



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107361794 A

(43)申请公布日 2017. 11. 21

(21)申请号 201710657521.8

(22)申请日 2017.08.03

(71)申请人 爱纳医疗科技股份有限公司

地址 加拿大安大略省渥太华市

(72)发明人 刘开励 曲震 杜亚宁

埃米尔·理查德

布鲁诺·特林达德 常议錡

王延伟

(74)专利代理机构 广州科粤专利商标代理有限

公司 44001

代理人 蒋欢妹 朱聪聪

(51)Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 1/36(2006.01)

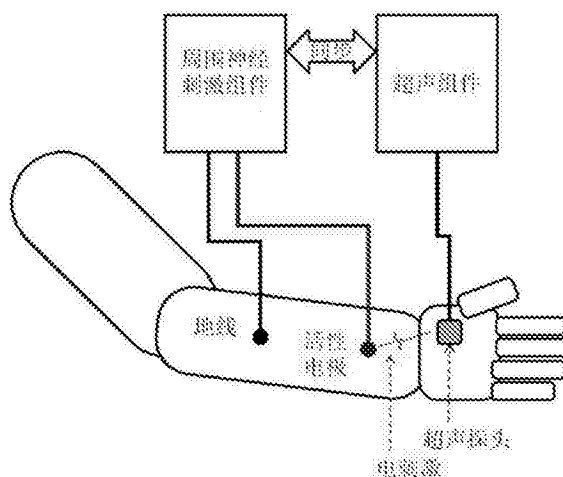
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法,该装置将周围神经刺激器与超声传感器相结合,有效及时精确地监测出肌肉对周围弱电刺激或较深部的刺激的反馈,并无需对肌体产生任何物理创伤;同时,该装置也可以被广泛应用于康复治疗领域;本发明的方法实时地并且无创地精确地监测与评估监测对象的运动神经性能。



1. 一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,其特征在于,该装置由超声组件和周围神经刺激组件组成,还包括实现超声组件和周围神经刺激组件工作时同步的同步装置;所述超声传感器的超声组件包括超声传感器内部的超声脉冲发射接收器、数据采集器、数模转换器、位移计算单元、监视器,此外还包括贴合于受测组织上的超声探头及超声探头中的超声换能器,超声信号的发射和接收都由超声探头配合超声脉冲发射接收器完成;超声脉冲发射接收器产生的超声电脉冲信号传入超声探头,随后通过超声换能器转换成机械波并射入受试者肌体内部,于体内传播,在触碰到不同组织的界面后,部分能量将会被反射并被超声换能器接收,接收到的超声回声被数据采集器捕获并通过数模转换器转换为数字信号,通过位移计算单元转化为位移信号并被监视器所监控、显示,所得到的位移信号将代表各组织的界面所处所在的空间位置;所述周围神经刺激组件包括活性电极和地线;所述同步装置包括光电耦合器和串行至USB转换器,所述光电耦合器向周围神经刺激组件发射同步脉冲信号用来同步电刺激信号的发射与超声信号的接收;同步脉冲信号通过串行至USB转换器进行传输;PNS产生的输出的同步脉冲信号与串行至USB转换器的数据控制信号连接;PNS同步脉冲信号的信号状态被数据采集器监控并显示。

2. 根据权利要求1所述的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,其特征在于,超声组件进行微小集成化或设计为嵌入式系统。

3. 根据权利要求1所述的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,其特征在于,所述周围神经刺激组件具有通用接口与适配器。

4. 根据权利要求1所述的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,其特征在于,所述超声探头为可弯曲型超声探头。

5. 根据权利要求4所述的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,其特征在于,所述可弯曲型超声探头由弹性的压电材料外加电极制造而成的,并被包裹于保护层内。

6. 一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的方法,其特征在于,利用权利要求1-6中任一权利要求所述的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,包括以下步骤:

1) 周围神经刺激组件加载适量弱电流于目标肌肉上方的皮肤,局部运动神经将会被刺激并产生电信号致使肌肉不自主收缩,而这一收缩信息将被放置于周围神经刺激组件活性电极探头附近的超声组件所接收;超声组件向轴向发射超声波,超声波碰触到人体内部不同组织的界面后将返回至超声组件并被其接收转换成同步的位移信号为周围神经刺激组件提供反馈信号;周围神经刺激组件加载的弱电流强度从0逐步增加,并调节频率直到位移信号被清晰识别;超声组件与PNS组件在工作时信号互相同步;

2) 当探测到合适的位移信号后,周围神经刺激组件保持当前电流强度及频率,并持续发送电刺激信号刺激目标肌肉组织;

3) 对位移信号进行处理及分析,从而判断运动神经的健康状态:当PNS有频率性并且稳定地发射统一强度的电刺激信号时,反馈出同样有节律且稳定的位移信号的为正常健康的运动神经;否则神经功能异常。

一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法

技术领域：

[0001] 本发明涉及运动神经刺激研究技术领域，具体涉及一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法。

背景技术：

[0002] 神经病变是一种由不同医学病症导致的神经系统的疾病，其通常会引引起一种或者多种周围神经病变或功能障碍。一般来讲，神经病变可以导致病患感觉局部麻木或者无力。此疾病涉及到三类神经系统：感觉神经（通常作用于体表皮肤处），运动神经（通常作用于肌肉组织），以及交感神经（通常作用于体内器官）。在实际情况中，病患可以遭受单一神经病变，即单一神经系统受损，或者多发性神经病变，即多处神经系统受损。

[0003] 神经病变是一种很常见的疾病，并且任何年龄段均可获病。在美国，有大约两千万人遭受神经病变的困扰，其中30%的患者是先天性或者由于未知的原因而罹患此病。其他患者的患病原因则是多种多样的，比如糖尿病，维生素缺乏，滥用药物，毒品，酗酒，物理创伤，多种慢性病等等。神经病变的患者们的生活质量也会受到不同程度的影响。

[0004] 导致周围神经病变最常见的致病原因是糖尿病。高浓度的血糖会导致血管壁的损坏，在手足处的毛细血管最为明显。因此由血液流动所提供局部组织的补给与营养条件会逐渐变差，进而最终导致周围神经的损坏。大多数周围神经病变初期所常见的症状是手足部位的感觉减弱（感觉神经功能紊乱）。即便如此，对于糖尿病引起的早期周围神经病变，症状并不明显，事实上，50%的病患无法发现任何症状。因此有大量的治疗工作被延误，从而导致病患严重的神经损伤，例如罹患糖尿病足。

[0005] 监测神经病变的方法有基本体检，神经传导检查（Nerve Conduction Study，缩写NCS），肌电图（Electromyography，缩写EMG），以及神经和皮肤的活体检查。尽管详尽全面的检查可以有效地诊断病症，但是检查的步骤繁琐，而且也会给病患带来身体不适与创伤。因此，一个相对简便并且低损伤的监测装置对于周围神经病变的检测诊断而言将十分有价值。

[0006] 对比感觉神经功能紊乱而言，运动神经功能紊乱更难被注意到。主要原因可以归结如下：感觉神经功能紊乱会导致感触上的失调，普遍会引起不适；另一方面，感觉上的削减也会导致伤口甚至溃疡（如糖尿病足患者）；不舒适的感觉以及显而易见的体表伤口较为容易吸引病患的注意力，因此功能神经紊乱相对较易及时发现。然而相比较而言，运动神经功能紊乱在患病早期并无明显症状，因此极易被忽视。但是运动神经类疾病后期会导致肌肉无力，肌肉萎缩，抽筋，肌颤等现象。因此当运动神经病变被发现的时候往往已经延误了最佳治疗时机，从而使得康复治疗变得更加困难，老年病患尤甚。目前，最有效的感觉-运动神经疾病诊断策略是结合使用NCS与EMG。此二种检查旨在测量电传导速度以及电活动强度。如病人罹患神经病变，则电传导速度将会减慢，同时电活动强度会异常。

[0007] 尽管如此，EMG对于电信号非常敏感，同时EMG所收集的信号是从EMG电极探头下方

的多处运动神经共同产生的混合的电信号。因此EMG仅经常用于监测潜层肌肉组织的神经活动。当目标神经位置较深并且电信号较弱的时候,所需要分析的电信号很有可能过弱从而无法被正确检测。因此为了解决此问题,如目标神经较深,肌内电极一般都会被采用。插入式的肌内电极会给病患带来明显的不适或疼痛,此外,如需在多处检测,此方法将非常不便。

发明内容:

[0008] 本发明的目的是提供一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,该装置将超声传感器与周围神经刺激器相互结合,有效及时精确地监测出肌肉对周围弱电刺激或较深部的刺激的反馈,并无需对肌体产生任何物理创伤;同时,该装置也可以被广泛应用于康复治疗领域;本发明的方法实时地并且无创地精确地监测与评估监测对象的运动神经性能。

[0009] 本发明是通过以下技术方案予以实现的:

[0010] 一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,被命名为超声周围神经刺激器(Ultrasound and Peripheral Nerve Stimulation,缩写UPNS),该装置将超声传感器与周围神经刺激器结合,由超声组件和周围神经刺激(PNS)组件组成,还包括实现超声组件和周围神经刺激(PNS)组件工作时同步的同步装置;所述超声传感器的超声组件包括超声传感器内部的超声脉冲发射接收器、数据采集器、数模转换器、位移计算单元、监视器,此外还包括贴合于受测组织上的超声探头及超声探头中的超声换能器,超声信号的发射和接收都由超声探头配合超声脉冲发射接收器完成;超声脉冲发射接收器产生的超声电脉冲信号传入超声探头,随后通过超声换能器转换成机械波并射入受试者肌体内部,于体内传播,在触碰到不同组织的界面(例如血管和肌肉,肌肉和骨骼之间)后,部分能量将会被反射并被超声换能器接收,接收到的超声回声被数据采集器捕获并通过数模转换器转换为数字信号,通过位移计算单元转化为位移信号并被监视器所监控、显示,所得到的位移信号将代表各组织的界面所处所在的空间位置;所述周围神经刺激(PNS)组件包括活性电极和地线;所述同步装置包括光电耦合器和串行至USB转换器,所述光电耦合器向周围神经刺激(PNS)组件发射同步脉冲信号用来同步电刺激信号的发射与超声信号的接收;同步脉冲信号通过串行至USB转换器进行传输;PNS产生的输出同步脉冲信号与串行至USB转换器的数据控制信号连接;PNS同步脉冲信号的信号状态被数据采集器监控并显示。

[0011] 特别地,超声组件进行微小集成化从而尽量减少UPNS系统的体积;或设计为嵌入式系统,设计成一种便携式的手持设备。

[0012] 周围神经刺激(PNS)组件可自主调节电刺激的频率与强度,同时具有通用接口与适配器,因此可外接各类外接探头/探针。

[0013] 特别地,所述超声探头为可弯曲型超声探头,可以随意穿戴/安置于人体上任意所需探测的位置,可以稳固地粘在皮肤表面。因为UPNS系统的应用目标组织可以是多样化的,同时超声探头应紧贴目标组织上方的皮肤处,然而不同位置的皮肤平整程度可能不尽相同,所以可弯曲型超声传感器可以完美适应身体各个体表部位的生理结构曲线,更加良好地接触体表皮肤,从而减少皮肤与传感器之间的相互运动进而减少不必要的噪音信号。

[0014] 所述可弯曲型超声探头是由有弹性的压电材料(压电聚合物薄膜)外加电极制造

而成的,并被包裹于保护层内从而与外界环境隔离。此种设计对于测量手部与足部有很好的兼容性[9],因为手足处可安置探头的部位十分有限,并且大部分部位并非平整平面。

[0015] 本发明的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置(UPNS)测量原理为:利用超声组件M型超声监测由运动神经激发而产生的内部肌肉位移,监测肌肉在微小电流刺激下的位移变化;健康神经应对周围神经刺激(PNS)的刺激频率体现出节律性,同时位移程度应正比于周围神经刺激(PNS)释放的电流强度;对于功能紊乱的运动神经而言,位移变化频率以及位移程度将不再规律。

[0016] 当周围神经刺激(PNS)加载适量弱电流于目标肌肉上方的皮肤时,局部运动神经将会被刺激并产生电信号致使肌肉不自主收缩,而这一收缩信息将被放置于周围神经刺激(PNS)组件活性电极探头附近的超声组件所接收;超声组件向轴向发射超声波,超声波碰触到人体内部的不同组织的界面后将返回至超声组件并被其接收;超声组件与PNS组件在工作时信号互相同步。

[0017] 对照于EMG检测,超声技术具有良好的声穿透性,因此它可以提供相对广阔的视野。同时,超声对于视野内发生的组织位移也很敏感。当适量的电流被导入运动神经时,运动神经会使得其所控制的肌肉产生非自主性的收缩,而肌肉的收缩会便引发位移。因此,神经的活性可以通过组织产生的位移量与频率反映出来。即便是从处于深部的运动神经传来的微弱信号,超声也可以准确地探测到。

[0018] 运动模式超声(M型超声)可以用来监测目标肌肉内部发生的由周围神经刺激(Peripheral Nerve Stimulation,缩写PNS)所产生的位移。M型超声(运动模式超声)用于显示体内某一声束上各界面与探头的距离随时间变化的曲线。纵轴代表人体组织的深度,横轴代表这些不同深度的界面在某一段时间内的运动曲线。主要应用在于心脏的检查,可将运动的心壁,血管壁或瓣膜的活动情况。由于超声技术所具有的优势,监测工作将会相对简单,并且无创,因此可以给病患产生良好的诊断体验。

[0019] 本发明的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的方法,利用上述超声周围神经刺激器,包括以下步骤:

[0020] 1) 周围神经刺激组件加载适量弱电流于目标肌肉上方的皮肤,局部运动神经将会被刺激并产生电信号致使肌肉不自主收缩,而这一收缩信息将被放置于周围神经刺激(PNS)组件活性电极探头附近的超声组件所接收;超声组件向轴向发射超声波,超声波碰触到人体内部不同组织的界面后将返回至超声组件并被其接收转换成同步的位移信号为周围神经刺激组件提供反馈信号;周围神经刺激组件加载的弱电流强度从0逐步增加,并调节频率直到位移信号被清晰识别;超声组件与PNS组件在工作时信号互相同步;

[0021] 2) 当探测到合适的位移信号后,周围神经刺激组件保持当前电流强度及频率,并持续发送电刺激信号刺激目标肌肉组织;

[0022] 3) 对位移信号进行处理及分析,从而判断运动神经的健康状态;当PNS有频率性并且稳定地发射统一强度的电刺激信号时,反馈出同样有节律且稳定的位移信号的为正常健康的运动神经,否则神经功能异常。

[0023] 本发明的有益效果如下:

[0024] 1. 本发明具有微米级灵敏测量能力,同时运动神经的功能亦可以通过本发明的测量方法而数值化,从而对运动神经健康指数进行更精准的量化评估。微米级的位移通常不

可直接被视觉所观测,通过对仿生材料施以外界震动刺激的测试(如图6所示),正交检测位移法被证实具备微米级的灵敏程度。

[0025] 2.通过超声实现非侵入式的无创测量:本发明的超声探头和电极无须植入体内,避免对病患的损伤。高灵敏的测量能力,可以保证电刺激信号足够小,操作员可以通过PNS组件向被测对象施加较低强度的电刺激,从而进一步减少电刺激对被测对象产生的不舒适性。

[0026] 总之,本发明有效及时精确地监测出肌肉对周围弱电刺激或较深部的刺激的反馈,并无需对肌体产生任何物理创伤,此优势是传统肌电图(EMG)监测所不具备的;同时广泛应用于康复治疗领域;本发明的方法实时地并且无创地精确地监测与评估监测对象的运动神经性能。

附图说明:

[0027] 图1是本发明的测量示意图;

[0028] 图2是本发明所采用的测量方法的流程图;

[0029] 图3是超声采集系统原理流程图;

[0030] 图4是超声组件与PNS组件的同步方式;

[0031] 图5是正交检测求解位移算法的原理;

[0032] 图6是任一位置于不同时间所监测到的组织内部位移。

具体实施方式:

[0033] 以下是对本发明的进一步说明,而不是对本发明的限制。

[0034] 实施例1:

[0035] 如图1-4所示,一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置,被命名为超声周围神经刺激器(Ultrasound and Peripheral Nerve Stimulation,缩写UPNS),该装置将超声传感器与周围神经刺激器结合,由超声组件和周围神经刺激(PNS)组件组成,还包括实现超声组件和周围神经刺激(PNS)组件工作时同步的同步装置;所述超声传感器的超声组件包括超声传感器内部的超声脉冲发射接收器14、数据采集器11、数模转换器、位移计算单元12、监视器13,此外还包括贴合于受测组织上的超声探头及超声探头中的超声换能器,超声信号的发射和接收都由超声探头配合超声脉冲发射接收器14完成;如图3所示,超声脉冲发射接收器14产生的超声电脉冲信号传入超声探头15,随后超声电脉冲信号通过超声换能器转换成机械波并射入受试者肌体内部,于体内传播,在触碰到不同组织的界面后部分能量将会被反射并被超声换能器接收,接收到的超声回声属于模拟射频(RF)信号,其将会被数据采集器11捕获并通过数模转换器转换为数字信号,信号的电压强度即代表超声回声的强度。数字信号通过位移计算单元12转化为位移信号并被监视器13监控并显示。RF信号的单位为伏特,通过位移计算单元后单位转化为距离的单位米。所得到的位移信号将代表各组织的界面所处空间位置。所述周围神经刺激(PNS)组件包括活性电极和地线;如图4所示,所述同步装置包括光电耦合器和串行至USB转换器,所述光电耦合器向周围神经刺激(PNS)组件发射同步脉冲信号用来同步电刺激信号的发射与超声信号的接收;同步脉冲信号通过串行至USB转换器进行传输;PNS产生的输出同步脉冲信号与串行

至USB转换器的数据控制信号连接;PNS同步脉冲信号的信号状态被数据采集器监控并显示;当同步脉冲信号被检测到之后,计时器将开始累加,并且计时数字将会显示在每一帧的超声信号之中。

[0036] 特别地,超声组件进行微小集成化从而尽量减少UPNS系统的体积;或设计为嵌入式系统,设计成一种便携式的手持设备。

[0037] 周围神经刺激(PNS)组件可自主调节电刺激的频率与强度,同时具有通用接口与适配器,因此可外接各类外接探头/探针。

[0038] 特别地,所述超声探头为可弯曲型超声探头,可以随意穿戴/安置于人体上任意所需探测的位置,可以稳固地粘在皮肤表面。因为UPNS系统的应用目标组织可以是多样化的,同时超声探头应紧贴目标组织上方的皮肤处,然而不同位置的皮肤平整程度可能不尽相同,所以可弯曲型超声传感器可以完美适应身体各个体表部位的生理结构曲线,更加良好地接触体表皮,从而减少皮肤与传感器之间的相互运动进而减少不必要的噪音信号。

[0039] 所述可弯曲型超声探头是由有弹性的压电材料(压电聚合物薄膜)外加电极制造而成的,并被包裹于保护层内从而与外界环境隔离。此种设计对于测量手部与足部有很好的兼容性[9],因为手足处可安置探头的部位十分有限,并且大部分部位并非平整平面。

[0040] 本发明的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置(UPNS)测量原理为:利用超声组件M型超声监测由运动神经激发而产生的内部肌肉位移,监测肌肉在微小电流刺激下的位移变化;健康神经应对周围神经刺激(PNS)的刺激频率体现出节律性,同时位移程度应正比于周围神经刺激(PNS)释放的电流强度;对于功能紊乱的运动神经而言,位移变化频率以及位移程度将不再规律。

[0041] UPNS测量配置如图1所示,本发明的基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的方法,包括以下步骤:

[0042] 1) 周围神经刺激组件加载适量弱电流于目标肌肉上方的皮肤,局部运动神经将会被刺激并产生电信号致使肌肉不自主收缩,而这一收缩信息将被放置于周围神经刺激(PNS)组件活性电极探头附近的超声组件所接收;超声组件向轴向发射超声波,超声波碰触到人体内部的不同组织的界面后将返回至超声组件并被其接收转换成同步的位移信号为周围神经刺激组件提供反馈信号;周围神经刺激组件加载的弱电流强度从0逐步增加,并调节频率直到位移信号被清晰识别;超声组件与PNS组件在工作中保持信号同步;

[0043] 2) 当探测到合适的位移信号后,周围神经刺激组件保持当前电流强度及频率,并持续发送电刺激信号刺激目标肌肉组织;

[0044] 3) 对位移信号进行处理及分析,从而判断运动神经的健康状态;当PNS有频率性并且稳定地发射统一强度的电刺激信号时,反馈出同样有节律且稳定的位移信号的为正常健康的运动神经,否则神经功能异常。

[0045] 图2中详细描述了是本发明所采用的测量方法的流程图:

[0046] 1. 系统初始化时,周围神经刺激组件(PNS组件)与超声组件将被同步,因此二者的输出信号可以同时被显示并且相互间不存在时移。

[0047] 2. 周围神经刺激组件的初始刺激电流为0安培。超声组件探测到的位移信号为周围神经刺激组件提供反馈信号。

[0048] 3. 如果位移信号没有被检测到,可通过操作“调节电流强度和频率”来调整,直到

探测合适的位移信号。

[0049] 4. 当探测到合适的位移信号后, 周围神经刺激组件保持当前电流强度及频率, 并持续发送电刺激信号刺激目标肌肉组织。

[0050] 5. 对位移信号的信号处理及分析(纹路), 可以初步诊断区分神经的健康状态为神经健康状态良好和神经功能异常两种结果。诊断结果经过“对神经健康状态进行评估并归档”, 然后本次操作可结束。

[0051] 在使用超声技术的前提下, 有多种算法可适用于组织内部位移的测量计算, 例如声波峰值检测法, 互相关检测法, 背景差分法, 多普勒检测法, 和正交检测法。即时演算法可以将探测到的超声信号即时转化为位移信号并呈现出来。检测到的位移信号的强度将取决于PNS所施与的电刺激强度, 以及超声探头与PNS活性电极探头之间的距离。研究表明, 即便是视觉上无法观测到的细微位移, UPNS也可以准确地检测到。

[0052] 位移的监测是通过位移计算单元完成的。其基本算法原理基于正交检测并如图5所示。超声RF信号由正弦信号 $x(n)$ 所代表, 此正弦信号频率为 $f_0 (= \omega_0/2\pi)$ 。一参考复数信号 $-\exp(j\omega_0 nT)$ 将与 $x(n)$ 相乘, 所得结果被导入低通滤波器(Low Pass Filter, 缩写LPF)。滤波后信号 $y(n)$ 的相位信息 $\angle y(n)$ 包含了某一时刻的位于第 n 个数据采集点的散射体所在的空间位置。如果此散射体在外界影响下产生位移, 则其相位 $\angle y(n)$ 亦将产生变化。因此, 通过对每一个时刻采集到的超声信号逐一进行正交检测运算, 所计算获得的相位结果将代表了此散射体在每一时刻所处的空间位置, 进而可以得知此散射体随时间的位移状况。正交检测位移法的详细介绍可以参照A quadrature demodulation method based on tracking the ultrasound echo frequency。

[0053] 通过对仿生材料施以外界震动刺激的测试(如图6所示), 正交检测位移法被证实具备微米级的灵敏程度。微米级的位移通常不可直接被视觉所观测, 因此真实检测时, 操作人员可以通过PNS组件向被测对象施加较低强度的电刺激, 从而进一步减少电刺激对被测对象产生的不舒适性。

[0054] 如图5与图6所示, 在一次诊断中, 每一帧的RF信号 $x(n)$ 首先将会转化成为相位信号 $\angle y(n)$, 然后将所有帧的信号连接起来, 任意一组织的界面(如图6中箭头所指的采集点)随时间的位移便可被描绘成位移曲线图。

[0055] 在实际测量检测时, PNS提供的电刺激信号和位移信号都将同时呈现。因为超声组件与PNS组件已经同步, 所以当PNS有频率性并且稳定地发射统一强度的电刺激信号时, 正常运动神经应同样有节律且稳定地反馈出位移信号。相对地, 如运动神经功能紊乱, 节律性稳定性将被改变并被观测到, 例如位移信号与PNS刺激信号之间的时间延迟增长(运动神经的电传导速度降低), 位移强度不停变换(神经活动失常)。综上所述, UPNS系统理论上可以成为NCS和EMG的理想替代产品, 同时运动神经的功能亦可以通过本发明的测量法而数值化, 从而对运动神经健康指数进行更精准的量化评估。

[0056] 对照于EMG检测, 超声技术具有良好的声穿透性, 因此它可以提供相对广阔的视野。同时, 超声对于视野内发生的组织位移也很敏感。当适量的电流被导入运动神经时, 运动神经会使得其所控制的肌肉产生非自主性的收缩, 而肌肉的收缩会便引发位移。因此, 神经的活性可以通过组织产生的位移量与频率反映出来。即便是从处于深部的运动神经传来的微弱信号, 超声也可以准确地探测到。

[0057] 运动模式超声 (M型超声) 可以用来监测目标肌肉内部发生的由周围神经刺激 (Peripheral Nerve Stimulation, 缩写PNS) 所产生的位移。M型超声 (运动模式超声) 用于显示体内某一声束上各界面与探头的距离随时间变化的曲线。纵轴代表人体组织的深度, 横轴代表这些不同深度的界面在某一段时间内的运动曲线。主要应用在于心脏的检查, 可将运动的心壁, 血管壁或瓣膜的活动情况。由于超声技术所具有的优势, 监测工作将会相对简单, 并且无创, 因此可以给病患产生良好的诊断体验。

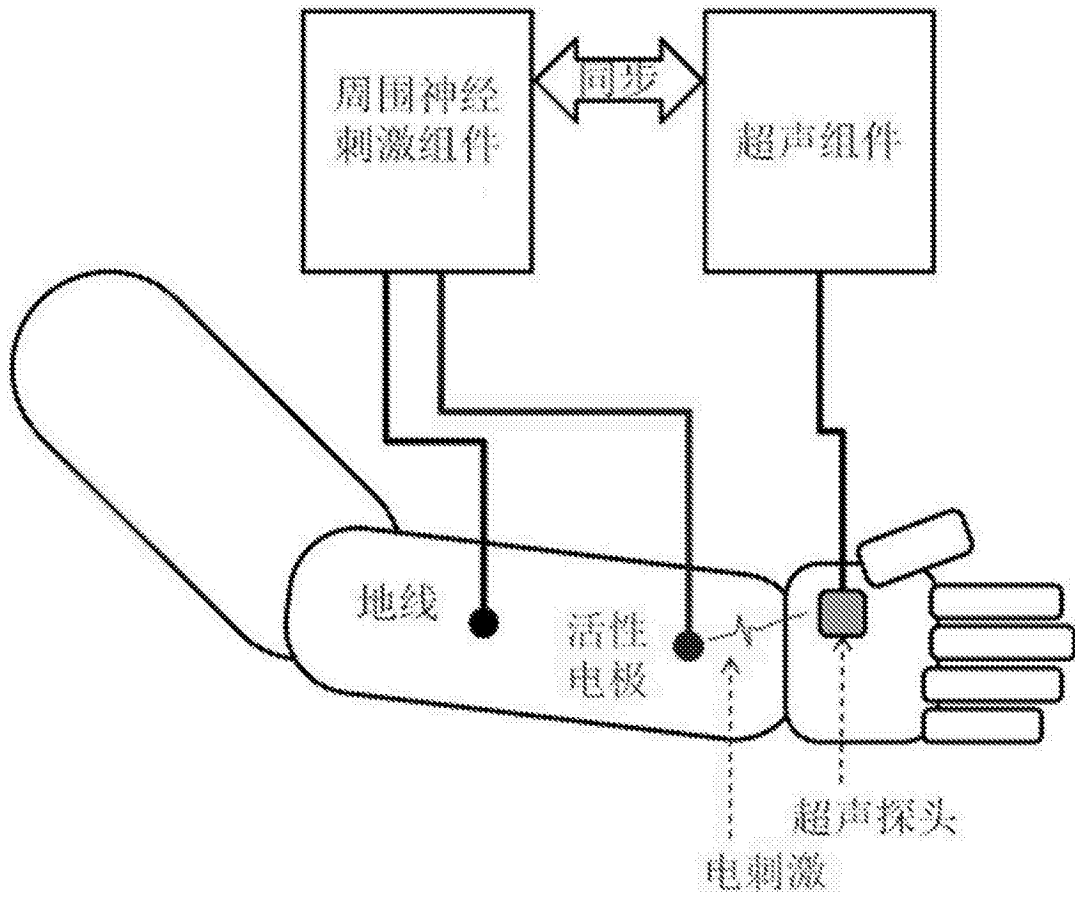


图1

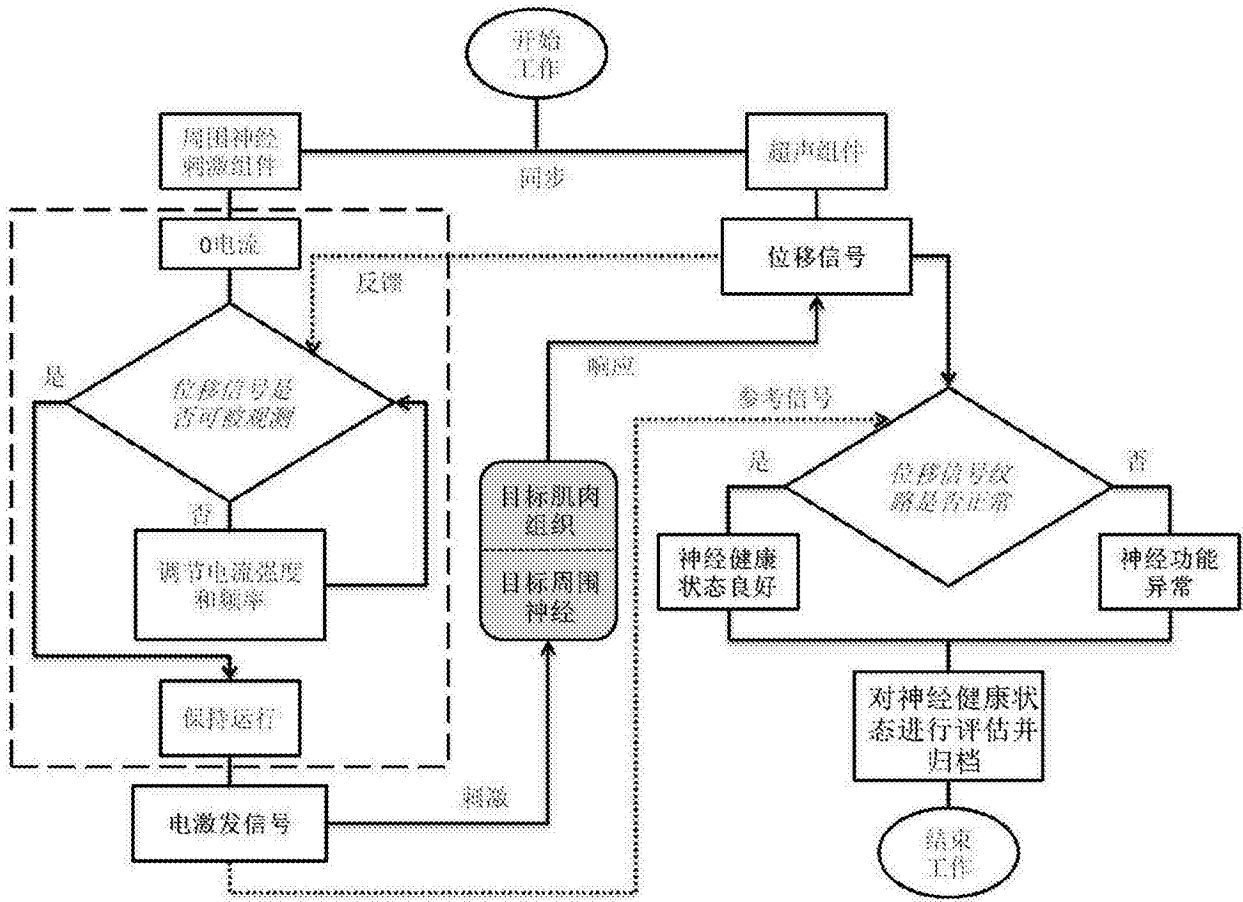


图2

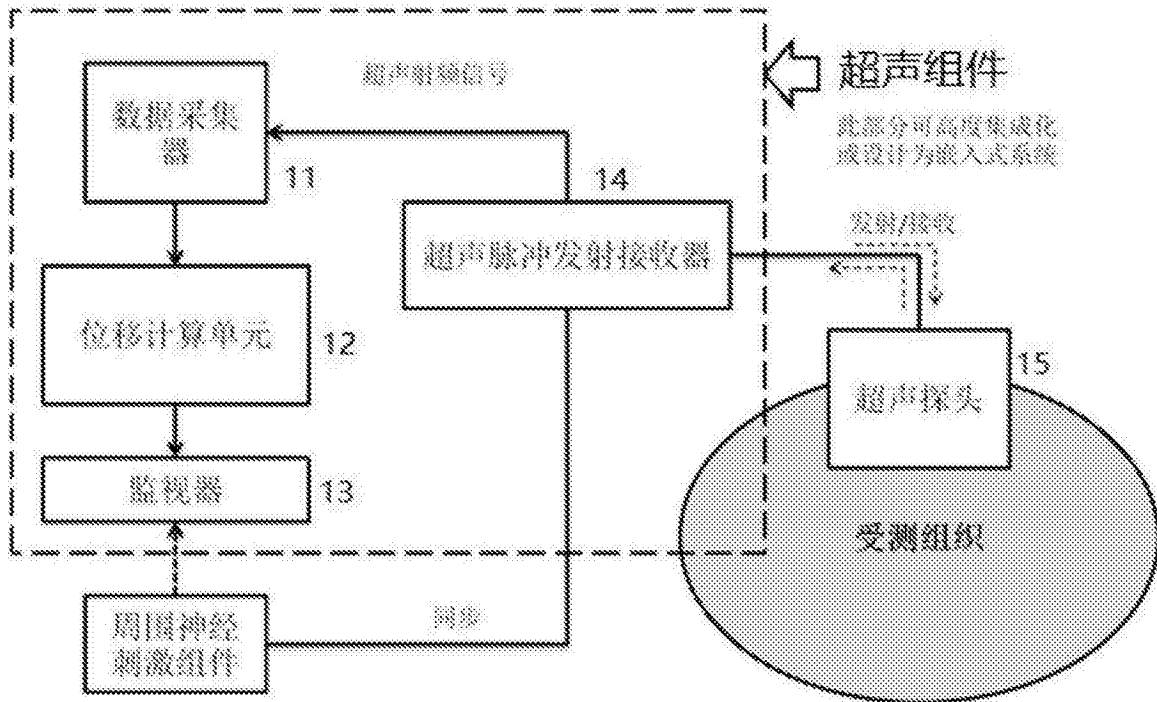


图3

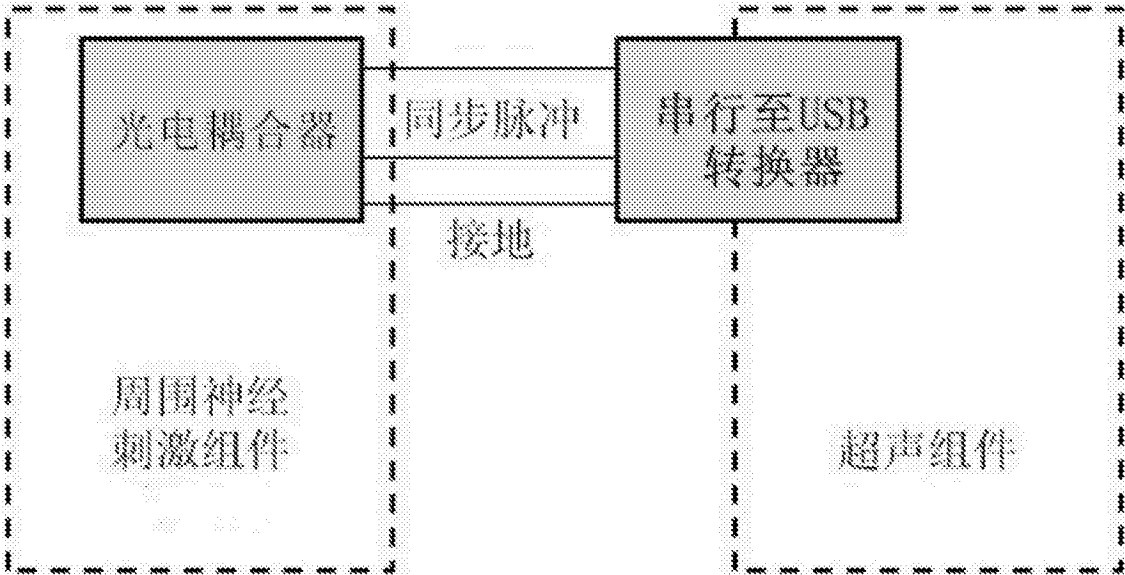


图4

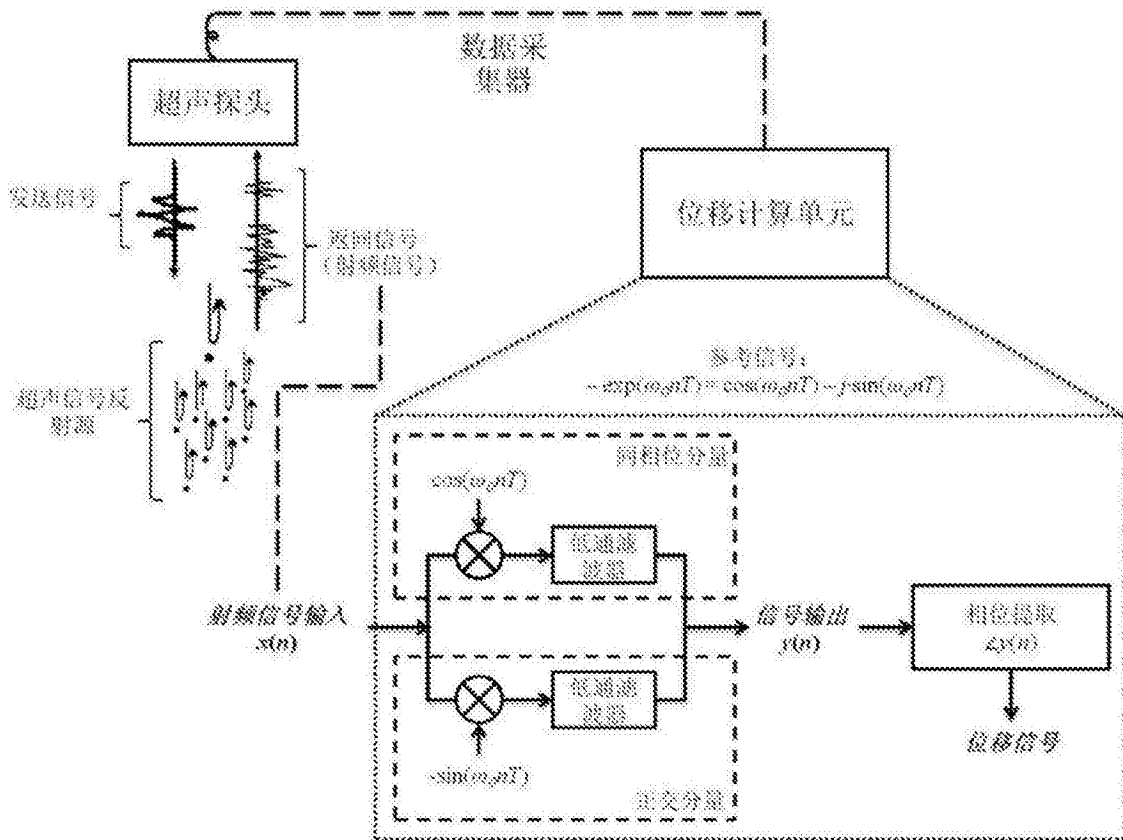


图5

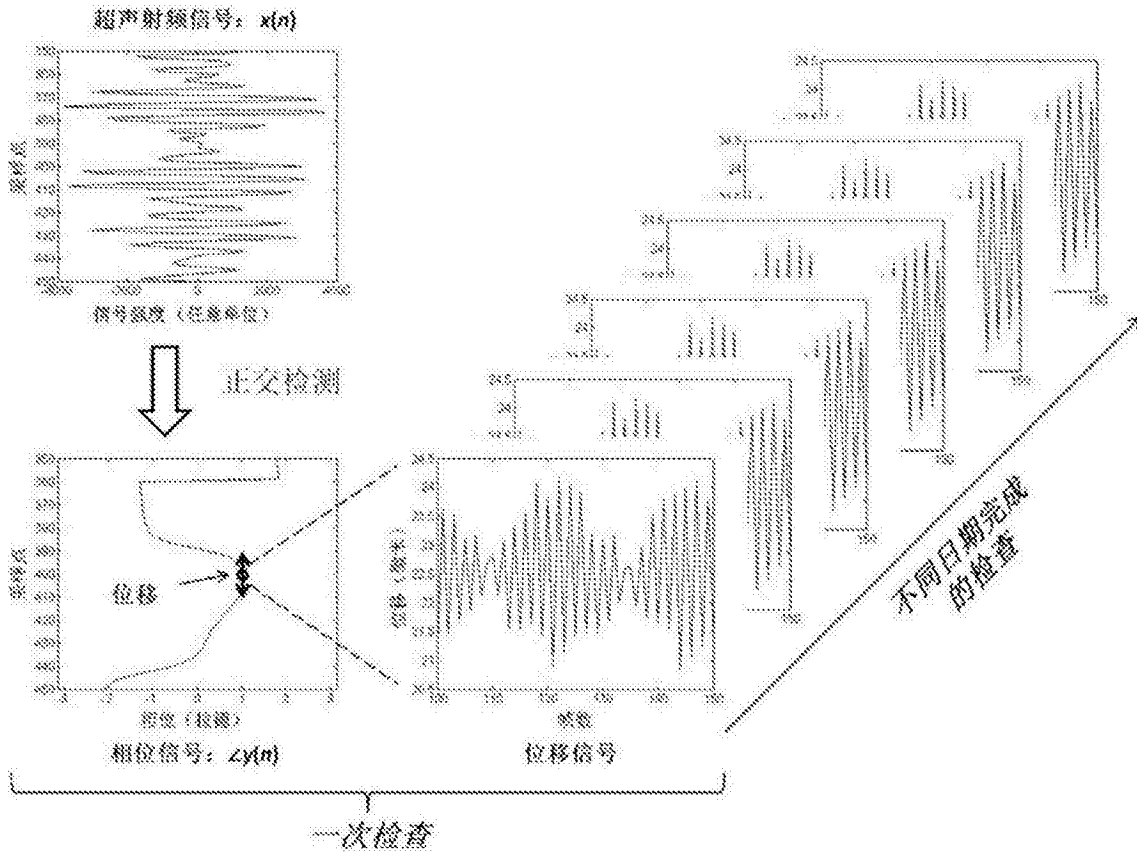


图6

专利名称(译)	一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法		
公开(公告)号	CN107361794A	公开(公告)日	2017-11-21
申请号	CN201710657521.8	申请日	2017-08-03
[标]发明人	刘开励 曲震 杜亚宁 埃米尔理查德 布鲁诺特林达德 常议鎡 王延伟		
发明人	刘开励 曲震 杜亚宁 埃米尔·理查德 布鲁诺·特林达德 常议鎡 王延伟		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61N1/36		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/44 A61B8/4427 A61N1/36014		
代理人(译)	朱聪聪		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于超声组件与周围神经刺激器检测运动神经反馈的装置及方法，该装置将周围神经刺激器与超声传感器相结合，有效及时精确地监测出肌肉对周围弱电刺激或较深部的刺激的反馈，并无需对肌体产生任何物理创伤；同时，该装置也可以被广泛应用于康复治疗领域；本发明的方法实时地并且无创地精确地监测与评估监测对象的运动神经性能。

