

猪肉组织的近场太赫兹成像检测研究

孙卫东^{1,2,3}, 耿国帅^{2,4}, 杨忠波², 李丹丹^{2,5}, 王岩^{1,2,3},
许红梅^{1*}, 崔洪亮^{2,4}, 王化斌^{1,2*}

(1. 长春理工大学 电子信息工程学院 国家纳米操纵与制造国际联合研究中心, 吉林 长春 130022;

2. 中国科学院重庆绿色智能技术研究院 重庆市高分辨三维动态成像检测工程技术研究中心, 重庆 400714;

3. 中国科学院大学, 北京 100049;

4. 吉林大学 仪器科学与电气工程学院, 吉林 长春 130061;

5. 重庆大学 教育部生物物流变科学与技术重点实验室, 重庆 400044)

摘要:利用搭建的基于光电导微探针的近场太赫兹(Terahertz, THz)系统对新鲜猪肉组织切片进行了成像检测研究,结果发现近场 THz 成像可以很好地区分猪肉组织中的脂肪组织区域和肌肉组织区域,其成像效果明显优于传统远场 THz 时域光谱成像系统。研究表明了基于光电导微探针的近场 THz 成像技术在生物样品检测方面的可行性,展示出该技术在生物医学检测领域具有很好的应用前景。

关键词:太赫兹;近场成像;猪肉组织;光电导微探针

中图分类号:TN219 **文献标识码:**A

Imaging porcine tissue using a near-field terahertz microscopy technique

SUN Wei-Dong^{1,2,3}, GENG Guo-Shuai^{2,4}, YANG Zhong-Bo², LI Dan-Dan^{2,5}, WANG Yan^{1,2,3},
XU Hong-Mei^{1*}, CUI Hong-Liang^{2,4}, WANG Hua-Bin^{1,2*}

(1. International Research Centre for Nano Handling and Manufacturing of China(CNM), College of Electronical and Information Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China;

2. Chongqing Engineering Research Center of High-Resolution and Three-Dimensional Dynamic Imaging Detection Technology, Chongqing Institute of Green and Intelligent Technology, Chinese Academy of Sciences, Chongqing 400714, China;

3. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

4. College of Instrumentation & Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China;

5. Key Laboratory of Biorheological Science and Technology Ministry of Education, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: The slices of fresh porcine tissue was investigated by exploiting our home-built photoconductive microprobe -based THz near-field imaging system . The results show that the muscle region and adipose region in the porcine tissue can be clearly discriminated in THz near-field images with a good contrast, far better than the images of the samples imaged by using the conventional terahertz time domain spectroscopy. The work demonstrated here indicates that the photoconductive microprobe-based THz near-field microscopy is feasible for the detection of biological samples and is very promising to be used in biomedical detections.

收稿日期:2018-02-07,修回日期:2018-09-27

Received date: 2018-02-07, revised date: 2018-09-27

基金项目: 国家科技部重点研发专项(2016YFC0101002, 2017YFF0106303), 中央级大型科学仪器设备专项(YXGYQ201700136), 国家自然科学基金(11604332), 中国科学院“西部青年学者(重点)”计划(R52A500Z10), 重庆市基础前沿项目(cstc2015jcyjA10057), 重庆市应用开发项目(YJ500061LH)

Foundation items: Supported by the National Key Research and Development Program of China (2016YFC0101002, 2017YFF0106303), Central Government Supported Key Instrument Program of China (YXGYQ201700136), National Natural Science Foundation for Young Scientists of China (11604332), “Light of West China” Program of Chinese Academy of Sciences (R52A500Z10), Fundamental & Advanced Research Project of Chongqing (cstc2015jcyjA10057), and Application Development Project of Chongqing (YJ500061LH1)

作者简介(Biography): 孙卫东(1993-), 男, 吉林舒兰人, 硕士研究生, 主要研究领域为太赫兹生物检测。E-mail: sunweidong@cigit.ac.cn; 耿国帅(1991-), 共同第一作者。

* 通讯作者(Corresponding author): E-mail: holly_89301@cust.edu.cn, wanghuabin@cigit.ac.cn

Key words: terahertz wave, near-field imaging, porcine tissue, photoconductive microprobe

PACS: 68.37.Uv, 87.57.C-

引言

太赫兹 (Terahertz, 简称 THz) 波通常是指频率范围在 0.1 ~ 10 THz (对应波长 3 mm ~ 30 μm) 之间的电磁波。THz 成像技术具有以下特点^[1-2]: 1) THz 波的能量范围与生物分子的构型、构向变化以及分子长程作用所具有的能量有很大交叠, 因此可以用来对生物分子和组织进行无标记检测; 2) THz 波对水很敏感, 因此可以利用 THz 波检测生物组织的水分含量; 3) THz 波光子能量 (4.14 meV ~ 1 THz) 低, 几乎不会对生物体造成电离损伤, 因此 THz 成像技术与 X 射线成像、荧光成像、核磁共振成像等技术相比更安全; 4) THz 波相较于微波, 波长较短, 因此利用 THz 波成像可以获得更高的空间分辨率。鉴于上述优势, 近年来, THz 成像技术在生物检测领域得到了大力应用和发展^[1, 3-4], 例如, 研究人员利用此技术实现了对肝组织、乳腺组织和脑组织中的病变区域和健康区域的区分^[1, 3-5]。然而, 目前广泛用于成像研究的远场 THz 时域光谱系统 (Terahertz Time Domain Spectroscopy, 简称 THz-TDS) 受衍射极限的限制, 其成像的空间分辨率 (毫米量级) 不能满足高分辨率成像检测^[6]的要求, 如对癌症边界的精确检测。而近场技术可以突破光学衍射极限, 将成像分辨率大幅度提高, 因此有必要将其应用到生物检测领域^[7-8]。

其中, 基于光电导微探针的近场 THz 技术是众多近场 THz 技术中性能较好的一种^[9]。在该技术中, 利用光电导微探针在离样品表面远小于波长的位置 (一般为几微米或者十几微米) 对样品表面的近场 THz 信号进行探测与收集, 检测到的 THz 信号来源于光电导微探针针尖下方对应的样品区域, 因此可以获得突破光学衍射极限的空间分辨率。2009 年, 有工作报道^[10]: 利用该近场技术对非对称双分裂金属环谐振结构进行成像, 得到的空间分辨率与远场 THz-TDS 相比有近 3 个数量级的提高。但是, 据我们所知, 由于生物样品的复杂性和缺乏有效精确控制探针与样品相对位置的手段, 目前, 该技术主要用于研究外形平坦且性质稳定的超材料和半导体材料^[9, 11-12], 还未用于研究生物样品。

考虑到高分辨 THz 成像技术在生物研究中的重要应用前景, 因此急需将该技术应用于生物样品

的成像检测中。为此, 我们基于光电导微探针搭建了近场 THz 时域光谱扫描成像系统, 并对新鲜猪肉组织切片中的脂肪组织区域和肌肉组织区域进行了成像检测。在该系统中, 还特意在垂直于样品的方向和侧向放置了两个光学显微镜, 借此可同时样品的形貌和样品与探针间的距离进行观测, 这对实现检测表面相对粗糙的生物样品具有实际意义。此外, 为了缩短成像时间, 以便于保持生物样品性状, 我们采取了探测透过被测样品的 THz 脉冲信号中某一时刻的幅值来构建被测样品的 THz 图像的成像方法; 该成像方法的可靠性已经在对超材料的性质检测方面得到了验证^[10, 11], 原则上可以应用到对生物样品性质的检测中。成像结果显示: 在近场 THz 图像中, 脂肪组织区域和肌肉组织区域能够被清晰地区分, 并且与脂肪和肌肉的物化性质高度一致; 近场 THz 成像效果也明显优于传统远场 THz-TDS。本工作证明了近场 THz 成像技术用于研究生生物样品的可行性, 为进一步将该技术应用于生物医学检测奠定了技术基础。

1 实验

1.1 近场成像系统和远场成像系统

图 1 为自行搭建的基于光电导微探针的透射式近场 THz 时域光谱扫描成像系统的装置简图。在该系统中, 根据相干探测原理, 采用光电导天线作为 THz 发射器, 通过泵浦光路中的延迟线改变探测光与泵浦光之间的光程差; 利用光电流采样原理通过光电导微探针 (见图 1 左上虚线框放大部分) 探测透过样品的完整的近场 THz 时域信号。光电导微探针 (TeraSpike TD-800-HRS) 采用外延生长技术制造, 由低温生长砷化镓基底 (厚约 1 μm) 上沉积的一对平行的金电极和位于金电极末端的谐振天线构成。系统中, 在光路的起始处, 中心波长为 780 nm 的飞秒脉冲激光被分束器分为泵浦光和探测光。在探测光路中, 探测光先通过光纤耦合器耦合进入光纤, 再通过光纤传播并从固定在平台上的另一个光纤耦合器出射, 经过一个焦距为 75 mm 的透镜聚焦和反射镜反射后, 最后到达光电导微探针的针尖。探测光在耦合进光纤前, 采用一对光栅补偿光纤造成的色散。在泵浦光路中, 将泵浦光聚焦到光电导天线上从而辐射出 THz 波; 辐射出的 THz 波经频率

为 370 Hz 的光学斩波器调制后,采用母焦距为 50.8 mm 的离轴抛物面镜准直和焦距为 50 mm 的 TPX (Methylpentene Copolymer) 透镜聚焦后照射到样品的下表面,穿过样品的 THz 波被位于样品表面附近的光电导微探针检测。为了对样品扫描成像,预先将中空的铝样品架固定在步长为纳米量级的三维电动平移台上,再将样品放置在样品架上。在系统的电学部分中,光电流信号经电流放大器输入到 SR-830 锁相放大器中进行放大和提取,最后输入到控制系统的 LabView 软件中对数据进行后续分析处理。

该系统的有效频谱范围和频谱分辨率分别约为 0.2 ~ 3 THz 和 7.32 GHz。为了避免激光能量过大损坏 THz 探测器和发射器,在系统中,利用衰减片将探测光和泵浦光的激光功率分别衰减到 2 mW 和 10 mW。理论上,为了突破衍射限制实现亚波长的空间分辨率,探针与样品间的距离必须保持在对应波长的近场范围内(半波长范围内),在对生物样品进行测试时,通过控制系统驱动三维电动平移台的 Z 向运动,使得针尖距样品表面上方的距离约为 50 μm(这个距离可以在获得高分辨率组织成像的同时保证精密而脆弱的光电导微探针不被破坏)。该系统还创新地采用两个光学显微镜,不仅能从侧向监测探针与样品间的距离,还能从垂直方向采集样品表面的光学图像。

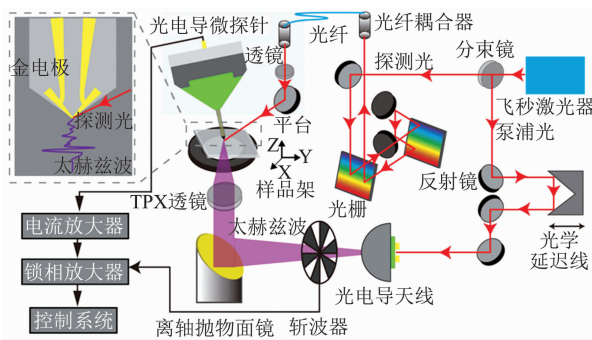


图1 近场装置示意图
Fig.1 Schematic of the near-field THz system

为验证近场成像系统良好的空间分辨率与成像效果,在完成近场实验后,立即使用一个商业化的透射式远场 THz-TDS 系统(T-ray 5000, Advanced Photonix Inc., USA)对同一猪肉组织的相同部位以相同扫描步长和相同的成像方法进行扫描成像,将实验结果作为通过近场系统得到的结果的对照。T-ray 5000 装置原理图如图 2 所示,泵浦光激发光电导发

射天线辐射出 THz 波;然后 THz 波经左右对称的一对高阻硅透镜和一对高密度聚乙烯平凸透镜(焦距为 152.4 mm,直径为 38.1 mm)后照射到光电导探测天线;在此过程中,通过驱动光学延迟线改变探测光和泵浦光之间的光程差实现信号采样而得到完整的 THz 时域信号。实验时,待测样品放置在平凸透镜的焦点处。该远场系统的成像速度为 1 ms/像素,有效频谱带宽为 0.2 ~ 3.0 THz,频谱分辨率为 12.5 GHz。

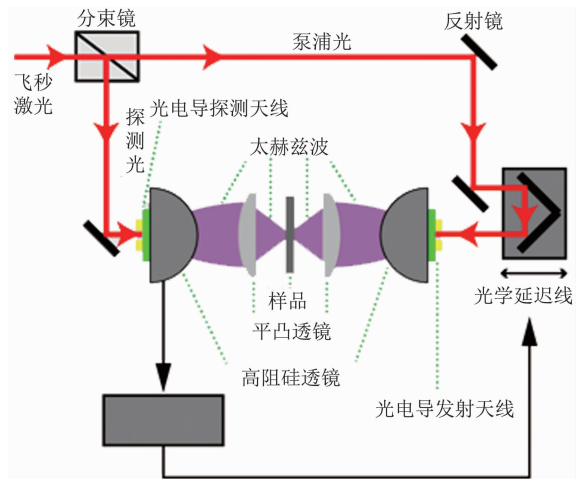


图2 THz 时域光谱仪
Fig.2 Schematic of the THz-TDS system

1.2 样品准备和实验过程

为便于切片,先将从超市购买的含有脂肪和肌肉的新鲜猪肉组织放置在 -80℃ 冰箱中冷冻 5 min 后切成大小约 2 cm × 2 cm 的小块,然后将切好的猪肉组织小块放置在冷冻切片机(LEICA CM1900)的样品台(恒温 -20℃)上,使用冰冻包埋切片剂(SAKURA Tissue-Tek® O. C. T. Compound)固定 5 min,最后切成厚度为 100 μm 的薄片,并通过毛刷小心地放置在石英片上,需要注意在转移过程中应避免产生气泡和褶皱。为了避免近场实验受组织厚度和表面粗糙度的影响,要求组织切片表面平整且厚度均匀。Z 晶向石英对 THz 波透过率高,所以我们选择 Z 晶向石英片(厚度为 1 mm)作为组织切片的支撑基底。

猪肉组织的 THz 远场测试和近场测试均在温度为 25 ℃,湿度为 60% 的超净室内进行。因为本研究主要目的是通过成像技术来区分同一组织切片中的不同区域,不需计算样品的折射率和吸收系数,因此可以把石英片和猪肉组织当作整体考虑,不用考虑石英片厚度的影响。在近场实验中,先将承载

有猪肉组织切片的石英基底固定到样品台的中心,然后设置 X 、 Y 方向的扫描步长均为 $50\ \mu\text{m}$,最后将光电导微探针置于猪肉组织上方约 $50\ \mu\text{m}$ 的位置进行完整的 THz 时域信号检测。此后,根据脂肪组织区域和肌肉组织区域的 THz 时域信号幅值差别最大的时刻点对应的延迟线的位置将延迟线固定,采集透过组织切片的 THz 时域信号中该时刻的幅值构建 THz 图像(具体细节在结果和讨论部分)。在此采样方法下,系统的采样速度 $1\ \text{s}/\text{像素}$,获得一副 $40\ \text{像素} \times 40\ \text{像素}$ ($2\ \text{mm} \times 2\ \text{mm}$) 的图像需要 $27\ \text{min}$ 。为了比较近场成像的效果,近场实验后,立即采用该成像方法,利用远场 THz-TDS 系统对同一样品进行检测,操作步骤与实验参数与近场实验相同。

近场和远场 THz 图像均通过使用公式(1)归一化后的实验数据重构得到:

$$MN = (MO - \text{Min}) / (\text{Max} - \text{Min}), \quad (1)$$

式中: MO 为用于重构 THz 图像的原始数据矩阵(原始数据为实验中采集到的 THz 波的瞬时幅值), MN 为经过归一化后的数据矩阵, Max 和 Min 分别为原始数据矩阵中数值的最大值和最小值。

2 结果和讨论

2.1 近场系统空间分辨率的标定

在进行生物样品的近场 THz 成像实验之前,我们利用扫描金属/硅标样的方法对近场 THz 系统的空间分辨率进行了标定。我们采用传统光刻工艺在双面抛光的本征高阻硅(Si)片的一半区域镀一层金属铬(Cr)制备成金属/硅标样。原子力显微镜(Atomic Force Microscope,简称 AFM)测量的金属/硅标样的形貌图和高度分析图如图 3(a)和插图所示,结果分析显示左边的 Si 表面和右边的 Cr 镀层均很平整,并且交界处很

平整;Cr 镀层的厚度约为 $120\ \text{nm}$,该厚度大于 THz 波的趋肤深度^[13],可以阻挡 THz 波的穿过。利用近场 THz 系统测试时,控制光电导微探针距样品表面 $2\ \mu\text{m}$,驱动金属/硅标样以 $2\ \mu\text{m}$ 的步长沿着垂直于 Si/Cr 分界面的方向(图 3(a)中黑色虚线)运动,完成对标样的线扫描。测量得到的透过样品的 THz 时域信号的峰峰值与样品扫描位置的关系如图 3(b)所示,取最大值和最小值(分别由两条蓝色虚线指示)之间的差值作为总的幅值变化范围;根据文献[12, 14],可以将幅值变化 10% 至 90% 的区间对应的距离(由两条红色虚线指示)作为系统空间

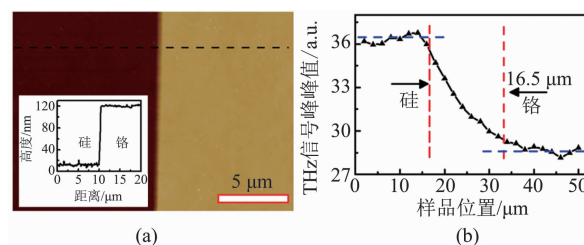


图 3 (a) 硅(Si)/铬(Cr)标样表面的 AFM 高度图像,插图为标样中沿虚线所指示截面高度分析图,(b) 硅(Si)/铬(Cr)标样的近场 THz 线扫描((a)中虚线)得到的时域信号 Fig. 3 (a) Height image of a silicon / chromium test sample surface imaged using AFM, (Inset) section profile analysis along the dashed line, (b) the peak to peak value of the near-field THz signal of a line scan (indicated by the dashed line in (a)) on the silicon / chromium surface

分辨率的判断标准,结果表明该系统的空间分辨率约为 $16.5\ \mu\text{m}$ 。需说明的是,为了去除噪声干扰,分析中分别取曲线中前 7 个点和后 7 个点的平均值作为该曲线的最大值和最小值。

2.2 成像方法的讨论与分析

为了满足实际生物检测应用中“速度快”的要求,我们采取了选取 THz 时域信号中的某一时刻的幅值对样品成像的方法,该成像方法的可靠性已经在对 THz 超材料的检测中得到了证实^[10-11],其原理为:THz 波穿过厚度相同的具有不同折射率的材料的时间延迟不同,则透过不同材料的 THz 时域脉冲信号的相同时刻点的幅值不同;因此,可以利用此时刻的幅值来构建被测样品图像,从而实现对被测样品快速且准确的检测。相比于传统 THz 成像技术中收集整个脉冲信号来成像的方法,本方法可以将成像速度加快至少 2 个数量级。

在猪肉组织的具体近场实验中,分别测量同一块组织中透过脂肪组织区域和肌肉组织区域的 THz 时域信号,每个区域分别测量两次并取平均作为最终结果。结果如图 4(b)所示,红色和绿色的曲线分别代表脂肪组织和肌肉组织的 THz 时域信号,黑色曲线为红色曲线(脂肪组织)减去绿色曲线(肌肉组织)得到的差值;如图中黑色箭头所示,两者差值的最大值(1.24)对应的时刻为 $t = 23.4\ \text{ps}$ 。在此基础上,我们将延迟线固定在可以获得此最大差值的位置,逐点对样品扫描进行成像检测。

根据文献[15]可知,猪脂肪组织和肌肉组织的折射率差别较小,在 $0.5 \sim 1.4\ \text{THz}$ 频段内,两者均在 $1.55 \sim 1.85$ 之间。根据式(2)计算可知,THz 波穿过厚度为 $100\ \mu\text{m}$ 的脂肪组织和肌肉组织相差的最大时间延迟(Δt)约为 $0.1\ \text{ps}$ 。

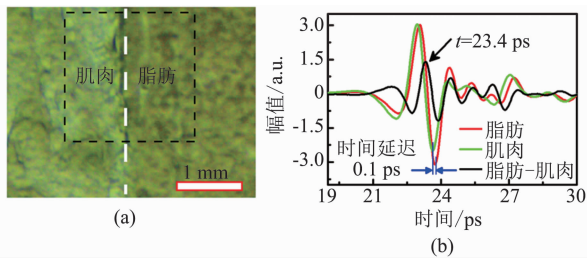


图4 (a)猪肉组织切片光学图像,白虚线指示脂肪组织区域和肌肉组织区域的边界,(b)猪肉组织切片中的脂肪组织区域(红色曲线)和肌肉组织区域(绿色曲线)的THz时域信号以及两者的差值(黑色曲线),箭头指示最大幅值差值处的对应时为23.4 ps

Fig. 4 (a) Optical image of a sliced porcine tissue, the dashed white lines indicating the border between the adipose tissue region and the muscle tissue region, (b) THz time domain signals of the adipose (red line) and muscle (green line) regions and their difference (black line). The arrow indicates that the amplitude difference of the THz signals for the two regions reaches the maximum at 23.4 ps

$$\Delta t = d(n_2 - n_1)/c \quad (2)$$

式(2)中 d 为组织厚度, c 为光速, n_1 和 n_2 分别为猪脂肪组织和肌肉组织的折射率。近场THz系统测量的结果也显示两者的时间延迟差值稳定,肌肉组织的THz时域信号比脂肪组织快约0.1 ps(图4(b))。本系统性能稳定,对照实验证实同样条件下该系统的时间漂移小于0.03 ps,因此,上述结果可靠,与通过文献[15]分析得到的结论相符。

而且从图4(b)中还可以看出,透过肌肉组织的THz时域信号峰峰值比脂肪组织小10%,这说明肌肉组织对THz波的吸收比脂肪组织强。这与文献报道的利用远场THz-TDS系统^[15]对猪肉组织进行光谱分析得到的结果基本一致,也与利用THz全息术系统^[16]和THz参量源系统^[17]对猪肉组织进行检测的结果符合。脂肪和肌肉组织对THz波的吸收不同主要是因两者的化学组成成分和物理结构都不同^[18]:第一,脂肪组织主要由非极性的甘油三酸酯组成,而肌肉组织主要由极性的肌纤维组成,大多数极性分子对THz波的吸收比非极性分子更强;第二,亲水的肌纤维组成的网状结构使得单位体积的肌肉组织比疏水的甘油三酸酯组成的脂肪组织含有更多的水分,水分子会对THz波产生强烈吸收^[19]。上述物化特性决定了肌肉组织对THz波的吸收系数大于脂肪组织,即对相同厚度的脂肪组织和肌肉组织来说,肌肉组织会比脂肪组织吸收更多的THz波。

综上所述,在猪肉肌肉组织和脂肪组织导致

THz波的时间延迟^[15]和对THz波的吸收^[15-17]两方面,本工作的检测结果都与文献报道相符。在上述检测的正确性基础上,为了有效区分脂肪组织区域和肌肉组织区域,在近场成像实验中采用了将延迟线固定在可以使透过这两个组分的THz时域信号的幅值产生最大差值的位置,而后利用所采集的信号幅值来构建THz图像。这种成像方法,不仅可以依据样品本身的性质来区分样品,还可以大大缩短对样品的成像时间。

2.3 成像结果

利用本近场系统垂直方向的光学显微镜观测到的猪肉组织的光学图像如图4(a)所示,其中黑色虚线框内为THz成像的实际扫描区域,左边为肌肉组织区域,右边为脂肪组织区域,图中白色虚线标识了两者的边界。图5(a)为对图4(a)中黑色虚线框所示区域进行近场THz成像得到的图像,扫描范围为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ (40像素 \times 40像素),黄色和红色区域代表肌肉组织,暗蓝色区域代表脂肪组织。从图像中可以看出,近场THz图像可清晰地分辨出脂肪组织和肌肉组织,各组分之间的界限清晰明显,并且在同一组织内还存在细微的结构。该细微结构的出现是正常的,主要是因为生物样品结构复杂,脂肪组织区域或肌肉组织区域并非完全是由脂肪成分或肌肉成分组成,因而这两个区域实质上均具有异质性。图5(b)为利用T-ray 5000系统使用近场成像所采用的成像方法、同样扫描步长和实验环境测量同一猪肉组织切片(包含图4(a)中黑色虚线框所示区域)获得的远场THz图像,成像范围为 $5.5 \text{ mm} \times 5.5 \text{ mm}$ (110像素 \times 110像素),其中黄色和红色区域代表肌肉组织,暗蓝色区域代表脂肪组织。虽然从远场THz图像中可以区分不同组织区域,但是所得图像已经缺失了样品的细节信息,因而难以用于对分辨率要求较高的生物样品检测。

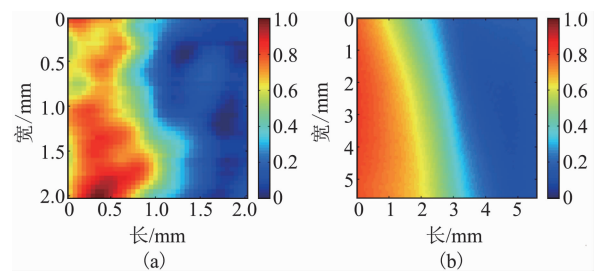


图5 (a)猪肉组织切片的近场THz图像,(b)相同猪肉组织切片的传统远场THz图像(成像范围大于(a))

Fig. 5 (a) Near-field THz image of a piece of sliced porcine tissue, (b) conventional far-field THz image of the same piece of tissue (larger scan size than (a))

3 结论

利用基于光电导微探针的近场 THz 系统和商业化的远场 THz-TDS 系统分别对猪肉组织进行了 THz 扫描成像。通过对两种系统的成像结果进行对比,发现近场系统对猪肉组织中的组成成分的区分更加明显并且可以检测到组织中的细微结构。本研究证实了近场 THz 成像系统应用于生物和医学领域的可行性,为进一步将基于光电导微探针的近场 THz 系统应用于生物医学检测提供了方法学基础。

References

- [1] Sy S, Huang S, Wang Y X, *et al.* Terahertz spectroscopy of liver cirrhosis: investigating the origin of contrast [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2010, **55** (24): 7587 - 7596.
- [2] LI Ying-Ying, LIU Zhong-Dong, YANG Zhong-Bo, *et al.* Detection of chondroitin sulfate adulteration using terahertz and infrared spectroscopy techniques [J]. *Journal of Infrared and Millimeters Waves* (李莹莹, 刘钟栋, 杨忠波, 等. 硫酸软骨素掺假的太赫兹和红外光谱对比. *红外与毫米波学报*), 2017, **36** (1): 75 - 80.
- [3] Ashworth P C, Pickwell-Macpherson E, Provenzano E, *et al.* Terahertz pulsed spectroscopy of freshly excised human breast cancer [J]. *Optics Express*, 2009, **17** (15): 12444 - 12454.
- [4] Oh S J, Kim S H, Ji Y B, *et al.* Study of freshly excised brain tissues using terahertz imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, **5** (8): 2837.
- [5] Dai G, Wang H, Geng G, *et al.* Research on Detecting Bovine Chondroitin Sulfate Adulteration Using Terahertz Spectroscopy [C]. *International Symposium on Ultrafast Phenomena and Terahertz Waves*, 2016: IT2A. 17.
- [6] Cheon H, Yang H J, Son J H. Toward clinical cancer imaging using terahertz spectroscopy [J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2017, PP(99): 1 - 1.
- [7] YANG Zhong-Bo, WANG Hua-Bin, PENG Xiao-Yu, *et al.* Recent progress in scanning probe microscope based super-resolution near-field fingerprint microscopy [J]. *Journal of Infrared and Millimeters Waves* (杨忠波, 王化斌, 彭晓昱, 等. 基于扫描探针显微镜的近场超空间分辨指纹光谱技术研究现状. *红外与毫米波学报*), 2016, **35** (1): 87 - 98.
- [8] Li Y, Shi C, Yang Z, *et al.* Near-field terahertz wave measurement based on intensity and electric-field detection [C]. *International Symposium on Ultrafast Phenomena and Terahertz Waves*, 2016: IW3B. 4.
- [9] Xu Y, Zhang X, Tian Z, *et al.* Mapping the near-field propagation of surface plasmons on terahertz metasurfaces [J]. *Applied Physics Letters*, 2015, **107** (2): 874.
- [10] Wächter M, Nagel M, Kurz H. Tapered photoconductive terahertz field probe tip with subwavelength spatial resolution [J]. *Applied Physics Letters*, 2009, **95** (4): 1325.
- [11] Mitrofanov O, Yu W, Thompson R J, *et al.* Probing terahertz surface plasmon waves in graphene structures [J]. *Applied Physics Letters*, 2013, **103** (11): 630.
- [12] Huber A J, Keilmann F, Wittborn J, *et al.* Terahertz near-field nanoscopy of mobile carriers in single semiconductor nanodevices [J]. *Nano Letters*, 2008, **8** (11): 3766.
- [13] Andreev V G, Angeluts A A, Vdovin V A, *et al.* Spectral characteristics of nanometer-thick chromium films in terahertz frequency range [J]. *Technical Physics Letters*, 2015, **41** (2): 180 - 183.
- [14] Chen H T, Kersting R, Cho G C. Terahertz imaging with nanometer resolution [J]. *Applied Physics Letters*, 2003, **83** (15): 3009 - 3011.
- [15] YANG Hang, ZHAO Hong-Wei, ZHANG Jian-Bing, *et al.* The dehydration processes of biological tissues investigated by terahertz time-domain spectroscopy [J]. *Journal of Infrared and Millimeters Waves* (杨航, 赵红卫, 张建兵, 等. 生物组织脱水过程的太赫兹时域光谱. *红外与毫米波学报*), 2014, **33** (3): 263 - 267.
- [16] Guo L, Wang X, Han P, *et al.* Observation of dehydration dynamics in biological tissues with terahertz digital holography [J]. *Applied Optics*, 2017, **56** (13): F173.
- [17] Wang Y, Minamide H, Tang M, *et al.* Study of water concentration measurement in thin tissues with terahertz-wave parametric source [J]. *Optics Express*, 2010, **18** (15): 15504.
- [18] Huff-Lonergan E, Lonergan S M. Mechanisms of water-holding capacity of meat: The role of postmortem biochemical and structural changes [J]. *Meat Science*, 2005, **71** (1): 194 - 204.
- [19] Heyden M, Sun J, Funkner S, *et al.* Dissecting the THz spectrum of liquid water from first principles via correlations in time and space [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2010, **107** (27): 12068.