

医学超声工程现状和生物医学超声概况(续)

王威琪· 徐智章** 汪源源· 莫善钰***

(*复旦大学电子工程系 **上海中山医院 ***无锡雷声电子设备厂)

3.5 Doppler血流成像系统

自从Satomura研制成第一台连续波Doppler系统后,经历了Baker的脉冲Doppler, Mcleod、Tanaka、Brandestini、Chihara、Hoeks 的各种不同的多道脉冲Doppler,到Kasai的CFM Doppler系统。应该说,CFM是Doppler技术的一个飞跃,目前在临床的应用日益广泛。作为CFM目前的进展,主要有用瞬时频率算法代替自相关算法,速度矢量的估计。当然灵敏度的提高也是一个主攻方向,目前Acuson公司、ATL公司可以做到下限速度2~3mm/sec。

(1) 瞬时频率算法

将血流速度场中的三个信息:流向、平均速度、速度分散度彩色编码后进行二维显示,成为CFM(或称CDFI)。由于速度和Doppler频移间的线性关系,所以问题变为如何实时计算平均频率和频率分散度。以往从平均频率、频率分散度的频域计算公式出发,根据Wiener-Hinchine定理建立自相关函数与功率谱之间的关系,从而得出平均频率 \bar{f} 和分散度 σ 用自相关函数 $R(\tau)$ 的表示式为:

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi j} \cdot \frac{\dot{R}(0)}{R(0)} \quad (17)$$

$$\sigma^2 = \left[\frac{\dot{R}(0)}{R(0)} \right]^2 - \frac{\ddot{R}(0)}{R(0)} \quad (18)$$

以上两式为基础的自相关法CFM,与多道脉冲Doppler检测速度剖面的想法相比,要前进了一步。但自相关算法费时长,要用高速DSP芯片来实时实现。因此对于平均频率的估计,近年来着眼于时域方法。

Doppler接收信号经正交的两路参考信

号解调,得出两个正交的Doppler频移信号 $I(t)$ 和 $Q(t)$,

$$\begin{aligned} I(t) &= A(t)\cos\theta(t), \\ Q(t) &= A(t)\sin\theta(t) \end{aligned} \quad (19)$$

$$\theta(t) = \tan^{-1} \frac{Q(t)}{I(t)} \quad (20)$$

则Doppler频移信号的瞬时频率为^[24~26],

$$f = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(t)}{dt} = \frac{1}{2\pi} \cdot \frac{\dot{Q}(t)I(t) - Q(t)\dot{I}(t)}{I^2(t) + Q^2(t)} \quad (21)$$

计算机运算时,上式要用离散公式。经计算得^[27]

$$\begin{cases} \bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N f_{d,n} \\ V_{d,n}[f] = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (f_{d,n} - \bar{f})^2 \\ f_{d,n} = \frac{\Delta\varphi_n}{2\pi T} \\ \Delta\varphi_n = \tan^{-1} \frac{Q(n)}{I(n)} - \tan^{-1} \frac{Q(n-1)}{I(n-1)} \end{cases} \quad (22)$$

这一组公式是递推形式,对于平均频率的计算,事先可以时间序列查表方法得到,快速而简便。

(2) 速度矢量^[28]

通常Doppler技术只能测量声速方向的血流速度分量,即受到声束与速度矢量之间夹角的影响,因此不能得到速度矢量。这个夹角是个立体角,从理论上说应该由三个声束方向的Doppler频移去求得速度矢量。但若将速度矢量假设在声束的平面内,则问题可以简化。此时,解决夹角影响而得到平面

内速度矢量的方法有:

(i)连续方程

Chihara^[27]根据连续方程 $\partial(rU_r)/\partial r + \partial U_\theta/\partial \theta = 0$ (U_r 为一般二维超声心动图中声束方向的速度分量,可由CFM测得, U_θ 为与声束垂直方向的速度分量),从 U_r 计算出 U_θ :

$$U_\theta = - \int_{\text{wall}}^{\theta} [\partial(rU_r)/\partial r] d\theta + U_{\theta 0} \quad (23)$$

式中 $U_{\theta 0}$ 是管壁(心壁)运动沿 θ 方向的速度分量。将 U_r 与 U_θ 合成就可得到速度矢量。

(ii)Eular方程^[28]

Ohtsuki根据流体中质点加速度的Eular方程:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\partial V}{\partial t} + V \nabla V \quad (24)$$

得出在同一时刻X向流动加速度成分 $A_{,x}$ 为:

$$A_{,x} = V_x \frac{\partial V_x}{\partial x} + V_y \frac{\partial V_x}{\partial y} \quad (25)$$

式中 V_x 可用Doppler法测得, $\frac{\partial V_x}{\partial x}$, $\frac{\partial V_x}{\partial y}$ 可

根据速度分布来求得。从满足条件 $\frac{\partial V_x}{\partial y} = 0$

的点开始,逐点利用上述 $A_{,x}$ 递推。首先在

$\frac{\partial V_x}{\partial y} = 0$ 的点得 $A_{,x}^{(1)} = V_x \frac{\partial V_x}{\partial x}$ 。然后推

到邻近 $\frac{\partial V_x}{\partial y} \neq 0$ 的点,此点上的 V_y 为:

$$V_y = [A_{,x}^{(1)} - V_x \frac{\partial V_x}{\partial x}] / \frac{\partial V_x}{\partial y} \quad (26)$$

再求出 $A_{,x}^{(2)} = V_x \frac{\partial V_x}{\partial x} + V_y \frac{\partial V_x}{\partial y}$, 依次类

推将 V_x , V_y 矢量合成就可得 $\vec{V} = V_x \vec{i} + V_y \vec{j}$ 。

(iii)双探头^[26]

两个探头分别扫描出主声束平面和辅助声束平面。主声束平面内,Doppler技术测得P点速度为 V_M ,辅助声束平面内,Doppler技术测得P点速度为 V_S 。过 Q_M 、 Q_S 两点分别作垂线,两垂线交于Q点,则PQ即为速度矢量。

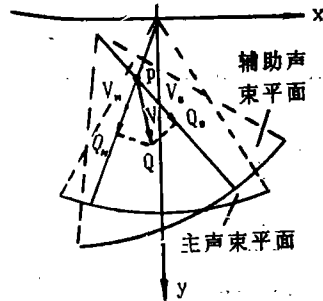


图11 双探头原理示意图

系统框图如图11所示, B型成像: $f_M = 3.5\text{MHz}$, $f_S = 2\text{MHz}$, Doppler系统: $f_M = 3.5\text{MHz}$, $f_S = 2.2\text{MHz}$ 。图像存贮器能存贮32帧连续图像, 512×512 像素每帧,每像素8bit。单片机单元负责ECG和Doppler的检测,超声单元、图象存贮单元和PC机之间的通讯。PC机的任务是数据采集和图像存贮单元间的通讯、Doppler信号的处理、在B型图像上标出二维速度矢量等。

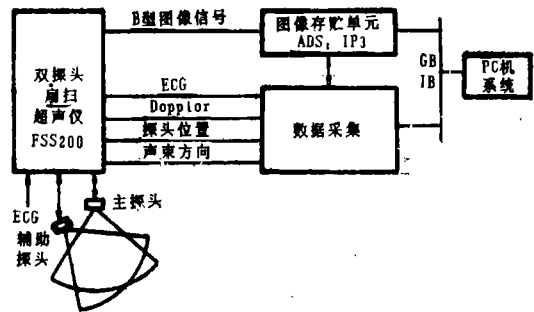


图12 双探头超声仪器结构框图

3.6 Doppler 组织图像 (Doppler Tissue Image, DTI)

人体脏器组织的表面粗糙不平, 超声照射到此表面后, 它的回波将呈现反射——散

射形式。在这种情况下，不仅在表面的法线方向，而且在与法线成 θ 角(入射角)的方向，脉冲反射型探头都能接收到回波信号，这就是大多数情况下，声束不可能垂直于脏器也能在B型图像上成像。但是它的回波振幅将随 θ 角的增加而减小。参照Senapati给出的实验曲线，我们曾给出如下的公式^[30]：

$$A = \begin{cases} -4.0\theta & 0^\circ < \theta < 5^\circ \\ -1.04\theta - 20 & 5^\circ \leq \theta < 10^\circ \\ -0.5\theta - 26 & 10^\circ \leq \theta < 85^\circ \\ -80 & 85^\circ \leq \theta < 90^\circ \end{cases} \quad (27)$$

式中 A 为回波振幅随 θ 角增加而衰减的分贝数。显然声束入射角关系到回波的强度，影响图像质量，严重时将产生回声失落而引起图像消失。这种情况的改善，最简便的方法是靠医生调整自己的手法和不断叮嘱病人呼气吸气配合。但有些脏器，例如心壁、瓣膜的运动不能人为地左右。根本的解决方法，还需从原理上、技术上着手。近年来所采取的方法有：

- (1) 籍助雷达中的动目标显示(MTI)，用来增强B型超声中运动组织的显示；
 - (2) 入射角影响的校正^[30]。根据组织轮廓，计算其与声束的夹角 θ ，由(26)式进行补偿；
 - (3) 回波跟踪技术。跟踪运动的回波，然后进行显示上的加强。
- 上述几种方法都属于振幅型处理。处理的质量，难免还受到幅度大小的影响。因此人们自然会想到从频域、相域处理运动信息的方法——Doppler效应。

人体中的超声Doppler信息，在速度(频移)-振幅图上，可以分为两大区域(如图13所示)：

- 区域 I：血流产生的散射型Doppler信息，其特点是频移大，振幅低。
- 区域 II：运动组织产生的反射——散射型Doppler信息，其特点是频移小，振幅大。当然在此区域还有低速血

流产生的散射型Doppler信息，它的频移、振幅都小。

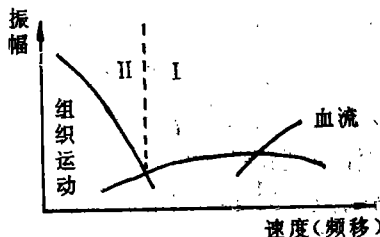


图13 血流、运动组织Doppler信息速度-振幅图

以往医学Doppler技术，包括脉冲Doppler(CFM)，大多用来检测血流，即检测区域I的信息，而对处于区域II的组织运动，常采用壁滤波器(wall filter)加以消除，消除的同时也除去了低速血流信息。所以常用的Doppler仪器，其低速测量范围受到限制。

DTI的实质是检测区域II的信息，其技术关键在于区域I、II间界线的确定，它要用特定的逻辑和不同的算法进行幅度和频率的双重鉴别，才能将运动组织的Doppler信息取出，还将低速血流的Doppler信息取出。所以DTI实际上是低速Doppler检测技术。

Acuson公司推出的DTI，有组织的速度图像、加速度图像、分散度(variance)图像和能量图像。换句话说，加在CRT中Z轴的信息可以是速度、加速度、分散度、或能量。这些信息都可以进行彩色编码得到伪彩色显示。例如DTI中速度图像可以与CFM一样用不同的色调和饱和度表示速度的方向和大小(绝对值)，也可以不管速度的方向，仅用一种颜色的饱和度来表示速度的大小。能量图像则采用录色编码。

DTI的作用在于无损伤地观察组织内部的结构、生机和血流灌注。在临床上DTI已被用来改善管壁、心壁的显像，心肌灌注的研究，心肌收缩力(contractility)、心肌生存力(viability)的判断，心脏面积的自动测量。

至于能量图像,比较新颖,在Acuson公司推出的同时,还有其它公司也注意到它的临床应用前途。

用能量进行编码,实际上取组织或血流的散射信号的振幅,经过平方处理后进行编码显示,得到能量图像。在腹部脏器、小器官中的血流速度较低,用CFM显示时因噪声的干扰而效果欠佳,如用能量图像,对于这些器官中血管的显示,血管寻迹很有效果,因此国外最近出现了ultrasound angio这个新名词,希望用超声进行无损的血管造影。与速度信息(包括方向、绝对值、方差)进行编码的图像(例如CFM)相比,能量图像的优点在于:

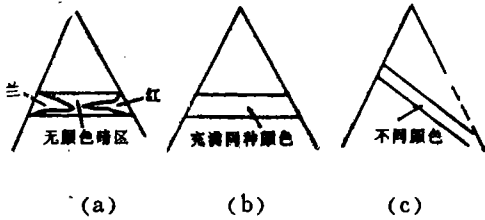


图14 CFM和能量图显示管道内的流体

(1)不受声束与运动方向间夹角 θ 的影响。若用扇形或凸形检测平行管道内的流速(如图14(a)所示),在CFM上将会出现颜色的变化和缺损,这是因为Doppler频移与 $\cos\theta$ 有关,当 θ 邻近 90° 时(即声束与血管垂直),接收信号的Doppler频移趋近零,没有信息去编码CRT的Z轴,因此呈现暗区。这样,对充满管道的流体来说,得到的图像却是一幅缺损的图像,同时由于声束与血管的夹角 θ 的变化范围超过 90° ,所以CFM显示的颜色,即使在管道中流体具有同样速度矢量,其颜色也会变化,例如右半为红,左半为蓝。当声波发生散射时,其散射强度 I_s 和入射强度 I_i 存在下列关系^[17]:

$$I_s = (f(\theta)^2 / l^2) \cdot I_i \quad (28)$$

$$f(\theta) = \frac{\omega^2 q^3}{3c_r} \left\{ 1 - \frac{c_p \rho_p}{c_r \rho_r} + \frac{\rho_r - \rho_p}{\rho_r} \cos\theta \right\} \quad (29)$$

式中, l 为观察点离散射体的距离, $f(\theta)$ 为散射因子,其中 ω 为发射超声的角频率, a 为散射体直径, c 为声速, ρ 为密度, θ 为声束方向与观察方向之间的夹角,不管 θ 是什么角度, $f(\theta)$ 中第1、2项始终存在,这说明各方向都存在散射强度。目前,常规的成像技术都是选取背向散射信号,对于图14(b)所示管道中各个部位的流体后散射强度在忽略距离的差异前提下,基本上一样,这样能量图像中管道里充满了同种颜色。对于倾斜管道如图14(c)所示,此时管道各部位距探头的深度各不相同,由于上面组织的衰减随深度增加即 I_i 减小,再者距离 l 增加,都使得 I_s 变化。导致图14(c)的管道中颜色会产生不一致,但可以通过接收通道的处理例如TGC,加以弥补。

(2)不产生频谱混叠(aliasing),在脉冲式发射系统中,信号频谱按脉冲重复频率(PRF)周期性重复,因此当流速产生的Doppler频移大于 $\frac{1}{2}PRF$,则会产生频谱混叠。即在声谱图上出现上下折返,CFM上产生颜色改变。而能量图的信息来自散射信号的振幅,它在原理上不同于频域信息,所以没有频谱混叠现象。

世界上没有十全十美的事物,能量图像也一样。其存在问题:

(1)难于区分动脉和静脉。这是因为能量信息与流速的方向无关,即无方向性。无方向性对于需要用流速方向进行诊断的场合是个缺点,但有时无方向性却能抑制背景噪声,反而使图像中的有用信息得以突出,因此有人反而认为无方向性是个优点。

(2)散射信号的振幅平方是否反映了散射体(红细胞)的浓度,还是一个有争议的问题,最近有人提出^[31],它们两者是一个非线性的函数关系,当血液中压积比在13%,散射强度会出现极大值,如果这种结论被承认,那末用散射信号振幅得到的能量图就不能很好地反映血流灌注情况。

3.7 微气泡、微胶囊和压强

血压是一个重要的生理指标,体内测压往往要用有损伤的方法,从而使应用受到限制。虽然借助简化的伯努利方程 $\Delta p = 4v^2$,结合Doppler技术测量血流速度后,可计算出 Δp 。临床上将它用来无损估计压差,诊断瓣膜的狭窄病变,但它只是压差,而不是压强值。而某些病变的诊断,例如门高压,需要的是压强值。

在血管内注入造影剂(contrast agent),它在心腔产生微气泡,使超声的回波得到增强。这种声学造影(acoustic contrast)已在心脏、腹部疾病的诊断中得到应用。近年来,造影剂还被用在无损测压的研究中。

在水中的微气泡,其谐振频率 $f^{[32]}$ 为:

$$f = (1/\pi d)(3k\rho/\rho)^{1/2} \quad (30)$$

式中 d 为微气泡直径, k 为微气泡中气体的比热,若气体为氧或氮, $k=1.3$, ρ 为水的压强, ρ 为水的密度。

显然压强增加时,谐振频率按平方根的关系增加。但压强增加的同时,气泡的直径按立方根的关系减小。因此总的效应,谐振频率 f 与压强的5/6次方成正比,即:

$$f \propto p^{5/6} \quad (31)$$

上式说明,检测谐振频率可以得到压强。

微气泡的直径小于 $10\mu\text{m}$ 时,由于液体的表面张力,微气泡易碎而不稳定。为克服这一缺点,Chihara^[33]采用强化微胶囊(microcapsules,其材料为vinylidenedichloride-acrylonitrile copolymer)来代替微气泡。

在实验中发现,直径 $8\sim 48\mu\text{m}$ 的微胶囊在水中的谐振频率改变与周围压强成正比。这个事实使无损测压有了进一步的可能。

(1) 双频法

假设声波传播过程中的衰减 A 是频率 f 、压强 p 、微胶囊层长度 L 的函数,即 $A(f, p, L)$:

$$A(f, p, L) = s(f)C(f, p)^L \quad (32)$$

声学技术

式中 $s(f)$ 为整个系统的基本衰减,包括换能器的声电特性、水的吸收、声束的扩散,它与频率 f 有关,而与压强 p 无关。 $C(f, p)$ 仅由于微胶囊层引起的衰减,它与频率 f 和压强 p 均有关。

显然当不存在微胶囊时, $A(f, p, 0) = s(f)$,因此

$$C(f, p)^L = A(f, p, L)/A(f, p, 0) \quad (33)$$

上式反映了微胶囊对衰减的贡献。为消除 L 的影响,选择两个不同频率 f_0, f_1 ,测量其 C 值,并取对数之比(twin frequency attenuation ratio, TAR)作为测压强的一个新参数:

$$\frac{\log C(f_0, p)}{\log C(f_1, p)} = \text{TAR}(f_0, f_1, p) \quad (34)$$

(2) 脉冲法

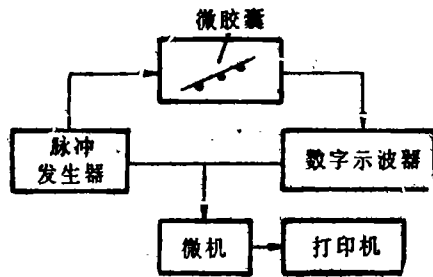


图15 脉冲法示意图

实验装置如图15所示,微胶囊用两种材料,(a)vinylidene-dichlorido-acrylonitrile copolymer(Vcl₂-AN);(b)Poly-methyl metacrylate-acrylonitrile(PMMA)。用微膜将水中的微胶囊固定,脉冲发生器HP8115A发出声脉冲,经微胶囊信号被接收后由数字示波器HP54112D的100MHz采样,经Gp-IB网络送微机HP900,进行FFT。定义:

$$C(f) = 10 \log \frac{p_0(f)}{p_1(f)} \quad (35)$$

其中 $p_0(f)$ 和 $p_1(f)$ 分别为不存在微胶囊和

存在微胶囊时的功率谱。

实验结果如图16(a)所示,压强 p 是参数,若找出 $C(f)$ 中的最大值,即谐振频率 F ,画出 F 与压强 p 的曲线,如图16(b)所示,可知谐振频率与压强成线性变化,由此可测出压强。虽然实验系统是工作在穿透法的情况下,但此结论可推广到回波系统。

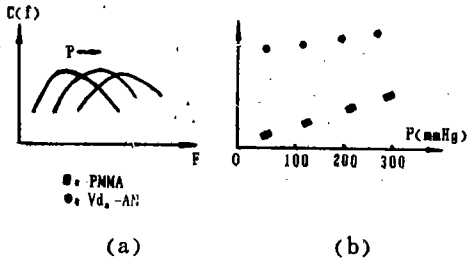


图16 脉冲法实验结果示意图

4 其它

4.1 生物媒质超声特性的检测

生物组织的超声性质主要是指生物组织作为介质对超声的衰减、散射、超声在生物媒质中的传播速度、非线性参量 B/A 等。

生物组织中的蛋白质及其种类对声速、声衰减、声散射起主要作用。Duum的研究^[34]结果表明,随水含量的增大,声速和声衰减减小,随蛋白含量增加,声速和声衰减增大。Bamber^[35]对病变组织测量结果是,水份含量增大时声速、声衰减、声散射均减小;脂肪含量增大时,声速减小,声散射增大;随着胶原蛋白增加,声衰减增大。因此,声学参量与生物组织成分有关,从而可被应用到某些疾病的诊断。例如用衰减系数诊断肝弥漫性疾病^[36](diffuse disease),用声速诊断乳房肿瘤。用声速、衰减作为特征量成像方法也在研究,但进展不大,效果不理想。

现在的超声诊断仪是建立在线性声学基础上,但超声在生物组织中会产生非线性声

学现象。近年来,提出了用非线性参数 B/A 来鉴别生物组织的性质^[28]。软组织的非线性参数 B/A 的差异在50%,而软组织的声速差异仅在5%,所以可以期望用 B/A 更能对组织进行分类,诊断的特异性更显著。也有人提出 B/A 成像方案,但由于测量方法上的困难,较难实现,更不能实时。目前,在声速和衰减测量上有不少问题尚待研究。^[36]

Integrated backscatter定义为背向散射传递函数的频率平均,这是组织定征中一个有用的参量,例如,对于正常心肌为 $-9.7 \pm 1.8\text{dB}$,对于心肌缺血为 $-2.2 \pm 1.7\text{dB}$ 。

anisotropy指超声特性随传播方向不同而变化,它对定量图像中的误差和进行组织鉴别都有重要性。

4.2 超声生物效应

研究超声的生物效应主要目的在于:①在严格的科学基础上,确定超声对于人体不同部位进行诊断的安全阈值;②研究超声生物效应的机理,指导超声治疗。

生物效应的研究,涉及超声对动物的整体、组织器官、细胞与微生物、生物大分子的作用,研究超声与所引起的生物效应之间的关系是超声剂量学的主要任务。美国超声医学会以 $I_{SPTA} = 100\text{mW/cm}^2$ 作为超声安全诊断的阈值,但它只是到目前为止人们认识的总结。美国国家卫生研究院却认为,对于胎儿接受超声问题,在严格医学指导下,超声可改善妊娠护理和预后,但涉及到安全性,常规的超声影像在产科中尚不宜推广。

4.3 超声诊断与治疗

目前,超声诊断已在医学中占有重要地位^[37]。可以这样说,没有一个医院不配备超声诊断的设备和人员,超声诊断的趋向是藉助先进超声设备,建立新的诊断方法和标准,提高诊断的符合率,扩大诊断的应用范围。

用经腹壁3.5MHz B超可检出直径1cm的肝癌(CT常漏诊),20MHz B超可检测乳

房1mm以内的小肿瘤,10MHz B超可测出大于0.4mm颈动脉内钙化性斑块。一般认为肿块直径大于1cm时,可出现良、恶性声像图特征。

超声腔内探头在临床上已有应用,如①食道内探头观察先心病及冠状动脉血流;②阴道内探头可显示子宫内膜的增殖后期与排卵期的蠕动;③膀胱内探头可鉴别肿瘤所浸润的各层组织,对临床肿瘤分期特别有帮助。此外,超声内窥镜(超声胃、十二指肠镜、超声结肠镜、超声腹腔镜等)对受检内脏及周围结构的显示有独特的优点。

介入性超声是用专用穿刺探头在超声成像下监视穿刺针的针尖和针路,用于精囊穿刺及经阴道穿刺取卵进行试管婴儿培植,此外尚有肝癌酒精注射治疗、胰腺活检及胰管穿刺造影等。

术中超声为一个超声诊断的新领域,用它可获得术前无法取得的新信息(诊断定位、排除、解剖细节等),补充或取代术中放射学诊断(胆道造影、血管造影等),指导手术程序和确定手术的完成。例如在肝脏方面用以指导进行次肝段切除术。

彩色多普勒血流成像系统首先在心脏方面广泛应用,近年来则进一步扩大到周围血管系统以及全身内脏的血流成像。

超声诊断从形态学向形态生理学及形态功能学方向发展,其前沿课题为:①浅表小器官及深部组织成像;②腔内超声;③介入性超声;④术中超声;⑤CFM;⑥组织鉴

别和3维图像重建的临床应用。

与超声诊断相比,超声治疗发展缓慢。震波粉碎肾、胆结石为一大进展。超声治癌的研究在继续进行,关键在于无损测量深部体温和控温问题需要突破。此外,用聚焦超声可对人的各种神经结构作非接触无电极的刺激,用以诊断和治疗疾病。

作者撰写本文的过程中得到日本奈良先端科技大学大学干原国宏教授、千原和代女士,复旦大学邵谦明、余建国、吴晓峰、张乃强的帮助,谨表感谢。(续完)

参考文献(续)

27. Chihara K. *Automedica*, 1989, 12: 3
28. 王威琪. *国际学术动态*, 1988, 6: 69
29. Chihara K et al. *IEICE Transaction*, E(9): 2625
30. 王威琪, 余安平. *复旦学报*, 1989, 28(3): 260
31. Shung KK et al. *IEEE Trans. BME*, 1992, 29(5): 462
32. Minnaert M. *Phil. Mag*, 1933, 26: 235
33. Watanabe M et al. *Japanese Journal of Applied Physics*, 1991, 30(1): 241
34. 陆宣明、应崇福. *应用声学*, 1987, 4(1), 1988, 1: 1
35. Lin T et al. *J Acoust Soc Am*, 1987, 82(4): 1131
36. Yao L. X et al. *Ultrasound in Med & Biol*, 1991, 17(2): 187
37. 徐智章. *肝脏局灶性病变超声诊断学*. 世界图书出版公司, 1992

(续完)