



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103126726 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201210031518. 2

(22) 申请日 2012. 02. 09

(66) 本国优先权数据

201110390378. 3 2011. 11. 25 CN

(73) 专利权人 重庆海扶医疗科技股份有限公司

地址 401121 重庆市渝北区人和镇青松路 1 号

(72) 发明人 毛爱华 敬李

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理

有限公司 11112

代理人 罗建民 邓伯英

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开平 9-292214 A, 1997. 11. 11,

CN 101469978 A, 2009. 07. 01,

US 5613493 A, 1997. 03. 25,

US 5613493 A, 1997. 03. 25,

US 5520183 A, 1996. 05. 28,

US 4359055 A, 1982. 11. 16,

JP 特开平 4-231944 A, 1992. 08. 20,

TW 537882 B, 2003. 06. 21,

CN 101701809 A, 2010. 05. 05,

审查员 卢晓萍

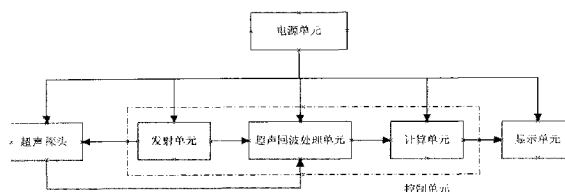
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

一种脂肪厚度测量装置

(57) 摘要

本发明提供一种脂肪厚度测量装置,包括超声探头,用于向被测对象发射超声波,同时接收其所发射超声波的超声回波,并将接收到的超声回波信号输出;控制单元,用于控制超声探头发射超声波,接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理和计算,通过计算得到被测对象的脂肪厚度,再将该脂肪厚度数据输出;显示单元,用于接收和显示控制单元输出的脂肪厚度数据;电源单元,用于为超声探头、控制单元、以及显示单元提供电能。该脂肪厚度测量装置体积小、便于携带,且操作简单、读数直观,尤其适合家庭或健身房个人监控脂肪厚度使用。



1. 一种脂肪厚度测量装置,其特征在于,包括:

超声探头,用于向被测对象发射超声波,同时接收其所发射超声波的超声回波,并将接收到的超声回波信号输出;

控制单元,用于控制超声探头发射超声波,接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理和计算,通过计算得到被测对象的脂肪厚度,再将该脂肪厚度数据输出;

显示单元,用于接收和显示控制单元输出的脂肪厚度数据;

电源单元,用于为超声探头、控制单元、以及显示单元提供电能;

所述控制单元包括:

发射单元,用于控制超声探头发射超声波;

超声回波处理单元,用于接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理,以得到皮肤下的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的超声回波;

计算单元,用于根据得到的超声回波计算皮肤下脂肪层的厚度,再将计算得到的脂肪厚度数据输出至显示单元;

其中,所述超声回波处理单元包括前期处理单元和后期处理单元,

前期处理单元,用于对所述超声探头输出的超声回波信号进行幅值放大和消除干扰处理,并将处理后的超声回波信号数字化后进行存储;

后期处理单元,用于提取前期处理单元中的超声回波信号并对所述超声回波信号进行识别,识别出超声探头接收到的皮肤下各个脂肪层与所述各脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波,并滤除其他的多次反射回波,再将识别得到的一次反射回波信号输出至计算单元;

具体地,所述后期处理单元中包括有补偿单元、小信号回波滤除单元、多次反射回波滤除单元和整波单元,所述补偿单元内预设补偿因子,以补偿超声波在组织传播过程中的衰减,使所获得的超声回波的信号强度一致或趋于一致,其中:

补偿单元,用于提取存储器中的数字化的超声回波信号,并将所提取的超声回波信号幅值加上补偿因子后得到补偿后的超声回波信号,再将补偿后的超声回波信号输出;

小信号回波滤除单元,用于接收补偿单元输出的经补偿后的超声回波信号,并滤除其中的小信号回波,再将滤除小信号回波后的超声回波信号输出;

多次反射回波滤除单元,用于接收小信号回波滤除单元输出的超声回波信号,并对滤除小信号回波后的超声回波信号进行分析,从中识别出超声探头接收到的皮肤下各个脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波,滤除其他的多次反射回波,再将滤除了多次反射回波后的一次反射回波信号输出;

整波单元,用于接收多次反射回波滤除单元输出的一次反射回波信号,并对其进行整波,再将整波后的一次反射回波信号输出至计算单元。

2. 根据权利要求1所述的脂肪厚度测量装置,其特征在于,

所述计算单元用于根据后期处理单元输出的一次反射回波信号,通过公式 $h = (T \cdot V) / 2$ 计算被测对象的脂肪厚度,其中, h 表示脂肪厚度, T 表示时长,即指超声探头发射的超声波从进入皮肤开始直至接收到皮肤下最深处的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波信号的时长,或者指超声探头接收到第 N 界面的一次反射回

波与接收到第(N+1)界面的一次反射回波的时差, V 表示超声波在人体中的传播速度, V 作为一个固定值预设于计算单元中。

3. 根据权利要求 2 所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于所述预设于计算单元中的超声波在人体中的传播速度 $V = 1540\text{m/s}$ 。

4. 根据权利要求 1 所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于, 所述前期处理单元中包括有放大电路、滤波电路、检波电路、A/D 转换电路和存储器, 其中:

放大电路, 用于接收超声探头中的超声回波信号, 并对超声探头输出的超声回波信号进行放大, 再将放大后的超声回波信号输出;

滤波电路, 用于接收放大电路输出的超声回波信号, 并滤除其中混杂的电磁干扰波以及高次谐波, 再将滤波后的超声回波信号输出;

检波电路, 用于接收滤波电路输出的超声回波信号, 并对接收到的超声回波电路进行峰值包络检波处理, 再将经峰值包络检波处理后的超声回波信号输出;

A/D 转换电路, 用于将超声回波信号转换成数字化的超声回波信号, 再将数字化的超声回波信号输出;

存储器, 用于接收和存储 A/D 转换电路输出的数字化的超声回波信号。

5. 根据权利要求 1 所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于, 所述补偿因子 = 补偿系数 * 超声波频率, 所述补偿系数设定为 $0.81\text{dB/cm} \cdot \text{MHz}$, 超声波频率指超声探头所发射的超声波频率, 该超声波频率的取值范围为 $1.5\text{MHz} \sim 15\text{MHz}$ 。

6. 根据权利要求 1-5 之一所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于, 该装置中还包括有接口单元, 所述接口单元用于将控制单元计算得到的脂肪厚度数据送到外部设备上显示或将超声探头接收到的超声回波信号送到外部设备上继续进行处理, 或者用于对电源单元进行充电。

7. 根据权利要求 1-5 之一所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于, 所述控制单元采用 DSP 芯片或 MCU 芯片或 ARM 芯片。

8. 根据权利要求 1-5 之一所述的脂肪厚度测量装置, 其特征在于, 所述超声探头为 A 型超声诊断装置中的超声探头, 该超声探头采用收发分离式超声探头。

一种脂肪厚度测量装置

技术领域

[0001] 本发明属于超声波应用技术领域,具体涉及一种脂肪厚度测量装置。

背景技术

[0002] 随着社会经济的发展以及人们生活方式的改变,人们生活水平得到了极大的改善,然而这也使得肥胖现象越来越普遍,肥胖及其所引发的健康问题已成为人们所关注的热点。

[0003] 人体中脂肪的百分含量是衡量健康状况的重要标志,研究表明,大多数个体的体重指数 (Body Mass Index ;简称 BMI) 与身体脂肪的百分含量之间具有明显的相关性,因此目前一些体检机构常用体重指数来衡量机体的肥胖程度。但是,肥胖的原因与多种因素息息相关,体重指数并不能全面地反应肥胖的具体状况,也无法确定身体脂肪主要分布于身体的哪个部位,身体某个部位的脂肪厚度具体是多少。

[0004] 经临床实践证明,皮下脂肪是人体脂肪的主要组成部分,皮下脂肪层大约储存了人体脂肪总量的 2/3。因此,测量皮下脂肪厚度成为估计体内总脂肪状况的有效指数,此外,对特定部位皮下脂肪厚度进行测定还可为相应塑身减肥方法提供参考依据。目前,测量皮下脂肪厚度常用方法包括皮脂计 (也叫指捏法) 和卡尺法,然而这两种方法都有一定的局限性,而且都不能直观反映皮下脂肪厚度。

[0005] 近年来随着医学技术的发展,在国内外已有应用超声法、CT (Computed Tomography ;电子计算机 X 射线断层扫描技术) 法、MRI (Magnetic Resonance Imaging ;磁共振成像) 法等测量皮下脂肪厚度。目前认为,CT 法和 MRI 法是测量脂肪分布和含量准确性和可重复性最好的方法,但因成本较高和操作不便等原因不利于推行。

[0006] 超声法主要是利用超声波穿过人体中各种组织声学特性的差异 (如声阻抗不同),会在两种不同声阻抗的界面处产生反射、折射和散射的性质,通过检测不同器官和组织产生不同的反射、折射和散射规律的信号,显示出脏器的界面和组织内部的细微结构,以此作为诊断和测量的依据。目前,国内外应用超声法测量皮下脂肪厚度基本都是采用 B 超诊断装置,但在实际临床应用中,B 超诊断装置基本上都是专用于疾病诊断,测量脂肪厚度只是其附带的一个测量项目;而且,B 超诊断装置一般只在医疗机构才有,其体积庞大、价格昂贵,而且需要具备相关医学知识的特定人员才能使用并进行准确地测量,目前市面上还没有适合家庭监控脂肪厚度或健身房个人随时观察脂肪厚度,以便随时检验运动和节食效果的小型、便携式脂肪厚度测量装置。

发明内容

[0007] 本发明所要解决的技术问题是针对现有技术中存在的上述不足,提供一种体积小、便于携带的脂肪厚度测量装置,该脂肪厚度测量装置尤其适合家庭监控脂肪厚度或健身房个人随时观察脂肪厚度时使用。

[0008] 现有市面上还没有专用于进行脂肪厚度测量的测量装置,目前,脂肪厚度的测量

一般是在采用 B 型超声诊断装置进行疾病诊断的同时,附带地测量皮下脂肪厚度。

[0009] 按医学超声设备体系分类,现有的超声诊断设备主要包括 A 型超声诊断装置和 B 型超声诊断装置。在形成机理上,B 型超声诊断装置采用灰度调制成像方式,当其中的超声探头发射超声波之后,返回一个二维切面断层图像,因此能直观地看到每一层面的图像,并进行直观测量,应用范围较广,但由于该探头返回的是二维图像,因而数据量也大,很难制成便携式设备;由于 A 型超声诊断装置采用幅度调制成像方式,当其中的超声探头发射超声波之后,返回的是一个一维超声回波信号,由于该回波信号只能反映局部组织的信息,不能获得在临床诊断上需要的解剖图形,且操作者的识图经验对诊断的准确性影响很大,因此其应用价值已渐渐低落,目前国内外都很少再生产和使用 A 型超声诊断装置。

[0010] 然而,本发明人发现,虽然在 A 型超声诊断装置中的超声探头所接收的超声回波信号无法获得临床诊断所需要的解剖图形,但该超声回波携带有人体组织结构的原始信号,含有丰富的信息源,排除操作者具有识图差异的因素,其所接收的超声回波信号能真实、准确地反映人体组织结构特性,通过获取此超声回波并对之进行分析处理,就能够测量得到个体的皮下脂肪厚度;并且,A 型超声诊断装置中超声探头获得的超声回波虽然没有 B 型超声诊断装置中超声探头返回的二维超声断层图像那么直观,但是由于其返回的是一个一维信号,因此数据量小,较易于制成便携式设备。

[0011] 同时,从人体解剖学角度来看,人体中包括遍布全身的浅筋膜和深筋膜。其中,浅筋膜又称皮下筋膜,位于皮下,由疏松结缔组织构成,大多含有脂肪;深筋膜又称固有筋膜,位于浅筋膜以下,由致密结缔组织构成,用于包覆体壁、四肢的组织以及血管、神经等。而人体的脂肪组织包括皮下脂肪和体内层状分布的脂肪。其中,皮下脂肪是指贮存于皮下的脂肪组织,位于皮肤层(即真皮层)以下,深筋膜层以上;体内脂肪主要是指贮存于腹腔的内脏脂肪组织和存在于骨髓中的黄色脂肪组织。由于人体中的脂肪约有 2/3 均为皮下脂肪,而分布于人体内脏中的脂肪难以进行测量,因此目前脂肪厚度的测量主要是针对皮下脂肪进行的。当超声波穿过人体时,皮下脂肪遇超声波会产生低强度回声,该低强度回声为分散的点状回声;当超声波到达皮下筋膜包覆脂肪的部位(即脂肪层与筋膜层的交界处)时,由于筋膜遇超声波后反射产生的超声回波为幅值较强的高强度回声,因此利用超声探头对该高强度的超声回波进行接收,并通过对所接收到的超声回波的强度进行分析,从而可以识别出皮下不同深度的脂肪层与该脂肪层相邻的皮下筋膜层交界处的超声回波,并依据接收到该超声回波的时间,可得到超声波从进入皮肤到穿过某脂肪层所用的时长,由于超声波在人体组织内的传播速度是公知的,通过计算距离值,最后可得到此脂肪层的厚度。

[0012] 解决本发明技术问题所采用的技术方案是该脂肪厚度测量装置包括:

[0013] 超声探头,用于向被测对象发射超声波,同时接收其所发射超声波的超声回波,并将接收到的超声回波信号输出;

[0014] 控制单元,用于控制超声探头发射超声波,接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理和计算,通过计算得到被测对象的脂肪厚度,再将该脂肪厚度数据输出;

[0015] 显示单元,用于接收和显示控制单元输出的脂肪厚度数据;

[0016] 电源单元,用于为超声探头、控制单元、以及显示单元提供电能。

[0017] 优选的是,所述控制单元包括:

[0018] 发射单元,用于控制超声探头发射超声波;

[0019] 超声回波处理单元,用于接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理,以得到皮肤下的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的超声回波;

[0020] 计算单元,用于根据得到的超声回波计算皮肤下脂肪层的厚度,再将计算得到的脂肪厚度数据输出至显示单元。

[0021] 优选的是,所述超声回波处理单元包括前期处理单元和后期处理单元,其中:

[0022] 前期处理单元,用于对所述超声探头输出的超声回波信号进行幅值放大和消除干扰处理,并将处理后的超声回波信号数字化后进行存储;

[0023] 后期处理单元,用于提取前期处理单元中的超声回波信号并对所述超声回波信号进行识别,识别出超声探头接收到的皮肤下各个脂肪层与所述各脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波,并滤除其他的多次反射回波,再将识别得到的一次反射回波信号输出至计算单元;

[0024] 所述计算单元用于根据后期处理单元输出的一次反射回波信号,通过公式 $h = (T \cdot V) / 2$ 计算被测对象的脂肪厚度,其中, h 表示脂肪厚度, T 表示时长,即指超声探头发射的超声波从进入皮肤开始直至接收到皮肤下最深处的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波信号的时长,或者指超声探头接收到第 N 界面的一次反射回波与接收到第 $(N+1)$ 界面的一次反射回波的时差, V 表示超声波在人体中的传播速度, V 作为一个固定值预设于计算单元中。

[0025] 其中,所述预设于计算单元中的超声波在人体中的传播速度 $V = 1540\text{m/s}$ 。

[0026] 进一步优选的是,所述前期处理单元中包括有放大电路、滤波电路、检波电路、A/D 转换电路和存储器,其中:

[0027] 放大电路,用于接收超声探头中的超声回波信号,并对超声探头输出的超声回波信号进行放大,再将放大后的超声回波信号输出;

[0028] 滤波电路,用于接收放大电路输出的超声回波信号,并滤除其中混杂的电磁干扰波以及高次谐波,再将滤波后的超声回波信号输出;

[0029] 检波电路,用于接收滤波电路输出的超声回波信号,并对接收到的超声回波电路进行峰值包络检波处理,再将经峰值包络检波处理后的超声回波信号输出;

[0030] A/D 转换电路,用于将超声回波信号转换成数字化的超声回波信号,再将数字化的超声回波信号输出;

[0031] 存储器,用于接收和存储 A/D 转换电路输出的数字化的超声回波信号。

[0032] 进一步优选的是,所述后期处理单元中包括有补偿单元、小信号回波滤除单元、多次反射回波滤除单元和整波单元,所述补偿单元内预设有补偿因子,其中:

[0033] 补偿单元,用于提取存储器中的数字化的超声回波信号,并将所提取的超声回波信号幅值加上补偿因子后得到补偿后的超声回波信号,再将补偿后的超声回波信号输出;

[0034] 小信号回波滤除单元,用于接收补偿单元输出的经补偿后的超声回波信号,并滤除其中的小信号回波,再将滤除小信号回波后的超声回波信号输出;

[0035] 多次反射回波滤除单元,用于接收小信号回波滤除单元输出的超声回波信号,并对滤除小信号回波后的超声回波信号进行分析,从中识别出超声探头接收到的皮肤下各个

脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波,滤除其他的多次反射回波,再将滤除了多次反射回波后的一次反射回波信号输出;

[0036] 整波单元,用于接收多次反射回波滤除单元输出的一次反射回波信号,并对其进行处理,再将整波后的一次反射回波信号输出至计算单元。

[0037] 其中,所述补偿因子=补偿系数*超声波频率,所述补偿系数设定为 0.81dB/cm·MHz,超声波频率指超声探头所发射的超声波频率,该超声波频率的取值范围为 1.5MHz~15MHz。

[0038] 优选的是,该装置中还包括有接口单元,所述接口单元用于将控制单元计算得到的脂肪厚度数据送到外部设备上显示或将超声探头接收到的超声回波信号送到外部设备上继续进行处理,或者用于对电源单元进行充电。

[0039] 优选的是,所述控制单元采用 DSP 芯片或 MCU 芯片或 ARM 芯片。

[0040] 优选超声探头为 A 型超声诊断装置中的超声探头,该超声探头采用收发分离式超声探头。

[0041] 本发明的有益效果是:本发明脂肪厚度测量装置不仅可以测量皮下整个脂肪层的厚度,同时也可以根据需要查看皮下脂肪的分布情况,以及测出各个脂肪层的厚度。该脂肪厚度测量装置体积小、便于携带,且操作简单、读数直观、尤其适合家庭监控脂肪厚度或健身房个人使用,以便于随时观察自身的脂肪厚度,随时检验运动和节食的效果,为人们保持健康体型提供必要的参考,从而可有效减少“肥胖病”的发生。

附图说明

[0042] 图 1 为本发明一个实施例脂肪厚度测量装置的结构框图;

[0043] 图 2 为图 1 中超声回波处理单元的结构框图;

[0044] 图 3 为经放大电路放大后的超声回波信号的波形图;

[0045] 图 4 为经检波电路检波后得到的超声回波信号的波形图;

[0046] 图 5 为经整波单元处理后的超声回波信号的波形图;

[0047] 图 6 为超声探头的结构示意图。

[0048] 图中:1-声接收层;2-超声晶片;3-声匹配层;4-发射晶片;5-绝缘层;6-接收晶片。

具体实施方式

[0049] 为使本领域技术人员更好地理解本发明的技术方案,下面结合附图和具体实施方式对本发明脂肪厚度测量装置作进一步详细描述。

[0050] 在利用超声波测量人体浅表层的软组织时,根据筋膜的分布可将皮肤以下、深筋膜层以上的人体浅表组织分为多层,其中,皮肤层以下的脂肪层与皮下筋膜层交替分布,设定紧接皮肤的第一脂肪层与第一脂肪层以下紧接第一脂肪层的第一筋膜层之间的界面为第一界面,第一筋膜层以下的第二脂肪层与第二脂肪层以下紧接第二脂肪层的第二筋膜层之间的界面为第二界面,依此类推可能还存在第二筋膜层以下的第三脂肪层与第三脂肪层以下紧接第三脂肪层的第三筋膜层之间的第三界面以及更多的界面。其中,上述第一筋膜层、第二筋膜层、第三筋膜层等多个皮下筋膜层均为厚度很薄的浅筋膜。

[0051] 基于超声波遇到脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界面会产生较强的超声回波的特性,本发明脂肪厚度测量装置将所述交界面所产生的超声回波信号加以接收、放大和处理,并通过对所接收的超声回波的分布特征进行分析,从而可以分别识别出第一界面、第二界面、第三界面以及更多界面处的超声回波,通过分析能够得到第一界面(或第二界面、第三界面等)处的一次反射回波、二次反射回波……,再通过识别出皮肤下最深处的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波的波形,并获知接收该超声回波的时间,从而可获得人体皮下脂肪层的总厚度;更细化的,由于皮肤层以下的脂肪层与皮下筋膜层之间的交界面具有多个,通过识别出某一交界面(比如第一界面)的一次超声回波的波形,并获知接收到该波形的时间,就可以计算得到第一脂肪层的厚度。同理,可以得到第二脂肪层、第三脂肪层的厚度。

[0052] 如图1所示,本实施例中,该脂肪厚度测量装置包括超声探头、控制单元、显示单元以及电源单元。

[0053] 其中,超声探头用于向被测对象发射超声波,同时接收其所发射超声波的超声回波,并将接收到的超声回波信号输出;控制单元用于控制超声探头发射超声波,接收超声探头输出的超声回波并对所述超声回波信号进行处理和计算,通过计算得到被测对象的脂肪厚度,再将该脂肪厚度数据输出;显示单元用于接收和显示控制单元输出的脂肪厚度数据;电源单元用于为超声探头、控制单元以及显示单元提供电能。

[0054] 超声探头是整个装置的信号部件,在进行脂肪厚度测量时超声探头与人体直接接触。根据超声波发射与接收是否为同一个探头,可将超声探头分为收发一体式超声探头和收发分离式超声探头。在本实施例中,超声探头采用收发分离式超声探头,其包括发射探头和接收探头,发射探头通过发射接口与控制单元中的发射单元连接,由发射单元驱动后触发而产生机械振动发射超声波;接收探头通过接收接口与控制单元中的超声回波处理单元连接,将进入人体后遇组织或脏器后反射回来的超声回波送入超声回波处理单元进行处理。采用收发分离式超声探头具有如下优势:其一,电路简单、高效。本实施例中,发射单元驱动发射探头所发射的激励信号为高压脉冲,而与接收探头电连接的超声回波处理单元中采用的器件均为低压元器件,若采用收发一体式超声探头,为保证电路的安全,必须在控制单元中超声回波处理单元前增加隔离电路,以防止发射单元中的高电压串入超声回波处理单元中而烧毁低压元器件或干扰超声回波接收,从而会导致控制单元中的电路变得复杂;其二,发射和接收灵敏度高。收发一体式超声探头集发射功能和接收功能为一身,即在收发一体式超声探头中发射探头和接收探头均为同一种压电材料,因压电材料性质决定了其发射灵敏度和接收灵敏度不可能完全一样,有的压电材料发射灵敏度很高而接收灵敏度很低,另一些压电材料则接收灵敏度很高而发射灵敏度很低,如果要使探头集发射与接收功能为一体,必使得探头只能将就发射灵敏度或接收灵敏度中较低的一个压电材料,这必然使得收发一体式超声探头的整体灵敏度降低。而收发分离式超声探头则可很方便地使发射探头采用发射灵敏度高的压电材料制成,而接收探头采用接收灵敏度高的压电材料制成,从而使得超声探头达到尽可能高的灵敏度。

[0055] 图6所示为超声探头的结构示意图,其中,图6A为收发一体式超声探头的结构示意图,在图6A中,左侧的视图为超声探头的正视图,右侧的视图为所述超声探头的侧剖视图(下同)。该收发一体式超声探头包括声接收层1、超声晶片2和声匹配层3;图6B为收

发分离式平面超声探头的结构示意图,图 6C 为聚焦发射、平面接收的收发分离式超声探头的结构示意图,图 6D 为平面发射、聚焦接收的收发分离式超声探头的结构示意图,上述收发分离式超声探头包括声接收层 1、声匹配层 3、发射晶片 4(即发射探头)、绝缘层 5 和接收晶片 6(即接收探头)。

[0056] 电源单元作为整个系统的供电单元为该装置的其他单元提供稳定的电压。本实施例中,电源单元包括电池、电池充电管理电路以及调压电路。其中,电池一般采用大容量可充电锂电池,电池可采用 USB 接口充电方式充电,也可采用无线充电方式充电,以使得该装置利于便携式使用;电池充电管理电路包括专用的充电管理芯片,如 CN3052、CN3068 等,该充电管理芯片具有过压、过流和过温保护,能自动侦测电池电压的高低以获得合适的充电电流,以最大限度保护电池,延长电池的使用寿命,同时还具有充电过程状态(低电流、大电流、充满等)输出,使用户随时掌控该装置的电源状况;调压电路能使电池实现多电源输出,以满足该装置中各个单元的不同电能需求。

[0057] 显示单元主要包括具有显示功能的 LCD 显示屏或 OLED 显示屏,用于显示经控制单元处理后获得的脂肪厚度值,以便人们能直观地读出。

[0058] 控制单元作为整个测量装置的中央控制器和信息处理中心,具有以下功能:对电源单元的电量进行监测,以使该装置适于便携式使用;用于控制超声探头发射超声波,同时接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理和计算,通过计算得到被测对象的脂肪厚度,再将该脂肪厚度数据输出至显示单元。其中,控制单元主要包括发射单元、超声回波处理单元和计算单元。本实施例中,控制单元可采用 DSP(Digital Signal Processing) 芯片或 MCU(Micro Controller Unit) 芯片或 ARM(Advanced RISC Machines) 芯片等现行的多种具有控制功能的芯片。在本实施例中,控制单元采用带 DSP 功能的 PIC 单片机芯片。

[0059] 发射单元使超声探头获得工作需要的设定电压,并产生高压负脉冲激励信号,该高压负脉冲激励信号输送至超声探头中的发射探头,使发射探头产生机械振动而发射超声波,超声波频率由该超声探头的谐振频率决定,本实施例中超声探头的谐振频率为 5MHz。

[0060] 超声探头所发射的超声波的探测深度范围可根据实际需要进行调节。研究表明,在不同个体中人体组织声透性具有相同的特性,人体内的深筋膜与人体皮肤层的距离一般不超过 120mm,而通常所测量的脂肪厚度是指与皮下浅筋膜交替布置的脂肪层,由此可知脂肪厚度测量时所测量的脂肪层的厚度一般不会超过 120mm。因此,在本实施例中,可以设定超声波的探测深度为 120mm,即可满足测得一组完整的人体脂肪厚度的超声回波数据。由于发射探头在一次测量过程中只接受一次高压负脉冲激励信号,因此接收探头收到的超声回波信号的幅值必定是逐渐衰减而降低的,即使人体脂肪厚度超过 120mm,由于在该处所能接收到的超声回波信号较弱,因而可以忽略不计。当然,在实际应用中,可根据实际需要超声波的探测深度进行适当调整,以适应不同体型的人体。

[0061] 本实施例中,超声回波处理单元用于对接收到的超声回波信号进行数据处理和保存。超声波进入人体皮肤层后遇脂肪层与皮下筋膜层的交界处发生反射,反射回来的超声回波由超声探头中的接收探头进行接收,并传送至超声回波处理单元。如图 2 所示,超声回波处理单元主要包括前期处理单元和后期处理单元,其中前期处理单元包括放大电路、滤波电路、检波电路、A/D 转换电路和存储器,后期处理单元包括补偿单元、小信号回波滤除单

元、多次反射回波滤除单元和整波单元。

[0062] 由于接收探头接收到的超声回波信号一般是很微弱的超声回波信号,为了便于后续处理,先将接收到的微弱的超声回波信号通过放大电路进行放大。图3所示为经放大电路放大后的超声回波信号的波形图,在图3中,横坐标为时间轴,也即代表超声波进入人体内部的深度;纵坐标为超声回波信号的幅度,也即代表超声回波的强度。

[0063] 在接收探头所接收的超声回波信号中,携带有人体丰富的人体组织结构特征,例如:通过组织界面之间反射回来的超声回波信号能直观反映人体组织层间的厚度;但是,在这些超声回波信号中,也不可避免的包含了一些干扰信号,例如:电磁干扰波、高次谐波和小幅值信号及其它们所产生的小信号回波。

[0064] 在本实施例中,通过滤波电路,具体的采用带通滤波器来消除超声回波信号中的电磁干扰波以及高次谐波。然后,滤波后得到的超声回波信号再通过检波电路进行峰值包络检波处理,由于超声回波的波形关于时间轴(水平轴)对称,为减少数据量的分析,在检波电路中只取大于0的波形部分进行分析。图4所示即为经检波电路检波后得到的超声回波信号的波形图。在图4中,横坐标为时间轴,也即代表超声波进入人体内部的深度;纵坐标为超声回波的幅度,也即代表超声回波的强度。

[0065] 经取峰值包络检波处理后,超声回波信号的数据量降低,但是其数据仍为连续时间信号,即模拟信号。而在本实施例中,超声回波处理单元采用带DSP功能的PIC单片机芯片,一般用于处理复杂的数字信号,因此,为了便于后续数据处理,先将经检波后的超声回波信号通过高速A/D转换电路转换为数字化的超声回波信号,并将转换后的一组完整的超声回波数据送入存储器中进行保存。其中,A/D转换电路的采样频率由设置在A/D转换电路中的高精度高频晶体振荡器提供,综合精度与成本考虑,采样频率一般选择需采集信号频率的3-8倍。在本实施例中,由于超声探头的谐振频率为5MHz,因此将该晶体振荡器的采样频率设置为24MHz。

[0066] 上述保存于存储器中的超声回波信号中,包括有小信号回波信号、人体组织层间的一次反射回波信号以及多次反射回波信号。为准确提取出人体皮肤下各脂肪层与皮下筋膜层之间的交界处的超声回波信号,本实施例中的后期处理单元可基于超声回波分布特征的衰减补偿和阈值滤波进行波形识别,如图2所示,其中后期处理单元包括补偿单元、小信号回波滤除单元、多次反射回波滤除单元、以及整波单元,其主要工作过程如下所述。

[0067] 首先,由补偿单元将经过A/D转换后的一组完整的超声回波数据从存储器读取出来。由于超声波在人体组织传播过程中,当遇到各种不同的物理界面时不可避免的会产生反射、散射、折射和吸收现象,从而导致超声能量衰减而产生信号差异,即随着超声波传播距离的增加,接收探头所接收的超声回波信号会逐渐减弱。因此,通过在补偿单元中设定补偿因子来补偿超声波在人体组织传播过程中的衰减,以提升远距离信号的强度,从而可使所获得的超声回波的信号强度一致或趋于一致,以便于后续数据的甄别、分析和处理。补偿因子由不同频率的超声波在人体组织中的衰减因子决定,一般是按照超声波在人体组织中的吸收系数来计算。研究表明,当超声波频率在1.5MHz~15MHz范围内时,超声波被人体组织吸收的系数几乎与频率成正比。因此,在本实施例中,将超声波在人体组织中的平均吸收系数选定为0.81dB/cm·MHz,由于超声探头的谐振频率为5MHz,因此设定的补偿系数为 $0.81 \times 5 \text{ dB/cm} = 4.05 \text{ dB/cm}$ 。

[0068] 根据补偿单元中预先设定好的补偿因子,对超声回波信号进行衰减补偿,具体为将按距离远近,将从存储器读出的超声回波信号幅值加上对应设定的补偿因子幅值,以将超声回波信号强度提升到一个合适的水平,方便后续的处理。

[0069] 小信号回波滤除单元用于滤除超声回波中的小信号回波。在经衰减补偿后的超声回波信号中,对于其中只出现一次且幅值较小的超声回波信号而言,可认为其分布不存在任何规律,则将其判断为小信号回波信号并进行滤除。在本实施例中,小信号回波的滤波阈值设定为经验值,该经验值取该组测量数据中最大峰值的 20-60%,如图 4 所示,其中的波形 B、波形 C、波形 D、波形 H 和波形 I 由于小于设定的滤波阈值,因此将它们作为小信号回波而滤除。实际上,波形 C 是人体中表皮层与真皮层的交界面,波形 D 是真皮层与第一脂肪层的交界面,由于表皮层、真皮层和第一脂肪层的声阻抗较为接近,使得在表皮层与真皮层、真皮层与第一脂肪层这两个交界面产生的超声回波信号较小;同时,由于在人体中表皮层和真皮层与第一脂肪层相比均较薄,因此,在本实施例中,将表皮层和真皮层视为第一脂肪层的一部分,而将波形 C 和波形 D 滤除。

[0070] 多次反射回波滤除单元用于滤除人体组织层间的多次反射回波。在本实施例中,通过所述多次反射回波滤除单元来判断所接收的反射回波中的哪些超声回波为一次反射回波,哪些是多次反射回波,并将这些多次反射回波滤除,只留下一次反射回波。

[0071] 在多次反射回波滤除单元中,先对已经滤除小信号回波信号的超声回波信号利用统计学原理进行统计并分组,将其中具有相同特性的超声回波归入一个数据组,并统计各数据组的分布规律。这些能归入同一数据组中的多个超声回波依次为某一脂肪层与该脂肪层下的某一皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波、二次反射回波、三次反射回波……n 次反射回波,构成该数据组中多个超声回波的幅值相同或幅值相近($\pm 20\%$ 范围内)且出现概率较大(根据情况,可取概率大于 20% 的所有反射回波)。如前所述,超声波在人体组织中传播的过程中,当遇到各种不同的交界面时不可避免的会产生反射,比如,当超声波传播至皮肤下第一脂肪层与第一皮下筋膜层之间的第一界面时,在第一界面处会产生强回声,本实施例将第一界面处第一次产生的超声回波称为一次反射回波,该一次反射回波在向超声探头方向返回的过程中,当碰到另外一个交界处(比如耦合剂与皮肤表面之间的交界处)会再次发生反射,再次发生反射后的超声回波传播至第一界面处又会发生反射,从而形成二次反射回波,当然还可能形成三次反射回波、四次反射回波……,从而在上述两个交界处之间形成振荡,直至声能全部衰减完为止。也就是说,该一次反射回波中除了一部分能量返回至接收探头,还有一部分会在第一界面处重复发生多次反射,该重复发生多次反射的超声回波即二次反射回波、三次反射回波、四次反射回波等称为多次发射回波。该多次反射回波的幅值是逐渐减小的,其幅值一般为小于一次反射回波的幅值,反射次数越多则反射回波的幅值越小。然而,相对于同一界面而言,在所述两个交界处之间发生振荡的多次反射回波的时间间隔是相等的。这是因为对于处于同一个数据组中的多个超声回波而言,这些超声回波均是在两个交界面之间反复反射形成的。同理,其他数据组中的多个超声回波之间也具有时间间隔相等的特点。据此,很容易就可以将所述已经滤除小信号回波信号的多个超声回波信号划分成多个数据组。

[0072] 对于同一个数据组而言,该数据组中的多个超声回波的幅值一般不相等,其中幅值最大的为一次反射回波,并且所述一次反射回波同时也是该数据组中出现时间最早的超

声回波,即一次反射回波应是该数据组中的第一个数据,在计算脂肪层厚度时,可以将这些多次反射回波的数据滤除,每个数据组中仅留下一次反射回波的数据。

[0073] 如果要计算整个脂肪层的厚度,所选择的数据组可以仅为一组,即皮下最深处的脂肪层与该脂肪层下的筋膜层之间的交界处所产生的一次反射回波的数据。

[0074] 如果要分别计算皮肤下每个脂肪层的厚度,则选择的数据组应该为多组。

[0075] 如图 4 所示,波形 B 为耦合层与皮肤表面之间交界处的一次反射回波,如果需要对皮下各脂肪层的厚度分别进行计算,则可以波形 B 所在位置为计算时间间隔的基准。从图 4 中可知,从波形 E 到波形 G 的时间间隔与从波形 E 到波形 B 的时间间隔完全相等,因而这两个超声回波同属于一个数据组。同时,波形 E 在该数据组中幅值最大,波形 G 的幅值小于波形 E 的幅值,且波形 E 为该数据组中最靠近波形 B 的超声回波,因而可以判断波形 E 和波形 G 分别为该界面处的一次反射回波和二次反射回波,进而可判定波形 E 为第一脂肪层与第一筋膜层之间的第一界面处产生的一次反射回波,而波形 G 为波形 E 的二次反射回波,将该数据组定义为第一数据组,多次反射回波滤除单元能够将第一数据组中的波形 G 滤去,仅仅留下波形 E。由于波形 B 在所述波形图上对应皮肤表面的位置,波形 E 在波形图上对应第一界面的位置,而在本实施例中,是将表皮层和真皮层视为第一脂肪层的一部分,因此,则通过计算波形 B 与波形 E 在时间轴上的距离,可以计算出第一脂肪层的厚度。

[0076] 在图 4 中,波形 F 和波形 J 分别为不同数据组中的两个不同超声回波,根据以上的判断,可以得知波形 F 为第二脂肪层与第二筋膜层之间的第二界面处产生的一次反射回波,因而波形 F 在波形图上对应第二界面的位置,通过计算波形 E 与波形 F 在时间轴上的距离,可以计算出第二脂肪层的厚度;同理,波形 J 在波形图上对应第三界面的位置,通过计算波形 F 与波形 J 在时间轴上的距离,可以计算出第三脂肪层的厚度。

[0077] 其中,在进行数据组的分类时,既可以超声探头与耦合层之间的交界处(即波形 A 处)产生的超声回波的时间点为参考基准来测算脂肪层的厚度,也可以耦合层与皮肤表面之间的交界处(即波形 B 处)产生的超声回波的时间点为参考基准来测算脂肪层的厚度。即所选的数据组中的超声回波都是在某一界面与此参考基准之间来回振荡得到的反射回波。当该装置用于人体测量时,超声探头与人体皮肤层之间一般都涂有耦合剂,在一次测量中,耦合层的厚度是一个定值,因此,对上述两个参考基准而言,实际测得的超声回波的时间间隔为一个固定值,而任意一个脂肪层的厚度对应该脂肪层两侧的两个界面的超声回波的距离之差,因此利用上述两种参考基准计算得到的结果是相同的。因此,在图 4 中,既可以图 4 中波形 A 所在的横坐标值作为计算脂肪层厚度的起始时间,其中波形 A 表示超声探头与耦合层之间的交界处的超声回波,也即该装置的超声波同步信号;又可以波形 B 所在的横坐标值作为计算脂肪层厚度的起始时间,其中波形 B 表示耦合层与皮肤表面之间的交界处的超声回波,即超声波穿透皮肤而产生的超声回波。

[0078] 如图 5 所示,在整波单元中,对上述已识别出各个脂肪层的超声回波的波形进行整波,从而得到一个或多个窄脉冲方波,这些窄脉冲方波即各脂肪层与相邻筋膜层之间的界面信号。

[0079] 这里应该理解的是,在实际应用中,只要在整波前能滤除多次反射回波和小信号回波就不会影响到后续信号的判断和识别,而无需考虑多次反射回波和小信号回波被滤除的先后顺序。

[0080] 在计算单元中,如果要测量整个脂肪层的厚度,则通过公式 $h = (T \cdot V) / 2$ 计算被测对象的脂肪厚度,其中, h 表示脂肪厚度, T 表示时长,即指超声探头发射的超声波从进入皮肤开始直至接收到皮肤下最深处的脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处的一次反射回波的时长, V 表示超声波在人体中的传播速度, V 作为一个固定值预设的计算单元中。本实施例中,设置 $V = 1540\text{m/s}$ 。由于皮肤表层和耦合层的厚度极薄,因而超声波穿过皮肤表层和耦合层的时间可以忽略不计。对应图 5,假定皮肤下的脂肪层仅为三层,即第三界面为皮肤下最深处的第三脂肪层与该脂肪层下的皮下筋膜层之间的交界处,并采用以超声探头与耦合层之间的交界处(即波形 A' 处)产生的超声回波的时间点为参考基准来测算脂肪层的厚度,那么时长 T 即为波形 A' 与波形 J' 在时间轴上的间距,即时长 T 等于波形 A' 与波形 J' 的时间间隔。

[0081] 同理,如果要计算皮下各个脂肪层各自的厚度,则根据各个脂肪层与相邻筋膜层的界面信号的时间间隔利用公式 $h = (T \cdot V) / 2$ 来计算人体组织中的各个脂肪层的厚度值。时长 T 表示超声探头接收到第 N 界面的一次反射回波与接收到第 $(N+1)$ 界面的一次反射回波的时差。比如,在图 5 中,如果要计算第二脂肪层的厚度,则时长 T 为波形 E 与波形 F 之间的时间间隔。

[0082] 在本实施例中,由于横坐标为采样时间,因此可以很容易地得到超声波进入人体组织后遇脂肪层与筋膜层界面反射产生的超声回波返回超声探头的先后时间顺序以及时间间隔,图 5 中任意两个界面对应的两窄脉冲方波之间的时长 T 即为时间间隔;或者,若横坐标为采样点时,由于在该装置的 A/D 转换电路中采样频率是确定的,因此采样周期是确定的,则任意两个界面对应的两窄脉冲方波对应的采样点序号之差与采样周期之积即为时间间隔 T 。然后,根据该时间间隔 T 计算出对应的人体组织中各个界面与参考基准之间的厚度,即该间隔时间 T 与超声波在人体组织中的传播速度 V 之积(即 $T \cdot V$)就是超声波在相应两界面中的传播距离,由于超声波从前一个界面到后一界面再由后一界面反射回前一个界面时,走了一个来回,因此该传播距离的 $1/2$ (即 $T \cdot V / 2$)即为该两个界面的厚度值。由于人体软组织中的声速都很接近,所以在本实施例中,设置 $V = 1540\text{m/s}$ 。基于上述理由,图 5 中每相邻两窄脉冲方波之间的距离就是各层脂肪层的厚度 h ,第一个窄脉冲方波与最后一个窄脉冲方波之间的距离就是被测量者的整个脂肪层的厚度。

[0083] 将经计算得到的脂肪厚度数据输出至显示单元进行显示。

[0084] 为了扩充该脂肪厚度测量装置的应用,本实施例所述脂肪厚度测量装置中还可以设置接口单元,该接口单元包括 USB 接口和蓝牙接口,以方便地实现该装置与其他设备(如电脑、手机等)的连接,即可以通过 USB 接口或蓝牙接口将存储器中的超声回波信号传送到其他设备进行后续处理,或通过 USB 接口或蓝牙接口将该装置得到的脂肪厚度数值送到其他设备上显示,或者通过 USB 接口对电源单元中的电池进行充电。

[0085] 利用本实施例所述脂肪厚度测量装置进行测量及超声回波处理的过程为:将超声探头紧贴人体皮肤,打开该装置电源,操作员按下操作键,则控制单元中的发射单元控制超声探头中的发射探头发射超声波,超声波进入人体,在人体组织内传播,每遇到两种不同声阻抗的交界面时,一部分超声波反射回来产生超声回波,该超声回波由接收探头进行接收,另一部分超声波则穿过交界面继续前进;返回的超声回波信号由超声探头中的接收探头传送到超声回波处理单元;在前期处理单元中,超声回波信号依次经放大电路进行放大、滤波

电路滤除高次谐波信号和电磁干扰波、取峰值包络检波电路等处理后,并经过高速 A/D 转换电路采样后转换成数字超声化的超声回波信号,该数字化的超声回波信号保存在存储器中。等测量数据采样结束后,该测量数据即从存储器中读出至后期处理单元,在后期处理单元中依次对超声回波信号进行衰减补偿、滤除小信号回波和多次反射回波后,然后经过整波得到间隔分布的多个单脉冲方波,由计算单元根据各个单脉冲方波之间的时间间隔计算得出每层脂肪层的厚度,或者整个脂肪层的厚度。这样,通过测量从发射超声波到接收超声回波的时间间隔,即可得到皮肤下各层脂肪层的厚度,每一脂肪组织的厚度值都可直接在显示单元中进行显示,以方便测量者读数。

[0086] 这里应该理解的是,本实施例中所述后期处理单元中的处理方式并不限于上述方式,本方式只是出于简单实用的目的而设计的,任何可使得本发明提供的超声脂肪厚度测量装置采集的超声回波信号来实现各层脂肪厚度测量的处理方式均应包括在本发明的保护范围内;当然,本发明提供的测量装置及测量方式也并无限定于测量脂肪厚度,任何根据给定声速值测定物体厚度的应用,例如根据给定声速值测定金属厚度的应用,均落入本发明的保护范围。

[0087] 本实施例中的脂肪厚度测量装置利用超声回波返回超声探头的时间间隔,在超声回波处理单元中得到不同脂肪组织层的分布情况,进而得到脂肪组织层的时间间隔,最后在计算单元中获得脂肪层的厚度数值。该装置体积小、便于携带,且操作简单、读数直观,尤其适合用于家庭或健身房个人监控脂肪厚度使用。

[0088] 可以理解的是,以上实施方式仅仅是为了说明本发明的原理而采用的示例性实施方式,然而本发明并不局限于此。对于本领域内的普通技术人员而言,在不脱离本发明的精神和实质的情况下,可以做出各种变型和改进,这些变型和改进也视为本发明的保护范围。

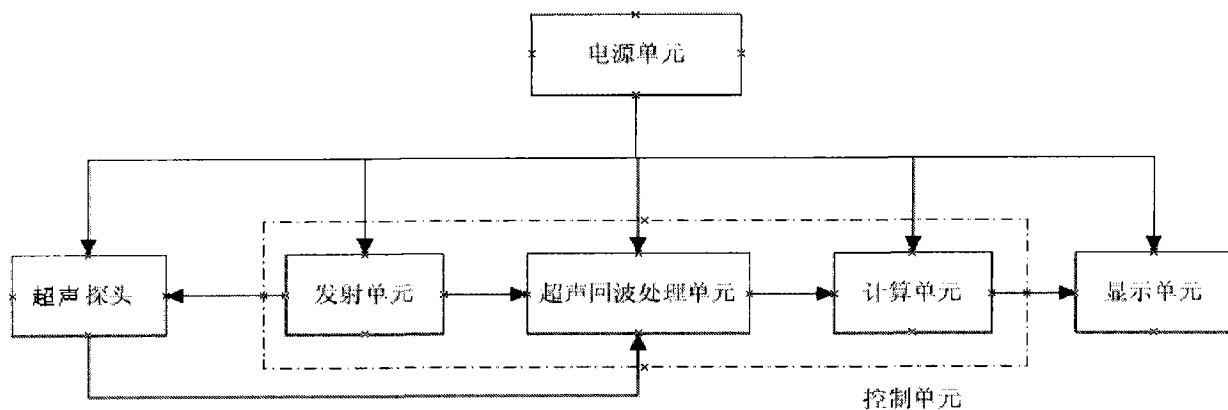


图 1

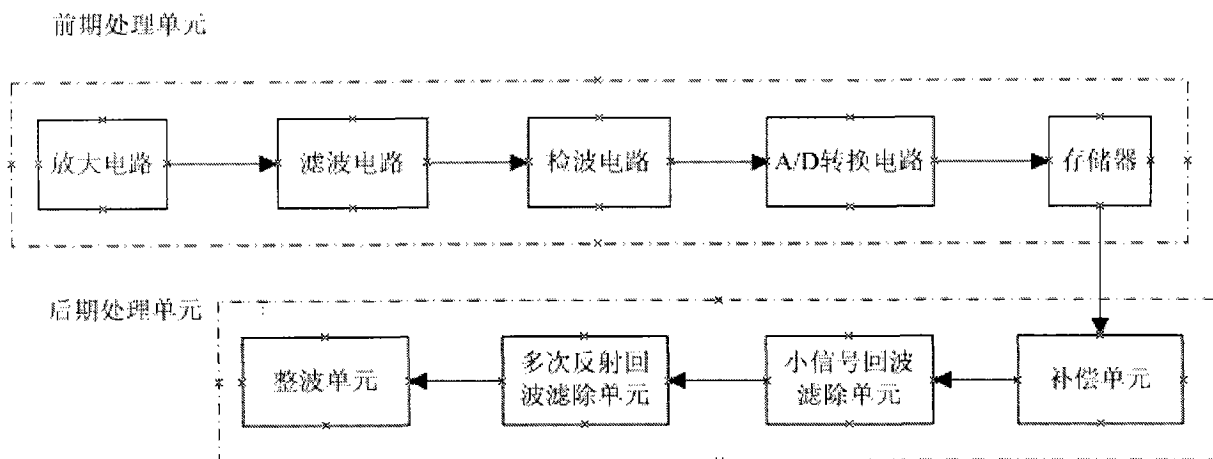


图 2

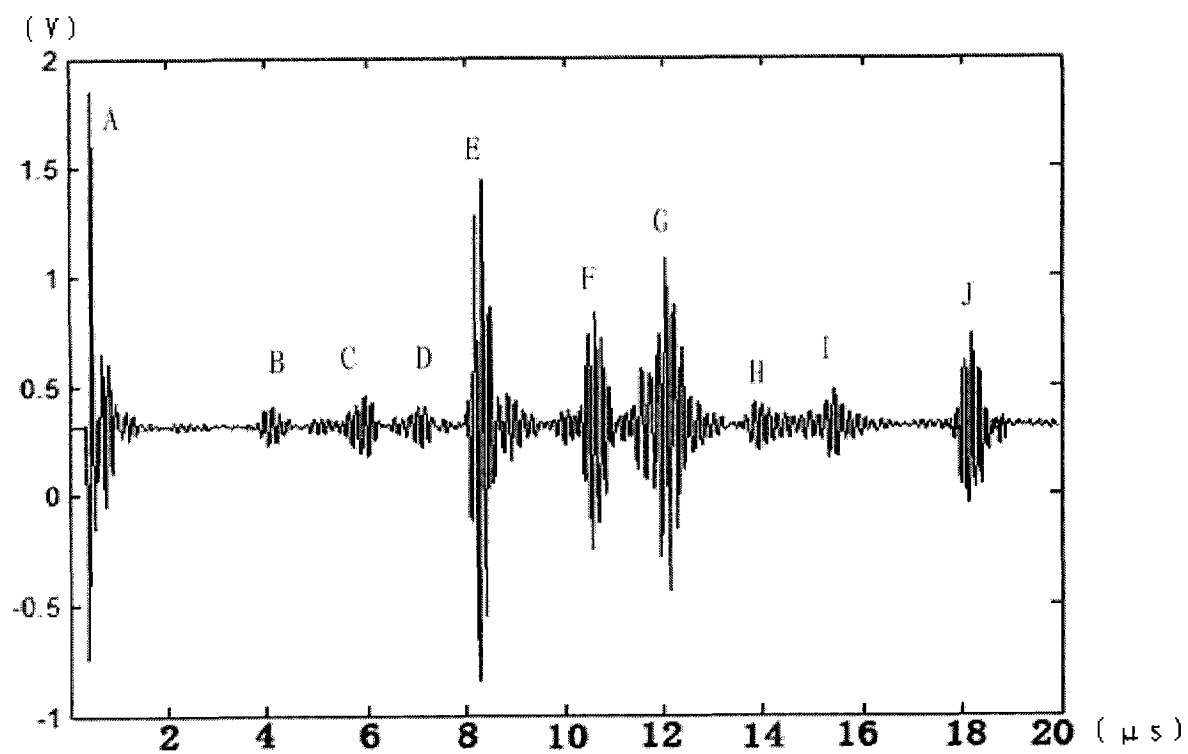


图 3

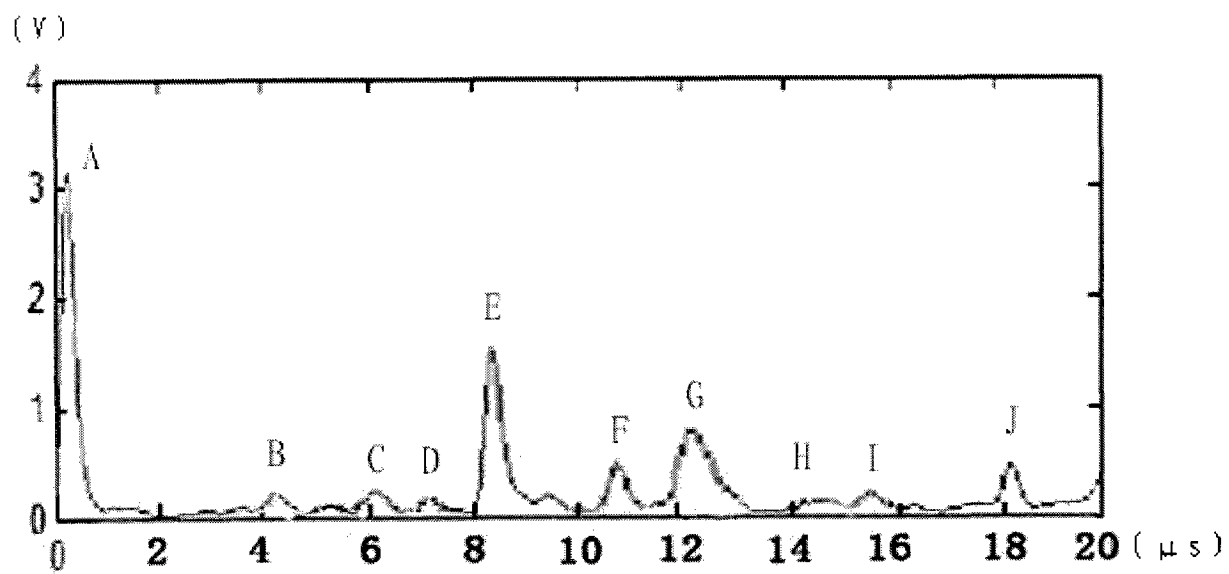


图 4

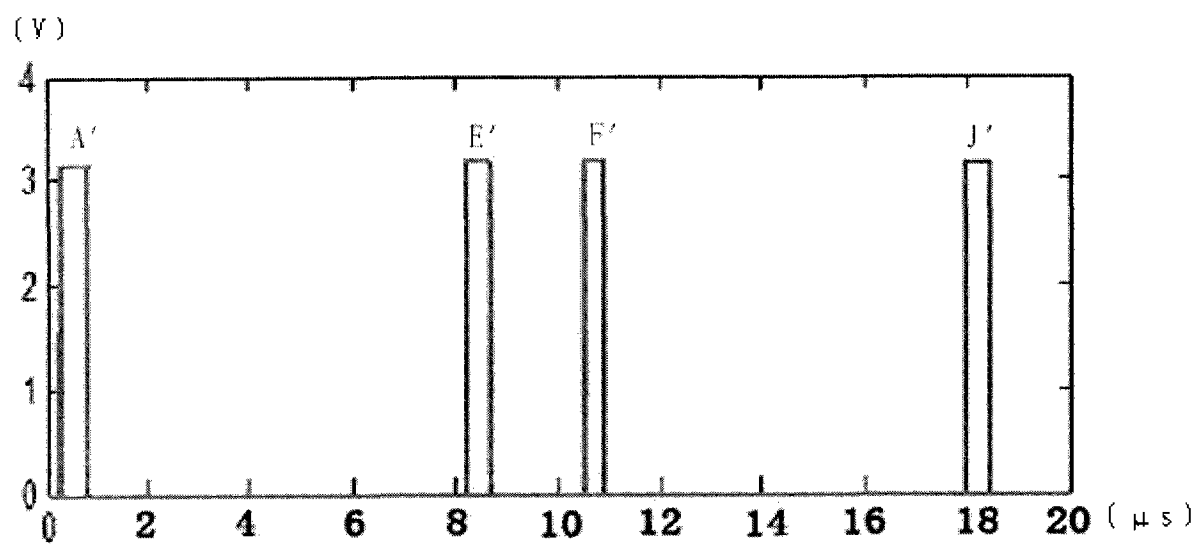


图 5

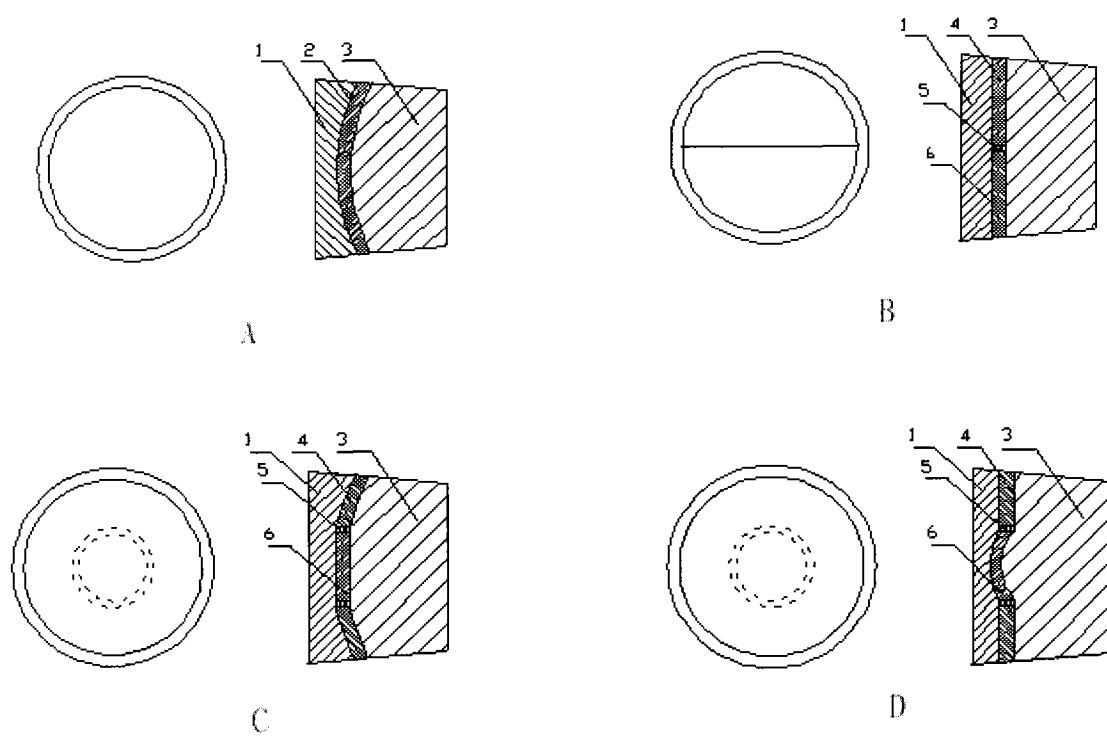


图 6

专利名称(译)	一种脂肪厚度测量装置		
公开(公告)号	CN103126726B	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201210031518.2	申请日	2012-02-09
[标]申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	重庆海扶医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	毛爱华 敬李		
发明人	毛爱华 敬李		
IPC分类号	A61B8/08		
代理人(译)	罗建民		
优先权	201110390378.3 2011-11-25 CN		
其他公开文献	CN103126726A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种脂肪厚度测量装置，包括超声探头，用于向被测对象发射超声波，同时接收其所发射超声波的超声回波，并将接收到的超声回波信号输出；控制单元，用于控制超声探头发射超声波，接收超声探头输出的超声回波信号并对所述超声回波信号进行处理和计算，通过计算得到被测对象的脂肪厚度，再将该脂肪厚度数据输出；显示单元，用于接收和显示控制单元输出的脂肪厚度数据；电源单元，用于为超声探头、控制单元、以及显示单元提供电能。该脂肪厚度测量装置体积小、便于携带，且操作简单、读数直观，尤其适合家庭或健身房个人监控脂肪厚度使用。

