频率域光声成像系统的研究

杨 虹[1,3],黄远辉[1],苗少峰[1],宫 睿[1],邵晓鹏[1],毕祥丽[2,3]

(1. 西安电子科技大学 物理与光电工程学院,陕西 西安 710071;
2. 北京理工大学 光电学院,北京 100081;
3. 光电信息控制和安全技术重点实验室,河北 燕郊 065201)

摘 要:频率域光声成像是指使用连续波激光器输出激光光源,利用该调制后的激光信号辐射组织,在频率域对激励的光声信号进行处理并成像的方式。首先阐述光声成像和频率域光声成像的原理、发展以及研究现状,然后介绍频率域光声成像的具体实验方法和基本重建算法。为了弥补时域光声成像成本高、伤害性大、便携性差等缺点,提出了频率域光声成像的两种成像方式,给出了完整的实验系统结构图,展示其相对于传统时域光声成像不同的研究特点与方向。最后对频率域光声成像进行展望,为光声成像在国内的研究和发展提供一定的借鉴和引导。

关键词:光声成像; 频率域光声成像; 匹配滤波; 显微成像; 生物医学成像
中图分类号:Q34 **文献标志码**:A **DOI**:10.3788/IRLA201645.0424001

Frequency-domain photoacoustic imaging system

Yang Hong[1,3], Huang Yuanhui[1], Miao Shaofeng[1], Gong Rui[1], Shao Xiaopeng[1], Bi Xiangli[2,3]

(1. School of Physics and Optoelectronic Engineering, Xidian University, Xi′an 710071, China;
2. School of Optoelectronics, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;
3. Science and Technology on Electro-Optical Information Security Control Laboratory, Yanjiao 065201, China)

Abstract: Frequency-domain photoacoustic imaging is a new imaging modality, which uses the output amplitude information periodically modulated by a continuous-wave laser as a light source to stimulate biological tissues and to produce photoacoustic signals processed at frequency-domain and used to image the tissues. Firstly, the principles, developments and research status of photoacoustic imaging and frequency-domain photoacoustic imaging were introduced, and then the specific test methods and basic reconstruction algorithms of the frequency-domain photoacoustic imaging filed were described. In order to make up for time domain photoacoustic imaging with high costs, great harmful, poor portability and so on shortcomings, two imaging modalities were proposed and two complete experimental system structure diagrams were exhibited, showing different features and developing directions of photoacoustic imaging with respect to the traditional domain-photoacoustic imaging. At last, the outlook of the frequency-domain photoacoustic imaging was made to provide some references and guidance for our research and

收稿日期:2015-08-06; **修订日期**:2015-09-13
基金项目:武器装备预研基金(ZZ0303140502)
作者简介:杨虹(1991-),女,硕士生,主要从事光声成像方面的研究。Email:cindyyanghong@gmail.com
导师简介:邵晓鹏(1973-),男,教授,博士生导师,博士,主要从事图像处理方面的研究。Email:xpshao@xidian.edu.cn

development about photoacoustic imaging.

Key words: photoacoustic imaging; frequency-domain photoacoustic imaging; matched filtering; microscopic imaging; biomedical imaging

0 引 言

光声成像是新兴的以激光做激励，以超声波作为媒介的无损生物医学影像技术。光声成像成功地结合了光学成像高对比度以及声学成像高空间分辨率和较深的穿透深度等优点，引起了国内外广泛关注。该成像模式对于血红蛋白、肿瘤、黑色素、甚至活体老鼠的大脑等组织已有相对理想的断层图像。通过选择合适的成像模式和传感器的工作频率，光声成像可以提供毫米、微米、甚至纳米量级的空间分辨率，成像深度可以从 1~2 mm 提高到 50 mm 甚至人体的量级[1-3]，这样的成像分辨率和成像深度能够满足从亚细胞结构、细胞到组织器官等多尺度的生物医学成像。光声成像的性能迎合了生物医学领域多方面的成像需求，因而在临床医学研究具有广泛的应用前景。时域光声成像在过去 20 年取得了极大的发展。与其相比，频率域光声成像发展相对较晚，但其具有成像深度深、便携性好、成本低等优点，因而近几年发展迅速。这两种成像方式之间最明显的区别在于时域光声成像通常采用脉冲激光器作为光源，频率域光声成像常采用连续波激光器作为光源。正是由于光源的差别，频率域光声成像较时域光声成像有其独有的优点。国际上，美国华盛顿大学 L.V. Wang 团队是该领域久负盛名且影响力最大的团队，该团队研究成果在该领域起到了奠基性的作用，并引领着光声成像的研究方向。此外瑞士伯尔大学、俄罗斯莫斯科国立大学等都有从事时域光声成像的研究。而加拿大多伦多大学则较早地在频率域光声成像方面开展研究，进行了原理性验证并进行实验创新，颇有建树[4-5]，起步较晚的慕尼黑工业大学研究团队于 2011 年成功利用频率域光声成像方式对老鼠活体进行组织成像[6-7]。国内该领域的研究相对较少，对于时域光声的研究有上海交通大学、深圳先进技术研究院等，但研究水平和国际之间有一定差距，关于对频率域光声成像的研究目前还未有相关报道。文中将对频率域光声成像进行详细的介绍，希望能引导和促进频率域光声成像在国内的发展。

1 频率域光声成像原理

1.1 光声成像的原理

当物质受到周期性强度调制的光照射时，由于温度的变化会伴随产生体积的涨缩，进而向外辐射超声信号的现象称为光声效应。光声效应产生原理如图 1 所示。

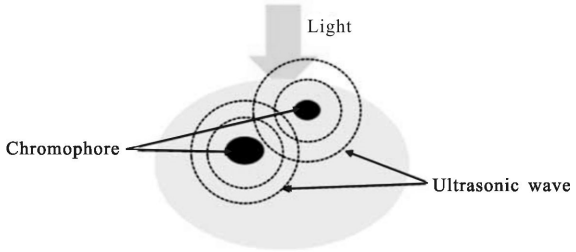

图 1 光声效应产生原理图

Fig.1 Schematics of photoacoustic effect generation

当激光照射到组织表面被吸收后，到达组织的穿透深度随着波长范围变化。激光在组织的传播过程中会受到多重散射和吸收，能吸收特定波长激光物质结构被称为生色团[2]。生色团吸收光能转化为热能，组织受热膨胀产生压力波向外传输，形成波源，并以超声波的形式传播，可被组织表面的超声换能器检测且转换为电信号，供实验人员采集，保存并处理[8]。

光声影像是由一系列在不同空间位置处探测到的光声信号形成的，因此也可将光声影像视作是空间压力分布的表示，与组织所吸收的激光能量沉积后产生的热能直接相关，而激光能量的沉积又与组织的诸多物理特性，如散射、吸收特性、热特性以及弹性特性等相关，因此光声信号携带了组织的物理特性，进而根据采集的光声信号重建出组织图像[4,9]。

1.2 频率域光声成像原理

使用可调谐连续波激光器作为光源照射组织获取组织光学吸收图像的技术，并将采集的光声信号在频率域处理的成像方式称为频率域光声成像。一直以来，在雷达和声纳系统中，频率调制信号的优良

特性满足在远距离探测中对发射端有限的功率和高分辨率的需求[10]。该领域内频率域调制信号的处理技术可以借鉴并应用在频率域光声成像系统中。

频率域光声成像通常是利用探测到的超声声波信号与单色调制信号的相关性来进行图像重建。由于单频光波仅能产生对应频率的单频声波，故单频声波很难对若干厘米深度的组织进行非侵入式成像，为了保证成像深度要引入声波谐波分量。

利用相干信号信噪比高的优点，可以有效促进深度选择性（depth-selective）成像。利用线性扫频(Linear Frequency Modulation，LFM）即 chirp 信号调制连续波激光光源的频率域光声成像被应用在早期光声成像领域[4,11-12]。

线性扫频是最简单的频率调制方式，即瞬时频率 $f(t)$ 随时间线性变化，如图 2 所示，其表达式可写作：

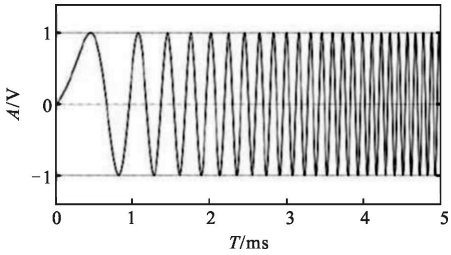

图 2 线性扫频信号

Fig.2 Linear sweep signal

$$f(t)=f_0+kt \tag{1}$$

式中：f_0 表示起始频率；k 表示频率的变化率。根据正弦波的数学表达式，某一时刻的瞬时相位可以写作：

$$\varphi(t+\Delta t)=\varphi(t)+2\pi f(t)\Delta t \tag{2}$$

则线性扫频的瞬时相位可表示为：

$$\varphi(t)=\varphi_0+2\pi\int_0^t f(\tau)\mathrm{d}\tau=\varphi_0+2\pi\left(f_0t+\frac{k}{2}t^2\right) \tag{3}$$

式中：φ_0 表示 t=0 时刻的初始相位。其对应的正弦波线性扫频的时域函数可写为：

$$x(t)=\sin\varphi(t)=\sin\left[\varphi_0+2\pi\left(f_0t+\frac{k}{2}t^2\right)\right] \tag{4}$$

根据公式(4)可知生成的声波信号必包含与线性扫频信号轮廓相同的光声信号。

根据传感器的位置相对于激光器角度和离生物样本表面距离的不同，具有多种不同探测模式。频率域光声成像系统中多采用背向传输模型，其结构如图 3 所示。

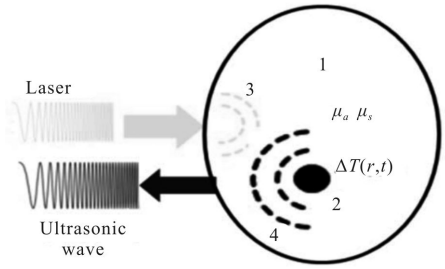

图 3 频率域光声成像示意图

Fig.3 Schematic of frequency-domain photoacoustic imaging

图中，(1)表示光学特性均匀的测试样本。μ_a 表示样本的光学吸收系数，μ_s 表示样本的光学散射系数；(2)为具有较高光学吸收率的生色团。被 chirp 信号调制后的连续波激光(3)到达组织后在表面会向各个方向散射，生色团(2)吸收光能后，温度会上升 $\Delta T(r,t)$，局部热膨胀产生声波(4)，并通过组织向表面传播，最终被超声换能器接收转换为电信号。

上述过程的数学模型可通过压力波动方程进行描述：

$$\nabla^2 p(r,t)-\frac{1}{c_a^2}\frac{\partial^2}{\partial t}p(r,t)=-\frac{\beta}{C_p}\frac{\partial}{\partial t}q(r,t) \tag{5}$$

式中：c_a 表示组织内部的声速；β 为体膨胀胀系数；C_p 为特定压力下的比热容；源函数 $q(r,t)$ 表示在 r 处单位时间聚集的光能密度[13-14]。

在频率光声成像中，利用线性频率调制信号对可调制激光器进行输出功率调制，扫频周期 T_{ch} 是后期对信号处理中必需的参数，通常采用 1 ms。成像过程中，为了使得超声探头和组织之间达到声波阻抗匹配，减少声波损耗，常将组织浸没在耦合液中，采用去离子水作为耦合液，方便实验的操作。

实验中，超声波到达组织表面后被传感器转换为电信号，由于激励信号为频率调制的，将时域的光声信号经傅里叶变换转换至频域可以更好地分析信号。光声成像在时域的源函数可记为作 $q(r,t)=\tilde{q}(r,\omega)\mathrm{e}^{\mathrm{i}\omega t}$，波动方程(5)可转化为非均匀初始压力波频谱的亥姆霍兹方程：

$$\nabla^2\tilde{p}(r,\omega)+k^2\tilde{p}(r,\omega)=-\frac{i\omega\beta}{C_p}\tilde{q}(r,\omega) \tag{6}$$

式中：$k=\omega/c_a$ 表示波数；$\tilde{p}(r,\omega)$ 为时域压力波 $p(r,t)$ 的傅里叶变换。对于三维无界媒质，亥姆霍兹方程在频率域的格林函数解为：

$$\tilde{p}(r,\omega)=-\frac{i\omega\beta}{4\pi C_p}\int_V \frac{e^{ik|r-r'|}}{|r-r'|}\tilde{q}(r',\omega)d^3r' \tag{7}$$

在位置 $r=r_d$ 处，超声波点聚焦探测器接收到的球面压力波为：

$$p(r_d,t)=\frac{|\tilde{p}(r_s,\omega)|}{4\pi|r_d-r_s|}e^{i[\omega(t-|r_d-r_s|/c_a)+\theta_a]} \tag{8}$$

式中：$\tilde{p}(r_s,\omega)$为在空间位置 $r=r_s$ 处；θ_a 为经热弹性膨胀转化的相位常数；角频 ω 为点源处压力波的幅值。

2 频率域光声信号处理算法

频率域光声系统可以通过信号的相关处理提升信噪比，并且不会丢失波源深度的信息，进而后期可以对生色团深度进行解析。

一般采用两种方法来处理传感器探测到的响应信号，一种类似于雷达应用中的匹配滤波技术，即对传感器探测到的信号和参考线性调制波形进行相关操作。另一种是频谱分析仪技术，即使用外插混频将位移信号的频谱与波源深度关联起来[15]。

2.1 匹配滤波

在雷达信号理论中，当有用信号湮没在白噪声中时，匹配滤波处理可以获得最高的信噪比，因为匹配滤波后会在滤波器频率响应 $H(\omega)$等于目标信号频谱复共轭的时候产生峰值信噪比，其物理实现过程如图 4 所示。

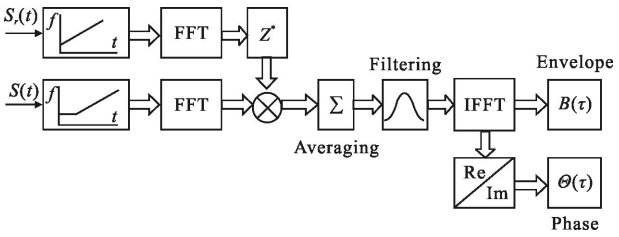

图 4 匹配滤波处理原理图

Fig.4 Schematic of matched filtering

将已知波形的线性频率调制信号 chirp 记为参考信号 $S_r(t)$，通过传感器探测到的信号即光声信号记为 $S(t)$，通常情况下，$S(t)$并不完全是 $S_r(t)$的复制，会存在时移和相移且还夹杂噪声，分别对这两个信号进行傅里叶变换，对参考信号的频谱分布 $S_r(\omega)$取复共轭，将其与光声信号的频谱分布 $S(\omega)$进行互相关，最后将在 $\tau=|r_d-r_s|/c_a$ 出现尖脉冲，表明声波的到达时刻，间接表明声波源在组织中的深度。

2.2 基于外插混频的频谱分析仪技术

另一种信号处理方法是频谱分析仪技术，即对在某一特定频率分量处发生时移的信号进行相干检测，然后再对线性频率调制波形和相干检测结果进行外插混频。在该方法中，组织内的吸光物质将产生一个包含了线性调频信号的光声响应，其深度可以对应到外插处理后信号的频谱图上，其流程大致如图 5 所示。

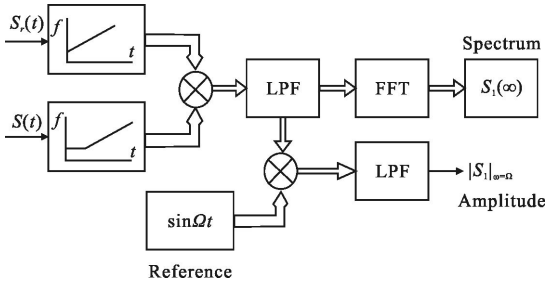

图 5 频谱分析仪技术原理图

Fig.5 Schematic ofspectrum analyzer

该方法主要是对两个线性频率调制信号-参考信号 $S_r(t)$和延迟为 τ 的光声信号 $S(t)$进行外插混频。采用外插混频进行光声信号检测具有诸多优点，首先该技术将空间信息直接对应到中频信号的频谱分布上，精度高；其次，使用窄带相干处理使得解析组织内生色团的深度成为可能，因为窄带信号探测能有效抑制来自组织其他深度生色团发出的信号，例如来自组织表面的强信号就能被有效减弱甚至消除；再次，该方法结合大数值孔径聚焦超声传感器使用可实现共聚焦光声成像。

3 频率域光声成像系统

光声成像系统现今发展为三个主要的研究分支，分别为显微成像系统、内窥成像系统和断层成像系统，各自应用于不同的领域。对于频率域光声成像而言，线性扫频调制模式是一种传统的频率域光声成像模式。针对这种传统频率域成像模式的不足，文中提出了两种新型的频率域光声成像模式，并将其分别应用到了计算断层成像和显微成像中。

3.1 频率域光声计算断层成像

计算断层成像(Computed Tomography，CT)在医学和临床诊断上扮演着重要角色。就像其他医学成像技术一样，光声成像在发展的初期也首先采用断

层成像模型对目标进行成像，采用聚焦超声传感器围绕样本在不同角度采集信号，结合后期复杂的重建算法来得到光声图像，适用于对一些复杂组织进行成像[16-17]。断层成像在频率域光声的研究中同样占据重要地位,随着重建算法的不断完善,频率域光声计算断层成像的作用将得到进一步加强。

3.1.1 计算断层成像的原理

计算断层成像的本质是求取能够反应断层内部结构和组成的某种物理参量二维分布的过程。在断层成像过程中，当一束射线穿过物质并与物质相互作用后，射线强度将受到射线路径上物质的吸收和散射而衰减,因此可以用衰减系数度量衰减程度,设物质非均匀，入射强度为 I_0 的射线经过衰减后以强度 I 穿出,I_0 与 I 都是可探测值，断面的衰减系数分布 $\mu(x,y)$的投影值可通过探测器测得。理想情况下，在物体周围一周无限个角度上进行投影,每个角度进行无限组平行投影，可得到样本截面内所有 $\mu(x,y)$ 的投影值,结合 Radon 反变换,理论上就能得到成像样本内部每一个点的衰减系数 $\mu(x,y)$的值,物质的衰减系数能够反应物质的组成和结构，最终重建出投影区间内组织的图像。

3.1.2 频率域光声计算断层成像实验系统

光声计算断层成像，常被称作光声断层成像(Photoacoustic Tomography,PAT)是光声成像领域发展较早的一项技术。在光声断层成像中,通常采用经过扩束的激光束对整个成像目标进行照明，在近红外波段由于光学窗口的存在，光线在组织中的穿透深度相对较深，但因在传输过程中仍存在较强的散射,使得组织内部很大范围内都受到激光辐射。探测到的声波信号序列，根据到达时间和声波传播速度的关系，就可以对空间信息进行解析，结合基于 Radon 逆变换的背向投影重建算法可得到断面图像。

频率域光声计算断层成像系统如图 6 所示。

整个成像过程大概是：函数发生器的一个通道产生调制波形输出给连续波激光器，对激光器幅值进行调制,同时将该调制信号输入给数据采集卡,作为后期的参考信号；另一个通道产生脉冲信号触发自身及数据采集卡以实现系统同步；激光器输出经过调制的激光光束经过光纤准直器进行准直，最终照射到样本表面；样本产生的超声波被传感器接收转为电信号，该电信号经放大器放大后传输到数据采集卡。利用第二节介绍的信号处理方法就能解析出各生色团的光声信号到达的时间，进而解析出各生色团的深度,结合后期重建算法,就可得到样本某一个断面上的图像信息。

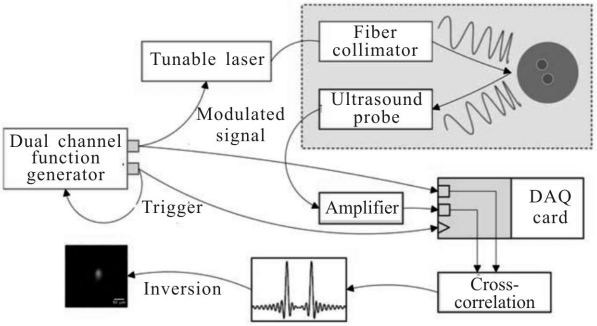

图 6 频率域光声成像系统框图

Fig.6 Diagram of frequency-domain photoacoustic system

3.2 频率域光声显微成像

光声显微成像系统在时域的发展相对充分,目前已被用于观测生物幼小胚胎等生物显微观测领域,将频率域光声成像系统引入到显微系统中,形成了频率域光声显微成像。

图 7 所示为一个典型时域光声显微成像系统。激光环形聚焦在样本的某一位置,在该位置上方放置传感器,接收超声信号,成像过程中进行二维扫描。

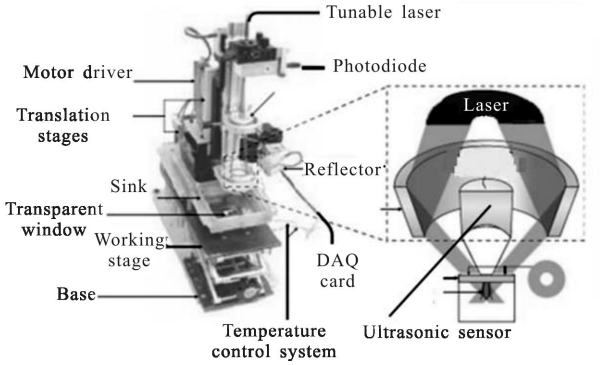

图 7 光声显微成像系统

Fig.7 Systems of microscopic photoacoustic imaging

多光子显微成像是近年来光学显微领域新兴的一种强有力的显微成像模式，它能揭示生物样本的结构和功能信息,可以将透射传输模式(即传感器在组织相对于光源的背面) 具有光学分辨力的光声显微镜和多光子显微镜结合在一起，形成了一个新的混合显微成像系统,结构如图 8 所示[18]。

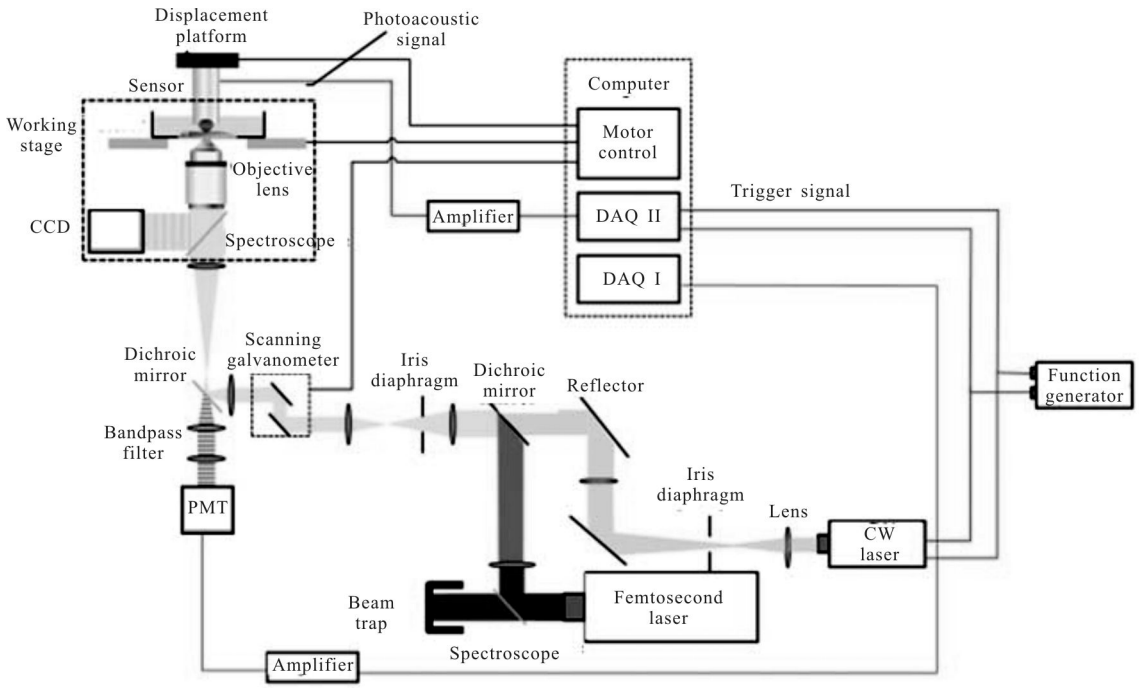

图 8 频率域光声和双光子混合显微实验系统

Fig.8 Mixed experimental system of frequency-domain photoacoustic imaging and two-photon microscopy

该成像系统中，双光子显微和二次谐波显微光源采用的是一个飞秒激光器，激光光束经过衰减、准直到达第一个分色镜，其可以反射飞秒激光器波段的光线，同时能透射连续波激光器波段的光线，从而将两个激光光束耦合到同一个光路中。激光光束经过一个透镜组聚焦，到达扫描振镜，随后光束经过分色镜通过一组电镜系统扩束后进入物镜。在成像过程中，通过扫描振镜的摆动来控制光束方向，对生物样本进行 *XY* 平面的光栅扫描，聚焦平面的选择可以通过高精度压电式电动位移台进行选择。产生的二次谐波信号会通过背向传输模式，经过物镜、透射式分色镜、干涉滤光片和超敏感光电倍增管，从光信号转为电信号，最终被数据采集卡采集。对于频率域光声显微系统，连续波激光器产生的激光光束经过准直和扩束后达到第一个分色镜，耦合到多光子光路中，经过一系列透镜组聚焦到达扫描振镜，随后光束经过分色镜通过一组电镜系统扩束后进入物镜。物镜将激光光束聚焦到组织样本上，组织内生色团吸收光能产生超声波，经过透射传输模式，超声波被传感器接收转化为电信号，经过放大器放大后被数据采集卡采集记录。传感器位于样本正上方，与物镜的相对位置关系是同轴共聚焦，其聚焦模式为球面聚焦，能将声聚焦为一个焦斑。成像过程中，传感器和物镜固定不动，通过移动承载样本的位移平台完成扫描成像。此位移平台由一个高精度 *XY* 平台和 *Z* 轴方向的压电平台组成，可以控制样本在 *XY* 平面的移动以及传感器在 *Z* 轴方向的移动，从此调整传感器的聚焦位置，实现聚焦或离焦成像[19]。

4 结束语

光声成像作为一种新兴的生物医学成像方法已经赢得了广泛的关注，时域光声成像在国际上已经取得了良好的发展、验证和推广。

虽然频率域光声成像相对于时域光声成像发展较晚，但是它以其便捷、低成本、成像质量好等优点成为一个和时域光声成像同等地位的研究方向，赢得国际上诸多研究团队的关注和深入公关。未来，频率域光声成像的研究方向集中在以下三点：创新性实验方法的研究、高效图像重建算法的研究以及实验方法的规范化和统一论证，这些方向的成果都有可能改变生物医学成像的格局。

现今频率域光声成像研究领域中，鉴于频率域光声成像发展相对不是很成熟，很多研究方法和重建算法可以借鉴于时域光声成像和其他相关领域，

在其基础上经过原理性验证后再进行创新，促进频率域光声成像在实践中发展和进步，使得该技术真正运用到临床实践,造福人类。

参考文献：

[1] Beard P. Biomedical photoacoustic imaging [J]. ***Interface Focus***, 2011, 1(4): 602-631.

[2] Xu M, Wang L V. Photoacoustic imaging in biomedicine [J]. ***Review of Scientific Instruments***, 2006, 77(4): 041101.

[3] Ntziachristos V. Going deeper than microscopy: the optical imaging frontier in biology [J]. ***Nature methods***, 2010, 7(8): 603-614.

[4] Telenkov S A, Mandelis A. Photothermoacoustic imaging of biological tissues: Maximum depth characterization comparison of time and frequency-domain measurements [J]. ***Journal of Biomedical Optics***, 2009, 14(4): 044025.

[5] Mandelis A. Bioacoustophotonic depth-selective imaging of turbid media and tissues: Instrumentation and measurements [J]. ***Phys Can***, 2006, 62: 83-90.

[6] Kellnberger S, Deliolanis N C, Queirós D, et al. In vivo frequency domain optoacoustic tomography [J]. ***Optics Letters***, 2012, 37(16): 3423-3425.

[7] Miao Shaofeng, Yang Hong, Huang Yuanhui, et al. Research progresses of photoacoustic imaging [J]. ***Chinese Optics***, 2007, 12(6): 060503. (in Chinese)
苗少峰, 杨虹, 黄远辉, 等. 光声成像研究进展[J]. 中国光学, 2007, 12(6): 060503.

[8] Song Yanxing, Wang Jing, Feng Qibo, et al. Influence of laser parameters and laser ultrasonic detection method on ultrasonic signals[J]. ***Infrared and Laser Engineering***, 2014, 43(5): 1433-1437. (in Chinese)
宋燕星, 王晶, 冯其波, 等. 激光参数及激光超声探测方法对超声信号影响[J]. 红外与激光工程, 2014, 43(5): 1433-1437.

[9] Ntziachristos V, Razansky D. Molecular imaging by means of multispectral optoacoustic tomography (msot) [J]. ***Chemical Reviews***, 2010, 110(5): 2783-2794.

[10] Cook C. Radar Signals: An Introduction to Theory and Application [M]. Amsterdam: Elsevier, 2012.

[11] Fan Y, Mandelis A, Spiroug, et al. Development of a laser photothermoacoustic frequency-swept system for subsurface imaging: Theory and experiment [J]. ***The Journal of the Acoustical Society of America***, 2004, 116(6): 3523-3533.

[12] Fan Y, Mandelis A, Spirou G, et al. Laser photothermoacoustic heterodyned lock-in depth profilometry in turbid tissue phantoms[J]. ***Physical Review E***, 2005, 72(5): 051908.

[13] Telenkov S, Mandelis A, Lashkari B, et al. Frequency-domain photothermoacoustics: Alternative imaging modality of biological tissues [J]. ***Journal of Applied Physics***, 2009, 105(10): 102029.

[14] Zhang Yan, Wang Yuanyuan, Li Wei, et al. Reconstruction of photoacoustic image based on total variation [J]. ***Optics and Precision Engineering***, 2012, 1: 204-212. (in Chinese)
张砚, 汪源源, 李伟, 等. 基于全变分法重建光声图像[J]. 光学 精密工程, 2012, 1: 204-212.

[15] Zhang Zhenzhen, Yang Ailing, Zhao Yang, et al. Laser ultrasonic three-dimensional imaging of aluminum blockwith artificial defects [J]. ***Infrared and Laser Engineering***, 2015, 44(S1): 57-62. (in Chinese)
张振振, 杨爱玲, 赵扬, 等. 人工缺陷铝块试样的激光超声三维成像 [J]. 红外与激光工程, 2015, 44(S1): 57-62.

[16] Xu M, Wang L V. Universal back-projection algorithm for photoacoustic computed tomography [J]. ***Physical Review E***, 2005, 71(1): 016706.

[17] Xu Y, Wang L V, Ambartsoumian G, et al. Reconstructions in limited-view thermoacoustic tomography [J]. ***Medical Physics***, 2004, 31(4): 724-733.

[18] Zuo Yani, Li Zhengyong, Yang Zheng, et al. Experimental investigation on two-photon absorption in siliconavalanche photodiode. [J]. ***Infrared and Laser Engineering***, 2014, 43 (12): 3928-3931. (in Chinese)
左娅妮, 李政勇, 杨峥, 等. 基于硅雪崩光电二极管的双光子吸收实验[J]. 红外与激光工程, 2014, 43(12): 3928-3931.

[19] Maslov K, Hu S, Wang L V. Second generation optical-resolution photoacoustic microscopy [C]//SPIE BiOS, 2011: 789933.