

用正弦声波激励时对肺胸系统频率特性的测量

徐泾平 闵一建 陈启敏 张伊立 藏晓非 张军平

(陕西师范大学应用声学所)

1991年9月9日收到

本文将正弦声波导入健康人口腔,以激励肺胸系统振动,从人体胸部测量响应声信号,获得了健康人肺胸系统的频率特性。结果表明,肺胸系统相当于声低通滤波器。

一、引言

肺音是人体内音源经过气道、肺、胸廓等组织传播至体表的声信号。这些声信号蕴含着人体呼吸系统的生理学及病理学信息。通常,气流与肺组织相互作用产生肺音音源,音源经气道、肺组织、脏层胸膜、胸腔、壁层胸膜及肋间肌大小胸肌,而达胸壁体表。因此,气道、肺、胸廓等器官组成的肺胸系统对肺音音源的传播具有作用,这些是怎样的作用,是在理解肺音特征方面极为重要的研究课题。

盐谷^[1]前田^[2]混谷^[3]等人分别应用正弦、脉冲、白噪声三种激励声源测量了健康人肺胸系统的声传播特性。他们的实验结果表明:在某一频带内(如100—300Hz^[4]),肺胸系统的幅频特性是平坦的,直到截止频率(肺尖部为300Hz^[4])处开始衰减。但是,由于实验方法与研究对象等的差异,他们所得肺胸系统幅频特性的

截止频率并不相同^[1-3]。文献^[4]认为:健康人呼吸音音源为窄带白噪声,音源通过频带内平坦的肺胸系统后,其输出信号(肺泡呼吸音)应具有窄带白噪声的性质。但是,肺泡呼吸音的功率谱振幅值却随频率增大而衰减^[5]。因此,上述实验结果不能统一。为此,本文对肺胸系统频率特性进行了实验研究。

二、测量系统与方法

1. 测量系统

测量系统框图如图1所示。系统主要由两部分组成:激励声信号的产生与传导和体表上响应声信号的检测与处理。信号发生器产生正弦电信号,将电信号放大后,送入放置于密封盒中的扬声器,产生正弦声信号(频率从100—700Hz),用一根直径为18mm的塑料管将声波有效地导入人的口腔。在支气管和胸壁上分别放置两个带空气声耦合腔的电容传声器,检测

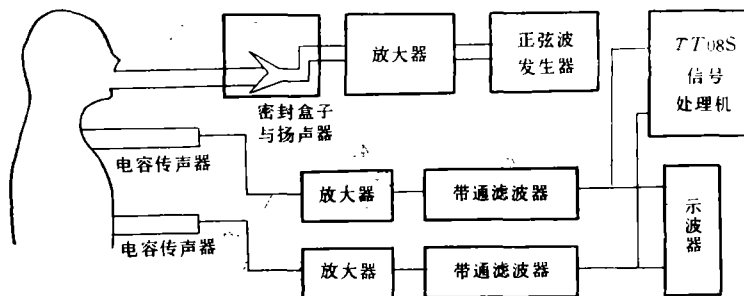


图1 测量系统框图

到的电信号放大后,经窄带滤波,用示波器显示两路信号,同时,将两路信号送入信号处理机(日本三荣公司 7T08S)中进行分析,并用传声放大器测量声压级。

空气声耦合腔电容传声器的声压频响特性为,从 50Hz 到 5kHz 范围内不均匀度小于 2 dB,最大动态范围为 134dB,声压灵敏度为 50 mv/Pa。(这个电容传声器的设计与测量将另文发表)。

2. 测量方法

由于测量对象(活体)的复杂性,在胸壁上检测的信号中,除包含响应正弦波外,还有其它生理声信号,因此,要求响应信号声压级大于其它生理声信号声压级。通过反复试验,我们选输入到口腔的正弦信号声压级为 100dB 左右,研究对象无不适之感。这样,属小振幅声波激励,可保持肺胸系统的线性特性。

频率特性分幅频特性与相频特性。由线性系统理论可知,当对系统输入正弦激励,在瞬态响应基本消失后,测量稳态的正弦输出与输入的振幅与相位;输出与输入振幅之比就是系统幅频特性在该频率处的幅值,而输出与输入的相位差则为该频率处的幅角。因而采用不同频率的各种正弦输入,相应地测量输出与输入的振幅比和相位差即可由实验确定系统的频率特性。

测量中,除了有效地激励系统的所有模态外,还应保证系统的线性特性。我们采用对支气管、胸壁上两路响应信号进行谱分析的方法,来对系统线性化程度进行检验。如果信号的 2 次谐波幅值小于基波幅值的 5%,便认为计算结果比较可靠,否则的话,重新调整输入信号的

幅度(或声压级),直到 2 次谐波幅值小于基波幅值的 5%,方可认为计算的频率特性比较可靠。

三、实验结果与讨论

我们测量了 10 名健康人肺胸系统的频率特性。肺尖部与肺中部的典型的频率特性(对某一个人而言)如图 2 所示。10 个人的测量结果统计是:肺尖部共振峰频率范围为 180—220 Hz,平均为 200 ± 7.6 Hz;共振峰幅值为 15—25dB,平均为 18 ± 3.2 dB。肺中部共振频率范围为 130—180Hz,平均为 150 ± 2.8 Hz,共振峰幅值为 20—3dB,平均为 25 ± 4.6 dB。共振峰频率与胸壁位置有关,从肺尖部到肺中部、肺底部,共振频率依次下降,共振峰幅值依次减小。

由图 2-5 统计结果可见,肺中部与肺尖部相比,肺中部对声波有更大的衰减;肺底部与肺中部相比,肺底部有更大的衰减,这与声波在组织中传播理论一致。这种声低通滤波器具有选频特性,但频率的大小与肺胸系统组织特性有关,肺尖部的共振频率为 150—200Hz,肺中部在 120—140Hz。综上所述,肺胸系统可看作是分布参数的声传输系统。

不同个体之间,肺胸系统虽都具有低通滤波作用,但其滤波特性有一定的差异。男女之间的肺胸系统振幅特性也不相同,但频率特性中都有共振峰。

肺尖部,在 500Hz 左右的频率范围内,幅频特性的幅值有增大的趋势,而其相位不超过 180° ,这与文献^[2-3]报道的结果一致,但幅频特

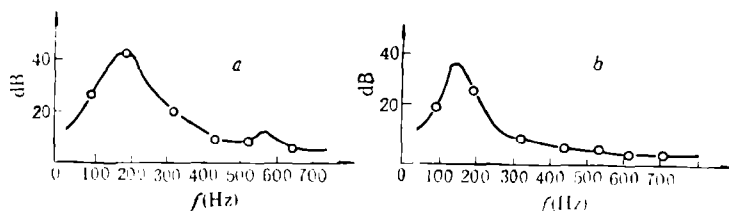


图 2 肺尖部(a)与肺中部(b)典型频率特性曲线

性与国外报道有较大差异。

讨论

健康人呼吸音的音源为白噪声^[4], 所以肺胞呼吸音, 气管音等仅反映传输介质(肺胸系统)的声学特性, 因此, 肺胞呼吸音功率谱与肺胸系统幅频特性中幅值的平方成正比。本文的实验结果与肺胞呼吸音功率谱分析结果^[9]一致, 这反映了这种特性的声低通滤波器代表肺胸系统的声学特性。

本文的实验结果与国外报道有较大差异, 这主要是由于实验中测量方法引起的, 本文在测量时注意到对肺胸系统施加小振幅激励正弦信号, 注意到肺胸系统的线性特性, 应用 2 次谐波幅值与基波幅值之比来检验系统的线性化程度。文献[1]仅用示波器直观地判断波形失真是一定偏差的, 文献[2—3]中采用脉冲、白噪声作激励信号, 应用快速傅里叶变换(FFT)获得系统的频率特性, 但计算中并没有考虑到由于外加激励作用下, 系统的非线性(脉冲激励常会产生系统的非线性化)以及其它噪声及肺音信号对测量结果的影响。因此, 文献[1—3]的实验结果与肺胞呼吸音功率谱分析结果有较大差异, 本文的测量结果与肺胞呼吸音功率谱分析结果吻合得很好。

肺胸系统的频率特性与传播介质的声学特性有关, 是传播介质声学特性的综合反映。因此, 传播介质声学特性的变化, 均会引起肺胸系统频率特性的改变, 这正是肺听诊、叩诊的物理学基础。

叩诊是通过外部叩击声源产生的回波来判

断肺胸系统状态的一种物理诊断方法, 它能够辅助诊断肺胸系统疾病。这种方法正是巧妙地利用了肺胸系统的声传播特性, 如有气胸、胸水等胸膜疾病, 叩诊可发现异常。在这些病理状态下, 肺胸系统频率特性也相应地发生变化。胸水贮留时, 约 300Hz 以内频率范围内的声传播损失增大; 相反, 约在 500Hz 以上的频率范围内, 声传播损失减少, 即胸水贮留时高音易于传播^[6]。气胸时, 肺胸系统频率特性也发生变化^[6]。

肺实质病变时, 在应听到肺胞呼吸音的肺部却听到支气管音, 这种呼吸音性质的改变与肺胸系统声传播特性的变化密切相关。

肺胸系统是由不同密度的多界面的多种媒质组成的系统, 声波在传播过程中会产生反射、折射、透射等现象。通常, 通过传感器检测到的肺音仅是在检测方向上(主方向)肺音音源的透射信号, 本文的测量结果描述了在主方向上的声压型透射性传播特性。要深刻地描述音源在肺胸系统中的传播规律, 需研究音源在各层组织及介面中的传播特性, 这是一个有待于人们深入研究的课题。

参 考 文 献

- [1] 盐谷直久等, 日胸疾会誌, **22**(1984), 125.
- [2] 前田裕二等, 日胸疾会誌, **23**(1985), 109.
- [3] 混谷惇夫等, 奈医誌, **36**(1985), 121.
- [4] Iyer et al., *IEEE BME.*, **36**—11(1989), 1133.
- [5] Charbonneau et al., *J. Appl. Physiol.*, **55**(1983), 1120.
- [6] 米丸亮等, 日胸疾会誌, **22**(1984), 33.