

# 基于冰冻切片的人体骨盆有限元模型的建立与初步验证

汪方<sup>1</sup> 石杜芳<sup>2</sup> 王秋根<sup>1△</sup> 王冬梅<sup>2</sup> 陈豪<sup>1</sup> 吴佳琦<sup>1</sup> 杨庆<sup>1</sup> 王成焘<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>上海交通大学附属第一人民医院骨科 上海 200080; <sup>2</sup>上海交通大学生物医学制造与生命质量工程研究所 上海 200240)

**【摘要】** 目的 建立基于冰冻切片的人体骨盆有限元模型,以用于研究骨盆非线性生物力学特性。方法 采用“中国数字虚拟人”第1例男性冰冻切片数据,运用切片图像处理软件 CryoSegmentation 提取出骨轮廓线,分别建立骨皮质、骨松质线模型和有限元模型。骨与软骨选用 SOLID92 四面体十节点单元,韧带采用 2D 索单元 LINK10,分别赋予材料属性。结果 按骶髂关节为融合状态进行模型计算,应力主要集中在椎骨前面、骶髂关节面及周边、髂骨弓、坐骨大切迹、髌臼侧缘以及股骨颈;骶髂关节面应力主要集中在耳状面周缘,最大位移发生在 L<sub>3</sub>;融合状态下各韧带所承受拉力都较小。结论 基于冰冻切片的建模方法可获取更为精确的人体解剖结构信息,包含软组织条件的骨盆有限元模型的建立是基于 CT 和 MRI 有限元建模方法的重要补充。

**【关键词】** 骨盆; 有限元模型; 冰冻切片

**【中图分类号】** R 323.5 **【文献标志码】** A

## Construction of a finite element model of human pelvis basing on the visible human cryosection and its initial verification

WANG Fang<sup>1</sup>, SHI Du-fang<sup>2</sup>, WANG Qiu-gen<sup>1△</sup>, WANG Dong-mei<sup>2</sup>,  
CHEN Hao<sup>1</sup>, WU Jia-qi<sup>1</sup>, YANG Qing<sup>1</sup>, WANG Chen-tao<sup>2</sup>

(<sup>1</sup>Department of Orthopedics, First People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200080, China;

<sup>2</sup>Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering,  
Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

**【Abstract】 Objective** To construct a three-dimension finite element model of human pelvis basing on the color photos of human-body cryosection, so as to research the nonlinear biomechanical properties of human pelvis. **Methods** The cryosection color photos of the first Chinese digitized virtual human were chosen as the database in the range from L<sub>3</sub> to proximal 1/3 of femur. The image processing software CryoSegmentation was used to extract out the contours of cortical and cancellous bones. The obtained data were imported to Imageware to do preprocess, and then were imported to Ansys to create the finite element model. The 10 node tetrahedron element SOLID92 was used to mash the bone and cartilages, and two-dimension link element LINK10 was used to mash the ligaments. **Results** Calculation was made for the model when the sacroiliac joint was in the fusion state. Stress converged around the ear-shape articular surface, and the maximum displacement occurred in L<sub>3</sub>. Tension of ligament was low, and the stress of interossea ligament was only 37 N in the fusion state. **Conclusions** The finite element model of bone and ligament system basing on color photos of cyosection is effective to obtain more information of human anatomy structures, which was an important supplement to the method of CT and MRI finite element model.

**【Key words】** pelvis; finite element model; cryosection

骨盆环由骶骨和两块髌骨通过耻骨联合和骶髂关节连接组成,软组织对于维持骨盆生物力学稳定性非常重要<sup>[1]</sup>。目前骨盆有限元模型多数是通过CT扫描获取骨骼边缘曲线,不能很好地分辨软骨、韧带等结构,而MRI图像虽能较清晰地分辨软组织,但对骨的分辨率不高。基于人尸体的冰冻切片可以获取包括骨骼、韧带、肌肉等丰富的解剖学信息。上海交通大学“中国力学虚拟人”课题组开发了能够处理人体冰冻切片的CryoSegmentation软件<sup>[2]</sup>,通过提取人体骨骼及其他组织的边界并自动拟合合成B样条曲线生成线框模型,为进行骨肌系统有限元模型提供了新的选择。基于该技术,课题组聂文忠等<sup>[3]</sup>已经建立了胸腰部、骨盆及下肢的有限元模型,不过模型中的骨密质、骨松质未按解剖形态分开,亦未考虑骶髂关节软骨和周围韧带结构。本次建模针对以上问题作了进一步补充,构建了包括骨密质、骨松质、关节软骨、韧带等结构的骨盆有限元模型;探讨了单元类型选择、材料属性赋予、网格划分等技术细节;并对骶髂关节为融合状态下的模型进行了计算。基于冰冻切片骨盆有限元模型的建立进一步丰富了骨盆非线性生物力学研究的手段和方法。

## 材料和方法

**材料** 冰冻切片采用第三军医大学“中国数字虚拟人”第1例男性样本。研究对象身高171 cm,体重69 kg,年龄35岁,在标准双腿站立位下冰冻,共有切片2 111片,层厚0.1~1.0 mm,其中腰椎、骨盆部分的层厚为1.0 mm,图像的分辨率为600万像素,选取L<sub>3</sub>至股骨上1/3段切片。

### 几何模型的建立

**骨边缘轮廓模型的建立** 首先对冰冻切片图像中的边缘轮廓进行矢量化处理,在CryoSegmentation软件中进行图像配准,设定标尺计算像素值,按一定的方向沿骨边线轮廓分别描记骨密质与骨松质的外轮廓(图1),拟合成三次有理B样条曲线<sup>[2]</sup>,全部描点工作完成之后输出IGS文件。

**线模型的预处理** 将IGS文件导入到Imageware软件中进行处理。所有轮廓线的起点排列整齐、方向一致化;设定轮廓参数点数目并使其均布;对各轮廓进行平滑、删减处理。注意皮质骨、松质骨轮廓应取在同一平面上,以免建面、体模型时出现内外干涉。最后,对线框进行分割处理,一般按特征部位分成2~3段,得到最终预处理模型。

**体模型的建立** 将处理好的IGS文件分步导

入到Ansys中,分步建成骨松质、骨皮质模型。按约2:1的比例<sup>[4]</sup>分别建出耳状面间骶骨软骨和髌骨软骨模型,原接触部位做共面处理。同理,建出耻骨间盘和髌关节软骨,椎骨后突关节之间的间隙以软骨联结。

**坐标系的确立** 将右侧髌臼中心定义为原点“O”(X,Z);平面定义为平行于过双侧髌前上棘及最前侧耻骨结节的平面。X轴平行于左右髌前上棘连线,方向从右指向左;Z轴随之确定,方向向上;Y轴运用右手法则确定<sup>[5]</sup>。

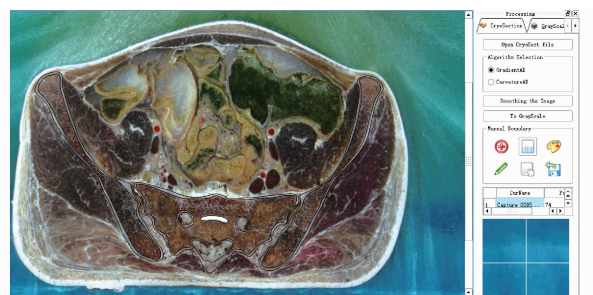


图1 CryoSegmentation软件提取出的骨密质及骨松质的轮廓

Fig 1 The contours of cortical and cancellous bone drawn out by CryoSegmentation

### 有限元模型的建立

**单元类型选择** 由于骨盆部位几何模型复杂,各部位皮质骨厚度差异较大,故对骨与软骨选取SOLID92四面体十节点单元(图2A)。本模型中涉及的韧带数量多、方向不一,各韧带间相互交织,难以建立三维实体模型,故在此采用2D索单元LINK10代替(图2B)。单元属性中K2选择“long & per motn”,表示单元方向会随起止点位置的变化而变化;K3选择“Tension only”,表示只承受拉力,这样就可以较真实模拟骶髂系统韧带的受力状况。

**材料属性赋予** 本模型数据来自冰冻切片彩图,骨材料属性按文献以各向同性赋予;骶髂软骨与骶髂系统韧带的材料属性为54 MPa;韧带属性采用Zheng等<sup>[6]</sup>和Phillips等<sup>[1]</sup>文中参数(表1)。

**网格划分** 选用自动划分网格功能,网格密度按不同部位通过设定线段的长度来手动设定:髌骨3 mm,骶骨2 mm,椎骨1.6 mm,骶髌软骨1 mm,其他各部位软组织2 mm。

**韧带创建** 分别选出各韧带两端解剖附着区域面内的节点,在两端节点间创建LINK10单元,为减弱韧带附着区域的应力集中现象,本模型中共创建了3 120个LINK10单元,每根单元的刚度系数约5~17 N/mm(表1),韧带单元后视效果见图3。

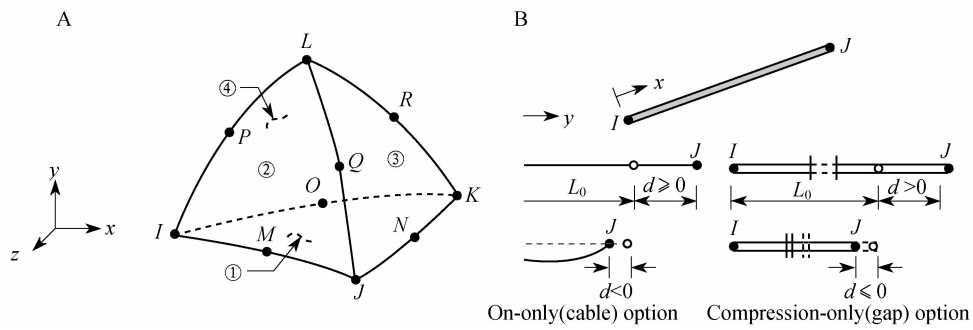


图2 模型单元示意图

Fig 2 The sketch map of elements in the model

A: 10-node tetrahedron element SOLID92; B: Two-dimension link element LINK10.

表1 各组织材料属性及单元类型和单元数

Tab 1 The properties, element types and element numbers of materials

Material	Properties		Element numbers	References
	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ration		
Femoral cortical <sup>(1)</sup>	18 200	0.38	37 720	Black <sup>[5]</sup>
Femoral cancellous <sup>(1)</sup>	389	0.3	28 846	Black <sup>[5]</sup>
Ilium cortical <sup>(1)</sup>	17 000	0.3	104 700	Dalstra <sup>[7]</sup>
Ilium cancellous <sup>(1)</sup>	132	0.2	153 806	Dalstra <sup>[7]</sup>
Sacrum cortical <sup>(1)</sup>	6 140	0.3	97 982	Hakim <sup>[8]</sup>
Sacrum cancellous <sup>(1)</sup>	1 400	0.3	158 795	Hakim <sup>[8]</sup>
Lumber cortical <sup>(1)</sup>	12 000	0.3	130 980	Kawahara <sup>[9]</sup>
Lumber cancellous <sup>(1)</sup>	100	0.3	148 830	Kawahara <sup>[9]</sup>
Lumber endplate <sup>(1)</sup>	24	0.4	5 569	Kawahara <sup>[9]</sup>
Fibrous rings <sup>(1)</sup>	450	0.45	55 922	Goel <sup>[10]</sup>
Vertebral pulp <sup>(1)</sup>	2.25	0.499 5	9 725	Renner <sup>[11]</sup>
Sacrum cartilage <sup>(1)</sup>	1 000	0.3	5 804	Zheng <sup>[12]</sup>
Ilium cartilage <sup>(1)</sup>	1 000	0.3	3 870	Zheng <sup>[12]</sup>
Pubic symphysis <sup>(1)</sup>	5	0.45	1 399	Zheng <sup>[12]</sup>
Acetabulum cartilage <sup>(1)</sup>	12	0.42	7 271	Black <sup>[5]</sup>
Material	Stiffness coefficient (N/mm)		Element numbers	References
Sacrospinous ligament <sup>(2)</sup>	K = 1 400		80 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Sacrotuberous ligament <sup>(2)</sup>	K = 1 500		300 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Interossea ligament <sup>(2)</sup>	K = 2 800		400 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Sacroiliac anterior ligament <sup>(2)</sup>	K = 700		120 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Sacroiliac dorsalia ligament (long) <sup>(2)</sup>	K = 1 000		200 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Sacroiliac dorsalia ligament (short) <sup>(2)</sup>	K = 400		160 × 2	Zheng <sup>[6]</sup>
Iliolumbar ligament <sup>(2)</sup>	K = 1 000		200 × 2	Phillips <sup>[1]</sup>
Pubicum superius ligament <sup>(2)</sup>	K = 500		100	Phillips <sup>[1]</sup>
Pubis arcuatum ligament <sup>(2)</sup>	K = 500		100	Phillips <sup>[1]</sup>

<sup>(1)</sup> Constitutive model: Isotropy; Element type: SOLID92; Total Element numbers: 954 292; <sup>(2)</sup> Constitutive model: Anisotropy; Element type: LINK10; Total Element numbers: 3 120.

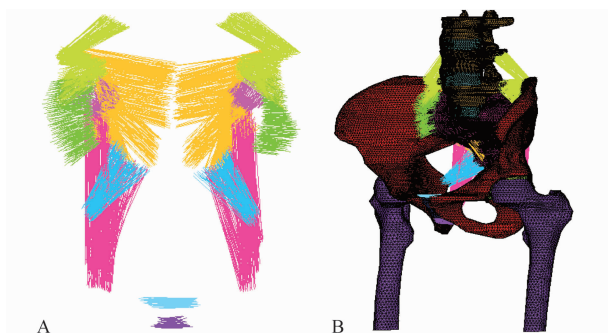


图3 有限元模型的创建

Fig 3 Construction of finite element model

A: Elements stand for ligaments; B: The whole element model.

## 结 果

为与现有文献的建模方法比较,本次算例模型髋髌关节为融合状态,未做接触处理,不考虑肌肉力作用。

**应力传导** 应力从髋骨椎体面往下分别在髋骨前、后方向两侧面分叉传导至髋髌关节面上,然后直接指向髋髌关节通过股骨头传至下肢。应力主要集中在部位是椎骨前面、髋髌关节面及周边、髋骨弓、坐骨大切迹、髌臼侧缘以及股骨颈,最大幅值约为 41

MPa,发生在 $L_4$ (图4、表2)。

骶髂关节面应力主要集中在耳状面周缘,两侧应力传导不对称,左右两侧髂骨峰值分别为16.1 MPa和25.6 MPa(图5)。骶髂软骨中的应力同样主要集中在耳状面边缘,左右两侧应力峰值分别为2.9 MPa和5.1 MPa。骨松质与骨皮质应力传导路线一致,但峰值小很多(图6、表2)。

**位移情况** 模型位移分布较对称,最大位移发生在 $L_3$ ,骨盆后方位移大于前方;整体位移峰值为1.16 mm,骶骨、髂骨和骶髂关节峰值分别为0.37 mm、0.21 mm和0.22 mm(图7、表2)。

**韧带拉力** 各韧带所承拉力都较小,骨间韧带处拉力幅值约为37 N,髂腰、骶结节及骶棘韧带只承力1~6 N,其余韧带拉力均可忽略不计(表3)。

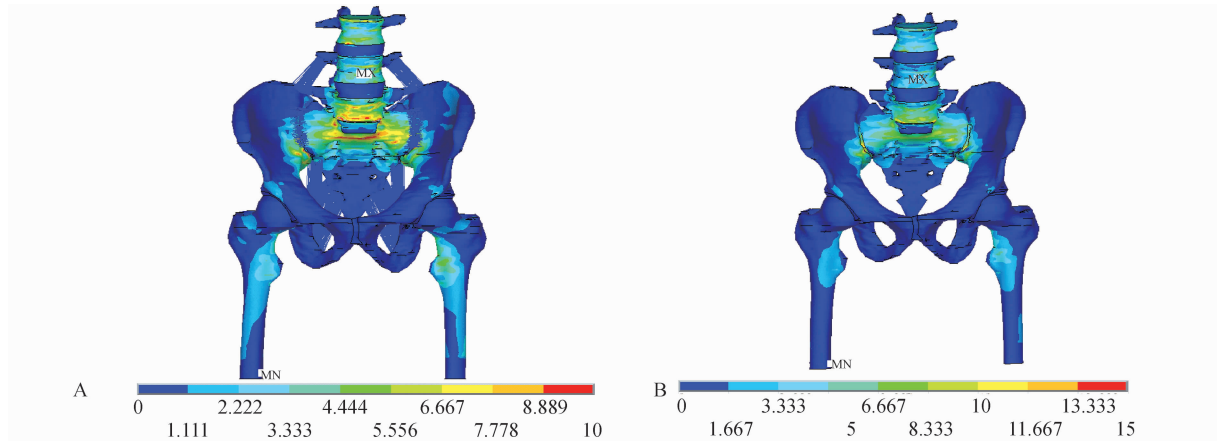


图4 双腿站立融合模型中全骨盆的等效应力分布图

Fig 4 The Von Mises stress distribution of the whole pelvis in the fusion model in double-support standing posture

A: Results of the current model; B: Results of the current model without ligaments. MX: Maximum stress; MN: Minimum stress.

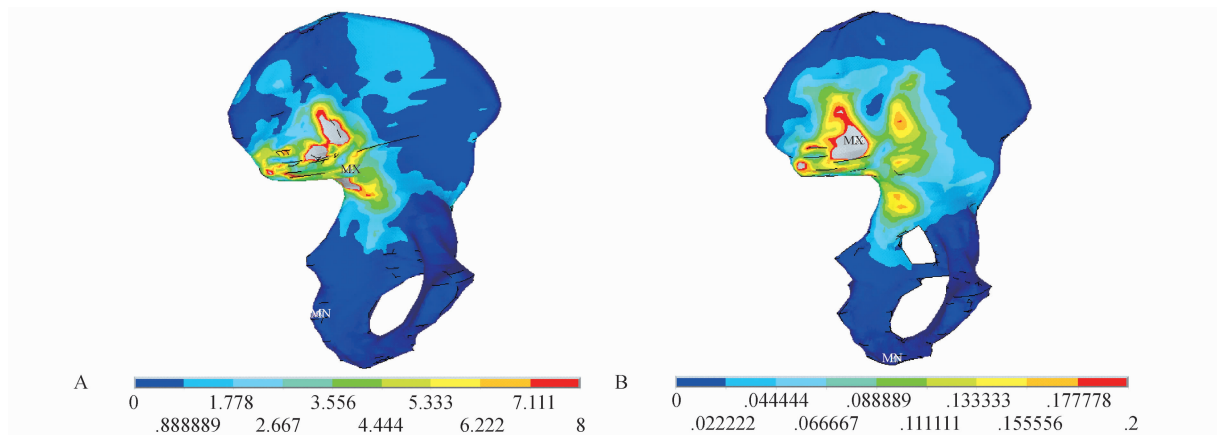
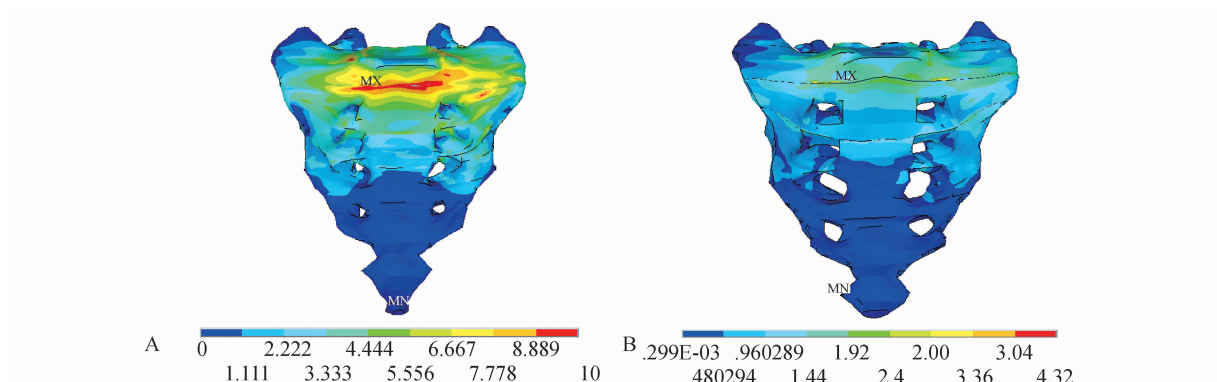


图5 双腿站立融合模型中髂骨的等效应力分布图

Fig 5 The Von Mises stress distribution of iliac bones in the fusion model in double-support standing posture

A: Anterior view of left iliac cortical bone; B: Anterior view of left iliac cancellous bone. MX: Maximum stress; MN: Minimum stress.



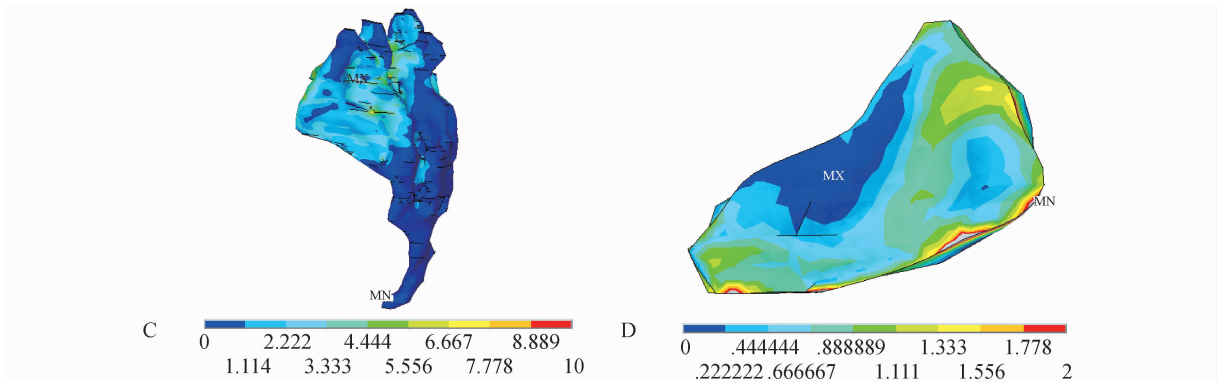


图6 双腿站立融合模型中骶骨及关节软骨的等效应力分布图  
**Fig 6 The Von Mises stress distribution of sacral bones and sacroiliac cartilage in the fusion model in double-support standing posture**

A: Anterior view of sacral cortical bone; B: Anterior view of sacral cancellous bone; C: Lateral view of left sacral ear-shaped surface; D: Lateral view of left sacroiliac cartilage. MX: Maximum stress; MN: Minimum stress.

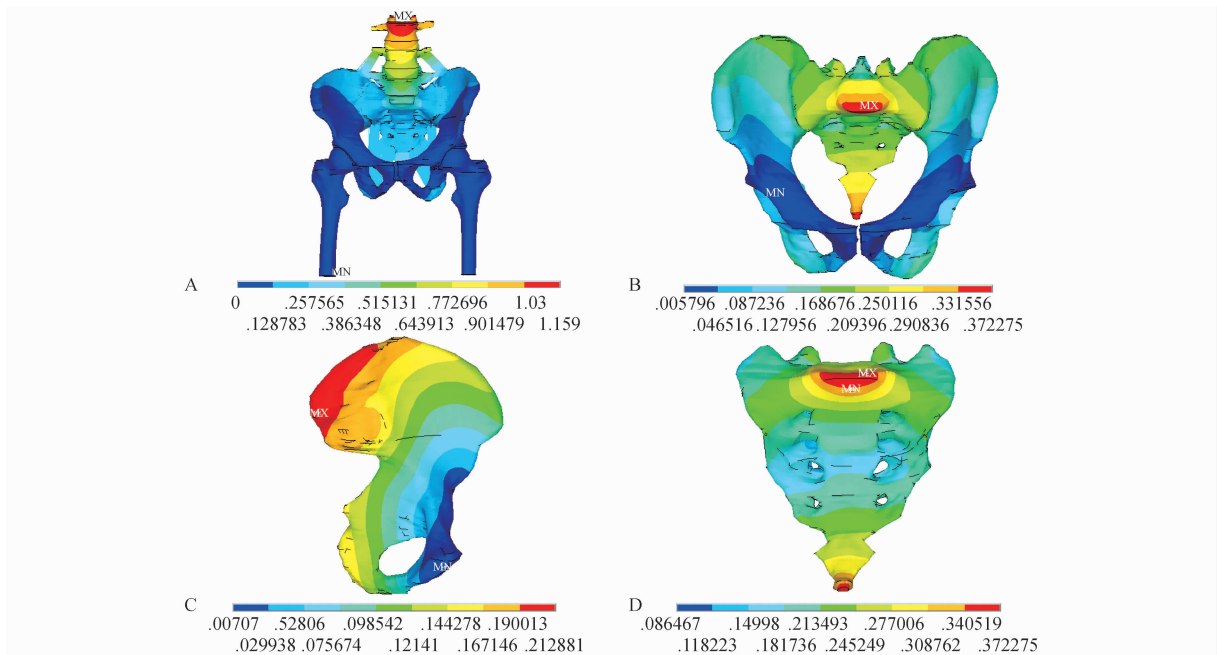


图7 双腿站立融合模型中整体和各部位的总位移分布图

**Fig 7 The displacement distribution of the whole and components in the fusion model in double-support standing posture**

A: Anterior view of the whole model; B: Anterior view of the whole pelvis; C: Anterior view of the left iliac bone; D: Anterior view of the sacral bone. MX: Maximum stress; MN: Minimum stress.

表2 双腿站立融合模型中整体与各部位的应力与位移峰值

**Tab 2 The Von Mises stress and displacement peak value of the whole and components in the fusion model in double-support standing posture**

Parameter	Whole	Left ilium		Right ilium		Sacrum		Left sacroiliac joint		Right sacroiliac joint		Pubic symphysis
		Cortical	Cancellous	Cortical	Cancellous	Cortical	Cancellous	Sacrum	Iliac	Sacrum	Iliac	
Major principal stress (MPa)	18.10	12.00	0.23	16.40	0.24	12.20	3.00	3.50	5.20	3.10	3.50	0.36
Third principal stress (MPa)	-42.80	-17.50	-0.70	-27.80	-0.50	-12.50	-5.30	-3.40	-11.20	-3.10	-4.40	-0.16
Equivalent stress (MPa)	41.00	16.10	0.46	25.70	0.52	13.50	4.32	5.00	4.24	2.50	2.90	0.16
X displacement (mm)	0.12/ -0.07	0.09/ -0.07		0.09/ -0.07		0.07/ -0.03		0.10/ -0.00	0.05/ -0.01	0.03/ -0.03	0.03/ -0.03	0.03/ -0.01
Y displacement (mm)	0.32/ -1.00	0.16/ -0.08		0.14/ -0.08		0.32/ -0.09		0.13/ 0.06	0.12/ 0.08	0.12/ 0.04	0.11/ 0.08	0.03/ -0.03
Z displacement (mm)	0.15/ -0.68	0.06/ -0.18		0.07/ -0.17		-0.06/ -0.37		-0.10/ -0.20	-0.10/ -0.20	-0.10/ -0.20	-0.10/ -0.18	0.01/ -0.05
Total displacement (mm)	1.16	0.21		0.21		0.37		0.23	0.22	0.22	0.21	0.05

表 3 双腿站立融合模型中各韧带拉力与变形幅值  
 Tab 3 The tensile force and elongation amplitude of all ligament components in the fusion model in double-support standing posture

Parameter	Iliolumbar ligament		Interossea ligament		Sacroiliac anterior ligament		Sacroiliaca dorsalia ligament		Sacrotuberous ligament		Sacros spinous ligament	
	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right
Tensile force (N)	3.34	4.11	37.9	35.9	0	0	0.06	0.25	1.56	1.57	5.91	4.94
Deformation (mm)	0.003	0.004	0.014	0.013	0	0	≈0	≈0	≈0	≈0	0.004	0.004

## 讨 论

目前的骨盆有限元模型一般都是建立在 CT 图像基础上,虽然具有方便、快捷的优点,但 CT 不能很好地分辨显示出人体的肌腱、韧带及关节软骨等信息。MRI 图像中能较清晰分辨软骨和韧带,但对骨组织分辨率不高。冰冻切片彩图包含完整的人体解剖学信息,经过处理后可以直接应用于构建模型。本课题组选用“中国数字虚拟人”数据库资源,是目前精确度最高的人体冰冻切片彩图之一,因此可构建更符合解剖学特征的骨盆有限元模型。

**骨模型建立与材料属性赋予** 骨松质与骨密质的材料属性有较大差别,在有限元分析时有必要区分骨密质和骨松质。由于区分骨密质和骨松质非常困难,既往基于 CT 图像的骨盆有限元建模方式,对此一般进行 3 种处理:(1)骨密质作等厚处理,赋各向同性材料属性<sup>[11]</sup>;(2)骨密质与骨松质通过设定 CT 阀分开,赋各向同性材料属性<sup>[1,5]</sup>;(3)骨密质与骨松质不分开,材料属性按各部位“CT 值→骨密度→骨弹性模量”转换公式分别赋予<sup>[6]</sup>。

骨盆各部位骨密质的厚度相差很大,髌骨骨密质厚度为 0.5~5 mm<sup>[1]</sup>。应力主要在骨密质中传导,若对骨密质简化过大则会影晌应力的分布与传导,从而使研究结果失真<sup>[14]</sup>。与第 1 种将骨密质做等厚处理的建模方法相比,基于冰冻切片的建模方法更加符合骨皮质、骨松质分布的解剖学特征。

第 2 种建模方法依据 CT 值将骨皮质与骨松质分开,但对于 CT 值接近的关节软骨和韧带等结构,冰冻切片的建模方法具有一定优势。Philips 等<sup>[1]</sup>与 Dalstra 等<sup>[7]</sup>都未对髌髌软骨和髌髌韧带系统进行建模,其边界条件是将髌髌关节面固定约束,这与实际生理状况是不符合的。此外,设定 CT 阈值自动分割骨皮质与骨松质的方法得到的松质骨轮廓线通常极不规则,需要手动调整,否则划分网格单元时容易出错。

第 3 种建模方法在材料处理方面更为仿真,但 CT 值与骨弹性模量之间的关系并非线性,Schileo

等<sup>[15]</sup>通过 X 光照片分析人体股骨中钙的分布发现,强度与密度的相关系数仅为 0.40~0.42。Dalstra 等<sup>[14]</sup>探讨了骨盆部位骨松质材料属性各向异性性和各向同性两种赋予方法,发现差别不大,目前大多数模型还采用各向同性材料属性的赋予方法。

**软骨与韧带材料属性** 关于髌髌软骨与髌髌系统韧带的材料属性文献较少,Miura 等<sup>[16]</sup>通过测量 27 具新鲜尸体骨盆(分为男/女和年老/年轻)分别获得了髌髌软骨上、中、下 3 个部位的材料属性。从其测量结果来看,髌髌软骨与髌髌软骨的材料属性均值差异不大,不同部位有一些差异,从 27.3~80.6 MPa 不等,均值为 54 MPa,女性均值为 37.5 MPa,男性均值为 63.6 MPa,本模型中髌髌软骨属性取其均值 54 MPa。文献中髌髌系统韧带属性的差异很大,例如郑琦等<sup>[12]</sup>列出的髌髌骨间韧带刚度系数为 800 N/mm,而 Zheng 等<sup>[6]</sup>列出的为 2 700 N/mm,这对模型计算收敛过程及结果都有很大的影响。在计算接触模型时,采用郑琦等<sup>[12]</sup>的材料参数计算,约 9 天收敛(惠普工作站,64 位双核 2.8 G,内存 8 G),且计算时收敛曲线震荡剧烈;而采用 Zheng 等<sup>[6]</sup>和 Phillips 等<sup>[1]</sup>的材料参数计算,约 2 天就收敛,且收敛曲线震荡小。后者较符合骨盆稳固结构的客观事实,因此被本模型中所采用。

**实验结果的文献验证** 为验证本次算例模型的有效性,按既往文献报道,将髌髌关节设置为融合状态,未做接触处理,且不考虑肌肉力作用。Dalstra 等<sup>[7]</sup>计算步态中 8 个相位下应力在骨盆中传导,提示骨皮质中的应力约为 15~20 MPa,骨松质中的应力约为 0.3~0.4 MPa;郑琦等<sup>[12]</sup>建立的个性化骨盆的计算结果显示,皮质骨中的最大应力为 20~36 MPa;钱齐荣等<sup>[17]</sup>的计算结果显示,坐位下髌髌关节面的应力约为 27 MPa。本算例的计算结果与这些计算结果均较为接近。程黎明等<sup>[13]</sup>的计算结果显示,正常骨盆双足站立位 Von Mises 应力主要集中在髌髌关节附近、弓状线附近、髌臼处及股骨颈处。本次计算结果与上述趋势一致,但其最大应力为 82.863 MPa,约为本算例结果的 2 倍,可能与程黎明等<sup>[13]</sup>所引用的是 Carter 与 Hayes 测量人体胫

骨平台(tibial plateaus)处松质骨获得的公式有关。

本文主要讨论基于冰冻切片建立骨盆有限元模型的技术路线,将骶髂关节设置为融合状态进行运算。我们后续进一步研究了包含软骨、韧带、肌肉等软组织条件的骶髂关节接触模型,并采用新鲜尸体标本进行生物力学实验验证,将另文报道。在课题实施过程中,笔者发现基于冰冻切片的建模方法尚存在以下不足:(1)前期建模工作量大,从软件自动提取骨边界轮廓到手工调整到建立骨盆有限元模型需要大量时间,而基于CT图像的方法已经能实现自动建模;(2)经冰冻后的人体组织形态与活体之间存在一定形变,尤其是软组织,这是冰冻切片彩图无法克服的缺点;(3)基于CT的方式,可以扫描出同一人体在不同姿态下的图像进行比较研究,而冰冻切片的彩图数据是不可变动的。

总之,基于冰冻切片彩图的建模方法可以建立起高仿真的骨盆有限元模型,其在骨松质、骨皮质、软骨以及韧带等结构建模方面的优势是基于传统的CT和MRI图像建模方法的一个重要补充。

**致谢** 第二军医大学解剖学教研室党瑞山教授、上海市伤骨科研究所陈博老师在本文骨盆断层图片的解剖学分析以及关节软骨、韧带的有限元建模与模型验证方面给予了指导和帮助。

#### 参 考 文 献

- [1] Philips A, Pankaj P, Howie C, *et al.* Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions[J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(7): 739 - 748.
- [2] 叶铭, 于力牛, 王成焘. 目标组织轮廓的三次非均匀 B 样条逼近[J]. *上海交通大学学报*, 2003, 37(5): 729 - 732.
- [3] 聂文忠, 张绍祥, 王成焘. 基于冷冻切片的人体腰椎三维有限元模型[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 260 - 263.
- [4] Mclauchlan GJ, Gardner DL. Sacral and iliac articular cartilage thickness and cellularity: relationship to subchondral bone end-plate thickness and cancellous bone density [J]. *Rheumatology (Oxford)*, 2002, 41(4): 375 - 380.
- [5] Black J, Hastings G. Handbook of biomaterial properties [M]. London: Chapman & Hall, 1998: 3 - 12.
- [6] Zheng N, Watson LG, Yong-Hing K. Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint [J]. *Med Biol Eng Comput*, 1997, 35(2): 77 - 82.
- [7] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. *J Biomech*, 1995, 28(6): 715 - 724.
- [8] Hakim NS, King AI. A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification [J]. *J Biomech*, 1979, 12(4): 277 - 292.
- [9] Kawahara N, Murakami H, Yoshida A, *et al.* Reconstruction after total sacrectomy using a new instrumentation technique: a biomechanical comparison [J]. *Spine*, 2003, 28(14): 1 567 - 1 572.
- [10] Goel VK, Kim YE, Lim TH, *et al.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation [J]. *Spine*, 1988, 13(9): 1 003 - 1 011.
- [11] Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, *et al.* Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine [J]. *J Biomech*, 2007, 40(6): 1 326 - 1 332.
- [12] 郑琦, 廖胜辉, 石仕元, 等. 个性化全骨盆三维有限元建模及骶髂关节骨折脱位模拟 [J]. *医用生物力学*, 2008, 23(4): 296 - 300.
- [13] 程黎明, 贾永伟, 俞光荣, 等. 人体全骨盆三维有限元模型的建立与验证 [J]. *中华医学杂志*, 2007, 87(47): 3 346 - 3 348.
- [14] Dalstra M, Hukskes R, van Erning L. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone [J]. *J Biomech Eng*, 1995, 117(3): 272 - 278.
- [15] Schileo E, Dall'ara E, Taddei F, *et al.* An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2 483 - 2 491.
- [16] Miura H. Biomechanical properties of the sacroiliac joint [J]. *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 1987, 61(10): 1 093 - 1 105.
- [17] 钱齐荣, 周伟明. 坐位骶髂关节面应力分布的三维有限元研究 [J]. *临床骨科杂志*, 2001, 4(4): 241 - 243.

(收稿日期: 2010 - 01 - 15; 编辑: 段佳)