

文章编号 :1001-5078(2004)03-0213-03

近红外无创测量前放噪声的优化设计

徐 敏,李胜利

(中国科学技术大学精密机械与精密仪器系,安徽 合肥 230027)

摘 要:对光电测量前放电路 FV 转换电路的噪声模型进行了详细的分析,构造出其优化设计的目标函数,并将之应用于脑血氧饱和度的无创测量的研究中,取得令人满意的效果。

关键词:最优化设计;FV 转换;噪声模型;优化目标函数

中图分类号: TN722.3 **文献标识码:** B

Optimum Design of Pre-amplifier in NIR Non-invasive Measurement

XU Min ,LI Sheng-li

(Department of PMPI,University of Science and Technology of China ,Hefei 230027 ,China)

Abstract: The noise model of FV convert circuit in the preamplifier of the light measurement is analyzed in detail ,and its optimization object function is structured .The method is applied to the research of noninvasive measurement of cerebral oxygen saturation ,and a satisfying result is reached .

Key words: optimization design ;FV convert ;noise model ;optimization object function

1 概 述

在生物组织的无创测量中,最常用的测量方法之一是光电法。从途经生物组织传播的光信号中提出所需的生物组织结构、化学成分等信息。如何获得高质量的光电信号是进行光电无创测量的首要问题,如何降低前放电路(FV 转换电路)的噪声是设计中的一个重要环节。

2 FV 转换电路的基本电路及其噪声模型

常用的 FV 转换电路通常有两种,单电阻反馈网络电路(图 1 .a)与 T 型反馈网络电路(图 1 .b)。两种电路没有本质的区别,后者只是用 T 型电阻网络代替单个电阻,以实现用小电阻产生大反馈阻抗。在整个电路中,各种噪声源可分为以下几类:

(1) 电阻元件的热噪声^[3]:热噪声是导体中的载荷子在热平衡的条件下与晶格自由碰撞产生的。其平均电压值为 V_t ,

$$V_t = \sqrt{2kTR} \quad (1)$$

在式 1 中, k 为玻尔兹曼常数, T 为 K 氏温度, R 为导体的电阻值, f 为带宽。

图 1 所示的两个噪声模型中的热噪声有 V_{n1} 、 V_{n2} 、 V_{n3} 、 V_{nc} 、 V_{nt} 。

(2) 运放的输入偏置电流:由于运放中的正负输入端的参数不匹配,以及各器件的热噪声,导致输入端在 0 输入时有输入噪声电流,如 I_{n1} 、 I_{n2} 。

(3) 光敏元件(PD)的噪声电流 I_{nd} :PD 的噪声信号有多种原因,大致可分为下面三类:

a) 由载荷子在导体中运动的随机波动引起的散粒噪声(Shot Noise)电流^[3]

$$I_{shot} = \sqrt{2qI} \quad (2)$$

I 为光电流, q 为电子电荷, f 为带宽;

b) 两种不同材料之间的不充分接触导致的电导率波动所引起的接触噪声(Flick Noise)电流^[3]

$$I_{flick} = \sqrt{\frac{K_f I^m}{f}} \quad (3)$$

I 为光电流, K_f 为接触噪声系数, m 为接触噪声指数, f 为带宽, f 为信号频率;

c) PD 的等效并联电阻(R_c)产生的热噪声。

作者简介:徐敏(1973 -) ,男,中国科学技术大学精密机械与精密仪器系,博士研究生,主要研究方向为生物信号的无创检测。

收稿日期:2003-11-17;修订日期:2004 - 03 - 12

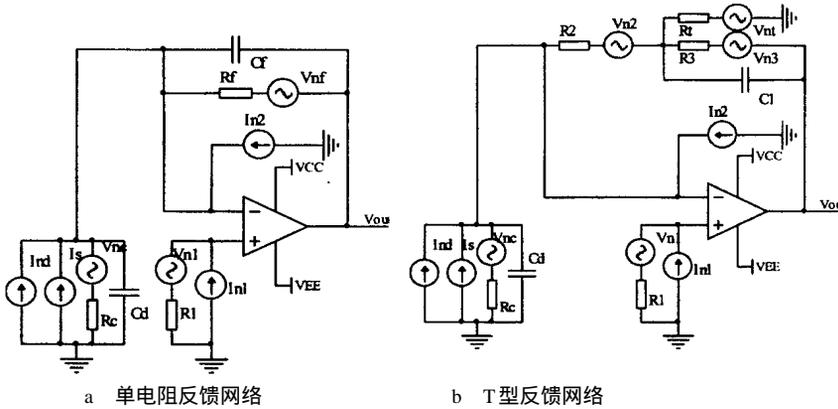


图 1 FV 转换电路的噪声模型

在图 1 的所有噪声源中, I_{n1} 和 I_{n2} 有其特殊性, 因为这两个电流噪声大小相等, 方向相反, 匹配运放的正负输入端输入阻抗, 可有效减小甚至消除这两个噪声源造成的干扰。因此这两个噪声源的影响不属本文讨论的范畴。

3 系统 FV 转换增益与噪声增益

在单电阻反馈网络 FV 转换电路中, 系统增益为:

$$A_s = - R_f \frac{1}{1 + G^{-1}} \quad (4)$$

$$R_f = R_f \quad (5)$$

$$G = A \cdot \frac{R_c}{R_c + R_f} \cdot \frac{1}{1 + j R_f C_f} \cdot \frac{1 + j R_f C_f}{1 + j \frac{R_f \cdot R_c}{R_f + R_c} (C_f + C_d)} \quad (6)$$

$$A_{vn}(V_{n2}) = \frac{\frac{1}{R_f} + \frac{1 + j C_1 R_3}{R_3}}{\frac{R_c}{1 + j C_d R_c} + R_2 + R_f} \cdot \frac{1 + A + \frac{R_2(1 + j C_d R_c)}{R_c}}{(1 + R_f) \cdot A \cdot \frac{R_c}{1 + j C_d R_c} + A \cdot \frac{R_3}{1 + j R_3 C_1}} \quad (13)$$

$$A_{vn}(V_{n1}) = \frac{1}{R_f \left[\frac{1 + j C_d R_c}{A \cdot R_c} + \frac{1 + \frac{R_2(1 + j C_d R_c)}{R_c}}{A \cdot R_f} + \frac{1 + \frac{R_2(1 + j C_d R_c)}{R_c} \cdot (1 + j C_1 R_3)}{A \cdot R_3} + \frac{(1 + j C_1 R_3)}{R_3} \right]} \quad (14)$$

$$A_{vn}(V_{n3}) = \frac{1}{\frac{R_3(1 + j C_d R_c)}{A \cdot R_c} + \frac{R_3 + R_3 R_f(1 + j C_d R_c)}{A \cdot R_f} + \frac{1 + \frac{R_f(1 + j C_d R_c)}{R_c}}{A} + j R_3 C_1 \left(\frac{1 + \frac{R_f(1 + j C_d R_c)}{R_c}}{A} + 1 \right) + 1} \quad (15)$$

4 噪声优化设计原则

在系统的噪声优化设计中, 根据系统的不同目的, 其优化原则也不尽相同, 常用的有两种优化原

在 T 型反馈网络中, 系统增益的表达式与式 (4)、(5)、(6) 相同, 不过其中的 R_f 与 C_f 要作如下的代换:

$$R_f = R_2 + \frac{R_2}{R_f} R_3$$

$$C_f = \frac{R_f}{R_2} C_1 \quad (7)$$

在后文中, 如无说明, 则直接用 R_f 与 C_f 代替。

在线性系统中, 噪声的输出 V_{nout} 是由各个电压噪声输出与电流噪声输出之和而得:

$$V_{nout} = \sum_i A_{vn}(i) \cdot V_n(i) + \sum_j A_{in}(j) \cdot I_n(j) \quad (8)$$

在上式中, $V_n(i)$ 为电压噪声 i , $A_{vn}(i)$ 为电压噪声 $V_n(i)$ 的电压—电压增益, $I_n(j)$ 为电流噪声 j , $A_{in}(j)$ 为 $I_n(j)$ 的电流—电压增益。各噪声的增益为:

$$A_{in}(I_{nd}) = A_s \quad (9)$$

$$A_{vn}(V_{nc}) = A_s / R_c \quad (10)$$

$$A_{vn}(V_{n1}) = \frac{1 + \frac{R_f(1 + j C_d R_c)}{R_c(1 + j C_f R_f)}}{1 + \frac{1}{A} \left(1 + \frac{R_f(1 + j C_d R_c)}{R_c(1 + j C_f R_f)} \right)} \quad (11)$$

$$A_{vn}(V_{n2}) = 1 + \frac{R_f(1 + j C_d R_c)}{R_c(1 + j C_f R_f)} \quad (12)$$

则: 在大带宽系统中是按噪声输出功率的最优化设计; 在窄带系统中按噪声增益的最优化设计。在生物组织的无创测量中, 有用信号大多为低频窄带信

号,因此,在设计中是按增益最优化设计。优化目标函数为:

$$f_{object} = \sum_i (A_n(i) V_n(i))^2 + \sum_j (A_i(j) I_n(j))^2 \quad (16)$$

在满足系统要求的情况下,如何获得 A_{object} 最小值,就是噪音最优化设计的工作。将式(4)~(15)代入式(16)中,采用梯度法(又称最速下降法)^[1],在多维参数的空间中,计算出噪音最优化的设计参数。

5 应用

在进行脑血氧饱和度无创测量的研究中,将上述设计原则应用到前放的参数选择中。在测量系统中,选用的光敏器件为 Hamamatsu 公司的 SI336-8BQ,使用的运算放大器为 OP37G。在进行血氧饱和度无创测量当中,几乎没有中高频的信号,因为生物组织的结构与成分是相对稳定的。在低频信号中,根据式(12)~(15),可得几个电阻噪声的系统增益近似值:

$$\begin{aligned} A_{vn}(V_{nf}) &= 1, \quad A_{vn}(V_{n2}) = 1 + \frac{R_3}{R_f}, \\ A_{vn}(V_{nt}) &= \frac{R_3}{R_f}, \quad A_{vn}(V_{n3}) = 1 \end{aligned} \quad (17)$$

在单电阻反馈网络电路中,反馈网络引起的输出噪声 V_{nfos} 为:

$$V_{nfos} = A_{vn}(V_{nf}) V_{nf} = \sqrt{4kTR_f} f \quad (18)$$

在 T 型反馈网络电路中,反馈网络引起的输出噪声 V_{nfot} 为:

$$\begin{aligned} V_{nfot} &= A_{vn}(V_{n2}) V_{n2} + A_{vn}(V_{nt}) V_{nt} + A_{vn}(V_{n3}) V_{n3} \\ &= (1 + \frac{R_3}{R_f}) \sqrt{4kTR_2} f + \\ &\quad \frac{R_3}{R_f} \sqrt{4kTR_f} f + \sqrt{4kTR_3} f \end{aligned} \quad (19)$$

在系统增益相同的情况下:有

$$R_f = R_2 + \frac{R_2}{R_f} R_3 \text{ 且 } R_2, R_3 \gg R_f \quad (20)$$

从式(18)~(20)可得 $V_{nfot} > V_{nfos}$,因此,在系统中,实际采用的单电阻反馈网络。

根据式(16)的优化目标函数,对系统的各参数进行优化设计。所能进行选择的系统参数除了运算放大器之外,只有外围的几个阻容器件。固定元器件的参数与可优化元件的参数分别如表 1 和表 2 所示:

表 1 PD 与运放的参数(不可优化参数)

元件参数	参数值	单位
SI336-8BQ	Rr	0.2~0.6
	Cd	380
	Ind	100
OP37G	In1	±30 ~ ±150
	In2	±30 ~ ±150

表 2 优化前后参数及优化目标函数值的对照

元件符号	优化前	优化后	单位
Cf	100	14	pF
Rf	10	1.4	M
R1	10	1	K
f_{object}	0.37	0.013	V ²

优化后的系统输出信噪比得到了显著的提高。如图 2 所示。

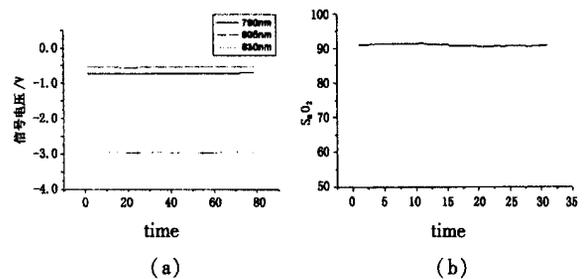


图 2 稳定性实验

在图 2. a 中的三条曲线是不同的三个波长的光束的测量信号,图 2. b 中的曲线是计算后的无量纲值,这个值与脑部的血液中氧合血红蛋白的浓度成正比(因算法与本文无关,在此不作叙述)。

6 结束语

在一个测量电路系统中,其噪声源往往比较复杂,且其设计参数也比较多,这给电路设计者带来很多麻烦,往往要在提高电路的信噪比方面做很多工作。本文仅以一个较为简单的光电测量系统最常用的 FV 系统为例对测量电路的噪音最优化设计做了阐述,并取得了较好的实际效果,可将这种方法推广到更复杂的信号处理电路设计中,对系统进行参数的优化设计。

参考文献:

- [1] 孙国正. 优化设计与应用[M]. 人民交通出版社, 1992 年 12 月第 1 版.
- [2] 刘卫东, 刘延冰, 刘建国. 检测微弱信号的 PIN 光电检测电路的设计[J]. 电测与仪表, 1999, 36(4): .
- [3] W Marshall Leach, Jr, Noise Measurement [M]. Copyright 2000 CRC Press LLC.
- [4] Photodiode Monitoring with OP Amps[M]. Application bulletin, Burr-Brown Corporation printed in U. S. A. January, 1995.