

一种超声针灸换能器设计

王 华,曾德平

(重庆医科大学 生物医学工程学院, 省部共建超声医学工程国家重点实验室, 超声医学工程重庆市重点实验室, 重庆 400016)

摘 要:一种超声针灸换能器的设计方法, 它将普通凹型聚焦换能器与平凸声透镜组合, 使换能器发出的聚焦超声波能量在透镜平面和换能器外球面之间产生多次反射, 每次只能有一小部分能量射出, 经过不同反射次数后出射的聚焦超声波聚焦在声轴线的不同位置, 通过选择反射材料的声速和换能器的半径, 就可从在换能器输出面后得到细长的声压分布, 声场检测结果与设计结果符合得很好, 临床实验表明, 这种换能器比其他类型的传统换能器更易使患者产生得气的感觉。

关键词:超声针灸; 凹球聚焦换能器; 平凸声透镜; 声场分布; 多次反射

中图分类号: TB552; O426.1

文献标识码: A

A Design Method of Ultrasonic Acupuncture Transducer

WANG Hua, ZENG Deping

(Chongqing Municipal Key Lab. of Ultrasound Engineering in Medicine, State Key Lab. of Ultrasound Engineering in Medicine Co-founded by Chongqing and MOST, College of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University, Chongqing Medical University, Chongqing 400016, China)

Abstract: An ultrasonic acupuncture transducer consisting of a common concave focused ultrasonic transducer and a plano-convex lens is designed. The focused ultrasonic energy emitted from the transducer is repeatedly reflected between the outer spherical surface of the transducer and the lens plane, and only a fraction of energy during each reflection is emitted. The focuses are located at different position on the acoustic axis after multiple reflections. By selecting the sound velocity of reflective material and the radius of the transducer, a lathy sound pressure distribution is formed. The testing results for the sound field are in good agreement with the designed result. The clinical trial shows that this transducer can make patients have more feeling about the arrival of qi than the traditional ones.

Key words: ultrasonic acupuncture; concave focusing transducer; acoustic plano-convex lens; sound field distribution; multiple reflections

0 引言

由于针灸具有协调阴阳、扶正祛邪和疏通经络等作用, 针灸在临床上的应用范围极其广泛, 临床实验表明针灸有效适用病症近 200 种^[1]。由于传统针灸在治疗时, 需要将针灸刺入人体, 不但造成患者对针灸的恐惧感, 还具有出血、交叉感染、折针等危险^[2]。为了克服传统针灸的这些不足, 人们提出了超声针灸、电针、磁针、激光等针灸治疗方法, 然而由于对这些物理因子与穴位作用的机理、方法学、生物学、计量学等问题的研究不足, 这些针灸治疗方法还不能与传统针灸方法的疗效相比拟^[2]。在这些针灸治疗方法中, 由于超声作用在组织上不但可通过热

效应产生生物效应, 也可通过机械效应产生生物效应, 同时由于超声对组织穿透能力强, 可实现完全的非介入治疗, 是一种非常具有前景的针灸治疗方法。

超声针灸治疗的关键是如何利用设计的超声声场分布, 配合适当的手法, 使穴位治疗产生“得气”的酸、胀、麻、重等针感^[3]。经过大量的实验发现, 要在治疗时产生得气感, 超声换能器的声场分布很关键。由于传统超声针灸治疗使用的平面超声换能器和聚焦超声换能器的声场分布与传统的针形状相差较远, 难以在治疗时使患者产生“得气”的感觉, 影响了治疗效果, 为了克服这一困难, 文献^[4]提出用多个聚焦的环行换能器进行组合, 通过对每个环的相位

收稿日期: 2013-01-05

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81127901, 81201102), 重庆市教委成果转化基金资助项目(Kjzh11202)

作者简介: 王华(1962-), 男, 重庆人, 教授, 博士, 主要从事信号检测和超声换能器设计的研究, 同时也为《电磁式冲击发生器的研究》的通信作者, E-mail: wantcop@163.com。通信作者: 曾德平, E-mail: zengdp@haifu.com.cn。

进行拉格朗日乘子约束优化,找出每个环的最优相位,从而实现了“针”形声场分布。然而,由于换能器是由多个环组成、每个环的相位间需保持确定的相位差,因此,换能器的制作难度大,工艺复杂。为了克服这些问题,我们提出了另一种超声针灸换能器的设计方法,它将普通凹型球壳聚焦换能器与平凸声透镜组合,使超声波在球壳外表面和透镜平面间产生多次反射,每次反射都只有一小部分超声能量出射,而不同反射次数出射的超声波能量聚焦在声轴线的不同位置,通过选择反射材料的声速和换能器的半径,就可在换能器输出面后形成一段细长的声压分布。水听器声场检测表明,这种换能器的声场与设计的声场相符;临床实验表明,这种换能器易使患者产生得气的感觉。

1 换能器的结构

图 1 为针形声场换能器的结构图,由压电陶瓷构成的凹型自聚焦球壳换能器的内外半径分别为 R_1 和 R_2 ,口径为 D ,在球壳自聚焦换能器的内壁紧贴平凸声透镜,其凹面半径与自聚焦换能器内口径相同。为了确保自聚焦换能器发出的超声波在换能器的外表面和声透镜的平表面间进行多次来回反射,要求声波出射面的声强度比发射的强度低,即透镜材料的声阻抗比组织的声阻抗大,由于压电材料的声阻抗比组织的声阻抗大 10 多倍,一般可取与压电材料声阻抗相近的物质作为透镜材料。

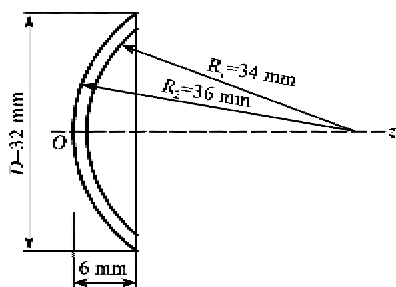


图 1 换能器结构

2 换能器声场分析

2.1 各次透射波强度

当自聚焦换能器发出的聚焦超声波达到平凸透镜的平面时,由于该面两侧材料的声阻抗差异较大,在界面上超声波将发生反射和折射,透射波的强度决定于声波的入射角、界面两侧的声阻抗差异,如透镜材料的声阻抗为 z_1 ,声速为 c_1 ,组织的声阻抗为 z_2 ,声速为 c_2 ,超声波入射到平界面的角度为 θ ,则经

过界面超声波的声强透过率为

$$t_1 = \frac{I_1}{I_i} = \frac{4z_1 z_2 \cos^2 \theta}{(z_2 \cos \theta + z_1 \cos \theta_1)^2} \quad (1)$$

式中 $\theta_1 = \arcsin[(c_2/c_1)\sin \theta]$,透镜材料的声学性质和压电陶瓷相近时,在靠近声轴线 OZ 的入射声波。声波的声强透过率为 20%,因此,大部分声波被反射,尽管入射到平界面的很多声波的角度从小到大在变化,根据透射率公式,在角度不大时,透过率随角度增大而减小,因此,入射到界面的声波强度不超过 20%。

从平界面反射的超声波返回透镜后,由于透镜材料和压电陶瓷的声学性质差异不大,因此,将直线传播到压电球壳的外表面,由于压电陶瓷外表面的周围是空气,其声阻抗比压电陶瓷小很多,可看成全反射面,这样,换能器发出的超声波第二次返回平界面,再次发生反射和透射,透射波的强度为第一次入射波强度的 16% 左右,因此,第 1、2 次的透射波的强度相差不大,如此类推,第 3、4 次逐渐减小,但减小幅度不大。

2.2 各次透射波聚焦位置

从声透镜出射的超声波,在到达透镜的平界面时,除一部分声波透射外,大部分声波将在透镜和压电换能器间来回反射,如图 2 所示,每次往返都有一部分从透镜的平界面透射,每次透射声波的聚焦位置,可根据几何声学近似计算出来(这里采用近轴几何光学光线追迹计算)。在计算时采用球壳的内半径为 34 mm,外半径为 36 mm, c_1 为 6 000 m/s, c_2 为 1 500 m/s,从换能器定点 O 到透镜平面的距离为 6 mm。经过繁琐的计算,得到这种情况下焦点在声轴线上的分布如表 1 所示。

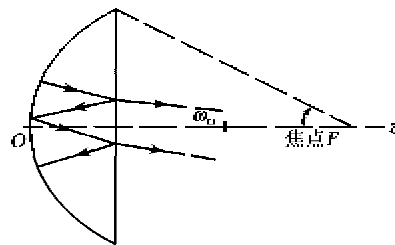


图 2 声波在换能器的传播过程

表 1 焦点在声轴线上距离的分布(距离顶点 O)

透射次数	1	2	3	4	5	6
距离(透镜平界面)/mm	120.0	17.0	—	68.0	3.0	9.5

由表 1 可知,这种换能器的焦点有多个,它们在声轴线的不同位置,然而,计算的焦点是几何焦

点,不是聚焦超声的声学焦点,要将几何焦点转化为声学焦点,由于换能器的半口径为16 mm,对120 mm的焦距、1 MHz的聚焦超声波,波阵面放大系数 $K_p=6.80$,近场长度为267 mm,根据几何焦点和声学焦点的关系^[5],得到这种情况下声学焦点的位置距离透镜平面为96 mm。

利用同样的方法可得到第2~5次透射形成的声学焦点位置:17.5 mm,不聚焦:62 mm,3.5 mm,10 mm。从这些数据可看出声学焦点间的最大距离为92.5 mm。

2.3 换能器的焦域长度

这种换能器的声场分布焦域是多个聚焦声场的叠加,在不考虑焦点的相互干涉效应情况下。整个换能器构成的轴向焦域大小是焦点间距加上前后焦域的半长度。聚焦换能器焦点焦域的轴向长度可根据以下关系计算^[6]:

$$\Delta z = 2\lambda / (1 - \cos \omega_m) \quad (2)$$

式中 ω_m 为焦点到换能器边缘的连线与声轴线夹角。利用式(2)得到各个焦点在声轴线上的各自焦域长度为(按轴上焦点位置从远到近排列): $\Delta z_1 = 3$ mm, $\Delta z_2 = 6$ mm, $\Delta z_3 = 11.5$ mm, $\Delta z_4 = 94$ mm, $\Delta z_5 = 220.5$ mm。计算的焦域是焦域半高宽的全宽度,对最远的焦点,它的距离小于焦域长度的一半,可认为无聚焦。这样换能器在声轴线上的焦域长度为107 mm。

2.4 声轴线上声压分布

从声轴线上焦点分布和各焦点声轴线上焦域大小分布可看出,对第1、2焦点距离大于这两个焦域的半宽度之和,这表明它们的焦域没有重叠,未重叠区长度为2 mm。实际上,由于换能器的输出通过换能器的平面,利用折射输出,而计算几何焦点是采用了近轴近似,实际上,在声轴线上,换能器中心的声线与声轴线的交点和换能器边缘的声线与声轴线的交点并不重叠(称为球差),这种球差将使焦域增长,考虑这一因素,2 mm的间距完全可因为球差不完善聚焦重叠。

3 实验结果

根据前面的分析,将PZT-4磨制成内半径为34 mm,外半径为36 mm的压电球壳,将它作为超声波的发射源,将K9玻璃磨制成换能器的平凸透镜,这样得到的换能器的工作频率约在1 MHz。由于超声能量输出面是平面,工作时便于与皮肤匹配,

通过与传统平面超声换能器和聚焦换能器比较,发现这种换能器在治疗时易使患者产生得气的感觉。

换能器声场的检测采用重庆海扶公司制造的三维声场扫描系统,检测是在脱气水中进行,检测用的水听器采用美国昂达公司HNA-0400水听器,检测到的轴向声场和垂直声轴线上的声场如图3所示。

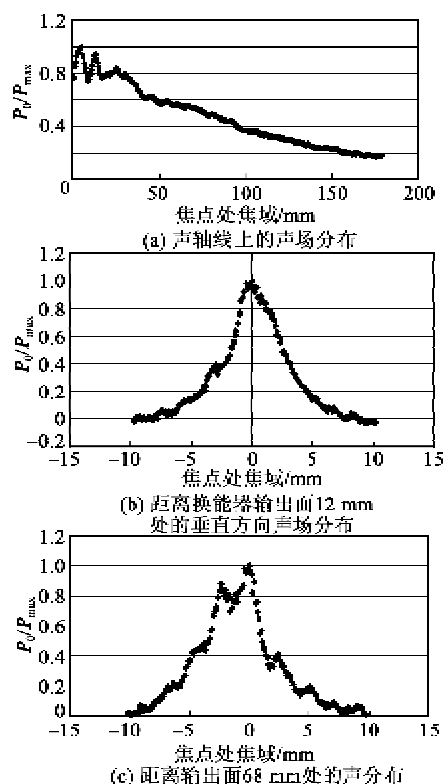


图3 换能器声压分布

4 结束语

从声轴线上声场分布可看出,声轴线上声压半高宽的全宽度大约为100 mm,与理论结果大致相当,而在垂直声轴线方向,声压主要集中在半径5 mm的圆柱以内。与平面换能器的声场和传统聚焦换能器声场比较,这种换能器声场更类似针灸的作用区,从这些结果可看出,设计的针形声场与测量结果符合得很好。

参考文献:

- [1] 杜元灏,李晶,孙冬纬,等.中国现代针灸病谱的研究[J].中国针灸,2007,27(5):373-378.
DU Yuanhao, LI Jing, SUN Dongwei, et al. Study on modern disease menu of acupuncture and moxibustion therapy in China[J]. Chinese Acupuncture & Moxibustion, 2007, 27(5): 373-378.

(下转第539页)