



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102266240 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 07

(21) 申请号 201110240871. 7

(22) 申请日 2011. 08. 22

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路  
381 号

(72) 发明人 韦岗 廖明熙 宁更新 谭梁饒

(74) 专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限  
公司 44102

代理人 何淑珍

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 19/00 (2006. 01)

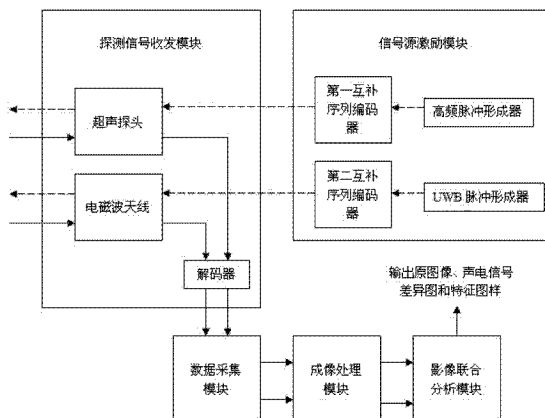
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置

(57) 摘要

本发明提供一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置,包括顺次连接的信号源激励模块、探测信号收发模块、数据采集模块、成像处理模块和影像联合分析模块;本发明的分析装置能同时发射高频超声信号和 UWB 电磁波信号对人体组织进行检测,接收回波后经过信号处理和成像算法处理分别得到关于超声信号和电磁波信号的灰度图,最后对两幅灰度图进行综合处理和分析,利用超声成像的高特异性和 UWB 电磁波成像的高敏感性进行互补,以获取更多的检测细节并作出更准确的病理分析。



1. 一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置,其特征包括顺次连接的信号源激励模块、探测信号收发模块、数据采集模块、成像处理模块和影像联合分析模块;

所述信号源激励模块用于同时产生一路高频互补序列编码脉冲激励和一路 UWB 互补序列编码脉冲激励;所述探测信号收发模块受信号源激励模块激励后,向检测区域同时发射高频超声信号和 UWB 电磁波信号;所述探测信号收发模块接收两种信号的回波,将两路回波信号进行互补序列解码并送至数据采集模块;所述数据采集模块采集两路解码后的回波信号并处理后产生成像所需的数据,再将两路数据送至成像处理模块;所述成像处理模块对接收到的两路数据,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,再将两幅灰度图送至影像联合分析模块;所述影像联合分析模块对两幅图进行差异提取和特征提取,形成特征图样,并作出综合分析。

2. 根据权利要求 1 所述的分析装置,其特征包括两部分:一部分由高频脉冲形成器和第一互补序列编码器构成,产生高频互补序列编码脉冲激励,用于激励探测信号收发模块的超声探头;另一部分由 UWB 脉冲形成器和第二互补序列编码器构成,UWB 脉冲形成器产生高斯窄脉冲,经编码器生成脉冲序列,该 UWB 互补序列编码脉冲激励用于激励探测信号收发模块的电磁波天线。

3. 根据权利要求 2 所述的分析装置,其特征包括所述互补序列编码器采用互补序列码作为编码脉冲序列,所述编码器输出的激励序列由两个 16 位的互补序列  $A$ 、 $B$  组成,激励序列  $C$  由  $A$ 、 $B$  相连接组成,互补序列码具有自相关特性。

4. 根据权利要求 1 所述的分析装置,其特征包括所述探测信号收发模块包括收发同体的超声探头、电磁波天线和解码器,超声探头和电磁波天线分别经高频互补序列编码脉冲和 UWB 互补序列编码脉冲激励后,同时向检测区域进行扫描,分别发射高频超声检测信号和 UWB 电磁波检测信号,并接收各自的回波信号;解码器对两路回波信号进行互补序列解码后被送至数据采集模块。

5. 根据权利要求 1 所述的分析装置,其特征包括所述数据采集设备对两路解码后的回波信号分别进行处理:检测回波信号强度,生成归一化的强度值  $s$ ;然后形成数据格式为  $((x, y), s)$  的两路数据,并送至成像处理模块,其中  $x$  和  $y$  分别是扫描目标点的横坐标和纵坐标。

6. 根据权利要求 5 所述的分析装置,其特征包括所述成像处理模块利用成像算法对接收到的两路回波强度值数据分别进行成像处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

7. 根据权利要求 6 所述的分析装置,其特征包括所述影像联合分析模块接收成像处理模块传来的两幅灰度图,利用超声成像的高特异性和 UWB 电磁波成像的高敏感性进行互补,并作出病理分析。

8. 根据权利要求 7 所述的分析装置,其特征包括影像联合分析模块的完成以下工作:

第一,在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值  $TH$  的区域,形成“声电信号差异图”,并单独呈现在显示器上;

第二,将超声信号图和 UWB 信号图从“坐标-灰度值空间”上转换到“特征空间”上,通过特征图样的比较向医生提供参考信息;影像联合分析模块首先对两幅灰度图提取各自的特征值,在相同的特征空间中形成特征图样;然后分别计算两个特征图样的重心

$Q_1$  和  $Q_2$ , 并计算  $Q_1$  和  $Q_2$  在特征空间里的距离  $D = |Q_1 - Q_2|$ ; 最后根据  $D$  的值进行以下分析:

- (1) 若满足  $D > Th$ , 则两特征图样相似度高, 说明两路信号的检测效果基本一致;
- (2) 若满足  $Tl < D < Th$ , 则两特征图样相似不高, 说明单从 UWB 电磁波图像进行分析可能会引起误判, 由此提示必须参考超声信号图进行分析才能得出较准确的结论;
- (3) 若满足  $D < Tl$ , 则两特征图样相似度很低, 说明其中一路检测可能出错, 本次得出的两幅灰度图所提供的信息可能不可靠, 需考虑重新进行检测, 其中  $Tl$  和  $Th$  是预设的门限值。

## 一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学探测技术领域,具体涉及超声成像、超宽带成像、互补序列编码脉冲检测和影像联合分析装置。

### 背景技术

[0002] 癌症是一类严重威胁人类健康的多发病和常见病。近 30 年来,癌症发病率和死亡率一直呈上升趋势。相关数据表明,肿瘤已成为我国居民的主要死亡原因之一,抗击癌症的形式相当严峻。

[0003] 虽然不断更新的肿瘤医学技术集合了手术、放疗、化疗、生物基因等各种手段,但由于多数肿瘤病人发现癌症时已是中晚期,再好的治疗方法也只能望而兴叹。于是,如何在癌症早期正确诊断出肿瘤,为治疗赢得充裕的时间,便成为了能否治愈肿瘤的关键所在。

[0004] 目前,医学上已拥有多种方法对肿瘤进行检测和成像,如 X 射线摄影、计算机断层扫描技术、核磁共振成像、超声检测以及超宽带近场成像技术等。X 射线摄影对于无钙化的早期肿瘤的敏感度较低,因而检测错误率和漏检率都偏高,且反复接受 X 光照射会导致电离放射线在体内积聚,有可能引发正常组织癌变。计算机断层扫描与 X 射线摄影存在着同样的问题:断层扫描的辐射能够穿透细胞、破坏 DNA,甚至诱发某些癌细胞。核磁共振技术虽然对人体没有不良影响,但其空间分辨率不及计算机断层扫描,而且设备成本昂贵,不适合大规模的人群普查。然而,超声成像和超宽带(UWB)成像两种技术的表现则较为理想。

[0005] 超声成像技术是根据超声回波的衰减来检测是否有异常组织存在。超声在介质中以直线传播,有良好的指向性,这是用超声对人体组织或器官进行检测的基础。当超声波到达两种声阻抗不同的相邻介质的交界面时,将会发生反射,且声阻抗差异越大,反射量也越大。声阻抗定义为: $Z = P * C$ ,式中 P 为介质密度, C 为组织中的声速。一般情况下,声速在人体组织中的传播速度变化不大,在 1500m/s 左右变化。研究表明,肿瘤组织的密度要远远大于正常组织,因此二者声阻抗存在着较大差异,即肿瘤组织比附近正常组织有更强的声波反射和散射效应。接收探头处的传感器收集回波,并由算法处理形成不同物质、组织或器官的影像对比分布图。在超声图像上,强回波反映为白影(亮区),弱回波或无回波反映为黑影(暗区)。超声检测技术具有高特异性、无创性、设备成本低以及分辨率较高等优点,适用于肿块较小的、临床下不易触及的病灶。

[0006] UWB 成像技术同样是根据信号回波的衰减来检测是否有异常组织存在。UWB 电磁波的传播特性与组织的介电特性有关,两种介质的介电常数差异越大,其交界面处电磁波的反射量就越大,而介电特性又跟组织含液量有密切关系,研究表明,一般肿瘤组织的含液量要远高于周围的正常组织,因此肿瘤组织和正常组织的介电特性差异较大,于是电磁波信号在其交界面处产生较大的反射和散射量。接收器收集回波,并进行处理、成像。UWB 检测信号通常为 ns 级的窄脉冲,穿透力强,定位精度高,在检测成像中具有高敏感性,易于发现早期肿瘤;此外,UWB 信号能量小,相对 X 光成像对人体的危害小得多。因此该技术有着相当大的临床意义。

## 发明内容

[0007] 基于肿瘤探测技术的重大意义,针对现有技术的不足并综合超声成像和 UWB 成像的技术原理及优点,本发明提出一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置。考虑到声信号检测和电磁波信号检测分别利用了物质的声学特性和电学特性,而且这两种信号不会互相干扰,因此它们的发射端可集成在一个较小的模块内,并能同时对目标进行检测。本发明同时发射高频超声信号和 UWB 电磁波信号对人体组织进行检测,接收回波后经过信号处理和成像算法处理分别得到关于超声信号和电磁波信号的灰度图,最后对两幅灰度图进行综合处理和分析,利用超声成像的高特异性和 UWB 电磁波成像的高敏感性进行互补,以获取更多的检测细节并作出更准确的病理分析。

[0008] 为达到上述目的,本发明采用如下技术方案:

[0009] 一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置,包括顺次连接的信号源激励模块、探测信号收发模块、数据采集模块、成像处理模块和影像联合分析模块;所述信号源激励模块用于同时产生一路高频互补序列编码脉冲激励和一路 UWB 互补序列编码脉冲激励;所述探测信号收发模块受信号源激励模块激励后,向检测区域同时发射高频超声信号和 UWB 电磁波信号;所述探测信号收发模块接收两种信号的回波,将两路回波信号进行互补序列解码并送至数据采集模块;所述数据采集模块采集两路解码后的回波信号并经处理后产生成像所需的数据,再将两路数据送至成像处理模块;所述成像处理模块对接收到的两路数据,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,再将两幅灰度图送至影像联合分析模块;所述影像联合分析模块对两幅图进行差异提取和特征提取,形成特征图样,并作出综合分析。

[0010] 上述的分析装置中,所述信号源激励模块包括两部分:一部分由高频脉冲形成器和第一互补序列编码器构成,产生高频互补序列编码脉冲激励,用于激励探测信号收发模块的超声探头;另一部分由 UWB 脉冲形成器和第二互补序列编码器构成,UWB 脉冲形成器产生高斯窄脉冲,经编码器生成脉冲序列,该 UWB 互补序列编码脉冲激励用于激励探测信号收发模块的电磁波天线。

[0011] 上述的分析装置中,所述互补序列编码器采用互补序列码作为编码脉冲序列,所述编码器输出的激励序列由两个 16 位的互补序列 A、B 组成,激励序列 C 由 A、B 相连接组成,互补序列码具有自相关特性。

[0012] 上述的分析装置中,所述探测信号收发模块包括收发同体的超声探头、电磁波天线和解码器,超声探头和电磁波天线分别经高频互补序列编码脉冲和 UWB 互补序列编码脉冲激励后,同时向检测区域进行扫描,分别发射高频超声检测信号和 UWB 电磁波检测信号,并接收各自的回波信号;解码器对两路回波信号进行互补序列解码后被送至数据采集模块。

[0013] 上述的分析装置中,所述数据采集设备对两路解码后的回波信号分别进行处理:检测回波信号强度,生成归一化的强度值  $s$ ;然后形成数据格式为  $((x, y), s)$  的两路数据,并送至成像处理模块,其中  $x$  和  $y$  分别是扫描目标点的横坐标和纵坐标。

[0014] 上述的分析装置中,所述成像处理模块利用成像算法对接收到的两路回波强度值数据分别进行成像处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

[0015] 上述的分析装置中,所述影像联合分析模块接收成像处理模块传来的两幅灰度图,利用超声成像的高特异性和 UWB 电磁波成像的高敏感性进行互补,并作出病理分析。

[0016] 上述的分析装置中,影像联合分析模块的完成以下工作:

[0017] 第一,在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值 TH 的区域,形成“声电信号差异图”,并单独呈现在显示器上;

[0018] 第二,将超声信号图和 UWB 信号图从“坐标-灰度值空间”上转换到“特征空间”上,通过特征图样的比较向医生提供参考信息;影像联合分析模块首先对两幅灰度图提取各自的特征值,在相同的特征空间中形成特征图样;然后分别计算两个特征图样的重心  $O_1$  和  $O_2$ ,并计算  $O_1$  和  $O_2$  在特征空间里的距离  $D = |O_1 - O_2|$ ;最后根据 D 的值进行以下分析:

[0019] (1) 若满足  $D > Th$ ,则两特征图样相似度高,说明两路信号的检测效果基本一致;

[0020] (2) 若满足  $Tl < D < Th$ ,则两特征图样相似不高,说明单从 UWB 电磁波图像进行分析可能会引起误判,由此提示必须参考超声信号图进行分析才能得出较准确的结论;

[0021] (3) 若满足  $D < Tl$ ,则两特征图样相似度很低,说明其中一路检测可能出错,本次得出的两幅灰度图所提供的信息可能不可靠,需考虑重新进行检测,其中 Tl 和 Th 是预设的门限值。

[0022] 上述分析装置的分析方法包括以下步骤:

[0023] 步骤 1、在信号源激励模块中,高频脉冲发生器的输出经过互补序列编码器产生高频编码脉冲激励序列;UWB 脉冲形成器的输出经过互补序列编码器产生 UWB 编码脉冲激励序列。两路激励信号同时发送至探测信号收发模块。

[0024] 步骤 2、探测信号收发模块中的超声探头和电磁波天线受到激励后,分别发射出高频超声脉冲序列信号和 UWB 电磁波脉冲序列信号,同时对检测区域进行扫描。

[0025] 步骤 3、探测信号收发模块中的超声探头和电磁波天线分别接收高频超声信号的回波和 UWB 电磁波信号的回波,并将两路回波信号输入解码器进行解码。

[0026] 步骤 4、解码后的两路信号进入数据采集模块,该模块对解码后的回波信号进行处理,生成成像所需的“坐标-强度”数据,并将数据经两路送至成像处理模块。

[0027] 步骤 5、成像处理模块利用成像算法对接收到的两路数据分别进行成像处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

[0028] 步骤 6、所述影像联合分析模块对成像处理模块传来的高频超声信号图和 UWB 电磁波信号图进行联合分析:首先在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值 TH 的区域,形成“声电信号差异图”,直观、快速地向医生对肿瘤性状作出初步把握;然后将超声信号图和 UWB 信号图从“坐标-灰度值空间”上转换到“特征空间”上,形成特征图样,并计算这两个特征图样的几何重心在特征空间里的距离,以该值验证此次作出的判断是否可靠。

[0029] 本发明集成了超声探测和 UWB 电磁波探测的技术方案,具有如下优点和技术效果:

[0030] 1、同时利用物质的声学特性和电学特性进行探测,对两种物理性质不同的探测信号进行综合处理和分析,从而获取更多的目标细节,使分析病理性质时有更多的参考信息。

[0031] 2、利用超声成像的高特异性减少因 UWB 成像高敏感性而造成的误判情况,从而提

高病理分析的准确性 ;利用 UWB 成像的高敏感性和高精度获取比超声成像更丰富的边缘细节,从而得到更多病理信息作为分析依据。

[0032] 3、超声信号与电磁波信号互不干扰,其发射端可集成在一个较小的模块内,而且可以同时发射和接收这两种检测信号,因此与发射单种信号的检测装置相比,本发明并不会耗费更多的时间成本。

[0033] 4、采用互补序列编码脉冲进行探测,可获得更高的信噪比。

#### 附图说明

[0034] 图 1 是本发明的原理框图 ;

[0035] 图 2a 为肿瘤的超声成像示意图 ;

[0036] 图 2b 为肿瘤的 UWB 成像示意图 ;

[0037] 图 2c 为肿瘤的声电信号差异图 ;

[0038] 图 3 是本发明的工作流程图 ;

[0039] 图 4 是影像联合分析模块的工作流程图 ;

[0040] 图 5a 为高频超声信号图特征图样示意图 ;

[0041] 图 5b 为 UWB 电磁波信号图特征图样示意图。

#### 具体实施方式

[0042] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

##### [0043] 实施例

[0044] 如图 1 所示,本发明由五大模块组成 :信号源激励模块、探测信号收发模块、数据采集模块、成像处理模块和影像联合分析模块。其中,虚线箭头表示探测信号在产生、发送阶段的传播方向,实线箭头表示回波信号在接收、处理、成像阶段的传播方向。信号源激励模块同时产生一路高频互补序列编码脉冲激励和一路 UWB 互补序列编码脉冲激励,探测信号收发模块受激励后,同时向检测区域发射高频超声信号和 UWB 电磁波信号 ;探测信号收发模块接收两种信号的回波,将两路回波信号进行解码并送至数据采集模块 ;数据采集模块,该模块对两路解码后的回波信号分别进行处理,产生成像所需的数据,再将两路数据送至成像处理模块 ;成像处理模块利用成像算法对接收到的两路数据分别进行处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块 ;影像联合分析模块对两幅图进行差异提取和特征提取,形成特征图样,并作出综合分析。

[0045] 所述信号源激励模块包含两路激励输出。一路由高频脉冲形成器和基于 DSP TMS320C50 的第一互补序列编码器构成,产生高频脉冲序列,用于激励探测信号收发模块的超声探头 ;另一路由 UWB 脉冲形成器和基于 DSPTMS320C50 的第二互补序列编码器构成,UWB 脉冲形成器产生高斯窄脉冲,经编码器生成脉冲序列,该 UWB 脉冲序列用于激励探测信号收发模块的电磁波天线。

[0046] 此处采用编码脉冲激励方式进行探测可获取更高的信噪比,其原理如下 :

[0047] 假设,进入解码器的信息量为 : $C_i = B_i \log_2(1+S_i/N_i)$ ,解码器将带宽为  $B_i$  的输入信

号解调为带宽为  $B_o$  的输出信号,其信息量为  $C_o = B_o \log_2(1+S_o/N_o)$ 。式中  $C$  为信息量; $B$  为信号带宽; $S$  为信号功率; $N$  噪声功率;下标  $i, o$  分别表示解码器输入和输出。因为解码器的输入信号和输出信号必须具有相等的信息量,即有  $B_i \log_2(1+S_i/N_i) = B_o \log_2(1+S_o/N_o)$ 。一般情况下,  $S/N \gg 1$ , 则  $(B_i/B_o) \log_2(S_i/N_i) \approx \log_2(S_o/N_o)$ , 而由于信道编码给信源增加了冗余,因此解码前的信号在单位时间里比解码后的信号有更大的数据量,即有  $B_i > B_o$ , 所以  $S_o/N_o > S_i/N_i$ , 因此编码系统可获取更高的信噪比。

[0048] 本发明采用互补序列码作为编码脉冲序列。所述编码器输出的激励序列由两个 16 位的互补序列 A、B 组成,激励序列 C 由 A、B 相连接组成。互补序列码具有理想的自相关特性,而好的自相关特性能保证回波信号经过解码后能得到清晰的成像。

[0049] 所述探测信号收发模块由收发同体的超声探头、电磁波天线和基于 DSPTMS320C50 的解码器组成。超声探头和电磁波天线分别经高频互补序列编码脉冲和 UWB 互补序列编码脉冲激励后,同时向检测区域进行扫描,分别发射高频超声检测信号和 UWB 电磁波检测信号,并接收各自的回波信号。由于声信号和电信号物理性质不同,互不干扰,因此可以在同一模块内同时发射和接收。解码器对两路回波信号进行互补序列解码后被送至数据采集模块。

[0050] 所述数据采集模块采用华为公司的 EM200 模块,对两路解码后的回波信号分别进行处理:检测回波信号强度,生成归一化的强度值  $s$ ;然后形成数据格式为  $((x, y), s)$  的两路数据,并送至成像处理模块,其中  $x$  和  $y$  分别是扫描目标点的横坐标和纵坐标。

[0051] 所述成像处理模块采用 TI 公司的 TMS34020 芯片,利用成像算法对接收到的两路回波强度值数据分别进行成像处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

[0052] 所述影像联合分析模块由计算机软件实现,对成像处理模块传来的两幅灰度图进行综合分析,以得出比单一信号检测更准确的病理分析结果。联合分析的意义在于利用超声成像的高特异性和 UWB 电磁波成像的高敏感性进行互补,以获取更多的检测细节并作出更准确的病理分析:

[0053] 首先,超声信号图可在判断准确度上弥补 UWB 信号图的不足:UWB 成像具有高敏感性,容易出现误判情况,有可能对囊肿或大多数钙化灶得出阳性结果。例如,囊肿的 UWB 成像有可能是白色的实性块状,与肿瘤影像非常相似,容易产生误判。而囊肿的超声影像中会出现强光点或光带,易于和肿瘤影像区分。因此,超声成像的高特异性,可对囊肿或钙化灶能作出准确判断,从而在一定程度上减少 UWB 电磁波信号图的误判概率。

[0054] 另外,UWB 信号图也能在细节上弥补超声信号图的不足:一般情况下,良性肿瘤的肿块周围有一层完整的纤维性包膜,其图像边界比较清楚;而恶性肿瘤肿块的外周没有包膜,或包膜不全,在传统医学成像图上呈现出模糊不清的边界,且不同病理性质的恶性肿瘤图像一般存在不同的边缘特性。因此,准确捕获肿瘤边缘有助于分析肿瘤的病理性质。UWB 检测的高精度性可以比超声检测获得更多的边缘细节,而且还能检测出癌细胞的扩散趋向,如图 2 所示:图 2a 为肿瘤的超声成像示意图,白色区域为检测出的肿瘤区域,其边缘为暗淡的阴影区域,模糊不清;灰色部分为其他正常组织;图 2b 为肿瘤的 UWB 成像示意图,白色区域同样是检测出的肿瘤区域,不同的是,其边缘的阴影区域比超声图中的边缘要清晰、明亮,更易观察。而且能看出癌细胞正往右上方蔓延。除此之外,UWB 成像的高敏感性使其

比超声成像更容易检测到早期癌症。

[0055] 由此可见,超声信号图和 UWB 电磁波信号图能互补不足,综合两图进行分析便能作出准确的判断。

[0056] 为了方便医生分析并作出更准确的判断,所述影像联合分析模块对成像处理模块传来的超声信号图和 UWB 信号图进行进一步的联合处理。影像联合分析模块主要有两项工作:

[0057] 第一,在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值  $Th$  的区域,形成“声电信号差异图”,并单独呈现在显示器上,如图 2c 所示:该图反映的主要是肿瘤的边缘形态以及癌细胞的扩散情况,能直观、快速地让医生对肿瘤性状作出初步的分析和判断。

[0058] 第二,将超声信号图和 UWB 信号图从“坐标-灰度值空间”上转换到“特征空间”上,通过特征图样的比较向医生提供更多的参考信息。影像联合分析模块首先对两幅灰度图提取各自的特征值  $CH_1$ 、 $CH_2$ 、...、 $CH_h$ ,在相同的特征空间中形成特征图样;然后分别计算两个特征图样的重心  $O_1$  和  $O_2$ ,并计算  $O_1$  和  $O_2$  在特征空间里的距离  $D = |O_1 - O_2|$ ;最后根据  $D$  的值验证此前作出的判断是否可靠。具体进行以下分析:

[0059] (1) 若满足  $D > Th$ ,则两特征图样相似度高,说明两路信号的检测效果基本一致,在此基础上进行的分析将有较高的准确性。

[0060] (2) 若满足  $T1 < D < Th$ ,则两特征图样相似不高,说明单从 UWB 电磁波图像进行分析可能会引起误判,由此提示医生必须参考超声信号图进行分析才能得出较准确的结论。

[0061] (3) 若满足  $D < T1$ ,则两特征图样相似度很低,说明其中一路检测可能出错,本次得出的两幅灰度图所提供的信息可能不可靠,医生需考虑重新进行检测。(其中  $T1$  和  $Th$  是预设的门限值。)

[0062] 综上所述,所述影像联合分析模块首先形成“声电信号差异图”,直观、快速地让医生对肿瘤性状作出初步把握;然后对超声信号图和 UWB 信号图在其特征空间上的特征图样进行比较,验证此次作出的判断是否可靠。

[0063] 采用编码脉冲激励方式进行探测可获取更高的信噪比。为实现此功能,本实施例采用互补序列码作为编码脉冲序列。所述编码器输出的激励序列由两个 16 位的互补序列 A、B 组成,其中  $A = \{1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, 1, -1\}$ ,  $B = \{1, 1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1\}$ ,则激励序列为  $C = \{A, B\} = \{1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, -1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, -1, -1, 1, -1, 1, 1, 1, -1, 1, 1, -1, 1\}$ 。互补序列码具有理想的自相关特性,而好的自相关特性能保证回波信号经过解码后能得到清晰的成像。

[0064] 所述探测信号收发模块由收发同体的超声探头、电磁波天线和解码器组成。超声探头和电磁波天线分别经高频互补序列编码脉冲和 UWB 互补序列编码脉冲激励后,同时向检测区域进行扫描,分别发射高频超声检测信号和 UWB 电磁波检测信号,并接收各自的回波信号。由于声信号和电信号物理性质不同,互不干扰,因此可以在同一模块内同时发射和接收。解码器对两路回波信号进行互补序列解码后被送至数据采集模块。

[0065] 所述数据采集设备对两路解码后的回波信号分别进行处理:检测回波信号强度,生成归一化的强度值  $s$ ;然后把数据格式为  $((x, y), s)$  的两路数据,送至成像处理模块。

[0066] 所述成像处理模块利用成像算法对接收到的两路数据分别进行成像处理,生成关

于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

[0067] 如图 3 所示,本实施方式采用以下工作步骤:

[0068] 步骤 1、在信号源激励模块中,高频脉冲发生器的输出经过互补序列编码器 1 产生高频编码脉冲激励序列;UWB 脉冲形成器的输出经过互补序列编码器 2 产生 UWB 编码脉冲激励序列。两路激励信号同时发送至探测信号收发模块。

[0069] 步骤 2、探测信号收发模块中的超声探头和电磁波天线受到激励后,分别发射出高频超声脉冲序列信号和 UWB 电磁波脉冲序列信号,同时对检测区域进行扫描。

[0070] 步骤 3、探测信号收发模块中的超声探头和电磁波天线分别接收高频超声信号的回波和 UWB 电磁波信号的回波,并将两路回波信号输入解码器进行解码。

[0071] 步骤 4、解码后的两路信号进入数据采集模块,该模块对解码后的回波信号进行处理,产生成像所需的“坐标-强度”数据,并将数据经两路送至成像处理模块。

[0072] 步骤 5、成像处理模块利用成像算法对接收到的两路数据分别进行成像处理,生成关于超声信号的灰度图和关于电磁波信号的灰度图,并将两幅灰度图送至影像联合分析模块。

[0073] 步骤 6、所述影像联合分析模块对成像处理模块传来的高频超声信号图和 UWB 电磁波信号图进行联合分析:首先在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值 TH 的区域,形成“声电信号差异图”,直观、快速地让医生对肿瘤性状作出初步把握;然后将超声信号图和 UWB 信号图从“坐标-灰度值空间”上转换到“特征空间”上,形成特征图样,并计算这两个特征图样的几何重心在特征空间里的距离,以该值验证此次作出的判断是否可靠。

[0074] 如图 4 所示,所述影像联合分析模块采用以下工作步骤:

[0075] 步骤 1、在 UWB 信号图中提取出与超声信号图相关性低于预置门限值 TH 的区域,形成“声电信号差异图”,初步把握肿瘤性状。

[0076] 步骤 2、分别对高频超声信号图和 UWB 电磁波信号图进行特征提取,计算其各自的特征值:CH1、CH2.....CHh。

[0077] 步骤 3、根据各自的特征值在相同的特征空间上生成特征图样,如图 5a 和图 5b 所示(假设有 6 项特征)。

[0078] 步骤 4、计算两个特征图样的几何重心  $O_1$  和  $O_2$ ,并计算  $O_1$  和  $O_2$  在特征空间里的距离 D。

[0079] 步骤 5、根据 D 的值进行进一步分析:

[0080] (1) 若满足  $D > Th$ ,则两特征图样相似度高,说明两路信号的检测效果基本一致,在此基础上进行的分析将有较高的准确性。

[0081] (2) 若满足  $T1 < D < Th$ ,则两特征图样相似不高,说明单从 UWB 电磁波图像进行分析可能会引起误判,由此提示医生必须参考超声信号图进行分析才能得出较准确的结论。

[0082] (3) 若满足  $D < T1$ ,则两特征图样相似度很低,说明其中一路检测可能出错,本次得出的两幅灰度图所提供的信息可能不可靠,医生需考虑重新进行检测。(其中 T1 和 Th 是预设的门限值。)

[0083] 本发明集成了超声波成像和 UWB 电磁波成像的技术方案,对两种探测信号的回波

进行特征提取,形成特征图样,并进行联合分析。本发明的特点在于:利用两种物理性质不同的信号进行探测,可获取更多的目标细节,为病理分析提供更多的参考信息;利用超声成像的高特异性和 UWB 成像的高敏感性、高精度度进行互补,从而使病理分析结果更加准确;超声探测和电磁波探测互不干扰,可同时进行,从而节省检测操作的时间成本,而且两种信号的发射端可以集成在一个较小的模块内;采用编码脉冲进行探测,可获得更高的信噪比。上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

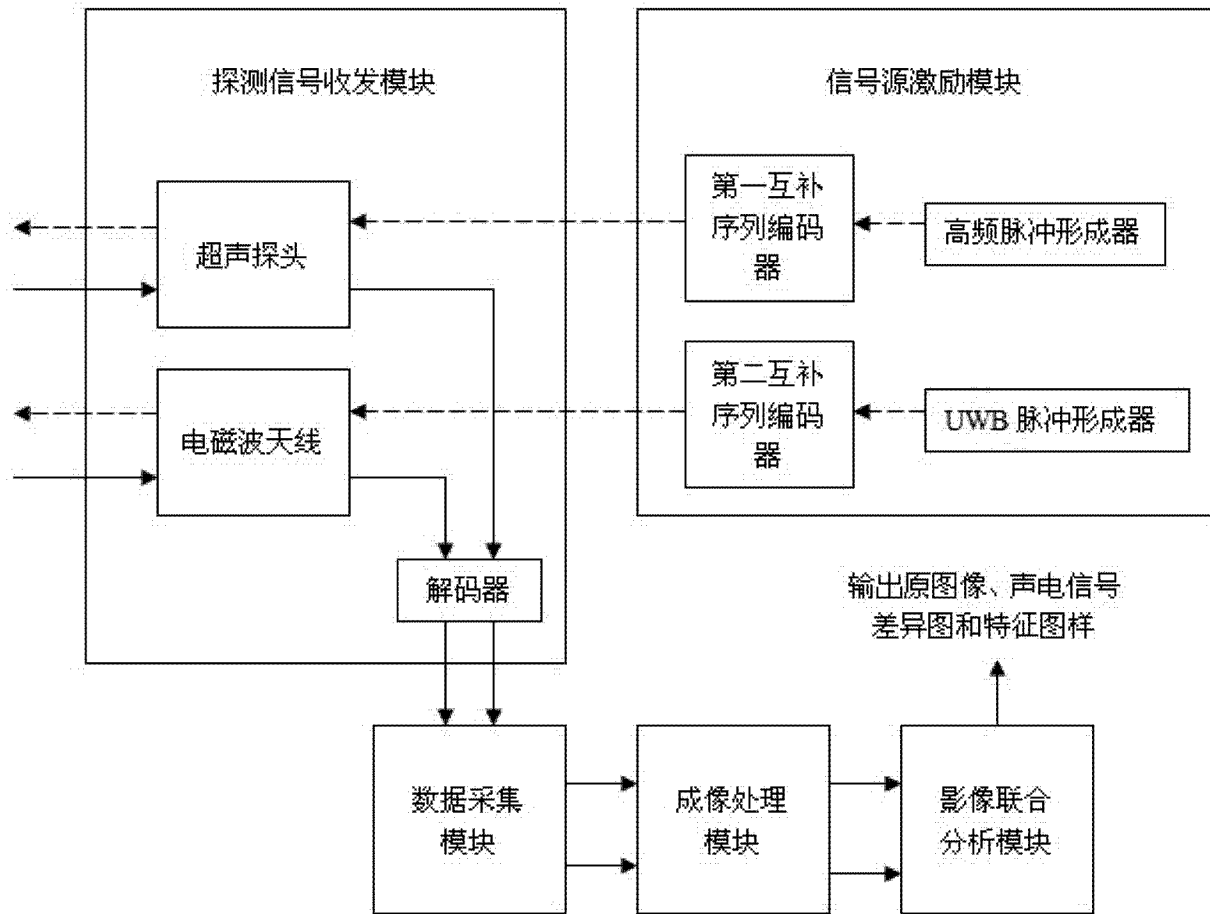


图 1



图 2a

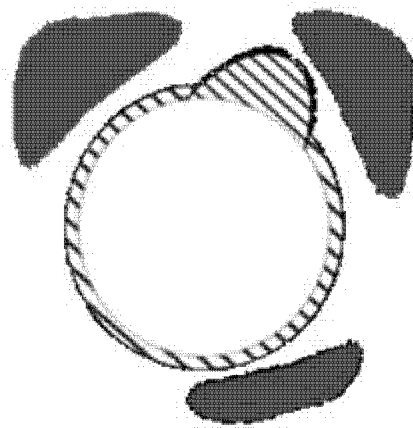


图 2b

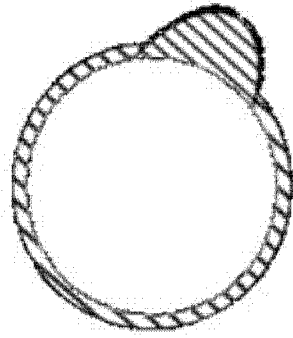


图 2c

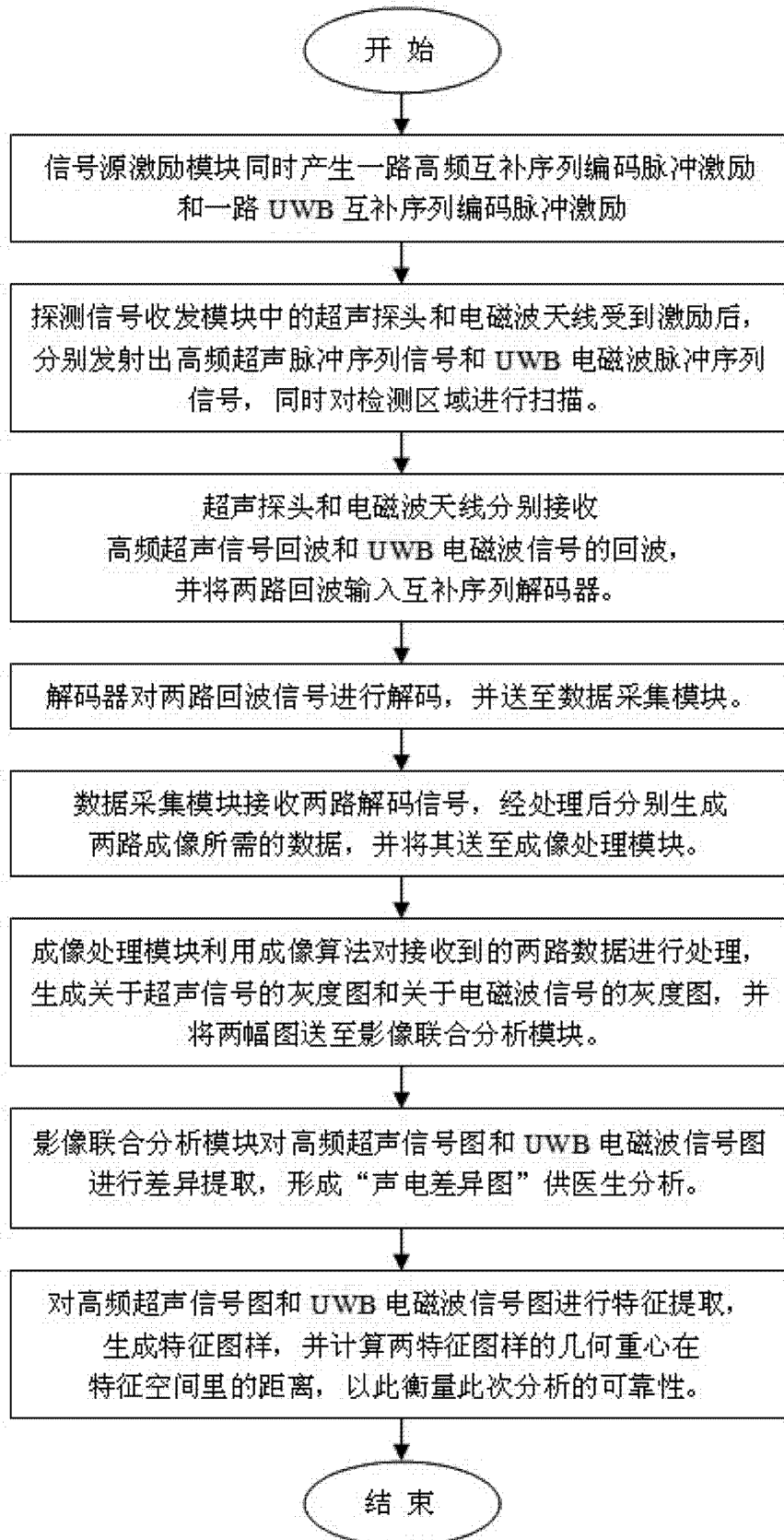


图 3

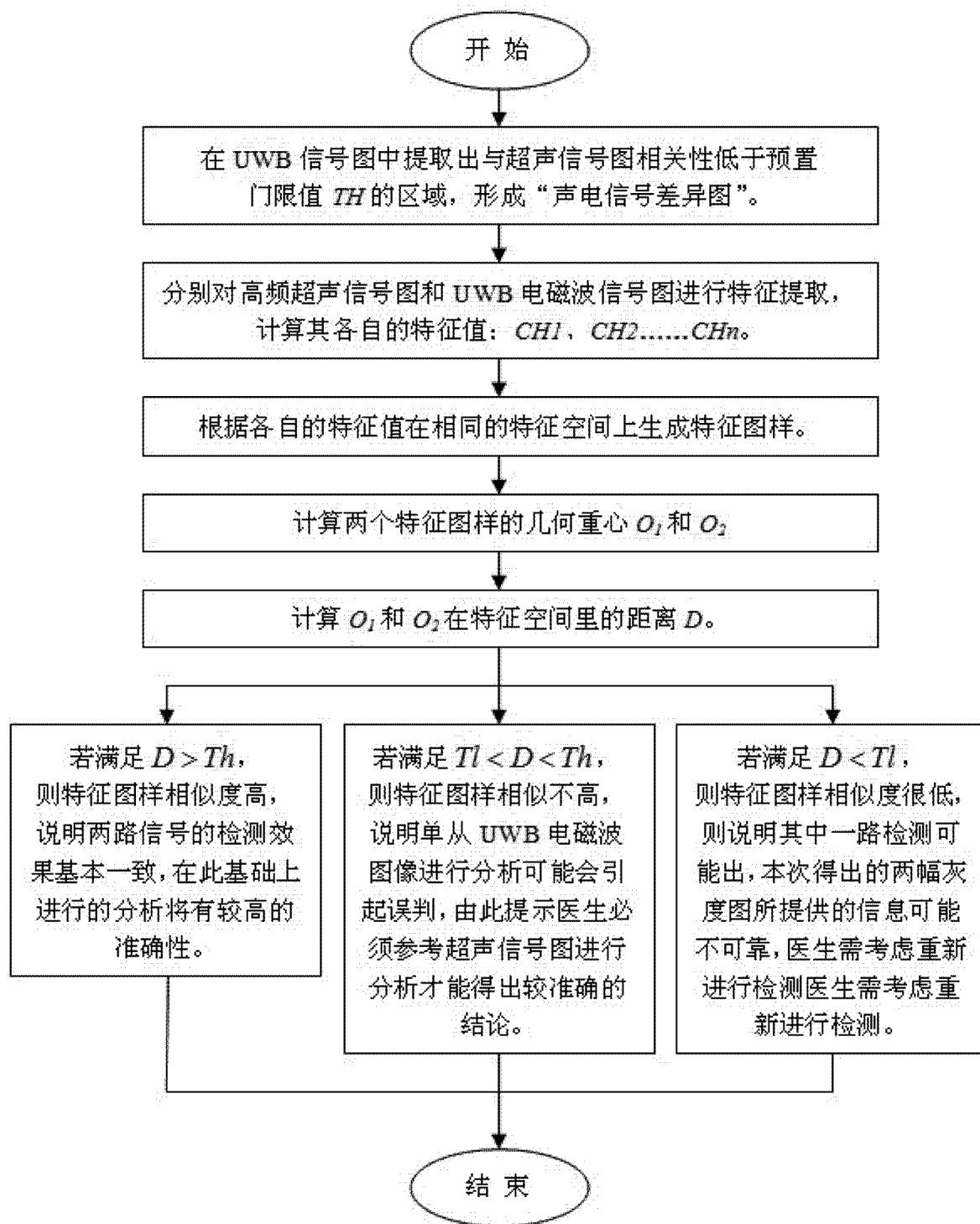


图 4

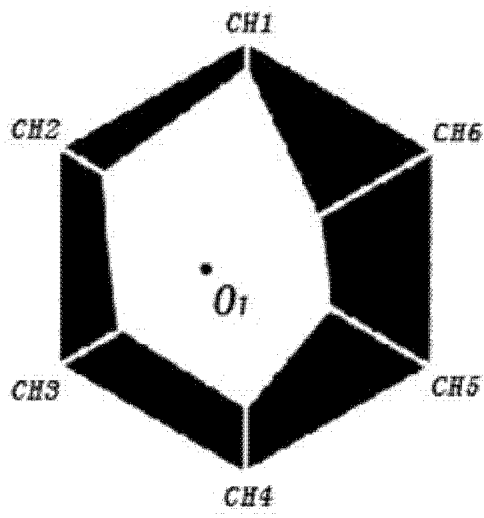


图 5a

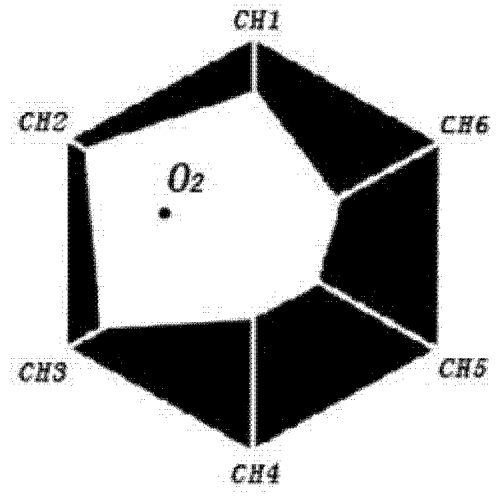


图 5b

专利名称(译)	一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102266240A</a>	公开(公告)日	2011-12-07
申请号	CN201110240871.7	申请日	2011-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	韦岗 廖明熙 宁更新 谭梁镜		
发明人	韦岗 廖明熙 宁更新 谭梁镜		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 A61B19/00		
代理人(译)	何淑珍		
其他公开文献	CN102266240B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种用于肿瘤探测的声电联合分析装置，包括顺次连接的信号源激励模块、探测信号收发模块、数据采集模块、成像处理模块和影像联合分析模块；本发明的分析装置能同时发射高频超声信号和UWB电磁波信号对人体组织进行检测，接收回波后经过信号处理和成像算法处理分别得到关于超声信号和电磁波信号的灰度图，最后对两幅灰度图进行综合处理和分析，利用超声成像的高特异性和UWB电磁波成像的高敏感性进行互补，以获取更多的检测细节并作出更准确的病理分析。

