



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107961038 A

(43)申请公布日 2018.04.27

(21)申请号 201711322506.4

(22)申请日 2017.12.12

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市西丽深圳大学
城学苑大道1068号

(72)发明人 肖扬 郑海荣 王丛知 牛丽丽
邓志婷

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 唐维虎

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

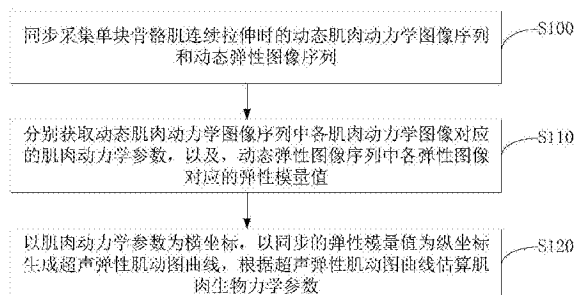
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置

(57)摘要

本申请实施例提供了一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置,其中,该方法包括:同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列;分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值;以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。本申请实施例能够获得动态变化的生物力学参数,且获得的肌肉生物力学参数精确度较高。



1. 一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的方法,其特征在于,包括:
同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列;
分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值;
以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述肌肉动力学图像包括位移图像,所述肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,在所述同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,所述方法还包括:
确定初始状态下所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点;
计算所述特征点至所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的对端的距离,得到所述骨骼肌的初始长度。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,确定所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点包括:
控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述单块骨骼肌沿肌束方向的纵切面,将检测到的所述单块骨骼肌与肌腱的结合点作为所述特征点。
4. 根据权利要求2或3所述的方法,其特征在于,所述获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数包括:
获取所述特征点在所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值;
将所述初始长度和所述位移变化的有效值之和记为所述位移图像对应的肌肉拉伸长度。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述获取所述特征点在所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值包括:
控制肌电仪监控所述单块骨骼肌及周围肌群的肌电信号;
当所述肌电信号的幅值小于设定值时,将所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化作为所述有效值。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,所述方法还包括:
确定所述单块骨骼肌的肌腹位置,以在所述肌腹位置处采集所述动态弹性图像序列。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述确定所述单块骨骼肌的肌腹位置,包括:
控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述骨骼肌中垂直于肌束方向的横切面,将横切面最大的位置作为所述单块骨骼肌的肌腹位置。
8. 根据权利要求6或7所述的方法,其特征在于,所述获取动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值,包括:
在所述单块骨骼肌的肌腹位置沿肌束方向输出所述骨骼肌在连续拉伸时的所述动态弹性图像序列;
控制所述超声诊断仪通过分析模式对所述动态弹性图像序列中的每一幅弹性图像中

的设定区域进行定量分析后,得到各弹性图像对应的弹性模量值。

9. 根据权利要求1至3、6或7任一项所述的方法,其特征在于,在所述以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线之后,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数之前,所述方法还包括:

确定所述超声弹性肌动图曲线与设定的力学模型曲线是否吻合,若吻合,执行所述根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数的步骤。

10. 根据权利要求9所述的方法,其特征在于,所述肌肉动力学图像包括位移图像,所述肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,所述根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数包括:

获取所述超声弹性肌动图曲线对应的模型公式,以及所述模型公式中的各个参数;

根据所述参数确定所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度、与所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度对应的弹性模量值以及所述单块骨骼肌的延展度,所述延展度为所述单块骨骼肌的最大拉伸长度与所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度之差;

在所述骨骼肌长度大于所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度时,对所述模型公式按照高斯牛顿迭代法,确定所述单块骨骼肌的硬度指标。

11. 一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的装置,其特征在于,包括:

采集模块,用于同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列;

获取模块,用于分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值;

确定模块,用于以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。

一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及测试技术领域,具体而言,涉及一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置。

背景技术

[0002] 肌肉是构成人体的重要组织,占体重的40%~45%,分为骨骼肌、平滑肌和心肌三种类型,分布在各器官和骨骼的周围,具有不同的构造、力学性质和功能。骨肌系统依靠肌肉的约束力保持稳定,依靠肌肉的驱动力形成行为运动,在人体运动中扮演者至关重要的作用。

[0003] 目前,对于肌肉生物力学参数的测试主要是基于超声剪切波弹性成像技术来完成的,超声剪切波弹性成像技术实现了对肌肉组织弹性真正的定量测量,其基本原理是:由超声换能器产生的辐射力在聚焦位置附近产生剪切波,然后测量剪切波在组织中的传播速度,计算出组织的弹性模量。

[0004] 但是,现有技术中,主要是基于超声剪切波弹性成像技术按照以下方式测量肌肉生物力学参数的:(1)测量松弛状态下骨骼肌的弹性模量值,通过单一的弹性模量值差异评估,肌肉是人体完成各种动作的动力来源,运动过程中肌肉力会引起弹性模量变化,肌肉松弛状态下的弹性模量值智能反映肌力为零时的硬度,无法充分表征其生物力学特性。(2)分别测量松弛状态和紧张状态(主动收缩)下骨骼肌的弹性模量值,用以评估肌肉的功能、张力情况,但是主动收缩产生肌力难以做出定量的评估。(3)测量不同关节角度下骨骼肌的弹性模量值,研究拉伸状态下肌肉租住的生物力学特性,但是不同的关节角度仍然是定性的指标参数,因人而异,不能对肌力做出定量的评估。

[0005] 综上,现有的基于超声剪切波弹性成像技术测试肌肉生物力学参数的方法无法获取动态信息,且无法定量获取,所以获得的肌肉生物力学参数精确度不高。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本申请的目的在于提供一种肌肉生物力学参数的测试方法及装置,获取动态变化的生物力学参数及提高获取肌肉生物力学参数的精确度。

[0007] 第一方面,本申请实施提供了一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法,包括:

[0008] 同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列;

[0009] 分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值;

[0010] 以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。

[0011] 结合第一方面,本申请实施例提供了第一方面的第一种可能的实施方式,所述肌

肉动力学图像包括位移图像,所述肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,在所述同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,所述方法还包括:

[0012] 确定初始状态下所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点;

[0013] 计算所述特征点至所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的对端的距离,得到所述骨骼肌的初始长度。

[0014] 结合第一方面的第一种可能的实施方式,本申请实施提供了第一方面的第二种可能的实施方式,确定所述单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点包括:

[0015] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述单块骨骼肌沿肌束方向的纵切面,将检测到的所述单块骨骼肌与肌腱的结合点作为所述特征点。

[0016] 结合第一方面的第一种可能的实施方式或第一方面的第二种可能的实施方式,本申请实施提供了第一方面的第三种可能的实施方式,所述获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数包括:

[0017] 获取所述特征点在所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值;

[0018] 将所述初始长度和所述位移变化的有效值之和记为所述位移图像对应的肌肉拉伸长度。

[0019] 结合第一方面的第三种可能的实施方式,本申请实施提供了第一方面的第四种可能的实施方式,所述获取所述特征点在所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值包括:

[0020] 控制肌电仪监控所述单块骨骼肌及周围肌群的肌电信号;

[0021] 当所述肌电信号的幅值小于设定值时,将所述位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化作为所述有效值。

[0022] 结合第一方面,本申请实施提供了第一方面的第五种可能的实施方式,在所述同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,所述方法还包括:

[0023] 确定所述单块骨骼肌的肌腹位置,以在所述肌腹位置处采集所述动态弹性图像序列。

[0024] 结合第一方面的第五种可能的实施方式,本申请实施提供了第一方面的第六种可能的实施方式,所述确定所述单块骨骼肌的肌腹位置,包括:

[0025] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述骨骼肌中垂直于肌束方向的横切面,将横切面最大的位置作为所述单块骨骼肌的肌腹位置。

[0026] 结合第一方面的第五种可能的实施方式或第一方面的第六种可能的实施方式,本申请实施提供了第一方面的第七种可能的实施方式,所述获取动态弹性图像序列中各动态弹性图像对应的弹性模量值,包括:

[0027] 在所述单块骨骼肌的肌腹位置沿肌束方向输出所述骨骼肌在连续拉伸时的所述动态弹性图像序列;

[0028] 控制所述超声诊断仪通过分析模式对所述动态弹性图像序列中的每一幅弹性图像中的设定区域进行定量分析后,得到各弹性图像对应的弹性模量值。

[0029] 结合第一方面至第一方面的第二种可能的实施方式、第一方面的第五种可能的实施方式或第一方面的第六种可能的实施方式中的任一项,本申请实施例提供了第一方面的第八种可能的实施方式,在所述以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线之后,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数之前,所述方法还包括:

[0030] 确定所述超声弹性肌动图曲线与设定的力学模型曲线是否吻合,若吻合,执行所述根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数的步骤。

[0031] 结合第一方面的八种可能的实施方式,本申请实施例提供了第一方面的第九种可能的实施方式,所述肌肉动力学图像包括位移图像,所述肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,所述根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数包括:

[0032] 获取所述超声弹性肌动图曲线对应的模型公式,以及所述模型公式中的各个参数;

[0033] 根据所述参数确定所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度、与所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度对应的弹性模量值以及所述单块骨骼肌的延展度,所述延展度为所述单块骨骼肌的最大拉伸长度与所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度之差;

[0034] 在所述骨骼肌长度大于所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度时,对所述模型公式按照高斯牛顿迭代法,确定所述单块骨骼肌的硬度指标。

[0035] 第二方面,本申请实施例提供了一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的装置,包括:

[0036] 采集模块,用于同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列;

[0037] 获取模块,用于分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值;

[0038] 确定模块,用于以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。

[0039] 与现有技术相比,本申请实施例是通过同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列,分别获取肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,动态弹性图像序列中各动态弹性图像对应的弹性模量值;以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数,可见,本申请获得的肌肉动力学参数和弹性模量值是在单块骨骼肌连续拉伸时测得的变化参数,且最终生超声弹性肌动图曲线,可以由该曲线估算单块骨骼肌在连续拉伸过程中的生物力学参数,这样得到的生物力学参数是动态的且是定量的。

[0040] 为使本申请的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,作详细说明如下。

附图说明

[0041] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本申请的某些实施例,因此不应被看作是对

范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0042] 图1示出了本申请实施例所提供的一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的方法流程图;

[0043] 图2示出了本申请实施例所提供的一种获取骨骼肌初始长度的方法流程图;

[0044] 图3示出了本申请实施例所提供的一种位移图像序列图;

[0045] 图4示出了本申请实施例所提供的一种弹性模量序列图;

[0046] 图5示出了本申请实施例所提供的一种获取骨骼肌肌肉拉伸长度方法流程图;

[0047] 图6示出了本申请实施例所提供的得到各动态弹性图像对应的弹性模量值流程图;

[0048] 图7示出了本申请实施例所提供的估算肌肉生物力学参数的方法流程图;

[0049] 图8示出了本申请实施例所提供的弹性肌动图曲线示意图;

[0050] 图9示出了本申请实施例所提供一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的装置结构示意图。

具体实施方式

[0051] 为使本申请实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本申请实施例中附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本申请实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本申请的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本申请的范围,而是仅仅表示本申请的选定实施例。基于本申请的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范围。

[0052] 实施例1

[0053] 本申请实施例1提供了一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的方法,其方法流程图如图1所述,具体步骤如下:

[0054] S100,同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列。

[0055] 这里的同步采集,是指每一幅肌肉动力学图像对对应一幅弹性图像,即使得之后获取的弹性模量值随着肌肉动力学参数的变化而变化。

[0056] S110,分别获取动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值。

[0057] S120,以肌肉动力学参数为横坐标,以同步的弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。

[0058] 其中,肌肉动力学参数可以包括肌肉拉伸长度、肌力、应变和关节角度等,相应的肌肉动力学图像序列可以包括位移图像序列、肌力图像序列、应变图像序列和关节角度图像序列,本申请实施例中以位移图像序列为例进行详细说明。

[0059] 一种较佳的实施方式,在本申请实施例1提出的技术方案中,肌肉动力学图像包括位移图像,肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,在S100步骤中,即在同步采集单块骨骼肌连

续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,该方法还包括如下步骤,流程图如图2所示:

[0060] S200,确定初始状态下单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点。

[0061] 要求被测者在测试前2小时内禁止进行剧烈活动,确保能够采集到被测者在初始状态下的单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点。

[0062] 可选地,确定单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点包括:

[0063] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描单块骨骼肌沿肌束方向的纵切面,将检测到的单块骨骼肌与肌腱的结合点作为特征点。

[0064] S210,计算特征点至单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的对端的距离,得到骨骼肌的初始长度。

[0065] 这里的初始长度即单块骨骼肌在拉伸前的长度,即特征点位于该单块骨骼肌两端的一个端点,初始长度为该单块骨骼肌的一个端点到对端的长度。

[0066] 如图3所示,即为实验获取的位移图像序列,以及,图4为实验同步获取的弹性图像序列。

[0067] 一种较佳的实施方式,在本申请实施例1提出的技术方案中,在步骤S110中,即获取动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数包括以下步骤,流程图如图5所示:

[0068] S300,获取特征点在位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值。

[0069] 其中,获取特征点在位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值包括:

[0070] 控制肌电仪监控单块骨骼肌及周围肌群的肌电信号。

[0071] 当肌电信号的幅值小于设定值时,将位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化作为有效值。

[0072] 为了避免被测者肌肉无意识主动收缩产生伪像,测试时采集被测单块骨骼肌及周围肌群的肌电信号进行监控,当肌电信号幅度小于最大收缩时幅度的1%时,认为采集的位移变化作为有效值进行记录。

[0073] S310,将初始长度和位移变化的有效值之和记为位移图像对应的肌肉拉伸长度。

[0074] 若初始长度记为 l_{init} ,位移变化的有效值记为 Δl ,则肌肉拉伸长度 l 按照以下公式(1)计算:

[0075] $l = l_{init} + \Delta l$ (1)

[0076] 一种较佳的实施方式,在本申请实施例1提出的技术方案中,在步骤S100中,即在同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,该方法还包括:

[0077] 确定单块骨骼肌的肌腹位置,以在肌腹位置处采集所述动态弹性图像序列。

[0078] 按照以下方式确定所述单块骨骼肌的肌腹位置:

[0079] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述骨骼肌中垂直于肌束方向的横切面,将横切面最大的位置作为所述单块骨骼肌的肌腹位置。

[0080] 本申请实施例中控制超声诊断仪的成像模式扫描垂直与待测骨骼肌肌束的横截

面,在最大横截面对应的位置旋转超声诊断仪的探头,沿肌束方向纵切面检查骨骼肌长轴,启动弹性成像模式来获取动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值。

[0081] 其中,获取弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值,包括以下步骤,如图6所示为其流程示意图:

[0082] S400,在单块骨骼肌的肌腹位置沿肌束方向输出骨骼肌在连续拉伸时的动态弹性图像序列。

[0083] S410,控制超声诊断仪通过分析模式对动态弹性图像序列中的每一幅弹性图像中的设定区域进行定量分析后,得到各动态弹性图像对应的弹性模量值。

[0084] 控制超声诊断仪在找到骨骼肌的肌腹位置后,启动弹性成像模式,固定探头位置,按照设定频率输出被测骨骼肌在被连续拉伸时的动态弹性图像序列,如图4所示,在确立每一幅弹性图像的感兴趣区即测试区,比如 $10\text{mm} \times 10\text{mm}$ 的区域后,启动超声诊断仪的分析模式对该区域进行定量分析后,输出与各弹性图像对应的弹性模量值。

[0085] 较佳地,在测量待测单块骨骼肌的肌肉拉伸长度以及对该肌肉拉伸长度对应的弹性模量值时,为了降低测量误差,可以采取测量被测者多次,取多次的平均值作为最终的测量结果,比如测量3次。

[0086] 一种较佳的实施方式,在本申请实施例1提出的技术方案中,在步骤S120中,即在以肌肉动力学参数为横坐标,以同步的弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线之后,根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数之前,该方法还包括:

[0087] 确定超声弹性肌动图曲线与设定的力学模型曲线是否吻合,若吻合,执行根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数的步骤。

[0088] 在以肌肉拉伸长度为横坐标,以弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线后,根据该曲线的形状,判断是否与设定的力学模型曲线吻合,在吻合时,执行后续的根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数的步骤。

[0089] 一种较佳的实施方式,在本申请实施例1提出的技术方案中,肌肉动力学图像包括位移图像,肌肉动力学图像包括位移图像,在步骤S120中,根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数包括以下步骤,流程图如图7所示:

[0090] S500,获取超声弹性肌动图曲线对应的模型公式,以及模型公式中的各个参数。

[0091] S510,根据参数确定单块骨骼肌在松弛状态下的长度、与单块骨骼肌在松弛状态下的长度对应的弹性模量值以及单块骨骼肌的延展度,延展度为单块骨骼肌的最大拉伸长度与所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度之差。

[0092] S520,在骨骼肌长度大于单块骨骼肌在松弛状态下的长度时,对模型公式按照高斯牛顿迭代法,确定单块骨骼肌的硬度指标。

[0093] 单块骨骼肌的松弛状态是指该单块骨骼肌从初始状态开始被拉伸过程中,肌力为零的一个状态,在该松弛状态下,该单块骨骼肌的弹性模量几乎不变。

[0094] 在以肌肉拉伸长度为横坐标,以弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线如图8所示,得到的该超声弹性肌动图曲线对应的模型公式如下式(2)所示:

[0095]

$$E = E_0; l \leq l_0;$$

$$E = k(e^{\alpha(l-l_0)} - 1) + E_0; l > l_0 \quad (2)$$

[0096] 上式中, E_0 为肌肉组织松弛弹性模量值; l_0 为肌肉松弛长度; α 为硬度指标; k 为比例系数; 弹性肌动图曲线中纵坐标对应的弹性模量值在肌肉处于松弛状态时一直是平坦不变的, 其显著增大的变化结点, 即开始产生肌力对应的横坐标长度作为 l_0 的估计值, 如图8所示; 弹性肌动图中横坐标小于 l_0 的区间对应的所有测量弹性模量的均值 E_{mean} 作为 E_0 的估计值, 如图8所示; 延展度 l_e 定义为测量的最大拉伸长度 $l_{\text{max}} - l_0$; α 需要从横坐标大于等于 l_0 序列区间 ($l \geq l_0$) 中估计出来, 具体步骤如下:

$$[0097] \quad \text{令 } y = f(x, a) = [k(e^{\alpha(x-l_0)} - 1) + E_0]; \quad (3)$$

[0098] 其中需要估计的未知参数为 $a = [\alpha, k]$, 使用最小二乘判别原则, 采用基于泰勒级数的迭代法, 记初始的试验系数为 a^0 , 即:

$$[0099] \quad y = f(x, a^0); \quad (4)$$

[0100] 初始参数通常不满足误差的平方和最小, 通过调整系数 a^0 使误差的平方和最小, 记改进的系数为 a^1 , 则有:

$$[0101] \quad a^1 = a^0 + \Delta a; \quad (5)$$

[0102] 将公式 (5) 代入公式 (4) 得到:

$$[0103] \quad y = f(x, a^1) = f(x, a^0 + \Delta a); \quad (6)$$

[0104] 将函数按泰勒级数展开, 保留一阶导数项, 得到:

$$[0105] \quad y \approx f(x, a^0) + \sum_{k=0}^1 \Delta a_k [\partial f / \partial a_k]^0; \quad (7)$$

[0106] 令 $f_i^0 = f(x_i, a^0)$, 与 y_i 之间的误差为:

[0107]

$$\varepsilon_i = y_i - f_i^0 - \sum_{k=0}^1 \Delta a_k [\partial f / \partial a_k]^0; i = 1, 2, \dots, n \quad (8)$$

[0108] 误差的平方和为:

[0109]

$$S = \sum_{i=0}^n \left\{ y_i - f_i^0 - \sum_{k=0}^1 \Delta a_k \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_k} \right]^0 \right\}^2; \quad (9)$$

[0110] 需要求误差平方和的极小值, 则:

[0111]

$$\frac{\partial S}{\partial (\Delta a_p)} = -2 \sum_{i=0}^n \left\{ y_i - f_i^0 - \sum_{k=0}^1 \Delta a_k \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_k} \right]^0 \right\} \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_p} \right]^0 = 0; p=0, 1 \quad (10)$$

[0112] 即:

[0113]

$$\sum_{i=0}^n (y_i - f_i^0) \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_p} \right]^0 = \sum_{k=0}^1 \Delta a_k \left\{ \sum_{i=0}^n \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_k} \right]^0 \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_p} \right]^0 \right\}; p=0, 1 \quad (11)$$

[0114] 可用矩阵记号表示为: $K(\Delta a) = b$ (12)[0115] 其中 Δa 的元素为 Δa_p ($p=0, 1$), 且:

[0116]

$$K_{pk} = \sum_{i=0}^n \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_k} \right]^0 \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_p} \right]^0 \quad (13)$$

[0117]

$$b_p = \sum_{i=0}^n (y_i - f_i^0) \left[\frac{\partial f_i}{\partial a_p} \right]^0; p, k = 0, 1; \quad (14)$$

[0118] 上述方程组采用高斯消元法求解 Δa , 继而算出 a^1 的值, 最后, 将算得的 a^1 作为初值, 重复上述步骤, 反复迭代和修正 Δa 的值, 直至 Δa 的范数小于一个指定的阈值。

[0119] 由图8所示, 该图为正常人腓肠肌的弹性肌动图, 以单块骨骼肌的伸展长度为横坐标, 以对应的弹性模量值为纵坐标, 从图中估计出肌肉松弛弹性模量 $E_0 = 8.5 \text{ kPa}$; 松弛长度 $l_0 = 0.427 \text{ m}$; 延展度 $l_e = 0.026 \text{ m}$; 硬度指标 $\alpha = 158.8$ 。

[0120] 实施例2

[0121] 本申请实施例2提供了一种根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的装置, 如图9所示, 包括: 采集模块901、获取模块902和确定模块903。

[0122] 采集模块901, 用于同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列。

[0123] 获取模块902, 用于分别获取动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数, 以及, 动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值。

[0124] 确定模块903, 用于以所述肌肉动力学参数为横坐标, 以同步的弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线, 根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。

[0125] 较佳地, 肌肉动力学图像包括位移图像, 肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度, 采集模块901在同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前, 还用于:

[0126] 确定初始状态下单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的特征点。

[0127] 计算特征点至单块骨骼肌的肌肉组织伸长端的对端的距离, 得到骨骼肌的初始长度。

[0128] 较佳地, 采集模块901具体用于:

[0129] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述单块骨骼肌沿肌束方向的纵切面, 将检测到的单块骨骼肌与肌腱的结合点作为特征点。

[0130] 较佳地, 获取模块902具体用于:

[0131] 获取特征点在位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化的有效值。

[0132] 将初始长度和位移变化的有效值之和记为位移图像对应的肌肉拉伸长度。

[0133] 较佳地, 获取模块902按照以下方式确定有效值:

- [0134] 控制肌电仪监控单块骨骼肌及周围肌群的肌电信号。
- [0135] 当肌电信号的幅值小于设定值时,将位移图像中相对初始状态下的特征点位置的位移变化作为有效值。
- [0136] 较佳地,采集模块901在同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列之前,还用于:
- [0137] 确定单块骨骼肌的肌腹位置,以在肌腹位置处采集所述动态弹性图像序列。
- [0138] 较佳地,采集模块901具体根据以下方式确定单块骨骼肌的肌腹位置:
- [0139] 控制超声诊断仪通过成像模式扫描所述骨骼肌中垂直于肌束方向的横切面,将横切面最大的位置作为单块骨骼肌的肌腹位置。
- [0140] 较佳地,获取模块902具体按照以下方式获取弹性模量值:
- [0141] 在单块骨骼肌的肌腹位置沿肌束方向输出所述骨骼肌在连续拉伸时的动态弹性图像序列。
- [0142] 控制超声诊断仪通过分析模式对动态弹性图像序列中的每一幅弹性图像中的设定区域进行定量分析后,得到各动态弹性图像对应的弹性模量值。
- [0143] 较佳地,确定模块903在以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线之后,根据超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数之前,还用于:
- [0144] 确定超声弹性肌动图曲线与设定的力学模型曲线是否吻合,若吻合,执行根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数的步骤。
- [0145] 较佳地,肌肉动力学图像包括位移图像,所述肌肉动力学参数包括肌肉拉伸长度,确定模块903按照以下方式估算肌肉生物力学参数:
- [0146] 获取超声弹性肌动图曲线对应的模型公式,以及模型公式中的各个参数。
- [0147] 根据参数确定所述单块骨骼肌在松弛状态下的长度、与单块骨骼肌在松弛状态下的长度对应的弹性模量值以及单块骨骼肌的延展度,延展度为单块骨骼肌的最大拉伸长度与单块骨骼肌在松弛状态下的长度之差。
- [0148] 在骨骼肌长度大于单块骨骼肌在松弛状态下的长度时,对模型公式按照高斯牛顿迭代法,确定单块骨骼肌的硬度指标。
- [0149] 与现有技术相比,本申请实施例是通过同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列,分别获取肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数,以及,动态弹性图像序列中各动态弹性图像对应的弹性模量值;以所述肌肉动力学参数为横坐标,以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线,根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数,可见,本申请实施例获得的肌肉动力学参数和弹性模量值是在单块骨骼肌连续拉伸时测得的变化参数,且最终生超声弹性肌动图曲线,可以由该曲线估算单块骨骼肌在连续拉伸过程中的生物力学参数,这样得到的生物力学参数是动态的且是定量的。
- [0150] 本申请实施例所提供的进行的根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的方法计算机程序产品,包括存储了程序代码的计算机可读存储介质,所述程序代码包括的指令可用于执行前面方法实施例中所述的方法,具体实现可参见方法实施例,在此不再赘述。
- [0151] 本申请实施例所提供的根据超声弹性肌动图获取肌肉生物力学参数的装置可以

为设备上的特定硬件或者安装于设备上的软件或固件等。本申请实施例所提供的装置,其实现原理及产生的技术效果和前述方法实施例相同,为简要描述,装置实施例部分未提及之处,可参考前述方法实施例中相应内容。所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,前述描述的系统、装置和单元的具体工作过程,均可以参考上述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0152] 在本申请所提供的实施例中,应该理解到,所揭露装置和方法,可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,又例如,多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些通信接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0153] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0154] 另外,在本申请提供的实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0155] 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备)执行本申请各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0156] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释,此外,术语“第一”、“第二”、“第三”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0157] 最后应说明的是:以上所述实施例,仅为本申请的具体实施方式,用以说明本申请的技术方案,而非对其限制,本申请的保护范围并不局限于此,尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:任何熟悉本技术领域的技术人员在本申请揭露的技术范围内,其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改或可轻易想到变化,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改、变化或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本申请实施例技术方案的精神和范围。都应涵盖在本申请的保护范围之内。因此,本申请的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

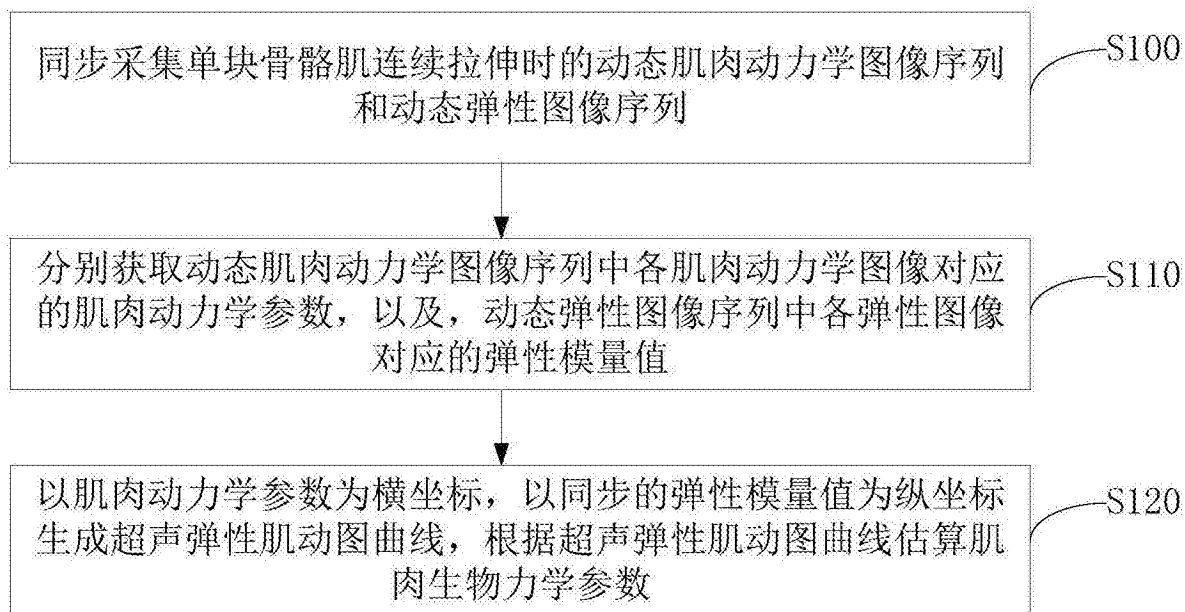


图1

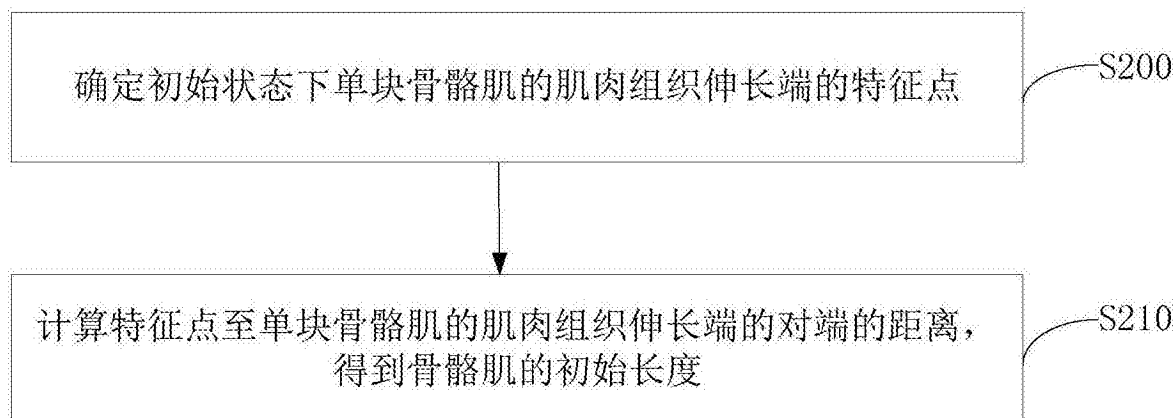


图2

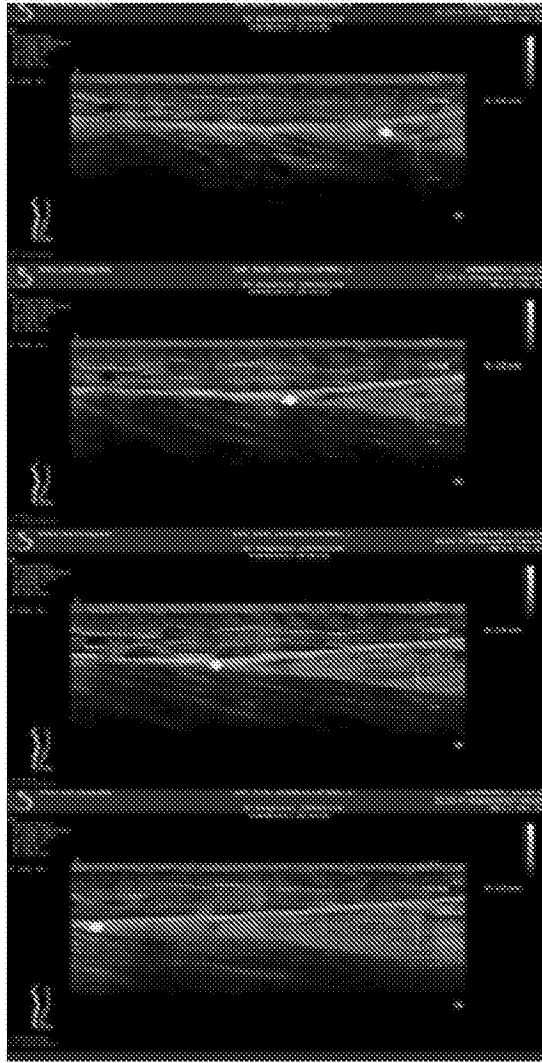


图3

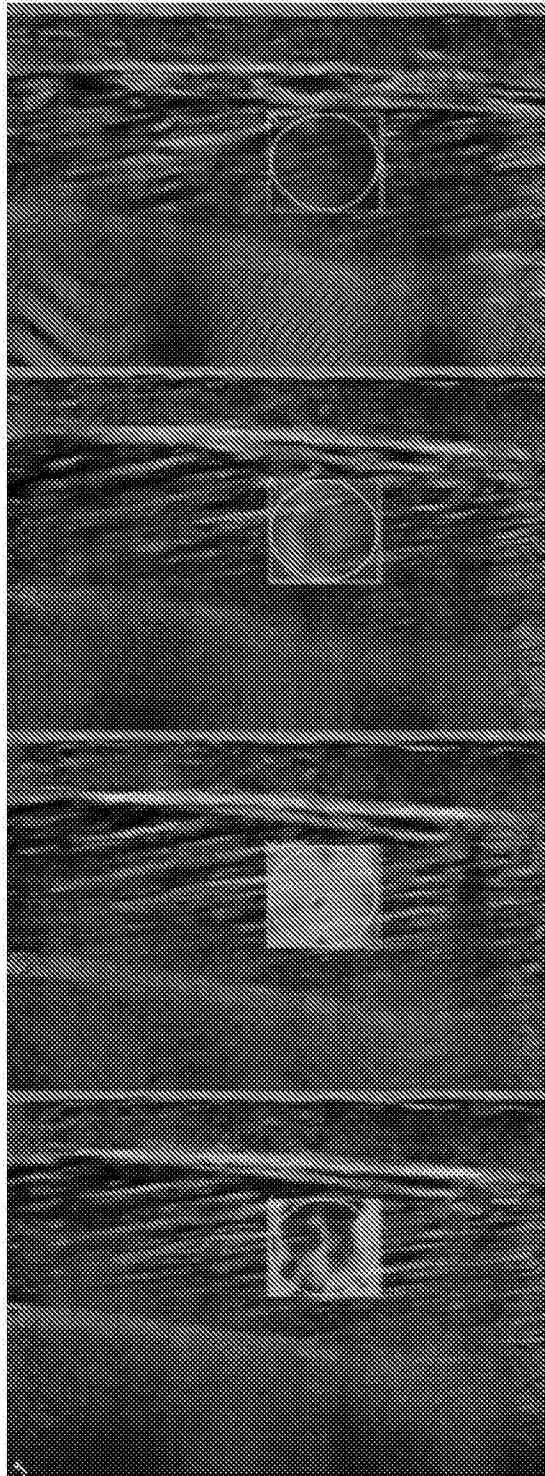


图4

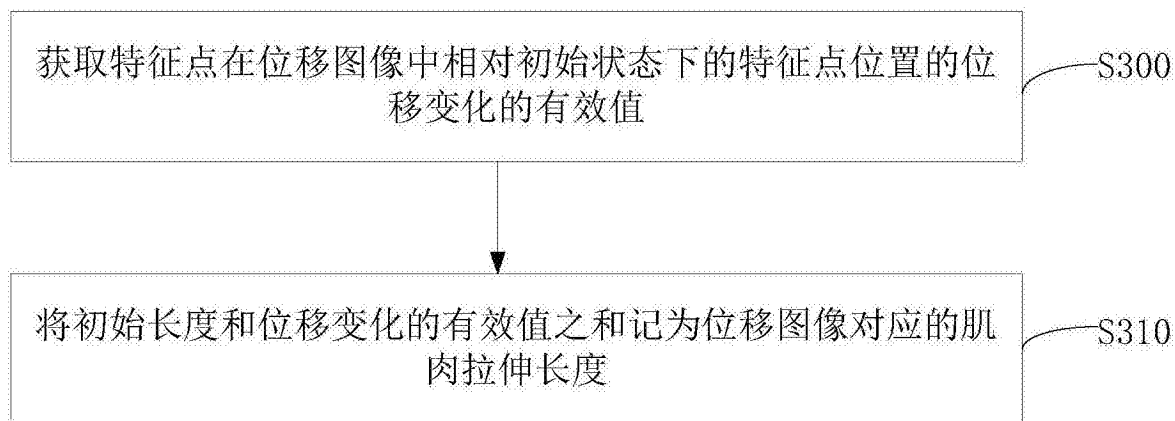


图5

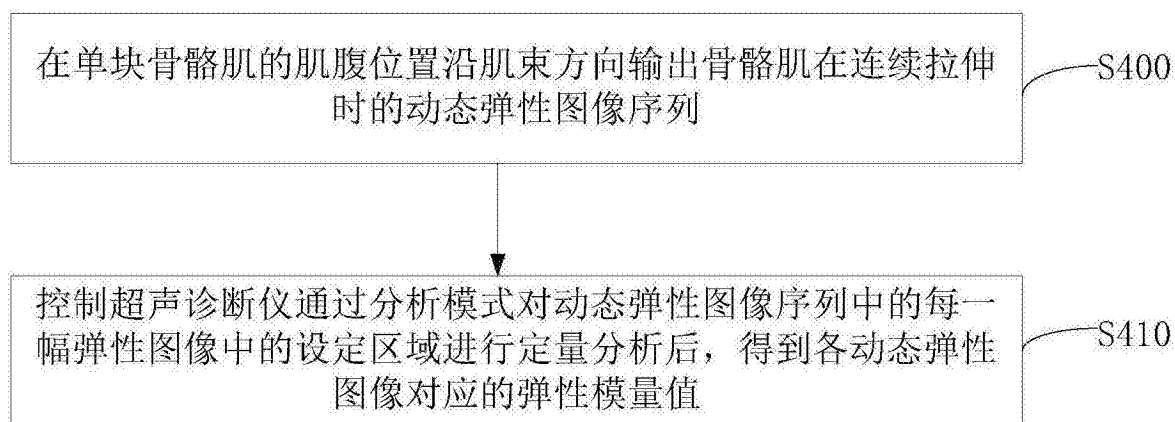


图6

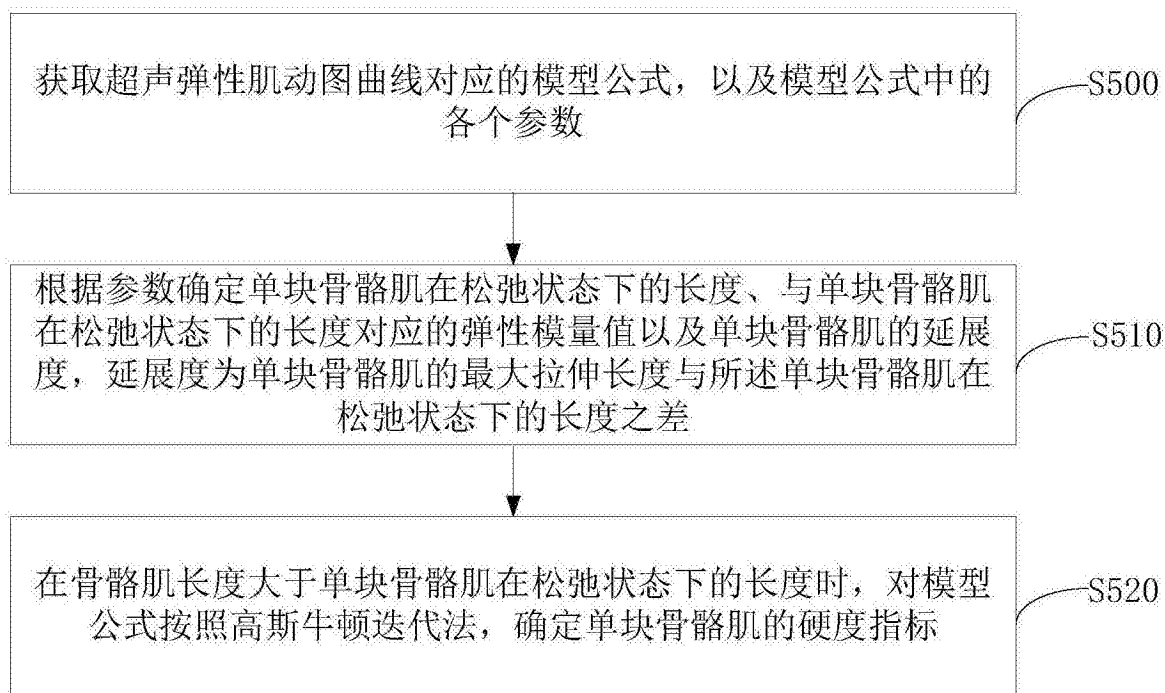


图7

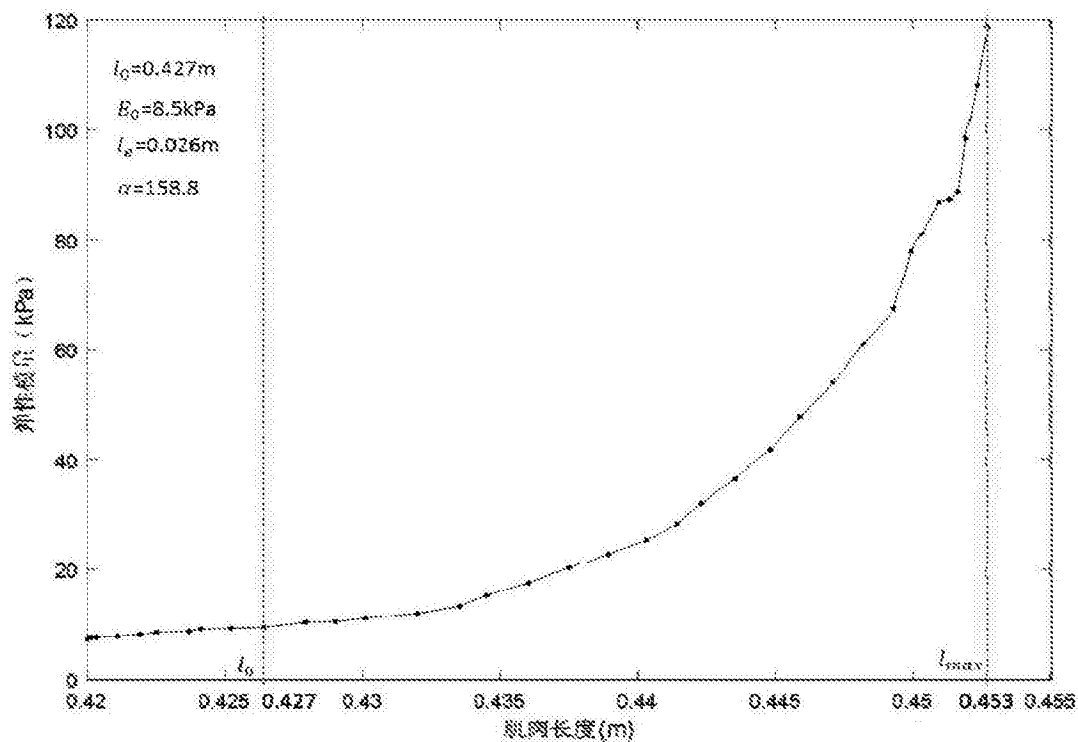


图8



图9

专利名称(译)	一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置		
公开(公告)号	CN107961038A	公开(公告)日	2018-04-27
申请号	CN201711322506.4	申请日	2017-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	肖扬 郑海荣 王丛知 牛丽丽 邓志婷		
发明人	肖扬 郑海荣 王丛知 牛丽丽 邓志婷		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/48 A61B8/5223		
其他公开文献	CN107961038B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请实施例提供了一种根据超声弹性肌动图获取生物力学参数的方法及装置，其中，该方法包括：同步采集单块骨骼肌连续拉伸时的动态肌肉动力学图像序列和动态弹性图像序列；分别获取所述动态肌肉动力学图像序列中各肌肉动力学图像对应的肌肉动力学参数，以及，所述动态弹性图像序列中各弹性图像对应的弹性模量值；以所述肌肉动力学参数为横坐标，以同步的所述弹性模量值为纵坐标生成超声弹性肌动图曲线，根据所述超声弹性肌动图曲线估算肌肉生物力学参数。本申请实施例能够获得动态变化的生物力学参数，且获得的肌肉生物力学参数精确度较高。

