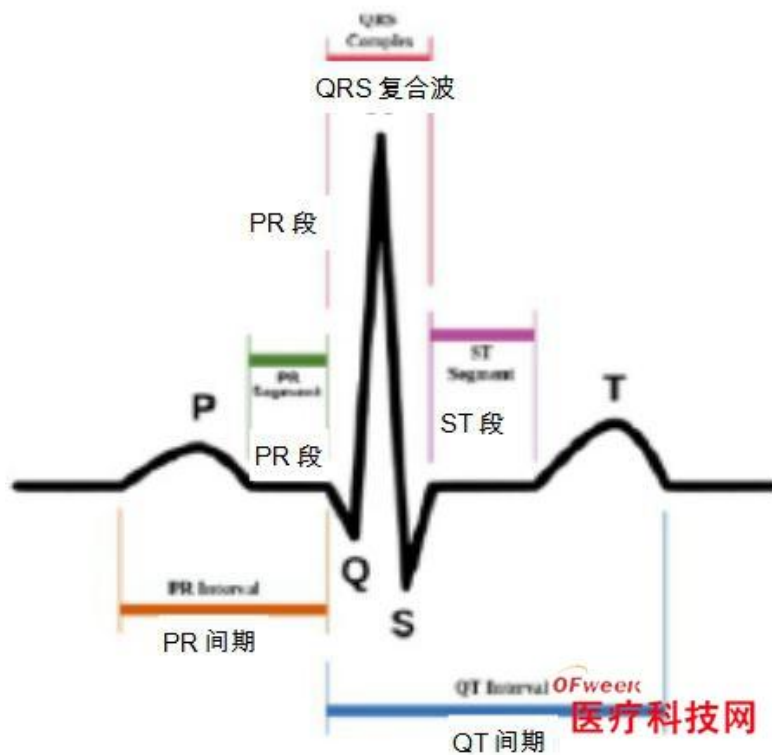


MEMS 加速传感器在医疗领域的应用

通过基于微电子机械系统（MICRO ELECTRO MECHANICAL SYSTEM, MEMS）的加速传感器和陀螺仪的设计，MEMS 技术已经广泛应用于导航和游戏软件领域；但是，微型电磁式感应器技术正越来越多地应用于医疗领域。

MEMS 普遍应用于患者诊断器械中。这种诊断器械用于检测患者心脏的功能。医务人员通常采用的方法是通过心电图来检查患者心脏功能情况。在心电图检查过程中，医务人员会将一套电极连接在人体上，使其与皮肤表面接触。通过这种方法，我们可以测量复杂的向量心电图（VCG）。向量心电图是一种传统的方法，它可以记录患者心电 P-QRS-T 波的振幅和时间或者仅仅记录 R 波峰值的时间。这种向量心电图跟图一所示的心率监测或者运动计算机中显示的图像一样。



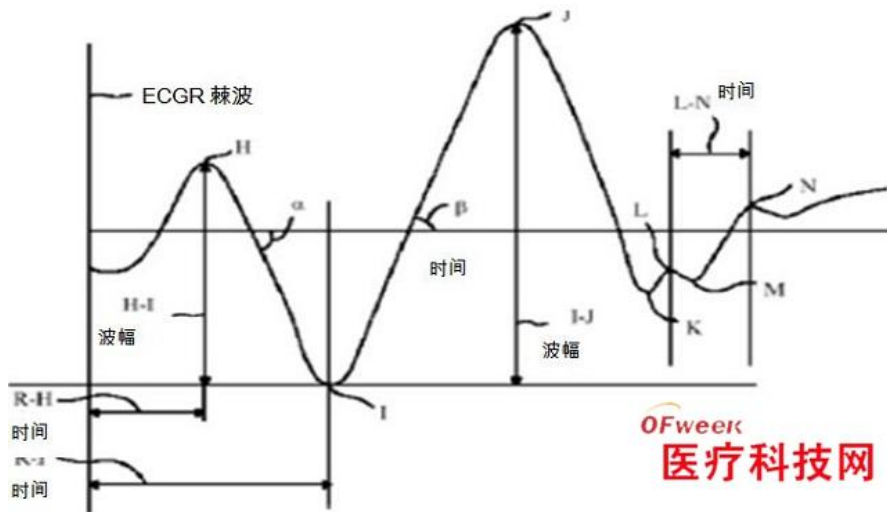
图一：心电图中的 P-QRS-T 波。

心电图可以为我们提供大量相关信息，这些信息包括心脏功能障碍、心脏疾病、以及心脏功能恢复情况、患者的躯体和心理压力情况。但是，心电图不能很好地检查患者心脏的机械泵血功能或者心脏的机能。此外，这些电极可能会干扰患者的日常生活，尤其是干扰患者的娱乐活动和夜间的心电监测。幸运的是，在医疗领域，我们可以通过其他手段来检查心脏的功能情况，

如心脏超声监护和心脏冲击扫描图（Ballistocardiography, BCG）。机械式心冲击扫描图记录着心脏的电信号，但是其信号延迟 30 到 40 微秒。

利用心脏冲击扫描图，我们可以通过检测胸部的动力和加速情况记录心脏的机械活动。此外，还有一种方法，通过遥控心脏冲击扫描图，我们可以检测心脏的泵血机能。运用遥控心脏冲击扫描图，我们可以不需要将电极或者器械接触到患者的皮肤表面。这种方法对于检测患者日常生活过程中的心电活动是一种很大的优势。由于血流通常朝一个方向流动，因此我们可以只需要记录在一个轴的血流方向即可，例如人从头到脚的长度轴向。

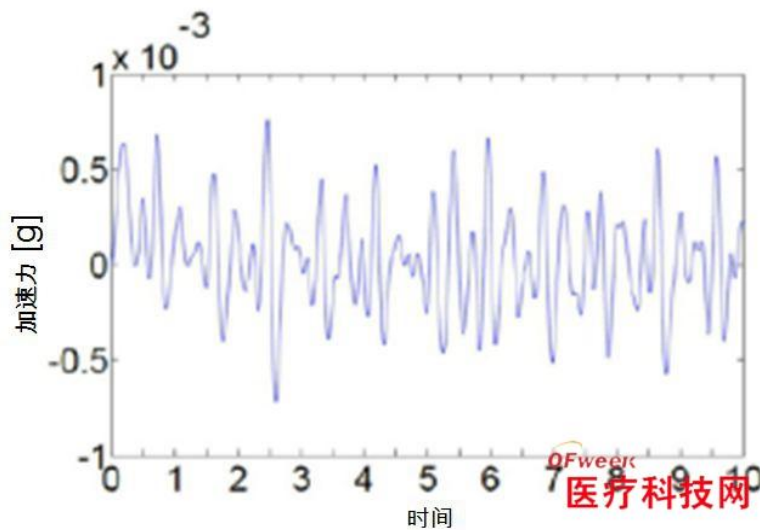
心脏冲击扫描图可以很好地用于预防性医学领域，如用于检测身体和心理压力情况或者用于检测早期冠心病。图二中显示的波幅测量的是心脏的每搏输出量：从时间上看，我们可以推断出心脏的功能情况、心率、以及心率的变异情况。心率的变异情况很好地记录了该患者的恢复情况和在检测过程中承受的压力情况。图二中的振幅 I 和 IJ 可以有效地应用于评估某些疾病的严重程度，如动脉瓣膜病、冠心病、甚至可以评估患者的寿命。



图二：心脏冲击扫描图波形。

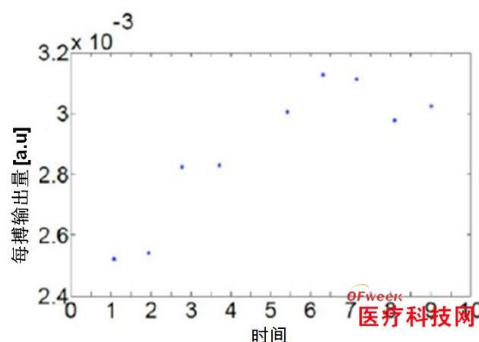
通过加速传感器记录心脏的冲击信号有很大的难度，心脏活动的加速信号十分低弱，而感应器自身的噪音、环境噪音比较大，同时还可能存在医疗检查过程中出现的机械频率响应和振动干扰（如测体重的电子称和患者的病床）。在病床上监测心脏冲击扫描图尤其重要，因为这种心脏冲击扫描图可以在不干扰患者睡眠的情况下，对患者的身体健康和功能恢复进行监测。心脏冲击扫描图不需要电极接触，因此不会影响患者的日常活动，也不会干扰患者的睡眠。基于这种独特的优势，心脏冲击扫描图在某些领域的作用十分显著，这些领域包括监测患有由于身体或者心理疾病而产生睡眠障碍的患者的心脏功能，以及监测运动员最佳训练效果从而避免训练过度。

在—项最新的电子产品设计研究中，日本村田制作所（Murata）的电子工程师对住院病人在病床上的活动进行了研究，并将患者的病床活动从心脏冲击扫描图信号中分离出来。经过如此处理后的心脏冲击扫描图信号如图三所示。该图显示随着时间的推移，病床的共振对心脏冲击扫描图信号及其延迟有一定的影响。可靠的信号测量结果是在 $10^{-3}g$ （ cm/s^2 ）范围以内，这要求具有优异分辨率的传感器。日本村田制作所生产的 SCA121T 加速传感器能满足这个要求。SCA121T 加速传感器的噪音密度大概为 $14 \mu g/\sqrt{Hz}$ 。



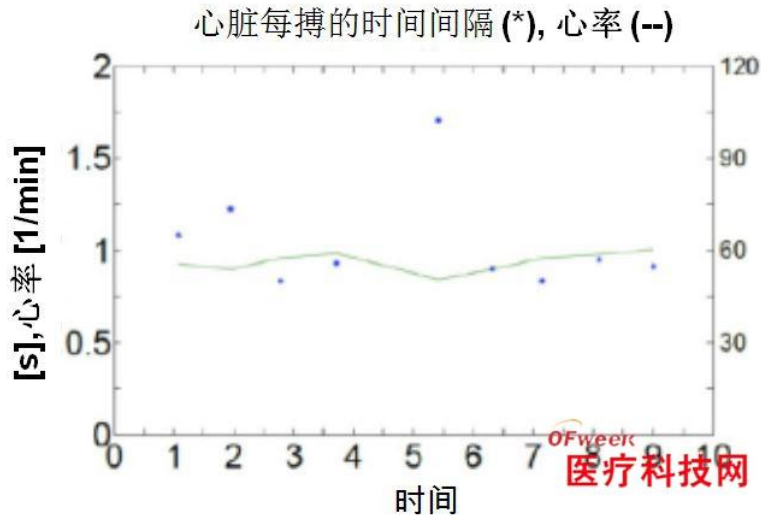
图三：日本村田制作所的加速传感器 SCA121T 从医院病床上测量患者的心脏冲击扫描图波形。

采用先进的滤波算法可以把心脏冲击扫描图信号从病床共振效应和噪声中分离出来。过滤后的心脏冲击扫描图所预估的心率和心脏每搏输出量如图四所示。由于心脏搏动到加速度记录的转换过程需要校正到绝对值，心脏每搏输出量在此图以任一单位表示，如立方分米（ dm^3 ）。图四中的心脏每搏输出量的差异只要不是太大就可以较好的用于评估心脏冲击扫描图记录的准确性以及记录中的滤波算法和计算公式的准确性。

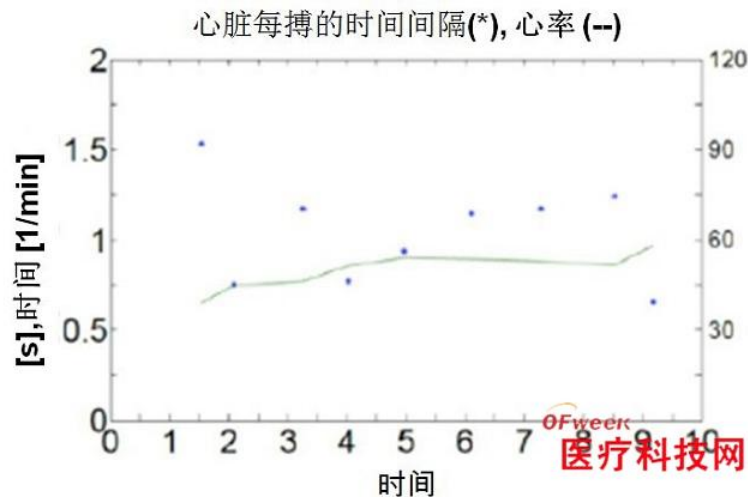


图四：估算的每搏输出量。

图四中心脏每搏的时间间隔是心脏每次起搏的时间。心率的差异（HRV）可以通过这种时间间隔及心率变动均数计算得出（参看图五）。除了把传感器安装在病床上测试之外，SCA121T 传感器也可以安装在浴室中的电子称上进行类似的测量。心率结果如图六所示。



图五：通过心率变动均数计算心脏搏动的间隔时间和心率变异度（HRV）。

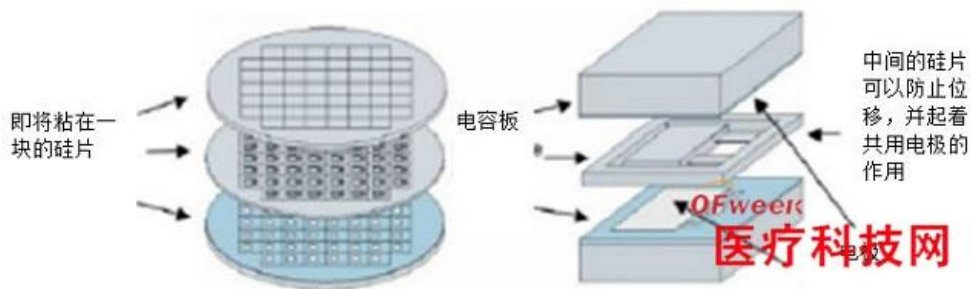


图六：SCA121T 加速感传感测量浴室电子称的心脏冲击扫描图波形。

微电子机械系统的硅片传感器技术集中了各种优势，包括体积最小，运用刻蚀技术（干和湿）和先进的封盖（硅片键合和玻璃绝缘）、接触（电极可焊接或线接）设计。本文前面所提到的 SCA121T 传感器使用了整个硅片作

为动量，它可以承受 70000 克左右的高冲击。此外，因采用单晶硅结构，它还具有其他主要特点，包括超范围容量、无机械迟滞现象，无塑性变形。稳定的电容检测原理可以通过大的平行板电容结合高电容动力学来实现。因此，这种微机械系统的传感器就具备优质的信噪比。

当我们根据心脏冲击扫描图原理设计心脏监护仪时，设计工程师需要将传感器的噪声密度设定为 $14 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，从而使心脏监护仪的测量分辨率优于一毫米每平方秒 ($1\text{mm}/\text{S}^2$)。噪音过滤也是非常关键的因素，如建筑物中的机械振动的滤除。对于共振，传感器需要具备可控的频率效应，这种效应通常通过机械阻尼来实现。最后，传感器集成版可以通过先进的信号滤波算法将真实的信号和在现实的检测环境中出现的任何杂散的干扰信号相互分离。如果出现严重的噪音干扰，这种噪音的波形与心脏冲击描计信号的波形类似，如波幅、频率和序列，这时我们就需要采用一个额外的加速传感器来测量监测环境中出现的加速现象，从而对心脏冲击描记信号进行补偿。此时，匹配两个加速感应器信号的相位就变得十分重要。



图七：高度精确的电容加速感应元件的简化图。