



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 203707323 U

(45) 授权公告日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201420043168. 6

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

(22) 申请日 2014. 01. 23

(73) 专利权人 西交利物浦大学

地址 215123 江苏省苏州市工业园区独墅湖  
高等教育区仁爱路 111 号

(72) 发明人 林永义 王熠 杨民助 王璟琛

(74) 专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有  
限公司 32103

代理人 范晴 夏振

(51) Int. Cl.

H01Q 1/38(2006. 01)

H01Q 1/22(2006. 01)

H01Q 5/01(2006. 01)

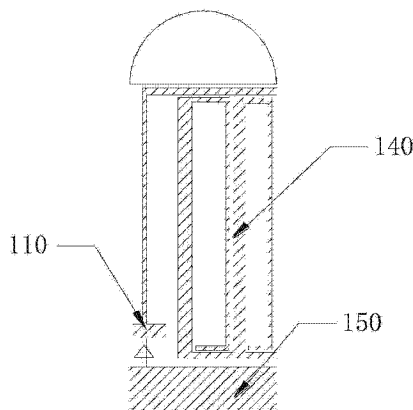
权利要求书1页 说明书6页 附图5页

(54) 实用新型名称

无线胶囊内窥镜的双频微带天线

(57) 摘要

本实用新型公开了一种应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,所述微带天线设置在无线胶囊内窥镜的胶囊外壁上,其特征在于所述微带天线包括:馈线端,作为微带天线的输入端;与馈线端电性连接的外回型天线部分和内回型天线部分;其中外回型天线部分,其长度对应于第一期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分,其长度对应于第二期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分嵌设在外回型天线部分内部,且第一期望频带与第二期望频带的中心频率均小于等于 1GHz;所述内回型天线部分内部嵌设第三天线部分,所述第三天线部分为与内回型天线部分电性连接的若干组回型贴片,用于提高馈线端的匹配阻抗。该天线为胶囊外壁贴壁天线,其工作频率低于 1GHz、具有超带宽,尺寸较小、适合工作于人体小肠内。



1. 一种应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,所述微带天线设置在无线胶囊内窥镜的胶囊外壁上,其特征在于所述微带天线包括:

馈线端,作为微带天线的输入端;

与馈线端电性连接的外回型天线部分和内回型天线部分;其中外回型天线部分,其长度对应于第一期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分,其长度对应于第二期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分嵌设在外回型天线部分内部,且第一期望频带与第二期望频带的中心频率均小于等于 1GHz;

所述内回型天线部分内部嵌设第三天线部分,所述第三天线部分为与内回型天线部分电性连接的若干组回型贴片,用于提高馈线端的匹配阻抗。

2. 根据权利要求 1 所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述第一期望频带的中心频率为 158MHz-958MHz,所述第二期望频带的中心频率为 310MHz-710MHz。

3. 根据权利要求 1 所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述第一期望频带的中心频率为 558MHz,所述第二期望频带的中心频率为 510MHz。

4. 根据权利要求 1 所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述馈线端的长度为 1mm,第三天线部分为四组与内回型天线部分电性连接的回型贴片。

5. 根据权利要求 1 所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述馈线端的长度为 5.5mm,第三天线部分为 2 组与内回型天线部分电性连接的回型贴片。

6. 根据权利要求 1 所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述微带天线还包括第四天线部分,用于作为接地端,电性连接馈线端。

7. 根据权利要求 1~6 任意一项所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,其特征在于所述微带天线的各天线部分采用以金属条、金属线或二者结合的方式制成。

## 无线胶囊内窥镜的双频微带天线

### 技术领域

[0001] 本发明属于体内侦测检测技术领域，具体涉及一种应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线。

### 背景技术

[0002] 人类使用内窥镜来侦测体内器官的历史可追溯到 19 世纪，1806 年德国科学家 Philipp Bozzini 首次发明了使用烛光侦测人体膀胱和肠道的内窥镜雏形。此后，不同类型的内窥镜（如胃镜，用以侦测胃部病变；结肠镜，用以检测肠道病变）被不断地发展与改进，用以帮助医生对病人进行活体消化系统的病症检测。

[0003] 在过去的二十年中，相关的科学技术得到了迅速的发展，一种能用于代替胃镜和结肠镜的医学辅助设备——无线胶囊内窥镜的诞生，使同时检测胃部及肠道病症变成了可能。无线胶囊内窥镜与传统内窥镜的区别在于，医生无需将带软管的内镜插入病人体内，而且患者可保持正常活动和生活。可供人吞服的胶囊内窥镜，以其较小的体积很大程度地降低了传统内窥镜（带软质管道的）给病人带来的痛苦；且其方便卫生的特性，受到了医学界的认可。

[0004] 无线胶囊内窥镜是一种胶囊外形的小型电子医疗设备，内置 LED（提供光源）、成像系统（捕捉图像）、多种传感器、电池（提供电源）、发射模块和天线（传输和处理信号）等元件。目前已被应用的无线胶囊内窥镜，如由 Olympus 医药公司研发的 M2A 型胶囊内窥镜（尺寸为 11mm x 27mm），在被人体吞入后，可连续工作 7 ~ 8 小时，其间，会以每秒两帧的速率对消化系统进行拍照，最终获取约 50,000 张彩色图片。胶囊外壳是由特殊生物材料密封，可抵抗胃酸和强大的消化酶。被病人吞咽后，胶囊内窥镜可由消化道蠕动或定位控制系统的牵引慢慢地推进，也可在病兆部位停留，这为 5-7 米长的全段小肠提供有效的检查手段。

[0005] 然而，目前的胶囊内窥镜技术仍存在诸多问题，比如图像质量有限、传输速率较低、电池能量维持时间短等问题。而解决以上问题的首要条件是要有一款满足可靠通信需求、提高传输速率、尽量不受电池金属外壳影响的无线天线。其具体要求如下：

[0006] 第一，为了使患者在吞服胶囊时不会感到疼痛和不适，并能够正常排出体外，无线胶囊内窥镜的尺寸应尽量小，这就要求天线的尺寸也要小并且能进行正常通信。而在中国专利编号为 CN1851982A 的专利中提出的无线内窥镜胶囊微带天线装置是放在胶囊壳内，虽然天线尺寸较小，但仍然占据了胶囊壳内的空间。

[0007] 第二，胶囊天线的通信频率越大，人体对电磁波的吸收作用越显著，将导致大量的能量被人体吸收而非传输至体外接收天线，从而导致天线的辐射强度和辐射效率都有所减小，故要选择通信频率较低（低于 1GHz）的微带天线。

[0008] 第三，为了避免天线在正常工作时进入盲区，要使发射位置与传输信号的方向具有独立性，因此要求天线具有全向性，可以在人体中的任何位置都能发射信号以便正常工作。

[0009] 第四，体内胶囊和体外便携式无线收发装置在给定的某频段（如 500MHz）上采用某

种给定的调制方式(如 ASK)通信,为了达到每秒传输多帧胶囊内图像传感器所采集到的医学图像,数据码率通常要在 2Mbps 以上,天线必须满足可靠通信的需求。

[0010] 第五,考虑到人体环境会对天线特性产生一定的影响,而且通信机制中具体调制方式的信号频谱带宽和集成电路工艺偏差以及其他效应带来的信号中心频率偏移,这就要求胶囊天线有一定的阻抗带宽。同时,无线胶囊内窥镜采用电池供电,为了减少能量消耗,则要提高图像传输速率,这就要求天线的带宽要尽可能宽。

[0011] 第六,无线胶囊内窥镜采用电池供电,其金属外壳也会影响某些类型天线的特性;考虑到成本问题,天线应当便于加工制造,对制造精度要求较低,这就要求天线应受胶囊壳厚度和胶囊壳半径的影响较小。目前,胶囊内窥镜中的天线类型有两种:胶囊内立体天线和胶囊外壁的贴壁天线。胶囊内天线占据胶囊内空间,制约了胶囊壳的大小;中心频率低于 1GHz 胶囊贴壁天线的频带宽度只有 260MHz;频带宽度超过 300MHz 的贴壁天线其中心频率都高于 1GHz。本发明因此而来。

## 发明内容

[0012] 本发明目的在于提供一种应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,解决了现有技术中无线胶囊内窥镜使用的微带天线存在占用胶囊内空间、通信频率高、电池维持时间短等技术问题。

[0013] 为了解决现有技术中的这些问题,本发明提供的技术方案是:

[0014] 一种应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线,所述微带天线黏附在无线胶囊内窥镜的胶囊外壁上,其特征在于所述微带天线包括:

[0015] 馈线端,作为微带天线的输入端;

[0016] 与馈线端电性连接的外回型天线部分和内回型天线部分;其中外回型天线部分,其长度对应于第一期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分,其长度对应于第二期望频带的中心频率的全波长;内回型天线部分嵌设在外回型天线部分内部,且第一期望频带与第二期望频带的中心频率均小于等于 1GHz;

[0017] 所述内回型天线部分内部嵌设第三天线部分,所述第三天线部分为与内回型天线部分电性连接的若干组回型贴片,用于提高馈线端的匹配阻抗。

[0018] 优选的技术方案是:所述第一期望频带的中心频率为 158MHz-958MHz,所述第二期望频带的中心频率为 310MHz-710MHz。

[0019] 优选的技术方案是:所述第一期望频带的中心频率为 558MHz,所述第二期望频带的中心频率为 510MHz。

[0020] 优选的技术方案是:所述馈线端的长度为 1mm,第三天线部分为四组与内回型天线部分电性连接的回型贴片。

[0021] 优选的技术方案是:所述馈线端的长度为 5.5mm,第三天线部分为两组与内回型天线部分电性连接的回型贴片。

[0022] 优选的技术方案是:所述微带天线还包括第四天线部分,用于作为接地端,电性连接馈线端。

[0023] 优选的技术方案是:所述微带天线的各天线部分采用以金属条、金属线或二者结合的方式制成。

[0024] 本发明的另一目的在于提供一种所述的应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线可用于无线胶囊内窥镜体内信号的发射。

[0025] 本发明应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线属于无线胶囊内窥镜系统中的小型化天线,由于该天线为贴片微带天线,使用时可以粘贴在无线胶囊内窥镜的胶囊外壁上,解决了无线胶囊内窥镜内部空间占用的问题。本发明应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线可作为人体小肠内、工作在 UHF 段、超宽带的小型化微带天线,应用于无线胶囊内窥镜,属于临床医学辅助设备技术领域。

[0026] 本发明针对技术背景中提出的诸多问题,加以改进:

[0027] 第一,由 Sumin Yun 等撰写的 Outer-Wall Loop Antenna for Ultrawideband Capsule Endoscope System 文献中的环路天线,其中心频率在 500MHz (低于 1GHz),但是其频带宽度只有 260MHz。本发明技术方案将两个长度不同的回路天线连接在一起,使之产生的两个接近的谐振频率,增大了整个天线的频带宽度,这就为提高数据传输速率提供了基础,也避免了人体不同器官的介电特性对天线的影 响。

[0028] 第二,环路天线所要求的胶囊壳半径为 5.5mm,而本发明的天线所要求的胶囊壳半径为 5.3mm 或者 2.4mm,这就大大减小了胶囊尺寸,使之趋于小型化,更有利于患者的吞服,并能适用于儿童型的胶囊内窥镜。

[0029] 第三,考虑到成本和胶囊内部金属对天线的影 响,本发明技术方案的天线受胶囊壳半径和厚度的影 响较小,从而降低了生产精度的要求,节约了生产成本。

[0030] 本发明的目的在于改进基于现有技术中天线的缺陷,提供可供无线胶囊内窥镜使用的胶囊外壁贴壁天线,其工作频率低于 1GHz、具有超带宽,尺寸较小、适合工作于人体小肠内。采用的微带天线具有外型小、重量轻、制作简单、成本低以及安装方便等优点,而且其自身金属结构的屏蔽作用自动排除了胶囊内电池等金属物质对天线特性的影 响。

[0031] 本发明的目的在于改进现有技术中胶囊天线存在的不足,提出了工作频率低于 1GHz、具有超带宽的胶囊贴壁天线。微带天线具有外型小、重量轻、制作简单、成本低以及安装方便等优点,而且其自身金属结构的屏蔽作用自动排除了胶囊内电池等金属物质对天线特性的影 响。本发明根据无线胶囊内窥镜系统对天线的要求,提出了两款制作简单的贴壁天线,以减少内置螺旋天线占据胶囊壳内的空间;将两个环路天线合成一个天线来增加天线的频带宽度,以提高数据传输速率,而且可以避免人体内不同器官的介电特性对天线的影 响;所设计的天线受胶囊壳半径和厚度的影 响较小,可以达到降低生产精度和成本的效果。因此,本发明提出的两款贴壁天线可以很好地应用于胶囊内窥镜系统。

[0032] 相对于现有技术中的方案,本发明的优点是:

[0033] 本发明根据无线胶囊内窥镜系统对天线的要求,提出了可供无线胶囊内窥镜使用的胶囊外壁贴壁天线,减少内置螺旋天线占据胶囊壳内的空间;将两个环路天线合成一个天线来增加天线的频带宽度,以提高数据传输速率,而且可以避免人体内不同器官的介电特性对天线的影 响;所设计的天线受胶囊壳半径和厚度的影 响较小,可以达到降低生产精度和成本的效果。因此,本发明提出的贴壁天线可以更好地应用于胶囊内窥镜系统。

## 附图说明

[0034] 下面结合附图及实施例对本发明作进一步描述:

[0035] 图 1 为本发明的两款贴壁天线的结构示意图。其中实例 1 (a) 是图 1 (a) 所示的天线的尺寸结构图 ;实例 1 (b) 是图 1 (b) 所示的天线的尺寸结构图。

[0036] 图 2 为本发明的两款贴壁天线的立体结构示意图。其中实例 2 (a) 是图 1 (a) 所示的天线的结构示意图 ;实例 2 (b) 是图 1 (b) 所示的天线的结构示意图。

[0037] 图 3 为本发明的贴壁天线的回波损耗图。其中实例 3 (a) 是图 1 (a) 所示的天线的回波损耗图 ;实例 3 (b) 是图 1 (b) 所示的天线的回波损耗图。

[0038] 图 4 为本发明贴壁图 1 (a) 所示的天线的方向图。其中实例 4 (a) 是图 1 (a) 所示的天线在 500MHz 时 xy-plane 方向图 ;实例 4 (b) 是图 1 (a) 所示的天线在 500MHz 是 yz-plane 方向图。

[0039] 图 5 为本发明贴壁图 1 (b) 所示的天线的方向图。其中实例 5 (a) 是图 1 (b) 所示的天线在 500MHz 时 xy-plane 方向图 ;实例 5 (b) 是图 1 (b) 所示的天线在 500MHz 是 yz-plane 方向图。

[0040] 图 6 为本发明的两款天线的实测特性图。其中实例 6 (a) 是图 1 (a) 所示的天线回波损耗的测试结果与仿真结果对比图 ;实例 6 (b) 是图 1 (b) 所示的天线回波损耗的测试结果与仿真结果对比图。

[0041] 其中 :110 为馈线端 ;120 为外回型天线部分 ;130 为内回型天线部分 ;140 为第三天线部分 ;150 为第四天线部分。

## 具体实施方式

[0042] 以下结合具体实施例对上述方案做进一步说明。应理解,这些实施例是用于说明本发明而并不限于限制本发明的范围。实施例中采用的实施条件可以根据具体厂家的条件做进一步调整,未注明的实施条件通常为常规条件。

[0043] 实施例 1 ~ 2 应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线

[0044] 如图 1 (a) 所示,该应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线为无线胶囊内窥镜的胶囊外壁贴壁天线,可应用于一般的无线胶囊内窥镜上。设计在长 33mm 宽 23mm 的基板上,基板的介电常数为 3.7,铜箔厚度为 0.035mm,并将图 1 (a) 所示的天线放置在一个介电常数为 56、电导率为 0.8S/m 的人体模型中。为了减少占用胶囊壳内的空间,将所发明的天线贴到胶囊壳外壁上,得到最后的使用状态下的天线(如图 2 (a) 所示)。所发明的天线要求的胶囊壳半径分别为 5.3mm。

[0045] 为了进一步减小微带天线的尺寸,采用高介电常数介质。天线需印制在薄膜介质上然后贴在胶囊壳壁上。天线所需的介质薄膜的大小分别为 33mm 宽 23mm ;所选用薄膜介质的介电常数为 3.7。贴片天线由两个长度不一的类似回型的贴片(120 和 130)组成,外回型天线部分(贴片)120 的长度较长,其谐振频率较低 ;内回型天线部分(贴片)130 的长度较短,其谐振频率较高。在 -10dB 处合并了两个不同谐振频率的带宽从而增加带宽,以满足更高的数据传输速率。如图 3 所示,本发明提出的天线的中心频率为 558MHz,频带宽度分别为 800MHz (158MHz-958MHz)。而贴片 140 设计为四个小回型贴片,为了降低两个不同谐振频率相交处的回波损耗,从而在 300MHz 左右到 800MHz 左右的整个频率段的回波损耗衰减,既增大了频带宽度又能提高实际性能的稳定度,使得天线在频带内任何频率都能正常工作。同时贴片 140 还能调节阻抗使天线达到阻抗匹配的效果。

[0046] 一般输入端的匹配阻抗为  $50\ \Omega$ ，但实际中贴片 120 和 130 很难满足要求，所以可以通过改变贴片 140 的大小来满足不同情况下进行阻抗匹配要求。贴片 110 是馈线端，贴片 150 相当于接地，从而完成馈电端的连接。

[0047] 如图 1 (b) 所示，该应用于无线胶囊内窥镜的双频微带天线为无线胶囊内窥镜的胶囊外壁贴片天线，可用于儿童型无线胶囊内窥镜上。设计在长 18mm 宽 15mm 的基板上，基板的介电常数为 3.7，铜箔厚度为 0.035mm，并将图 1 (a) 所示的天线放置在一个介电常数为 56、电导率为 0.8S/m 的人体模型中。为了减少占用胶囊壳内的空间，将所发明的天线贴到胶囊壳外壁上，得到最后的使用状态下的天线(如图 2 (b) 所示)。所发明的天线要求的胶囊壳半径为 2.4mm。

[0048] 图 1 (b) 所示的天线在尺寸上比图 1 (a) 所示的天线要小，但是中心频率要比图 1 (a) 所示的天线低。虽然图 1 (b) 所示的天线的频带宽度小于图 1 (a) 所示的天线，但图 1 (b) 所示的天线所要求的胶囊壳半径只有 2.4mm，更有利于患者的吞服，还可用于儿童型的胶囊内窥镜系统。

[0049] 贴片天线由两个长度不一的类似回型的贴片(120 和 130) 组成，外回型天线部分(贴片) 120 的长度较长，其谐振频率较低；内回型天线部分(贴片) 130 的长度较短，其谐振频率较高。在 -10dB 处合并了两个不同谐振频率的带宽从而增加带宽，以满足更高的数据传输速率。如图 3 所示，本发明提出的天线的中心频率为 510MHz，频带宽度分别为 265MHz (310MHz-710MHz)。而贴片 140 设计成两个小回型贴片，是为了降低两个不同谐振频率相交处的回波损耗衰减值，从而在 300MHz 左右到 600MHz 左右的整个频率段的回波损耗都低于 -10dB，即增大了频带宽度，又能使得天线在频带内任何频率都可以正常工作，同时还能满足阻抗匹配。一般输入端的匹配阻抗为  $50\ \Omega$ ，但实际中贴片 120 和 130 很难满足要求，所以可以通过改变贴片 140 的大小来满足不同情况下的阻抗匹配要求。贴片 110 是馈线端，贴片 150 相当于接地，从而完成馈电端的连接。

[0050] 同时，为了使天线能用在儿童型胶囊内窥镜中，需进一步减小微带天线的尺寸。在谐振频率不高于 1GHz 的情况下，将贴片 220 和 230 的长度变短，则图 1 (b) 所示的天线的工作频率较图 1 (a) 所示的天线的高。但为了保证图 1 (b) 所示的天线也有较宽的频带宽度，故设计的贴片 240 不是规则的长方形，而且增大了贴片 210 的长度，使之增大天线的回波损耗衰减值。贴片 210 是馈线点，贴片 250 相当于接地，从而完成馈线端的连接。

[0051] 当胶囊天线的谐振频率大于 1GHz 时，人体对电磁波的吸收作用更显著，将导致大量的能量被人体吸收而非传输至体外接收天线，从而导致天线的辐射强度和辐射效率都有所减小，故不合作体内遥测的通信频率。因此要求所设计的天线谐振频率要低于 1GHz，这就导致了天线有效长度的增加，从而占据了更大的胶囊空间。为了节省胶囊内部空间，所以要设计平面的可贴在胶囊外壁上的天线，以充分利用胶囊外壁的空间，这样既能降低天线的工作频率，又能节省胶囊内部空间。

[0052] 为了保持发射位置与传输信号方向的独立性，本发明整个弯折回路的设计要在 xyz 三个平面上，这样才能使得天线在 xy 平面和 yz 平面基本都是全向的(图 4 和 5)，所以不管胶囊内窥镜位于人体小肠内的什么位置，都能想体外发射信号，传输图像数据，以便医生检测。

[0053] 由于天线贴在胶囊壳壁上，需要考虑胶囊壳半径和厚度对胶囊天线的影

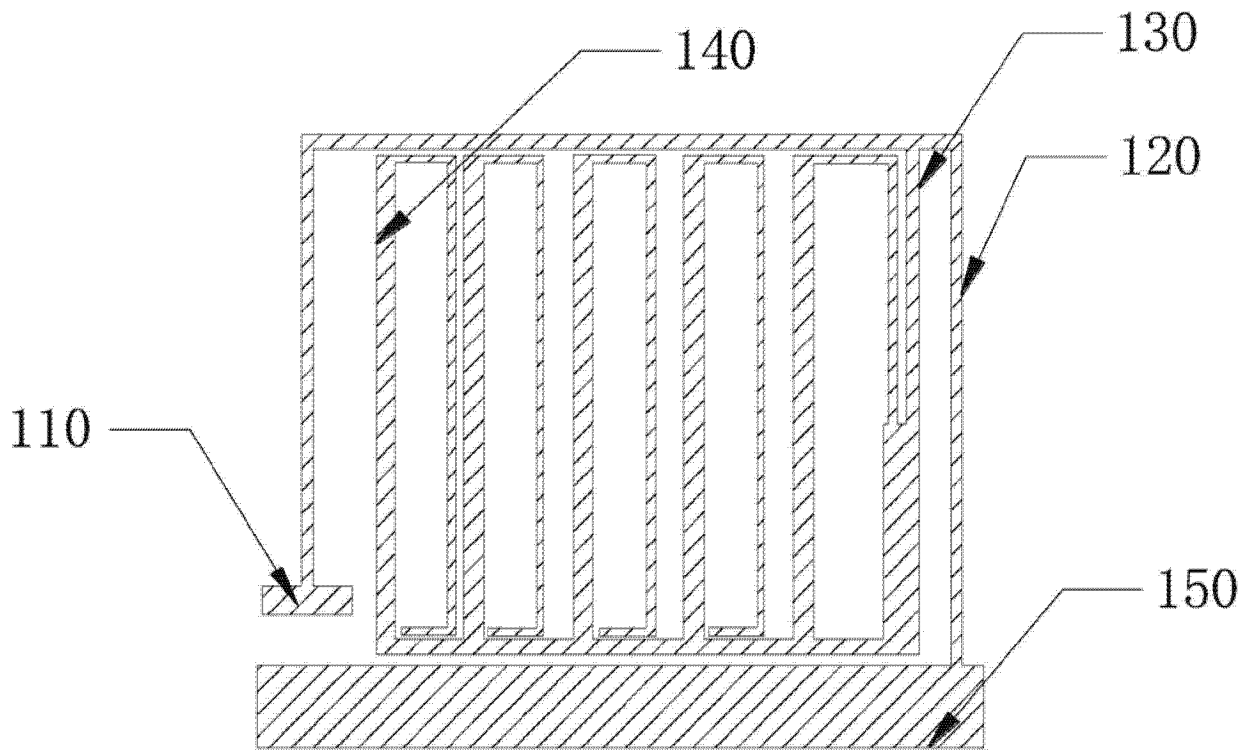
本发明设计的天线最大的优势就是受胶囊壳半径和厚度的影响很小。胶囊壳半径的变化时从 5mm 到 15mm, 胶囊壳厚度的变化时从 0.5mm 到 5mm(或者 3.4mm), 天线受胶囊壳厚度和半径的影响都很小, 这样既减小了天线对生产胶囊壳精度的要求, 又降低了生产成本。

[0054] 由于设计的天线受胶囊壳半径和厚度的影响较小, 所以采用图 1(a)所示的天线和图 1(b)所示的天线的平面结构图 1(a)所示的天线和图 1(b)所示的天线进行测试, 并与仿真结果对比(图 6)。采用糖、盐、水等化学材料配置所需介电常数为 56、电导率为 0.8S/m 的模拟人体组织液, 并将制作好的图 1(a)所示的天线和图 1(b)所示的天线放在模拟人体组织液中进行测试, 得到的测试结果接近仿真结果: 中心频率大致一样, 图 1(a)所示的天线频带宽度较仿真结果窄, 但依然属于超宽带; 图 1(b)所示的天线频带宽度较仿真结果宽, 更有利于信号发射和接收。

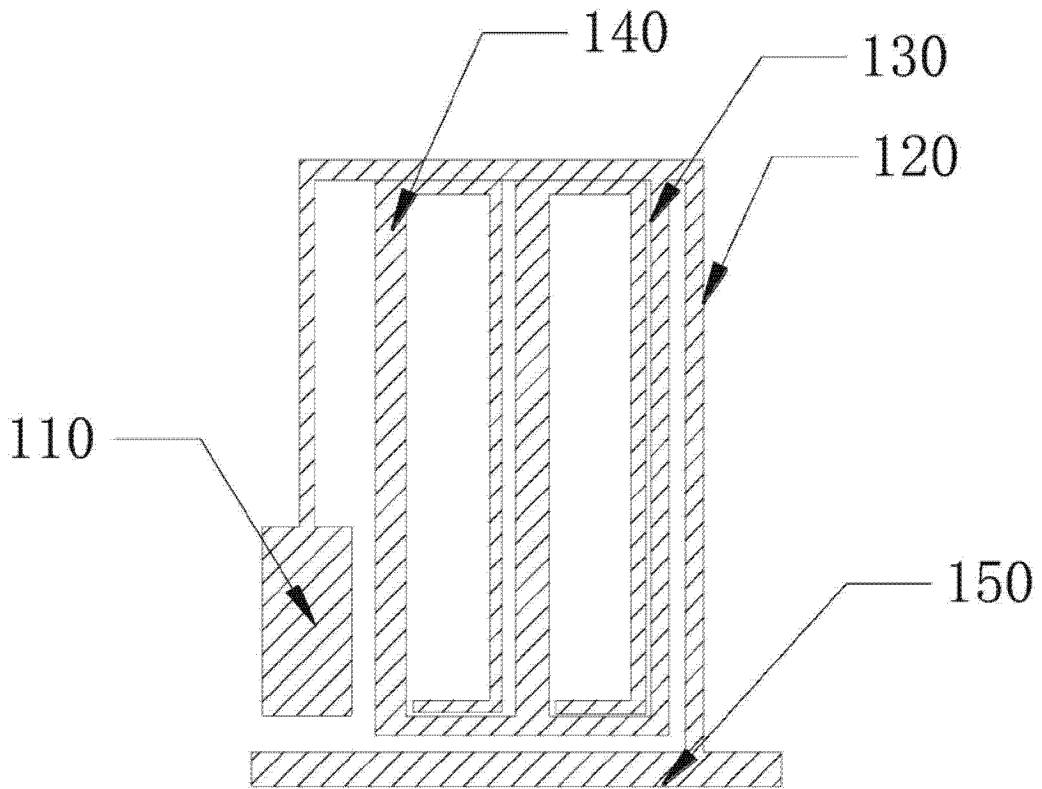
[0055] 综上所述, 本发明解决了胶囊天线的小型化, 节省了胶囊壳内的空间, 使其应用于儿童型胶囊内窥镜; 将其贴在胶囊壳壁上且不受胶囊壳厚度和半径的影响, 降低了生产精度的要求并节约了成本; 与传统的胶囊天线相比, 本发明设计的胶囊天线具有超宽带, 既为提高数据传输速率提供了基础又能避免人体不同器官的介电特性对天线的影 响, 这将更具有应用价值。

[0056] 上述实例只为说明本发明的技术构思及特点, 其目的在于让熟悉此项技术的人是能够了解本发明的内容并据以实施, 并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明精神实质所做的等效变换或修饰, 都应涵盖在本发明的保护范围之内。





(a)



(b)

图 1

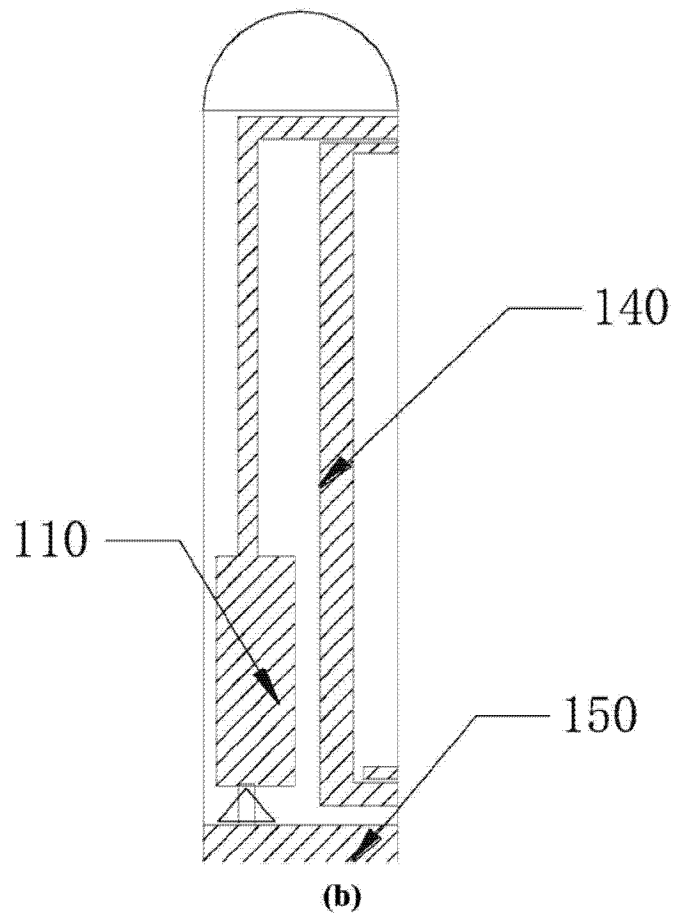
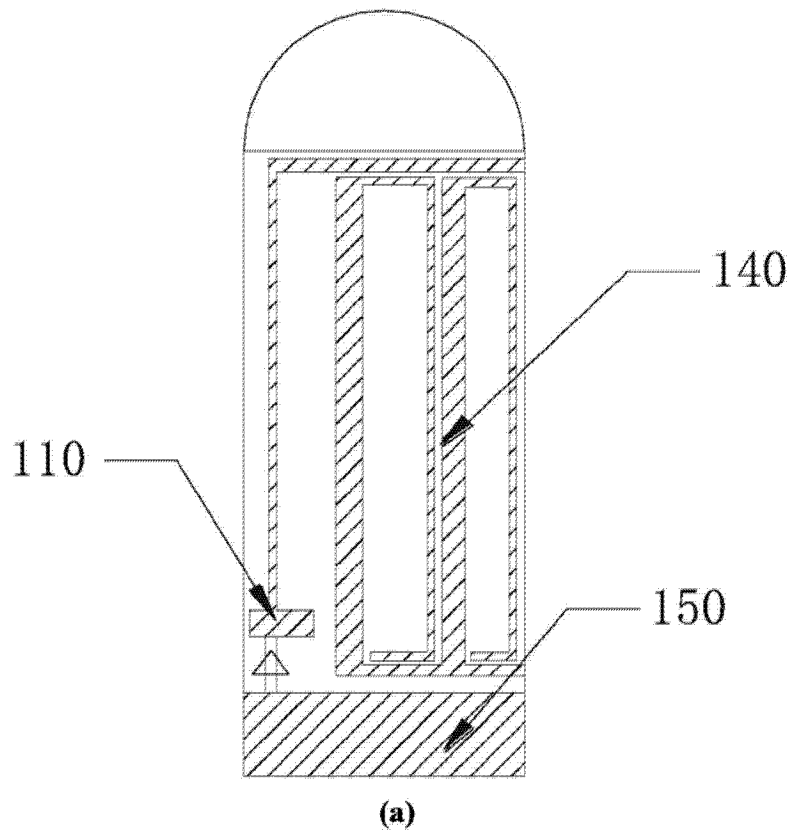
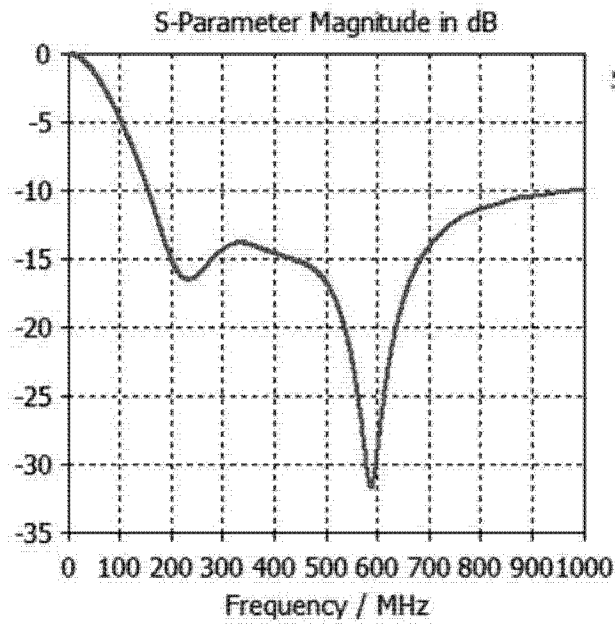
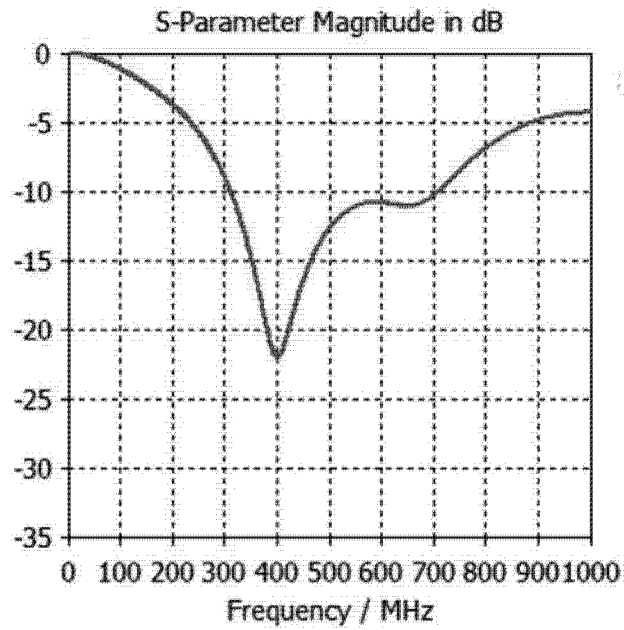


图 2



(a)



(b)

图 3

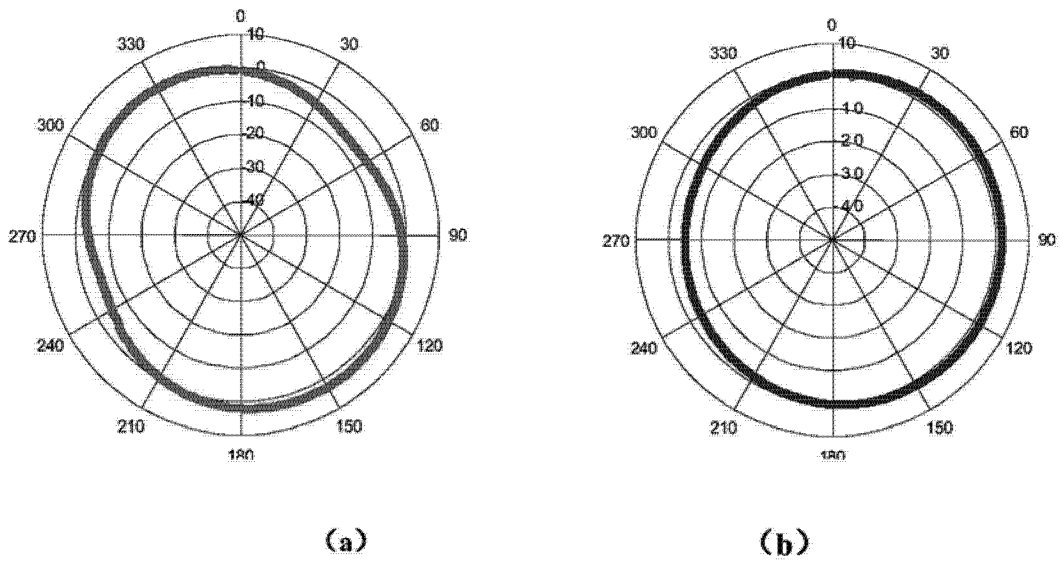


图 4

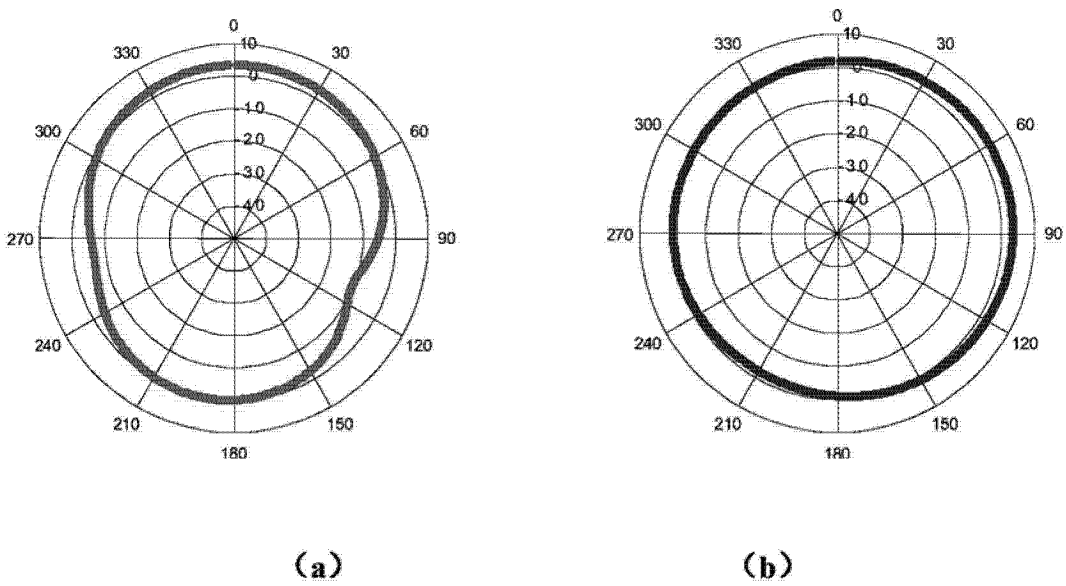
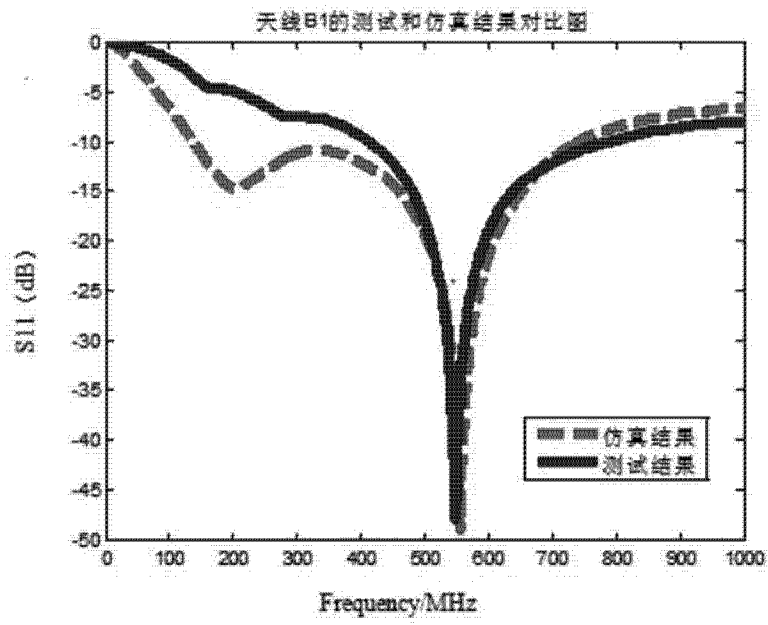
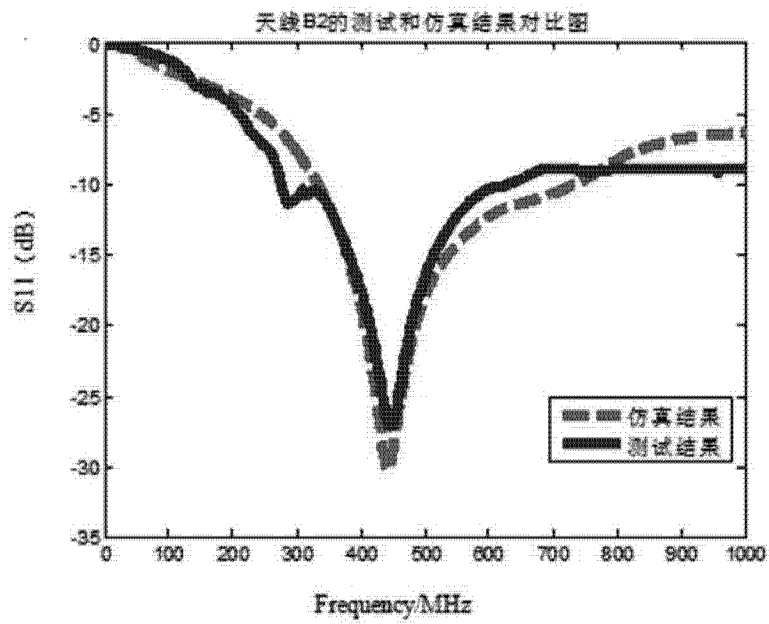


图 5



(a)



(b)

图 6