

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103156605 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 19

(21) 申请号 201310104468. 0

(22) 申请日 2013. 03. 26

(71) 申请人 中国计量学院

地址 310018 浙江省杭州市江干区下沙高教
园区学源街 258 号

(72) 发明人 徐文龙 徐冰俏 张宁

(51) Int. Cl.

A61B 5/053 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

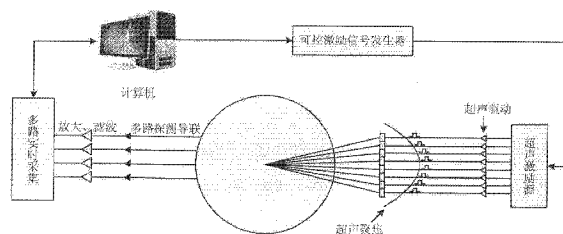
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

基于声电效应的生物组织电流密度成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,包括以下步骤:(1) 采用超声激励源产生超声波并经超声驱动、超声聚焦于生物组织内部;(2) 对聚焦于生物组织内部的超声波进行连续定位,从而完成对生物组织整体或局部的扫描;(3) 信号采集:超声波聚焦定位于某一空间位置,则会产生一个与该空间位置电流密度对应的高频电信号,得到生物组织整体或局部的一组信号;(4) 根据采集到对生物组织整体或局部扫描后得到信号,计算和重建生物组织内部的电流密度。本发明的电流密度成像方法是一种动态成像,能够直观地反映生物组织内部活动情况,能都得到高精度、高分辨率的电流密度成像,便于医学诊断。



1. 一种基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,其特征在于:包括以下步骤:

(1) 采用超声激励源产生超声波并经超声驱动、超声聚焦于生物组织内部;

(2) 对聚焦于生物组织内部的超声波进行连续定位,从而完成对生物组织整体或局部的扫描;

(3) 信号采集:超声波聚焦定位于某一空间位置,则会产生一个与该空间位置电流密度对应的高频电信号,由多路探测导联采集信号并经过放大和滤波后输出,在完成超声波聚焦扫描后,便能得到生物组织整体或局部的一组信号;

(4) 根据采集到的生物组织整体或局部扫描后得到信号,计算和重建生物组织内部的电流密度,从而实现生物组织的电流密度成像。

2. 根据权利要求1所述的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,其特征在于:步骤4中的电流密度计算和重建是指,生物组织内部电流在聚焦超声束作用下,生物组织会发生声电效应现象,在生物组织外部可以无创地测量到这个高频电信号的影响;根据声电效应理论,在生物组织内部的某作用点 (x', y', z') ,其探测导联声电效应信号 V 为:

$$V(x', y', z', t) = \int_{-\frac{cT}{2}}^{\frac{cT}{2}} \iint K \rho_0 L \cdot J^I P_0 b(x - x', y - y', z + F - z') a\left(t - \frac{z}{c}\right) dx dy dz$$

其中 T_a 为超声脉冲持续时长, K 是声电相互作用的常数, ρ_0 为生物组织的导电阻抗, J 为内部电流密度, P_0 是超声声压, L 是电极导联, F 是聚焦焦距, $b(x, y, z)$ 是超声束, $a(t)$ 是超声波波形;

通过逐点扫描的方式完成整个目标区域的测量,点的扫描构成时间序列;声电信号经过传导,可以经测量电极测量到:

$$M(x', y', z') = \rho_0(x', y', z') L(x', y', z') \cdot J^I(x', y', z')$$

由于生物电电流密度的分布具有稀疏性特征,可以通过以下优化来获得电流密度分布:

$$\min \| (M(x', y', z') - \rho_0(x', y', z') L(x', y', z') \cdot J^I(x', y', z')) \|^2$$

3. 根据权利要求1所述的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,其特征在于:步骤3中的信号放大和滤波是通过以下方法实现的:多路探测导联通过一个截断频率为480kHz的模拟高通滤波器连接到一个增益为20dB、带宽为2~5MHz的差分放大器上,输出的信号再通过放大器再放大29dB,信号的采样频率为5MHz。

4. 根据权利要求1所述的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,其特征在于:步骤1和2中,超声波的聚焦范围为短轴为1mm,长轴为3-4mm的椭圆形,以1mm为步长在生物组织表面进行生物组织内部聚焦定位扫描。

基于声电效应的生物组织电流密度成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物组织成像领域,具体地讲是一种基于声电效应的生物组织电流密度成像方法。

背景技术

[0002] 医学图像具有直观、形象和信息量大的特点,在临床诊断中具有重要地位。随着医学成像技术的进步,医学影像已经从解剖结构成像发展到功能成像,即医学图像不仅可以显示疾病解剖结构的形态变化,而且可以反映机体器官的功能及相关的生理、生化变化,能够检测到其生理活动的异常,从而为疾病诊断提供了重要的信息,推动了医学的进步与发展。以心脏为例,心律失常是危害人类健康的重大临床病症,在杂乱的颤动波中确定病灶位置是心律失常诊断、治疗和生理机制解释的关键。

[0003] 电阻抗成像技术是根据物体内部不同组织以及组织在不同功能状态下具有不同电阻抗这一原理,通过布放于体表的一系列电极作为传感器,然后给物体注入一定的电流(对人体而言需注入小的安全电流),再测量体表电位来重建物体内部的阻抗分布图像。电阻抗成像是一种非侵入性的功能成像技术,但是由于其被理论和实验证实的固有的空间分辨率限制,目前尚未在心脏电兴奋测量中得到广泛的应用。

[0004] 在心电测量中,一对电极称为一个导联,心脏电兴奋测量实质是从体表导联测量电压获取心脏内部电流密度分布的过程。心电正问题是已知信号源求解体表电位,而逆问题是根据测量到的心脏表面的电位信号来推算心脏中产生这些电活动的源的位置和大小,从而进行病理、生理和认知方面的功能分析。如同其他领域的逆问题一样,心电逆问题中已知的只是某一方程组的解,而对产生这个解函数的源函数分布及方程的算子并不了解,它不可避免地遇到理论上的困难:在数学上逆问题不具备唯一解;无论选择哪种数值计算方法求解心电产生源,均不能改变其解的病态特性,即当问题涉及的参数与数据即使存在很小的误差或干扰时,也会引起解的不确定性,甚至会出现大幅度的剧烈振荡;测量数据的不完备性也将导致心电求解问题的困难。长期以来,人们利用各种可能的数学理论研究心电逆问题的数值求解方法,以期望活得高精度、稳定、合理的解。其研究大致可以分为两类方法,一是基于等效偶极子的参数定位法,只有在心电活动局限在很小的区域范围内时才是对真实情况的近似,实际活动区域可能向任意方向扩展,呈现不同的空间几何形状,这时等效偶极子的逆映射结果可能不理想;一是基于电流分布模型的图像重建法。

[0005] 基于传统的心电测量的电流密度成像需要尽可能多的导联场来求解病态的逆问题,由于电极深入体表在组织损伤的代价下可以改善电流源位置的确定,但是这一逆问题受限于组织入侵程度和成像空间分辨率之间的折衷。对于心脏这样的生物组织,侵入组织来布置电极会造成组织器官的严重损害,难以在该领域推广应用。同时,采用布置导联对生物组织进行电激励,并采集产生的低频电信号,由于产生的电信号强度较弱,难以得到清晰的成像。

[0006] 因此,基于以上这些技术问题,可见单一的电阻抗成像技术难以实现有效的高精

度、高分辨率成像,造成 EIT 技术在临床应用的进展一直较为缓慢。

发明内容

[0007] 本发明要解决的技术问题是,提供一种采用超声激励,并与生物组织自身的电信号协同作用,并能实现高精度、高分辨率成像的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法。

[0008] 本发明的技术解决方案是,提供以下步骤的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,包括以下步骤:

[0009] (1) 采用超声激励源产生超声波并经超声驱动、超声聚焦于生物组织内部;

[0010] (2) 对聚焦于生物组织内部的超声波进行连续定位,从而完成对生物组织整体或局部的扫描;

[0011] (3) 信号采集:超声波聚焦定位于某一空间位置,则会产生一个与该空间位置电流密度相对应的高频信号,由多路探测导联采集信号并经过放大和滤波后输出,在完成超声波聚焦扫描后,便能得到生物组织整体或局部的一组信号;

[0012] (4) 将采集后的电压信号导入计算机,根据采集到对生物组织整体或局部扫描后得到信号,计算和重建生物组织内部的电流密度,从而实现生物组织的电流密度成像。

[0013] 采用本发明的方法,与现有技术相比,本发明具有以下优点:本发明无需采用外部电激励,将超声波聚焦于生物组织上,使得超声波与生物组织内部电信号之间产生协同作用,在超声波的定位扫描下,能够得到相应点的高频电信号,能采集到大量均匀分布的信息,并根据这些点反映的数据信息计算和重建生物组织的电流密度分布,从而得到生物组织整体或局部的电流密度成像;由于生物组织不同时间的电活动是不同的,因此本发明的电流密度成像方法是一种动态成像,能够直观地反映生物组织内部活动情况,能都得到高精度、高分辨率的电流密度成像,便于医学诊断。

[0014] 作为改进,步骤 4 中的电流密度计算和重建是指,生物组织内部电流在聚焦超声束作用下,生物组织会发生声电效应现象,在生物组织外部可以无创地测量到这个高频电信号的影响;根据声电效应理论,在生物组织内部的某作用点 (x', y', z') ,其探测导联声电效应信号 V 为:

$$[0015] \quad V(x', y', z', t) = \int_{-\frac{cT}{2}}^{\frac{cT}{2}} \iint K \rho_0 L \cdot J^I P_0 b(x - x', y - y', z + F - z') a\left(t - \frac{z}{c}\right) dx dy dz$$

[0016] 其中 T_d 为超声脉冲持续时长, K 是声电相互作用的常数, ρ_0 为生物组织的导电阻抗, J 为内部电流密度, P_0 是超声声压, L 是电极导联, F 是聚焦焦距, $b(x, y, z)$ 是超声束, $a(t)$ 是超声波波形;

[0017] 通过逐点扫描的方式完成整个目标区域的测量,点的扫描构成时间序列;声电信号经过传导,可以经测量电极测量到:

$$[0018] \quad M(x', y, z') = \rho_0(x', y', z') L(x', y, z') \cdot J^I(x', y', z')$$

[0019] 由于生物电电流密度是个低频信号,其分布具有稀疏性特征,可以通过一下优化得到电流密度分布:

$$[0020] \quad \min \| (M(x', y', z') - \rho_0(x', y', z') L(x', y', z') \cdot J^I(x', y', z')) \|$$

$z') \parallel^2$

[0021] 作为改进,步骤3中的信号放大和滤波是通过以下方法实现的:多路探测导联通过一个截断频率为480kHz的模拟高通滤波器连接到一个增益为20dB、带宽为2~5MHz的差分放大器上,输出的信号再通过放大器再放大29dB,信号的采样频率为5MHz。该信号处理方法能够将声电信号(超声与电产生的协同效应的信号一般为高频信号)从采集到的信号中分离和放大,进一步提高了成像的清晰度。

[0022] 作为改进,步骤1和2中,超声波的聚焦范围为短轴为1mm,长轴为3-4mm的椭圆形,以1mm为步长在生物组织表面进行生物组织内部聚焦定位扫描;该聚焦范围相比导联场达厘米级的积分范围小的多,超声束起到类似狄拉克(Dirac)函数的筛选作用。

附图说明

[0023] 图1为本发明基于声电效应的生物组织电流密度成像方法的流程示意图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明。

[0025] 如图1所示,本发明的基于声电效应的生物组织电流密度成像方法,包括以下步骤:

[0026] (1) 采用超声激励源产生超声波并经超声驱动、超声聚焦于生物组织内部;

[0027] (2) 对聚焦于生物组织内部的超声波进行连续定位,从而完成对生物组织整体或局部的扫描;

[0028] (3) 信号采集:超声波聚焦定位于某一空间位置,则会产生一个与该空间位置电流密度相对应的高频信号,由多路探测导联采集信号并经过放大和滤波后输出,在完成超声波聚焦扫描后,便能得到生物组织整体或局部的一组信号;

[0029] (4) 将采集后的电压信号导入计算机,根据采集到对生物组织整体或局部扫描后得到信号,计算和重建生物组织内部的电流密度,从而实现生物组织的电流密度成像。

[0030] 步骤4中的电流密度计算和重建是指,生物组织内部电流在聚焦超声束作用下,生物组织会发生声电效应现象,在生物组织外部可以无创地测量到这个高频电信号的影响;根据声电效应理论,在生物组织内部的某作用点 (x', y', z') ,其探测导联声电效应信号 V 为:

$$[0031] \quad V(x', y', z', t) = \int_{-\frac{cT}{2}}^{\frac{cT}{2}} \iint K \rho_0 L \cdot J^I P_0 b(x - x', y - y', z + F - z') a\left(t - \frac{z}{c}\right) dx dy dz$$

[0032] 其中 T_d 为超声脉冲持续时长, K 是声电相互作用的常数, ρ_0 为生物组织的导电阻抗, J 为内部电流密度, P_0 是超声声压, L 是电极导联, F 是聚焦焦距, $b(x, y, z)$ 是超声束, $a(t)$ 是超声波波形;

[0033] 通过逐点扫描的方式完成整个目标区域的测量,点的扫描构成时间序列;声电信号经过传导,可以经测量电极测量到:

$$[0034] \quad M(x', y', z') = \rho_0(x', y', z') L(x', y', z') \cdot J^I(x', y, z')$$

[0035] 由于生物电电流密度是个低频信号,其分布具有稀疏性特征,可以通过一下优化

得到电流密度分布：

[0036] $\min \| (M(x', y', z') - \rho_0(x', y', z')L(x', y', z')) \cdot J^T(x', y', z') \| ^2$ 。

[0037] 步骤 3 中的信号放大和滤波是通过以下方法实现的：多路探测导联通过一个截断频率为 480kHz 的模拟高通滤波器连接到一个增益为 20dB、带宽为 2 ~ 5MHz 的差分放大器上，输出的信号再通过放大器再放大 29dB，信号的采样频率为 5MHz。

[0038] 步骤 1 和 2 中，超声波的聚焦范围为短轴为 1mm，长轴为 3-4mm 的椭圆形，以 1mm 为步长在生物表面进行生物组织内部聚焦定位扫描；该聚焦范围相比导联场达厘米级的积分范围小的多，超声束起到类似狄拉克 (Dirac) 函数一样的筛选作用。

[0039] 以上仅就本发明较佳的实施例作了说明，但不能理解为是对权利要求的限制。本发明不仅局限于以上实施例，其具体结构允许有变化。总之，凡在本发明独立权利要求的保护范围内所作的各种变化均在本发明的保护范围内。

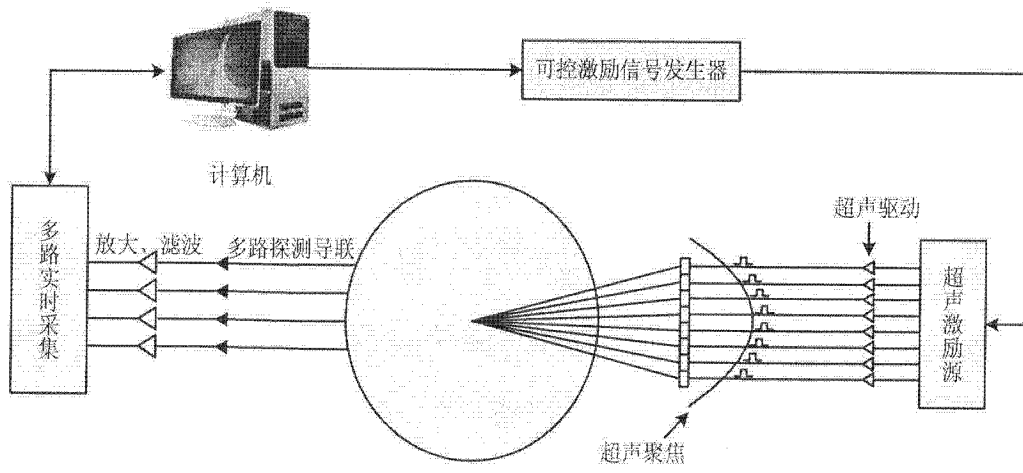


图 1

专利名称(译)	基于声电效应的生物组织电流密度成像方法		
公开(公告)号	CN103156605A	公开(公告)日	2013-06-19
申请号	CN201310104468.0	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	中国计量大学		
申请(专利权)人(译)	中国计量学院		
当前申请(专利权)人(译)	中国计量学院		
[标]发明人	徐文龙 徐冰俏 张宁		
发明人	徐文龙 徐冰俏 张宁		
IPC分类号	A61B5/053 A61B8/08		
其他公开文献	CN103156605B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于声电效应的生物组织电流密度成像方法，包括以下步骤：(1)采用超声激励源产生超声波并经超声驱动、超声聚焦于生物组织内部；(2)对聚焦于生物组织内部的超声波进行连续定位，从而完成对生物组织整体或局部的扫描；(3)信号采集：超声波聚焦定位于某一空间位置，则会产生一个与该空间位置电流密度对应的高频电信号，得到生物组织整体或局部的一组信号；(4)根据采集到对生物组织整体或局部扫描后得到信号，计算和重建生物组织内部的电流密度。本发明的电流密度成像方法是一种动态成像，能够直观地反映生物组织内部活动情况，能都得到高精度、高分辨率的电流密度成像，便于医学诊断。

