

中国兵工学会
第四届测试技术学术年会
論 文 集

(测试仪器与微机技术)
(光测与无损检测技术)

3

厦 门

1988

中国兵工学会测试技术学会

论文目录

测试仪器

1. 热敏电阻温度/频率线性转换的理论探讨及实现电路.....李刚 邵军 贾延年 (1)
2. 深部体温仪的研制.....李刚 张秀梅 (10)
3. 一种低噪声前置放大器的设计.....李刚 曹红斌 (15)
4. BTG-A遥测系统设计.....商建平 薄克功 窦培京 吴红斌 钮肖如 (22)
5. IB-601型超动态应变仪的设计原理.....郭建国 崔东明 (28)
6. DAS-1数据采集系统的处理与分析.....吴鹏程 张秉权 (34)
7. 特种微型化测试仪器的制作工艺研究.....贺佳国 (46)
8. 多路测速仪通道部分改进设计.....张玉生 顾景龙 (51)
9. 电荷放大器.....姚素芬 (57)
10. PCM遥测全程弹道参数.....朱长清 王德祥 (64)

微机技术

1. 测试生成系统中复杂电路的处理方法.....宫云战 赵碧君 孙显春 (74)
2. IBMPC的GPIB接口.....肖峰 高德香 (83)
3. 具有纠错功能的数字测试系统.....蔡兴华 (92)
4. 爆轰实验多点电测微机控制系统简介.....刘德本 李坊远 (101)
5. 车辆传动试验台的微机数据采集与处理系统.....朱径昌 于桂仙 陈东升 闫清东 (112)
6. 在IBMPC机上提高FFT运算速度的方法及程序编制.....陈国光 (117)
7. 捕捉偶然发生信号的数据采集系统.....田瑞红 吴震宇 (122)
8. 51系列单片机应用于步进电机调速及显示.....纪明 张学明 梁俊新 (126)
9. 微机与记录仪接口技术.....范武杰 (132)
10. 单板机应用于脉冲磁场测量.....曲彤 (136)
11. 单点位置控制系统中的微机技术.....桂延宁 (141)
12. SC960数据采集系统单板计算机在光电精密靶中的应用.....陈大勇 周翠香 (153)
13. 微机通讯技术的初步应用.....沈永虎 蔡鹤新 (165)

14. 信号BASIC语言在应力测试信号处理的应用.....	陈海春 (171)
15. GP-IB应用实例.....	李天飞 (181)
16. IBM-PC系列机用DMA方式数据采集接口设计.....	欧忙志 (187)

光测技术

1. 特深长通(盲)孔内表面疵病检测仪.....	高凤武 李继祥 (195)
2. 固体摄象器测径仪在动态测试中的应用.....	
	孙学珠 魏耀林 王锡颖 孙风华 陈镇华 陈永圻 (199)
3. 带燃烧化学反应流场的多闪光高速阴影摄影.....	刘殿金 (203)
4. 多面式转镜激光扫描光学系统计算机仿真.....	李成志 盛伯羽 (215)
5. 测量材料冲击温度的六通道瞬态光学高温计.....	
	王贵朝 余泉有 吕秀生 王大金 (223)
6. 结构件复合型断裂应力强度因子实验研究.....	王彦才 (231)
7. 光导纤维若干参数测试的研究.....	王兆民 李 渡 (238)
8. 关于电影经纬仪总精度的一些问题.....	陆德基 (249)
9. 用激光差分干涉法测量激波管叶栅风洞的流场.....	胡金铭 李静美 邓素卿 (253)
10. 一种瞬时摄谱仪的改进方案.....	徐 实 陈俊人 (256)
11. 叶栅流场激光差分干涉图的判读方法.....	邓素卿 胡金铭 李静美 (266)
12. 用光电技术测量闪光-1加速器实验工作中的抖动时间.....	赵维仁 (275)

无损检测技术

1. 关于GCr15轴承滚动体热处理质量的电磁无损检测方法的研究.....	
	潘凤荷 方 京 (278)
2. 用于工业X射线无损检测图象处理系统的研究.....	杨道生 朱森元 (287)
3. 粗晶材料的超声检测.....	张家骏 (292)
4. 超声波脉冲穿透——水柱耦合法检测纤维缠绕增强筒壁及其胶接管和KC尼龙筒	
	马学宏 王从科 (299)
5. 用声发射技术探讨复合材料层压板的临界损伤.....	马学宏 陈以蔚 (304)
6. 皱纹铝筋缺陷自动检测的可行性试验.....	彭有根 郑之英 杜广廷 (310)
7. 电子直线加速器电子实时显示系统及其应用.....	张 玉 (314)
8. 用扫描电镜分析超细氧化剂粒度.....	向 青 (315)
9. 测试技术课程中信号分析与处理内容教学的研究.....	吴正毅 孙临耀 (327)

热敏电阻温度/频率线性转换的理论探讨及实现电路

李刚 邵军 贾延军

(天津大学仪器仪表研究室)

[摘要] 本文介绍一种新颖的实现热敏电阻/温度特性的线性化的理论方法及用运算放大器组成的一种负温度系数热敏电阻传感器测温的线性温度/频率转换电路。该电路以数字量(频率)作为输出量,易于实现计算机控制。

一 引言

热敏电阻是一种灵敏元件,由于它有许多优点,如灵敏度高、稳定性好、体积小,易于实现远距测量和控制等,因此在工农业生产及国防等方面获得了广泛的应用。人们利用热敏电阻的阻值随温度变化而显著地变化这一特点,将温度的变化转换为电量的变化,广泛地应用于温度的测量和控制,一般在遥测、小尺寸、环境恶劣,微小温差检测的场合,选用热敏电阻作为温度检测较为合理,如和电子线路组合,很易做出全量程为 0.02°C 高灵敏度温度记录仪,能用于人体血管的温度测定,人体温度长时间连续测量和记录,输电线的发热温度测量及深海水温的测定。

一般地说,热敏电阻的阻值和温度具有强烈的非线性。在实际应用中,我们常常要求由热敏电阻制成的传感器,输出量能用数字显示、仪表指示,因此要求传感器的输出量如频率 f 与被测量温度 T 之间具有线性关系。热敏电阻器的应用中遇到的难题就是线性化问题,以往的解决办法不是有一定的近似性,就是限制了被测温度范围。本文提出一种新的实现温度/频率线性转换的理论方法,并给出实现转换的电路。由于该电路输出的是数字信号,可以方便地与计算机组成测量控制系统,且该转换器和其他转换电路相比结构简单,价格低廉,使用方便,应用广泛。故该电路的实现在工农业生产和国防建设等方面有很大的实际意义和实用价值。

二 实现温度/频率线性转换的理论方法

1. 热敏电阻的特性

负温度系数热敏电阻(NTC)的阻值可近似用下式表示

$$R_T = R_0 e^{[(B/T) - B/T_0]}$$

式中 R_T ——温度 T 环境下的实际阻值(Ω);
 R_0 ——参考温度 T_0 时的实际阻值(Ω);
 B ——热敏电阻的材料常数(K);
 T_0 ——标准参考温度(K)。

NCT的电阻温度系数

$$\alpha_T = B/T^2$$

2. 以往NTC电阻/温度特性线性化的方法

首先使电阻/温度特性呈近似线性化, 具体做法是对热敏电阻器 R_T 串、并联一个线性电阻, 使得总电阻 R 与温度 T 之间的关系近似为一直线关系; 其次是在测量温度范围内, 寻求一个固定的转换系数 m , 使得传感器的输出量 x 与测量温度 T 之间满足如下关系:

$$x = x_0 [1 + m(T - T_0)]$$

显然, x 对温度呈线性关系, 最后求得满足非线性要求的温度范围。

(1) 在恒流源激励下测量热敏电阻电压时, 需对热敏电阻的电阻/温度特性进行补偿。在一定温度范围内, 可用一个固定电阻与热敏电阻并联来实现。如图1(a), (b)所示。

设并联电阻为 R_p , 则并联后的总电阻为:

$$R = R_p R_T / (R_p + R_T)$$

总电阻对温度的变化率为

$$dR/dT = R_p^2 (dR_T/dT) / (R_p + R_T)^2$$

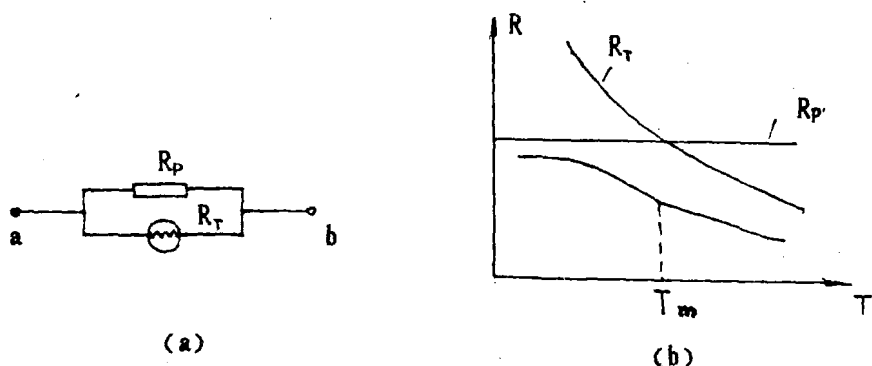


图 1

(2) 在用恒压源激励下测量流过热敏电阻的电流的场合, 需要对热敏电阻的电导/温度特性进行补偿。在一定温度范围内, 可用电导 G 和热敏电阻(电导 G_T)串联, 如图2(a), (b)。

串联后总电导为

$$G = G_s G_T / (G_s + G_T)$$

总电导对温度的变化率为:

$$dG/dT = G_s^2 (dG_T/dT) / (G_s + G_T)^2$$

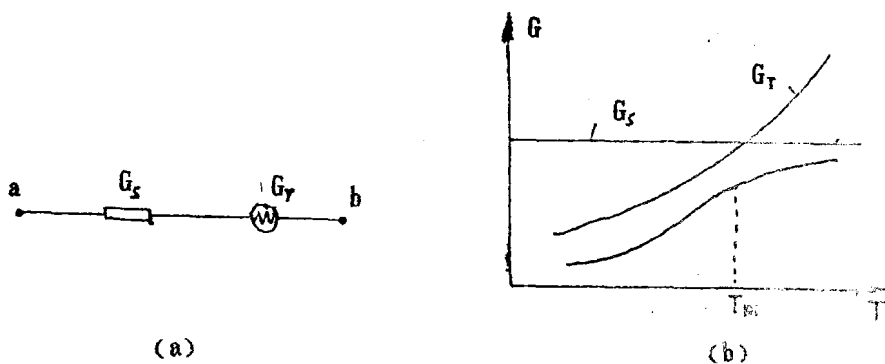


图 2

并联电阻 R 和串联电导 G 可有若干不同的选择方案, 这里不一一说明。需要强调一点的是, 上述两种线性化补偿方法都是在一定范围内以直线近似代替曲线, 方法本身存在偏差, 同时电阻温度系数下降, 灵敏度降低。

$$|(dR/dt) \cdot (1/R)| = |-BR_p/T^2(R_p + R_T)| < |(1/R_T)(dR_T/dt)|$$

3. 一种新的线性化补偿方法

NTC的阻值和温度有以下关系

$$R_T = R_0 e^{[(B/T) - B/T_0]}$$

即呈指数关系。当流过热敏电阻的电流一定时, 其上的压降亦和温度呈指数关系

$$U_T = IR_T = IR_0 e^{[(B/T) - B/T_0]}$$

这种关系经过运算放大器后仍不变。由此我们联想到存在类似指数关系的还有电容充、放电时, 其两端电压降和时间的关系, 如电容放电时这种关系为

$$U_c = U e^{-t/RC}$$

比较一下这两个关系式

$$\begin{cases} U_T = IR_0 e^{[(B/T) - B/T_0]} \\ U_c = U e^{-t/RC} \end{cases}$$

就会发现从中可得出 t 和 T 之间的关系。因此设计一个脉冲发生电路, 使脉冲的频率 $f=1/t$ 和被测温度 T 之间有一确定的线性关系。脉冲频率 f 和电容充、放电时间($t_1 + t_2$)建立一定的关系, 从而可以利用热敏电阻阻值和温度的关系及电容充、放电时压降和时间 t 的关系这两个指数关系, 从理论上圆满地解决了热敏电阻温度/频率转换的线性化问题。

从理论上讲这种关系是呈完全的线性关系, 同时在脉冲产生过程中, 利用电容的充电和放电两个过程, 这期间也不存在方法误差, 见图3, 因此这种方法是可承的。

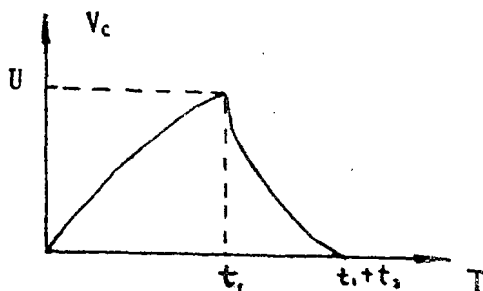


图 3

具体的电路中，我们采用一个电压比较器及由热敏电阻和运放组成的两个比较信号给定电路。这两个上比较信号，一个和被测温度 T 呈指数关系，另一个和脉冲频率 f 呈指数关系，两种指数关系相互补偿，使输出脉冲的频率和被测温度呈一确定的线性关系。（具体电路见图7）。

这一原理的数学实现如下：

(a) 若比较电压为

$$V_f = (1 - R_1/R_T)V_E$$

电容充电电压为 $0 \sim V_E$ ，则电容的充电方程为

$$V_c = (1 - e^{-t/RC})V_E$$

V_f 和 V_c 二者相等时，比较器翻转。由 $V_f = V_c$ 得

$$(1 - R_1/R_T)V_E = (1 - e^{-t/RC})V_E$$

则充电时间为

$$t_1 = RC \ln(R_T/R_1)$$

(b) 若比较电压 $V_f = 0$

电容放电为 $V_f \sim (-V_E R_1/R_T)$ ，电容的放电方程为

$$V_f - V_c = -V_E R_1/R_T + e^{-t/RC} V_E = (e^{-t/RC} - R_1/R_T)V_E$$

V_f 和 V_c 相等时，比较器翻转。由 $V_f = V_c$ 得

$$0 = V_E R_1/R_T + e^{-t/RC} V_E$$

则放电时间为

$$t_2 = RC \ln(R_T/R_1)$$

我们可以看出 $t_1 = t_2$

脉冲频率

$$f = 1/(t_1 + t_2) = 1/2RC \ln(R_T/R_1)$$

将 $R_T = R_{T0} e^{[(B/T) - B/T_0]}$ 代入上式

$$f = 1/2RC \ln(R_T/R_1) = (1/2RC) [1/\ln(R_{T0}/R_1) + (B/T) - B/T_0]$$

当 $\ln(R_{T0}/R_1) - B/T_0 = 0$ 时

即 $R_1 = R_{T0} e^{-B/T_0}$ 时

有关系式

$$f = (1/2RC) \cdot (T/B)$$

因为 R, C, B 均为常数，所以

$$f = KT \quad (K = 1/2RCB)$$

由此可见输出方波脉冲频率和被测温度呈线性关系。

三 电路的实现

1. 坐标的平移和放大

为使电路易于实现，对充、放电电压和比较电压作平移，即把水平轴移至原纵轴坐标为 $(1 - R_1/R_T)V_E/2$ 处，移后坐标如图4(b)。再把纵坐标同时扩大两倍，如图

4(c)。

不难证明，坐标平移和放大不影响前面得到的结论。

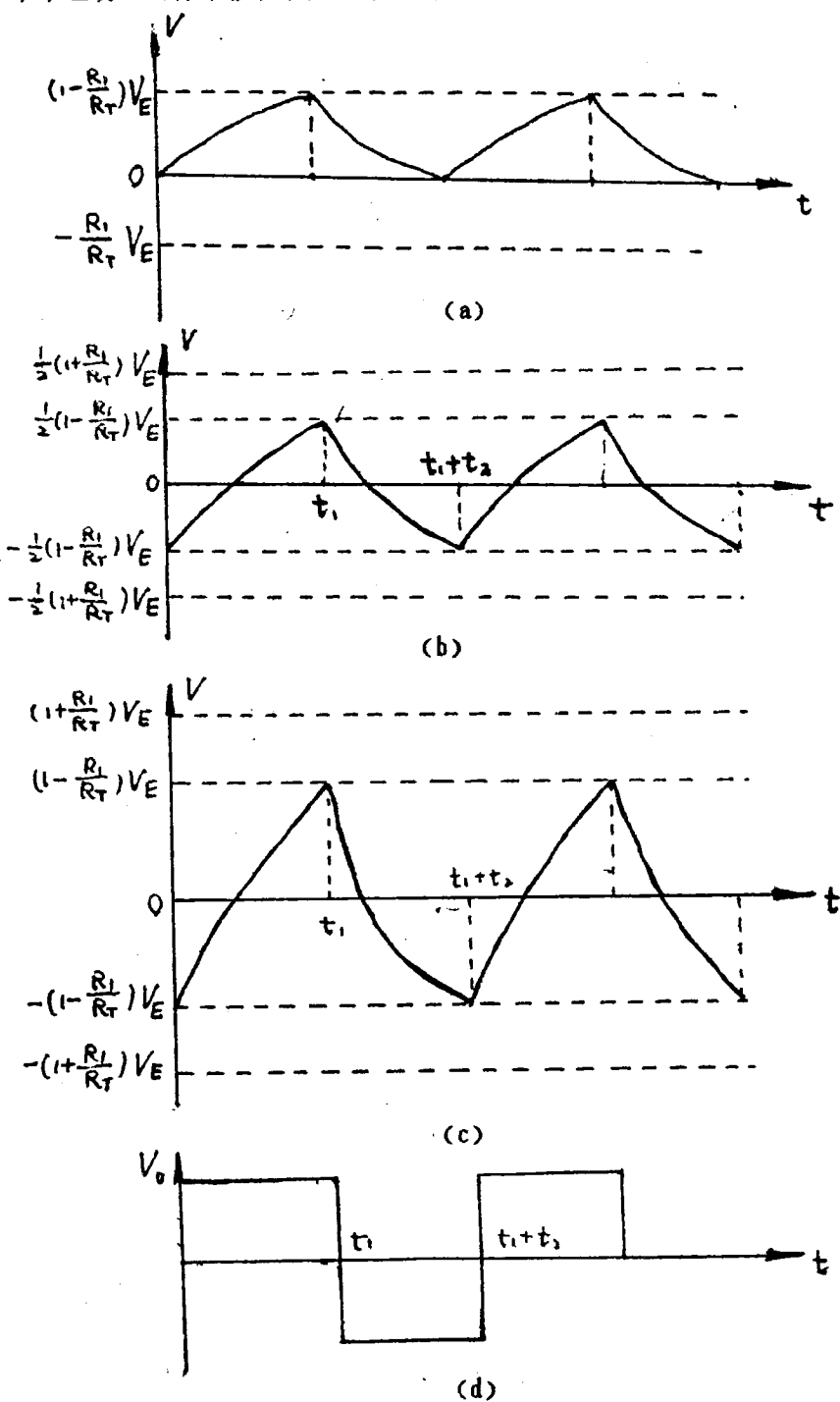


图 4

2. 两种加法器

对图5(a)的加法器有关系式

$$V_0 = V_1 + V_2$$

对图5(b)的加法器存在关系式

$$V_0 = (V_2 - V_1)R_2/R_1$$

当 $R_1 = R_1$ 时

$$V_0 = V_2 - V_1$$

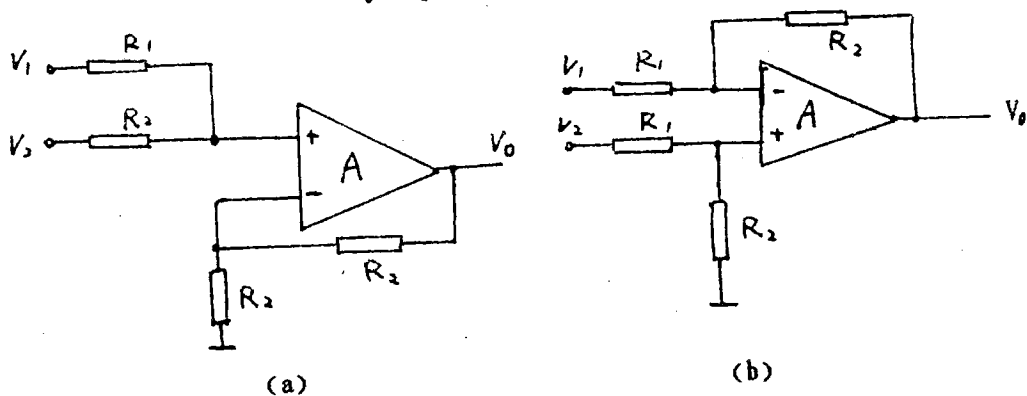


图 5

3. 充电与比较电压的实现

具体电路见图6，根据前面推导

$$V_f = (1 - R_1/R_T)V_E$$

$$V_3 = (1 + R_1/R_T)V_E$$

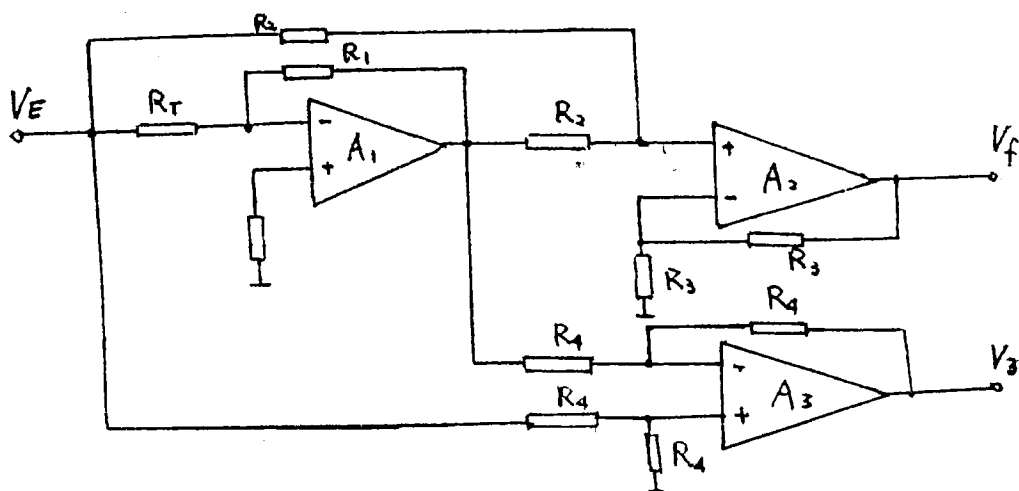


图 6

4. NTC线性化电路的实现

根据以上的分析和推导, 得出负温度函数热敏电阻(NTC)线性化电路如图7。

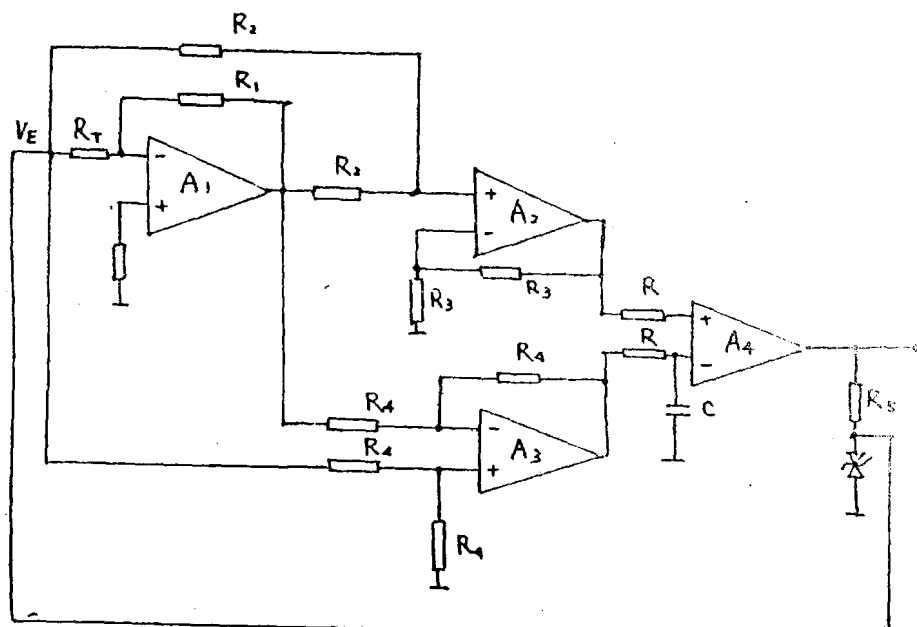


图 7

四 元件参数选取时的考虑

1. 为避免热敏电阻的自热效应, 热敏电阻的功耗必须限制在1mVA以内。

2. 当 $R_1 \neq R_{T0} e^{-B/T_0}$ 时, ΔR_1 与非线性误差的关系式:

$$f = (1/2RC) \cdot \{ \ln(B_0/T_0) + (B/T) - B/T_0 \} \quad (1)$$

$$f = (1/2RT)(T/B) \quad (2)$$

非线性误差

$$\gamma = (f_0 - f)/f_0$$

将(1), (2)代入得

$$\gamma = -(T/B) \cdot \Delta R_1 / R_0 e^{-B/T_0}$$

3. 热敏电阻材料常数B值的选取

材料常数是描述热敏电阻材料物理特性的一个常数。一般是B值越大, 则电阻值越大。

比较电路输出 V_f 大小为

$$V_f = (1 - R_1/R_T) V_E$$

将

$$R_1 = R_{T_0} e^{-B/T_0}$$

得

$$R_T = R_{T_0} e^{(B/T) - (B/T_0)} \text{ 代入上式}$$

$$V_f = (1 - e^{-B/T}) V_E$$

此电路的灵敏度S为

$$S = \partial V_f / \partial T = -Be^{-B/T} / T^2$$

下面计算若使电路灵敏度最大, 此时B的取值

若S最大, 则 $\partial S / \partial B = 0$

即

$$(\partial / \partial B) [(\partial V_f / \partial T)] = 0$$

将

$$\partial V_f / \partial T = -(B/T^2) e^{-B/T} \text{ 代入,}$$

则有

$$[(Be^{-B/T} / T^2) - e^{-B/T}] / T^2 = 0$$

所以

$$B = T$$

例如: 假设电路测温范围是30 ~ 50℃, 则B值范围为303K ~ 323K。而我们目前使用的NTC的材料常数通常在3000K左右, 因此该电路的实现给热敏电阻的材料选取提出了一定的要求。

五 灵敏度的讨论

用并联电阻 R_p 或串联电导 G_s 进行线性补偿方法的灵敏度为,

$$S_1 = -BR_p / T^2 (R_p + R_T)$$

而用本文介绍的这种电路的灵敏度为

$$S_2 = -Be^{-B/T} / T^2$$

$$|S_1| / |S_2| = [R_p / (R_p + R_T)] / e^{-B/T} = R_p / e^{B/T} (R_p + R_T)$$

为使灵敏度最大, 取 $B = T$

则 $e^{B/T} = e > 1$, $R_p + R_T > R_p$

所以

$$|S_1| < |S_2|$$

由此可见这种电路的灵敏度较以往的补偿方法得到的灵敏度要高。

六 结束语

本文介绍的这种热敏电阻温度/频率转换线性化的理论方法是行得通的。电路转换中出现的偏差只能是由于元器件参数误差引入的。这种电路和以往线性转换电

路相比具有所用芯片少，价格低廉，体积小，结构简单，性能可靠等优点，最主要的是它是一种完全的线性转换。为热敏电阻的更广泛应用解决了实际问题。

该电路存在的问题是热敏电阻的材料常数较低(随被测温度范围而定)，对热敏电阻的选取提出一定的要求， B 值的下降降低了热敏电阻的绝对灵敏度，而电路的灵敏度却比以往那种用串、并联电阻的方法进行线性补偿的电路的灵敏度要高。

参考文献

- [1] 徐开先、叶济民编：《热敏电阻器》，机械工业出版社
- [2] 王明时编：《医用传感器与人体信息检测》，天津科学技术出版社

深部体温仪的研制

李刚 张秀梅

(天津大学)

[摘要] 本文介绍了一种测深部体温用的热电偶传感器。它具有新颖的特点,漆包线和针头巧妙的级组合,一方面方便地解决了绝缘问题,同时很好地满足了临床应用中微创的要求。用热电偶测温具有速度快,准确可靠,封装简单等优点。整机电路中,7650折波稳零放大器方便地实现了弱直流信号的检出。利用了PN结感温元件的电压——温度间良好的线性作为自由端温度的补偿。而3(1/2)位A/D转换器—CH7106的运用,使被测点温度的数字显示得以方便地实现。

一 前言

人体有各种生理信息,利用医用传感器对其进行检测,对监视人体的生理状态有着十分重要的临床价值。深部体温即为其中一个指标。深部体温在临床上应用已日趋广泛。如乳腺癌患者,癌肿部位温度明显高于周围正常组织。进一步研究发现,当乳腺癌为良性时,健侧和患侧温差较小;恶性时,温差则较大,且随病情恶化会更大。又如,在热疗治肿瘤时,关键在于把癌肿部位加热到42℃以上,并保持一小时。因为在42~43℃时,癌细胞的生存率相差很大,所以温度的测量精度要求很高。在癌的放射疗法中,加热也可增加疗效,温度检测就必不可少。再如,在各种心脏外科手术中,需要对深部温度进行监测,术后也可从特征点深部温度的变化,了解愈后情况。另外,在神经科、皮肤科,儿科等,深部体温同样有重要的诊断价值。随着研究的深入,它的价值还会更被重视。

深部体温的测量方法分有创和无创两种。无创测量理论上方法很多,但临床应用的只有热补偿法,而这种方法因测温浅,反应慢,受外界影响大,精度低等缺点,同时在应用于热疗测温时,还存在许多问题。因此,目前临床上仍以损伤性测温为主,为减小患者痛苦,要求传感器必须很小,传热要快,精度要高。为此,我们选用了热电偶作传感器。它本身直径仅25 μm左右,经封装压后为0.6mm。符合临床微创要求。

二 测温原理

热电偶作感温元件,用来感受被测点温度和自由端温度之差,将此温差变换为电势差输出,后与补偿环节迭加,经后级放大,送出转换,显示。

1. 热电偶

两种不同导体A和B串接成一回路，如果两导体接点温度不同，回路中则有电流产生。这两种不同的导体组合称为热电偶。热电偶产生的热电势主要取决于两接点处产生的接触电势，如图1，

$$E_{AB}^{\dot{V}}(T) = (kT/e) \ln(n_A/n_B)$$

式中 $E_{AB}^{\dot{V}}(T)$ ——A, B二导体在温度T时的接触电势，

k ——波耳兹曼常数；

n_A, n_B ——金属材料A, B的自由电子密度。

由此可知，热电势只与材料和接点温度有关，与热电偶的尺寸及形状均无关，因此可作成任意形状及大小。

我们采用将漆包线插入0.5mm的针头内，由漆包线内芯和针头组成热电偶传感器，在针头部用激光焊接在一起。漆包线外皮作为两种导线间的绝缘部分。针头尾部温度设为 T_0 ，在此由两根相同导线(c)将信号引出。接入电路后的其它导线相当于第四种导线(D)。简图如图2。

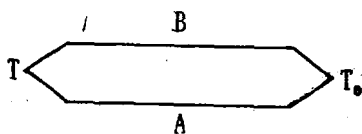


图 1

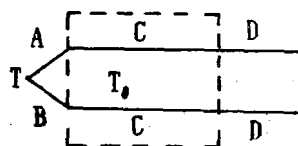


图 2

$$\begin{aligned} \therefore E_{ab}(T, T_0) &= E_{AB}^{\dot{V}}(T) + E_{CA}^{\dot{V}}(T_0) + E_{BC}^{\dot{V}}(T_0) \\ &= (kT/e) \ln(n_A/n_B) + (kT_0/e) \ln(n_C/n_A) + (kT_0/e) \ln(n_B/n_C) \\ &= (k/e)(T - T_0) \ln(n_A/n_B) \\ \therefore E_{ab}(T, T_0) &= (T - T_0) \end{aligned}$$

由此看出，第三种导线C的接入，并不影响原热电势的大小。因此不难推知，电路线路也不影响。

2. 热电偶自由端的温度补偿

因热电偶的输出只能反映被测点与自由端的温度之差，若要获得绝对温度的大小，必须对自由端温度进行补偿。我们选用了PN结作感温元件。PN结放于针头尾部。恒流源供电情况下，在很大温度范围内，结电压随温度呈很好的线性关系，灵敏度 $-2\text{mV}/^\circ\text{C}$ 。在针尾(即自由端)温度变化时，由PN结感受此变化，以保证正常输出被测点温度。为补偿PN结的零点误差，尚需另加一路电流。这样，由热电偶反映温差，由PN结反映自由端温度，再经对放大倍数的调整，使两者均达到 $10\text{mV}/^\circ\text{C}$ 的电压输出，从而实现了线性显示被测点温度。

三 电路的实现

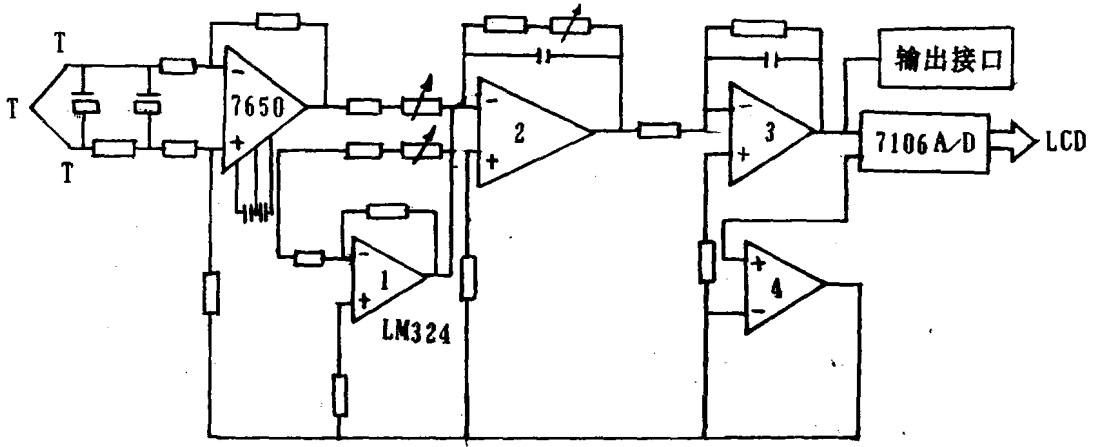


图 3

热电偶将温差变换为热电势输出，经滤波后送入7650进行前级放大，经放大后的信号与PN结补偿环节迭加，进而进入后级放大，又经7106A/D变为数字信号进行显示。

1. ICL7650折波稳零放大器

因为热电偶的输出只在几微伏~几十微伏的数量级，信号特点近似直流，为减小失调和漂移的影响，故选用ICL7650作为前置放大级，它能很好地完成以上要求。其方框图如下：

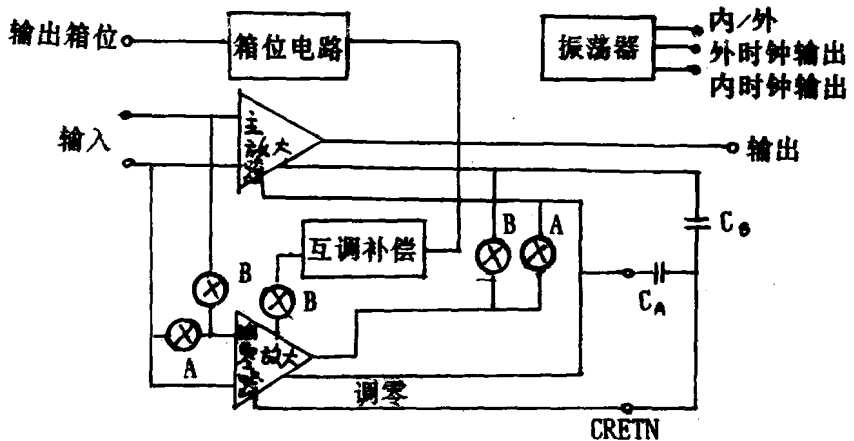


图 4

简单工作过程：在电路中设置的内部时钟控制下，通过A组开关和B组开关的交替开通和断开的转换，先将放大器输出中的误差进行检测和寄存，然后加以消除，达到使输出误差趋于零的目的。

2. 单片CMOS 3(1/2)位A/D转换器——CH7106

CH7106是双积分式3(1/2)转换电路。在一块硅衬底上集成有CMOS模拟和逻辑线路。它具有功耗小，精度高且内部自调零等优点，又因其已有译码、驱动网络，对于需要数字显示的电路，可直接显示装置，使用十分方便。其模拟部分线路如下：

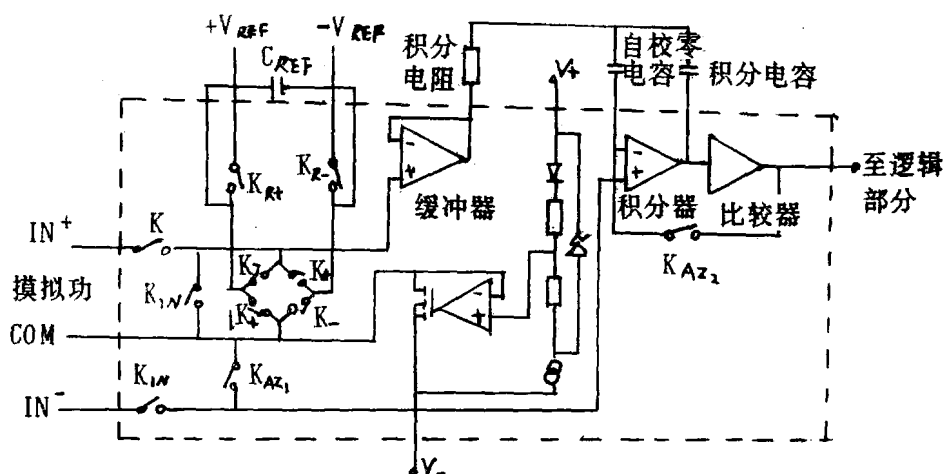


图 5

简单原理：7106采用4000个计数，即400字的时间作为一个A/D转换的周期，每一周期分为自零位，信号积分，清除积分三个阶段。

自零位阶段——使正负输出端与模拟公共COM端短接，输出恢复到零态。同时基准电容充电到 V_{REF} 。

信号积分阶段——断开反馈回路，从0~1000计数，对模拟信号进行积分，积分结束后：

$$V_o = (1/RC) \int_0^{t_1} kV_i dt$$

消除积分阶段—— V_{REF} 以相反极性替代模拟信号 V_i 进入积分。积分器输出 V_o'

$$V_o' = V_o + (1/RC) \int_{t_1}^{t_2} kV_{REF} dt$$

当积分过零时， $V_o' = 0$ 设此时时间为 t_2 ，则

$$V_i = (V_{REF}/t_1)(t_2 - t_1)$$

式中： t_1 ——100计数；

$(t_2 - t_1)$ ——N计数。

$$\therefore V_i = V_{REF} \cdot N/1000$$

$$V_i \propto N$$

如果取 $V_{REF} = 100\text{mV}$ ，则 $V_i = N$ 。通过后部计数、译码和驱动等逻辑线路，即将得到数字输出。

四 性 能

由于此仪器使用了特制热电偶传感器, 使传感器外径 $\leq 0.6\text{mm}$, 达到了临床使用中微损伤的要求, 在测温 $35\sim 45^{\circ}\text{C}$ 的范围内, 精度优于 0.2°C 因电路采用CMOS芯片和低功耗的LM324作为后极放大器, 使整机功耗很小。这样就给仪器由直流供电提供了可能。本仪器采用12V电池供电, 为临床应用中防微电击提供了可靠保障。另外, 此电路亦可与计算机输出连接, 从而在超声波治疗肿瘤中, 通过温度的检测, 实现对超声能量的自动控制。

参考文献

- [1] 袁希光:《传感器技术手册》, 国防工业出版社, 1986, P780~782
- [2] 王国定:《CMOS模拟集成电路的应用》, 上海科学技术出版社, 1985, P47~60
- [3] 霍纪文:《医疗器械》, 84(8)1
- [4] 王明时、刘长洪:《医疗器械》, 87(11)3