

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101455562 B

(45) 授权公告日 2011. 02. 02

(21) 申请号 200910300151. 8

(22) 申请日 2009. 01. 12

(73) 专利权人 何宗彦

地址 100021 北京市朝阳区霄云路 32 号

(72) 发明人 何宗彦

(74) 专利代理机构 北京中建联合知识产权代理

事务所 11004

代理人 朱丽岩 白云

(51) Int. Cl.

A61B 5/01 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

审查员 彭韵

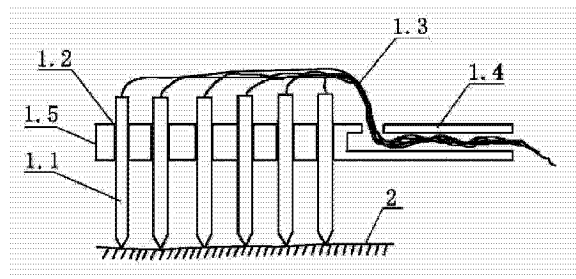
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 3 页

(54) 发明名称

早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪

(57) 摘要

一种早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其温度传感器有至少一排扫描探头呈梳齿状均匀排列在探头支撑体上,温度传感器的温度测量范围为 0 - 45℃,各扫描探头的头部穿出探头支撑体,连接各扫描探头尾部的数据传输线与检测主机相连,检测主机有外壳、稳压电源电路、数据选择开关模块、按键、单片机、前置放大模块、A/D 转换模块、显示器、报警器。解决了乳腺癌、皮肤癌和其它实体癌的检测操作复杂、检测费用高、检测辐射大的技术问题。能有效排除检测中出现的各种干扰,数据可靠,重复性好,使用方便,检测快速,体积小,自动化程度高,是适用于家庭个人使用的早期乳腺和其他疾患的自查仪器。



1. 一种早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,包括一个温度传感器(1),其特征在于:上述温度传感器有至少一排扫描探头(1.1)呈梳齿状均匀排列在探头支撑体(1.5)上,温度传感器的温度测量范围为0—45℃,各扫描探头的头部穿出探头支撑体(1.5),连接各扫描探头尾部的数据传输线(1.3)与检测主机相连,检测主机有外壳、稳压电源电路、数据选择开关模块、按键(3),还有:

一个单片机,包含时钟电路、存储器、比较器、计算器和数据输入、输出接口,用于预设阈值、确定温度电信号采集的正确步骤,判断采集时初始条件和检测条件的正确与否,对采样数据进行统计和计算、将计算结果数据传送至显示器、存储检测结果和数据、根据检测得到数据判断扫描区域是否存在异常组织、在温度传感器的信号超过预设阈值时向报警器发出报警信号;

一个前置放大模块,用于放大温度传感器传输的数据信号;

一个A/D转换模块,用于进行放大信号的模/数转换,并传递给单片机;

一个用于显示单片机输出数据或图像信号的显示器;

一个报警器,接收报警信号后发出音响;

上述温度传感器与加温配套设备配套;

上述加温配套设备是持续式电磁波发射设备。

2. 根据权利要求1所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述检测主机有一个计算机接口。

3. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述稳压电源电路是由整流元件、变压器和稳压器组成的交流电源或直流供电电池。

4. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述数据选择开关模块是双十六路数据选择开关模块,双十六路数据选择开关模块由四个八路选择开关组成。

5. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述前置放大模块的放大倍数不低于10倍,其零点为可调。

6. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述温度传感器的数据传输线(1.3)是电缆或多通道数据线,上述数据传输线穿过探头支撑体(1.5)后部的手柄(1.4)内空腔与检测主机连接。

7. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述扫描探头的头部固定于探头支撑体上的孔洞(1.2)中,或者与探头支撑体上的孔洞紧配合,扫描探头的外径稍小于孔洞内径,使得扫描探头由摩擦力在孔洞中固定或能用力推进、推出,以调整伸出探头支撑体(1.5)的长度。

8. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述扫描探头的伸出长度一致,形成水平线状阵列;或者,各扫描探头的伸出长度经过调整形成适应皮肤表面(2)的弧线状阵列。

9. 根据权利要求1或2所述的早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,其特征在于:上述扫描探头为交错排列或并行排列。

早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪

技术领域

[0001] 本发明涉及一种检测仪器,特别是一种检测早期病变组织的检测仪器。

技术背景

[0002] 乳腺癌在西方发达国家如美国、加拿大的发病率很高,每 8~9 个妇女就有一个可能患上乳腺癌。一个女孩一生下来,她的一生患上乳腺癌的机会是 10%。随着我国国民经济发展,人民生活水平的提高,乳腺癌的发病率也呈逐年上升的趋势,大中城市尤为突出。天津和上海两地资料显示,1988 年到 1992 年与 1981 年到 1982 年比较,乳腺癌发病率增加了 35.2%。北京从 1978 年开始,乳腺癌已经成为妇女发病率最高的恶性肿瘤,近年来还以每年 2.4% 的速度上升,现在年发病率已经达到 40 / 10 万。我国大城市中的乳腺癌发病率,有逐步接近欧美发达国家水平的趋势。

[0003] 因此,中国非常需要开展乳腺癌的普查和筛选。早诊断,早治疗是提高乳腺癌治愈率、降低死亡率的关键。一期乳腺癌 90% 可以治愈,二、三期的患者,5 年生存率只有 70% 或 40%。癌症的普查可以发现无症状的早期患者。美国癌症协会和国立癌症研究所早在 1973 年就开展了对 28 万妇女的乳腺癌普查工作,结果检查出 3500 例,其中 1 / 3 为直径小于 1cm 的非浸润早期癌。我国曾在“六五”和“七五”期间把乳腺癌的普查列为国家攻关课题,积累了不少经验。中国卫生部计划在全国各地设置一百个检查站,向妇女提供定期乳腺检查。但由于生活方式的急剧改变导致乳癌发病率的激增,加上中国巨大的人口数量,尤其是安全有效的筛选手段的缺乏,使此项工作困难重重。早期癌变组织的探查十分困难,不仅取决于检测仪器的灵敏度和可靠性,也取决于检测人员的经验和知识,还涉及检测费用等诸多因素。以乳腺癌为例,早期并无明显症状,患者自己难于察觉。肿瘤标志物在形成之初缺乏特异性和敏感性。细胞学检查只在已出现乳头溢液的情况下使用。活检也是在有明显症状出现时才考虑进行。过去很长一段时期,医疗机构倡导的乳癌自检方法是通过触摸乳房来发现可疑肿块。这种方法可靠性差,且一经发现已属于中晚期。近年来,随着科技的发展,早期乳癌的普查和筛选已经有了更准确可靠的方法和设备。

[0004] 1、传统筛选方法及其局限:

[0005] (1) 钼靶 X 射线乳房摄影

[0006] 这是目前全世界使用最广泛的乳癌早期普查手段。但最新的研究显示,年轻妇女做钼靶 X 光检查,可能使带有乳癌基因的高危人群大幅提高罹患乳癌的机率。该研究结果刊登于《临床肿瘤学期刊》上。这项研究是由克利夫兰凯斯西方育材大学的葛加和同事所完成,共针对 1601 名带有 BR — CA1 或 BRCA2 突变基因者进行了调查,了解胸腔 X 光检查与罹患乳癌的关系。虽然在没有照射胸腔 X 光的危险因子下,这些妇女已经是乳癌高危人群,但研究人员发现,曾在任何年龄照射过胸部 X 光的妇女,罹癌危险提高了 54%。值得注意的是,妇女愈年轻时照射 X 光,其罹癌风险也愈高。研究发现,这些妇女若曾在 40 岁以前照射胸腔 X 光,罹癌机率将增加 97% 之多。而带有 BRCA1 和 BRCA2 基因的妇女若曾在 20 岁以前做胸部 X 光检查,罹癌机率更会提高三倍以上。根据这项研究结果,专家建议可能带有 BRAC1

或 BRCA2 的妇女,应以核磁共振扫描 (MRI) 取代传统的 X 光乳房检查。但 MRI 是一项费用昂贵的检测,即便在欧美发达国家,也不是一般收入的家庭所能承受。在中国更不可能作为早期癌组织的筛选手段。

[0007] 2002 年 1 月 19 日,美国国家癌症研究院癌症防治主任皮特·格林沃德向公众表示,美国国家癌症研究院将重新审查该研究院关于乳腺癌的防治建议。他同时透露,美国国家癌症研究院将在今春(2002 年)修改其网页,注明目前不清楚“用钼钯 X 光机检查乳腺癌是否可以挽救生命”。负责起草官方文件之一的 M. D. Aderson 肿瘤中心的 Donald Berry 博士说:“这个文件将被解释为‘你不可以轻易做出决定’,每个妇女应该根据科学依据,自己选择是否用钼钯 X 光机检查乳腺癌。”他还说:“过去我们长期认为钼钯 X 光机对检查乳腺癌,并作出早期诊断非常重要,这种观点可能是错误的。不管猫是否跑出口袋(指早期发现肿瘤或晚期发现肿瘤),妇女乳腺癌患者的最终结果(死亡率)是一样的”。

[0008] 代表 12 万名内科医生的全美最大医疗专科组织—美国医生协会也指出:建议 40 余岁女性定期接受乳房 X 光检查之举是弊大于利。该协会详细研究调查的结果显示:40 余岁女性接受 X 光乳房检查的好处并不如接受同类检查的 50 岁或以上女性般明显。与此同时,此类检查往往附带放射线辐射,不必要的切片化验、手术及化疗等显着副作用。

[0009] (2) 计算机断层扫描 (CT)

[0010] 电子计算机断层扫描是一种方便,迅速和无痛的医学检查方法。现已成为一种很流行的医学辅助诊断手段。随着医学技术的发展,最近几年来美国人开始流行用接受电脑断层扫描 (CT 扫描) 的方法以希望能及早发现身体内部的各种肿瘤。但近日,美国的一些 X 光专家警告说,CT 扫描发现早期肿瘤的效果并不好,而接受这种检查的人们患上癌症的危险性并不比暴露在核爆炸辐射区的危险性小。据信息时报报道,根据这些 X 光专家的介绍,不少人体内的各种器官上都会有一些类似于肿瘤的小肿块,但这些小肿块的存在并不影响人们的健康。然而当人们接受扫描发现小肿块后,大多选择动手术清除。不过实际上并不能对改善健康起关键作用。与此同时,当人们接受全身电脑断层扫描时,他们的身体就接受到了放射性物质的辐射,电脑断层扫描的辐射量大小相当于人们位于日本广岛和长崎原子弹爆炸中心 2.5 公里处接受的的辐射量大小。从数字上来说,人们每接受一次全身电脑断层扫描,他们的身体将会增加 0.08 % 的致癌比率,相当于 1200 人当中就有一人不幸致癌。

[0011] (3) B 超检查

[0012] 超声检查的最大优点是无损,无害和无辐射。但由于解析度的关系,无法显示细微的病变。不能发现小于 2cm 以下的乳癌。早期癌组织的检出率远低于 X 射线乳房摄影。因而不适合早期乳腺病变的普查。

[0013] (4) 红外热像图方法

[0014] 人体每时每刻都在发射红外线,而同时人体每时每刻又在吸收着红外线。1934 年,Hardy 采用红外辐射,不用接触人体而准确地测量出人体皮肤温度及其分布。美国伦敦 Middlesex 医院的 walliamsk. L 于 1961 年 5 月,用红外扫描仪拍摄了世界上第一张乳房癌的热图,由此开始了红外热像技术的新纪元。随着红外热像技术的飞速发展,它在医学范围内的应用已扩展到临床各个领域。但红外热成像条件要求严格,检测环境必须恒温密闭,仪器必须用液氮冷却,设备昂贵,操作复杂,费用较高。尤其是温度分辨率(通常 $>0.1^{\circ}\text{C}$)和位

置分辨率不高,深层病变组织不能很好显示等缺点,限制了本发明的应用。目前,主流的意见认为:红外热成像技术对于乳癌的普查或早期筛选基本无效。世界上更多的国家是把红外热像技术与其它先进的诊断技术联合使用来提高诊断的符合率。

[0015] 2. 相关专利及研究动向

[0016] 采用其它危害较 X 射线少的电磁波来进行机体异常检测是许多发明人的选择。美国专利 08/250762, 60/047604, 60/021284 提出一种微波层析成像系统,它采用一定波长的微波对生物体扫描,并对透射过的微波进行分析处理,最终获得三维的组织图像。由于波长短的微波穿透深度有限,波长长的微波解析度不高,所以微波断层方法有其局限。其它采用微波进行检测的还有中国专利(申请号 1009840),提出用分析微波穿透肺前后的变化得到肺含水量的方法。中国专利(申请号 89102298)提出一种由热信息提取部分及信息处理系统组成的无源微波诊断仪,采用与人体组织阻抗匹配良好的阿基米德螺旋线探头,在 2.25 — 2.65GHz 频率范围接收圆极化或椭圆极化波,用以探测人体深部组织肿瘤的有效信息。

[0017] 日本专利 37276/2002 提出用近红外光透射生物体,通过分析处理透射光的方式得到血红蛋白等组织代谢信息。这是一种局部检测手段。采用荧光技术的专利有不少。如中国专利(申请号 01142855)提出一种荧光光谱癌诊断装置及方法,该装置的诊断方法是对癌患者血清或软组织部位做出荧光光谱图并进行荧光分析。加拿大专利 2126915 提出一种利用红外光谱分析探测经防腐处理的、自然或人工培养的、包括脱落细胞在内的新鲜生物组织或细胞样品中异常的方法,异常由红外光谱吸收是否发生变化而定。中国专利(申请号 200310107677)公开了一种二极管激光器激光光谱癌症诊断仪。它用二极管激光器作为激发光源,当激光通过光纤照射到人体组织上时,所发出的荧光再通过光纤沿原路返回,利用 CCD 探测器接收相应光谱范围的荧光,由计算机显示所要波段的荧光光谱,然后进行对比分析,得到所要信息。

[0018] 除了常见的用来探测体表癌组织的红外图像和液晶方法外,一类利用红外成像来检测机体深处异常的专利也被提出。中国专利(申请号 02133987)提出一种所谓红外透视方法。它是将人体热场某一断层的热能信息经过体表热能阶所辐射出的红外线,依次经过帧扫描。行扫描及光学系统、分频滤波后,聚焦成像于探测器内并转换成模拟电信号,该模拟电信号经放大处理、模数转换器转换后变成数字电信号后输送到计算机中,计算机用专用软件将该信号以改色不改温的原则经伪彩色显示。显然这种方法并非用红外线真正透过人体来成像,其创新性明显不如类美国专利 6023637 提出的方法。后者提出的方法是通过扫描人体待检测部位,获得红外辐射强度数据,不同的强度水平对应不同的颜色。这些强度值应处于一个具有最小和最大值的输入窗口之内。在该窗口内再定义一个输出窗口,输出窗口的最大值应小于或等于输入窗口的最大值,其最小值应大于或等于输入窗口的最小值。通过这两个窗口对数据进行处理,使人体深处组织产生的热辐射也能得以展示,最终获得人体组织的热断层图像。该发明现在被称为 TTM(thermal texture maps),其主要优点是不发射任何射线(即无源检测),只需通过处理红外图像,就可以得到人体组织的动态功能信息。其不足之处是难以得到异常组织(如癌)的准确形态,结构和位置,在这方面不如 CT 或超声,尽管可以作为它们的补充手段。究其原因,是因为一般情况下异常组织或部位和正常组织或部位之间的温度差不大,如果异常组织或部位位于体表,容易通过红外热

像图或液晶图显示出来。但如果位于体内深处,由于热传导的作用,这种微小的温度差传到体表时就变得更小,高温区和低温区的界限就更加模糊,热像图上异常组织或部位的形态就很不准确,其中心位置也难以确定。为克服这一困难,最简单的办法就是人为提高异常组织或部位和正常组织或部位之间的温度差。中国专利(申请号 02159137)提出使用一种温度对比剂使检测的目标部位与其相邻部位的生理性或病理性温度差扩大,从而改善目标部位与其相邻部位的热图像对比度。这种温度对比剂应为药学上无毒副作用的试剂。美国专利 200100—46471 也提出采用一种化合物,但它是通过化合物使用前后热像图的对比,得到化合物对血液热力学性能改变的效能。显然,采用生化手段(如特别的药剂)提高某指定的异常组织或部位和相邻组织或部位之间的温度差是相当困难的工作。

发明内容

[0019] 本发明提供一种早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,要解决现有的检测乳腺癌、皮肤癌的设备检测操作复杂、检测费用高、检测辐射大的技术问题。

[0020] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

[0021] 这种早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪,包括一个温度传感器,其特征在于:上述温度传感器有至少一排扫描探头呈梳齿状均匀排列在探头支撑体上,温度传感器的温度测量范围为 0—45℃,各扫描探头的头部穿出探头支撑体,连接各扫描探头尾部的数据传输线与检测主机相连,检测主机有外壳、稳压电源电路、数据选择开关模块、按键,还有:

[0022] 一个单片机,包含时钟电路、存储器、比较器、计算器和数据输入、输出接口,用于预设阈值、确定温度电信号采集的正确步骤,判断采集时初始条件和检测条件的正确与否,对采样数据进行统计和计算、将计算结果数据传送至显示器、存储检测结果和数据、根据检测得到数据判断扫描区域是否存在异常组织、在温度传感器的信号超过预设阈值时向报警器发出报警信号;

[0023] 一个前置放大模块,用于放大温度传感器传输的数据信号;

[0024] 一个 A/D 转换模块,用于进行放大信号的模/数转换,并传递给单片机;

[0025] 一个用于显示单片机输出数据或图像信号的显示器;

[0026] 一个报警器,接收报警信号后发出音响。

[0027] 上述温度传感器与加温配套设备配套,加温配套设备可以是持续式电磁波发射设备或辐射加热器。

[0028] 上述检测主机有一个计算机接口。

[0029] 上述稳压电源电路是由整流元件、变压器和稳压器组成的交流电源或直流供电电池。

[0030] 上述数据选择开关模块是双十六路数据选择开关模块,双十六路数据选择开关模块由四个八路选择开关组成。

[0031] 上述前置放大模块的放大倍数不低于 10 倍,其零点为可调。

[0032] 上述温度传感器的数据传输线可以是电缆或多通道数据线,上述数据传输线穿过探头支撑体后部的手柄内空腔与检测主机连接。

[0033] 上述扫描探头的头部可固定于探头支撑体上的孔洞中,或者与探头支撑体上的孔洞紧配合,扫描探头的外径稍小于孔洞内径,使得扫描探头由摩擦力在孔洞中固定或能用

力推进、推出,以调整伸出探头支撑体的长度。上述扫描探头的伸出长度一致,形成水平线状阵列;或者,各扫描探头的伸出长度经过调整形成适应皮肤表面的弧线状阵列。

[0034] 上述扫描探头可为交错排列或并行排列。

[0035] 本发明的基本原理:乳腺肿瘤分为良性肿瘤和恶性肿瘤两类。良性肿瘤由分化成熟的细胞组成,生长慢,且呈扩大性向四周发展,与周围组织温差较小,大多在 1°C 之内。相反,恶性肿瘤由不成熟的细胞构成,血管丰富,代谢率高,生长迅速,恶性肿瘤细胞的温度多半高于正常细胞。位于浅层的乳腺癌区域的皮温有时相对于周围区域高 $1\sim 3^{\circ}\text{C}$ 。一般而言,乳癌的温度分布具有下列特征:

[0036] (1)、患有乳腺癌一侧的整个乳房温度往往比正常侧增高,且随病情进展,温差呈递增趋势;

[0037] (2)、患侧乳房的局部有热区;

[0038] (3)、乳晕周围温度增高;

[0039] (4)、患侧乳房有异常血管图形;

[0040] (5)、患侧乳房出现弥漫性高温,双侧相比温差 $> 1.5^{\circ}\text{C}$ 。

[0041] 如果乳腺病变位于皮下浅层,用热成像技术就能较好地分辨出来。但如果位于较深部位,病变灶与周围的温度差反映到表皮上,就会非常小,甚至小到 0.01°C 。这时,再高级的热成像仪也难以分辨。所以必须采用精度更高的传感方式和探头,进行从局部到整体的扫描,以找出各区域间微细的差别。这种传感器要求探头反应速度快,分辨率高,数据可进行高密度采集和存储。同时,还需提高深层异常组织与周围正常组织之间的温度差别,才能正确显示乳癌位置和病变区域大小,并能与良性组织相区别。

[0042] 本发明采用对检测区域预先施加低能量电磁波的方式,基本上能达到上述要求,其根据是(1)、肿瘤组织的结构异形性决定其恶性程度。异形性越高,癌组织分化程度越低,其间质血管越丰富而结缔组织越少,生长越迅速,预后越差。所以,恶性癌组织的血管增生越多,含水率就越高,在合适的电磁波作用下,其温差效应就越显著。(2)、机体的病理变化总是代谢改变在先,形态结构改变在后。恶性肿瘤组织的代谢活动异常活跃,会比正常组织需要更多的葡萄糖,因此,它的葡萄糖浓度也就高于其他组织。鉴于此,在肿瘤发生的早期,很多形态学影像检查未发现机体异常改变时,葡萄糖代谢显像就可“报警”。目前,一项新兴的葡萄糖代谢显像技术即是将放射性核素与葡萄糖合成到一起,成为具有放射性的葡萄糖,将它注入人体内后,用探测仪器在体外接收放射信号,并进行图像处理,就可以得到放射性葡萄糖在人体内的分布图。它可反映人体各部葡萄糖代谢的情况。可用于诊断很多类型的肿瘤。但由于检查费用较高,不能作为肿瘤诊断的初筛性检查。一般在临床高度怀疑而常规影像学检查又未发现病灶等情况下,使用才较为合适。根据发明者的大量实验,葡萄糖浓度越高的组织,吸收电磁波的效率就越高,温度上升就越高,与周围组织的温差就越大。所以不必使用放射性核素,只需采用本设备,就可达到完全相同的效果。(3)、大量的医学实验表明,使用电磁波治疗癌变组织时,可使癌细胞比周围正常组织的温度高 $5\sim 10^{\circ}\text{C}$,同时由于结构的异常,这些热又不能迅速的传出,导致癌变组织内热量的累积,温度可达 40°C 以上。综上所述,癌变组织在特殊的电磁波理化作用下,与周围组织或区域的微小温差能够被明显地放大,在机体深处形成一个暂时的热源。采用温度传感器阵列,对此热源区域进行扫描,就能准确地得到该区域深处早期癌变组织的信息。

[0043] 本发明也可以检测其他浅表软组织疾患,包括皮肤乳头状瘤,皮肤癌,痣与黑色素瘤,脂肪瘤,神经纤维瘤,血管瘤等。原本良性的肿块有可能转变为恶性,但转变是一个渐进的过程,早期并无征兆。一旦发现有明显的恶化,如溃疡,急剧生长,已经太迟。根据前述原理,浅表肿块组织的代谢差异也容易通过本发明检测出来。

[0044] 电磁波对生物组织致热效应的实质在于,电磁波辐射生物体并穿透到组织之中后,当该组织吸收电磁波能所转化的热量超过血液循环和热传导所带走的热量时,就会产生热的积累,引起局部的体温失调和温度上升。生物体的皮肤,肌肉,脂肪和各脏器都是由极性蛋白分子,极性水分子和无机盐离子所组成,它们有都是由带正电的原子核和带负电的电子组成。无外加电磁场时,都是按特定的形式和规律排列的,处于平衡状态。当有外加电磁场时,生物介质即与电磁场相互作用,出现以下状态:(1)、极性分子出现异变,即发生电子位移极化。这种极化随时从电磁场取得能量,按交变电磁场规律相应地改变极化方向,转化为热能。(2)、极性分子都有一定偶极矩。在外加电磁场作用下,将重新排列,并随电磁场来回振动,同时与相邻分子相互碰撞,加剧了这些分子的混乱运动,增加了热量。(3)、外加电磁场作用下,离子受到加速并产生移动,与相邻分子碰撞而产生热量。但由于生物体各器官或组织的组分和结构有一定区别,尤其是含水率差别较大,因而热学和电学性能不同,导致热效应可能出现很大的差异。实验显示,微波在富水组织(如皮肤和肌肉中),有如下电特性:

[0045]	频率 MHz	介电常数 ϵ_H	电导 $\sigma_H(S/M)$	组织内波长 cm	穿透深度 cm
[0046]	10	160	0.602	118	21.6
[0047]	27.12	113	0.625	68.1	14.3
[0048]	40.68	97.3	0.680	51.3	11.24
[0049]	33	53	1.18	8.76	3.57
[0050]	915	51	1.28	4.46	3.04
[0051]	2450	47	2.17	1.76	1.70

[0052] 相比之下,微波在乏水组织(如脂肪和骨骼)中的电特性有很大不同:

[0053]	频率 MHz	介电常数 ϵ_H	电导 $\sigma_H(S/M)$	组织内波长 cm	穿透深度 cm
[0054]	27.12	20	10.9 — 43.2	241	159
[0055]	40.68	14.6	12.6 — 52.8	187	118
[0056]	433	5.6	37.9 — 118	28.8	26.2
[0057]	915	5.6	55.6 — 147	13.7	17.7
[0058]	2450	5.5	96.4 — 213	5.21	11.2

[0059] 从上述数据可以看出,由于含水不同,同样频率的微波作用下,组织之间的介电常数或电导率可以相差近十倍。所以富水组织中,微波的损耗将大大高于在乏水组织中的损耗。换言之,同一微波作用下,富水组织的温度升高要比乏水组织明显得多。这就是微波导致不同组织间出现温差的原因。其它电磁波,尤其是波长接近微波的超短波和波长稍大于微波的远红外波,它们导致生物机体温度升高和组织间温度差增大的机理基本相同。

[0060] 产生对作用于人体,其强度和频率都被控制在无害范围内的电磁波技术已经日益成熟,许多设备已经市场化。这些技术和设备大多用于机体疾病治疗。比如各种微波治疗仪就是采用接触或不接触的形状各异的辐射器对人体患病部位施加持续或脉冲形式的微波,

利用其热和非热的效应达到使组织血管扩张,细胞膜通透性提高,改善营养代谢,促进组织再生及解痉,止疼和消炎等目的。常用频率从 10MHz 到 2450MHz,功率范围从数十到数百瓦,作用时间多为 10 到 30 分钟。但对于用高温杀灭癌细胞的情况,微波的功率要求较大,作用时间一般需持续 40 分钟以上,才能使癌变部位的温度从开始加热的 10 至 15 分钟内就迅速升高到 42.5℃ 以上。

[0061] 本发明的特点和有益效果如下:

[0062] 本发明采用的电磁波发射设备仅用于使机体某一部位的温度适当升高或使组织间的温差达到一定水平,相比于上述用于治疗功能的微波或其它电磁波设备,具有以下特点。

[0063] 一. 所需功率很小,一般小于 30W。

[0064] 二. 作用时间不长,一般短于 5min,通常采用持续式发射,不采用脉冲发射方式。

[0065] 三. 所用频率或波长取决于待检测部位或组织的深度。深度越深,频率应越低或波长应较长。比如对于深处乳腺癌的探测,宜用频率 460MHz 的分米波。反之,对于浅表的部位或组织,可用频率较高或波长稍短的电磁波。

[0066] 四. 为了实现后面将要叙述的层析技术,电磁波发射的频率或者功率或者作用时间应可以精确地,方便地在一个较大范围内进行调整,改变和控制。

[0067] 五. 所用辐射器与待检测部位或器官的形状有关。对于微波而言,因弥散性大,传输时需用特制的系统,它一般由波导管或同轴电缆和与之连接的形状结构各异的辐射器组成。辐射器的尺寸和形状可与微波发生器的频率谐振,辐射器的发射口可与待检测部位或器官的形状相匹配。比如对于检测乳腺癌的情况,发射口可设计为比与乳房尺寸稍大的半球形。对于检测腰部,胸腹部的情况,可设计为面积较大的开口为马鞍形的辐射器。

[0068] 六. 使用时,辐射器与待检测部位,组织或器官可以直接接触,也可以保持一定距离,中间可用空气作介质,也可隔以薄的内衣。如用吸收电磁波能很小的材料(如石英砂)填充机体与辐射器之间的间隙,可以降低微波在空气中反射和散射,提高微波利用率。

[0069] 七. 考虑到电磁波对温度传感器和主机部件的干扰,通常两个过程是分开进行的。即先用电磁波作用于待检测部位,组织或器官,当达到理想的温度或组织间温差时,停止电磁波作用,立即开始该部位的扫描。如果需要得到机体组织的动态信息,上述两步过程可以反复进行,即按:施加电磁波———温度检测———施加电磁波———温度检测的模式进行。特别情况下,如温度传感器不受电磁波干扰,则上述分为两步的过程可以同时进行,即一边施加电磁波,一边扫描检测电磁波导致的温度变化效应。

[0070] 根据上述原理,能够自制电磁波发射器,也可以购买市场上的电磁波治疗仪,直接使用或进行改装后使用。比如国内产品:圣普 SPW-1B 型家用微波治疗仪,其功率 1-30W 可调,频率 2450MHz,可以对深达 50mm 处的组织加热,与同轴电缆连接的微波辐射器正好呈半球状。所以可以直接用于乳房扫描检测前的加热用。

[0071] 本发明采用新鲜的动物离体富水组织(肌肉)进行微波试验:微波频率:2450MHz,最大微波功率:300W,室温:16.4℃。温度测试点(括号中为与表层的距离):A 点(0mm),B 点(7mm),C 点(14mm),D 点(21mm),E 点(28mm)和 F 点(35mm)。其中 A 点和 F 点是材料的表面点

[0072] 实验结果———不同作用时间(10,20,30 和 40s)下,各测点温度(℃)数据

[0073]	检测点	A	B	C	D	E	F
[0074]	初温	16.6	17.1	17.2	17.2	17.1	16.5
[0075]	作用 10s	17.5	17.2	17.2	17.2	17.1	16.5
[0076]	作用 20s	20.8	18.5	17.3	17.2	17.1	16.4
[0077]	作用 30s	26.3	21.6	18.7	17.5	17.3	16.6
[0078]	作用 40s	35.7	22.8	19.6	18.2	17.5	16.6

[0079] 在上述实验中,每次微波作用后,都需冷却 2 分钟,使组织温度基本回到原初温。从实验结果看,微波作用时间越短,热效应达到的深度就越浅。比如在上述实验条件下,只有作用时间达到 30s 以上,离表层 14mm 的深处才开始有明显的温度升高。另一方面,即使加热 40s,离表层 28mm 的深处也没有明显的温度改变。所以只要参数和电磁波作用方式选择得当,就能够通过仅改变作用时间,实现深层组织温度变化的准确控制。

[0080] 图 6 是采用本发明技术对人体某一区域先用 SPW-1B 型家用微波仪加热 25s (功率约 15W) 后,采用前述主机和传感器探头扫描后得到的准三维温度分布图。扫描方向是从左到右。图中水平轴是扫描距离坐标(约 30mm),温度坐标以垂直于扫描平面的斜线标出,单位是 $^{\circ}\text{C}$,图中有 16 根温度曲线,为 16 支传感器扫描得到,扫描速度约 1—2mm/s。从图中可以清楚看到皮下一定深度异常区域与周围组织的温度差异。这种差异原本很小,用普通测温技术难以检测出来。但采用本发明技术将温差放大后,在皮肤表面就呈现出明显的异常。

[0081] 本发明涉及的早期病变探查技术与世界上现有的乳癌普查和筛选技术相比,具有以下先进性:

[0082] (1)、不同于生化检测,本发明采用完全无创的检测方式,不需采血或收集体液,减轻了患者痛苦,也避免了任何感染风险。

[0083] (2)、不同于 X 射线摄影或 CT 检测,根据本发明的设备不发出任何射线或仅仅发射低能量的对人体无害的电磁波,对患者绝对安全,完全无患癌机率升高的风险。

[0084] (3)、本发明检测精度远高于 B 超检测,能测出皮下深达 50mm,小至 1—2mm 的早期异常肿块,结节或乳腺癌 1 期(T_0 癌)组织。

[0085] (4)、本发明所能达到的检测水平也优于一般红外成像仪。其温度精度 0.01°C ;探测深度 50mm;位置精度 0.5mm。

[0086] (5)、不同于 B 超, X 射线, CT 或 MRI 所得到的非专业人员不能看懂的图像,本发明可以通过计算机软件,将病变部位的大小和位置以二维或三维的直观图像显示出来,通俗易懂,完全可作为使用者到医院做进一步确诊时的参考。

[0087] (6)、与 X 射线摄影, CT 检测或核磁共振 (MRI) 相比,本发明不用试剂或试纸,耗电极低,检测成本几乎为零。

[0088] (7)、本发明能有效排除检测中出现的各种干扰,数据可靠,重复性好。

[0089] (8)、本发明的检测条件宽松,不需恒温密闭空间,使用温度范围宽 ($0-30^{\circ}\text{C}$)。

(9)、本发明的设备使用方便,检测快速,自动化程度高,体积小。

[0090] (10)、除乳腺病变外,本发明还可用于部分其他疾病,如骨肿瘤,皮肤癌和周围血管疾病等的早期自查。

[0091] (11)、由于简单实用,该仪器的成本和销售价格远低于其他普查仪器,是适用于家庭个人使用的早期乳腺和其他疾患的自查仪器。

附图说明

- [0092] 图 1 是温度传感器的扫描探头水平状阵列示意图。
- [0093] 图 2 是温度传感器的扫描探头弧线状阵列示意图。
- [0094] 图 3 是温度传感器的扫描探头局部调整的示意图。
- [0095] 图 4 是两排扫描探头交错排列的示意图。
- [0096] 图 5 是检测主机内部组成框图。
- [0097] 图 6 是人体表面某区域施加电磁波后扫描得到的温度分布图。
- [0098] 附图标记: 1—温度传感器、1.1—扫描探头、1.2—孔洞、1.3—数据传输线、1.4—手柄、1.5—探头支撑体, 2—皮肤表面, 3—按键。

具体实施方式

[0099] 实施例参见图 1、图 2 所示, 一种早期乳腺癌, 皮肤癌和其它实体癌的检测仪, 包括一个温度传感器 1, 其温度传感器有至少一排扫描探头 1.1 呈梳齿状均匀排列在探头支撑体 1.5 上, 温度传感器的温度测量范围为 $0 - 45^{\circ}\text{C}$, 各扫描探头的头部穿出探头支撑体 1.5, 连接各扫描探头尾部的数据传输线 1.3 与检测主机相连。上述温度传感器的数据传输线 1.3 是电缆或多通道数据线, 上述数据传输线穿过探头支撑体 1.5 后部的手柄 1.4 内空腔与检测主机连接。传感器的数据传输线可采用电缆或多通道数据线穿过探头手柄后与主机连接。

[0100] 扫描探头一般要求灵敏度高, 体积小, 热惯性小, 响应时间短, 功耗低和稳定性好, 外形最好为针状, 外径不大于 3mm。探头支撑体的材料要求传热良好。温度传感器检测的温度系数绝对值不低于 $0.01/\text{K}$, 漂移不高于 100 天 1mK, 响应时间不高于 3s, 温度测量范围 $0 - 45^{\circ}\text{C}$ 。

[0101] 扫描探头阵列的具体要求: 上述扫描探头的头部可以采用装螺丝等机械方法固定于探头支撑体上的孔洞 1.2 中, 或者与探头支撑体上的孔洞紧配合, 扫描探头的外径稍小于孔洞内径, 使得扫描探头由摩擦力在孔洞中固定或能用力推进、推出, 以调整伸出探头支撑体 1.5 的长度。

[0102] 扫描探头的伸出长度可以一致, 形成水平线状阵列。各扫描探头的伸出长度也可以经过调整形成适应皮肤表面 2 的弧线状阵列。扫描探头可为交错排列或并行排列, 应均匀排列在一个平面上, 间距相等, 并尽可能小, 但不能相互接触。伸出探头手柄的长度可调也可固定。

[0103] 如果各传感器伸出手柄的长度经过精心调整, 形成弧线状的传感器阵列, 这种阵列就适合在曲面状的皮肤上扫描。使用该传感器的妇女, 可以根据自身乳房的形状预先进行调节, 尽量使每一支扫描探头的针头都能在垂直于扫描路线的方向上, 均匀接触到即将扫描的皮肤表面。如果计划扫描的区域中有突出组织, 如乳头, 瘤, 痣或疤痕, 可以预先调整或拔出相应位置上的扫描探头, 使突出组织不影响扫描的进行。如果要将位置精度提高, 可将传感器阵列设计为交错排列的两排。

[0104] 扫描探头的使用先选定需要扫描的部位, 比如乳房外下侧, 以乳头为中心, 作垂直面和水平面, 将乳房分为四个象限, 据统计, 外上侧和外下侧患乳腺癌的机率较大。

[0105] 确定扫描方向。一般情况下,扫描方向应与扫描探头阵列所在的平面呈 90° 角。而扫描探头阵列平面应该垂直于皮肤表面。比如对于乳房外下侧,如果扫描探头阵列平面与水平面呈 45° 角,扫描方向最好与水平面呈 -45° 角。

[0106] 根据扫描方向上的待检测部位外形,调整扫描探头针头伸出手柄的长短。目的是让每个扫描探头都能均匀接触到皮肤表面。比如对于乳房外下侧部位,扫描探头阵列就应排列成与使用者乳房外形相适应的弧线状。

[0107] 使用者手持扫描探头手柄将扫描探头阵列轻压在待检测部位的皮肤上,并保持扫描探头平面与皮肤表面垂直。然后查看是否每个扫描探头针头都接触到皮肤。如果不是,还须再调整。开机后,如果不是每个扫描探头针头都接触到皮肤,则检测主机自动发出蜂鸣声,提示初始检测条件有问题,使用者需根据显示屏提示的扫描探头编号,仔细查看该位置上的扫描探头,重新调整其伸出手柄的长度。

[0108] 开机后,按照预定的扫描方向,保持均匀的压力,让扫描探头阵列探头始终垂直于皮肤表面进行匀速移动。移动速度在 2mm/s 至 20mm/s 之间较合适。

[0109] 扫描距离根据扫描区域的大小而定,过长的距离可能超过扫描区域原有的外形,使探头阵列形状不再与之匹配,这时主机也会发出蜂鸣声,提示检测条件改变,得到的数据无意义。

[0110] 参见图 5,检测主机由稳压电源电路,数据选择开关模块,前置放大模块,A/D 转换模块,中央芯片处理器,数据或图像显示器,声响提示/报警器,探头数据接口,计算机接口,按键 3,电源开关,时钟电路和外壳等部分组成。单片机(中央芯片处理器):包含时钟电路、存储器、比较器、计算器和数据输入、输出接口,具有下列功能:

[0111] 确定温度电信号采集的正确步骤,判断采集时初始条件和检测条件的正确与否。比如开机后,若非所有传感器针头都能接触皮肤,这时收到的温度信号之间会出现较大的差别,没有接触或仅仅轻微接触皮肤的传感器送发的电信号值明显低于其他传感器,处理芯片会自动判定此情况,让蜂鸣器发出蜂鸣声并在显示屏上显示出该传感器的编号,提示使用者检查并调整该位置传感器针头伸出探头手柄的长度。同样,当扫描区域的外形与探头阵列形状不再匹配时,主机也会发出蜂鸣声,提示检测条件改变,得到的数据无意义。

[0112] 对采样数据进行统计和计算。

[0113] 将计算结果送至显示器显示。

[0114] 存储检测结果或通过接口连接 RAM 数据存储器存储数据。

[0115] 根据检测得到数据判断扫描区域是否存在异常组织,如有,自动显示相关信息,提醒使用者重测。

[0116] 音响或报警控制。

[0117] 其他参数预设和按键控制。

[0118] 单片机可以采用市场上能够买到的产品,比如 80C31 单片机作为检测控制和数据处理中央芯片处理单元。当然也可采用其他更好的单片机或集成电路及芯片。

[0119] 前置放大模块:用于放大温度传感器传输的数据信号;数据经过选择开关后进入前置放大器。其作用是将前端送入的微弱温度电信号放大。如采用负温度系数热敏电阻,为了确保信号的线性补偿特征不受后继电路的影响,在温度信号的输出端接一跟随器,将通过跟随器的温度电压反向放大,使随温度升高而递减的电压变为递增。形成温度与电压

之间的正的线性关系。前置放大器的放大倍数一般不应低于 10 倍,放大电路的零点最好可调。

[0120] A/D 转换模块:用于进行放大信号的模/数转换,并传递给单片机。信号放大后进入 A/D 转换,即将电信号转换为数字信号。可以采用市售产品,比如 MAX1911 的 12 位集成电路作为 A/D 转换电路,电路内设参考电压和时钟。A/D 转换受中央芯片处理器控制,后者通过片选口和读写口启动 A/D 转换,转换完毕后单片机分两次读出转换数据的低 8 位和高 4 位。当然也可采用其他更好的转换集成电路。比如 AD574,为十二位 A/D,温度分辨率高达 0.01 度。

[0121] 显示器:用于显示单片机输出数据或图像信号。显示器可采用高亮度 LED,但为了显示图像和较多的组织异常信息,最好是采用液晶显示器。市面上有成品可选择,比如 128X128 图形点阵液晶模块,带中英文字库,可显示 8 行汉字或英文,有内置 T6963C 控制器,自带负压和 LED 背光。可由前述单片机提供的编程,让液晶显示屏自动显示所需的界面(如温度异常区域位置和检测时间)。也可由显示屏控制单元(或按键)人为控制其它功能,如调出以前的检测数据等。液晶显示器也可以自己设计后,向厂家订制。

[0122] 报警器:接收报警信号后发出音响。声响提示/报警电路可通过将蜂鸣器与单板机(中央芯片处理单元)的 INT0 口连接来组成。当初始条件或检测条件不合适时,报警器发声,提示使用者调整传感器或停止扫描。当扫描中发现有明显温度偏高的异常时,还能自动报警。让使用者警觉,并重新扫描,如果反复检测均是如此,表明使用者需要尽快到医院检测确诊了。

[0123] 稳压电源电路:包括整流元件,变压器和稳压控制线路部分。如果采用 220V 或 110V 电源,所需变压器应将其转换为不高于 30V 的低压,整流器将其变为直流电压。稳压器的作用是保持供电电压的稳定,这对于仪器的正常工作很重要。因为如果采用的是热敏电阻作为温度传感器,检测过程中必须对每一个传感器提供完全一致且稳定不变的电压和电流。由于所需的供电低压是常规仪器所用的范围,电源模块的大部分元件可以直接购买市售的产品。比如变压器和稳压器。为了仪器可以随身携带,也可以采用 12V 直流供电方式。比如用 8 节 1.5V 的电池。但由于电池电压会随着使用时间延长而逐渐下降,必须另加稳压线路,否则仪器工作状况将逐渐恶化。

[0124] 数据选择开关模块:其作用是接受从传感器阵列来的温度信号,如果是买市售的成品温度传感器,这种温度信号均以电压或电流的形式通过数据线输入主机。比如采用 16 支负温度系数热敏电阻组成传感器阵列,传感器阻值 10k Ω ,温度信号首先进入双十六路数据选择开关模块,双十六路数据选择开关模块可由四个八路选择开关 C4051 组成。这种选择开关能在市面上购买。

[0125] 其它零件,如按键,电源开关,计算机接口,插座,插头,时钟和接线等均无特殊要求,可买现成产品组装。

[0126] 关于提高深层病变组织温度的技术及配套设备

[0127] 上述扫描传感检测器可与加温配套设备配套,加温配套设备是持续式电磁波发射设备或辐射加热器。采用的电磁波发射设备仅用于使机体某一部位的温度适当升高或使组织间的温差达到一定水平,相比于上述用于治疗功能的微波或其它电磁波设备,具有以下特点。

[0128] 一. 所需功率很小,一般小于 30W。保持功率和作用时间不变,若改变电磁波发射频率,电磁波(如微波)频率越高,同样功率,作用时间和机体组织条件下,电磁波透入的深度越浅。比如分米波(460MHz)的有效深度可达 7—9cm,远红外就只能对表层 1—2mm 的深度起作用。

[0129] 二. 作用时间不长,一般短于 5min,通常采用持续式发射,不采用脉冲发射方式。若保持频率和作用时间不变,改变电磁波发射功率,在其它条件不变的情况下,电磁波功率越低,在组织中作用的深度越浅。

[0130] 三. 所用频率或波长取决于待检测部位或组织的深度。深度越深,频率应越低或波长应较长。比如对于深处乳腺癌的探测,宜用频率 460MHz 的分米波。反之,对于浅表的部位或组织,可用频率较高或波长稍短的电磁波。若保持频率和功率不变,改变电磁波作用时间,发明者的大量实验表明,作用时间越短,电磁波达到的深度就越浅。

[0131] 四. 电磁波发射的频率或者功率或者作用时间应可以精确地,方便地在较大范围内进行调整,改变和控制。

[0132] 五. 所用辐射器与待检测部位或器官的形状有关。本发明为了达到准确控制电磁波作用深度的目的,要避免散射,可采用类似于电磁波治疗仪的辐射器,使电磁波束击中于检测部位或器官,防止能量发散。对于微波而言,因弥散性大,传输时需用特制的系统,它一般由波导管(或同轴电缆)和与之连接的形状结构各异的辐射器组成。辐射器的尺寸和形状可与微波发生器的频率谐振,辐射器的发射口可与待检测部位或器官的形状相匹配。比如对于检测乳腺癌的情况,发射口可设计为比与乳房尺寸稍大的半球形。对于检测腰部,胸腹部的情况,可设计为面积较大的开口为马鞍形的辐射器。

[0133] 六. 使用时,辐射器与待检测部位,组织或器官可以直接接触,也可以保持一定距离,中间可用空气作介质,也可隔以薄的内衣。如用吸收电磁波能很小的材料(如石英砂)填充机体与辐射器之间的间隙,可以降低微波在空气中反射和散射,提高微波利用率。

[0134] 七. 考虑到电磁波对温度传感器和主机部件的干扰,通常两个过程是分开进行的。即先用电磁波作用于待检测部位,组织或器官,当达到理想的温度或组织间温差时,停止电磁波作用,立即开始该部位的扫描。如果需要得到机体组织的动态信息,上述两步过程可以反复进行,即按:施加电磁波——温度检测——施加电磁波——温度检测的模式进行。特别情况下,如温度传感器不受电磁波干扰,则上述分为两步的过程可以同时进行,即一边施加电磁波,一边扫描检测电磁波导致的温度变化效应。

[0135] 本发明在应用时可采用以下步骤:

[0136] (1)、选定好待检的机体部位,如乳房外下侧,对该部位按前述方法进行扫描,并将数据存储于计算机中,称为第一组数据。

[0137] (2)、采用电磁波对该部位体表下一定深度(如 0—3mm)内的一层组织(称为第一深度层)加热一定时间,使此层组织温度升高到一定程度,如果组织内有异常区域,由于对电磁波吸收特性的不同,电磁波将使异常区域和正常组织间的温差放大。

[0138] (3)、对该部位进行第二次扫描,其数据称为第二组数据,将第二组数据与存储在计算机中的第一组数据比较,也可将第二组数据与在同样条件下(相同的电磁波参数)预先扫描得到的正常组织的数据相比较,根据放大的温差,找出温度异常区域,并在扫描平面上得到其尺寸和中心点的二维坐标,其深度就应在第一深度层(如 0—3mm)内。如未发现

温度异常区域,继续下列步骤。

[0139] (4)、等到该检测部位温度基本恢复正常(不一定要完全恢复),再次采用电磁波对该部位体表下更深深度(如0—6mm)内的一层组织,称为第二深度层加热一定时间,使此层组织温度升高,以及将异常区域和正常组织间的温差放大。

[0140] (5)、对该部位进行第三次扫描,其数据称为第三组数据,将第三组数据与存储在计算机中的第一组和第二组数据比较,也可与在同样条件下预先得到的正常组织的数据相比较,根据放大的温差,找出温度异常区域,并在扫描平面上得到其尺寸和中心点的二维坐标,由于在第一深度层(0—3mm)内未发现异常区域,所以这时的异常区域就应位于第二深度层的最大深度(6mm)减去第一深度层的最大深度(3mm)的范围内,也就是体表下3—6mm的深度内。如仍未发现温度异常区域,继续上述电磁波加热—扫描的步骤,直到找出异常区域的准确位置或确定此检测部位无异常区域为止。

[0141] 在检测的过程中,本发明还要注意下列特点:由于电磁波总是从机体外向内发射,所以随着电磁波作用深度的增加,表层组织的温度也将提高,而且是越接近体表的组织,温度升高越多。这就使得层析过程中得到的各个深度层所显示的整体温度水平是渐次增高的。即前述第二组数据的整体温度水平高于第一组,而第三组数据的整体温度水平又高于第二组,依次类推。所以,异常区域越深,反映出来的异常区域与周围组织的差别就越小。为了克服这一困难,本发明采用特别的表面冷却方法,也就是说,在电磁波作用的同时或稍后,使检测区域的表面冷却到一定温度,待扫描时,由于表面温度低于内部温度,内部温度异常的组织或区域的热就能迅速传到表面,使相应区域出现明显的温度升高,检测的准确性就更能得到保证。根据冷却介质的不同,冷却表面的方法有三类,即气体,液体和固体冷却。最简单的气体冷却就是利用空气自然对流,通过控制检测时的环境温度,就能容易地实现。比如电磁波加热前,体表温度为33℃,室温只有15℃,加热后,体表温度会从高于33℃迅速降到接近15℃,这样一来,深处高温区的热就能快速传到表面。为了使更深层的热传出,表面的散热需要更快。这时候可采用强迫对流换热的方式,即用一定功率的风扇向电磁波辐射器与体表之间的间歇吹送冷空气,使电磁波作用的同时,表面温度始终维持较低水平。液体的冷却效果显著,但设备要复杂一些,可采用很少吸收电磁波的固体材料,如一些工程塑料和陶瓷制成扁盒状,内装很少吸收电磁波的冷却液体,如矿物油类,放置于辐射器和体表之间。冷却液体的温度可以准确控制,并通过冰箱重新冷却以反复使用。固体冷却方法简单有效,但温度控制不易。最简单的做法就是采用不吸收电磁波,而热容量又大的固体放置于辐射器和体表之间。固体的温度应预先测出,以计算能使体表温度降低的程度。

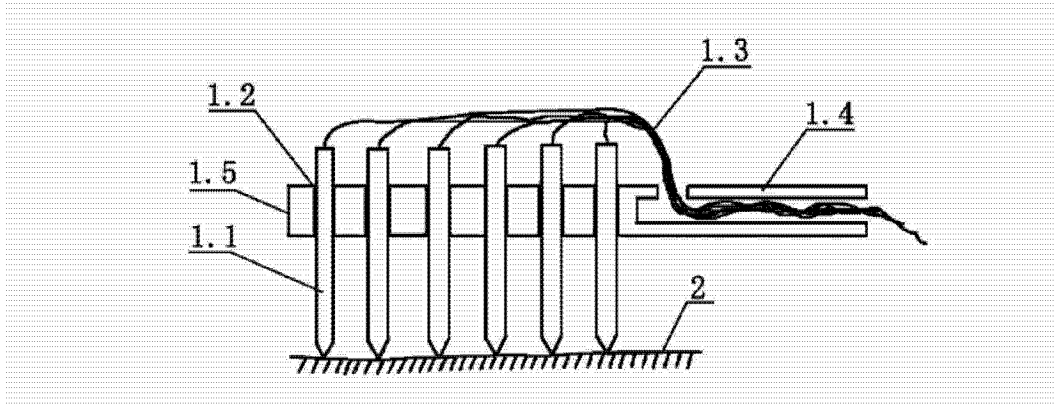


图 1

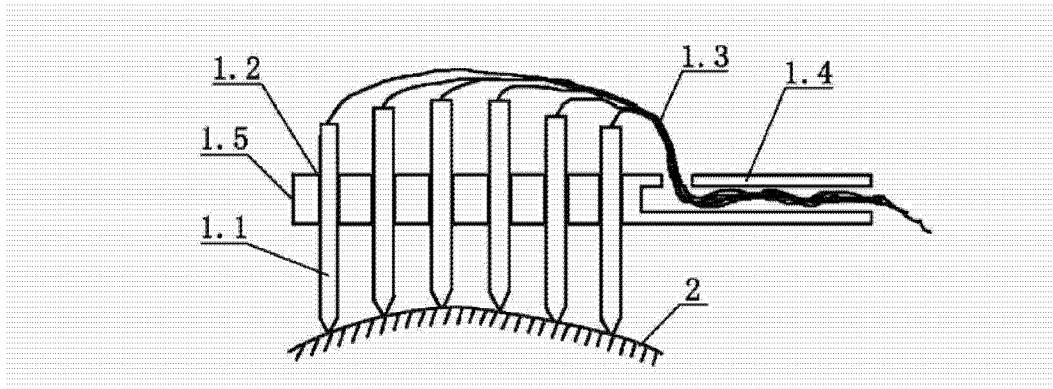


图 2

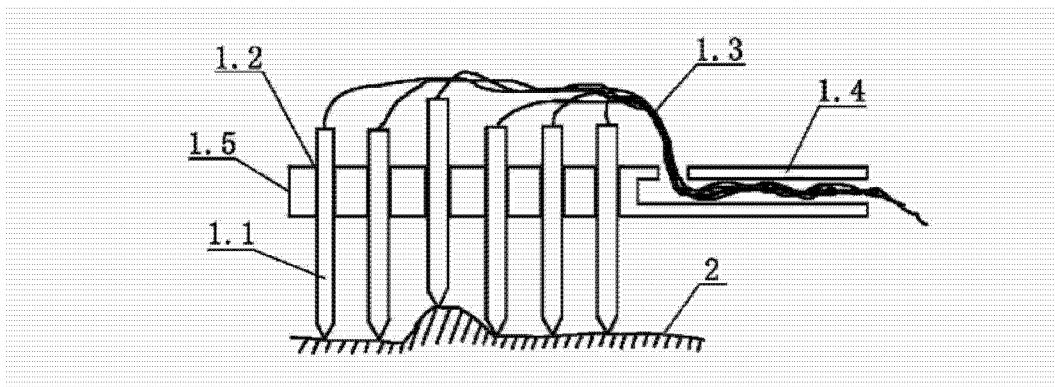


图 3

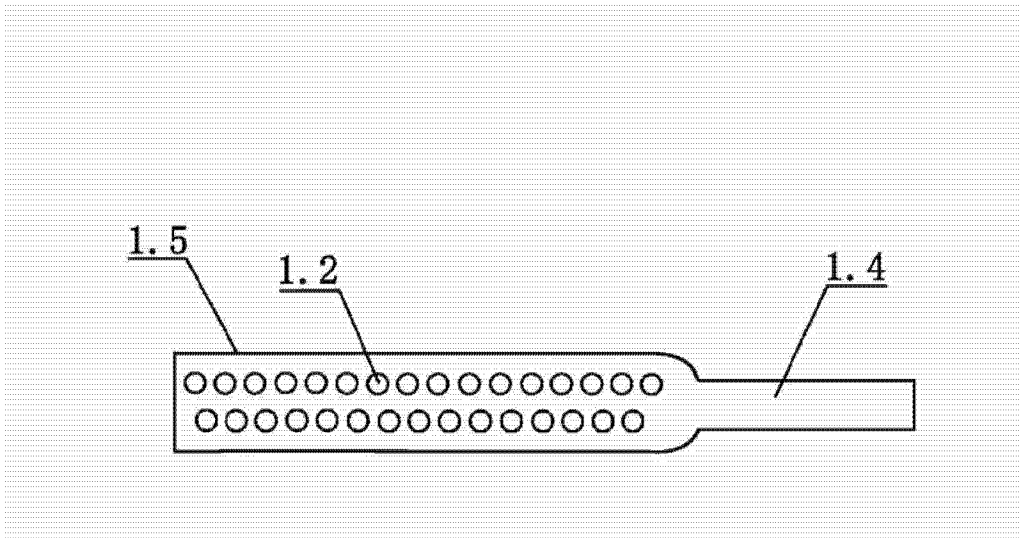


图 4

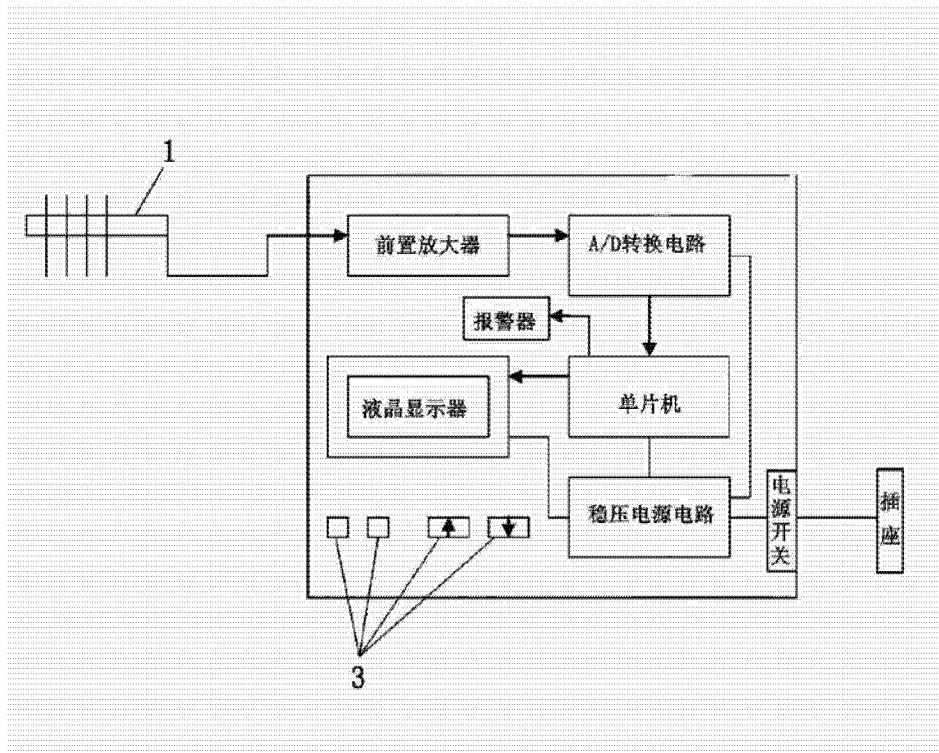


图 5

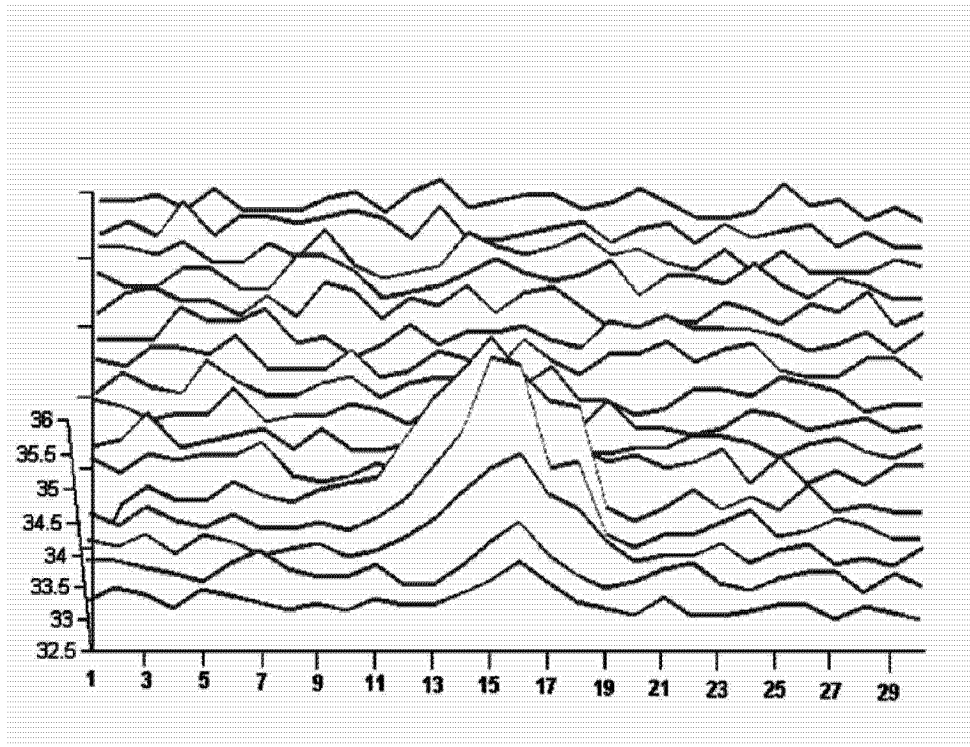


图 6

专利名称(译)	早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪		
公开(公告)号	CN101455562B	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	CN200910300151.8	申请日	2009-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	何宗彦		
申请(专利权)人(译)	何宗彦		
当前申请(专利权)人(译)	何宗彦		
[标]发明人	何宗彦		
发明人	何宗彦		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00		
代理人(译)	白云		
其他公开文献	CN101455562A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种早期乳腺癌、皮肤癌的检测仪，其温度传感器有至少一排扫描探头呈梳齿状均匀排列在探头支撑体上，温度传感器的温度测量范围为0 - 45℃，各扫描探头的头部穿出探头支撑体，连接各扫描探头尾部的数据传输线与检测主机相连，检测主机有外壳、稳压电源电路、数据选择开关模块、按键、单片机、前置放大模块、A/D 转换模块、显示器、报警器。解决了乳腺癌、皮肤癌和其它实体癌的检测操作复杂、检测费用高、检测辐射大的技术问题。能有效排除检测中出现的各种干扰，数据可靠，重复性好，使用方便，检测快速，体积小，自动化程度高，是适用于家庭个人使用的早期乳腺和其他疾患的自查仪器。

