

# 北京航空航天大学

## 第二十三届“冯如杯”

### 学生创意竞赛论文

项 目 编 号 \_\_\_\_\_  
院（系）名 称 \_\_\_\_\_电子信息工程学院\_\_\_\_\_  
专 业 名 称 \_\_\_\_\_电子信息工程\_\_\_\_\_  
作 者 姓 名 \_\_\_\_\_贺哲\_\_\_\_\_  
学 号 \_\_\_\_\_12021201\_\_\_\_\_  
指 导 教 师 \_\_\_\_\_

2013 年 4 月 11 日

**摘要：**近年来人们对于自身健康状况更加重视，牙齿健康的身体健康很重要的一部分。但我们对于牙齿健康的检测仍完全依赖于医生，并且目前医生的检测手段还主要是人工手段和 X 光检测（对医生的身体健康可能造成一定损害）。鉴于此，结合工业上已经成熟应用的超声波探伤技术，本文设计了一种基于超声波探测技术的牙齿健康监测仪器，该仪器对人体完全无害，并且能够探测到牙齿的初期病变，从而及早采取措施，在未来可实现仪器的小型化，从而使用户可以自己进行牙齿健康状况的监测。

**关键字：**超声波探测、牙齿疾病、疾病监测、信号处理

**Abstract:** In recent years, people pay more attention to their own health status, health is very important part of the dental health of the body. For detection of dental health still depends on the doctor, and the doctor means of detection also artificial means and X-ray detector (may cause some harm to the physical health of the doctor). In view of this, and the industry has matured on the application of ultrasonic testing technology, designed in this paper based on ultrasonic detection technology teeth health monitoring instruments, the instrument is completely harmless to humans, and is able to detect the teeth of early lesions, to take early measures , in the miniaturization of the instrument can be realized in the future, so that the users can perform monitoring of the situation of the dental health.

**Keywords:** Ultrasonic probe, dental diseases, disease surveillance, signal processing

# 目录

摘要.....	1
Keywords.....	1
目录.....	2
绪论.....	3
功能概述.....	3
创意来源及国内外研究状况.....	3
第一章 系统概述.....	5
第二章 牙科疾病理论基础.....	6
2.1 牙齿的组成及结构.....	6
2.1.1 牙齿的基本结构（如图 2-1）.....	6
2.1.2 牙齿的纵剖面组织结构.....	6
2.1.3 牙科疾病简介.....	7
2.1.4 结语.....	7
第三章 超声波探测技术.....	8
3.1 超声波探伤技术理论基础.....	8
3.2 脉冲反射式超声波检测技术.....	9
3.2.1 脉冲反射式超声波检测技术的基本原理.....	9
3.2.2 超声波在多层复合结构中的传播.....	10
3.2.3 牙齿超声检测系统.....	11
第四章 信息的分析处理与输出.....	12
4.1 信号的收集分析处理.....	12
4.2 信息的输出.....	13
4.2.1 信息输出方式.....	13
4.2.2 三维图像构建方法.....	14
4.3 三维图像的处理.....	15
4.3.1 三维图像处理流程.....	15
4.3.2 三维切片图像的灰度化处理.....	15
4.3.3 中值滤波法降噪.....	15
4.3.4 图像边缘提取.....	15
4.3.5 缺陷尺寸测量.....	16
4.3.6 数据自动分析和判断.....	16
第五章 系统工作流程及预期效果.....	16
5.1 系统工作流程图.....	16
6.1 系统分析.....	17
6.1.2 系统误差.....	17
6.1.3 主要技术难点.....	17
6.2 前景预测.....	17
参考文献: .....	18

## 绪论

### 功能概述

基于超声波探测技术的牙齿健康状况检测系统通过将超声探头伸入口腔中的牙齿部位,超声波探头发射脉冲超声波,超声波透过耦合剂射入牙齿内部时,当超声波传播到牙齿表面的牙釉质和牙本质界面或者牙本质内部时,由于超声波的发射特性,会产生反射波,部分发射波被探头内部的接收器接受,由于接收器压电晶片的压电效应,声波信号被转化为电信号,经接收电路阻尼限幅、高频放大、滤波、检波等电路的处理和作用后得到检波信号,将电路处理后的信号通过USB接口输入电脑,经过软件的处理分析得到牙齿的磨损及病变状况,并给出相应的处理意见。

### 创意来源及国内外研究状况

最初的创意来源是第一作者自己有先天性牙釉质发育不全就诊的经历,联想到许多牙病患者大都是等到牙疼时候采取医院就诊,这种情况下有时就只能对牙齿进行一些破坏性治疗,而人类牙齿的特性决定了任何较大牙齿损伤都是不可自我修复的,所以,如果能及早发现牙齿的病变情况,早到牙釉质上生成很小的菌斑时就能采取治疗措施,那么就能很大程度的保护牙齿健康。因此,结合工业上应用十分成熟的超声波探伤技术,将之应用于牙齿表面及背部缺损的探测,就得到了基于超声波探伤原理的牙齿健康状况监测系统这样的设计构想。

经查阅大量国内外书籍及电子资料,目前还没有这样的产品或设计构想,但工业超声波探伤技术已经十分成熟,所以本文提出了“基于超声波探伤原理的牙齿健康状况监测系统”这一设计构想。

## 第一章 系统概述

牙齿健康状况监视系统由以下三部分组成（如图 1-1）：超声波探头、信号初步处理与转化系统、信息整合处理分析软件。各部分的功能如下：

- （1）超声波探头发射超声波和接受反射波。
- （2）信号初步处理与转化系统将探头接受到的声波信号通过传感器转化为电信号，并且进行进一步的处理输出电脑能接收的数字信号。
- （3）信息整合处理分析软件将系统返回的数字信号进行整合处理分析，得到牙齿健康状况的相关数据，并且通过与已有数据库数据的比较，给用户处理意见。

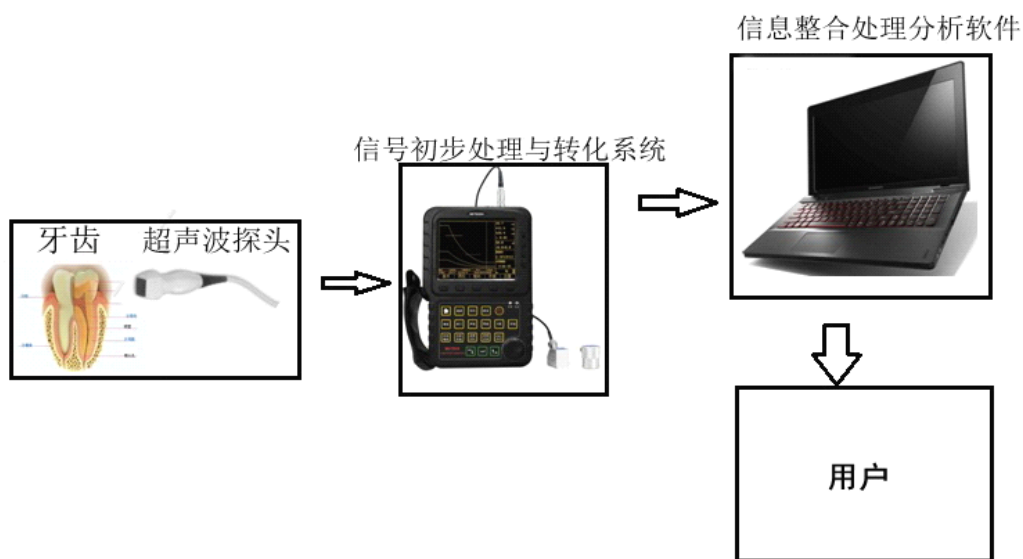


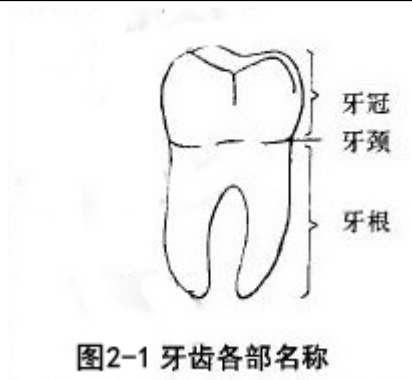
图1-1

## 第二章 牙科疾病理论基础

### 2.1 牙齿的组成及结构

#### 2.1.1 牙齿的基本结构（如图 2-1）

名称	定义及结构
牙冠	牙冠是牙齿显露在口腔的部分，也是发挥咀嚼功能的主要部分。前牙的牙冠有唇面、舌面、近中面和远中面，后牙的牙冠有颊面、舌面、近中面、远中面和牙合面。两个中切牙之间为中线，靠近中线侧为近中面，远离中线侧为远中面。
牙根	牙根是牙齿固定在牙槽窝内的部分，也是牙齿的支持部分，其形态与数目随着功能而有所不同。功能较弱的前牙多为单根；功能较强而复杂的牙齿，牙根多分叉为两个以上，从而增强牙在颌骨内的稳固性，其牙冠外形也比较复杂。每一根的尖端，称为根尖，每个根尖都有通过牙髓血管神经的小孔，称为根尖孔。
牙颈	牙冠与牙根交界处呈一弧形曲线，称为牙颈。



#### 2.1.2 牙齿的纵剖面组织结构

从牙齿的纵剖面可见牙齿的组织结构由三层硬组织和一层软组织组成。（如图 2-2）

牙釉质	位于牙冠表层的、半透明的乳白色硬组织，是牙体组织中高度钙化的最坚硬的组织，牙釉质中 96% 为无机物，其余为水和有机物。
-----	--

牙本质	牙本质是构成牙齿主体的物质，位于牙釉质和牙骨质的内层，不如牙釉质坚硬。其所含矿物质大约是 65%~70%，其余是有机物，而且主要是蛋白质和水。
牙骨质	牙骨质是构成牙根表层的钙化组织，其硬度与身体其他骨组织一样。牙骨质含有 45%-50%的无机物，23%的有机物和 2%的水。
牙髓	位于牙齿内部牙髓腔中的疏松结缔组织，牙髓中含神经纤维、血管、淋巴管、造牙本质细胞和成纤维细胞。

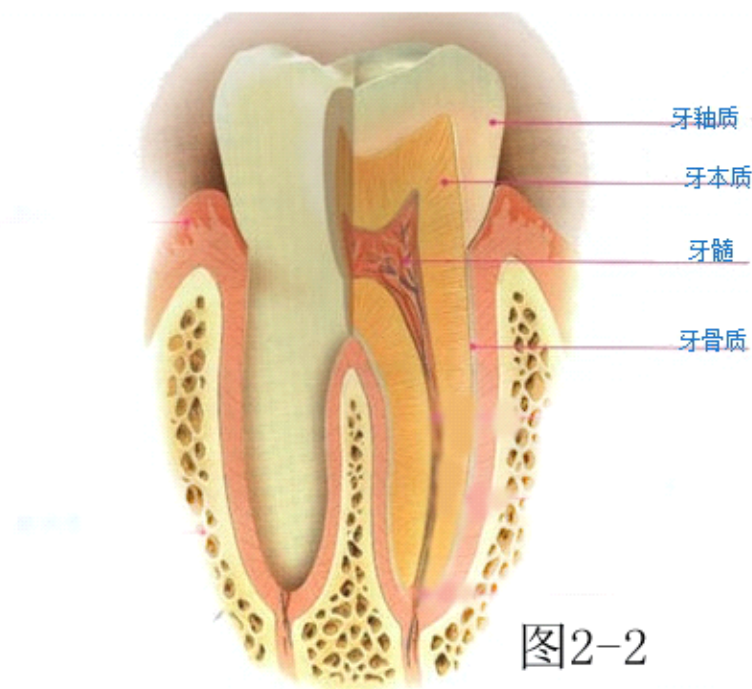


图2-2

### 2.1.3 牙科疾病简介

常见的牙科疾病主要有：龋齿、根尖周炎、牙髓炎、牙周炎等，而龋齿是全世界患病率最高的牙科疾病。龋齿是龋齿是牙齿硬组织逐渐被破坏的一种疾病。发病开始在牙冠，如不及时治疗，病变继续发展，形成龋洞，终至牙冠完全破坏消失。未经治疗的龋洞是不会自行愈合的，其发展的最终结果是牙齿丧失。龋齿是细菌性疾病，因此它可以继发牙髓炎和根尖周炎，甚至能引起牙槽骨和颌骨炎症。龋齿的继发感染可以形成病灶，致成或加得关节炎、心骨膜炎、慢性肾为和多种眼病等全身其他疾病。初期的龋齿是没有什么症状的，仅在牙釉质的表面上有大小不一的黄褐色斑点。因此，常常不容易被人们所注意，多数病人是在体格检查时，才被发现的。临床上称这一期的龋齿为浅龋。浅龋如果不及时发现就会加深病症，大多数患者都是在深龋阶段在进行就诊，这时已经患者有了明显的痛感，龋洞内的细菌和细菌所产生的毒素容易渗透到牙髓组织，引起急性牙髓炎。所以如果患者能每天自行检测牙齿健康状况，就能在浅龋阶段就采取措施进行相应治疗。

#### 2.1.4 结语

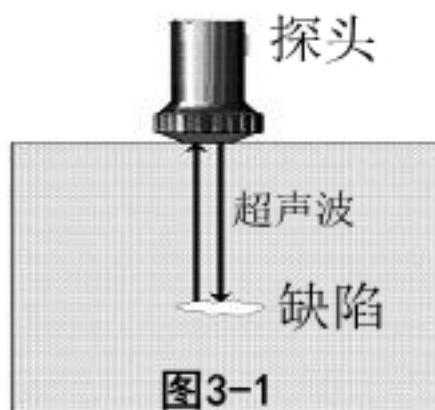
根据对牙齿结构和牙科疾病的了解,我们发现大多数牙齿疾病都是由牙齿表面受菌斑酸性产物腐蚀产生龋洞开始的,而产生龋洞时患者几乎没有任何感觉,很难察觉,这样就使龋洞有了进一步恶化的机会,从而造成牙科疾病。本文所设想的超声波牙齿健康检测系统就是利用超声波对于牙齿的表面及内部损伤情况进行探测,从而让用户及时发现牙齿疾病隐患。

## 第三章 超声波探测技术

### 3.1 超声波探伤技术理论基础

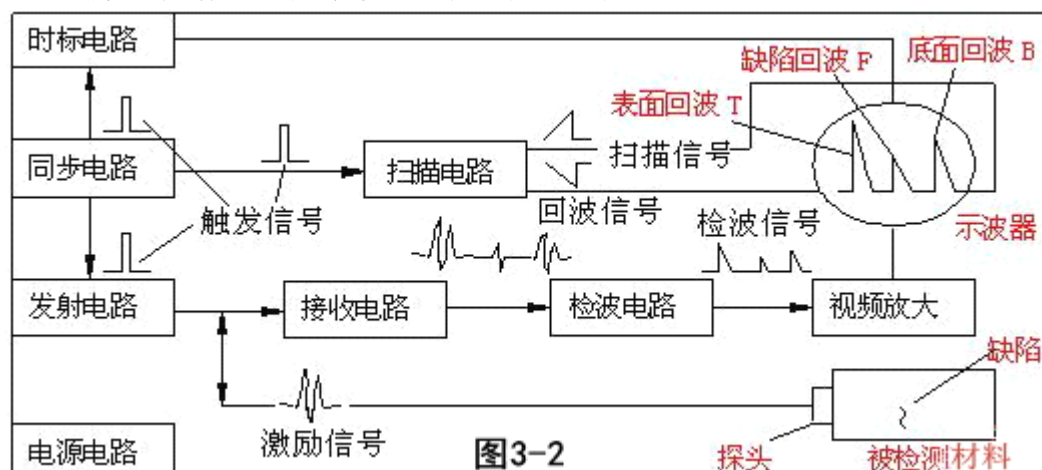
超声波探伤是利用超声能透入材料的深处,并由一截面进入另一截面时,在界面边缘发生反射的特点来检查零件缺陷的一种方法,当超声波束自零件表面由探头通至材料内部,遇到缺陷时就分别发生反射波来,在萤光屏上形成脉冲波形,根据这些脉冲波形来判断缺陷位置和大小。超声波探伤仪的种类繁多,但在实际的探伤过程,脉冲反射式超声波探伤仪应用的最为广泛。一般在均匀的材料中,缺陷的存在将造成材料的不连续,这种不连续往往又造成声阻抗的不一致,由反射定理我们知道,超声波在两种不同声阻抗的介质的交界面上将会发生反射,反射回来的能量的大小与交界面两边介质声阻抗的差异和交界面的取向、大小有关。





## 3.2 脉冲反射式超声波检测技术

### 3.2.1 脉冲反射式超声波检测技术的基本原理

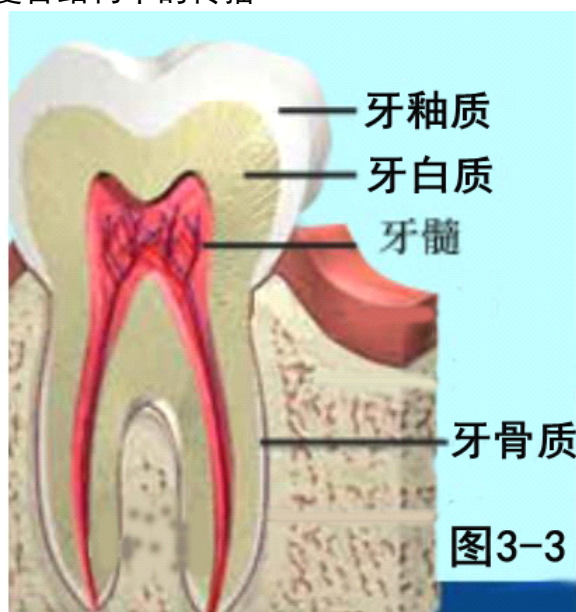


传统脉冲反射式超声波检测仪器主要由时标电路、同步电路、扫描电路、发射电路、接收电路、检波电路、视频放大电路、探头和示波器(CRT)电路、电源电路等部分组成。

参见图2.1 中所示，仪器的启动起源于主控机构（同步电路电源一经接通，同步电路立即发出三路同步触发信号，以控制发射电路、扫描电路、时标电路同步工作。当稍加延迟后的同步信号反馈至发射电路时，发射电路立刻产生一个上升时间很短、脉冲很窄、幅度很大的高频电脉冲（发射脉冲，激励信号）发射脉冲经电缆作用到探头上，激励探头产生高频率的脉冲超声波，超声波透过耦合剂射入材料，完成了超声波的发射工作。探头与被检测材料表面相接触（需要一定的耦合剂，防止空气进入）。探头发出的超声波通过材料表面进入其内部时，由于超声波的反射特性，会有反射回波传入探头，反射的超声波经探头中压电

晶片的压电效应作用，转换成电信号（回波信号）经接收电路阻尼限幅、高频放大、滤波、检波等电路的处理和作用后，得到检波信号，再送入视频放大电路进行脉冲放大，最后输入到电子示波管的垂直偏转板上。这一信号的输入，引起垂直偏转板电压瞬时改变，电子束则在垂直方向发生跳跃，因而在示波管上形成脉冲波型（始发反射信号，用符号 T 表示）；在超声波进入材料内部后，若在其前进传递路线上遇到缺陷，则也会有声波反射回去，被探头接收，同样经过阻尼限幅、高频放大、滤波、检波等电路的处理和作用之后，在示波管上形成缺陷反射信号，用符号 F 表示；同样地，当超声波到达材料的相对底面时，也会有声波反射回去在电子示波管上形成脉冲波型（底部反射信号，用符号 B 表示）。据此就可以判断材料中是否有缺陷的存在。

### 3.2.2 超声波在多层复合结构中的传播



由牙齿结构的纵向剖面可以知道，牙齿是一个多层骨质组织的结构（如图 3-3），而超声波在多层结构中的传播规律及相应的计算方法如下：

在多层复合材料的超声检测系统中，主要采用纵波进行垂直入射获取其回波信号。当超声波垂直入射时，只存在同一类型的反射和透射。这里以超声波在三层结构复合材料中的传播为例对纵波垂直入射到多层界面的传播进行分析。设三层结构复合材料每层媒质的声特性阻抗分别为：

$Z_1 = \rho_1 c_1, Z_2 = \rho_2 c_2, Z_3 = \rho_3 c_3$ ； $\rho_i$

为入射波， $\rho_r$  为反射波， $\rho_t$  为折射波。当超声波从媒质 I 垂直入射到媒质 II 时，

由于两媒质声阻抗不同，在其界面入射波一部分按原途径反射形成反射波，方向与入射波相反，声速不变。入射波另一部分透过界面进入媒质 II 形成透射波，方向与入射波相同，波型不变，但声速随着媒质 I 性质的不同发生变化。其声压反射系数和声压透射系数分别为：

$$r_p = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (1)$$

$$t_p = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (2)$$

当超声波由声阻抗为  $Z_1 = \rho_1 c_1$  的介质穿过声阻抗为  $Z_2 = \rho_2 c_2$  的介质，达到声阻抗为  $Z_3 = \rho_3 c_3$  的介质时，通过了两个界面，超声波必须在第一和第二两个界面上都满足位移和应力连续的条件，声压和振幅在两个边界上必须是连续的。由此，对垂直入射的超声波可以写出四个边界条件方程，以此来求得介质中入射波、反射波和折射波的能量分配。根据边界条件方程，可得到在垂直入射情况下投入第三介质中的超声波声压振幅与第一介质入射波的声压振幅比：

$$\frac{p_3}{p_1} = \frac{4Z_2 Z_3}{(Z_2 + Z_3)(Z_2 + Z_1)e^{j\frac{\omega}{c_2}d} + (Z_2 - Z_1)(Z_3 - Z_2)e^{j\frac{\omega}{c_2}d}} \quad (3)$$

上式中： $d$ 为介质 II 的厚度。从能量观点来考虑，若将进入第三介质的声强  $I_3$  与入射波声强  $I_1$  之比叫做透射系数  $T$ ，则：

$$\begin{aligned} T &= \left( \frac{\rho_1}{\rho_2} \right)^2 \cdot \left( \frac{\rho_1 c_1}{\rho_3 c_3} \right)^2 \\ &= \frac{4 \frac{\rho_1 c_1}{\rho_3 c_3}}{\left( 1 + \frac{\rho_1 c_1}{\rho_3 c_3} \right)^2 \cos^2 \frac{\omega}{c_2} d + \left( \frac{\rho_1 c_1}{\rho_2 c_2} + \frac{\rho_2 c_2}{\rho_3 c_3} \right)^2 \sin^2 \frac{\omega}{c_2} d} \quad (4) \end{aligned}$$

### 3.2.3 牙齿超声检测系统

牙齿超声检测系统工作原理如图3-4所示，它由超声发射单元、接收单元、计算机控制系统组成。首先由发射电路产生一个高压电脉冲加到压电换能器探头上，激励晶片产生脉冲超声波。超声波透过耦合剂射入牙齿。在牙齿内传播的超声波遇到界面即产生反射，超声回波由接收探头接收转变成电脉冲输入接收电路，经过放大、检波，然后进行A/D转换成数字量，计算机通过对数字信号的采集、分析和处理，实现对牙齿结构层厚的检测和缺陷的评判。发射单元由发射驱

动和超声探头组成。发射驱动负责产生激励探头的电压部分，由计算机进行控制产生控制脉冲，通过电路发生高达300多伏的高压脉冲，将这个高压脉冲加到压电晶片上产生超声波，实现由电能到声能的转化。发射部分的脉冲电压高达几百伏，但是由回波引起的压电晶片的射频电压不过几十毫伏，这样小的信号难以进行各种处理，因此接收单元首先要完成信号的放大，然后经过检波和驱动电路送入A/D转换器。补偿器用来补偿超声波在传播中随距离的增加而产生的衰减。在以单换能器脉冲反射方式工作的情况下，电压很高的发射电脉冲在激励换能器件的同时也直接进入接收单元，发射单元和接收单元由同步脉冲进行控制。

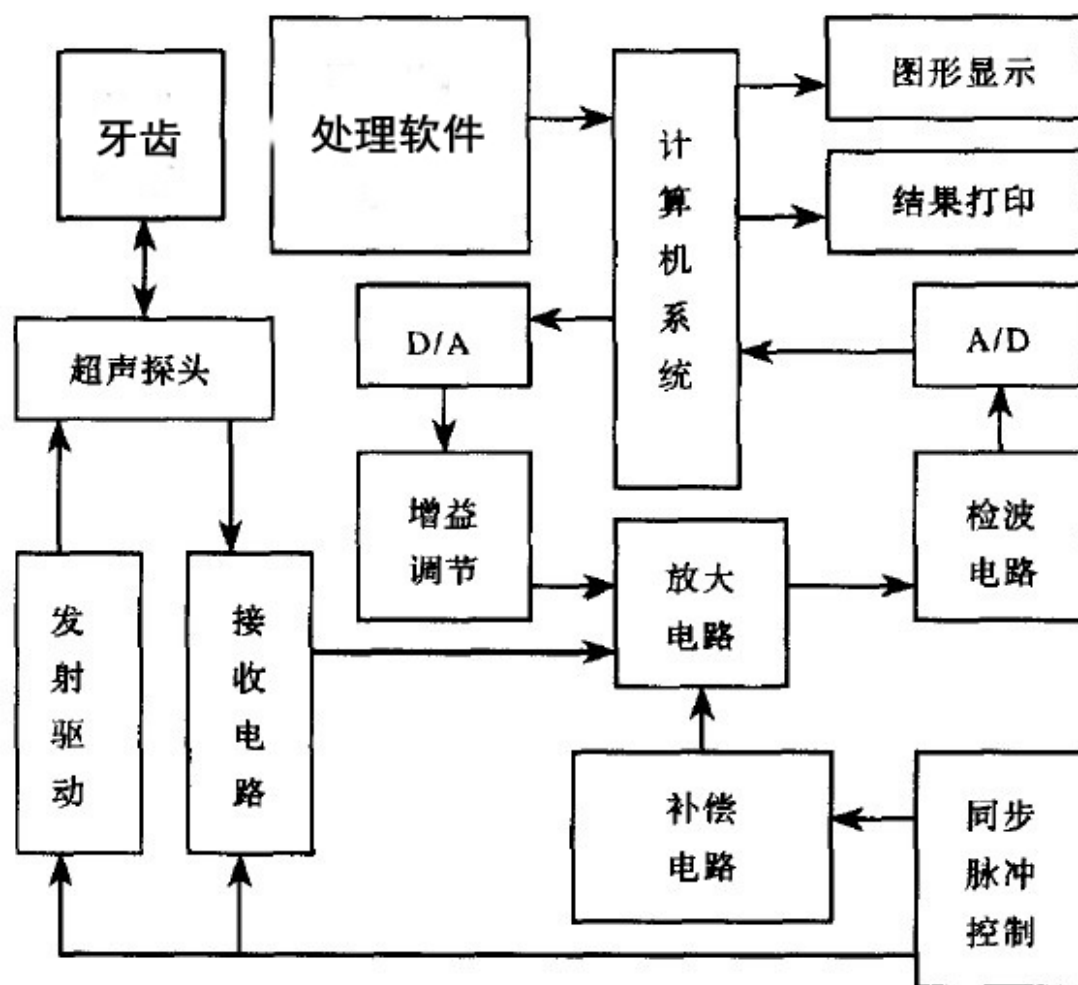


图 3-4 牙齿超声检测系统

鉴于现有的超声波探伤技术大多应用与工业，探测的最高精度为0.1mm的损伤，而直径0.1mm牙齿损伤已经是比较大的破损。所以可采用多探头的多维探测器进行探测，通过多组数据的综合分析来提高定位和测量精度。

## 第四章 信息的分析处理与输出

### 4.1 信号的收集分析处理

第三章的硬件系统收集到的信号需要经过计算机软件的分析处理才能让用户直观的得到牙齿的健康状况。

采集系统首先由数字波束合成器对多通道超声回波信号进行波束合成，数字波束合成器对不同通道信号进行延时，使同一点的信号同相相加，同时对多个通道的回波信号进行空间域上的加窗，类似匹配滤波，可以提高信号的信噪比。

处理系统采用模块化处理的方案，将得到的电子信号通过软件运算转化为直观的图像和数字形式提供给用户。软件具体分为四个模块：检测功能设置、数据的记录、常规设置、数据输出。

（1）检测功能模块：该模块分为检测方式、程控放大、重复频率、检波设置等子功能。

针对不同部位的牙齿选择不同的检测方式与频率。

（2）数据的记录：检测仪器内部的短期储存器对于收集到的数据进行记录，供多次测

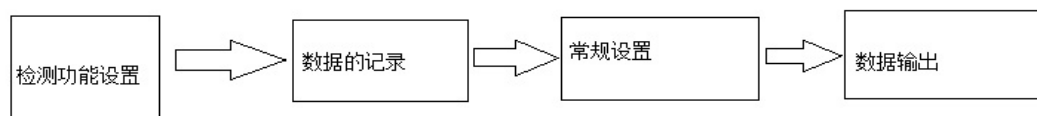
量结果的分析和统计。

（3）常规设置：此菜单在仪器上供用户进行时间、检测模式、自动定期提醒、以及数

据上传计算机的设置。

（4）数据输出：此模块负责将经过电路初步处理的数据转化为计算机可以接受处理的

数据类型，并负责将数据传输到计算机进行下一步的分析处理。



## 4.2 信息的输出

### 4.2.1 信息输出方式

经过处理的可用于计算机处理的信号通过USB接口上传到计算机中，计算机首先将得到的数据转化为图像文件，对于这些图像文件，由于超声波探测时不可避免的会产生噪声，所以滤波时必须考虑图像质量与信息丢失之间的矛盾。多信号处理方法可以提高超声波图像质量，本系统在硬件上采用了多探头探测的方法，所以在构建可视化图像时可生成直观的三维图像，并且能达到最大限度提高探测精度的目的。整体处理过程如图4-1

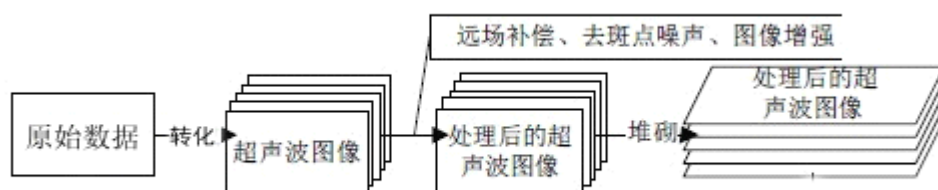


图4-1

### 4.2.2 三维图像构建方法

线阵超声波传感器匀速移动时获取的三维超声波图像数据流呈空时分布，三维超声波图像数据表示为如下数据模型

$$x_1(n_1, n_2, kT) = x_0(n_1, n_2, kT) + n(n_1, n_2, kT)$$

$n(n_1, n_2, kT)$  是超声波数据的斑点噪声， $T$  为距离采样周期， $k=1, \dots, K$ ,  $K$  为采样总数，超声波数据帧的空间位置与距离采样周期  $T$  有关，由用户移动探测器的速度和距离决定。

由于未使用空间定标系统，本文需要对用户移动探测器的速度和距离进行限定。给定移动距离，由于安装在计算机内的图像采集卡的图像采集速率是一定的，所以超声波传感器匀速移动时，距离采样周期 $T$ 可近似认为是确定的。所获取的三维超声波图像数据可近似认为是空间等距采样。当由于式(1)中噪声的影响，

需要对第 $k$ 次采样的原始图像数据 $n(n_1, n_2, kT)$ 祛除噪声。

在二维频域，采用下列方法增强超声波图像：

(1) 区域滤波：只保留二维离散余弦变换低频部分能量集中区域的系数（低通滤波），只保留二维离散余弦变换高频部分能量集中区域的系数（高通滤波），只保留二维离散余弦变换中频部分能量集中区域的系数（带通滤波）。

(2) 逻辑比特分布：在频域指定能量充沛的系数使用的比特数多，其他的系数使用的比特数少。

(3) 门限控制：根据二维离散余弦变换系数设定门限，门限以下的系数将被删除。由于斑点噪声为宽带噪声，门限控制方法可有效滤出斑点噪声。

(4) 矢量量化：只保存能量集中部分的系数。图3给出了几种利用二维离散余弦变换进行图像增强的结果。为了能清楚看出处理后的效果，在高通滤波和带通滤波后的图像图4-1(b2)和(b3)中增加了一背景亮度信号。

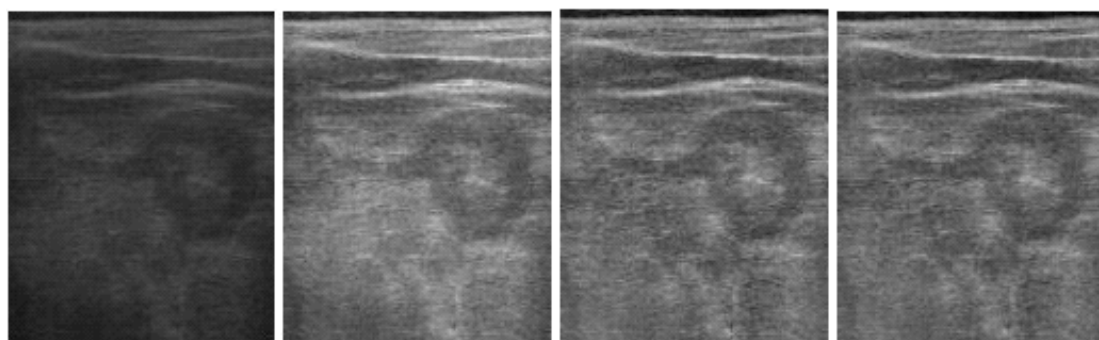


图4-2 (a) (b1) (b2) (b3)

### 4.3 三维图像的处理

#### 4.3.1 三维图像处理流程

对经过软件生成的三维模型进行截面切片，每一个截面生成一个二维的图片并进行降噪处理，对每一个二维图片进行边缘提取，之后测量缺陷尺寸，将得到的数据输入数据库进行比对，大于预设的阈值则进行系统自动报警，提示用户牙齿已经破损。

#### 4.3.2 三维切片图像的灰度化处理

在进行轮廓提取之前，必须进行预处理。图像预处理的任務就是抑制噪声，增强细节，改善图像质量，为特征提取等后续处理提供一幅高信噪比的优质图像。超声波图像存在着噪声大，灰阶少，对比度差等不足，而且常出现回声失落等现象，导致轮廓残缺不全，因此，必须在图像进一步分析处理前进行灰度化处理。

#### 4.3.3 中值滤波法降噪



由于超声波的性质，在获取到的图像中难免受到噪音的干扰而生成较多噪点，在处理过程中必须进行降噪，经过比较，本文采用中值滤波法降噪。对受到噪声污染的图像降噪可以采用线性滤波，但多数线性滤波是低通滤波，在去除噪声的同时也使图像的边缘变的模糊，丢失了有用信息，而中值滤波是一种非线性滤波，它可以去除图像中的脉冲噪声和椒盐噪声，同时可以保护图像边缘不被模糊。

中值滤波的基本原理是把数字图像中一点的值用该点的一个领域的各点值的中值代替。其基本技术思路是对窗口内的所有像素灰度进行排序，取排序结果的中值作为原窗口中心点处像素的灰度。它的工作步骤如下：

- 1) 将模板在图中游走，并将模板中心与图中某个像素位置重合；
- 2) 读取模板下各对应像素的灰度值；
- 3) 将这些灰度值从小到大排列成一列；
- 4) 找出这些值里排在中间的一个；
- 5) 将这个中间值赋给对应模板中心位置的像素。

由此可以看出，中值滤波器的主要功能就是让与周围像素灰度值的差比较大的像素改取与周围像素值接近的值，从而可以消除孤立的噪声点。

#### 4.3.4 图像边缘提取

对于切片图像的处理，需要对牙齿缺陷部位的图像进行尺寸测量。而这个步骤首先进行的是缺陷图像的边缘提取，边缘检测主要是灰度变化的度量、检测和定位。有很多种不同的边缘检测方法，同一种方法使用的滤波器也不尽相同。图像边缘检测就是研究更好的边缘检测方法和检测算子。经典的边缘提取算法是考察图像的每一个像素在某个领域内灰度的变化，利用边缘邻近的一阶或二阶方向导数的变化规律，用简单的方法检测边缘。边缘检测的基本思想首先是利用边缘增强算子，突出图像中的局部边缘，然后定义像素的“边缘强度”，通过设置阈值的方法提取边缘点集。由于噪声和模糊的存在，监测到的边界可能会变宽或在某点处发生间断。因此，边界检测包括两个基本内容：（一）用边缘算子提取出反映灰度变化的边缘点集；（二）在边缘点集合中剔除某些边界点或填补边界间断点，并将这些边缘连接成完整的线。常用的检测算子有微分算子、拉普拉斯高斯算子和canny算子。

#### 4.3.5 缺陷尺寸测量

将已经提取好的图像边缘加上直角坐标网格，对于整个缺陷轮廓进行积分面积计算。然后利用直角网格的尺度有计算机算出尺寸。

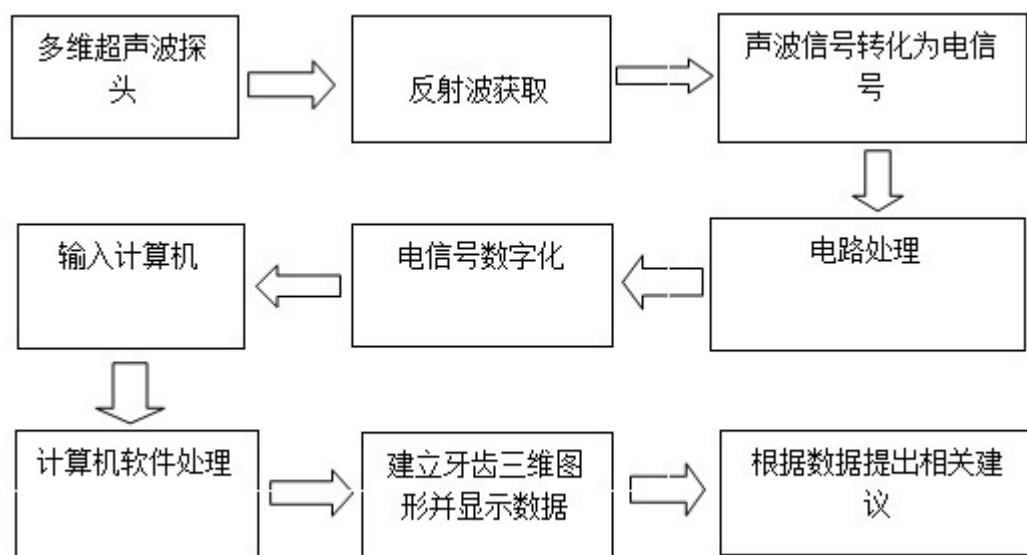
#### 4.3.6 数据自动分析和判断

对于得到的牙齿表面及内部缺损的尺寸数据输入软件进行比对，软件根据医学上的大统计数据预设阈值。对于牙齿表面和内部的缺损分别设置不同的判断算法，当检测得到的牙齿破损尺寸数据大于预设的报警阈值时，软件提示用户注意牙齿状况及时就诊。

## 第五章 系统工作流程及预期效果

### 5.1 系统工作流程图





5.2 系统组成示意图（图5-1）



图5-1

## 第六章 系统分析及前景预测

### 6.1 系统分析

#### 6.1.1 可行性分析

该系统的创意来源是工业上已经成熟应用的超声波探伤技术，这项技术具有无损、精度高、操作简单等优势，相比X光探伤，具有无辐射、对检测人员无伤

害的特点，且这项技术在工业应用过程中积累了很多经验，有一套完备的理论基础。而在医学上超声探测技术还未应用与牙科检测，本文的设计基于工业超声波探伤技术，有较大的可靠性。

### 6.1.2 系统误差

此系统的误差主要来源于超声检测中的噪音，因此检测环境中的超声波会对系统测量结果造成一定的误差，在信号处理部分可用适当的算法减弱干扰波的影响。

### 6.1.3 主要技术难点

本系统的主要技术难点在于如何提高系统精度，牙齿的尺度远小于工业工件，而牙齿损伤的初期阶段破损是很小的，所以提高系统的测量精度对于该系统十分重要。

## 6.2 前景预测

现代人对于自身健康状况越来越重视，牙齿健康状况更是关系到一个人健康最基本的部分，但由于相似的产品还未面世，并且现阶段的牙齿健康状况检测仍停留在医生观察和X光检测的方式，患者个人无法随时掌握自身牙齿健康状况，在发现牙齿疼痛时牙齿已经出现较大破损，造成牙齿的永久性损伤。所以如果能提高超声波探测精度，该系统能够投入生产并降低成本，做成手持式便携设备，一定可以得到用户群的欢迎，具有很大的市场前景。

### 参考文献：

- [1] 董明利, 祝连庆, 穆婕, 汤爱芳. 多层结构复合材料的超声检测系统设计. 北京: 北京机械工业学院. 仪器仪表学报. 2006. 6
- [2] 李健. 指导老师: 马宏伟. 便携式数字化超声波检测仪器的研究. 西安科技大学. 2005
- [3] 李红艳, 肖扬. 非定标三维超声波图像切片获取. 北京交通大学 信息科学研究所. 北京
- [4] 刘克斌, 高占风. 超声波检测技术中的数字信号处理方法. 河北科技大学学报. 1999年第四期
- [5] 邹明, 陈晓. 超声波检测技术研究进展. 世界科技研究与发展. 2010年4月第32卷
- [6] 张贵英. 计算机图像处理技术在医学中的应用. 电脑知识与技术. 2012. 5. 15