

一种基于图像传感器暗噪声测量的内窥镜测温方法

吕梓文，赵天殊，杨可玉，丁启宸，王润洲，牛金海
(上海交通大学生物医学工程学院，上海 200240)

【摘要】内窥镜常用于激光手术或射频消融手术的引导。该类手术会不可避免地引起人体组织的热效应。为了避免对人体组织造成过度伤害，有必要对探头与组织的接触面的温度进行检测。目前主要的测温技术是使用各种温度传感器。对一次性内窥镜而言，将温度传感器集成到内窥镜探头往往会增大内窥镜体积，提高成本。该研究探索了一种基于内窥镜图像传感器暗噪声的测温方法，构建了暗噪声与温度之间的数学模型，并对模型进行了校正和验证，将该测温方法的测温精度控制在 $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$ 左右。该研究可以为医用一次性内窥镜探头的温度监测提供一定的理论依据和技术支持，具有一定的应用价值。

【关键词】内窥镜；CMOS 图像传感器；暗噪声；温度测量

【中图分类号】R445.9

【文献标志码】A

文章编号：1674-1242(2025)05-0674-08

A Method for Endoscopic Temperature Measurement Based on Dark Noise Measurement of Image Sensors

LYU Ziwen, ZHAO Tianshu, YANG Keyu, DING Qichen, WANG Runzhou, NIU Jinhai

(School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

【Abstract】Endoscopes are commonly used to guide laser or radio frequency surgeries, which inevitably induce thermal effects on tissues. To avoid excessive damage to human tissues, it is necessary to monitor the temperature at the contact surface between the probe and the tissue. Currently, the main temperature measurement technologies rely on various temperature sensors. However, for disposable endoscopes, integrating sensors into the probe often increases the size of the endoscope and raises the overall cost. This study explores a temperature measurement method based on the dark noise of endoscopic image sensors. A mathematical model was developed to describe the relationship between dark noise and temperature, and the model was calibrated and validated. The temperature measurement accuracy of this method was maintained within approximately $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$. This research provides a theoretical foundation and technical support for temperature monitoring in disposable medical endoscope probes, demonstrating significant potential for practical application.

【Key words】Endoscope; CMOS Image Sensor; Dark Noise; Temperature Measurement

收稿日期：2024-09-06。

作者简介：吕梓文（2003—），男，本科学历，从事生物医学工程研究。

通信作者：牛金海，男，副研究员，电话：13651621236，邮箱：jhniu@sjtu.edu.cn。

0 引言

内窥镜是一种常用的医疗器械，一般由头端、弯曲部、操作部、导光部组成。医生使用时，需先将内窥镜导光部接到配套的冷光源上，然后将插入部导入待检查的器官，控制操作部即可直接窥视有关部位的图像信息。因此，内窥镜常被用于激光手术或射频消融手术的引导，且该类手术常常不可避免地引起人体组织的热效应^[1]。为了避免对人体组织造成过度伤害，有必要对组织温度进行检测。

目前，为防止因温度过高导致组织烧伤或其他不良后果，相关医疗器械主要通过各种温度传感器对组织热效应进行测温。当前，国内外主要使用两种方法进行实时温度测量：无创方法和有创方法。用于检测探头与组织的接触面温度的非侵入性方法包括红外热成像、超声、磁共振成像和激光声学；侵入性方法包括各种商业传感器，如光纤布拉格光栅、热电偶和光学传感器等^[2]。通常情况下，将这些传感器集成到内窥镜探头会增大内窥镜头端的尺寸，并且增加内窥镜的成本。对于一些对成本和体积要求较高的内窥镜种类，如医用一次性内窥镜，需要探索其他测温方法。

在内窥镜的互补金属氧化物半导体(Complementary Metal Oxide Semiconductor, CMOS)图像传感器传输信号的过程中，图像传感器会产生各种各样的噪声，包括热噪声、光子发射噪声、光响应不均匀性噪声、暗电流噪声、偏移固定模式噪声等^[3]。在黑暗条件下，CMOS图像传感器仍产生包括以上噪声在内的大量噪声，统称为暗噪声。有研究指出，暗噪声与温度有较强的相关性^[4]。本文针对对成本和体积要求较高的医用一次性内窥镜，研究了一种基于CMOS图像传感器暗噪声的测温技术，使医用一次性内窥镜无须额外搭载温度传感器即可进行温度测量，达到缩小医用一次性内窥镜体积、降低成本的目的。

1 实验仪器及方法

1.1 实验仪器

本研究使用的主要仪器是一款型号为OV9734的医用一次性内窥镜，该内窥镜是OmniVision Technologies公司推出的一款低电压、高性能的1/9

英寸、720P CMOS图像传感器。OV9734具有一个光敏区域阵列，能够以30 FPS、720P分辨率和45 FPS、VGA分辨率工作。用户可以控制ISP处理功能、图像输出数据格式等。OV9734具有一些图像处理功能，如曝光控制、自动白平衡、缺陷像素校正。本研究使用的该款内窥镜可通过配套软件实现图像、视频的采集及相关参数的控制。

1.2 系统暗噪声测量方法

预实验和正式实验所使用的实验装置如图1所示。该装置通过黑色的塑胶带紧密缠裹摄像头前端实现暗场条件；在内窥镜外侧绑定热电偶温度计，进行温度的对比测定；通过水浴锅对温度进行控制；内窥镜实时回传视频数据到MATLAB中，按照1.3节中的算法原理进行暗噪声的提取和分析。

内窥镜镜头中的CMOS图像传感器在暗场条件下会产生暗噪声，只在空间上呈现高斯分布而与时间无关，并且与温度有强正相关性^[5]。针对相应的图像传感器，通过在不同温度下进行实验，使用图像传感器拍摄不同温度下的暗场视频流，将所拍摄的视频导入MATLAB中，使用相关算法提取噪声并建立噪声-温度特性曲线。在实际应用中，将图像传感器拍摄的视频流进行噪声提取，结合实验得到的噪声-温度特性曲线，即可对应得到组织温度，如图2所示。该系统通过直接从图像噪声中提取组织温度，实现对现有内窥镜中温度传感器的优化，缩小内窥镜的体积与降低成本。

为了简化实验，同时兼顾实验的准确性，在实验过程中作出以下假设：①由于图像传感器直径只有约5mm，且外壳为金属材质，导热性能好，所以假设图像传感器的温度与环境温度的差异相对于测温精度而言可以忽略；②预实验证明水浴锅在20~60°C温度范围内加热时，温度与时间的线性度较好，所以假设各温度测量点之间的温度随时间呈线性变化。这两点假设主要由预实验支撑：关于假设①，前期实验发现，内窥镜图像传感器的温度与环境温度的差异相对于后续的测温精度较小，可以近似忽略，模型拟合结果也可以佐证这一点；关于假设②，预实验记录到水浴锅加热时，温度随时间呈近似线性上升，各温度测量点之间的温度随时间

呈线性变化。

在正式测量 CMOS 图像传感器暗噪声之前, 本研究还进行了预实验, 包括提取噪声的算法对实验结果的影响、算法参数对实验结果的影响、传感器参数对实验结果的影响等。为了保证实验结果的准确性, 本研究使用多个相同型号的传感器(OV9734)进行实验。

CMOS 图像传感器的每个像素点都可以通过光电效应产生电压, 在取出信号的同时对各个信号进行处理。因此, 各个像素点的灰度输出值具有一定的随机性, 可能有较大差异。为了减小随机误差, 在探讨 CMOS 图像传感器暗噪声与温度的关系时, 使用噪声的灰度平均值作为暗噪声大小的衡量指标。

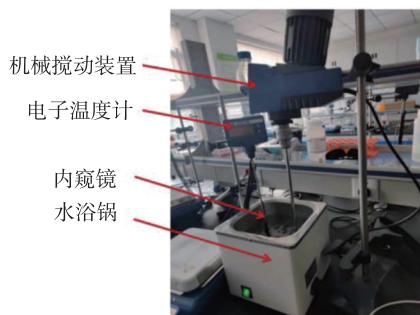


图 1 噪声测量装置和实验环境

Fig.1 Noise measurement device and experimental environment

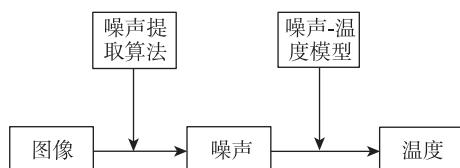


图 2 噪声提取和反推环境温度的流程

Fig.2 Flowchart for noise extraction and backward estimation of ambient temperature

1.3 系统暗噪声提取算法

在从内窥镜的视频数据中测量暗噪声的过程中, 还需要使用暗噪声提取算法, 从视频流中提取暗噪声数据。

暗噪声通常表现为图像中固定位置的条纹、斑点或不均匀的亮度和颜色分布。在时间分布上, 暗噪声在传感器的所有帧图像中是固定的, 与时间无关, 属于固定模式噪声; 在空间分布上, 暗噪声大服从高斯分布, 属于高斯噪声。基于以上原理,

暗噪声可以被相应的算法消除或提取。

本研究设计了一种类似“减影”的暗噪声提取算法, 该算法主要基于高斯滤波进行视频流噪声的提取。通过定义合适的高斯滤波窗口的大小和 σ 值, 在视频流中, 每隔一段时间提取一帧或多帧图像, 分别应用高斯滤波进行去噪, 得到去噪后的图像。

高斯滤波算法提取噪声的流程如图 3 所示, 在 MATLAB 平台上, 使用 VideoReader 函数读取视频, 并使用 read 函数提取指定视频帧为图像, 对从视频中提取的原始图像使用 imgaussfilt 函数进行高斯滤波, 得到滤波后的图像。在滤波器参数的设置上, 通过前期实验发现, 窗口过大或 σ 值过高, 会导致提取的噪声与温度的相关性下降, 反之则会导致提取的噪声过少, 难以定量分析, 所以折中选取窗口大小为 9×9 , σ 值为 3.5, 此时提取效果最好。随后遍历滤波前的原始图像的各像素, 减去滤波后的图像对应的像素, 得到视频流中每隔一段时间的近似噪声图像。对每隔一段时间的噪声图像分别取灰度平均值, 由此衡量暗噪声大小, 并依据暗噪声和温度的相关性进行温度预测。

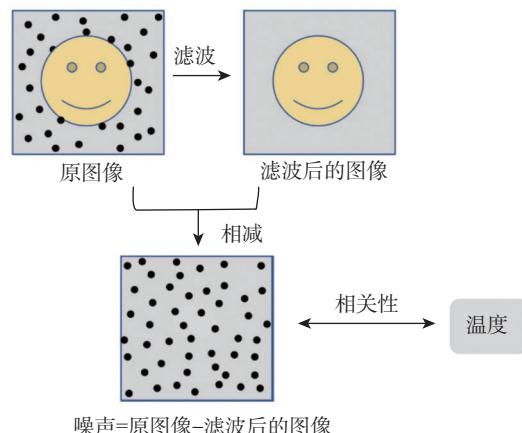


图 3 高斯滤波算法提取噪声的流程

Fig.3 Flowchart for noise extraction using Gaussian filtering algorithm

1.4 模型建立与验证方法

基于暗电流与温度的定量关系, 结合实验数据的分布规律, 对实验数据进行处理后选择合适的函数模型对实验数据进行拟合、校正, 得到温度预测模型。

为了验证模型的准确性, 以热电偶传感器在相

同实验条件下测得的环境温度为金标准，与模型预测的温度进行比较、分析，以验证模型的准确性。

为了验证模型的适用性，使用多个相同型号(OV9734)的传感器进行重复实验，分别建立模型，提取某个传感器测量不同温度下的噪声，采用相同的校正方法对所有模型进行校正，验证模型在不同内窥镜之间的适用性。

2 实验结果

本研究主要使用多个相同型号(OV9734)的一次性医用内窥镜在暗场条件下进行实验。

内窥镜的参数设置对实验结果往往存在影响，为了保证实验结果的稳定性和可重复性，本研究主要考虑的OV9734参数包括白平衡、曝光和低亮度补偿，调节方式为关闭三个参数的自动调节选项。软件的其他参数默认不进行自动调节。

2.1 传感器1(OV9734)

2.1.1 预实验

通过查阅资料，得知CMOS图像传感器灰度的绝对平均值是整体器件暗电流的间接表现形式，而暗电流的大小有定量公式，即

$$I_d = A_{\text{gen}} \cdot T^{1.5} \exp(-\frac{E_q}{kT}) + B_{\text{diff}} T^3 \exp(-\frac{E_g}{kT}) \quad (1)$$

其中， A_{gen} 、 B_{diff} 为系数； T 为绝对温度； E_q 、 E_g 为能级。

由式(1)可知，暗电流大小与温度呈正相关，即在没有光照的情况下，由热激发引起的图像传感器上的电荷流动会增加^[6]，且随着温度的升高，暗电流在低温段增长较为平缓，在高温段增长较为剧烈^[7]。这会导致在相同的曝光条件下，传感器所记录的信号量因温度升高而增加，图像整体亮度也会增强。因此，在理论上，图像暗噪声会随之增强。

设计预实验证明以上猜想。取温度为18.5℃(等同于室温)的冷水和由恒温水浴锅保持温度为60.0℃的热水。用黑色塑胶带紧密缠裹内窥镜头部，同时尽量降低室内光亮度，以模拟黑暗环境。录制视频并导入MATLAB中进行处理。使用秒表计时，将内窥镜在冷水中静置三分钟后快速取出，置入热水中，静置三分钟后取出，重新置于冷水中。重复以上操作三次，最后一次将内窥镜在冷水中静置三

分钟后，停止记录数据。对实验数据按1.3节中的算法提取暗噪声，进行处理分析，结果如图4所示。

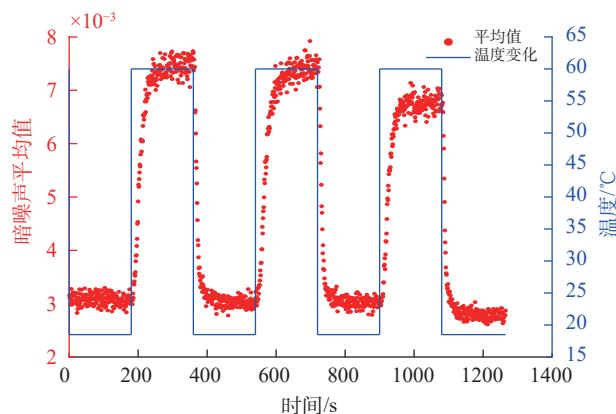


图4 图像暗噪声平均值随时间和温度的变化曲线
Fig.4 Variation curves of mean image dark noise with time and temperature

由图4可见，实验结果出现了预期的类似方波的曲线，即随着内窥镜所处环境温度的周期性变化，图像暗噪声发生周期性变化，且随着温度的升高，图像暗噪声也会增强，反之亦然。由此，本研究通过预实验证了上述猜想成立，为下文温度-暗噪声模型的建立奠定了理论基础。

2.1.2 模型建立

按照2.2节中的实验方法，使用内窥镜1进行实验，得到实验结果，如图5所示。

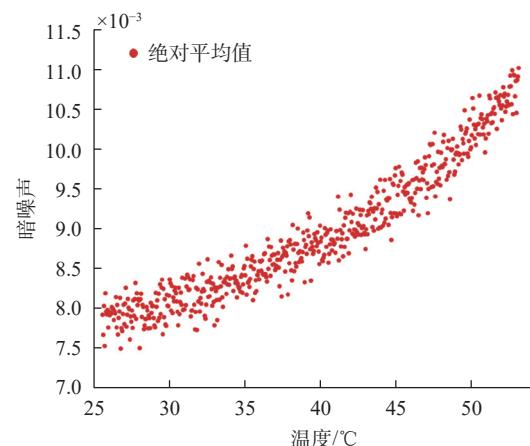


图5 图像暗噪声随温度的变化曲线
Fig.5 Variation curve of image dark noise with temperature

由图5可见，在25~55℃温度范围内，该传感器的图像暗噪声随温度的上升而升高，整体趋势符合式(1)。

在数学模型的选取上,由式(1)可知,暗电流与温度呈负指数关系,而暗噪声灰度平均值又是暗电流的一种间接表现形式,两者紧密相关,所以推测暗噪声也与温度呈负指数关系。本研究对图像暗噪声的平均值取对数,绝对温度取倒数,均能得到近似线性的两组数据,说明暗噪声与温度呈负指数关系,可以依此进行分析与建模。

使用 MATLAB 导入内窥镜视频数据,根据 1.3 节中的算法原理提取暗噪声,进行数据预处理后绘制图表,发现数据在分布上并非是完全线性的,而是在某一阈值温度处发生了分段,呈现出分段线性的特征,所以使用 MATLAB 中的 `findchangepts` 函数寻找阈值温度,并进行分段线性拟合,结果如图 6 和图 7 所示。

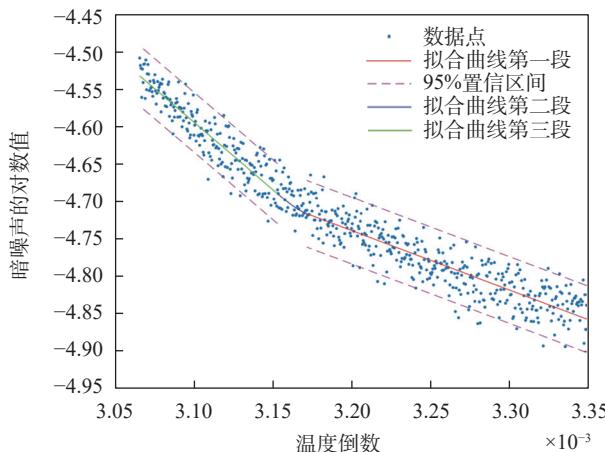


图 6 内窥镜 1 的暗噪声的对数和温度倒数的分段线性拟合曲线
Fig.6 Segmented linear fitting curves of logarithmic dark noise magnitude in endoscope 1 and the reciprocal of temperature

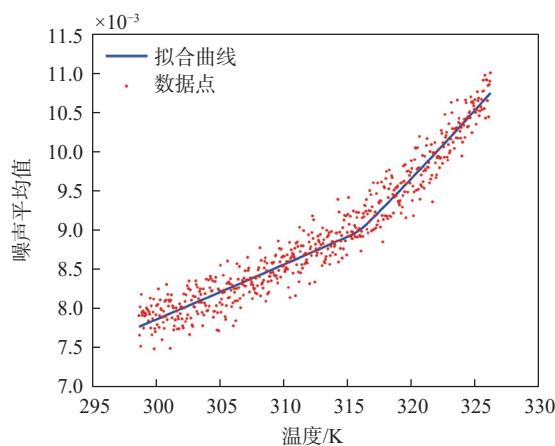


图 7 内窥镜 1 的噪声平均值和温度的拟合曲线
Fig.7 Fitting curve of average noise value and temperature

计算得到绝对温度和暗噪声平均值的分段拟合公式为

$$Y = \begin{cases} e^{\frac{-795.57}{T} - 2.19}, & T < 315K \\ e^{\frac{1.15 \times 10^{11}}{T^3} - \frac{1.09 \times 10^{10}}{T^2} + \frac{3.46 \times 10^7}{T} - 3.64 \times 10^4}, & 315K \leq T < 317K \\ e^{\frac{2142.87}{T} + 1.98}, & T \geq 317K \end{cases}$$
(2)

其中, T 表示绝对温度,单位为 K。

式(2)为温度-噪声关系的初步模型,从式中可以得出,传感器 1 的温度阈值约为 43°C,且当温度在 43°C 以下时,暗噪声平均值随温度的升高而上升的趋势较为平缓;当温度高于 43°C 时,则呈指数级上升,变化较为剧烈。

2.1.3 模型校正和验证

按照 2.2 节中的实验方法,使用传感器 1 重新测量一组温度分别为 24.4°C、29.4°C、34.5°C、39.4°C、44.4°C、49.5°C 的噪声值数据,对初步的模型进行校正和验证。

模型的校正以噪声值的对数为纵坐标,温度的倒数为横坐标;假设温度和某一温度模型预测噪声与实际噪声的差值呈线性关系,且系数和原始模型前后两段表达式中与温度有关系数的比值有关。以 24.4°C 的噪声值为基准校正曲线,预测测量噪声值对应的温度,并与实际温度进行比较。为了尽可能减小误差,在温度一定时,连续测量一段时间的噪声平均值作为当前温度的噪声值。校正后得到的结果如图 8 和表 1 所示。

由表 1 可以发现,实验的预测温度与测量温度之间的绝对误差较小,不超过 ± 1.5 °C,模型的准确性较为理想,适用于一些对温度范围限制小、测量精度要求相对较低的治疗场景,如肿瘤的射频消融场景^[8]。

2.2 传感器 2

2.2.1 模型建立

与传感器 1 的实验方法类似,使用 MATLAB 导入内窥镜视频数据,提取暗噪声后绘制图表,并使用 `findchangepts` 函数寻找温度阈值,进行分段线性拟合,结果如图 9 所示。

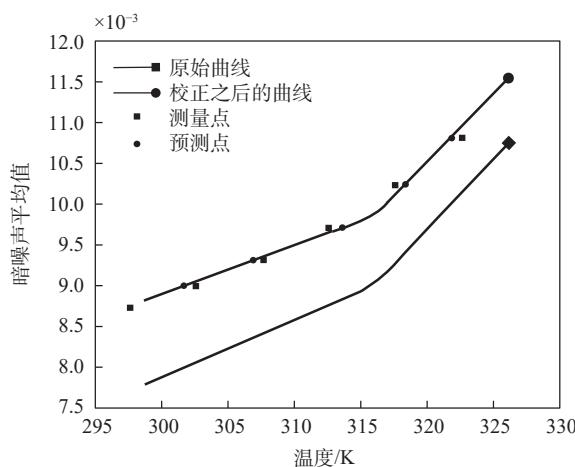


图 8 传感器 1 的实验模型验证结果
Fig.8 Experimental model verification results of sensor 1

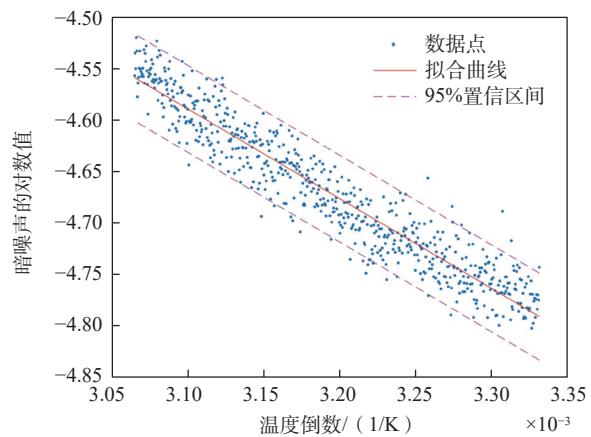


图 9 内窥镜 2 的暗噪声对数和温度倒数的分段线性拟合曲线
Fig.9 Segmented linear fitting curves of logarithmic dark noise magnitude in endoscope 2 and the reciprocal of temperature

表 1 传感器 1 的实验模型验证结果
Tab.1 Experimental model verification results of sensor 1

温度 /°C	噪声测量 Y_1	$Y = \ln(Y_1)$	预估噪声 $\ln(Y)$	预测温度 /°C	绝对误差 /°C
24.4	0.00872	-4.74175	-4.98750	24.4	0
29.4	0.00899	-4.71148	-4.93788	27.9	1.5
34.5	0.00931	-4.67692	-4.88893	33.2	1.3
39.4	0.00970	-4.63515	-4.84340	39.9	0.5
44.4	0.01023	-4.58263	-4.76965	45.3	0.6
49.5	0.01081	-4.52731	-4.66579	49.6	0.1

可以得到温度和暗噪声平均值的拟合曲线, 如图 10 所示。

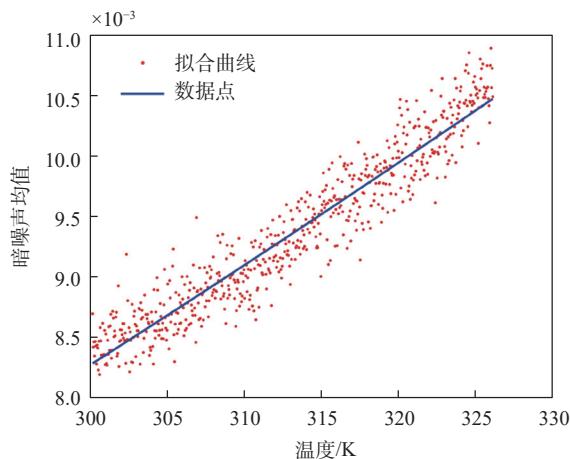


图 10 内窥镜 2 的暗噪声平均值和温度的拟合曲线
Fig.10 Fitting curve of average noise value and temperature

计算得到绝对温度和暗噪声平均值的拟合公式为

$$Y = e^{-\frac{875.90}{T} - 1.8733} \quad (3)$$

其中, Y 表示暗噪声灰度平均值; T 表示绝对温度, 单位为 K。

以噪声值的对数为纵坐标, 温度的倒数为横坐标, 与传感器 1 不同, 传感器 2 得到的数据点呈现出了很好的线性关系, 并没有明显的温度分段点。这可能与不同图像传感器的温度特性有关。同时, 只有极少数数据点不在拟合曲线的 95% 置信区间, 拟合效果较好。

2.2.2 模型校正和验证

若使用传感器 1 的校正方式直接对传感器 2 的拟合函数进行平移校正, 则在使用校正后的曲线时, 当噪声的绝对平均值为 0.007432473 时, 预估的对应温度为 76.13°C, 与实际温度 60°C 有较大差异。

对传感器 2 考虑进行分段校正, 首先以 20°C 时测量的噪声为基准点, 以温度的倒数为横坐标, 噪声平均值的对数为纵坐标; 接着计算 20°C 下原模型预估的噪声平均值与实际测量值之间的差值,

基于该差值对前一段函数做平移校正；最后计算后一段的校正量，计算方式为两段函数表达式中与温度有关系数的比值乘以前一段的校正量，结果如图11所示。

从校正结果可以看出，该校正方式存在一定的不足。在真实情况下，温度与噪声的关系曲线是连续且一一对应的。而从拟合结果来看，在分段点处，两段曲线的值并不一致。为解决温度分段点处拟合模型噪声值不连续的问题，本文在温度分段点附近选取一定的数据点进行了有条件的多项式拟合，同时对校正方式做了一定调整，即假设实际噪声和预估噪声的对数值的差与温度呈线性关系。

按照2.2节中的实验方法，分别在24.4°C、29.4°C、34.5°C、39.4°C、44.4°C、49.5°C下获取噪

表2 传感器2的实验模型验证结果
Tab.2 Experimental model verification results of sensor 2

温度 /°C	噪声测量值 Y_1	$Y = \ln(Y_1)$	预估噪声 $\ln(Y)$	预测温度 /°C	绝对误差 /°C
24.4	0.00872	-4.74175	-4.98750	24.4	0
29.4	0.00899	-4.71148	-4.93788	29.0	0.4
34.5	0.00931	-4.67692	-4.88893	34.9	0.4
39.4	0.00970	-4.63515	-4.84340	42.1	2.7
44.4	0.01023	-4.58263	-4.76965	45.2	0.8
49.5	0.01081	-4.52731	-4.66579	48.4	1.1

在模型准确性方面，温度的预测值与实际值相差较小，最大绝对误差不超过3°C，绝大部分温度预测数据的精度控制在±1.5°C左右，准确性比较理想。

在模型适用性方面，不同图像传感器由于制作工艺、产品质控等方面必然存在差异，因此尽管为其建立的模型均采用倒指数函数类型，但是在系数上存在差异，导致单个内窥镜建立的温度-噪声模型无法直接在同类型所有内窥镜之间通用。因此，模型的建立方式和校正方式具有一定的可靠性与普遍适用性，但需要对每个内窥镜单独进行测量与标定，并微调参数，以提升模型的准确性。

3 结论

在内窥镜引导的一些涉及组织热效应的手术过程中，对组织温度进行检测是必要的。目前主要的测温方式是使用各种各样的温度传感器。本研究探

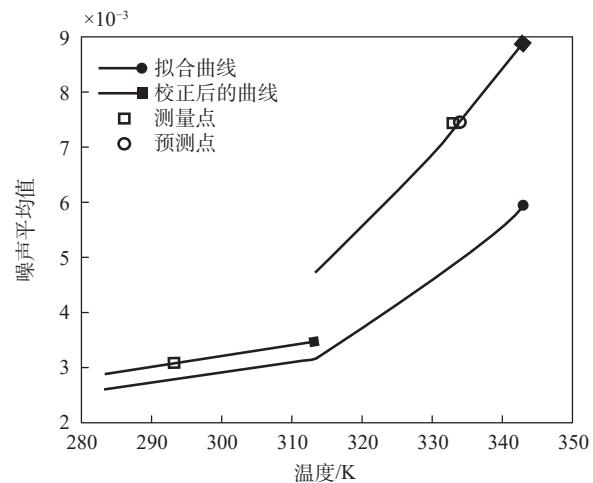


图11 传感器2的实验模型验证结果
Fig.11 Experimental model verification results of sensor 2

声值数据并进行模型验证，结果如表2所示。

索在暗场条件下，从内窥镜的图像中提取与温度有关的噪声，建立温度-噪声模型从而实现对温度的预测。本研究可以降低医用一次性内窥镜的成本，减小探头体积。

本研究使用了两款型号为OV9734的医用一次性内窥镜，基于预实验结果尝试建立温度-噪声模型。模型采用倒指数形式，在温度分段点处进行有条件的多项式拟合，解决了模型分段点处不连续的问题。以噪声值的对数为纵坐标，温度的倒数为横坐标，对模型进行线性校正，并将模型预测温度与实验测得的温度进行对比分析，最终得出以下结论。

(1) 利用暗电流与温度为倒指数关系这一特性建模，模型的拟合效果较好，传感器1和传感器2的测温精度都控制在±1.5°C。

(2) 该模型的建立方式和校正方式具有一定的可靠性与普遍适用性。

本研究可以为医用一次性内窥镜的温度监测提供一定的理论依据和技术支持，具有一定的应用价值。

参考文献

- [1] 高嵩, 邱学军, 包尚联. 肿瘤热疗现状和未来发展 [J]. **生命科学仪器**, 2019, 17 (2) : 3-7.
GAO Song, QIU Xuejun, BAO Shanglian. Current status and future development of tumor hyperthermia[J]. **Life Science Instruments**, 2019, 17 (2): 3-7.
- [2] TA M D, TRUONG V G, LIM S, et al. Comparative evaluations on real-time monitoring of temperature sensors during endoscopic laser application[J]. **Sensors**, 2023, 23(13): 6069.
- [3] JUNICHI NAKAMURA. 数码相机中的图像传感器和信号处理 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2015.
JUNICHI NAKAMURA. Image sensors and signal processing in digital cameras[M]. Beijing: Tsinghua University Press, 2015.
- [4] KONNIK M, WELSH J. High-level numerical simulations of noise in CCD and CMOS photosensors: review and tutorial[J]. **arXiv preprint arXiv:1412.4031**, 2014.
- [5] 王东方 . CMOS 图像传感器温度噪声及去噪研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2018.
WANG Dongfang. Research on temperature noise and denoising of CMOS image sensors[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2018.
- [6] 许博闻 . 面向 CMOS 图像传感器的去噪算法研究与硬件设计 [D]. 上海: 上海交通大学, 2019.
XU Bowen. Research and hardware design of denoising algorithm for CMOS image sensor[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2019.
- [7] 王帆, 李豫东, 郭旗, 等 . 温度对 4 管像素结构 CMOS 图像传感器性能参数的影响 [J]. **发光学报**, 2016 (3) : 332-337.
WANG Fan, LI Yudong, GUO Qi, et al. The effect of temperature on the performance parameters of 4-tube pixel structure CMOS image sensors[J]. **Chinese Journal of Luminescence**, 2016 (3): 332-337.
- [8] 洪子强, 金大成, 白向豆, 等 . 热消融治疗肺癌的研究进展 [J]. **中国胸心血管外科临床杂志**, 2024, 31 (1) : 166-172.
HONG Ziqiang, JIN Dacheng, BAI Xiangdou, et al. Research progress on thermal ablation therapy for lung cancer[J]. **Chinese Journal of Clinical Thoracic and Cardiovascular Surgery**, 2024, 31 (1): 166-172.