



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113066582 B

(45) 授权公告日 2022. 11. 29

(21) 申请号 202110337794.0

G06F 30/23 (2020.01)

(22) 申请日 2021.03.30

G06F 119/14 (2020.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113066582 A

(56) 对比文件

US 20170311866 A1, 2017.11.02

US 20190142337 A1, 2019.05.16

CN 104473617 A1, 2015.04.01

CN 1431886 A1, 2003.07.23

(43) 申请公布日 2021.07.02

(73) 专利权人 上海理工大学

地址 200093 上海市杨浦区军工路516号

审查员 夏鹏

(72) 发明人 王多璘 严浩然 陈文明 应继明

王泽圣 英宗元 喻洪流

(74) 专利代理机构 上海德昭知识产权代理有限公司

公司 31204

专利代理师 郁旦蓉

(51) Int. Cl.

G16H 50/30 (2018.01)

G06T 17/20 (2006.01)

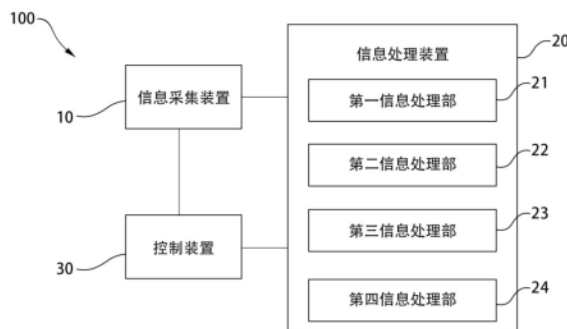
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

非侵入式人体软组织损伤风险监测系统

(57) 摘要

本发明提供了一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,用于通过赫兹模型对人体软组织的损伤风险进行监测,具有这样的特征,包括信息采集装置,用于获取人体预定位置的软组织的形态参数;信息处理装置,包括第一信息处理部、第二信息处理部、第三信息处理部以及第四信息处理部,第一信息处理部用于得到赫兹模型的校正因子 α ,第二信息处理部用于对赫兹模型进行修正,第三信息处理部用于通过修正后赫兹模型计算得到软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$,第四信息处理部用于将软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与软组织的损伤阈值进行比较;控制装置,用于控制信息采集装置进行信息采集,以及控制信息处理装置进行信息处理。



1. 一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,用于通过赫兹模型对人体软组织的损伤风险进行监测,其特征在于,包括:

信息采集装置,用于通过医学影像和软组织测试装置,获取人体预定位置的软组织在不同压痕深度 z 和不同杨氏模量下的形态参数,所述软组织测试装置用于对所述杨氏模量进行控制变量;

信息处理装置,包括第一信息处理部、第二信息处理部、第三信息处理部以及第四信息处理部,所述第一信息处理部用于对所述形态参数进行有限元分析,得到所述赫兹模型在不同的大变形条件下的校正因子 α ,所述第二信息处理部用于对所述赫兹模型进行修正,得到修正后赫兹模型,所述第三信息处理部用于通过所述修正后赫兹模型计算得到软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$,所述第四信息处理部用于将所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与所述软组织的损伤阈值进行比较,对所述软组织目前的生存状态进行评价以及预测所述软组织未来出现损伤的风险;

控制装置,用于控制所述信息采集装置进行信息采集,以及控制所述信息处理装置进行信息处理;

其中,所述形态参数包括所述预定位置的曲率半径 R_{it} 、弹性模量 E_{it} 、泊松比 v_{it} 、软组织原始厚度 h ,所述预定位置对应的肌肉组织的曲率半径 R_{st} 、弹性模量 E_{st} 、泊松比 v_{st} ,以及所述预定位置的末端半球骨的半径 a ,

所述第一信息处理部包括第一信息处理部第一单元、第一信息处理部第二单元、第一信息处理部第三单元以及第一信息处理部第四单元,

所述第一信息处理部第一单元用于通过设定所述压痕深度 z 和所述杨氏模量的条件构建一个可近似代表所述预定位置的软组织结构的三维有限元模型,从所述三维有限元模型的应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} ,

所述第一信息处理部第二单元用于通过赫兹模型及其公式计算原始内部应力 σ_H ,

所述第一信息处理部第三单元用于计算得到所述校正因子 α ,所述校正因子 α 等于所述模拟内部应力 σ_{FE} 与所述原始内部应力 σ_H 之间的商,

所述第一信息处理部第四单元用于改变所述压痕深度 z 和所述杨氏模量的条件设定,通过所述第一信息处理部第一单元、所述第一信息处理部第二单元以及所述第一信息处理部第三单元得到多组对应不同所述压痕深度 z 和不同所述杨氏模量的所述校正因子 α ,并拟合出所述校正因子 α 在不同所述压痕深度 z 和不同杨氏模量下的对应关系,

修正后的赫兹模型及其计算公式如下:

$$G_{it} = \frac{E_{it}}{2(1+v_{it})}, G_{st} = \frac{E_{st}}{2(1+v_{st})},$$

其中 G_{it} 和 G_{st} 分别是所述预定位置和所述预定位置对应的肌肉组织的剪切模量,

所述第三信息处理部计算所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的具体过程为:

对辅助形态参数 A 进行计算,所述辅助形态参数 A 的计算公式为

$$A = \frac{1-v_{it}}{G_{it}} + \frac{1-v_{st}}{G_{st}},$$

对曲率进行计算,所述曲率的计算公式为

$$k = \frac{1}{R_{it}} + \frac{1}{R_{st}},$$

对与时间有关的印迹半径 $a(t)$ 进行计算,计算所述与时间有关的印迹半径 $a(t)$ 的公式为

$$a(t) = \sqrt[3]{\frac{3F(t)A}{8k}},$$

其中 $F(t)$ 是与时间相关的体表压力,所述与时间相关的体表压力 $F(t)$ 通过设置在所述预定位置的体表接触区的压力传感器获得,对当量圆半径 r 进行计算,计算所述当量圆半径 r 的公式为

$$r = \sqrt{2R_{it}z},$$

对辅助形态参数进行计算,所述辅助形态参数的计算公式为,

$$u(t) = 0.5[r^2 + z^2 - a^2(t) \pm \sqrt{(r^2 + z^2 - a^2(t))^2 + 4a^2(t)z^2}],$$

对与时间有关的肌骨接触区域上的应力峰值 $P_0(t)$ 进行计算,所述应力峰值的计算公式为

$$P_0(t) = \frac{3F(t)}{2\pi a^2(t)},$$

对所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 进行计算,所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的计算公式为:

$$\sigma_{zz}(t) = P_0(t) \left[\frac{z}{\sqrt{u(t)}} \right]^3 \frac{a^2(t)u(t)}{u^2(t) + a^2(t)z^2}.$$

2. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:其中,所述预定位置为坐骨结节或足部跟骨。

3. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:其中,所述医学影像为超声、CT或MRI扫描。

4. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:其中,所述第一信息处理部第一单元包括第一模块、第二模块以及第三模块,所述第一模块用于针对所述预定位置的末端半球骨搭建一个半球模型,所述半球模型垂直于刚性界面,所述半球模型和所述刚性界面的材料属性采用OGDEN模型,

所述第二模块用于对所述半球模型逐步施加非线性几何形式的载荷,并对所述半球模型的表面的节点进行位移计算,并构建所述应力分布图,

所述第三模块用于从所述应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} 。

5. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:其中,所述原始内部应力 σ_H 的计算公式为

$$\sigma_H = \frac{1}{\pi} \sqrt[3]{6F \left(\frac{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}}{\frac{1-v_1^2}{E_1} + \frac{1-v_2^2}{E_2}} \right)},$$

其中 F 为所述预定位置的表面压力,数值为人体所受重力的一半。

6. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:

其中,所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的计算方式在以下情况时,有例外的计算方法:

$$z=0, r=0, \sigma_{zz}(t) = P_0(t),$$

$$z=0, r < a, \sigma_{zz}(t) = P_0(t) \frac{\sqrt{a^2(t) - r^2}}{a(t)},$$

$$z=0, r \geq a, \sigma_{zz}(t) = 0。$$

7. 根据权利要求1所述的非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,其特征在于:

其中,所述第四信息处理部将所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与所述软组织的损伤阈值进行比较的具体过程为:若所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 达到了所述软组织的损伤阈值,则判定所述软组织受到挫伤;若所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 接近但未达到所述软组织的损伤阈值,则判定所述软组织有受到挫伤的风险;若所述软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 远未达到所述软组织的损伤阈值,则判定所述软组织没有受到挫伤的风险。

非侵入式人体软组织损伤风险监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及人体软组织监测领域,具体涉及一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统。

背景技术

[0002] 由糖尿病及相关综合征引起的脊髓神经损伤(SCI)、神经源性疾病、其他行动受限疾病会导致患有这些病症的人群在站立或者坐着时,软组织的骨突出部位长时间地受压迫作用,并且软组织无法感知所受内部应力,导致血流障碍而产生由深及浅的坏死。当体表皮肤组织发现病变时,患者软组织其实已经完全坏死,不可治愈或者患者虽然皮肤仍完整但软组织损伤已出现。现有的医疗条件,更多的是有创的医疗手段或者是对体表组织的监测,而缺乏对软组织的监测。从医学角度分析,软组织不同于体表组织的一大重要特征就是肌肉组织更加容易受到损伤,肌肉线条更加敏感,肌肉强度比较脆弱,这也决定了软组织不可能像体表组织那样接受相同的监测方法。通过非侵入式医疗手段对坐骨结节或足部跟骨处表面压力进行实时测量,再通过算法实现对软组织内部应力状态评估,达到监测的目的。

[0003] 非侵入式医疗手段可以让患者获得无痛治疗和更好的舒适度,并降低住院率。非侵入式医疗手段可以准确、及时且按需实现患者监测。因此,对于软组织损伤的监测成为一种必要。

发明内容

[0004] 本发明是为了解决上述问题而进行的,目的在于提供一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统。

[0005] 本发明提供了一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,用于通过赫兹模型对人体软组织的损伤风险进行监测,具有这样的特征,包括:信息采集装置,用于通过医学影像和软组织测试装置,获取人体预定位置的软组织在不同压痕深度 z 和不同杨氏模量下的形态参数,软组织测试装置用于对杨氏模量进行控制变量;信息处理装置,包括第一信息处理部、第二信息处理部、第三信息处理部以及第四信息处理部,第一信息处理部用于对形态参数进行有限元分析,得到赫兹模型在不同的大变形条件下的校正因子 α ,第二信息处理部用于对赫兹模型进行修正,得到修正后赫兹模型,第三信息处理部用于通过修正后赫兹模型计算得到软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$,第四信息处理部用于将软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与软组织的损伤阈值进行比较,对软组织目前的生存状态进行评价以及预测软组织未来出现损伤的风险;控制装置,用于控制信息采集装置进行信息采集,以及控制信息处理装置进行信息处理;其中,第一信息处理部包括第一信息处理部第一单元、第一信息处理部第二单元、第一信息处理部第三单元以及第一信息处理部第四单元,第一信息处理部第一单元用于通过设定压痕深度 z 和杨氏模量的条件构建一个可近似代表预定位置的软组织结构的三维有限元模型,从三维有限元模型的应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} ,第一信息处理部第二单元用于通过赫兹模型及其公式计算原始内部应力 σ_H ,第一信息处理部第三单元用

于计算得到校正因子 α ,校正因子 α 等于模拟内部应力 σ_{FE} 与原始内部应力 σ_H 之间的商,第一信息处理部第四单元用于改变压痕深度 z 和杨氏模量的条件设定,通过第一信息处理部第一单元、第一信息处理部第二单元以及第一信息处理部第三单元得到多组对应不同压痕深度 z 和不同杨氏模量的校正因子 α ,并拟合出校正因子 α 在不同压痕深度 z 和不同杨氏模量下的对应关系。

[0006] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样的特征:其中,预定位置为坐骨结节或足部跟骨。

[0007] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样的特征:其中,医学影像为超声、CT或MRI扫描。

[0008] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样的特征:其中,形态参数包括预定位置的曲率半径 R_{it} 、弹性模量 E_{it} 、泊松比 ν_{it} 、软组织原始厚度 h ,预定位置对应的肌肉组织的曲率半径 R_{st} 、弹性模量 E_{st} 、泊松比 ν_{st} ,以及预定位置的末端半球骨的半径 a 。

[0009] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样的特征:其中,其中,第一信息处理部第一单元包括第一模块、第二模块以及第三模块,第一模块用于针对预定位置的末端半球骨搭建一个半球模型,半球模型垂直于刚性界面,半球模型和刚性界面的材料属性采用OGDEN模型,第二模块用于对半球模型逐步施加非线性几何形式的载荷,并对半球模型的表面的节点进行位移计算,并构建应力分布图,第三模块用于从应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} 。

[0010] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样

的特征:其中,原始内部应力 σ_H 的计算公式为 $\sigma_H = \frac{1}{\pi} \sqrt[3]{6F \left(\frac{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}}{\frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2}} \right)}$,其中 F 为预定位置的表

面压力,数值为人体所受重力的一半。

[0011] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样

的特征:其中,修正后的赫兹模型及其计算公式如下, $G_{it} = \frac{E_{it}}{2(1+\nu_{it})}$, $G_{st} = \frac{E_{st}}{2(1+\nu_{st})}$,其中

G_{it} 和 G_{st} 分别是预定位置和预定位置对应的肌肉组织的剪切模量。

[0012] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中,还可以具有这样

的特征:其中,第三信息处理部计算软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的具体过程为,对辅助形态参数 A 进行计算,辅助形态参数 A 的计算公式为 $A = \frac{1-\nu_{it}}{G_{it}} + \frac{1-\nu_{st}}{G_{st}}$,对曲率进行计算,曲率的计算公

式为 $k = \frac{1}{R_{it}} + \frac{1}{R_{st}}$,对与时间有关的印迹半径 $a(t)$ 进行计算,计算与时间有关的印迹半径 a

(t)的公式为 $a(t) = \sqrt[3]{\frac{3F(t)A}{8k}}$,其中 $F(t)$ 是与时间相关的体表压力,与时间相关的体表压力 F

(t)通过设置在预定位置的体表接触区的压力传感器获得,对当量圆半径 r 进行计算,计算

当量圆半径 r 的公式为 $r = \sqrt{2R_{tz}}$ ，对辅助形态参数进行计算，辅助形态参数的计算公式为， $u(t) = 0.5[r^2 + z^2 - a^2(t) \pm \sqrt{(r^2 + z^2 - a^2(t))^2 + 4a^2(t)z^2}]$ ，对与时间有关的肌骨接触区域上的应力峰值 $P_0(t)$ 进行计算，应力峰值的计算公式为 $P_0(t) = \frac{3F(t)}{2\pi a^2(t)}$ ，对软组织内部应力 σ_{zz}

(t)进行计算，软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的计算公式为： $\sigma_{zz}(t) = P_0(t) \left[\frac{z}{\sqrt{u(t)}} \right]^3 \frac{a^2(t)u(t)}{u^2(t) + a^2(t)z^2}$ 。

[0013] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中，还可以具有这样的特征：其中，软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的计算方式在以下情况时，有例外的计算方法： $z=0, r=0, \sigma_{zz}(t) = P_0(t), z=0, r < a, \sigma_{zz}(t) = P_0(t) \frac{\sqrt{a^2(t) - r^2}}{a(t)}, z=0, r \geq a, \sigma_{zz}(t) = 0$ 。

[0014] 在本发明提供的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统中，还可以具有这样的特征：其中，第四信息处理部将软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与软组织的损伤阈值进行比较的具体过程为：若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 达到了软组织的损伤阈值，则判定软组织受到挫伤；若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 接近但未达到软组织的损伤阈值，则判定软组织有受到挫伤的风险；若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 远未达到软组织的损伤阈值，则判定软组织没有受到挫伤的风险。

[0015] 发明的作用与效果

[0016] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过赫兹模型和医疗影像所得的数据对人体预定位置的末端半球骨进行模拟，并结合设置在预定位置的体表接触区的压力传感器，对人体软组织进行损伤情况、损伤风险的检测，相比传统技术，实现了本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统在实现检测功能的情况下，没有对人体造成创伤。

[0017] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过赫兹模型对人体预定位置的末端半球骨进行模拟，并构建有限元模型对赫兹模型进行修正，保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的准确性。

[0018] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过设置在预定位置的体表接触区的压力传感器实时对人体预定位置进行检测，从而实现对预定位置软组织的损伤情况以及损伤风险的实时判断，保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的实时性。

[0015] 发明的作用与效果

[0016] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过赫兹模型和医疗影像所得的数据对人体预定位置的末端半球骨进行模拟，并结合设置在预定位置的体表接触区的压力传感器，对人体软组织进行损伤情况、损伤风险的检测，相比传统技术，实现了本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统在实现检测功能的情况下，没有对人体造成创伤。

[0017] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过赫兹模型对人体预定位置的末端半球骨进行模拟，并构建有限元模型对赫兹模型进行修正，保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的准确性。

[0018] 根据本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统，本发明通过设置在预定位置的体表接触区的压力传感器实时对人体预定位置进行检测，从而实现对预定位置软组织的损伤情况以及损伤风险的实时判断，保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的实时性。

附图说明

[0019] 图1是本实施例中非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的结构示意图；

[0020] 图2是本发明的实施例中非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的方法流程图；

[0021] 图3是本发明的实施例中足部跟骨的医学扫描示意图；

[0022] 图4是本发明的实施例中第一信息处理部的结构示意图；

[0023] 图5是本发明的实施例中足部跟骨有限元模型的示意图；以及

[0024] 图6是本发明的实施例中足部跟骨有限元模型的内部应力分布图。

具体实施方式

[0025] 为了使本发明实现的技术手段、创作特征、达成目的与功效易于明白了解,以下实施例结合附图对本发明非侵入式人体软组织损伤风险监测系统作具体阐述。

[0026] 图1是本实施例中非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的结构示意图。如图1所示,非侵入式人体软组织损伤风险监测系统100包括信息采集装置10、信息处理装置20以及控制装置30。控制装置30用于控制信息采集装置10进行信息采集,以及控制信息处理装置20进行信息处理。

[0027] 图2是本实施例中非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的方法流程图,非侵入式人体软组织损伤风险监测系统用于通过赫兹模型对人体软组织的损伤风险进行监测。如图2所示,非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的运行流程包括以下步骤:

[0028] 步骤S1,信息采集装置10通过医学影像和软组织测试装置,获取人体预定位置的软组织在不同压痕深度 z 和不同杨氏模量下的形态参数。

[0029] 医学影像为超声、CT或MRI扫描,本实施例中采用CT。软组织测试装置为一种常见的医疗装置,用于对杨氏模量进行控制变量。预定位置为坐骨结节或足部跟骨,本实施例中的预定位置为足部跟骨。

[0030] 形态参数包括预定位置的曲率半径 R_{it} 、弹性模量 E_{it} 、泊松比 ν_{it} 、软组织原始厚度 h ,预定位置对应的肌肉组织的曲率半径 R_{st} 、弹性模量 E_{st} 、泊松比 ν_{st} ,以及预定位置的末端半球骨的半径 a 。

[0031] 图3是本实施例中足部跟骨的医学扫描示意图。如图3所示,足部跟骨的骨突出部位近似一个半球形,可以作为经典赫兹半球接触模型的简化再现。从图3中可以直接得到的形态参数包括足部跟骨的半球骨末端的半径 a ,软组织原始厚度 h 。

[0032] 信息处理装置20包括第一信息处理部21、第二信息处理部22、第三信息处理部23以及第四信息处理部24。

[0033] 步骤S2,第一信息处理部21对形态参数进行有限元分析,得到赫兹模型在不同的大变形条件下的校正因子 α 。

[0034] 图4是本实施例中的第一信息处理部的结构示意图。如图4所示,第一信息处理部21包括第一信息处理部第一单元211、第一信息处理部第二单元212、第一信息处理部第三单元213以及第一信息处理部第四单元214。

[0035] 步骤S2包括以下子步骤:

[0036] 步骤S2-1,第一信息处理部第一单元211通过设定压痕深度 z 和杨氏模量的条件,构建一个可近似代表预定位置的软组织结构的三维有限元模型,从三维有限元模型的应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} 。

[0037] 第一信息处理部第一单元211包括第一模块2111、第二模块2112以及第三模块2113。

[0038] 步骤S2-1包括以下子步骤:

[0039] 步骤S2-1-1,第一模块2111针对预定位置的末端半球骨搭建一个半球模型。图5是本实施例中足部跟骨有限元模型的示意图。如图5所示,半球模型垂直于刚性界面,半球模型和刚性界面的材料属性采用OGDEN模型。

[0040] 步骤S2-1-2,第二模块2112对半球模型逐步施加非线性几何形式的载荷,并对半

球模型的表面的节点进行位移计算,并构建应力分布图。

[0041] 图6是本实施例中足部跟骨有限元模型的内部应力分布图,步骤S2-1-2构建应力分布图如图6所示。

[0042] 步骤S2-1-3,第三模块2113从应力分布图中读出软组织的模拟内部应力 σ_{FE} 。

[0043] 步骤S2-2,第一信息处理部第二单元212经赫兹模型及其公式计算原始内部应力 σ_H 。原始内部应力 σ_H 的计算公式为

$$[0044] \quad \sigma_H = \frac{1}{\pi} \sqrt[3]{6F \left(\frac{\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}}{\frac{1-v_1^2}{E_1} + \frac{1-v_2^2}{E_2}} \right)},$$

[0045] 其中F为预定位置的表面压力,数值为人体所受重力的一半。

[0046] 步骤S2-3,第一信息处理部第三单元213计算得到校正因子 α ,校正因子 α 等于模拟内部应力 σ_{FE} 与原始内部应力 σ_H 之间的商,

[0047] 步骤S2-4,第一信息处理部第四单元214改变压痕深度 z 和杨氏模量的条件设定,重复步骤S2-1至步骤S2-3,得到多组对应不同压痕深度 z 和不同杨氏模量的校正因子 α ,并拟合出校正因子 α 在不同压痕深度 z 和不同杨氏模量下的对应关系。

[0048] 步骤S3,第二信息处理部22对赫兹模型进行修正,得到修正后赫兹模型。修正后的赫兹模型及其计算公式如下:

$$[0049] \quad G_{it} = \frac{E_{it}}{2(1+v_{it})}, G_{st} = \frac{E_{st}}{2(1+v_{st})},$$

[0050] 其中 G_{it} 和 G_{st} 分别是预定位置和预定位置对应的肌肉组织的剪切模量。

[0051] 步骤S4,第三信息处理部23通过修正后赫兹模型计算得到软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 。计算软组织内部应力的具体过程为:

[0052] 对辅助形态参数A进行计算,辅助形态参数A的计算公式为

$$[0053] \quad A = \frac{1-v_{it}}{G_{it}} + \frac{1-v_{st}}{G_{st}},$$

[0054] 对曲率进行计算,曲率的计算公式为

$$[0055] \quad k = \frac{1}{R_{it}} + \frac{1}{R_{st}},$$

[0056] 对与时间有关的印迹半径 $a(t)$ 进行计算,计算与时间有关的印迹半径 $a(t)$ 的公式为

$$[0057] \quad a(t) = \sqrt[3]{\frac{3F(t)A}{8k}},$$

[0058] 其中 $F(t)$ 是与时间相关的体表压力,与时间相关的体表压力 $F(t)$ 通过设置在预定位置的体表接触区的压力传感器获得。本实施例中的压力传感器采用薄片式柔性压力传感器。

[0059] 对当量圆半径 r 进行计算,计算当量圆半径 r 的公式为

$$[0060] \quad r = \sqrt{2R_{it}z},$$

[0061] 对辅助形态参数进行计算,辅助形态参数的计算公式为,

$$[0062] \quad u(t) = 0.5[r^2 + z^2 - a^2(t) \pm \sqrt{(r^2 + z^2 - a^2(t))^2 + 4a^2(t)z^2}],$$

[0063] 对与时间有关的肌骨接触区域上的应力峰值 $P_0(t)$ 进行计算,应力峰值的计算公式为

$$[0064] \quad P_0(t) = \frac{3F(t)}{2\pi a^2(t)},$$

[0065] 对肌肉内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 进行计算,软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的计算公式为:

$$[0066] \quad \sigma_{zz}(t) = P_0(t) \left[\frac{z}{\sqrt{u(t)}} \right]^3 \frac{a^2(t)u(t)}{u^2(t) + a^2(t)z^2}.$$

[0067] 以下是计算软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 的一些特殊情况:

$$[0068] \quad z=0, r=0, \sigma_{zz}(t) = P_0(t),$$

$$[0069] \quad z=0, r < a, \sigma_{zz}(t) = P_0(t) \frac{\sqrt{a^2(t) - r^2}}{a(t)},$$

$$[0070] \quad z=0, r \geq a, \sigma_{zz}(t) = 0.$$

[0071] 步骤S5,第四信息处理部24将软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与软组织的损伤阈值进行比较,对软组织目前的生存状态进行评价以及预测软组织未来出现损伤的风险。

[0072] 将软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 与软组织的损伤阈值进行比较的具体过程为:若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 达到了软组织的损伤阈值,则判定软组织受到挫伤;若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 接近但未达到软组织的损伤阈值,则判定软组织有受到挫伤的风险;若软组织内部应力 $\sigma_{zz}(t)$ 远未达到软组织的损伤阈值,则判定软组织没有受到挫伤的风险。

[0073] 实施例的作用与效果

[0074] 根据本实施例所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,本发明通过赫兹模型和医疗影像所得的数据对人体预定位置的末端半球骨进行模拟,并结合设置在预定位置的体表接触区的压力传感器,对人体软组织进行损伤情况、损伤风险的检测,相比传统技术,实现了本发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统在实现检测功能的情况下,没有对人体造成创伤。

[0075] 根据本实施例所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,本发明通过赫兹模型对人体预定位置的末端半球骨进行模拟,并构建有限元模型对赫兹模型进行修正,保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的准确性。

[0076] 根据本实施例所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统,本发明通过设置在预定位置的体表接触区的压力传感器实时对人体预定位置进行检测,从而实现对预定位置软组织的损伤情况以及损伤风险的实时判断,保证了发明所涉及的一种非侵入式人体软组织损伤风险监测系统的实时性。

[0077] 上述实施方式为本发明的优选案例,并不用来限制本发明的保护范围。

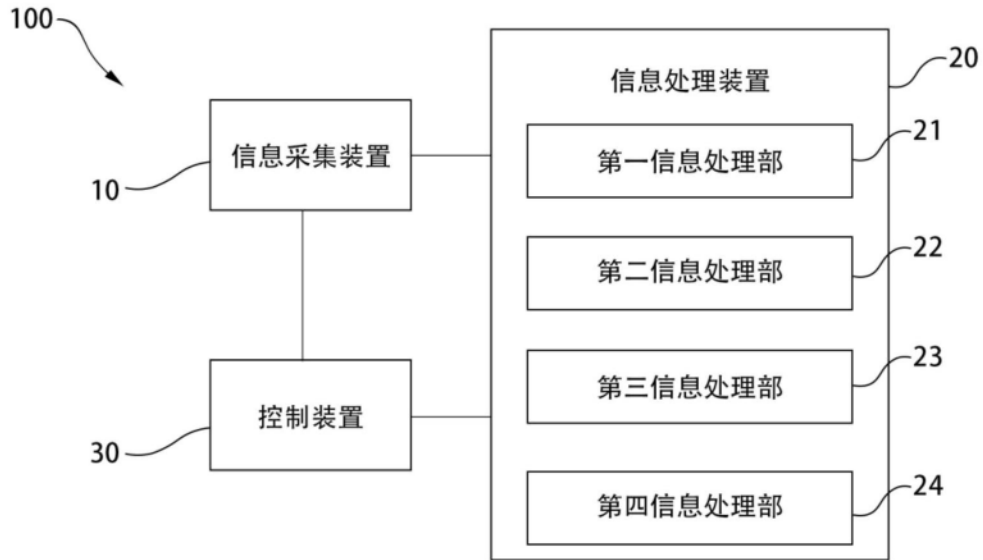


图1

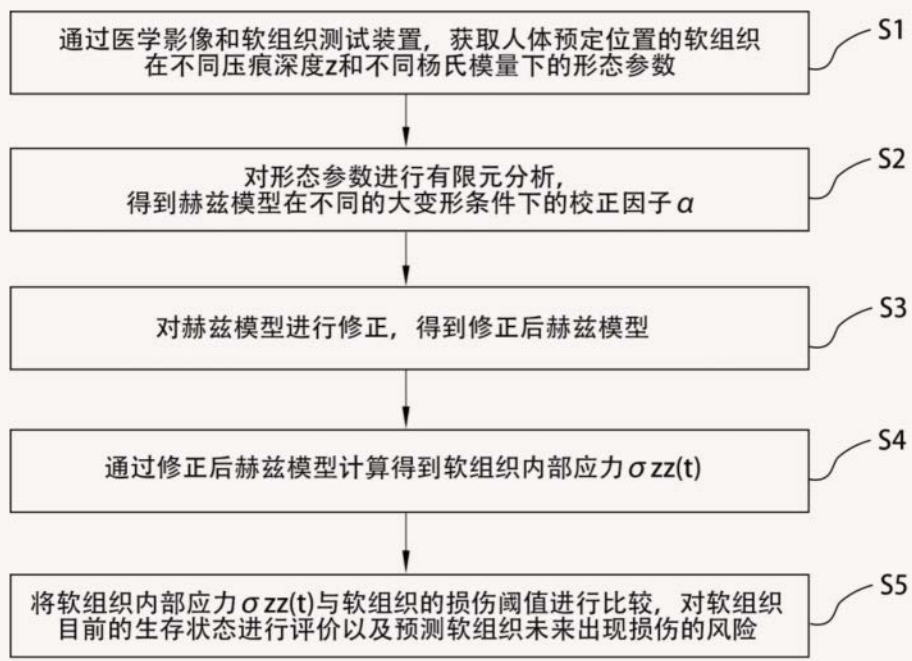


图2

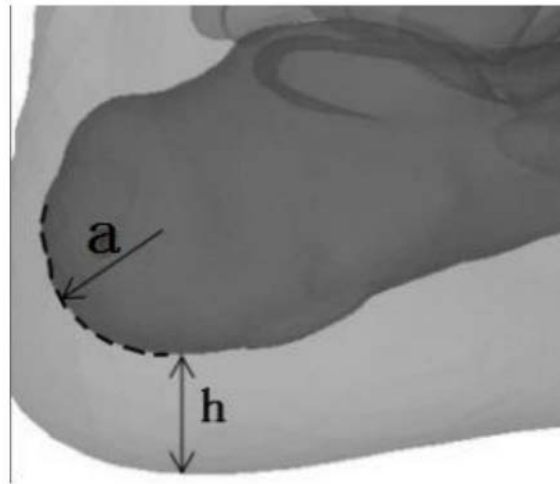


图3

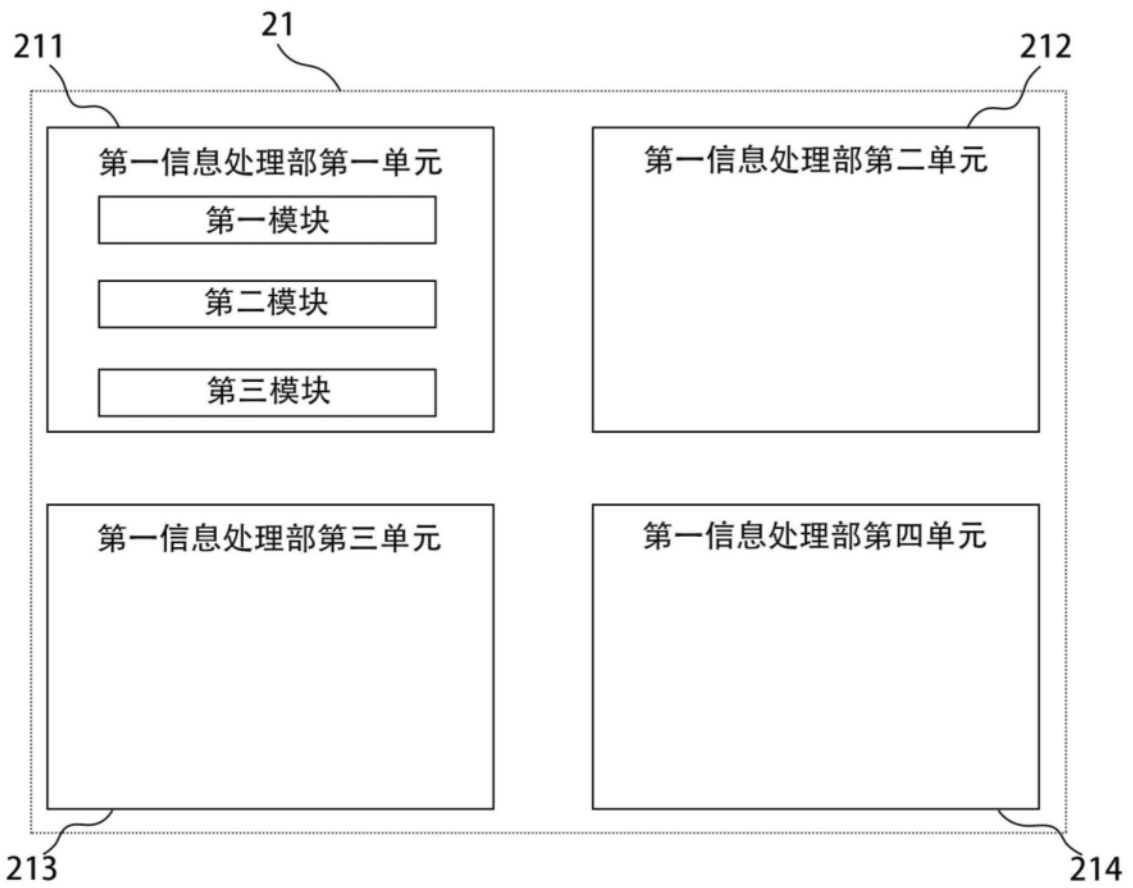


图4

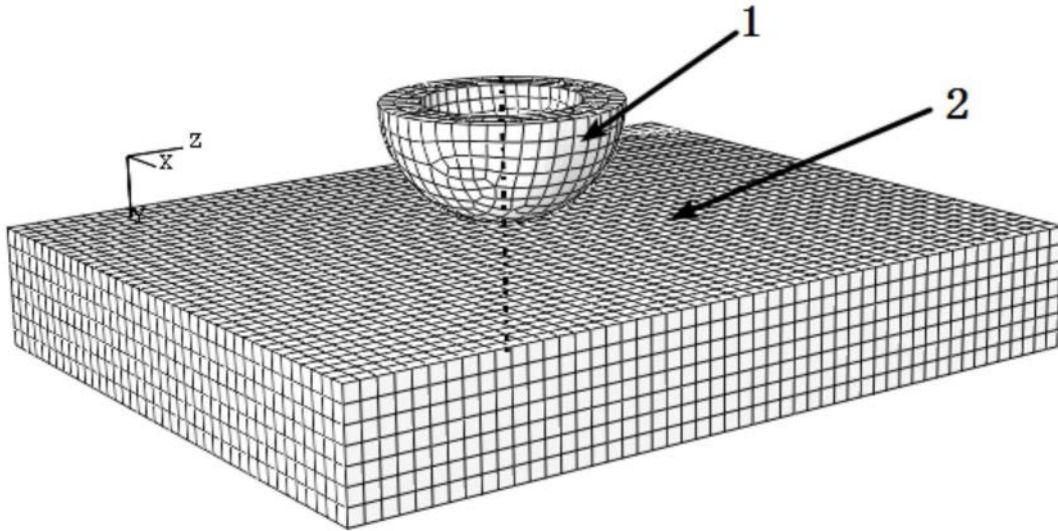


图5

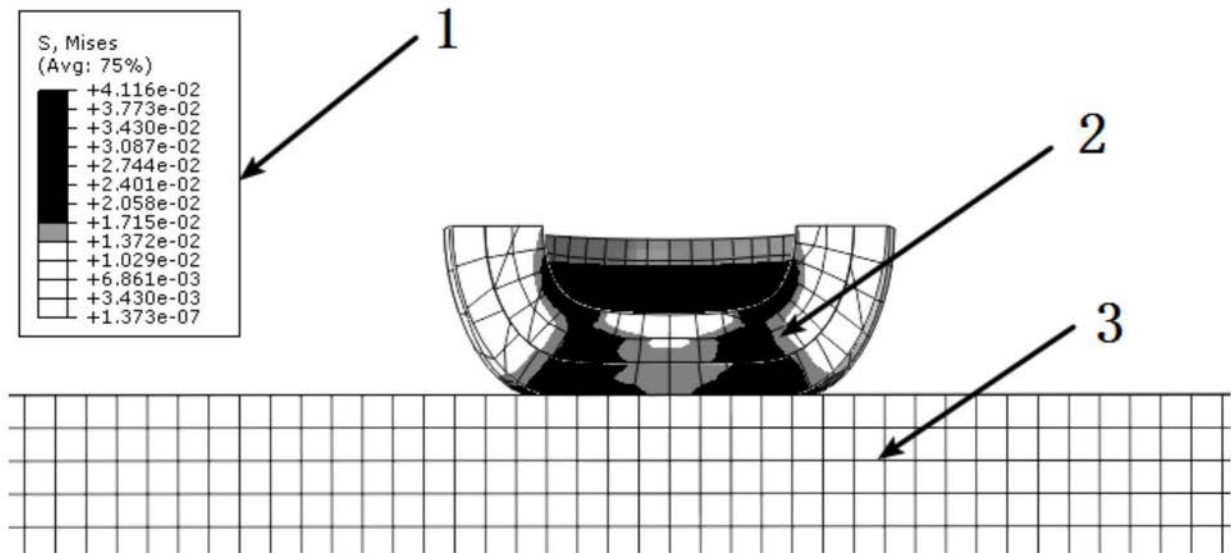


图6