

非侵入式超声塑形及其实现的关键技术

王晓东, 王君琳, 李平, 费兴波

(中国科学院声学研究所医用声学实验室, 北京 100190)

摘要: 非侵入式超声塑形是最近几年刚刚兴起的技术, 使用特殊的换能器产生高能量聚焦超声波作用于人体脂肪层, 利用超声波的空化效应破坏脂肪细胞膜, 游离的脂肪通过人体代谢系统排除体外, 从而达到塑形的目的。此项技术具有安全无创等优点。简要讨论了非侵入式超声塑形的物理机理、工作参数、实际系统的构成和工作原理, 重点介绍了其中的两项关键技术: 超声塑形系统中的发射换能器和频率跟踪技术的应用。

关键词: 超声塑形; 换能器; 频率跟踪

中图分类号: TB556

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2009)-02-0117-04

DOI 编码: 10.3969/j.issn1000-3630.2009.02.005

Key techniques of the body contouring by non-invasive focused ultrasound

WANG Xiao-dong, WANG Jun-lin, LI Ping, FEI Xing-bo

(1. Laboratory of Medical Acoustics, Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

Abstract: In recent years, the technology of focused ultrasound is used for body contouring with the advantages of non-invasive and safe. The principles of body contouring by focused ultrasound, system composing and working parameters are briefly introduced. Specifically, two key techniques, the ultrasound transducer and frequency tracking are discussed.

Key words: body contouring; focused ultrasound; transducer; frequency tracking

1 引言

将超声用于人体塑形是上世纪 90 年代发展起来的一项技术, 最初作为脂肪吸除术的辅助处理手段, 随着技术与经验的不断进步, 逐渐发展成为非侵入式无创超声塑形技术。这项技术使用特殊的超声换能器, 产生具有一定功率的高频聚焦超声波作用于人体特定部位的脂肪层, 利用超声波的空化效应破坏脂肪细胞膜, 游离的细胞内容物将通过人体的代谢系统排出体外, 从而达到减肥塑形的目的。其优势主要在于整个治疗过程是无创的, 不会对人体造成副损伤; 治疗中使用超声聚焦换能器, 可以严格控制治疗区域, 使用更加方便灵活。以色列 Ultrashape 公司和美国 Liposonix 公司在非侵入式超声塑形方面的研究走在世界的前列。Liposonix 公司的科研人员在 2003 年到 2004 年进行了超声塑形的人体实验^[1], 证明超声用于人体塑形是安全而有效

的。两家公司都已经推出了商用的超声塑形的仪器。图 1 是笔者所在的科研小组研制的超声塑形机的效果图。



图 1 超声塑形机效果图

Fig.1 Effect drawing of body contouring machine

2 超声塑形系统组成、工作原理和参数

非侵入式超声塑形系统的主要组成部分和普通的功率超声系统类似, 如图 2 所示:

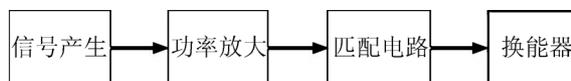


图 2 超声塑形系统框图

Fig.2 Block diagram of body contouring system

信号产生模块产生特定频率的信号, 经过功放

收稿日期: 2008-04-18; 修回日期: 2008-07-14

基金项目: 国家自然科学基金资助(60673152)

作者简介: 王晓东(1981-), 男, 陕西西安人, 博士研究生, 研究方向为相控阵 HIFU 方面的研究工作。

通讯作者: 王晓东, E-mail: frenkwang2004@hotmail.com

将信号能量放大, 通过匹配电路之后加到换能器上, 换能器从而产生具有一定功率的超声信号, 最后作用于人体的脂肪层。

通过研究发现, 在非侵入式超声塑形中起主要作用的是空化效应。空化效应是指液体中存在的微小气泡在超声波作用下产生的振荡、膨胀、收缩以至内爆等一系列动力学过程。理论与实验研究已证实, 空化过程可以把声场能量聚集起来, 空化泡崩溃的瞬间, 在液体中的极小空间内将其高度集中的能量释放出来, 从而在局部形成异乎寻常的高温、高压、强冲击波、射流等极端物理条件, 并伴随液体中自由基的产生。这些极端的物理条件和自由基的形成, 对细胞的正常结构有极大的破坏作用, 造成不可逆的细胞损伤^[2]。图 3 和图 4 是经过功率超声照射前后的脂肪组织切片图。通过对比可以看到, 经过功率超声照射后, 脂肪细胞的细胞壁完全被破坏掉。

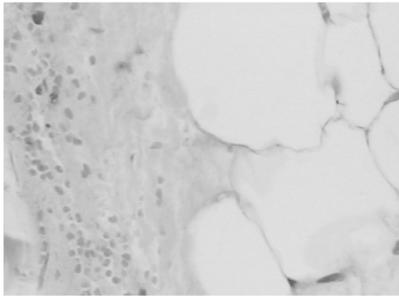


图 3 正常脂肪细胞
Fig.3 Normal adipocyte

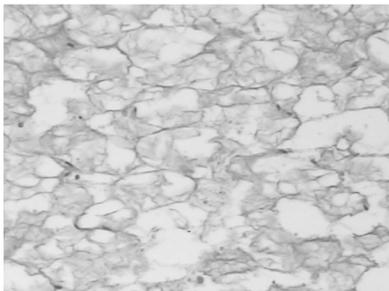


图 4 功率超声照射后的脂肪细胞
Fig.4 Adipocyte after irradiation of power ultrasonic

超声塑形中射入人体的是高强度超声波, 发射的能量越大, 空化效应越强烈。但高强度超声波在照射时会对皮肤产生一定的刺激。医用生理学把可引起皮肤疼痛的外部刺激的最小值称为疼痛阈值。这里可以参考 HIFU 作用于人体时的疼痛阈值。国外的学者 G.Ter.HAAR 在 1995 年的报告^[3]中提出人体的疼痛阈值约为 $100\text{W}/\text{cm}^2$ 。国内学者何申戌、杨珺等人对国人的疼痛阈值进行了验证^[4], 得到的疼痛阈值范围为 $75\text{W}/\text{cm}^2 \sim 135\text{W}/\text{cm}^2$, 与 G. Ter. HAAR 给出的疼痛阈值相符。在超声塑形过程中,

发射功率在疼痛阈值以下即可达到破坏脂肪细胞的目的。

除了人体的疼痛阈值, 超声能量在人体的累积效应也是需要考虑的。人体受照射时间越长, 组织吸收能量越多, 温度上升越快, 人体组织就越容易受到损伤。为了降低这种累积效应的影响, 换能器一般工作在脉冲方式下, 脉冲宽度和占空比可以根据实际需要进行调整。因此实用超声塑形系统应该对最大发射功率、脉冲宽度、占空比和累计工作时间等工作参数进行控制^[5]。

3 超声塑形系统中的发射换能器

换能器在超声塑形中是非常重要的一个环节。超声塑形中选用的是聚焦超声换能器。这种换能器将超声波的能量集中到特定的区域, 使得在该区域能够获得很高的超声强度。

要实现超声聚焦, 可以利用三种方法。第一种是采用球面或柱面压电陶瓷超声换能器; 第二种方法是利用凹面反射镜实现超声聚焦; 第三种是使用聚焦超声透镜来实现。其中第一种也称为主动式超声聚焦, 其使用具有弯曲辐射面的换能器直接产生会聚的声场, 不需要其他设备。后两种主要是通过改变超声传播的声程 kl (k 为波数, l 是声程的几何长度), 将平面波或者扩散波变成汇聚波^[6]。以上三种方法都是利用声学器件来实现超声聚焦。随着电子技术的发展, 人们将电子聚焦和声学聚焦相结合, 利用超声换能器阵列实现电子相控阵聚焦。

超声塑形中使用最多的是主动式聚焦超声换能器, 也就是球面或柱面压电陶瓷换能器。Ultrashape 公司和 Liposonix 公司在其超声塑形仪器中所配备的都是球面换能器。常规的球面换能器如图 5 所示, 柱面换能器如图 6 所示。

从理论上讲, 球面换能器的聚焦区域是一个点, 而柱面换能器的聚焦区是一条线。实际的超声聚焦区域并不是理想的点或线。球面换能器的焦区类似

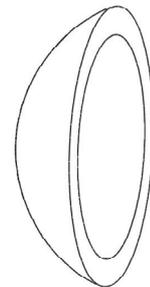


图 5 球面换能器
Fig.5 Spherical shell transducer

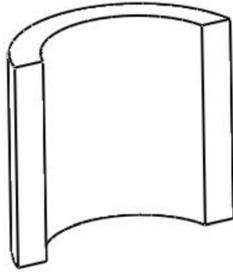
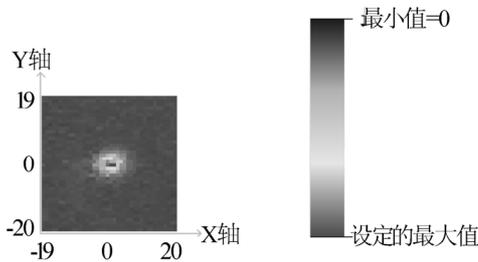


图 6 柱面换能器
Fig.6 Cylindrical shell transducer

于一个椭圆，柱面换能器的焦区类似于一个圆柱。这种实际情况与理想情况之间的不同是由于声波的衍射效应造成的。图 7 是笔者所在的科研小组研制的球面聚焦换能器声场实测图(X、Y 轴单位距离 0.4mm)，球面的轴向作为 Z 方向。



当前坐标: X轴=19, Y轴=-19, Z轴=0
总测量点数=1600, 当前声压: 1.2E-2V

图 7 实测球面换能器声场
Fig.7 Acoustic field measurement of shell spherical transducer

在超声塑形系统中，球面换能器和柱面换能器各有优劣。球面换能器聚焦能量集中，但焦区小，一次治疗范围小；柱面换能器焦区大，治疗范围大，但能量分散。笔者所在的科研小组在进行超声塑形设备的研制过程中，为了兼顾焦区和能量，提出了双球面换能器和双柱面换能器的想法。双球面换能器如图 8 所示(标注单位 mm)。从图 8 左侧的全剖图可以看到，上下两个圆弧有其各自的圆心，且关于中心线对称。

对所提出的双球面换能器进行了仿真^[7,8]，图 9 是仿真得到的其几何焦点处的声场。从仿真结果可以

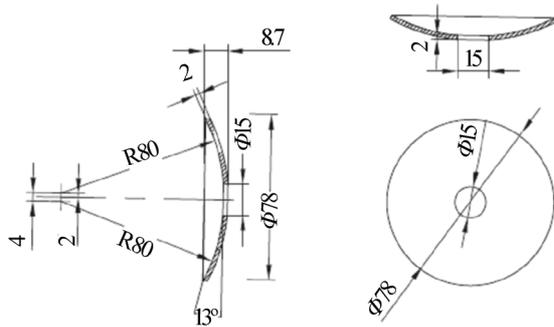


图 8 双球面换能器
Fig.8 Double spherical shell transducer

看到，几何焦点处的声场最强，在其周围有一个圆环状的声场次强的区域。仿真的结果和所设想的基本是相符合的，换能器的聚焦区域增大。图 10 是实验用双球面换能器实测声场(X、Y 轴单位距离 0.4mm)。可以看到仿真和实测的结果是一致的。

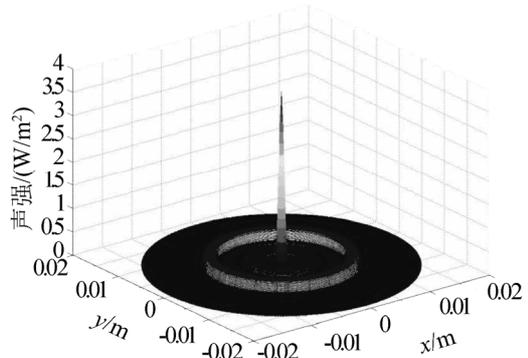
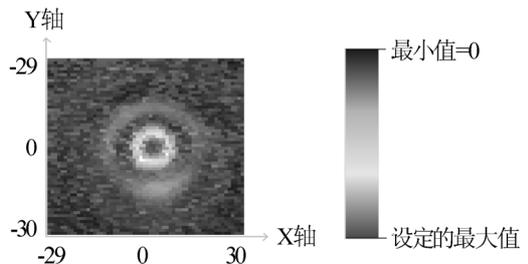


图 9 双球面换能器仿真结果
Fig.9 Simulation result of double spherical shell transducer



当前坐标: X轴=29, Y轴=-29, Z轴=0
总测量点数=3600, 当前声压: 2.1E-2V

图 10 双球面换能器声场
Fig.10 Acoustic field measurement of shell spherical transducer

4 超声塑形中使用的频率跟踪技术

为了便于治疗，每套超声塑形系统可供使用的超声换能器可能不止一种。每一种换能器都有其自身的谐振频率。为了使每个换能器更好的工作在谐振点，在超声塑形系统中运用频率跟踪技术还是很有必要的。图 11 就是增加了频率跟踪模块的超声塑形系统框图。通常的方法是通过取样电路获得来自换能器的电压、电流取样信号，然后进行相位比较，比较的结果反过调整加载到换能器上的发射信号的频率。这是一个负反馈系统，当系统达到稳定

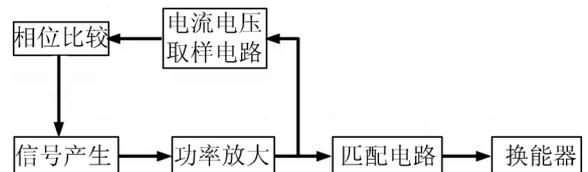


图 11 带频率跟踪的超声塑形系统框图
Fig.11 Block diagram of body contouring system using frequency tracking technique

状态时, 两路取样信号之间频率相同, 相位差恒定, 换能器工作在其谐振点上。

5 高效率 D/E 类功放的应用

为了能够快速有效地破坏脂肪细胞, 超声塑形中所用的功放的输出功率往往要达到数百瓦。传统的线性功放, 如 A 类、AB 类、B 类、C 类功放等, 工作在线性放大区, 普遍效率不高, 通常 A、B 类的功放效率不会超过 60%。如果选用线性功放, 则散热会成为一个很难解决的问题。在超声塑形中, 使用工作在开关状态下的 D/E 类功放。以 E 类功放为例, 将晶体管作为开关器件。当晶体管导通时, 理论上其内阻为 0, 两端电压值为 0, 从而消耗功率为 0; 当晶体管截止时, 内阻无穷大, 流过其电流为 0, 从而消耗功率为 0。晶体管在导通和截止时都不消耗功率。这两种功放理论上的效率为 100%。图 12 是实验用 D 类功放电路模块。该模块的工作频率可调, 有连续和脉冲两种工作模式, 且脉冲模式下的脉冲宽度和占空比可调。该模块还可



图 12 D 类功放模块

Fig.12 Class D amplifier module

以工作在一种特殊的短脉冲方式下, 脉冲宽度仅为几十微秒, 专门用于发射换能器声场测试。

6 展 望

非侵入式超声塑形是一项刚刚兴起的技术, 还有很多有待解决的问题。但是, 随着工程技术与生物科学的不断发展, 其面临的问题一定会得到完善的解决。

参 考 文 献

- [1] Murray E. The use and mechanism of action of high-intensity focused ultrasound for adipose tissue removal and non-invasive body sculpting (Abstract) [A]. ASPS Meeting[C]. Chicago, Illinois, September 2006.
- [2] 刘全宏, 代乐, 齐浩. 超声空化机理及其在抗癌领域应用的研究进展[J]. 临床超声医学杂志, 2006, 8(4): 235-238.
LIU Quanhong, Dai Le, Qi Hao. Research progresses about the mechanism of ultrasonic cavitation and its applications in anti-cancer domain[J]. Journal of Ultrasound in Clinical Medicine, 2006, 8(4): 235-238.
- [3] Haar G ter. Ultrasound focal beam surgery[J]. Ultrasound Med. Biol, 1995, 21: 1089-1100.
- [4] 何申戌, 杨珺. 利用扩大换能器汇聚角措施克服 HIFU 疼痛并发症[J]. 中国超声医学杂志, 2002, 18(4): 305-307.
HE Shenxu, YANG Jun. Avoidance of pain complication in HIFU by enlarging the ultrasonic converge angle of energy-transformer[J]. Chinese Journal of Ultrasound in Medicine, 2002, 18(4): 305-307.
- [5] Method and apparatus for non-invasive body contouring by lysing adipose tissue[Z]. Patent No.: US 6,607, 498 B2, Date of Patent: Aug.19, 2003.
- [6] 林书玉. 超声换能器的原理及设计[M]. 科学出版社. 2004. 73-90.
- [7] 霍彦明, 叶兆雄. 用锥面靶测量大口径聚焦换能器声功率的计算讨论[J]. 声学技术, 2002, 21(4): 168-170.
- [8] 黄小唯, 寿文德. 聚焦换能器离散发射阵列的辐射力计算[J]. 声学技术, 2004, 23(3): 189-191.