



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111067567 A

(43)申请公布日 2020.04.28

(21)申请号 201911294969.3

(22)申请日 2019.12.16

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

(72)发明人 曹艳平 郑阳 江宇轩 钱嘉林

武会娟 李宝明

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事

务所(普通合伙) 11201

代理人 蔡丽

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

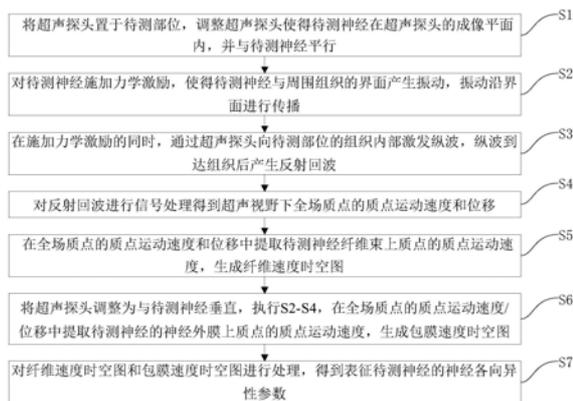
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置,该方法包括:受试者采取某种固定体位并保持稳定;将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置;在上述两种情况下,分别以某种方式对神经发射激励;超声探头以一定的脉冲重复频率对神经纤维/神经横截面进行成像,并通过信号处理方法得到质点速度场;再进一步得到两个截面内的神经波动传播,对波动传播信号进行分析,得到表征待测神经各向异性的结果。该方法可对直径较大的浅表周围神经的各向异性弹性性质进行无损、无创、快速的表征,测得的参数可以定量地描述神经各向异性,对神经相关疾病进行早期诊断。



1. 一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1,将超声探头置于待测部位,调整所述超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与所述待测神经平行;

S2,对所述待测神经施加力学激励,使得所述待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播;

S3,在施加所述力学激励的同时,通过所述超声探头向所述待测部位的组织内部激发纵波,所述纵波到达组织后产生反射回波;

S4,对所述反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移;

S5,在所述全场质点的质点运动速度和位移中提取所述待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图;

S6,将所述超声探头调整为与所述待测神经垂直,执行S2-S4,在所述全场质点的质点运动速度/位移中提取所述待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图;

S7,对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图进行处理,得到表征所述待测神经的神经各向异性参数。

2. 根据权利要求1所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述S7进一步包括:

计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

将 $A_1 = V_{//}/V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

3. 根据权利要求1所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述S7进一步包括:

计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是所述待测神经的密度;

将 $A_2 = \mu_L/\mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

4. 根据权利要求1所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述S7进一步包括:

对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

对于给定的波动频率 f ,在所述频散曲线上获得平行纤维方向上和垂直纤维方向上的波动在频率 f 下的相速度 $V_{//}(f)$ 与 $V_{\perp}(f)$;

将 $A_3(f) = V_{//}(f)/V_{\perp}(f)$ 或以 $A_3(f)$ 为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

5. 根据权利要求1所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述S7进一步包括:

对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

通过解析解和数值解对所述频散曲线进行拟合,得到 μ_T 和 μ_L ;

将 $A_4 = \mu_T/C$ 或以 A_4 的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数, C 为各向异性弹性参数。

6. 根据权利要求1所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述力学激励包括电场力、磁场力、声辐射力、机械振动。

7. 根据权利要求4或5所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,其特征在于,所述对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换包括:二维傅里叶变换和小波变换。

8. 一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,其特征在于,包括:

调整模块,用于将超声探头置于待测部位,调整所述超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与所述待测神经平行;

激励模块,用于对所述待测神经施加力学激励,使得所述待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播;

激发模块,用于在施加所述力学激励的同时,通过所述超声探头向所述待测部位的组织内部激发纵波,所述纵波到达组织后产生反射回波;

处理模块,用于对所述反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移;

第一生成模块,用于在所述全场质点的质点运动速度和位移中提取所述待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图;

第二生成模块,用于将所述超声探头调整为与所述待测神经垂直,执行S2-S4,在所述全场质点的质点运动速度/位移中提取所述待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图;

表征模块,用于对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图进行处理,得到表征所述待测神经的神经各向异性参数。

9. 根据权利要求8所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,其特征在于,所述表征模块,具体用于,

计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

将 $A_1 = V_{//}/V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

10. 根据权利要求8所述的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,其特征在于,所述表征模块,具体用于,

计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是所述待测神经的密度;

将 $A_2 = \mu_L/\mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像技术领域,特别涉及一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置。

背景技术

[0002] 神经由若干神经纤维束和其外部包裹的神经外膜组成,将神经中枢、感觉器官和效应器联结在一起,是人体信息的传递通路。神经的纤维—包膜结构导致其弹性呈现典型的各向异性,沿纤维平面内和垂直纤维平面内的性质有很大差异。神经结构与相应的各向异性力学模型如图1所示。理解神经的各向异性,对神经各向异性进行在体测量,有助于对神经系统的生理、病理状态进行更加清晰的描述。其中,图1(a)为神经的结构,神经束膜,神经内膜包裹着多条神经束;图1(b)为一种各向异性材料的模型,材料内部均匀分布着沿1方向的纤维,导致沿纤维方向的平面(如1-2平面、1-3平面)和垂直纤维方向的平面(2-3平面)性质有很大差异。

[0003] 人体许多常见的疾病都与神经系统相关,如癫痫、腕管综合征、帕金森症等。目前,已有一些研究证实,一些神经系统疾病会引起神经器质性变化,进而导致神经的力学性质发生变化。例如:腕管综合征病人的神经往往受到肌肉侵入,因而有一定程度的硬化。若能通过力学手段对神经力学性质进行测量,则有望对一些神经系统的疾病进行诊断或早期筛查。

[0004] 在相关技术中,目前尚无技术对神经的各向异性力学性质进行在体、无创无损的表征。已有的在体神经弹性成像技术,表征最多局限于神经沿纤维方向的情况,分析方法不够精细,且进行数据分析时并未考虑周围组织对神经的影响。

发明内容

[0005] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。

[0006] 为此,本发明的一个目的在于提出一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,该方法可对直径较大的浅表周围神经的各向异性弹性性质进行无损、无创、快速的表征。

[0007] 本发明的另一个目的在于提出一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置。

[0008] 为达到上述目的,本发明一方面实施例提出了一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,包括:

[0009] S1,将超声探头置于待测部位,调整所述超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与所述待测神经平行;

[0010] S2,对所述待测神经施加力学激励,使得所述待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播;

[0011] S3,在施加所述力学激励的同时,通过所述超声探头向所述待测部位的组织内部激发纵波,所述纵波到达组织后产生反射回波;

[0012] S4,对所述反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移;

[0013] S5,在所述全场质点的质点运动速度和位移中提取所述待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图;

[0014] S6,将所述超声探头调整为与所述待测神经垂直,执行S2-S4,在所述全场质点的质点运动速度/位移中提取所述待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图;

[0015] S7,对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图进行处理,得到表征所述待测神经的神经各向异性参数。

[0016] 本发明实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,通过将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置,在上述两种情况下,对神经发射激励,再利用超声探头对神经纤维和神经纤维横截面进行成像,通过信号处理的方法得到质点速度场,提取质点速度场中的质点速度进一步得到两个截面内的神经波动传播,对波动传播进行分析,得到表征待测神经各向异性的结果。该方法能够对人体较粗神经的各向异性弹性性质进行在体、无损无创的在体表表征,获得的几项指标能够对神经各向异性进行客观的定量评价,测得参数(神经纵切面和横切面的波速比/模量比)可以定量地描述神经各向异性,有望对神经相关疾病(如腕管综合征等)进行早期诊断。

[0017] 另外,根据本发明上述实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法还可以具有以下附加的技术特征:

[0018] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述S7进一步包括:

[0019] 计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0020] 将 $A_1 = V_{//} / V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

[0021] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述S7进一步包括:

[0022] 计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0023] 根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是所述待测神经的密度;

[0024] 将 $A_2 = \mu_L / \mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

[0025] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述S7进一步包括:

[0026] 对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

[0027] 对于给定的波动频率 f ,在所述频散曲线上获得平行纤维方向上和垂直纤维方向上的波动在频率 f 下的相速度 $V_{//}(f)$ 与 $V_{\perp}(f)$;

[0028] 将 $A_3(f) = V_{//}(f) / V_{\perp}(f)$ 或以 $A_3(f)$ 为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

[0029] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述S7进一步包括:

[0030] 对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

- [0031] 通过解析解和数值解对所述频散曲线进行拟合,得到 μ_T 和 μ_L ;
- [0032] 将 $A_4 = \mu_T/C$ 或以 A_4 的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数, C 为各向异性弹性参数。
- [0033] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述力学激励包括电场力、磁场力、声辐射力、机械振动。
- [0034] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图分别进行变换包括:二维傅里叶变换和小波变换。
- [0035] 为达到上述目的,本发明另一方面实施例提出了一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,包括:
- [0036] 调整模块,用于将超声探头置于待测部位,调整所述超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与所述待测神经平行;
- [0037] 激励模块,用于对所述待测神经施加力学激励,使得所述待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播;
- [0038] 激发模块,用于在施加所述力学激励的同时,通过所述超声探头向所述待测部位的组织内部激发纵波,所述纵波到达组织后产生反射回波;
- [0039] 处理模块,用于对所述反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移;
- [0040] 第一生成模块,用于在所述全场质点的质点运动速度和位移中提取所述待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图;
- [0041] 第二生成模块,用于将所述超声探头调整为与所述待测神经垂直,执行S2-S4,在所述全场质点的质点运动速度/位移中提取所述待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图;
- [0042] 表征模块,用于对所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图进行处理,得到表征所述待测神经的神经各向异性参数。
- [0043] 本发明实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,通过将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置,在上述两种情况下,对神经发射激励,再利用超声探头对神经纤维和神经纤维横截面进行成像,通过信号处理的方法得到质点速度场,提取质点速度场中的质点速度进一步得到两个截面内的神经波动传播,对波动传播进行分析,得到表征待测神经各向异性的结果。该装置能够对人体较粗神经的各向异性弹性性质进行在体、无损无创的在体表表征,获得的几项指标能够对神经各向异性进行客观的定量评价,测得参数(神经纵切面和横切面的波速比/模量比)可以定量地描述神经各向异性,有望对神经相关疾病(如腕管综合征等)进行早期诊断。
- [0044] 另外,根据本发明上述实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置还可以具有以下附加的技术特征:
- [0045] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述表征模块,具体用于,
- [0046] 计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;
- [0047] 将 $A_1 = V_{//}/V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。
- [0048] 进一步地,在本发明的一个实施例中,所述表征模块,具体用于,

[0049] 计算所述纤维速度时空图和所述包膜速度时空图的斜率,得到平行所述待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直所述待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0050] 根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是所述待测神经的密度;

[0051] 将 $A_2 = \mu_L / \mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征所述待测神经各向异性的参数。

[0052] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0053] 本发明上述的和/或附加的方面和优点从下面结合附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中:

[0054] 图1为神经结构与各向异性性质的示意图;

[0055] 图2为根据本发明一个实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法流程图;

[0056] 图3为根据本发明一个实施例的应用超声探头对正中神经的波动传播进行表征示意图;

[0057] 图4为根据本发明一个实施例的正中神经的典型B-Mode图与相应速度时空图;

[0058] 图5为根据本发明一个实施例的两相固体材料之间的界面波示意图;

[0059] 图6为根据本发明一个实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置结构示意图。

具体实施方式

[0060] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0061] 下面参照附图描述根据本发明实施例提出的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置。

[0062] 首先将参照附图描述根据本发明实施例提出的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法。

[0063] 图2为根据本发明一个实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法流程图。

[0064] 如图2所示,该测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法包括以下步骤:

[0065] 步骤S1中,将超声探头置于待测部位,调整超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与待测神经平行。

[0066] 在本发明的实施例中,主要包括数据采集与信号处理两部分,先进行数据采集,对采集的数据进行信号处理得到神经的各向异性性质。

[0067] 本发明的实施例以正中神经为例进行各向异性描述,首先,受试者以特定体位、固定特定姿势放置待测部位。例如,受试者取标准坐姿,将小臂平放在桌面上,大臂与小臂的夹角为120度,保持手掌放松,不主动用力。

[0068] 典型效果图如图3所示。该姿势仅为一个具体实施案例,并非唯一姿势。其中,图3(a)为超声探头成像面平行于正中神经;图3(b)超声探头成像面垂直于正中神经。如图3(a)所示,将超声探头置于手臂上,调整探头使得正中神经在超声探头的成像平面内。对应典型的B超图像如图4(a)所示,图4(a)为正中神经沿纤维方向的截面B超图。

[0069] 步骤S2中,对待测神经施加力学激励,使得待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播。

[0070] 其中,力学激励包括但不限于电场力、磁场力、声辐射力、机械振动。

[0071] 采取某种激励(如声辐射力、机械激励等),对正中神经本身或正中神经所在位置的周围组织进行力学激励,使得正中神经与周围组织的界面产生振动。振动沿界面进行传播。在激励开始的同时,激励系统向采集系统发出同步信号。

[0072] 需要说明的是,两相介质受到力学激励(如电场力等)的作用,在界面上会存在沿着界面传播的波动。该界面波动传播的性质(如相速度、频散性质等)由各相材料的物理性质及几何形状决定。图5(a)与(b)描述了界面为平面和曲面情况下的界面波传播。其中,图5(a)两相材料之间具有平面界面,图5(b)两相材料之间具有曲线界面。

[0073] 对于人体中比较粗的神经(如正中神经等),若将周围组织视为均匀体,神经用图1(b)各向异性模型描述,则从沿着神经轴向和垂直神经轴向两个方向来看,神经与周围组织构成的系统分别符合图5(a)与图5(b)的描述。因此,采用合适的方法在组织中激发和探测界面波,采用界面波理论对界面波信号进行分析,可以定量地对神经的各向异性进行描述。

[0074] 步骤S3中,在施加力学激励的同时,通过超声探头向待测部位的组织内部激发纵波,纵波到达组织后产生反射回波。

[0075] 超声探头接收到激励系统发出的同步信号后,向组织内部激发纵波。纵波到达组织后,产生反射回波,被超声探头接收。为方便界面波信号采集,超声探头的脉冲重复频率(Pulse Repetition Rate)应达到1000帧以上,采样总帧数不少于10帧。

[0076] 步骤S4中,对反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移。

[0077] 应用特定图像处理方法,对采集到的反射回波信号进行处理,获取超声视野下全场质点的质点运动速度/位移。

[0078] 步骤S5中,在全场质点的质点运动速度和位移中提取待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图。

[0079] 参照图4(a)所示的B超图,提取正中神经纤维束或其外膜上的质点的质点运动速度,得到纤维束或其外膜上各点的速度时空图。将该速度时空图称为纤维速度时空图。典型的纤维速度时空图如图4(c)所示,图4(c)为正中神经沿纤维方向的速度时空图,斜线代表波动沿纤维传播的速度。

[0080] 步骤S6中,将超声探头调整为与待测神经垂直,执行S2-S4,在全场质点的质点运动速度/位移中提取待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图。

[0081] 受试者保持相同姿势,将超声探头旋转90度,使探头平面垂直于正中神经放置,对应典型的B超图像如图4(b)所示,图4(b)为正中神经垂直纤维方向截面的B超图。

[0082] 执行步骤S2-S4相同的过程,得到超声探头平面垂直于正中神经时超声视野下全场质点的质点运动速度/位移,参照图4(b)所示的B超图,通过对全场质点的质点运动速度/

位移进行插值,提取正中神经神经外膜上的质点的质点运动速度,得到神经外膜上各点的速度时空图。将该速度时空图称为包膜速度时空图。典型的包膜速度时空图如图4(d)所示,图4(d)为正中神经横截面内,波动沿神经一周围组织界面的传播速度,其中,在图4(c)和图4(d)中方框线代表速度场进行空间插值和空间采样的路径。

[0083] 对全场质点的质点运动速度/位移进行空间采样和空间插值,在沿纤维方向的截面内得到神经纤维或神经包膜波动的速度时空场,在垂直纤维方向的截面内得到神经包膜波动的速度时空场。

[0084] 可以理解的是,当探头沿着神经纤维方向放置时,激励的作用点位于神经纤维或神经的包膜上,或激励的作用线穿过神经纤维;当探头垂直神经纤维方向放置时,作用点(或作用线)可以位于待测神经内部、待测神经的包膜上或待测神经外,激励的作用点(或作用线)与神经横截面的包膜的最短距离不超过2cm。

[0085] 步骤S7中,对纤维速度时空图和包膜速度时空图进行处理,得到表征待测神经的神经各向异性参数。

[0086] 在本发明的实施例中包括多种方式对纤维速度时空图和包膜速度时空图进行处理,具体为:

[0087] (1) 计算纤维速度时空图和包膜速度时空图的斜率,得到平行待测神经纤维方向上(沿纤维方向上)波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0088] 将 $A_1 = V_{//}/V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0089] (2) 计算纤维速度时空图和包膜速度时空图的斜率,得到平行待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0090] 根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是待测神经的密度,可通过离体实验来确定;

[0091] 将 $A_2 = \mu_L/\mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0092] (3) 对纤维速度时空图和包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线,其中,变换包括但不限于二维傅里叶变换(2D—FFT)、小波变换;

[0093] 对于给定的波动频率 f ,在频散曲线上获得平行纤维方向上和垂直纤维方向上的波动在频率 f 下的相速度 $V_{//}(f)$ 与 $V_{\perp}(f)$;

[0094] 将 $A_3(f) = V_{//}(f)/V_{\perp}(f)$ 或以 $A_3(f)$ 为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0095] (4) 对纤维速度时空图和包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线,其中,变换包括但不限于二维傅里叶变换(2D—FFT)、小波变换;

[0096] 通过解析解和数值解对频散曲线进行拟合,得到 μ_T 和 μ_L ;

[0097] 其中,解析解是通过图5(a)或(b)基于力学理论分析得到的;数值解是通过图5(a)或(b)进行有限元建模分析得到的。解析解和数值解模型主要所需参数有:神经周围组织的杨氏模量、泊松比、密度;神经直径、各向异性弹性参数 μ_T 和 C ;在这些参数中,周围组织杨氏模量需要利用已有技术测得;其余各项参数除 μ_T 和 C 以外均可查阅已有数据或从超声图像中读出;通过改变 μ_T 和 C 来寻求理论/解析解的频散曲线与实际测得的频散曲线的最佳逼近;

[0098] 将 $A_4 = \mu_T/C$ 或以 A_4 的函数作为表征待测神经各向异性的参数, C 为各向异性弹性参

数。

[0099] 根据本发明实施例提出的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法,受试者采取某种固定体位并保持稳定,将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置,在上述两种情况下,分别以某种方式对神经发射激励,超声探头以一定的脉冲重复频率对神经纤维/神经横截面进行成像,并通过信号处理方法得到质点速度场,再进一步得到两个截面内的神经波动传播,对波动传播信号进行分析,得到表征待测神经各向异性的结果。该方法能够对人体较粗神经的各向异性弹性性质进行在体、无损无创的在体表表征,获得的几项指标能够对神经各向异性进行客观的定量评价,测得参数(神经纵切面和横切面的波速比/模量比)可以定量地描述神经各向异性,有望对神经相关疾病(如腕管综合征等)进行早期诊断。

[0100] 其次参照附图描述根据本发明实施例提出的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置。

[0101] 图6为根据本发明一个实施例的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置结构示意图。

[0102] 如图6所示,该测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置包括:调整模块100、激励模块200、激发模块300、处理模块400、第一生成模块500、第二生成模块600和表征模块700。

[0103] 调整模块,用于将超声探头置于待测部位,调整超声探头使得待测神经在超声探头的成像平面内,并与待测神经平行;

[0104] 激励模块,用于对待测神经施加力学激励,使得待测神经与周围组织的界面产生振动,振动沿界面进行传播;

[0105] 激发模块,用于在施加力学激励的同时,通过超声探头向待测部位的组织内部激发纵波,纵波到达组织后产生反射回波;

[0106] 处理模块,用于对反射回波进行信号处理得到超声视野下全场质点的质点运动速度和位移;

[0107] 第一生成模块,用于在全场质点的质点运动速度和位移中提取待测神经纤维束上质点的质点运动速度,生成纤维速度时空图;

[0108] 第二生成模块,用于将超声探头调整为与待测神经垂直,执行S2-S4,在全场质点的质点运动速度/位移中提取待测神经的神经外膜上质点的质点运动速度,生成包膜速度时空图;

[0109] 表征模块,用于对纤维速度时空图和包膜速度时空图进行处理,得到表征待测神经的神经各向异性参数。

[0110] 该装置能够对人体较粗神经的各向异性弹性性质进行在体、无损无创的在体表表征,获得的几项指标能够对神经各向异性进行客观的定量评价。

[0111] 进一步地,在本发明的一个实施例中,表征模块,具体用于,

[0112] 计算纤维速度时空图和包膜速度时空图的斜率,得到平行待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0113] 将 $A_1 = V_{//}/V_{\perp}$ 或以 A_1 作为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0114] 进一步地,在本发明的一个实施例中,表征模块,具体用于,计算纤维速度时空图

和包膜速度时空图的斜率,得到平行待测神经纤维方向上波动的群速度 $V_{//}$ 和垂直待测神经纤维方向上波动的群速度 V_{\perp} ;

[0115] 根据公式 $\mu_L = \rho V_{//}^2$ 和 $\mu_T = \rho V_{\perp}^2$ 获取平行神经纤维面内的剪切模量和垂直神经纤维面内的剪切模量,其中, ρ 是待测神经的密度;

[0116] 将 $A_2 = \mu_L / \mu_T$ 或以 A_2 作为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0117] 进一步地,在本发明的一个实施例中,表征模块,具体用于,对纤维速度时空图和包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

[0118] 对于给定的波动频率 f ,在频散曲线上获得平行纤维方向上和垂直纤维方向上的波动在频率 f 下的相速度 $V_{//}(f)$ 与 $V_{\perp}(f)$;

[0119] 将 $A_3(f) = V_{//}(f) / V_{\perp}(f)$ 或以 $A_3(f)$ 为自变量的函数作为表征待测神经各向异性的参数。

[0120] 进一步地,在本发明的一个实施例中,表征模块,具体用于,对纤维速度时空图和包膜速度时空图分别进行变换求取波动信号的频散曲线;

[0121] 通过解析解和数值解对频散曲线进行拟合,得到 μ_T 和 μ_L ;

[0122] 将 $A_4 = \mu_T / C$ 或以 A_4 的函数作为表征待测神经各向异性的参数, C 为各向异性弹性参数。

[0123] 需要说明的是,前述对测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法实施例的解释说明也适用于该实施例的装置,此处不再赘述。

[0124] 根据本发明实施例提出的测量神经各向异性弹性性质的弹性成像装置,通过将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置,在上述两种情况下,对神经发射激励,再利用超声探头对神经纤维和神经纤维横截面进行成像,通过信号处理的方法得到质点速度场,提取质点速度场中的质点速度进一步得到两个截面内的神经波动传播,对波动传播进行分析,得到表征待测神经各向异性的结果。该装置能够对人体较粗神经的各向异性弹性性质进行在体、无损无创的在体表表征,获得的几项指标能够对神经各向异性进行客观的定量评价,测得参数(神经纵切面和横切面的波速比/模量比)可以定量地描述神经各向异性,有望对神经相关疾病(如腕管综合征等)进行早期诊断。

[0125] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中,“多个”的含义是至少两个,例如两个,三个等,除非另有明确具体的限定。

[0126] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0127] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例,可以理解的是,上述实施例是示例性的,不能理解为对本发明的限制,本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述

实施例进行变化、修改、替换和变型。

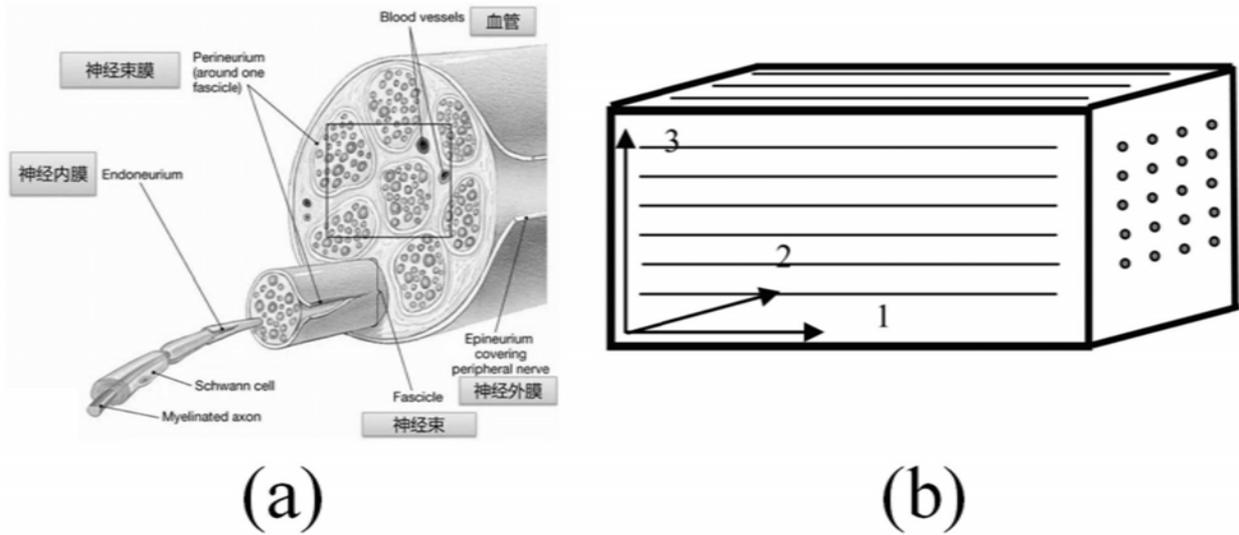


图1

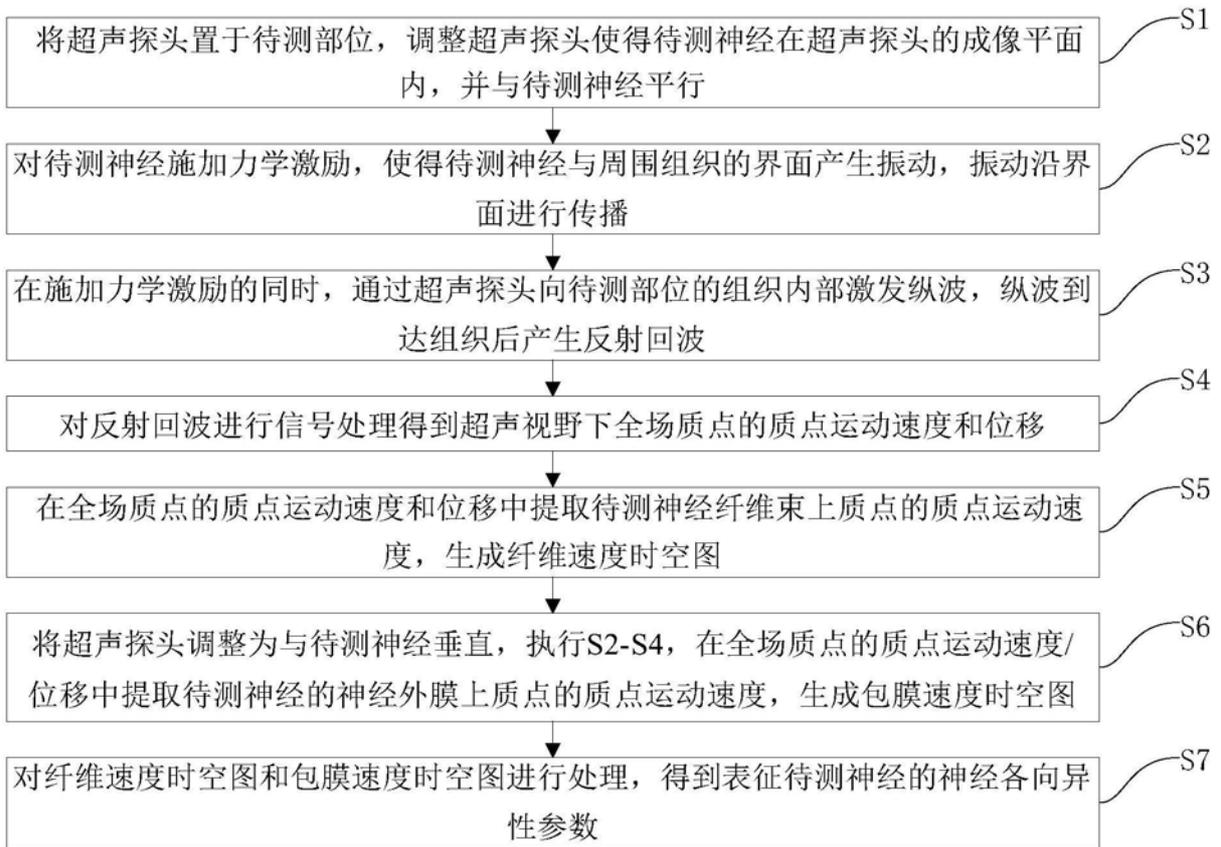


图2

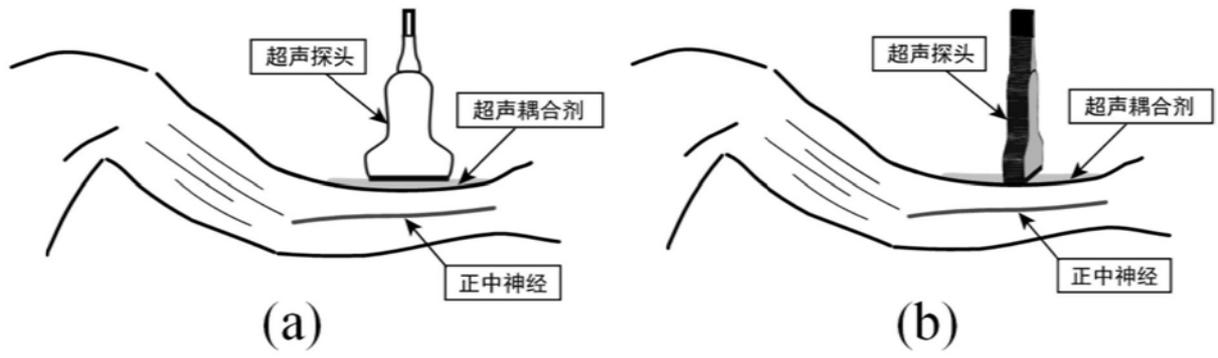


图3

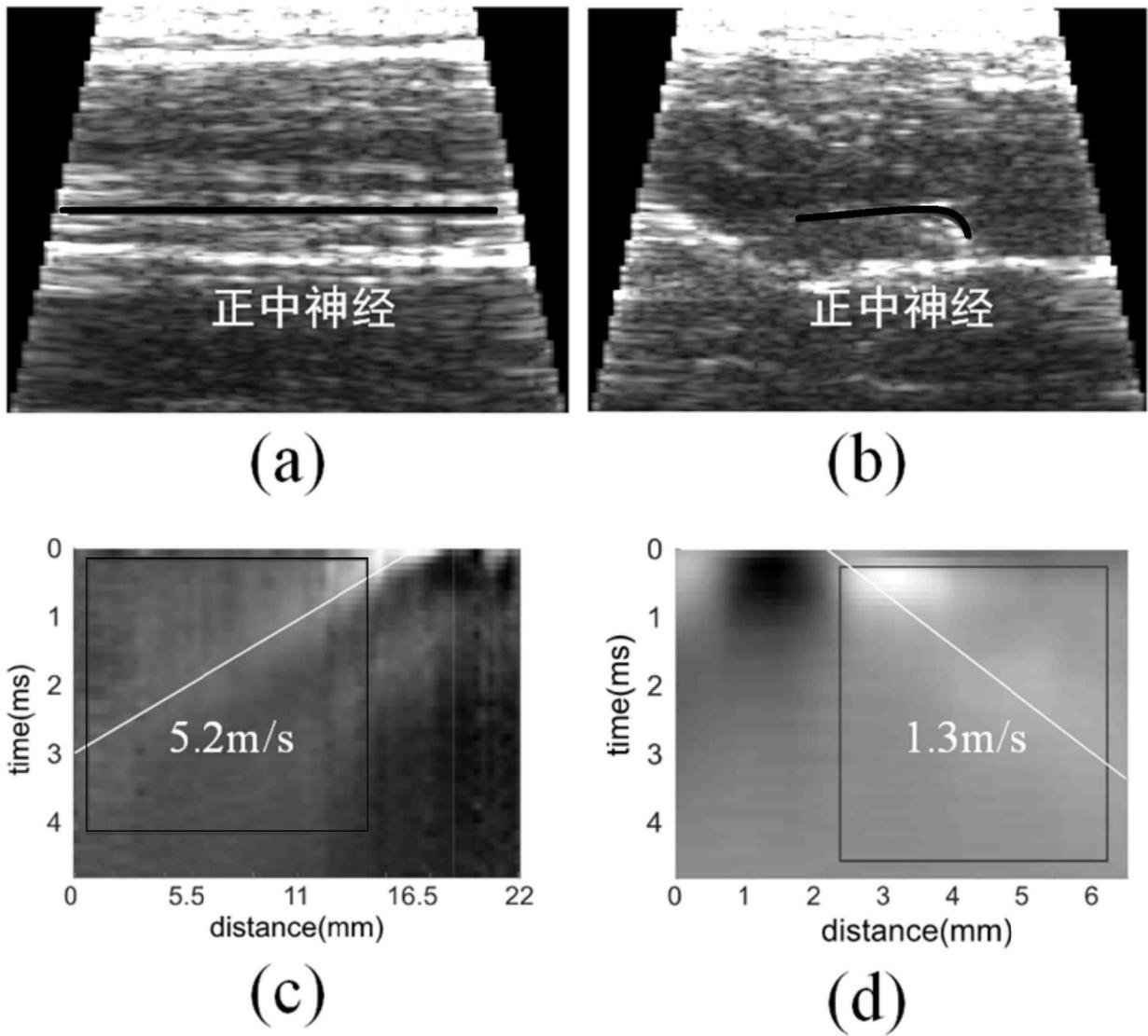


图4

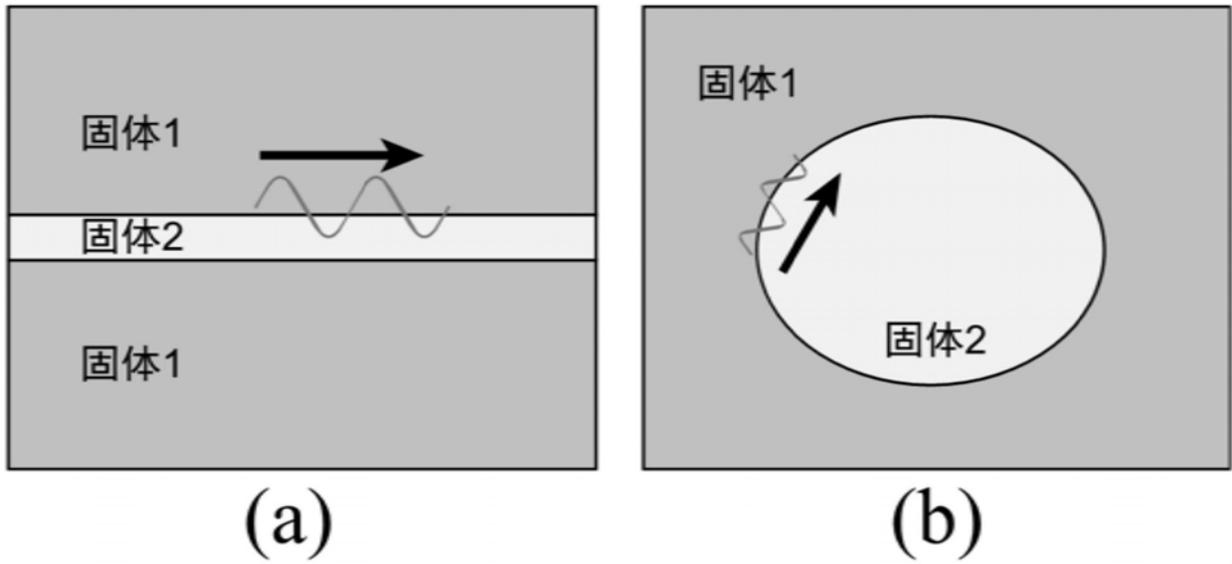


图5

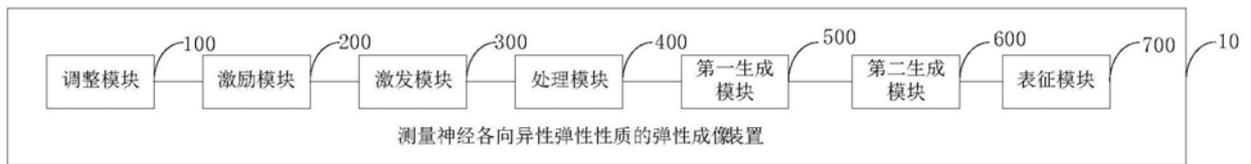


图6

专利名称(译)	测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置		
公开(公告)号	CN111067567A	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	CN201911294969.3	申请日	2019-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	曹艳平 郑阳 江宇轩 钱嘉林 武会娟 李宝明		
发明人	曹艳平 郑阳 江宇轩 钱嘉林 武会娟 李宝明		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485		
代理人(译)	蔡丽		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种测量神经各向异性弹性性质的弹性成像方法及装置，该方法包括：受试者采取某种固定体位并保持稳定；将超声探头分别沿神经纤维方向和垂直神经纤维方向放置；在上述两种情况下，分别以某种方式对神经发射激励；超声探头以一定的脉冲重复频率对神经纤维/神经横截面进行成像，并通过信号处理方法得到质点速度场；再进一步得到两个截面内的神经波动传播，对波动传播信号进行分析，得到表征待测神经各向异性的结果。该方法可对直径较大的浅表周围神经的各向异性弹性性质进行无损、无创、快速的表征，测得的参数可以定量地描述神经各向异性，对神经相关疾病进行早期诊断。

