



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103239209 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201310160758. 7

CN 1306345 A, 2001. 08. 01,

(22) 申请日 2013. 05. 03

CN 1277007 A, 2000. 12. 20,

CN 1131478 A, 1996. 09. 18,

(73) 专利权人 浙江工商大学

审查员 廖怡芳

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区学
正街 18 号

(72) 发明人 惠国华 姜燕 沈凤 王绿野
尹芳缘

(74) 专利代理机构 杭州斯可睿专利事务有限
公司 33241

代理人 王群

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4035775 A, 1977. 07. 12,

US 2009/0160567 A1, 2009. 06. 25,

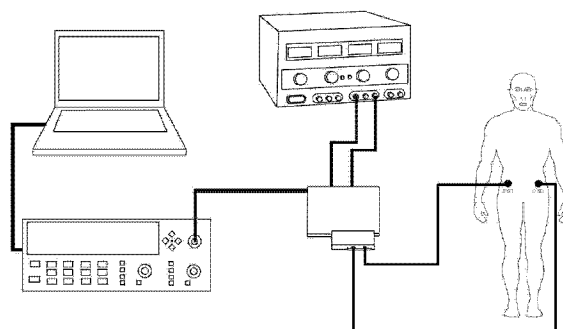
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系
统及方法

(57) 摘要

一种基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统,包括:声表面波谐振装置,包括金属外壳和声表面波谐振器,所述声表面波谐振器真空封装于所述金属外壳中,所述声表面波谐振器采用ST切型石英作为压电基底材料,通过光刻工艺制备,发出的声表面波频率为433MHz;硅胶检测电极及导线,与所述声表面波谐振器相串联;负载电路,与所述声表面波谐振器相串联;电源,电性连接所述负载电路以提供稳定电压的直流电;频率计数器,电性连接所述负载电路;微型计算机,电性连接所述频率计数器以获得检测结果。本发明操作方便、精度高、成本低。



1. 一种基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统,其特征在于:所述检测系统包括:

声表面波谐振装置,包括金属外壳和声表面波谐振器,所述声表面波谐振器真空封装于所述金属外壳中,所述声表面波谐振器采用 ST 切型石英作为压电基底材料,通过光刻工艺制备,发出的声表面波频率为 433MHz;

硅胶检测电极及导线,与所述声表面波谐振器相串联;

负载电路,与所述声表面波谐振器相串联;

电源,电性连接所述负载电路以提供稳定电压的直流电;

频率计数器,电性连接所述负载电路;

微型计算机,电性连接所述频率计数器以获得检测结果。

2. 如权利要求 1 所述的基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统,其特征在于:所述声表面波谐振器由刻蚀在压电基片上的叉指换能器、两侧的左、右反射栅及最外侧的吸声材料层组成。

3. 一种利用如权利要求 1 所述的检测系统实现的检测人体腹部脂肪的方法,其特征在于,所述方法包括如下步骤:

1) 启动检测系统进行检测,声表面波谐振器发出 433MHz 的声表面波,经过设定的检测时间后,得出硅胶检测电极在空白状态下的时间-频率曲线,确定空白频率,建立平衡点;

2) 将硅胶检测电极贴于受试者腹部左右部位,启动检测系统进行检测,经过相同的检测时间,扣除空白频率后,处理单元得出受试者的时间-频率曲线,确定受试者腹部脂肪的检测频率;

3) 处理单元中存有预设的不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系,根据检测频率在不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系中找出对应的受试者腹部脂肪深度。

4. 根据权利要求 3 所述的检测人体腹部脂肪的方法,其特征在于:所述步骤 1) 中,所述检测时间为 200 ~ 400s。

基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种检测系统及方法,尤其涉及一种基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测方法。

背景技术

[0002] 随着我国国民经济的快速发展,人们的生活水平不断提高,肥胖人群占总人口的比例越来越大。脂肪的积累可以诱发多种疾病,如糖尿病、胆囊疾病、高血压、心脑血管疾病等等。目前测量人体脂肪含量的方法有水下称重法、总体水法、人体测量法、密度测定法、超声、X 射线检测、核磁共振、CT、光子吸收法等等。然而这些方法普遍具有操作复杂、精度低、仪器设备成本较高等缺陷,而且有些方法对人体有一定伤害性,很难在大范围内应用。

发明内容

[0003] 为了克服现有的人体脂肪测量技术的操作复杂、精度低、仪器设备成本较高的不足,本发明提供一种操作方便、精度高、成本低的基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统及方法。

[0004] 为了解决上述技术问题,本发明提出了如下技术方案:

[0005] 一种基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统,所述检测系统包括:

[0006] 声表面波谐振装置,包括金属外壳和声表面波谐振器,所述声表面波谐振器真空封装于所述金属外壳中,所述声表面波谐振器采用 ST 切型石英作为压电基底材料,通过光刻工艺制备,发出的声表面波频率为 433MHz;

[0007] 硅胶检测电极及导线,与所述声表面波谐振器相串联;

[0008] 负载电路,与所述声表面波谐振器相串联;

[0009] 电源,电性连接所述负载电路以提供稳定电压的直流电;

[0010] 频率计数器,电性连接所述负载电路;

[0011] 微型计算机,电性连接所述频率计数器以获得检测结果。

[0012] 进一步,所述声表面波谐振器由刻蚀在压电基片上的叉指换能器、两侧的左、右反射栅及最外侧的吸声材料层组成。

[0013] 一种检测人体腹部脂肪的方法,所述方法包括如下步骤:

[0014] 1) 启动检测系统进行检测,声表面波谐振器发出 433MHz 的声表面波,经过设定的检测时间后,得出硅胶检测电极在空白状态下的时间-频率曲线,确定空白频率,建立平衡点;

[0015] 2) 将硅胶检测电极贴于受试者腹部左右部位,启动检测系统进行检测,经过相同的检测时间,扣除空白频率后,处理单元得出受试者的时间-频率曲线,确定受试者腹部脂肪的检测频率;

[0016] 3) 处理单元中存有预设的不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系,根据检测频率在不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系中找出对应的受试者腹部脂

肪深度。

[0017] 进一步,处理单元中存有预设的不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系,所述腹部脂肪深度与声表面波频率的关系的得到过程如下:

[0018] a、准备 8 ~ 25mm 脂肪深度的频率检测信息;

[0019] b、将硅胶检测电极贴于受试者腹部左右部位,启动检测系统进行检测,经过相同的检测时间,扣除空白频率后,处理单元得出受试者的时间-频率曲线,确定受试者腹部脂肪的检测频率;

[0020] c、处理单元中存有预设的不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系,根据检测频率在不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系中找出对应的受试者腹部脂肪深度。

[0021] d、以声表面波谐振器频率为横坐标,对应的受试者脂肪深度为纵坐标,处理单元绘制脂肪深度-声表面波频率曲线。

[0022] 更进一步,所述步骤 1) 中,所述检测时间为 200 ~ 400s。优选为 300s。

[0023] 本发明的有益效果为:体积小,实用方便,电极响应快、灵敏度高,具有批量重复性好、成本低廉等优势,而且可以达到很高的频率。本发明提供的人体腹部脂肪检测系统及其检测方法,具有较高的灵敏度和稳定性,操作简单,能够实现受试者腹部脂肪深度的实时、快速检测。

附图说明

[0024] 图 1 所示为本发明提供的金属外壳和声表面波谐振器的分解示意图。

[0025] 图 2 所示为本发明提供的声表面波谐振器的电极设计示意图。

[0026] 图 3 所示为本发明提供的人体腹部脂肪的检测系统的示意图。

具体实施方式

[0027] 下面结合附图对本发明作进一步描述。

[0028] 图 1 所示为本发明提供的金属外壳和声表面波谐振器的分解示意图。图 2 所示为本发明提供的声表面波谐振器的电极设计示意图。请一并参考图 1 和图 2。

[0029] 声表面波谐振装置包括金属外壳 12 和声表面波谐振器 (SAWR) 11。声表面波谐振器 11 真空封装于金属外壳 12 中,声表面波谐振器 11 采用 ST 切型石英作为压电基底材料,通过光刻工艺制备,发出的声表面波频率为 433MHz。于本发明中,首先声表面波谐振器 11 封装于金属外壳 12 中,然后金属外壳 12 内部抽成真空,这样会消除声表面波谐振器 11 表面空气所形成的干扰。

[0030] 采用 ST 切型石英作为基底材料而非其它石英晶体切型(譬如 AT 切、SC 切)是因为其更容易在高频率端工作。ST 切型(ST = Stable Temperature)其欧拉角度为(0°, 132.75°, 0°)。有时此切型也称为“X 轴方向传播的 Y 切石英晶体”。通过将声表面波谐振器 11 的频率设定为高频 433MHz,这样声表面波谐振器 11 工作在较高的频率下,有利于提高传感器的稳定性和灵敏度。

[0031] 如图 2 所示,于本实施例中,声表面波谐振器 11 是单端口谐振器,由刻蚀在压电基片 1111 上的叉指换能器 1112(Interdigital Transducers, IDT)、两侧的左、右反射栅 1113

及最外侧的吸声材料 1114 组成。谐振器的谐振频率随 IDT1112 叉指间距变化而改变。

[0032] IDT1112 为叉指状电极, 电信号加于 IDT1112 两端时, 在压电基片 1111 上激励的声表面波 (Surface Acoustic Wave, SAW) 向两侧传播在左右两反射栅 1113 栅极之间和左右反射栅 1113 之间发生多次反射, 反射波仍由 IDT1112 接收。本发明通过设置 IDT 金属叉指宽度、叉指间距、反射栅栅极宽度和 IDT 与栅极间距使得声表面波的谐振频率为 433MHz。

[0033] 本实施例中, 硅胶检测电极可以选择丝网印刷碳电极, 所述丝网印刷碳电极包括 PVC 电极基片, 基片上印制有碳工作电极、碳对电极和 Ag/AgCl 参比电极, 各电极分别对应连接有一根电极引线。然而, 本发明对丝网印刷碳电极的具体类型和型号不作任何限定。电化学性质稳定的丝网印刷碳电极都可以作为本发明中的丝网印刷碳电极使用。

[0034] 图 3 所示为本发明提供的人体腹部脂肪的检测系统的示意图。如图 3 所示, 本发明还提供一种人体腹部脂肪的检测系统, 包括硅胶检测电极及导线、负载电路、电源、频率计数器和处理单元。负载电路通过导线与硅胶检测电极相串联。电源电性连接负载电路以提供稳定电压的直流电。频率计数器电性连接负载电路。处理单元电性连接频率计数器以获得检测结果。

[0035] 在实际应用中, 负载电路包括放大器、谐振电感线圈、电容、谐振器接口和检测电极连接端等部分, 负载电路将模拟信号转换为数字信号进行输出。电源稳定提供电压为 3.5V 的直流电。频率计数器是实时测量声表面波谐振器输出频率值的一台数字化仪器。处理单元为微型计算机。

[0036] 一种检测人体腹部脂肪的方法, 所述方法包括如下步骤:

[0037] 1) 启动检测系统进行检测, 声表面波谐振器发出 433MHz 的声表面波, 经过设定的检测时间后, 得出硅胶检测电极在空白状态下的时间-频率曲线, 确定空白频率, 建立平衡点;

[0038] 2) 将硅胶检测电极贴于受试者腹部左右部位, 启动检测系统进行检测, 经过相同的检测时间, 扣除空白频率后, 处理单元得出受试者的时间-频率曲线, 确定受试者腹部脂肪的检测频率;

[0039] 3) 处理单元中存有预设的不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系, 根据检测频率在不同受试者腹部脂肪深度与声表面波频率的关系中找出对应的受试者腹部脂肪深度。

[0040] 以下简要介绍本发明的人体腹部脂肪检测系统及检测方法的工作原理。声表面波谐振器负载硅胶电极的等效电路如以下公式 (1) 所示。当硅胶与谐振器串联之后, C_e 与 R_e 分别是硅胶电极的等效电容与等效电阻。声表面波谐振器负载硅胶电极的频率计算为:

$$F = F_0 \left[\frac{\pi F_0 C_s (2\pi F_0 C_e - Y G_e)}{G_e^2 - 2\pi F_0 C_0 G_e Y + 4\pi^2 F_0^2 C_e (C_0 + C_e)} - \pi F_0 C_s R_s \right] \quad (1)$$

[0041]

[0042] 式中, C_0 为静态电容, L_s 、 C_s 与 R_s 分别为声表面波谐振器的动态电感、动态电容与动态电阻, 谐振器的空载频率 $F_0 = 1/2\pi\sqrt{L_s C_s}$, Y 是放大电路的相参数, 硅胶电极的表面电导率为 $G_e = 1/R_e$, 极间电容 $C_e = \kappa \varepsilon + C_p$, 其中 ε 为介电常数, C_p 为导线间的寄生电容。谐振器采用真空封装, 其自身参数在检测过程中可以保持较高的稳定性, 因此振荡频率主

要取决于硅胶电极极间电容 C_e 和介电常数 ϵ 。

[0043] 不同受试者的腹部脂肪深度差异改变了极间电容 C_e 和介电常数,从而对声表面波谐振器的工作频率产生影响,这是该传感器的工作原理。当硅胶电极固定于受试者腹部时,由于不同受试者腹部脂肪深度的差异,工作电极和对电极之间的电流由于细胞的存在而受到较大影响。脂肪深度越大,极间电流影响就越大,丝网印刷电极的极间电阻 R_e 就越大,丝网印刷电极的电导率 $G_e = 1/R_e$ 显著减小。根据式 (1) 可知,最终声表面波谐振器频率上升。此外,硅胶的动态电容 C_e 参数在这个过程中也出现变化,但相比硅胶电极极间电阻 R_e 来说影响较小。

[0044] 综上所述,本发明提供的人体腹部脂肪检测系统体积小巧,实用方便,电极响应快、灵敏度高,具有批量重复性好、成本低廉等优势,而且可以达到很高的频率。本发明提供的人体腹部脂肪检测系统及其检测方法,具有较高的灵敏度和稳定性,操作简单,能够实现受试者人体腹部脂肪的实时、快速检测。

[0045] 虽然本发明已由较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟知此技艺者,在不脱离本发明的精神和范围内,可作些许的更动与润饰,因此本发明的保护范围当视权利要求书所要求保护的范围为准。

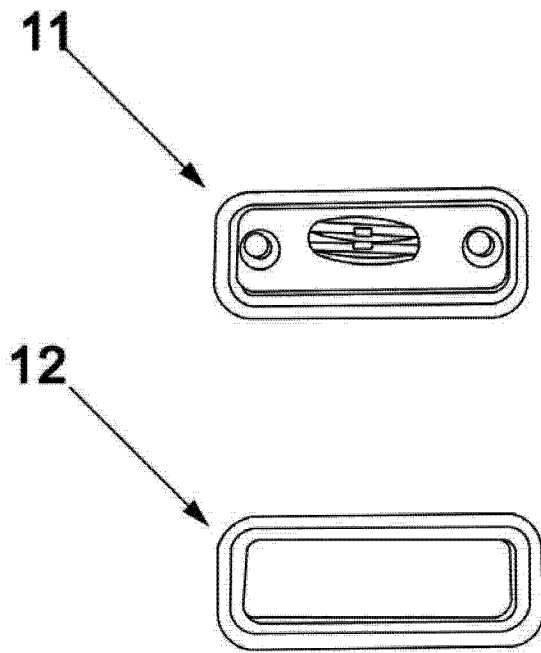


图 1

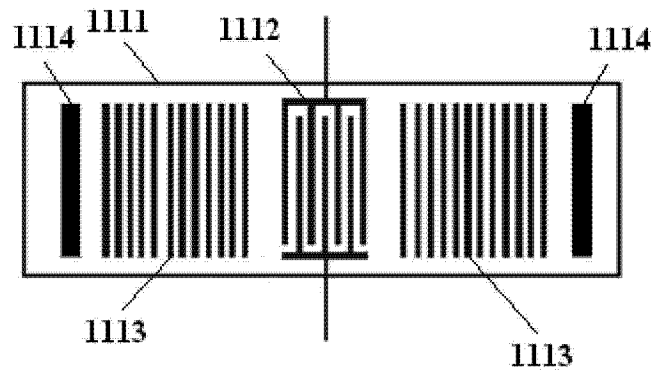


图 2

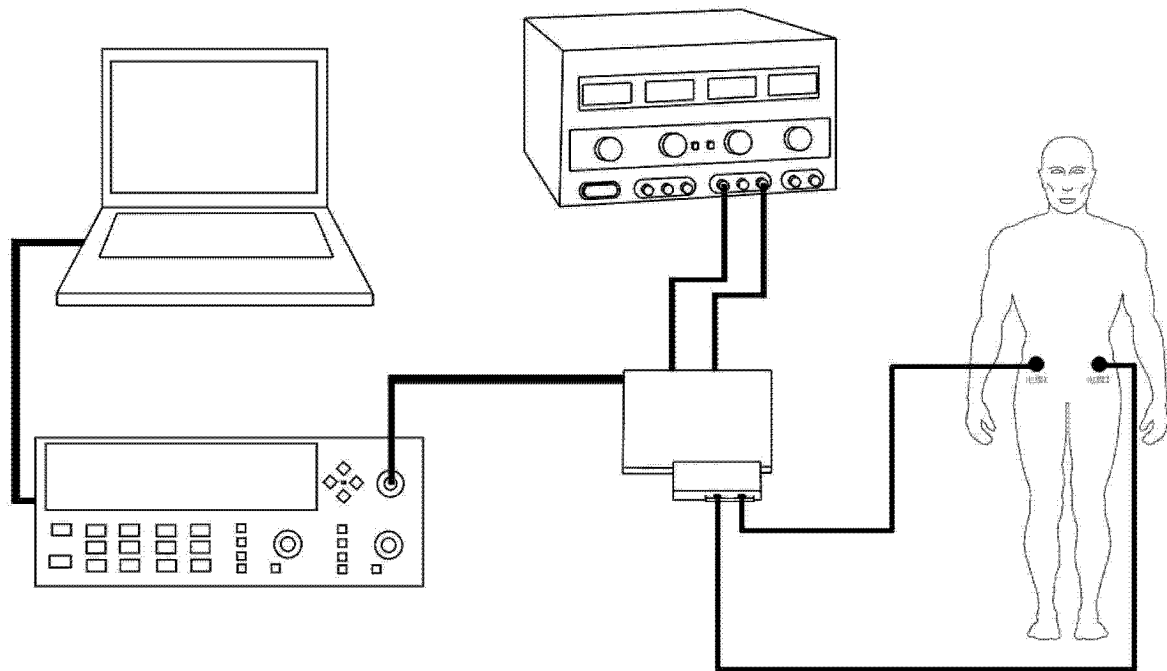


图 3

专利名称(译)	基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统及方法		
公开(公告)号	CN103239209B	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201310160758.7	申请日	2013-05-03
[标]申请(专利权)人(译)	浙江工商大学		
申请(专利权)人(译)	浙江工商大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江工商大学		
[标]发明人	惠国华 姜燕 沈凤 王绿野 尹芳缘		
发明人	惠国华 姜燕 沈凤 王绿野 尹芳缘		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	王群		
其他公开文献	CN103239209A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于声表面波谐振器的人体腹部脂肪检测系统，包括：声表面波谐振装置，包括金属外壳和声表面波谐振器，所述声表面波谐振器真空封装于所述金属外壳中，所述声表面波谐振器采用ST切型石英作为压电基底材料，通过光刻工艺制备，发出的声表面波频率为433MHz；硅胶检测电极及导线，与所述声表面波谐振器相串联；负载电路，与所述声表面波谐振器相串联；电源，电性连接所述负载电路以提供稳定电压的直流电；频率计数器，电性连接所述负载电路；微型计算机，电性连接所述频率计数器以获得检测结果。本发明操作方便、精度高、成本低。

