



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107260170 B

(45)授权公告日 2019.09.17

(21)申请号 201710553215.X

(22)申请日 2017.07.07

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107260170 A

(43)申请公布日 2017.10.20

(66)本国优先权数据  
201710061427.6 2017.01.26 CN

(73)专利权人 中国医学科学院生物医学工程研究所  
地址 300192 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 刘志朋 殷涛 张顺起

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201  
代理人 杜文茹

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103180012 A, 2013.06.26,

欧德平等. “磁声耦合成像声信号检测的实验研究”. 《生物医学工程研究》. 2011, 第30卷(第4期), 第2.3节.

刘志朋等. “磁声耦合声信号幅频特性的实验研究”. 《生物医学工程研究》. 2013, 第32卷(第1期), 第2.2-2.3节, 图1.

审查员 张耀天

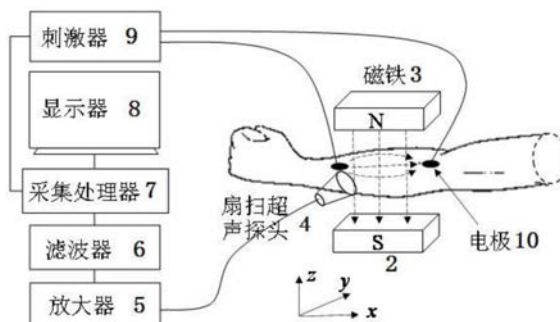
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

## (54)发明名称

一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法

## (57)摘要

一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法,包括N极磁铁和S极磁铁,静磁场旁设置有扇扫超声探头,还设置有依次串联连接的:放大器、滤波器、采集处理器和显示器,放大器的信号输入端连接扇扫超声探头的信号输出端,采集处理器的触发信号输出端连接电刺激器的信号输入端,电刺激器的信号输出端连接正负电极。电刺激器的输出信号在时间轴上由标记脉冲和刺激脉冲组成,标记脉冲由一个高频脉冲实现,标记脉冲宽度的中心频率与扇扫超声探头的测量频段一致;采集处理器的触发输出信号与电刺激器的磁刺激输出信号同步,采集处理器的采集触发时刻与所述标记脉冲起始时刻相同。本发明能够监测电刺激下组织电流分布特性,实现特定神经区域的定位刺激。



1. 一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的监测方法, 装置包括用于对样本(1)提供静磁场的N极磁铁(2)和S极磁铁(3), 其特征在于, 所述静磁场旁设置有用于将声波转化为电信号同时实现扫描的扇扫超声探头(4), 还设置有依次串联连接的: 用于对检测到的信号进行放大的放大器(5)、用于对放大后的信号中的刺激脉冲频率成分滤除保留标记脉冲的频率成分的滤波器(6)、用于实现信号的触发采集及图像重建的采集处理器(7)和用于显示电流分布图像的显示器(8), 其中, 所述放大器(5)的信号输入端连接所述扇扫超声探头(4)的信号输出端, 所述采集处理器(7)的触发信号输出端连接用于提供磁刺激电流的电刺激器(9)的信号输入端, 所述电刺激器(9)的信号输出端连接用于对样本(1)加载激励电流的正负电极(10); 其特征在于, 所述电刺激器的输出信号在时间轴上由标记脉冲和刺激脉冲组成, 所述标记脉冲由一个高频脉冲实现, 所述标记脉冲宽度的中心频率与扇扫超声探头的测量频段一致; 采集处理器的触发输出信号与电刺激器的磁刺激输出信号同步, 采集处理器的采集触发时刻与所述标记脉冲起始时刻相同。

2. 根据权利要求1所述的基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的监测方法, 其特征在于, 所述标记脉冲由 $0.5\mu\text{s}$ 的单个周期正弦信号实现, 所述刺激脉冲由 $10\mu\text{s}$ 的正弦脉冲实现。

3. 根据权利要求1所述的基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的监测方法, 其特征在于, 电刺激器输出信号的时间 $t$ 与空间距离 $l$ 对应关系为

$$l = t \cdot v$$

其中 $v$ 为声音在样本中的传播速度。

## 一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种电刺激电流实时监测装置。特别是涉及一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法。

### 背景技术

[0002] 电生理学对于神经系统结构、功能的研究方面处于重要地位。特别是电刺激方法，作为调节神经兴奋性的手段，其应用十分广泛，目前已广泛用于临床疾病的诊治，如神经肌肉传递障碍诊断，感受功能缺失和运动麻痹等的治疗、疼痛和癫痫的控制等。常用的电刺激技术主要采用贴片电极贴于皮肤表面或采用针电极插入组织，对组织施加电流。当电流大于神经兴奋阈值，则产生神经兴奋，通过该方法调节神经活动，进而实现治疗和诊断的目的。

[0003] 但是对于电流在组织中的分布情况并不明确，对于组织中电流分布的高分辨率监测与成像，尚无有效手段实现，对特定神经的定位问题还处在研究阶段。为了解监测组织电流分布特性，实现特性神经的定位刺激，同时评估监测刺激效果，实时调节刺激参数，具有重要意义。

### 发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是，提供一种能够实现对组织中电流分布的高分辨率监测与成像的基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法。

[0005] 本发明所采用的技术方案是：一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置，包括用于对样本提供静磁场的N极磁铁和S极磁铁，所述静磁场旁设置有用于将声波转化为电信号同时实现扫描的扇扫超声探头，还设置有依次串联连接的：用于对检测到的信号进行放大的放大器、用于对放大后的信号中的刺激脉冲频率成分滤除保留标记脉冲的频率成分的滤波器、用于实现信号的触发采集及图像重建的采集处理器和用于显示电流分布图像的显示器，其中，所述放大器的信号输入端连接所述扇扫超声探头的信号输出端，所述采集处理器的触发信号输出端连接用于提供磁刺激电流的电刺激器的信号输入端，所述电刺激器的信号输出端连接用于对样本加载激励电流的正负电极。

[0006] 所述N极磁铁和S极磁铁的NS极连线方向、所述正负电极的连线方向和所述扇扫超声探头端面法线方向两两互相垂直。

[0007] 一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的监测方法，所述电刺激器的输出信号在时间轴上由标记脉冲和刺激脉冲组成，所述标记脉冲由一个高频脉冲实现，所述标记脉冲宽度的中心频率与扇扫超声探头的测量频段一致；采集处理器的触发输出信号与电刺激器的磁刺激输出信号同步，采集处理器的采集触发时刻与所述标记脉冲起始时刻相同。

[0008] 所述标记脉冲由 $0.5\mu\text{s}$ 的单个周期正弦信号实现，所述刺激脉冲由 $10\mu\text{s}$ 的正弦脉冲实现。

[0009] 电刺激器输出信号的时间 $t$ 与空间距离 $l$ 对应关系为

$$[0010] \quad l = t \cdot v$$

[0011] 其中 $v$ 为声音在样本中的传播速度。

[0012] 本发明的一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法,对监测电刺激下组织电流分布特性,实现特定神经区域的定位刺激,评估监测刺激效果,实时调节刺激参数,具有重要意义。

### 附图说明

[0013] 图1是本发明基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的整体结构示意图;

[0014] 图2是本发明电刺激电流实时监测的信号波形图。

[0015] 图中

- |        |         |          |
|--------|---------|----------|
| [0016] | 1:样本    | 2:N极磁铁   |
| [0017] | 3:S极磁铁  | 4:扇扫超声探头 |
| [0018] | 5:放大器   | 6:滤波器    |
| [0019] | 7:采集处理器 | 8:显示器    |
| [0020] | 9:电刺激器  | 10:正负电极  |

### 具体实施方式

[0021] 下面结合实施例和附图对本发明的一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法做出详细说明。

[0022] 如图1所示,本发明的一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置,包括用于对样本1提供提供静磁场的N极磁铁2和S极磁铁3,所述静磁场旁设置有用于将声波转化为电信号同时实现扫描的扇扫超声探头4,还设置有依次串联连接的:用于对检测到的信号进行放大的放大器5、用于对放大后的信号中的刺激脉冲频率成分滤除保留标记脉冲的频率成分的滤波器6、用于实现信号的触发采集及图像重建的采集处理器7和用于显示电流分布图像的显示器8,其中,所述放大器5的信号输入端连接所述扇扫超声探头4的信号输出端,所述采集处理器7的触发信号输出端连接用于提供磁刺激电流的电刺激器9的信号输入端,所述电刺激器9的信号输出端连接用于对样本1加载激励电流的正负电极10。

[0023] 所述N极磁铁2和S极磁铁3的NS极连线方向、所述正负电极10的连线方向和所述扇扫超声探头4端面法线方向两两互相垂直。设N极磁铁2和S极磁铁3的NS极连线方向沿 $-z$ 方向,正负电极10连线沿 $x$ 方向,则所述扇扫超声探头4端面法线方向为 $y$ 方向。

[0024] 本发明的实施例中,所述电刺激器9是由NF公司的WF1973函数发生器连接NF公司HSA4101功率放大器实现。所述正负电极10可使用瑞宜500型贴片电极实现。所述N极磁铁2和S极磁铁3由美国K&J公司DZ08-N52实现。所述扇扫超声探头4由GE 3S相控阵探头实现。所述放大器5由AD公司AD624实现。所述滤波器6由NF公司。所述采集处理器7由NI PXIe 1062Q和PXI5122实现。所述显示器8由三星公司S24D360HL实现。

[0025] 本发明的实施例中,电刺激器9还可使用天越ZM-C-1A实现。正负电极10还可采用银针实现。

[0026] 本发明的一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置的监测方法,如图2

所示,所述电刺激器的输出信号在时间轴上由标记脉冲和刺激脉冲组成,所述标记脉冲由一个高频脉冲实现,所述标记脉冲宽度的中心频率与扇扫超声探头的测量频段一致;采集处理器的触发输出信号与电刺激器的磁刺激输出信号同步,采集处理器的采集触发时刻与所述标记脉冲起始时刻相同。所述标记脉冲由 $0.5\mu\text{s}$ 的单个周期正弦信号实现,所述刺激脉冲由 $10\mu\text{s}$ 的正弦脉冲实现。

[0027] 电刺激器输出信号的时间 $t$ 与空间距离 $l$ 对应关系为

$$[0028] \quad l = t \cdot v$$

[0029] 其中 $v$ 为声音在样本中的传播速度,对于软组织,为1500米/秒。

[0030] 本发明的基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法工作时,首先 $t_0$ 时刻产生 $0.5\mu\text{s}$ 的单个周期正弦信号标记脉冲,标记脉冲激励产生磁声信号响应,该磁声信号响应被接收,之后 $t_1$ 时刻 $10\mu\text{s}$ 的正弦脉冲作为刺激脉冲被输出,进行神经刺激。由于标记脉冲和刺激脉冲在组织中分布相同,故通过检测标记脉冲信号,即可实现刺激脉冲在组织中分布的监测,且标记脉冲比刺激脉冲短,利用标记脉冲监测电流分布的空间分辨率高,可达到 $\text{mm}$ 级别。

[0031] 尽管上面结合附图对本发明的优选实施例进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,并不是限制性的。本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下,还可以作出很多形式,这些均属于本发明的保护范围之内。

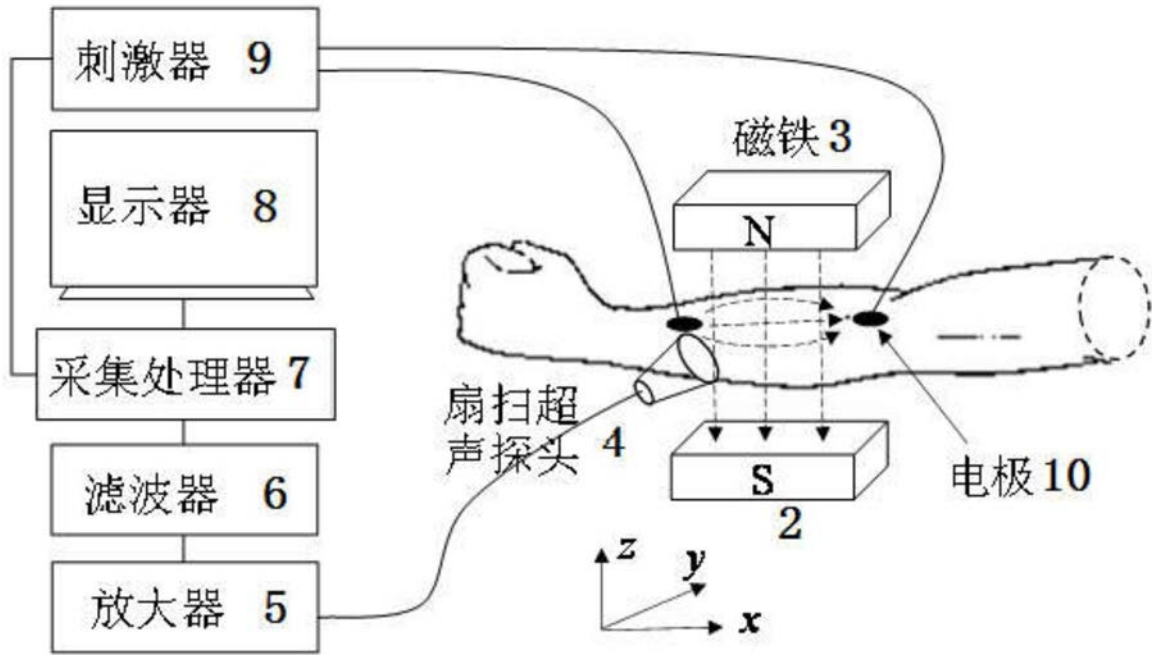


图1

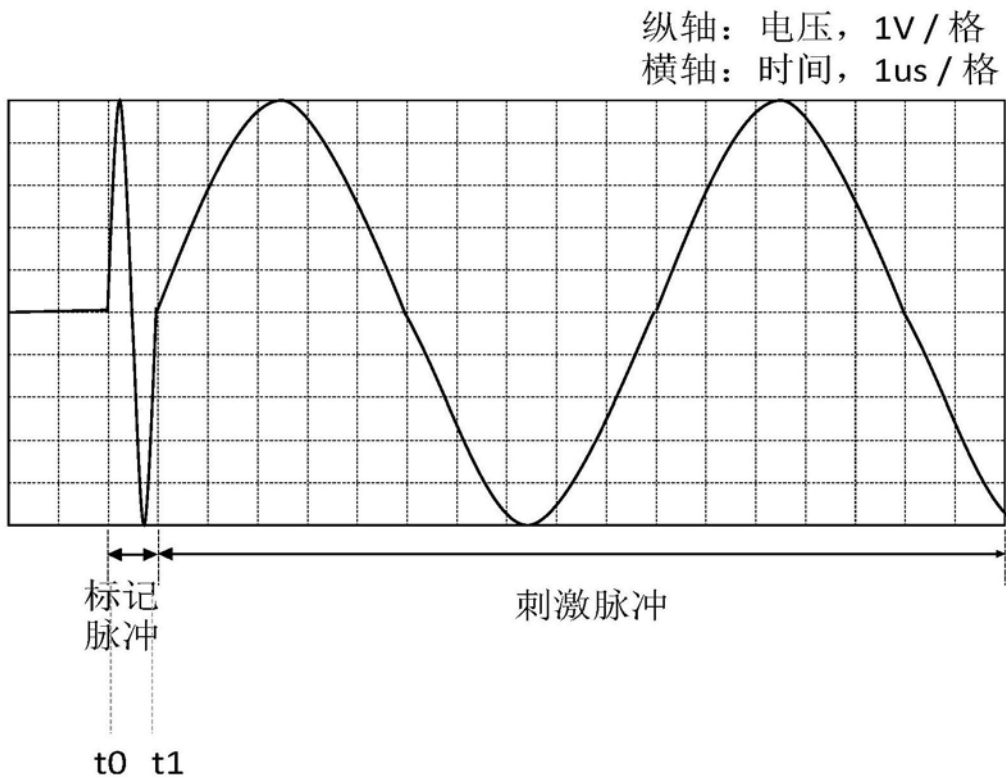


图2

专利名称(译)	一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN107260170B</a>	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN2017110553215.X	申请日	2017-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	刘志朋 殷涛 张顺起		
发明人	刘志朋 殷涛 张顺起		
IPC分类号	A61B5/05 A61B8/00		
审查员(译)	张耀天		
优先权	201710061427.6 2017-01-26 CN		
其他公开文献	CN107260170A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种基于磁声耦合效应的电刺激电流实时监测装置及方法，包括N极磁铁和S极磁铁，静磁场旁设置有扇扫超声探头，还设置有依次串联连接的：放大器、滤波器、采集处理器和显示器，放大器的信号输入端连接扇扫超声探头的信号输出端，采集处理器的触发信号输出端连接电刺激器的信号输入端，电刺激器的信号输出端连接正负电极。电刺激器的输出信号在时间轴上由标记脉冲和刺激脉冲组成，标记脉冲由一个高频脉冲实现，标记脉冲宽度的中心频率与扇扫超声探头的测量频段一致；采集处理器的触发输出信号与电刺激器的磁刺激输出信号同步，采集处理器的采集触发时刻与所述标记脉冲起始时刻相同。本发明能够监测电刺激下组织电流分布特性，实现特定神经区域的定位刺激。

