

高强度聚焦超声换能器的新型设计

孙俊霞, 寿文德

(上海交通大学生物医学工程系, 上海 200030)

摘要:采用高强度聚焦超声(HIFU)治疗局部肿瘤,如何增强对病变区域的辐照效果,而尽量减少对健康区域的辐照损伤是一个很重要的问题。文章基于目前常用的凹球面自聚焦换能器,提出了解决上述问题的方案,设计了新型的换能器,对其工作方式及声场特性进行了研究。结果表明:采用多换能器轮流发射的方式进行治疗是一种行之有效的解决方案。

关键词: 高强度聚焦超声; 声场; 辐照量; 工作方式

中图分类号: TB565

文献标识码: A

New design of high intensity focused ultrasound transducer

SUN Jun-xia, SHOU Wen-de

(Department of Biomedical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China).

Abstract: When using HIFU to treat local tumor, enhancing exposure on lesion while decreasing exposure on healthy tissues is an important requirement. This paper presents some methods for solving the problem based on current concave spherical transducers and new transducer designs. The working principle is then studied. The results imply that using a number of multiple transducers in turn is an effective solution to the above problem.

Key words: HIFU; acoustic field; exposure; working methods

1 总 论

高强度聚焦超声(HIFU)治疗局部肿瘤是近几年发展起来的局部高温治疗肿瘤的新技术,它已成为治癌研究的新热点^[1~3],它可将高功率的超声聚焦于肿瘤组织上,在短时间内,使瘤体内温度急骤升高,达到破坏瘤组织的目的。鉴于高强度聚焦超声换能器的使用特点及其作用对象,在高强度的超声聚焦于肿瘤组织上,使瘤体温度在短时间内急骤升高的同时,必须保持瘤体以外的部分所受的辐射强度尽量低,以免破坏人体正常组织,或造成组织损伤,这是医疗仪器必须重视的一个问题,因此,研究换能器的几何形状和发射方式对声场分布的影响具有积极的意义。

2 换能器设计及效果分析

2.1 设计原理

一定强度的超声波在组织内传播时,不断被组织吸收而转变为热量,使组织温度升高。当强度为

I 的超声平面行波在声吸收系数为 α_a 的媒质中传播时,单位体积内,超声作用 t 秒时产生的热量为^[4]:

$$Q = 2\alpha_a I t \approx 2\alpha_0 \cdot f^{1.1} I t \quad (\alpha_a = \alpha_0 \cdot f^{1.1}) \quad (1)$$

式中 α_0 为吸收常数,声强为 I ,软组织密度为 ρ_0 ,比热为 C_0 ,产生的热量不散失,那么辐照 t 秒后,软组织温升为:

$$\Delta T = Q / \rho_0 C_0 = 2\alpha_0 \cdot f^{1.1} I t / C_0 \rho_0 \quad (2)$$

由此可见,组织温升取决于超声波的频率、声强、组织吸收系数等因素。在频率和组织吸收系数不变的情况下,声强越大,辐照时间越长,组织吸收的热量越多,组织温度上升越快,就越易使组织受损伤。因此健康组织所受的辐照量要尽量少。我们的设计主要从两方面考虑,即:降低发射源声强和减少健康组织受辐照的时间。

如图1所示,图1(a)中,若采用单个换能器持续发射,正常组织 D 一直处于受辐照状态,因为辐照量与超声发射源的声强和辐照时间有关,长时间辐照必将增加健康组织受损伤的危险。而图1(b)中,如果换能器 $A1$ 和换能器 $A2$ 交替发射超声波,那么在换能器 $A1$ 工作时,只有正常组织 $D1$ 受辐照,换能器 $A2$

收稿日期:2001-09-17;修回日期:2002-07-26

作者简介:孙俊霞(1977-),女,河南人,硕士研究生,研究方向:医学超声。

工作时,只有正常组织 D2 受辐照,这样正常组织受连续辐照时间将缩短,且这种轮流工作的方式也有利于正常组织的散热以及自我修复。

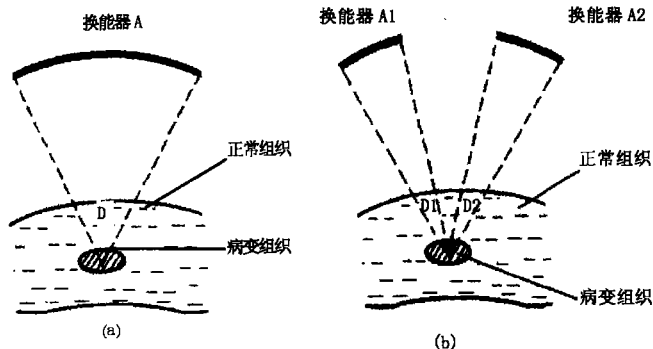


图1 换能器工作方式对正常组织的影响

2.2 几种设计方法及相关分析

图2是目前常用的中间开口的凹球形聚焦换能器,开口部分放置监护用B超探头。基于这种换能器,本文设计了如图3和图4所示的换能器形状。

图3的凹球面是由几个面积相等、形状相同的凹球形换能器围成的换能器组,图3(a)是换能器的立体模型,3(b)是换能器在与凹球面轴向垂直的平面内的投影。

图4的换能器是由3个形状完全相同的中间开口的凹球面换能器组成的换能器组,单个换能器的形状与图2的换能器形状完全相同。

对于图3所示的自聚焦换能器,采取换能器轮流工作的方式,每次只有相对的两个换能器工作,很显然,当换能器工作时,同一时间内健康组织受辐照

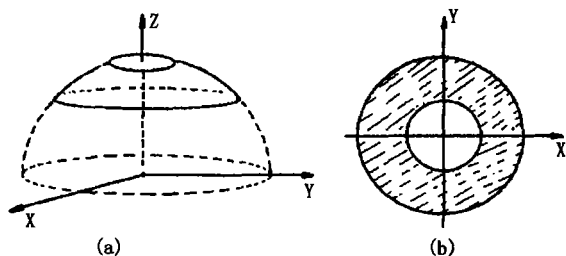


图2 凹球面换能器的基本形状

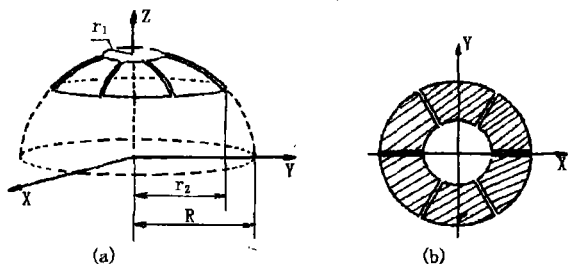


图3 换能器的形状设计之一

声学技术

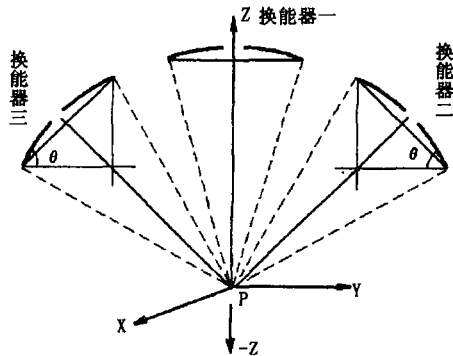


图4 换能器形状设计之二

的面积将减少。

如果让图4所示的3个完全相同、只是角度不同的凹球面换能器轮流工作,那么,每次工作时,聚焦位置不变,而超声波通过健康组织的位置却发生变化,同一部位健康组织受辐照时间也相对减少。

3 声场计算

阵元声场任何形状、大小的换能器,其有效振源表面可看作是由许多点源组合而成,每个小面积的声源都可以近似看作是镶在坚硬障板上的活塞振动源,因此场中任意点 (x, y, z) 的声压振幅 $p(x, y, z)$ 可以由积分求得:

$$p(r) = \frac{i\rho ck}{2\pi} \int_{S_n} u(r') \frac{e^{-jk|r-r'|}}{|r-r'|} dS_n' \quad (3)$$

其中 ρ 为介质密度, c 为媒质的声速, $k = -ja + 2\pi f/c$, f 为超声频率, a 为媒质衰减系数, S' 为换能器微元面积, r' 为换能器发射点坐标, r 为场点坐标, $u(r')$ 为换能器 r' 点的表面振速幅值, $p(r)$ 为 r 场点的声压。通过求积分就可以计算出声场中任意一点的声压和声强。建立以阵元球面中心为原点,垂直于孔径平面的轴为 z 轴的右手坐标系,采用文献[5]的快速计算方法对阵元声场的模拟结果如表1所示,换能器的相应参数为: $R = 140\text{mm}$, $r_1 = 30\text{mm}$, $r_2 = 80\text{mm}$, $u(r') = u_0$, $c = 1500\text{m/s}$, $\rho = 100\text{kg/m}^3$ 。

4 计算结果及讨论

我们对图3所示的六片换能器两两发射方式进行了声场模拟,计算了相对的两片发射声波时声轴上的声场分布以及焦平面上的焦宽分布(见表1)。结果表明,焦点位置相对变化非常小(0.1mm),而焦域大小为 $2.0\text{mm} \times 1.30\text{mm} \times 6.0\text{mm}$,即聚焦效果还是比较理想,并且对减少健康组织受到的辐照

表1 两种发射方式的声场特性比较

发射方式	声压峰值 /Mpa	声轴方向		焦平面上沿椭圆焦域的短轴方向/mm		焦平面上沿椭圆焦域的长轴方向/mm	
		-3db 宽度/mm	焦距 /mm	-3db 宽度/mm	一级旁瓣 /dB	-3db 宽度/mm	一级旁瓣 /dB
图2中整个球面换能器发射	207.2	6.0	140.0	0.90	-12.9	0.90	-12.9
图3中六片换能器中只有相对的两片发射	63.08	6.0	139.9	1.30	-25.4	2.0	-12.3
图4中单个换能器发射	207.2	6.0	140.0	0.90	-12.9	0.90	-12.9

量非常有利。但是采用这种聚焦方式的缺点是:在同等情况下,用两个换能器聚焦,比整个凹球面聚焦的声压峰值小2/3,则声强幅值将减少8/9。也就是说在健康组织所受辐射量减少的同时,病变组织所受的辐照量也减少了,这就不能达到我们所要求的聚焦效果。

若采用图4所示的发射方式,如果3个发射换能器的几何尺寸与图2完全相同,那么3个换能器单独发射时的声场分布与图2完全相同,但是采用图4中3个换能器轮流发射的优点就在于在同样发射声压下,要对聚焦点获得相同的辐照量,图4中的每个换能器只需花费单换能器系统所用发射时间的1/3,这对健康组织而言,就意味着它们的受辐照时间减少了2/3,那么同等条件下健康组织所受辐照量明显减小。

因此采用图4所示的多换能器轮流发射是一种行之有效的办法。但实际应用中,若所用的换能器太多,则工艺上使它们共焦点比较难,因此一般采用3~4个换能器组成换能器组。

参考文献

- [1] 冯若.从国际声学会议看高强度聚焦超声治疗学的兴起[J].中国超声影像学杂志,1999,15(3):239.
- [2] 杨悦,孙福成,萧翔麟,钱盛友.腔内高强度聚焦超声肿瘤治疗的实验研究[J].声学技术,1999,18(2):70-73.
- [3] 伍烽,陈文直,白晋等.高强度聚焦超声治疗原发性肝癌的初步临床研究.中国超声影像学杂志,1999,8(4):213-216.
- [4] 霍彦明.高强度超声聚焦技术的研究[D].上海:上海交通大学博士论文,2000.
- [5] Ocheltree KB, Frizzel LA. Sound field calculation for rectangular sources[J]. IEEE Transaction on UFFC, 1989, 36(2):242.

(上接第75页)

由气泡能 $E_b = \frac{0.675 P_0^{5/2}}{W \cdot \rho_0^{3/2}} \cdot T^3$, 得:

$$\frac{\partial E_b}{E_b} = \sqrt{9 \left(\frac{\partial T}{T} \right)^2 + \frac{25}{2} \left(\frac{\partial P_0}{P_0} \right)^2 + \frac{9}{4} \left(\frac{\partial \rho_0}{\rho_0} \right)^2 + \left(\frac{\partial W}{W} \right)^2}$$

根据实际测量情况,我们设定:

测距误差 $\sigma R/R$ 为 $0.03\text{m}/2.751\text{m}$, 得 0.01;

海水密度误差 $\sigma \rho_0/\rho_0$ 为 2, 得 0.002;

炸药重量误差 $\sigma W/W$ 为 $0.015\text{kg}/1\text{kg}$, 得 0.015;

声速误差 $\sigma c_0/c_0$ 为 $2\text{m}/1500\text{m}$, 得 0.0013;

测试通道修正误差 $\sigma \alpha/\alpha$ 为 $0.03 \times 10^4/2.97 \times 10^4$, 得 0.01;

电容测量误差 $\sigma C/C$ 为 $200\text{pF}/3200\text{pF}$, 得 0.009;

气泡周期误差 $\sigma T/T$ 为 $0.2\text{ms}/210\text{ms}$, 得 0.001;

炸药入水处静压误差 $\sigma P_0/P_0$ 为 $0.015\text{atm}/1.6\text{atm}$, 得 0.009;

传感器灵敏度误差为 $\sigma K_\theta/K_\theta$ 为 $5/100$, 得 0.05;

那么,所测得的冲击能量最大可能误差即为: $\partial E_s/E_s = 10.7\%$;

气泡能最大可能误差为: $\partial E_b/E_b = 2.7\%$;

而测试的总能量最大可能误差为:

$$\frac{\partial E}{E} = \sqrt{\left(\frac{\partial E_s}{E_s} \right)^2 + \left(\frac{\partial E_b}{E_b} \right)^2} \approx 11\%$$

8 结 论

由以上分析讨论证明,我们所采用的这组用水下爆炸方法测定炸药能量的技术是成功的,它在水下爆炸能量测试中具有普遍意义,可以作为一项实用技术。

参考文献:

- [1] R·H·Cole. 水下爆炸[M]. 北京:国防工业出版社, 1990.
- [2] P·V·Satyavratana 等. 水下测试的若干问题(陈正衡译). 工业炸药测试新技术[R]. 北京:煤炭工业出版社, 1982. 82-83.
- [3] P·A·Persson. 关于国际炸药测试方法标准化研究组织第八届会议的正式报道(孙姣花译). 工业炸药测试新技术[R]. 北京:煤炭工业出版社, 1982. 7-9.
- [4] G·Bjarnholt. 关于水下爆炸试验测量方法标准和数据计算标准的建议(陈正衡译). 工业炸药测试新技术[R]. 北京:煤炭工业出版社, 1982.