

文章编号: 1672-8785(2016)12-0033-05

基于光子噪声研究光子探测器的探测性能

张立帅 吴 平

(南京航空航天大学理学院, 江苏南京 211100)

摘要: 根据红外光子探测器的基本工作原理, 分析了光电探测器性能的基本物理机理限制, 推导了背景辐射的光子噪声限制下的比探测率。对背景限制下的比探测率随探测器截止波长、背景温度的变化进行了理论计算。对计算结果进行了理论分析, 并作出了相应总结。最后提出了提高背景限制下比探测率的方法。

关键词: 光子探测器; 光子噪声; 比探测率

中图分类号: TN216 文献标志码: A DOI: 10.3969/j.issn.1672-8785.2016.12.007

Research on Performance of Photon Detector Based on Photon Noise

ZHANG Li-shuai, WU Ping

(College of Science, Nanjing University of Aeronautics, Nanjing 211100, China)

Abstract: According to the basic principle of infrared photon detectors, the basic physical mechanism limitation of photon detector performance was analyzed. The normalized detectivity which depended on the photon noise of background radiation was deduced. The change of the normalized detectivity under background limitation with the cutoff wavelength and background temperature was calculated theoretically. The calculation results were analyzed theoretically and the corresponding conclusion was given. Finally, a method for improving the normal detectivity under background limitation was proposed.

Key words: photon detector; photon noise; normalized detectivity

0 引言

红外探测系统的用途是发现红外辐射, 并把红外辐射的能量转变为其他形式的能量, 然后加以观察和测量。红外探测系统的灵敏度越高, 就越能发现微小的红外信号。但是, 因为噪声的存在, 红外探测系统并不能无限地测量微小的信号^[1]。红外探测系统的噪声可分为三类: 探测器噪声、放大器噪声和背景辐射的光子噪声。绝大部分探测器都是利用半导体的各种效应将红外

辐射转变为电信号的, 而半导体中载流子运动的起伏和浓度的起伏都会使探测器产生输出噪声。放大器中使用的器件可以是半导体器件, 也可以是电子管, 它们都是噪声源^[2], 但设计者在设计电路或选择元件时, 会尽量使放大器的噪声电平低于探测器的噪声电平。背景辐射的光子噪声是由于探测器周围背景辐射的光子无规则地到达探测器所引起的, 又称光子噪声。

目前, 对于多数探测器而言, 探测器的噪声

收稿日期: 2016-10-09

作者简介: 张立帅(1991-), 男, 江苏盐城人, 硕士研究生, 主要从事红外成像系统性能评估及仿真方面的研究。
E-mail: a728295349@163.com

要比放大器的噪声和光子噪声大得多，但随着红外系统工艺技术的发展，探测器制作工艺越来越先进，探测器的噪声也越来越小，某些低温工作的探测器的性能已经接近于背景限性能^[3]，光子噪声在总噪声中占有很大比重。所以，随着红外技术的继续发展，光子噪声对系统性能的影响越来越大。本文基于光子探测器的工作原理，分析了背景辐射的光子噪声产生的原因，根据比探测率的定义，推导了光子探测器的背景限制的比探测率(以下称背景限探测率)的理论模型，并对背景限探测率与探测器截止波长及背景温度的变化关系进行了理论计算，并对计算结果进行了分析与总结。

1 背景限制的比探测率

任何一个温度为绝对零度以上的物体都是红外辐射源。红外探测系统在探测目标的红外辐射的同时也会接收到除目标之外其他物体的辐射，人们一般将来自于目标之外的辐射称为背景辐射。从微观的观点来看，辐射的发射是一个不连续的分立的过程，通常所观测到的辐射是许许多多独立辐射源进行这些过程的结果。因而，被观测到的是一个宏观结果，即为这些许许多多独立单元的平均效果。然而，这些量在某个瞬时的取值是不同的。假如能够在某一特定时刻去观察各个辐射源的话，则可发现有些辐射源正好发射完，另一些正要发射，而其余的辐射源则正处在整个发射过程的各个阶段上。所以说，发射的光子是以无规则的方式离开辐射源的，当用一个理想的探测器去接收这些辐射时，在探测器的输出中就会有起伏出现。由背景辐射起伏所引起的噪声被称为背景辐射的光子噪声，简称光子噪声。

被探测器接收的背景辐射功率的大小取决于背景温度、背景的辐射率以及背景对探测器的观测视场。为方便分析，假设背景为黑体，光子探测器面对的背景是视场为 π 的半球，背景辐射的几何关系如图 1 所示，则光子探测器接收到的单色光的入射功率为

$$P_{\nu B} = \int_0^{2\pi} \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{A_d M_\nu}{\pi} \sin \theta \cos \theta d\theta d\varphi = A_d M_\nu \quad (1)$$

式中， M_ν 为背景的光谱辐出度； A_d 为面积。黑体辐射的普朗克公式频率表达式为

$$M_\nu = \frac{2\pi}{c^2} \frac{h\nu^3}{e^{h\nu/kT} - 1} \quad (2)$$

式中， h 为普朗克常数； ν 为频率； c 为光速； k 为玻尔兹曼常数； T 为黑体温度。

则单位时间内投射到探测器单位面积上的光子数 $Q_{\nu B}$ 为

$$Q_{\nu B} = \frac{M_\nu}{h\nu} \quad (3)$$

将普朗克公式的频率表达式代入式(3)，得：

$$Q_{\nu B} = \frac{2\pi\nu^2}{c^2} \frac{1}{e^{h\nu/kT} - 1} \quad (4)$$

式中， T_B 为背景温度。

光子噪声的来源是背景辐射功率的随机起伏。从微观粒子学的角度分析，光子噪声就是由背景投射的光子数的随机起伏引起的。而光子数发射起伏服从玻色-爱因斯坦分布^[4]，光子数分布的方差为

$$\sigma^2 = \frac{2e^{h\nu/kT_B}}{e^{h\nu/kT_B} - 1} \cdot Q_{\nu B} \quad (5)$$

则在所有能级上，背景辐射随机起伏的光子数的均方值为

$$\overline{N_B^2} = \int_0^\infty \frac{4\pi}{c^2} \frac{\nu^2 \exp(h\nu/kT_B)}{(\exp(h\nu/kT_B) - 1)^2} d\nu \quad (6)$$

光子探测器的基本工作原理是，探测器吸收目标或背景辐射的光子时，探测器材料的最外壳层电子发生跃迁，形成晶体内的自由电子，产生电信号。考虑到光子入射到探测器上的量子效率 η 和探测器的截止波长，假设波长小于探测器截止波长的光子都被探测器吸收，则入射光子在探测器单位面积内引起的载流子数的方差 G_N 为

$$G_N = \int_{\nu_0}^\infty \frac{4\pi\eta}{c^2} \frac{\nu^2 \exp(h\nu/kT_B)}{(\exp(h\nu/kT_B) - 1)^2} d\nu \quad (7)$$

式中， ν_0 对应探测器工作波长上限 λ_0 的频率。式(7)的物理意义是，在探测器工作波长范围的能级上，光子探测器吸收的光子数的随机起伏

引起的光生载流子的随机起伏程度。则在系统频带宽度 Δf 内的背景辐射的光子噪声的电流均方值为^[5]

$$\overline{I_n^2} = A_d \cdot G_N \cdot q^2 \cdot g^2 \cdot \Delta f \quad (8)$$

式中, q 为电子电荷; g 为系统的光电增益。比探测率是表征探测器性能的重要参数, 比探测率的大小与探测器的响应度、系统噪声、探测器面积和系统的频带宽度有关。根据定义, 比探测率的表达式为^[6]

$$D^* = \frac{R_i}{I_n} (A_d \cdot \Delta f)^{1/2} \quad (9)$$

式中, R_i 为探测器的电流响应度。探测器的响应度表示探测器将入射辐射转化为电流或电压信号的能力。光子探测器的电流响应度取决于探测器的量子效率和光电增益。光谱电流响应率的表达式为^[7]

$$R_{\nu,i} = \frac{\eta}{h\nu} qg \quad (10)$$

结合式(7)~式(10), 可得到由背景辐射的光子噪声决定的比探测率的表达式:

$$D_{\lambda,BLIP}^* = \frac{c}{2h\nu_0} \left(\int_{\nu_0}^{\infty} \frac{\pi \nu^2 \exp(h\nu/kT_B)}{\eta (\exp(h\nu/kT_B) - 1)^2} d\nu \right)^{-1/2} \quad (11)$$

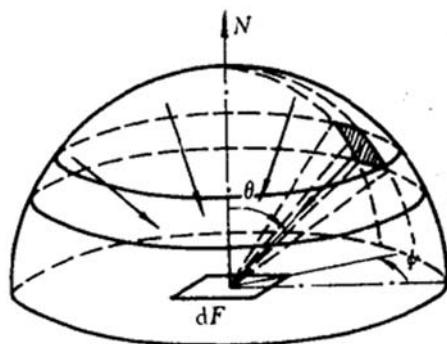


图 1 背景辐射几何关系

2 理论计算

背景限探测率是红外探测器的极限探测率, 它代表红外探测器在理想状态下能够达到的极限探测性能。图 2 是背景温度为 300 K 的情

况下, 探测器的截止波长从 2 μm 增大到 20 μm 时背景限探测率的变化情况, 图中的曲线变化与文献[6]中的实验结果很一致。

从图 2~图 4 可以看出, (1) 截止波长在中红外波段(3~5 μm)的探测器的背景限探测率高于截止波长在长红外波段(8~13 μm)的探测器的背景限探测率, 截止波长为 5 μm 时的背景限探测率为 $1.32 \times 10^{11} \text{ cm}\cdot\text{Hz}^{1/2}\cdot\text{W}^{-1}$, 而 10 μm 时为 $4.31 \times 10^{10} \text{ cm}\cdot\text{Hz}^{1/2}\cdot\text{W}^{-1}$; (2) 在 2~13 μm 波段内, 背景限探测率随着截止波长的增加不断减小, 但递减速度随截止波长的增加而迅速减小。在 13 μm 以后, 背景限探测率随截止波长的增加缓慢增大, 在 13 μm 处, 背景限探测率为 $3.89 \times 10^{10} \text{ cm}\cdot\text{Hz}^{1/2}\cdot\text{W}^{-1}$, 到 20 μm 时为 $4.18 \times 10^{10} \text{ cm}\cdot\text{Hz}^{1/2}\cdot\text{W}^{-1}$, 只增加了 7%, 增加程度基本可忽略。该现象与探测器可吸收的光子数有密切关系。本文假设探测器能够吸收波长小于截止波长的所有光子。不同截止波长的探测器能够吸收的光子数并不相同, 吸收的光子数起伏程度也不相同, 由此引起的光生载流子随机起伏程度也不相同。事实上, 吸收的光子数越多, 光子数起伏越大。图 3 为背景温度为 300 K 时光子数随机起伏均方值随截止波长的变化关系。图 4 是单位时间内照射到探测器单位面积上的每个波长上的光子数。由图 3 可以看出, 光子数随机起伏的均方值随截止波长的增加而不断增大, 但增加的速度随截止波长的增加而不断减小, 逐渐趋于稳定的状态。因为温度为 300 K 的黑体的峰值波长在 10 μm 左右, 波长在短、中红外波段的光子数随波长的增加而产生的波动幅度较大。所以截止波长在短、中红外波段时, 光子数随机起伏的均方值随截止波长增加而变化的幅度较大; 当波长大于 10 μm 以后, 彼此能级上的光子数相差的幅度相对小很多, 如图 4 所示。所以截止波长大于 10 μm 以后, 光子数随机起伏的均方值随截止波长的增加虽然仍在增加, 但增加的幅度却很小。因为背景限探测率反比于光子数随机起伏均方值的平方根, 正比于探测器的光谱响应率, 而光谱响应率又正比于截止波

长, 所以当光子数随机起伏均方值随截止波长的变化很小时, 背景限探测率在光谱响应率的影响下趋于缓慢增大的状态。

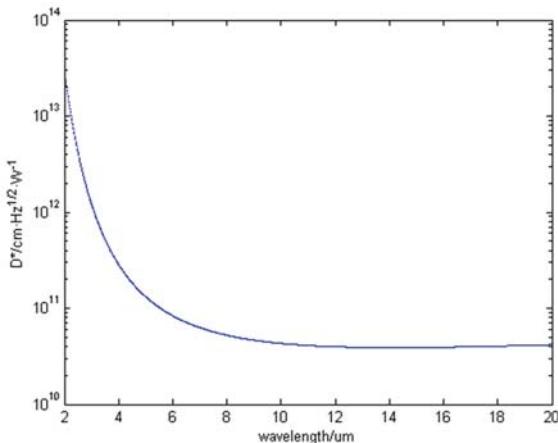


图 2 背景限探测率随截止波长的变化关系

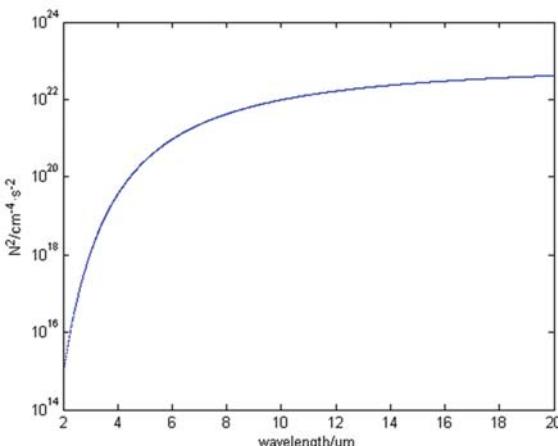


图 3 光子数起伏均方值随截止波长的变化关系

背景温度是影响背景限探测率的重要因素。图 5 为截止波长分别为 $3\text{ }\mu\text{m}$ 、 $5\text{ }\mu\text{m}$ 和 $13\text{ }\mu\text{m}$ 的探测器的背景限探测率随背景温度的变化曲线。从图中可以看出, 背景温度越高, 背景限探测率越小。因为根据维恩位移定律, 背景的温度越高, 背景辐射的峰值波长越小; 对于同一探测器, 可吸收的光子数随着背景温度的增大而增多, 背景辐射的光子噪声增大; 所以背景限探测率随背景温度的增大而逐渐减小。另外, 截止波长越大, 背景限探测率随背景温度增大而减小的速度越低。因为, 对于背景辐射, 波长小于峰值波长时, 波长越小, 彼此两个能级上的光

子数相差越大, 而波长大于峰值波长后, 这种相差近似相等且相差量很小。所以探测器的截止波长越小, 随着背景温度的增大, 吸收的光子数的增加幅度越大, 探测率减小得就越快。对于截止波长在长红外波段的探测器, 背景温度对其峰值比探测率的影响小于对截止波长在短、中红外波段的探测器的影响。

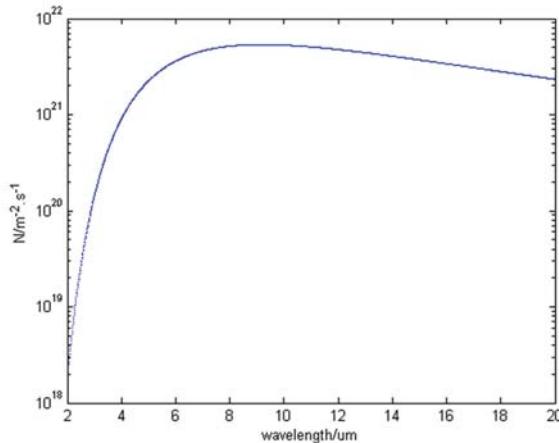


图 4 光子数分布

3 总结

背景辐射的光子噪声是限制红外探测系统工作性能的最终因素, 因为探测器不能探测到比光子噪声还小的信号。本文基于光子探测器的工作原理, 推导了背景限制的比探测率的估算模型, 计算并分析了背景限探测率与截止波长和背景温度的相关关系。通过分析得出了以下结论:

(1) 对于探测性能达到背景限的光子探测器和截止波长在中红外波段的探测器, 截止波长越小, 探测器的峰值比探测率越高, 可通过减小截止波长来增大峰值探测率。但是一直减小截止波长, 使工作波长范围变窄, 反而不利于目标的探测。而对于截止波长在长红外波段的探测器, 其峰值比探测率随截止波长的变化微乎其微。

(2) 光子噪声是背景限探测率的决定性因素, 通过减小光子噪声可增大背景限探测率。光子噪声的大小是由探测器接收到的背景辐射

的大小决定的, 所以可通过添加冷却的滤光片来减小背景辐射的光谱范围, 从而减小背景辐射; 或通过在探测器周围加一个冷却外壳来减小背景对探测器的角视场。

参考文献

- [1] 王义玉, 叶文, 王彬. 红外探测器 [M]. 北京: 兵器工业出版社, 1993.
- [2] 方国强, 滕克难. 弹道导弹中段目标/背景红外图像建模与仿真 [J]. 海军航空工程学院学报, 2013, 28(6): 592–598.

(上接第 23 页)

5 结论

搭建了一套基于微型光谱仪的组织氧测量系统。利用本系统进行了前臂阻断实验, 验证了系统的有效性。由于光源生产时的非一致性, 光谱中心线偏离广泛存在。另一方面, 不同病人的皮肤脂肪也变化较大。相对于其他 NIRS 系统, 该系统可以实时测量光源的中心谱线, 并可以使用相关滤波算法、光源中心谱线平滑和查表补偿算法, 根据波长偏移对测量结果进行修正。系统的稳定性好, 实用性强, 在医学领域有广阔的应用前景。

实际使用中, 该系统需对光源覆盖的谱线范围内的所有波段进行标定, 并结合临床, 针对不同病人进行大数据采集, 以最终确定补偿系数, 完善系统, 使其达到医学测量的标准。

参考文献

- [1] Wolf M, Siebenthal K V, Keel M, et al. Tissue Oxygen Saturation Measured by Near Infrared Spectrophotometry Correlates with Arterial Oxygen Saturation during Induced Oxygenation Changes in Neonates [J]. *Physiol Meas*, 2000, 21(4): 481–491.
- [2] Huang Lan, Ding Haishu, Hou Xinling, et al. Assessment Hypoxic-ischemic Encephalopathy Neonates using Non-invasive Near-infrared Spectroscopy [J]. *Physiol Meas*, 2004, 25(7): 749–761.

- [3] 曾戈虹. HgCdTe 红外探测器性能分析 [J]. 红外技术, 2012, 34(1): 1–3.
- [4] 徐南荣, 卞南华. 红外辐射与制导 [M]. 北京: 国防工业出版社, 1997.
- [5] Rose A. Concepts in Photoconductivity and Allied Problems [M]. Reeuwijk: Interscience Publishers, 1963.
- [6] 张敬贤, 李玉丹, 金伟其. 微光与红外成像技术 [M]. 北京: 北京理工大学出版社, 1995.
- [7] Henini M, Razeghi M. Handbook of infra-red detection technologies[M]. Elsevier Science, 2002.

- [3] 腾轶超, 丁海曙, 龚庆成, 等. 近红外光谱监测体外循环手术中脑组织氧合状况的研究 [J]. 光谱学与光谱分析, 2006, 30(5): 828–832.
- [4] Cope M, Delpy D T. System for Long-term Measurement of Cerebral Blood and Tissue Oxygenation on Newborn Infants by Near Infra-red Transillumination [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 1988, 26(3): 289–294.
- [5] Suzuki S, Takasaki S, Ozaki T, et al. Tissue Oxygenation Monitor Using NIR Spatially Resolved Spectroscopy [C]. *SPIE*, 1999, 3597: 582–592.
- [6] Lehr H P, Wickramasinghe Y. New Prototype NIRS to Investigate Multi-regional Cerebral Blood and Tissue Oxygenation and Haemodynamics [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2000, 38(3): 281–286.
- [7] 黄岚, 田丰华, 丁海曙, 等. 用近红外光谱对组织氧测量方法的研究 [J]. 红外与毫米波学报, 2003, 22(5): 379–383.
- [8] Strangman G, Boas D A, Sutton J P. Non-invasive Neuroimaging Using Near-infrared Light [J]. *Biological Psychiatry*, 2002, 52(2): 679–693.
- [9] Naguib A N, Winch P, Ro P S, et al. Changes in Near-infrared Spectroscopy and the Bispectral Index during Tilt-table Examination [J]. *Pediatr Cardiol*, 2011, 32(2): 234–237.
- [10] Borsook D, Becerra L. CNS Animal fMRI in Pain and Analgesia [J]. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 2011, 35(5): 1125–1143.
- [11] 陈天江, 王亚丽, 普小云. 快速傅里叶变换在拉曼光谱信号噪声平滑中的应用 [J]. 云南大学学报, 2005, 27(6): 509–513.