

3~12 岁儿童胸腔骨骼参数化几何模型的建模研究

曹立波¹, 喻志强¹, 李俊义¹, 陶武康¹, 吴俊^{1,2†}

(1. 湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 湖南 长沙 410082;

2. 湖南师范大学 工程与设计学院, 湖南 长沙 410081)

摘要: 儿童的人体体征参数的变化, 对胸腔骨骼几何有很大影响, 这直接影响儿童胸部损伤形式。现有的儿童胸腔骨骼几何模型数量有限, 且都是基于特定人体体征参数开发的。针对 61 个儿童胸腔 CT 样本, 应用 CT 三维重建、半自动选点、胸腔姿势调整、统计学分析以及径向基函数(Radial Basis Function, RBF)神经网络变形等处理, 建立了基于年龄、身高、体质指数(Body Mass Index, BMI)、性别的中国 3~12 岁儿童胸腔骨骼参数化几何模型。运用该参数化模型快速得到 3~12 岁内, 年龄、身高、体质指数、性别任意组合的儿童胸腔骨骼几何模型。运用该参数化几何模型, 预测的 3~12 岁儿童胸腔骨骼几何模型的平均几何精度为 5.2 mm, 第 1 对到第 12 对肋骨的几何精度最大为 7.0 mm, 最小为 4.5 mm。该参数化几何模型可以用于研究人体体征参数对胸腔骨骼几何的影响以及对儿童胸部损伤的影响。

关键词: 儿童胸腔骨骼; 参数化; 几何模型; 人体体征参数

中图分类号: U461.91; R318.01

文献标志码: A

Modeling Research on Parametrization Geometric Model of Ribcage of 3~12 Years Old Children

CAO Libo¹, YU Zhiqiang¹, LI Junyi¹, TAO Wukang¹, WU Jun^{1,2†}

(1. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha 410082, China;

2. College of Engineering and Design, Hunan Normal University, Changsha 410081, China)

Abstract: Changes in human body parameters influence on the geometry of the ribcage in children, directly affecting the form of chest injury. A limited number of existing children's ribcage geometric models were developed using the parameters of specific body characteristics. CT 3D reconstruction, semi-automatic point selection, ribcage posture adjustment, statistical analysis, and Radial Basis Function (RBF) neural network deformation were applied to 61 CTs, and then a parametric geometric model for children's ribcage aged 3~12 years in China based on the age, height, Body Mass Index (BMI), and gender was developed. Using the proposed parametric geometric model, the children's ribcage geometry models depending on the age (3~12 years old), height, BMI, and gender can be quickly obtained. The average geometric accuracy of the predicted ribcage geometry model for children aged 3~12 years was 5.2 mm, and the average geometric accuracy of the first to the twelfth pairs of ribs was at most 7.0 mm, and at least 4.5 mm. The parametric geometry model can be used to study the effect of human body parameters on the geometry of

* 收稿日期: 2018-10-29

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51505137), National Natural Science Foundation of China(51505137); 湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室开放基金(31615007), State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body(31615007)

作者简介: 曹立波(1964—), 男, 湖南衡阳人, 湖南大学教授, 博士

† 通讯联系人, E-mail: wujun701@163.com

children's ribcage and its impact on children's chest injury.

Key words: children's ribcage; parameterization; geometric model; human body parameters

儿童相对其他乘员是弱势群体,在汽车碰撞中,相对于其他乘员更易受到损伤甚至死亡.根据中国交通事故统计数据,每年超过20万人因为交通事故死亡,其中15岁以下儿童,每年超过1万人被交通事故夺走生命^[1].胸部损伤是儿童损伤的第二大主要形式^[2].儿童胸部的解剖结构、损伤机理和损伤特点与成人存在差异^[3-6].因此,研究儿童胸部损伤机理和损伤形式,对促进儿童胸部损伤保护具有重要意义.

儿童尸体实验十分稀少且珍贵,因此,常采用有限元模型研究儿童胸部损伤生物力学.有限元模型可以很好地表达复杂胸部的结构,由于其具有经济性、重复性以及便于研究应力应变的特性,使得用有限元模型研究儿童胸部损伤更有优势. Mizuno 等人^[7]采用美国儿童的身体尺寸以及相关文献中儿童骨骼材料特性,缩放 AM50 成人有限元模型,得到一个3岁美国儿童有限元模型,该模型不能体现中国儿童胸部与成人的差异.蒋彬辉^[8]开发了一个10岁儿童有限元模型,通过动静态实验对有限元模型进行了验证,但该模型材料属性同样缩放自成人胸部数据. LV 等人^[9]开发了一个6岁儿童胸腹部有限元模型,通过尸体实验对胸腹部有限元模型进行了验证.

以上研究开发的儿童胸部有限元模型数量有限,都是基于特定人体体征参数(比如某一年龄、体型)开发的,其几何模型仅代表特定人体体征参数的

儿童.但有研究表明,年龄、性别等人体体征参数对儿童胸部几何有很大的影响^[9],胸部几何形态特征的变化进一步影响儿童胸部损伤特性^[4-5].为了建立参数化几何模型,近年来,有学者采用统计学方法和RBF神经网络变形技术得到基于年龄、身高、体质指数、性别的参数化几何模型^[10-15]. Shi 等人^[16]、Wang 等人^[17]手动在胸部骨骼上选取几百个甚至上千个标志点,建立了基于年龄、身高、体质指数、性别的美国成人胸部骨骼参数化几何模型.手动选取标志点十分费时且难以保证精度,为解决此问题,本研究在建立儿童胸部骨骼参数化几何模型时,采用一种半自动选取标志点的方法.

本研究建立了基于年龄、身高、体质指数、性别等人体体征参数的儿童胸腔骨骼参数化几何模型,利用该模型可以快速得到不同人体体征组合的儿童胸腔骨骼几何模型,对进一步研究人体体征对儿童胸部几何的影响、不同人体体征的儿童胸部损伤保护具有重要的意义.

1 开发流程

本研究根据61个不同样本的胸腔CT扫描数据,开发和建立3~12岁儿童胸腔参数化几何模型.图1为该儿童胸腔参数化几何模型的开发流程.

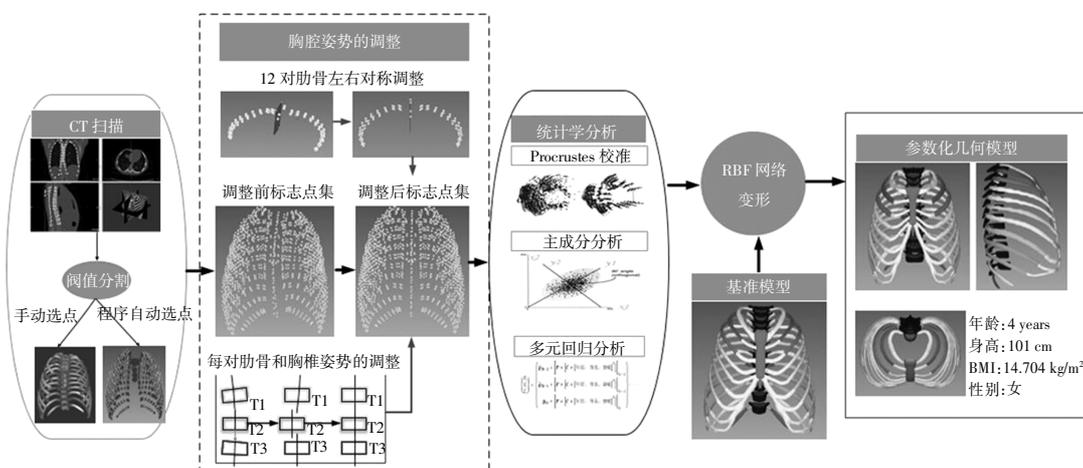


图1 3~12岁儿童胸腔参数化几何模型开发流程

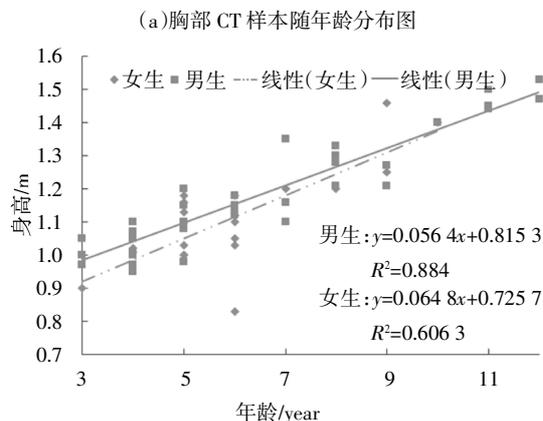
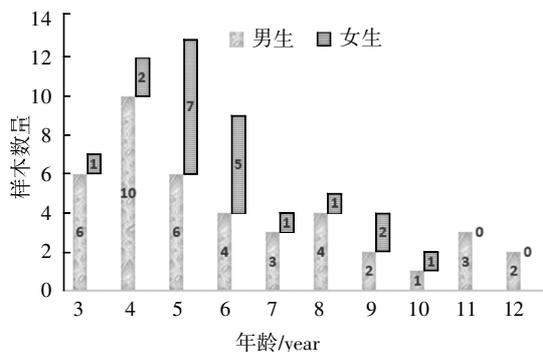
Fig.1 Procedure for developing parametric geometric model of ribcage in children aged 3~12

首先,对 61 个 CT 样本进行分析和处理,通过 CT 三维重建、阈值分割、蒙版编辑等操作,获得胸腔骨骼几何.通过手动选取和自动选取标志点,获得表征胸腔骨骼几何的标志点;其次,通过局部和全局的对称和旋转等操作,调整胸腔骨骼的姿态,将不同样本的姿态进行统一;然后,通过统计学分析建立人体体征参数和胸腔几何的多元回归模型,包括 Procrustes 校准、主成分分析、多元回归分析等;最后,通过径向基函数(RBF)神经网络变形技术,获得特定人体体征的儿童胸腔几何模型.

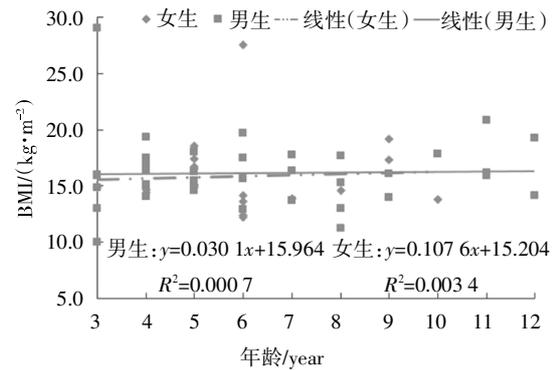
2 标志点的选取和调整

2.1 CT 样本和基准模型的获取

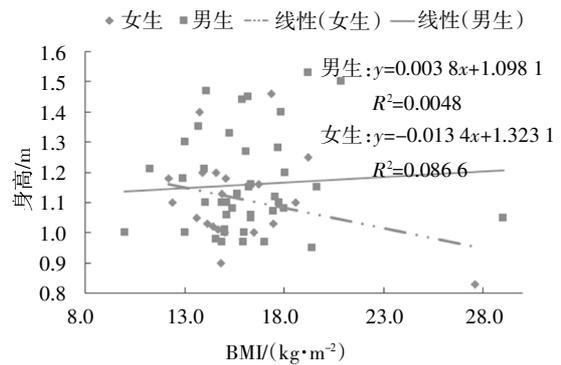
CT 样本主要采自中南大学湘雅三医院,并经过其伦理委员会的批准,批准编号为 2017-S 270.一共收集了 61 个儿童胸腔 CT 样本,详细记录了各样本的年龄、身高、体质指数、性别等信息,样本群包括 41 个男性样本,20 个女性样本,61 个 CT 样本的胸部骨骼完整且都处于正常形态,没有骨骼方面的病态.样本群在人体体征上的分布以及人体体征之间的相关关系如图 2 所示.由于儿童是在发育期,则其身高随着年龄的增大而增高,呈现线性关系.体质指数和年龄以及体质指数和身高无明显的相关关系,所选的样本符合随机采样的原则.



(b) 身高-年龄关系图



(c) BMI-年龄关系图



(d) 身高-BMI 关系图

图 2 样本分布以及年龄、身高和体质指数之间的相关关系

Fig.2 Sample distribution and correlation between age, height and BMI

胸腔骨骼基准几何模型(基准模型)取自蒋彬辉^[3]创建的 10 岁儿童整体有限元模型,该模型的几何数据采自密歇根儿童医院,该模型很好地反映了儿童的生理解剖结构和特征,并且经过了生物力学特性的验证^[18-22].在 Hypermesh13.0 (Altair, U.S.)中分离出胸腔有限元模型,基准模型如图 3 所示.

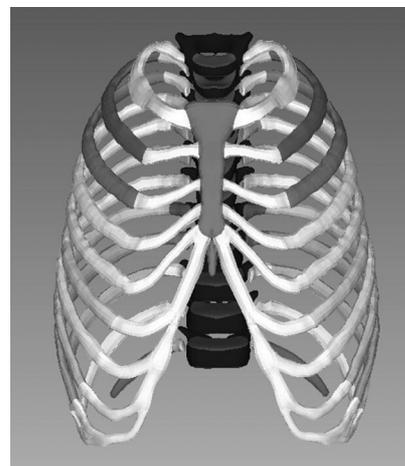


图 3 基准几何模型

Fig.3 Baseline geometry model

2.2 胸腔标志点的半自动选取

每个儿童胸腔 CT 样本由几百到几千张断层扫描图像组成, 每张图像的像素矩阵为[500, 500]. CT 样本相邻两层的层间距为 1 mm, 利用 Mimics 16.0 (Materialise, Plymouth, MI) CT 分析软件, 获取 61 个儿童胸腔 CT 对应的骨骼三维几何模型, 包括 24 根肋骨、12 根胸椎以及胸骨.

肋骨手动选取标志点十分费时且难以保证精度, 为解决此问题, 本研究采用一种半自动选取标志点的方法. 根据肋骨位置的高低, 在肋骨上按肋骨中心线长度平均选取 N 个截面, 包括初始截面和终止截面. 每对肋骨选取截面的数量见表 1. 24 根肋骨从上至下依次命名为第 1 对到第 12 对. 每个截面选取上、下、左、右 4 个标志点^[16-17]. 24 根肋骨一共选取了 1 496 个标志点, 如图 4(a)所示.

表 1 各对肋骨选取的横截面数目

Tab.1 Number of cross sections selected for each pair of ribs

肋骨级别	第 1 对	第 2 对	第 3 对	第 4 对	第 5 对	第 6 对	第 7 对	第 8 对	第 9 对	第 10 对	第 11 对	第 12 对
截面数目 N	10	11	16	23	21	22	22	16	16	11	11	8

注: 从上至下, 从左至右将 24 根肋骨编号为 rib1~rib24, 第 1 对为 rib1 和 rib13, 所处的位置最高.

肋骨除了起始和终止截面采用手动选取标志点外, 其他截面的标志点采用 MATLAB 程序自动选取, MATLAB 选取的肋骨标志点如图 4(b)所示.

在每根胸椎上各选取 4 个标志点, 椎体上下各一个, 棘突上选取两个标志点, 如图 4(c)所示, 胸椎

上一共选取了 $12 \times 4 = 48$ 个标志点. 而对于胸骨, 分别在锁骨与胸骨连接处, 第 1~第 6 肋骨切迹上各选取两个标志点. 儿童胸骨还处于生长阶段, 还没有完全愈合, 在胸骨块之间选取 6 个标志点, 胸骨上共选取了 34 个标志点, 如图 4(d)所示. 综上, 每个样本选取了 1 578 个标志点.

MATLAB 选取肋骨标志点的流程如图 5 所示, 具体步骤如下:

1) 计算单根肋骨点云的最小二乘圆, 圆心为点 O ; 计算肋骨点云中每个点与 O 点的夹角, 并按夹角

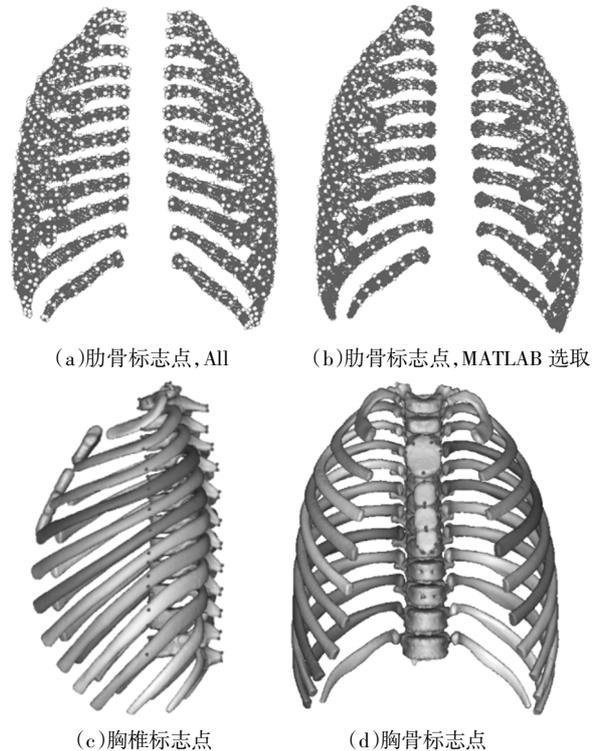


图 4 儿童胸腔几何模型及其标志点的分布

Fig.4 Children's chest geometry model and distribution of landmarks

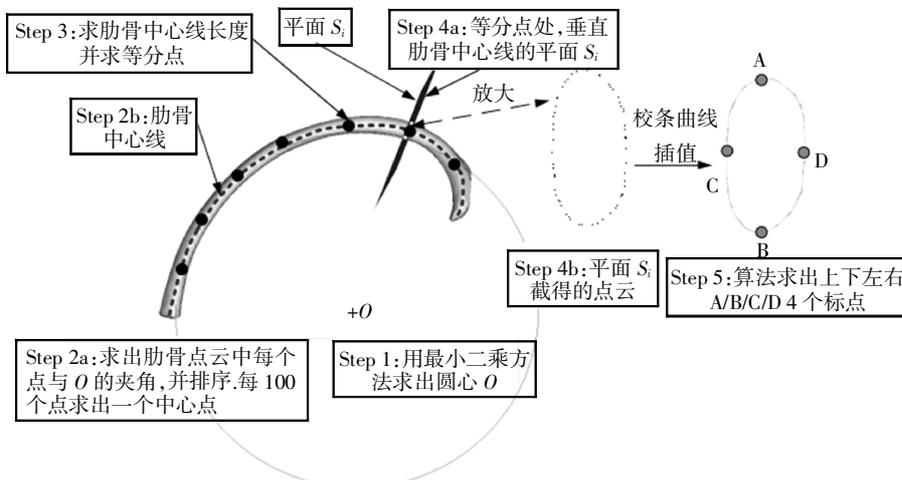


图 5 MATLAB 自动选取肋骨标志点流程图

Fig.5 Procedure for selecting automatically the landmarks of ribs using MATLAB

的大小对肋骨点云重新排序。

2) 计算得到若干个中心点, 运用样条插值得到肋骨中心线。

3) 求肋骨中心线的 N 等分点, 不同肋骨 N 的取值参见表 1。

4) 在等分点 i 处作垂直肋骨中心线的平面 S_i , 并对平面 S_i 中的点进行样条曲线插值, 最后用算法求出该横截面上的上(A)、下(B)、左(C)、右(D) 4 个标志点。

2.3 胸腔骨骼几何模型姿势的调整

人体中每一对肋骨和对应的椎骨所构成的几何模型几乎是完全对称的。但是, 不同样本在 CT 扫描时, 姿势有所差异, 胸椎有不同的位移, 导致每对肋骨和胸椎的对称平面不在同一平面上^[7]。因此, 需要不同样本的标志点调整为同一姿态。调整胸腔几何模型姿势的步骤分以下几步:

1) 计算每对肋骨和对应胸椎的对称平面。假设左侧肋骨 (rib1~rib12) 的标志点为 P_L , 右侧肋骨 (rib13~rib24) 的标志点为 P_R , 左侧肋骨标志点 P_L 经对称平面对称到右边记为 P_R' 。每一对肋骨的对称平面的解析式为:

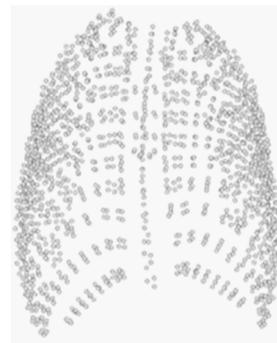
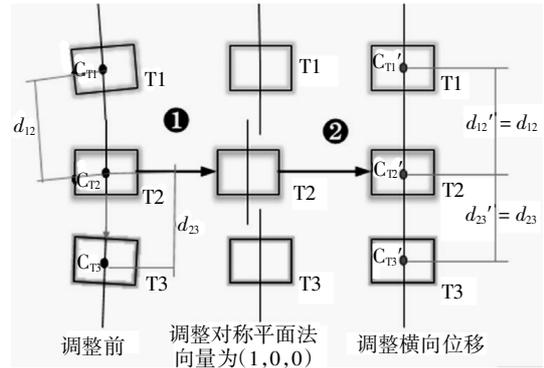
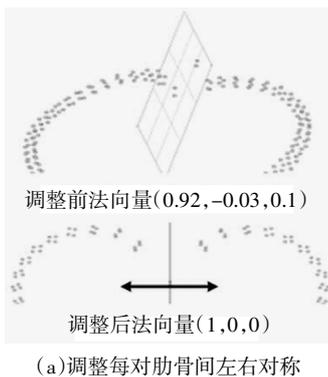
$$A \times x + B \times y + C \times z + D = 0 \quad (1)$$

对称平面的参数通过式(2)获得优化:

$$\min \sum_{i=1}^N \| P_{R_i}' - P_{R_i} \| \quad (2)$$

用 P_R' 替换 P_R , 将胸椎上的标志点投影到对称平面上, 并将每对肋骨的对称平面的法向量通过罗德里格旋转公式调整为 $(1, 0, 0)$ 。如图 6(a) 所示, 某样本的一对肋骨的对称平面在调整之前法向量为 $(0.92, -0.03, 0.1)$, 经过对称和旋转调整后, 其法向量为 $(1, 0, 0)$ 。

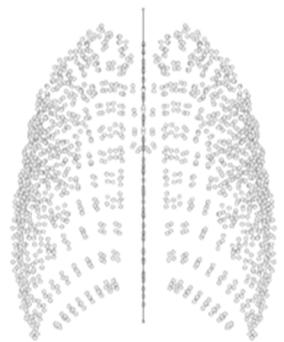
2) 如图 6(b) 所示, 调整每对肋骨和胸椎的对称平面, 使其在同一个平面上, 且保证相邻胸椎中心的距离在调整前后一致 ($d_{12}' = d_{12}, d_{23}' = d_{23}$), 以保证调整姿势后不改变 12 根胸椎在 YOZ 平面上的投影曲线。图 6(c)~6(f) 分别为调整姿势前后标志点之间的对比。



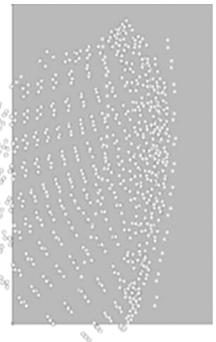
(c) 标志点前视图(调整前)



(d) 标志点侧视图(调整前)



(e) 标志点前视图(调整后)



(f) 标志点侧视图(调整后)

图 6 胸腔骨骼几何模型姿势的调整

Fig.6 Posture adjustment of the ribcage geometric model

3 参数化模型的建立

3.1 胸腔标志点的统计学分析

3.1.1 胸腔样本几何模型的坐标系匹配

不同胸腔样本的几何模型的空间位置有所差异, 为了方便对比不同胸腔几何模型之间的尺寸和形状变化, 需要将不同胸腔样本的标志点进行坐标系归一化处理^[10]。归一化处理后, 不同胸腔样本处于同一坐标系。本研究采用 GPA (Generalized Procrustes Analysis, GPA) 几何形状统计学迭代方法将

不同胸腔样本的几何形状进行归一化. 每次迭代寻找一个标准几何形状, 通过平移、旋转和尺度变换等操作将不同样本的几何形状与标准几何形状匹配, 直到所有样本的几何形状到其平均几何形状的距离和最小. 图 7 为 GPA 校准后的标志点坐标数据集. GPA 将不同胸腔样本几何形状归一化处理的具体步骤^[16]如下所示.

1) 计算所有样本的平均形状 \bar{x} 作为标准形状.

$$\bar{x} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i \quad (3)$$

式中: m 为胸腔样本的个数.

2) 将 61 个胸腔样本几何匹配到标准形状上:

$$x'_i = \frac{1}{C_s} (x_i - C) T \quad (4)$$

式中: T 为表征对称的一个正交矩阵; C 为表征平移的矩阵; C_s 为尺度变换因子; x'_i 是匹配好的样本几何.

3) 再次计算匹配好的所有样本的平均形状 \bar{x}' .

$$\bar{x}' = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x'_i \quad (5)$$

4) 每迭代完一次, 计算本次标准形状与上次标准形状的距离平方和差值, 当距离平方和差值大于 1×10^{-6} (本研究设置的距离平方和限值) 时, 则返回步骤 2) 进行下一次迭代.

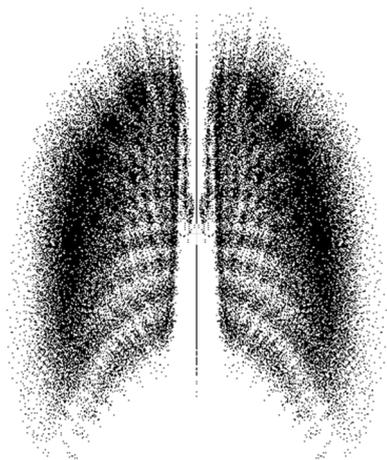


图 7 GPA 校准后的标志点坐标数据集

Fig.7 GPA calibrated marker point coordinate data set

3.1.2 胸腔样本的主成分分析和多元回归分析

通过多元回归分析建立胸腔骨骼几何和年龄、身高、体质指数、性别之间的关系, 以建立胸腔骨骼参数化几何模型. 本文共处理了 61 个儿童胸腔样

本, 在每个样本上选取 1 578 个标志点来表征胸腔骨骼几何形状, 每个标志点含有三个维度的信息. 因此, 61 个胸腔样本一共含有 $L = 61 \times 1 578 \times 3$ 个数据. 这些数据之间存在较多的信息重叠, 利用主成分分析 (Principal Components Analysis, PCA) 技术对 $L = 61 \times 1 578 \times 3$ 个数据进行降维, 提取原始数据的主要参数信息. 具体主成分分析如下:

每个胸腔样本标志点平铺成单行矩阵 g , 平均几何模型表示为 \bar{g} , G 为所有中心化的胸腔形状向量:

$$G = [g_1 - \bar{g}, g_2 - \bar{g}, \dots, g_m - \bar{g}] \quad (6)$$

61 个胸腔骨骼几何模型的标志点集合的主成分可以通过计算矩阵 G 的特征向量和特征值得到. 计算矩阵 G 的特征向量和特征值, 本研究借鉴 Jolliffe^[23]和 Reed 等^[24]采用的算法, 将矩阵 G 进行如下分解:

$$G = SP \quad (7)$$

$$S = GP' \quad (8)$$

式中: S 为一个含有 $1 578 \times 3$ 列的矩阵, 每一列代表一个主成分分数.

P 是 G 矩阵的归一化特征向量, 每一个特征向量对应一个特征值. 特征值越大, 采用式 (8) 计算得到的主成分分数含有原始数据的信息越多.

将矩阵 G 的特征值从大到小排序, 前 K 个特征值对应的主成分分数含有绝大多数原始数据的信息, 因此, 矩阵 G 的近似矩阵为:

$$G^* = S_k P_k \quad (9)$$

式中: G^* 为 G 的近似矩阵; P_k 为矩阵 G 的前 K 个特征值对应的特征向量组成的矩阵; S_k 为前 K 个主成分分数组成的矩阵.

3~12 岁年龄内、身高、体质指数和性别组合的儿童胸腔骨骼几何的标志点集合 g_i^* 可以通过以下公式得到:

$$g_i^* = \bar{g} + P_N^T S_N^T \quad (10)$$

式中: S_N^T 是矩阵 S_N 的列集, 也就是第 i 个样本的主成分分数.

所有样本的人体体征信息组成特征矩阵 $F = [\text{Age, Height, BMI, Gender, 1}]$, Age、Height、BMI 的单位分别是 year、m、kg/m², Gender 取值为 0 和 1 时分别表示女性和男性. 矩阵 F 的每一行代表一个样本

的人体体征参数. 通过多元回归模型建立矩阵 F 和主成分 S_k 之间的关系式如下^[23]:

$$S_k = C \times F + \varepsilon \quad (11)$$

如上文所述, F 是 61 个样本的人体体征信息组成的矩阵, C 是此次多元回归的系数矩阵, ε 是一个残差向量, 且满足 $\varepsilon \sim N(0, 1)$. 系数矩阵 C 的表达式如式(12)所示, 其中 F^+ 是矩阵 F 的伪逆矩阵.

$$C = (S_k - \varepsilon)F^+ \approx S_k F^+ \quad (12)$$

当确定儿童的体征参数(年龄、身高、体质指数、性别)后, 记其体征参数矩阵为 F_{PRE} , 即可以用式(12)(13)(14)确定相应的儿童胸腔骨骼的 1 578 个标志点的空间坐标矩阵 M_{PRE} , 其中 $\text{reshape}(G_{PRE}, 3, 1\ 578)^T$ 的含义是调整矩阵 G_{PRE} 为 $3 \times 1\ 578$ 的矩阵.

$$G_{PRE} = \bar{g} + S_k \times C \times F_{PRE}^T \quad (13)$$

$$M_{PRE} = \text{reshape}(G_{PRE}, 3, 1\ 578)^T \quad (14)$$

3.2 网格变换技术

本文采用网格变换技术将一个基础的人体胸腔有限元几何模型映射到目标的几何体上. 其算法是基于薄板样条函数以及 RBF 神经网络变形相结合的方法 (RBF-TPS, Radius Basis Function with Thin Plate Spline), 该算法可以平滑地将基准有限元模型映射到目标几何体上.

在 2.2 节选用的基准模型上, 选取和目标几何一一对应的 1 578 个标志点作为 RBF 神经网络的输入. 3~12 岁任意年龄内、身高、体质指数和性别组合的儿童胸腔骨骼几何的 1 578 个标志点, 可以通过式(13)(14)定义的多元回归模型预测得到, 将其作为 RBF 神经网络的输出. 结合输入输出, 训练得出 RBF 神经网络的权重. 最后, 通过训练好的 RBF 神经网络^[13-15], 将基准模型进行网格变换, 即可得到指定人体体征参数(年龄、身高、体质指数、性别)的儿童胸腔骨骼几何模型.

4 结果与讨论

4.1 儿童胸腔骨骼参数化几何模型的精度

主成分分析中, 选择合适数目的主成分对于控制参数化几何模型的精度至关重要. Shi 等人^[16] 和 Wang 等人^[17] 分别选用前 40 个和前 60 个主成分

数用于和人体体征参数进行多元回归分析. 本文得到的儿童胸腔骨骼形状矩阵共有 4 734 个主成分, 儿童胸腔骨骼形状矩阵的特征值越大, 对应的主成分分数包含的信息越多. 本研究得到的儿童胸腔骨骼形状矩阵的特征值(已做好从大到小的排序)最大为 142 073, 第 60 个特征值大小为 13.3, 第 61 个特征值大小为 8.5×10^{-11} . 基于以上分析, 本文选择的主成分数目为前 70 个, 囊括了 99.99% 的原始数据信息.

运用该参数化几何模型预测 3~12 岁年龄段男性、女性儿童几何模型(共 20 个不同人体体征参数的几何模型, 均未参与本次参数化). 其中一组原始几何模型和预测几何模型的对比如图 8 所示. 计算预测标志点和原始标志点的平均欧几里得距离作为误差, 原始模型和预测模型的误差对比如表 2 所示, 胸腔平均误差为 5.2 mm, 第 1 对到第 12 对肋骨的平均误差最大为 7.0 mm, 最小为 4.5 mm. 其中, 第 12 对肋骨的误差最大, 为 7.0 mm, 主要原因是第 12 对肋骨为浮肋, 其末端是游离的, 不同个体之间浮肋几何形状差异很大. Wang 等人^[17] 所用方法得出的成人胸腔整体误差为 8~10 mm, 本文建立的参数化几何模型的预测精度要比 Wang 等人得出的误差精度高. 在后续的研究中, 增加样本的数量和丰富性, 使得参数化几何模型具有更好的预测精度和应用价值.

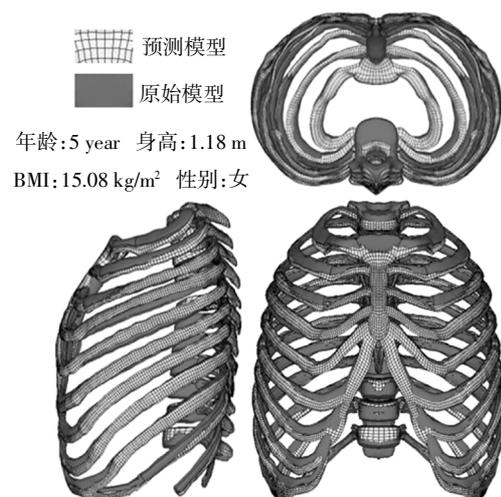


图 8 原始几何模型与预测几何模型的对比

Fig.8 Comparison between original geometric model and predicted geometric model

表2 预测模型与原始模型误差对比

Tab.2 Error comparison between prediction model and original model

肋骨级别	第1对	第2对	第3对	第4对	第5对	第6对	第7对	第8对	第9对	第10对	第11对	第12对	整个胸腔
平均误差/mm	6.0	5.6	5.0	5.0	4.7	4.5	4.6	4.8	5.2	5.7	6.1	7.0	5.2

注:从上至下,从左至右将24根肋骨编号为rib1~rib24,第1对为rib1和rib13,所处的位置最高。

4.2 儿童胸腔骨骼几何模型的预测

本研究在预测3~12岁儿童胸腔骨骼几何模型时,身高和体重数据采用了孙艺宏等^[25]在2016年公布的1943—2014年5~12岁儿童的50百分位身高和体重数据。结合上文建立的3~12岁儿童胸腔骨骼参数化几何模型,即可得到5~12岁50百分位儿童的胸腔骨骼几何模型。

得到的几何模型之间的对比图如图9所示,无论男性还是女性,几何模型都随着年龄的增加有显著的变化,表明参数化胸腔骨骼模型可以很好地预测年龄对胸腔的显著影响^[4,9]。进一步运用该参数化几何模型,可以研究人体体征参数对儿童胸腔骨骼几何的影响。

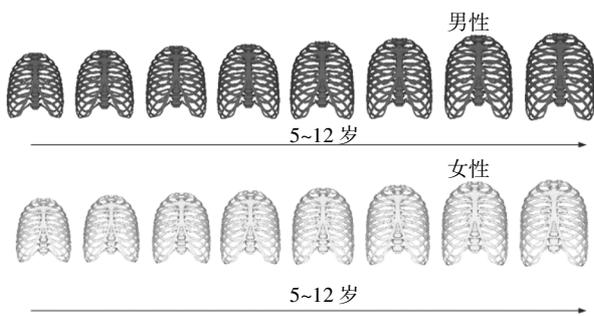


图9 5~12岁儿童胸腔骨骼几何模型对比图

Fig.9 Comparison of geometric models of ribcage in children aged 5~12

5 结论

本研究通过对61个儿童胸部CT进行三维重建、半自动选取标志点、胸腔对称和姿势调整、统计学分析以及网格变形等处理,建立了3~12岁儿童胸腔骨骼参数化几何模型。结果表明,运用该参数化几何模型预测3~12岁年龄段男性、女性儿童胸腔

骨骼几何模型的整体平均误差为5.2 mm,第1对到第12对肋骨的平均误差最大为7.0 mm,最小为4.5 mm。同时,验证了胸腔骨骼参数化几何模型可以很好的预测年龄对胸腔的显著影响。运用该参数化几何模型可以快速得到3~12岁不同人体体征的儿童胸腔骨骼几何模型,结合胸腔骨骼材料,即可得到对应的有限元模型,对研究年龄、身高、体质指数、性别等人体体征参数对儿童胸部损伤的影响以及研究儿童胸部损伤防护等具有重要的意义。

参考文献

- [1] 芦瑞瑞. 三岁儿童乘员腹部有限元模型的构建及损伤分析[D]. 天津:天津科技大学机械工程学院,2016:1—3.
LU R R. The development and injury analysis of a 3-year-old child occupant abdominal finite element model [D]. Tianjin:College of Mechanical Engineering,Tianjin University of Science and Technology,2016:1—3. (In Chinese)
- [2] 应龙. 6岁儿童胸部生物力学模型的构建与损伤研究[D]. 镇江:江苏大学汽车与交通工程学院,2017:1—6.
YING L. Development of 6-year-old pediatric biomechanical thorax model and injury analysis [D]. Zhenjiang:School of Automotive and Traffic Engineering,Jiangsu University,2017:1—6. (In Chinese)
- [3] 蒋彬辉. 儿童胸部有限元模型开发及损伤机理研究[D]. 长沙:湖南大学机械与运载工程学院,2013:1—6.
JIANG B H. Development of finite element model and study of injury mechanism for pediatric thorax [D]. Changsha:College of Mechanical and Vehicle Engineering,Hunan University,2013:1—6. (In Chinese)
- [4] WEAVER A A,SCHOEL L,STITZEL J D. Morphometric analysis of variation in the ribs with age and sex [J]. Journal of Anatomy,2014,225(2):246—261.
- [5] WEAVER A A,SCHOEL L,JOEL D,et al. Morphometric analysis of variation in the sternum with age and sex [J].Journal of Morphology,2014,275(11):1284—1299.
- [6] OPENSHAW P,EDWARDS S,HELMS P.Changes in rib cage geometry during childhood[J]. Thorax,1984,39(8):624—627.
- [7] MIZUNO K,IWATA K,DEGUCHI T,et al. Development of a three-year-old child FE model [J].Traffic Injury Prevention,2005,6(4):361—371.
- [8] LV W L,RUAN S J,LI H Y,et al. Development and validation of a 6-year-old pedestrian thorax and abdomen finite element model and impact injury analysis [J].International Journal of Vehicle Safety,2015,8(4):339—355.
- [9] SANDOZ B,BADINA A,LAPORTE S E,et al. Quantitative geo-

- metric analysis of rib, costal cartilage and sternum from childhood to teenagerhood [J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2013, 51 (9): 971—979.
- [10] 李俊义. 儿童颈部有限元模型建模方法及损伤研究[D].长沙: 湖南大学机械与运载工程学院, 2018:31—47.
- LI J Y. The research on the modeling methodology of finite element model and injury of child neck[D]. Changsha: College of Mechanical and Vehicle Engineering, Hunan University, 2018:31—47. (In Chinese)
- [11] HU J W, RUPP J D, REED M P. Focusing on vulnerable populations in crashes: recent advances in finite element human models for injury biomechanics research [J]. *Journal of Automotive Safety and Energy*, 2012, 3(4): 295—307.
- [12] HWANG E, HU J W, CHEN C, *et al.* Development evaluation, and sensitivity analysis of parametric finite element human models in side impacts[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2016, 60:473—508.
- [13] HWANG E, HALLMAN J, KLEIN K, *et al.* Rapid development of diverse human body models for crash simulations through mesh morphing[R]. Washington DC:SAE International, 2016.
- [14] LI Z G, HU J W, REED M P, *et al.* Development, validation, and application of a parametric pediatric head finite element model for impact simulations [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2011, 39(12):2984—2997.
- [15] KLEIN K F, HU J W, REED M P, *et al.* Development and validation of statistical models of femur geometry for use with parametric finite element models [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, 43(10): 2503—2514.
- [16] SHI X N, CAO L B, REED M P, *et al.* A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index [J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47 (10): 2277—2285.
- [17] WANG Y L, CAO L B, BAI Z H, *et al.* A parametric ribcage geometry model accounting for variations among the adult population[J]. *Journal of Biomechanics*, 2016, 49(13): 2791—2798.
- [18] 吴俊, 李俊义, 曹立波, 等. 基于网格变换技术的 9 岁儿童 C4—C5 颈椎有限元模型的开发与验证[J]. *湖南大学学报(自然科学版)*, 2018, 45(4):26—33
- WU J, LI J Y, CAO L B, *et al.* Development and validation finite models for the 9 years old child's C4—C5 cervical spine based on mesh morphing [J]. *Journal of Hunan University (Natural Sciences)*, 2018, 45(4): 26—33. (In Chinese)
- [19] DONG L Q, LI G Y, MAO H J, *et al.* Development and validation of a 10-year-old child ligamentous cervical spine finite element model [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2013, 41 (12): 2538—2552.
- [20] DONG L Q, MAO H J, LI G Y, *et al.* Investigation of pediatric neck response and muscle activation in low-speed frontal impacts [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015, 18(15): 1680—1692.
- [21] JIANG B H, CAO L B, MAO H J, *et al.* Development of a 10-year-old pediatric thorax finite element model validated against cardiopulmonary resuscitation data [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, 17(11): 1185—1197.
- [22] SHEN M, ZHU F, JIANG B H, *et al.* Development and a limited validation of a whole-body finite element pedestrian and occupant models of a 10-year-old child [J]. *International Journal of Eating Disorders*, 2015, 48(7):826—841.
- [23] JOLLIFFE I T. *Principal component analysis and factor analysis* [M]. 2nd ed. New York: Springer-Verlag, 2002:115—128.
- [24] REED M P, PARKINSON M B. Modeling variability in torso shape for chair and seat design [C]//ASME International Design Engineering Technical Conferences. New York:American Society of Mechanical Engineers, 2008:561—569.
- [25] 张艺宏, 孙君志, 李宁. 我国 1943—2014 年儿童少年身高体重生长变化分析[J]. *中国学校卫生*, 2016, 37(10):1578—1581.
- ZHANG Y H, SUN J Z, LI N. Analysis on the growth and change of children's height and weight in china from 1943 to 2014[J]. *China Journal School Health*, 2016, 37(10):1578—1581. (In Chinese)