. Acoustic signal characterization of phase change nanodroplets in tissue-mimicking phantom gels [J]. Jpn J Appl Phys, 2010, 49(7): 07HF16.
- [21] KOPECHEK J A, PARK E J, ZHANG Y Z, et al. Cavitation-enhanced MR-guided focused ultrasound ablation of rabbit tumors *in vivo* using phase shift nanoemulsions [J]. Phys Med Biol, 2014, 59(13): 3465-3481.
- [22] KAWABATA K I, NAMI SUGITA H Y. Nanoparticles with multiple perfluorocarbons for controllable ultrasonically induced phase shifting [J]. Jpn J Appl Phys, 2005, 44(6): 4548-4552.

- [23] KAWABATA K I, ASAMI R, YOSHIKAWA H, et al. Sustaining microbubbles derived from phase change nanodroplet by low-amplitude ultrasound exposure [J]. Jpn J Appl Phys, 2010, 49(7): 07HF20.
- [24] GILLES B, BERNAUD J C, MESTAS J L, et al. Reduction of ultrasound inertial cavitation threshold using bifrequency excitation [J]. Appl Phys Lett, 2006, 89(9): 1399-1403.
- [25] SALETES I, GILLES B, AUBOIROUX V, et al. *In vitro* demonstration of focused ultrasound thrombolysis using bifrequency excitation [J]. Biomed Res Int, 2015, 2014(2014): 518787.
- [26] DINGJIE S, SIJIA G, WEILI L, et al. Thrombolysis using multi-frequency high intensity focused ultrasound at MHz range: an *in vitro* study [J]. Phys Med Biol, 2015, 60(18): 7403-7418.
- [27] LI Q Y, DONG Q, HUANG X, et al. Linear acoustic analysis of concave sphere dual-frequency focused ultrasonic field [J]. Piezoelectr Acoustoopt, 2009, 31(4): 604-607.
- [28] RYBYANETS A N, LUGOVAYA M A, RYBYANETS A A, et al. Multi-frequency harmonics technique for HIFU tissue treatment [C]. Ultrasonics Symposium, 2010.
- [29] LU M, YU S, LI F, et al. Enhanced-cavitation heating protocols in focused ultrasound surgery with broadband split-focus approach [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2014, 61(4): 631-646.
- [30] FENG R, ZHAO Y, ZHU C, et al. Enhancement of ultrasonic cavitation yield by multi-frequency sonication [J]. Ultrasound Sonochem, 2002, 9(5): 231-236.
- [31] MAXWELL A D, CAIN C A, HALL T L, et al. Probability of cavitation for single ultrasound pulses applied to tissues and tissue-mimicking materials [J]. Ultrasound Med Biol, 2013, 39(3): 449-465.
- [32] LIN K W, KIM Y, MAXWELL A D, et al. Histotripsy beyond the intrinsic cavitation threshold using very short ultrasound pulses: microtripsy [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2014, 134(2): 251-265.
- [33] ZHANG X, OWENS G E, GURM H S, et al. Noninvasive thrombolysis using histotripsy beyond the intrinsic threshold (microtripsy) [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2015, 62(7): 1342.
- [34] LIN K W, HALL T L, ZHEN X, et al. Histotripsy lesion formation using an ultrasound imaging probe enabled by a low-frequency pump transducer [J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(8): 2148-2160.
- [35] SUKOVICH J, XU Z, KIM Y, et al. Targeted lesion generation through the skull without aberration correction using histotripsy [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2016, 63(5): 671-682.
- [36] MORIYAMA T, YOSHIZAWA S, UMEMURA S. Thermal simulation of cavitation-enhanced ultrasonic heating verified with tissue-mimicking gel [J]. Jpn J Appl Phys, 2012, 51(7). DOI: 10.1143/JJAP.51.07GF27.
- [37] JIMBO H, TAGUCHI K, YOSHIZAWA S, et al. Advantage of annular focus generation by sector-vortex array in cavitation-enhanced high-intensity focused ultrasound treatment [J]. Jpn J Appl Phys, 2016, 55(7): 07KF19.
- [38] TAGUCHI K, TAKAGI R, YASUDA J, et al. Study on cavitation behavior during high-intensity focused ultrasound exposure by using optical and ultrasonic imaging [J]. Jpn J Appl Phys, 2016, 55(7S1): 07KF22.
- [39] UMEMURA S, KAWABATA K, SASAKI K. Enhancement of sonodynamic tissue damage production by second-harmonic superimposition: theoretical analysis of its mechanism [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 1996, 43(6): 1054-1062.
- [40] KAWABATA K, UMEMURA S. Use of second-harmonic superimposition to induce chemical effects of ultrasound [J]. J Phys Chem, 1996, 100(48): 18784-18789.
- [41] UMEMURA S, KAWABATA K, SASAKI K. *In vitro* and *in vivo* enhancement of sonodynamically active cavitation by second-harmonic superimposition [J]. J Acoust Soc Am, 1997, 101(1): 569.
- [42] YOSHIZAWA S, YASUDA J, UMEMURA S. High-speed observation of bubble cloud generation near a rigid wall by second-harmonic superimposed ultrasound [J]. J Acoust Soc Am, 2013, 134(2): 1515-1520.
- [43] SASAKI H, YASUDA J, TAKAGI Y, et al. Highly efficient cavitation-enhanced heating with dual-frequency ultrasound exposure in high-intensity focused ultrasound treatment [J]. Proc Symp Ultrason Electron, 2013, 34: 337-338.
- [44] TAKAGI R, YOSHIZAWA S, UMEMURA S. Cavitation inception by dual-frequency excitation in high-intensity focused ultrasound treatment [J]. Jpn J Appl Phys, 2011, 50(7): 913-919.

(编辑:黄开颜)