

摘 要

作为反映人体健康状况的重要生理信息，脉搏波在临床诊断和疾病治疗中,受到广泛重视。目前，“摸脉”方法仍然是医生诊断疾病所采用的一种普遍技术手段。脉搏波所呈现出的综合信息，如形态（波形）、强度（波幅）、速率（波速）和节律（周期）等，在很大程度上反映了人体心血管系统中的生理和病理的血流特性，其医学价值重大。无创血氧浓度和无袖带血压测量技术就是在脉搏波的波形分析基础上实现的。由于人体的生物信号处于强噪声背景下，脉搏波作为一种低频微弱的非电生理信号，必需经过放大和后级滤波处理，才能满足进行采集和观察的要求。

本文在广泛查阅国内外有关光电容积脉搏波扫描法的研究和应用情况的基础上，设计并制作完成了基于光电容积脉搏波扫描法的透射式光电脉搏波传感放大器电路，并对其在使用中的问题及应用前景进行了深入探讨

关键词：脉搏波 光电容积脉搏波扫描法 放大器 滤波器 传感器

目 录

摘 要	1
绪 论	3
第一章. 动脉脉搏波的相关理论	4
1.1 动脉脉搏波的产生及波形特点	4
1.2 脉搏波的传播速度	5
1.3 脉搏波的研究意义	8
第二章. 血压测量技术的研究方法	9
2.1 无创血压测量方法综述	9
2.1.1 柯氏音听诊法	9
2.1.2 示波法	10
2.1.3 扁平张力法	11
2.1.4 超声波法	11
2.2 弱信号测量相关知识	12
2.2.1 电气设备干扰	12
2.2.2 常规小信号检测方法	13
第三章. 系统设计及实现	14
3.1 系统总体设计与框图	14
3.2 PPG 传感器设计	15
3.2.1 光源的驱动电路	15
3.2.2 光电接收及前置放大	17
3.3 二阶低通滤波电路	18
3.4 二阶高通滤波电路	22
3.5 二级放大及电平提升电路	25
第四章. 系统运行结果测试	26
4.1 采集电路测试	26
4.2 初级放大和滤波电路功能测试	27
4.3 系统总体测试	28
结 论	29
参考文献	30

绪 论

血压是血液在血管内流动时对单位面积血管壁产生的侧压力，其值通常用 mmHg 来表示（ $1\text{mmHg}=0.133\text{kPa}$ ）。它是反映人体循环系统机能的重要生理参数，心脏的泵血功能、心律、周围血管的阻力、大动脉的弹性、全身的血容量以及血液的物理状态等因素都反映在血压指标中。血压分为动脉血压与静脉血压，在临床医学上所说的血压指的是动脉血压。动脉血压包括收缩压(Systolic Blood Pressure,SBP)和舒张压(Diastolic Blood Pressure,DBP)，一个心动周期过程中动脉血压的时域平均值称为平均动脉压(Mean Arterial Blood Pressure,MBP)。中国高血压防治指南 2005 年修订版中指出当收缩压大于 140mmHg 且舒张压大于 90mmHg 时为高血压。在我国高血压患者占总人口的 13%以上，而且呈逐年上升趋势，在发达国家这个数字还要高^[2]。临床上还需要对危重病人和手术中的病人实行血压的连续监护，以防止病人出现意外，便于医护人员及时采取措施。因此血压测量在家庭保健和临床诊断中具有重要意义。

另外，在临床医学中，对人体血氧饱和度和外围血液循环状况的检测是非常重要的检测项目。人体的外围血液循环状况包括动脉脉搏波和静脉回流容积波，它们都反映了人体状态的重要信息，对它们的检测可以协助诊断某些疾病，如动脉硬化、高血压、肠管炎和末梢循环障碍等，同时也有助于观察血液动力状态的改变。人体的血氧饱和度状况更是与人的心肺功能及呼吸、循环系统有着直接的重要的关系，对它的检测在手术麻醉、监护室急救病房、病人运动和睡眠研究、以及氧疗中都有着非常重要的作用。目前，在临床医学上，对血氧饱和度的测量包括有创测量和无创测量两种方法。其中有创测量方法能提供准确的测量值，但操作麻烦，不能进行连续的测量，并且会对患者造成痛苦甚至感染。无创测量是基于光谱测量原理，利用光源照射被测部位，根据在接收端接收到的光信号来计算人体的血氧饱和度。

本系统正是基于上述讨论，从实际出发，以光电容积脉搏波扫描法为参考，设计出了无创透射式脉搏波波形传感放大器。本设计可以实时、准确的采集和放大人体的脉搏波信号，继而可作为无创方式测量血压和血氧浓度的信号采集电路。

第一章. 动脉脉搏波的相关理论

1.1 动脉脉搏波的产生及波形特点

每个心动周期中，心脏间歇性的收缩和舒张引起主动脉血液压力时高时低的变化以及主动脉管壁时张时缩的振动。这种动脉管壁的振动称为动脉脉搏。动脉脉搏波在主动脉近心端形成的同时，立即将所发生的血压、血流量和血管壁周期性的振动迅速以波动的方式沿着动脉树一直扩散到整个动脉系统，从而形成整个动脉系统中血压时高时低、血流量时快时慢、血管壁时张时缩的波动。这些波动在动脉系统扩散的过程，称为动脉脉搏波的传播。而由血压、血流量、血管壁的脉动形成的扩散波动，则可分别称之为压力脉搏波、流量脉搏波、管壁脉搏波，这三类脉搏波是相互伴随产生的，因而可统称为动脉脉搏波^[1]。

脉搏波呈现出的形态、强度、速率和节律等信息在很大程度上反映出人体心血管系统中许多生理病理的血流特征。脉搏波是一种以低频成分为主的生理信号，可通过人体体表动脉如颈动脉、肱动脉和桡动脉等地方方便的检测出^[2]。

图 1-1 是一个典型的压力脉搏波波形。一般来说，动脉脉搏的波形由上升支和下降支组成。

1、上升支：在心室快速射血期，动脉血压迅速上升，血管壁扩张，构成了脉搏曲线的上升支。其斜率和幅度受射血速度、心输出量以及射血所遇阻力的影响。阻力大、心输出量小、射血速度慢，则斜率小、幅度低；反之则斜率大、幅度高。

、下降支：心室射血后期，射血速度减慢，进入主动脉的血量少于流向外周的血量，因而大动脉开始回缩，动脉血压逐渐降低，形成了下降支的前段。随着心室舒张，动脉血压继续下降，形成下降支的后段。其中在心室舒张、主动脉瓣关闭的瞬间，主动脉内的血液向心室方向返流，管壁回缩使下降支急促下降，形成一个切迹，称为降中峡。返流的血液使主动脉瓣迅速关闭，同时使主动脉的根部容积增大，并且受到闭合的主动脉瓣的阻挡，形成一个折返波，称为降中波。下降支的形状可大致反映外周阻力的高低。外周阻力高，下降支前段的下降速率慢、切迹的位置则较高，降中波以后的降支后段坡度较陡；反之，则下降支前段的下降速度快、切迹位置较低，切迹以后的降支坡度小，较为平坦。

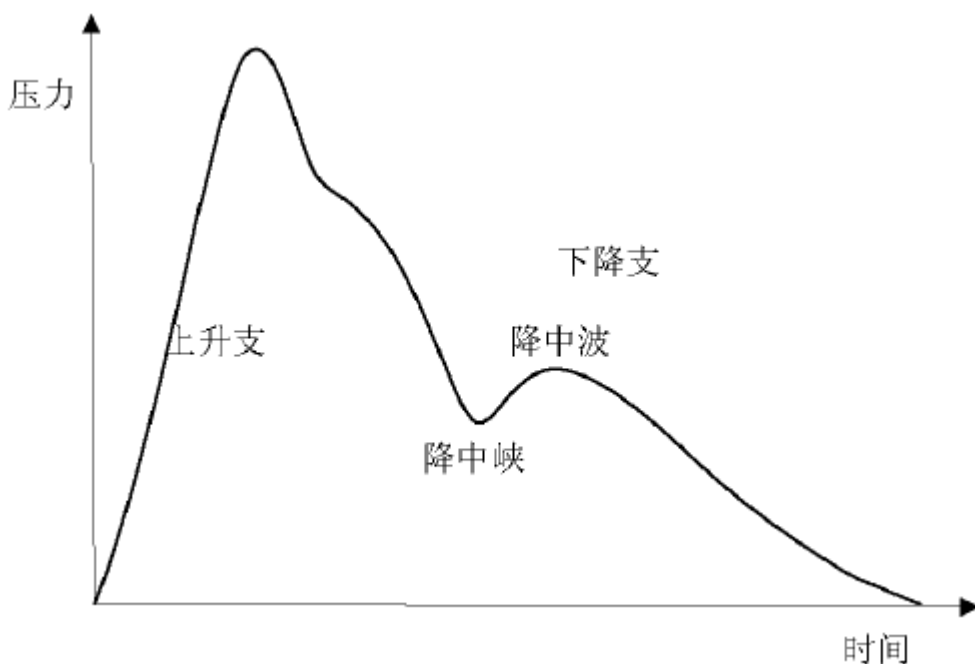


图 1-1 压力脉搏波形

1.2 脉搏波的传播速度

为了导出脉搏波的传播速度，假定血管内的血液一开始是静止的，

当脉搏波以速度 c 向右传播时，在 t 时刻波阵面到达 1 断面，再经过 dt 时间后，波阵面到达 2 断面。脉搏波波阵面到达之前，血液未受脉搏波的扰动，其压力为 P ，血管横截面积为 A 、血流速度 $u=0$ ；波阵面到达之后，血液受到脉搏波的扰动，压力变为 $P+dP$ ，血管横截面积变为 $A+dA$ ，血流速度为 du 。

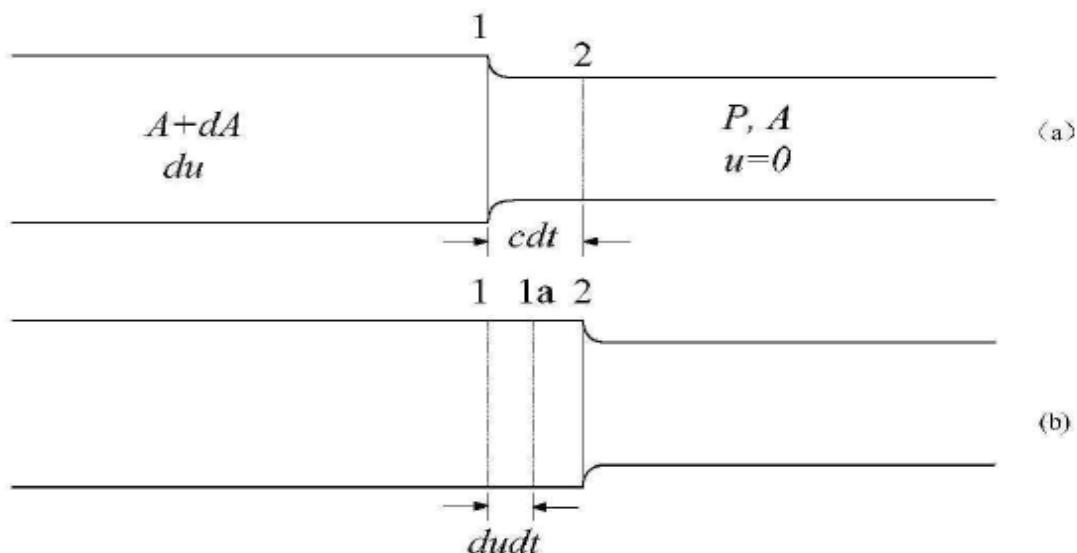


图 1-2 脉搏波速度的计算示意图

由于在 t 时刻，如图 1-2a 所示，脉搏波只到达 1 断面，因而处在断面 1 与 2 之间的血液未受扰动，其体积为 $A \cdot cdt$ 。若血液的密度记为 ρ ，则这段血管中所包含的血液质量为 $\rho A cdt$ 。在 $t+dt$ 时刻，如图 1-2b 所示，脉搏波已到达 1a 断面，但此时断面 1 也向右移动了 $du \cdot dt$ 距离，因此体积为 $A c \cdot dt$ 的血液段经 dt 时间之后，将变为：

$$(adt - dudt)(A + dA)$$

(1-2-1)

其多对应的血液质量将为

$$\rho(adt - dudt)(A + dA)$$

(1-2-2)

根据血液流动的质量守恒原理，由断面 1 与 2

所包围的血液段，在脉搏波经过之前与之后，血液的质量应相等。
对于血液来说，在生理压力范围内， ρ 是常量，因而有

$$\rho A c dt = \rho(c - du)(A + dA)dt \quad (1-2-3)$$

展开上式，考虑到在脉搏波传播过之后，有关力学量的变化仅是小量，可略去有关扰动量的二阶以上的小量，从而得

$$A du = c dA \quad (1-2-4)$$

在不计血液重力与摩擦力的情况下，作用在这段血液上的力在血管轴向上的分量将为

$$(P + dP)(A + dA) - PA - PdA \quad (1-2-5)$$

这样，在 dt 时间内，作用在这个血液段上外力的冲量为

$$[(P + dP)(A + dA) - PA - PdA]dt \quad (1-2-6)$$

由动量定理，有

$$[(P + dP)(A + dA) - PA - PdA]dt = \rho A c dt du \quad (1-2-7)$$

展开上式，同样略去二阶以上小量后，得

$$\rho A c du = A dP \quad (1-2-8)$$

结合式 2-12 和 2-16，并消去 du ，则得脉搏波波速 c 的一般表达式：

$$c = \sqrt{\frac{A}{\rho} \frac{dP}{dA}} \quad (1-2-9)$$

若进一步将动脉管认为是一个薄壁的弹性管，则根据动脉管横截面积与血压之间的关系式 $dA = \frac{A_0 D_0}{Eh} dP$ （其中 $A_0 = \pi r_0^2$ ， $D_0 = 2r_0$ ，分别表示自然状态下血管的截面积与直径， E 为血管的杨氏弹性系数， h 为血管壁的厚度），并考虑到 $r \approx r_0$ ，有：

$$\frac{dP}{dA} = \frac{Eh}{AD} \quad (1-2-10)$$

将此式代入式 2-17，可得脉搏波波速的表达式为：

$$c = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}} \quad (1-2-11)$$

这通常称为 Moens-Korteweg 波速公式^[3]。

显然，在推导上面的 Moens-Korteweg 波速公式时，曾假定动脉管是均匀的直薄壁弹性管，而且是无限长的。又略去了血液粘度的影响，并认为压力的脉动较小，以致可用线性化的方法来处理。用 Moens-Korteweg 公式计算出的脉搏波波速数值偏离实测的波速数值一般不超过 15%，因此在精度要求不太高的场合下，这个波速公式是可以使用的。

当脉搏波沿动脉传播时，将受到血管壁弹性、血液粘度、血管壁的粘弹特性、泊松比以及周围组织对血管壁的约束情况等多种因素的影响，而且这些影响因素之间又是相互关联的，这使得分析脉搏波的传播规律更具复杂性。

1.3 脉搏波的研究意义

脉搏是临床检查和生理研究中常见的生理现象，脉搏波的波形幅度和形态，包含了反映心脏和血管状况的重要生理信息。因此从脉搏波中提取人体的生理病理信息作为临床诊断和治疗的依据，历来都受到人们的重视，几乎世界上所有的民族都曾用“切脉”作为诊断疾病的手段，尤其是我国传统医学中的脉诊已有几千年的历史。大量的研究发现高血压和动脉粥样硬化的初期，虽然患者还没有自觉症状，但血压、血流、血管阻力、血管弹性和血液粘性等一系列心血管血流参数实际上已发生变化，并首先反映在脉搏波的幅值与波形变化之中。因此根据正常健康情况和不正常的疾病情况的脉搏波特征值比较判别，即可将心血管疾病潜在的危險尽早诊断出来。

血压是反映人体循环系统机能的重要生理参数。心脏的泵血功能、心率、周围血管的阻力、主动脉和大动脉的弹性、全身的血容量及血液的物理状态等因素都反映在血压的指标中，所以血压的检测在临床上具有十分重要的意义。而如何用无创、经济的方法获得准确、可靠的血压参数仍是生物医学领域不断在探索的问题。

第二章.血压测量技术的研究方法

2.1 无创血压测量方法综述

2.1.1 柯氏音听诊法

柯氏音听诊法是临床医护人员广泛使用的血压测量方法。其基本原理是利用充气袖带压迫动脉血管，随着袖带压力的下降，动脉血管经历从完全阻闭到渐开，再到全开的变化过程，通过辨别动脉血流受阻过程中的过流声音及相应的压力点来确定收缩压和舒张压，其中血流声音是血液流动过程中由湍流和血管壁的振动引起的。该方法由血压计袖带和听诊器组成，现今在临床上得到广泛的认可和应用。水银血压计被临床工作人员视为血压测量的“金标准”

，并作为判断其他测量准确与否的参考。事实上该方法存在的问题：以直接法测得的血压值作为真实值，则该方法测得的血压值收缩压较真实值低 9~13mmHg，而舒张压高 6~13mmHg；读数完全依赖于人的听觉、视觉的敏感度和协调程度，主观性强；在舒张压对应于第四相还是第五相的问题上存在争议，由此引起的判别误差很大。进一步发展，为了摆脱人的主观性的影响和血压自动测量的需要，出现了电子柯氏音法，使用微控制器、气泵、电子拾音器实现了自动的袖带充放气和血压测量。但是该方法容易受噪声的影响，而且没有解决舒张压的争议问题，可信度低于示波法自动血压测量技术。

2.1.2 示波法

示波法是临床上各类监护仪、电子血压计广泛采用的血压测量技术。用听诊法测量血压时气袖中的压力除随放气下降外还存在一个振荡，其波形如图 2-1。示波法通过检测该振荡的包迹，利用包迹与动脉血压之间的固有关系来测量血压。图 2-1 最大处对应的袖带压力是平均压，而收缩压和舒张压却不能直接测得，由各种血压算法得到。

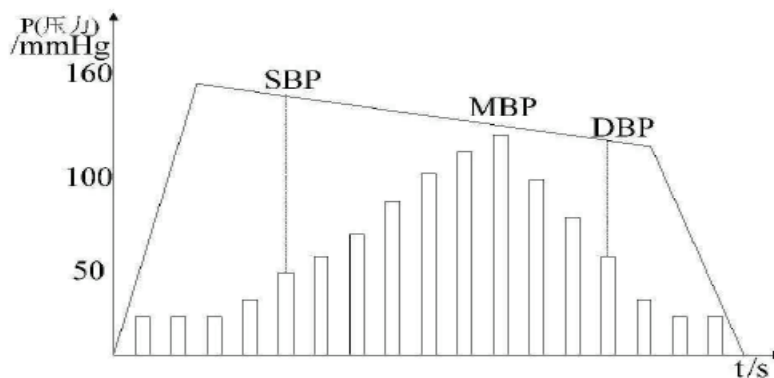


图 2-1 振荡波和袖带压之间的关系示意图

测量时先用袖带阻断动脉血流，在放气过程中检测袖带内的气体压力振荡波。示波法测量的关键技术是放气过程中对血压和脉搏波信号的准确采集和收缩压与舒张压的计算方法。信号采集中涉及到滤波和抗干扰技术，而血压算法的优劣是决定血压测量准确与否的关键。收缩压和舒张压经验判别准则分为两类，一类是归一化准则，另一类是突变点准则。归一化准则就是将振动信号的幅值与信号的最大幅值相比进行归一化处理，通过确定收缩压和舒张压的归一化值来识别收缩压和舒张压。突变点准则通过识别振荡波包络的拐点确定收缩压和舒张压。示波法也存在一定的缺点：该方法检测到的是叠加在血压信号上的脉搏波信号，削弱了反映血压变化的高频成分，因而在跟踪、反映血压的突然变化上能力不足；对病人的运动敏感，因此在测量过程中需要经常判断是否有运动等干扰存在来保证测量的准确性。在医用高档的监护仪中，多采用示波法和柯氏音法相结合的方法，以提高测量精度，实现血压的间歇性测量。

2.1.3 扁平张力法

对位于骨骼附近的体表动脉部分施加外压，使其成扁平状态。此时动脉成刚性表面状态，作用在该表面的力与动脉的压力近似成比例。因此可以通过安置于桡动脉部位的压力传感器来测量该表面的压力，从而得到逐拍的动脉压力波形，并且检出动脉搏动的最大及最小信号以获得血压值。

扁平张力法测量的是体表动脉，不是近心端动脉，所得的波形与主动脉搏的波形存在差异，还需要通过传递函数将外周动脉压力波形转换成主动脉搏压力波形，由此得到主动脉搏连续、绝对的测量。在实际应用中，需要用传感器阵列精确测量某点的压力，最大程度的减小误差。

2.1.4 超声波法

压电传感器向动脉发射超声波，超声波在动脉壁上发生反射，反射波由另一个传感器接收。由于血流和血管壁的舒张引起超声波的多普勒效应，通过检测多普勒效应来获得收缩压和舒张压。

超声法的优点在于适用范围广，可应用于成人、儿童血压的测量，抗噪声能力强，同时超声法可以再现动脉波。缺点在于被测者的活动会引起传感器和血管壁的声波途径的变化。

2.2 弱信号测量相关知识

人体的生理信号多数属于低频弱信号，往往相互交杂在一起且伴随有多种的噪声，有的甚至背噪声淹没。本文中涉及到的脉搏波信号就属于弱信号的范畴。所以要提取人体的生理信号，就要了解弱信号处理的相关知识【5】-【7】。

2.2.1 电气设备干扰

(1) 放电干扰

放电现象包括电晕放电（如高压输电线），辉光放电（如荧光灯、霓虹灯、闸流管），弧光放电（如电焊），火花放电（如点火系统、电火花加工）。

最常见的电晕放电来自高压输电线。当高压输电线因绝缘失效时会产生间歇脉冲电流，形成电晕放电。在输电线垂直方向，电晕放电干扰随频率升高而衰减。当频率低于 1MHz 时，其衰减是微弱的。当频率高于 1MHz 时，衰减急剧。因此电晕放电干扰对低频系统较严重，而对高频系统影响不大【8】。

辉光放电即气体放电。当两个接点之间的气体被电离时，由于离子碰撞而产生辉光放电。辉光放电所需电压与接点之间的距离、气体类型和气压有关。荧光灯干扰电平为几十到几千微伏，甚至达几十毫伏，频率一般为超高频。

弧光放电即金属雾放电。最具典型的弧光放电是金属电焊。在两金属电极之间，加上比辉光放电低得多的电压，电流即可由负极跨过间隙扇射到正极，其局部电流足以使接点材料加热到绝对温度几千度，这样高的温度可使接点气化形成弧光。

电气设备触点处的断续电流将引起火花放电。这种放电出现在触点通断的瞬间，是一种过度现象。

(2)工频干扰

供电设备和输电线是工频干扰源，这种干扰随处可见。用示波器观察波形时，只要手一接触探针，会看到较强的 50Hz 交流波。这是由于人体感应了工频信号所致。低频信号线只要有一段与供电线平行，50Hz 交流电就会耦合到信号线上。

在电子设备内部，直流电源输出端可能出现不同程度的交流干扰，这是因为整流过程中产生了含有工频基波及各次谐波，尽管有电源滤波器，这些谐波或大或小依然存在。这种干扰给高精度测量带来不少麻烦。

(3)射频干扰

无线电广播、电视、雷达通过天线发射强烈的电波，高频加热器也会产生射频辐射。电波在电子设备的传输线上以及作为无线电要测系统的接受天线上，会感应大小不等的射频信号。有的电台在要测接收天线上产生的电动势比欲接收的信号电动势大上万倍。不过，这类干扰的频带有限且可知，选择适当滤波器即可消除。

2.2.2 常规小信号检测方法

与弱信号相比，小信号的信噪比要高得多，其检测技术也要容易的多。但是，就提高信噪比，从而检测出被噪声污染的有用信号这一点来看，小信号检测与微弱信号检测方法具有一定的共同之处。经过多年的研究和实践，人们已经掌握了一些行之有效的小信号检测方法，其中一些方法还被成功应用到了检测仪器仪表产品之中。了解这些小信号检测的手段和方法，对于微弱信号检测具有一定的参考价值。这些常规方法主要有滤波、调制放大与解调、零位法、反馈补偿法等，由于本系统只用到了滤波法，所以下面主要介绍滤波法^[9]。

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：

<https://d.book118.com/665011132023011200>