

# 不同内固定方式固定 Herscovici B 型及 C 型内踝骨折的有限元分析

包哲元<sup>1</sup> 张文龙<sup>2</sup> 冯柏涵<sup>2</sup> 王吉祝<sup>1</sup> 王志峰<sup>1</sup>

**【摘要】** 目的 应用有限元分析法,探究不同内固定方式及不同置入角度固定 Herscovici B 型及 C 型内踝骨折的生物力学稳定性。方法 应用 Mimics 19.0 软件建立胫骨远端三维模型,通过 Geomagic Studio 2013 及 SolidWorks 2017 软件对模型进行加工以及内置物的装配,建立 Herscovici B 型及 C 型内踝骨折以及全螺纹螺钉、半螺纹螺钉、克氏针张力带三种不同内固定模型。运用 ANSYS Workbench 17.0 有限元分析软件对模型进行参数设定以及载荷施加,分析骨折端应力、位移及内置物应力及位移等情况,并进行统计分析。结果 对于 Herscovici B 型骨折,在相同载荷下,三种内固定方式均在与骨折线成 130°~140°角范围内的置入角度下最稳定( $P < 0.05$ );载荷及内置物置入角度都相同的条件下,全螺纹螺钉组相对于其他两种内固定方式更稳定。对于 Herscovici C 型骨折,在相同载荷下,三种内固定方式均在与骨折线成 130°~140°角范围内的置入角度下最稳定( $P < 0.05$ );载荷及内置物置入角度都相同的条件下,全螺纹螺钉组相对于其他两种内固定方式更稳定。结论 针对 Herscovici B 型及 C 型骨折,全螺纹螺钉相较于半螺纹螺钉及克氏针张力带稳定性更佳,且置入角度为与骨折线成 130°~140°角范围内的稳定效果更好。这对临床治疗 Herscovici B 型及 C 型内踝骨折具有参考意义。

**【关键词】** 内踝骨折;有限元分析;角度;全螺纹螺钉;半螺纹螺钉;克氏针张力带

**Finite Element Analysis of Different Internal Fixation Methods for Herscovici Type B and C Medial Malleolus Fractures.** Bao Zheyuan<sup>1</sup>, Zhang Wenlong<sup>2</sup>, Feng Bohan<sup>2</sup>, Wang Jizhu<sup>1</sup>, Wang Zhifeng<sup>1</sup>. <sup>1</sup>Graduate School of Baotou Medical College, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou 014010, China; <sup>2</sup>Department of Trauma II, First Affiliated Hospital of Baotou Medical College, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou 014010, China

Corresponding author: Zhang Wenlong, E-mail: zwlmike@126.com

**【Abstract】 Objective** To explore the biomechanical stability of different internal fixation methods and different implantation angles for Herscovici B and C medial malleolus fractures by finite element analysis. **Methods** The three-dimensional models of distal tibia were established by Mimics 19.0 software, and the models were processed and assembled with internal fixators by using Geomagic Studio 2013 and SolidWorks 2017 software to establish Herscovici B-type and C-type ankle fractures, as well as three different internal fixation models, including fully threaded screws, semi threaded screws, and Kirschner wire tension bands. The ANSYS Workbench 17.0 finite element analysis software was used to set parameters and apply loads to the models, and the stress, displacement of fracture ends, stress and displacement of internal fixators were analyzed. SPSS 26.0 software was used for statistical analysis. **Results** For Herscovici B fracture, under the same load, the three internal fixation methods were most stable at the angle of internal fixation insertion ranging from 130° to 140° with respect to the fracture line ( $P < 0.05$ ); Under the same conditions of load and internal fixator insertion angle, the fully threaded screw group was more stable than the other two internal fixation methods. For Herscovici C fracture, under the same load, the three internal fixation methods were most stable at the angle of internal fixation insertion ranging from 130° to 140° with respect to the fracture line ( $P < 0.05$ ); Under the same conditions of load and internal fixator insertion angle, the fully threaded screw group was more stable than the other two internal fixation methods. **Conclusion** For Herscovici B and C fractures, the stability of fully threaded screw is better than that of half threaded screw and Kirschner wire tension band, and the effect of

DOI: 10.3969/j.issn.1674-8573.2024.02.006

作者单位: 1. 内蒙古科技大学包头医学院研究生院, 内蒙古包头 014010; 2. 内蒙古科技大学包头医学院第一附属医院创伤二科, 内蒙古包头 014010

通信作者: 张文龙, E-mail: zwlmike@126.com

stability is better when the insertion angle is within the range of 130°-140° with respect to the fracture line. This has reference value for the clinical treatment of Herscovici B and C medial malleolus fractures.

**【Key words】** Medial malleolus fracture; Finite element analysis; Angle; Fully threaded screw; Half threaded screw; Kirschner wire tension band

内踝骨折占所有踝关节骨折的7%<sup>[1]</sup>,目前针对内踝骨折所应用的分型主要为Herscovici等<sup>[2]</sup>于2007年提出的Herscovici分型,其中Herscovici B型及C型骨折作为最常见的内踝骨折类型在临床上主要采取手术治疗的方式,内固定方式的选择主要为全螺纹螺钉、半螺纹螺钉及克氏针张力带等。目前临床上全螺纹螺钉及半螺纹螺钉固定治疗内踝骨折具有切口小、操作相对简单、价格低等特点,是临床上治疗内踝骨折最常用的内固定方式。针对骨折块相对较小的内踝骨折,往往采用克氏针张力带这一内固定方式,因其对小骨折块可以发挥更好的固定作用,且加压作用更易促进骨折愈合。虽然针对Herscovici B型及C型骨折的手术方式有很多种,但却没有一个统一的标准,而且目前采取螺钉及克氏针张力带治疗Herscovici B型及C型内踝骨折大多采用与骨折线成大约135°角<sup>[3-4]</sup>置入内置物,虽然临床上也有病例尝试以其他角度置入内置物进行治疗,但取得的预后良莠不齐<sup>[5]</sup>,为何其他置入角度治疗内踝骨折取得的预后没有与骨折线成约135°角置入内置物治疗内踝骨折取得的预后好,并没有研究进行理论支持。因此,本研究的目的是:①通过有限元技术分析比较全螺纹螺钉、半螺纹螺钉及克氏针张力带三种内固定模型的生物力学稳定性,总结出Herscovici B型及C型骨折的最佳内置物;②通过有限元技术分析比较与骨折线成120°~130°、130°~140°、140°~150°三种内置物置入角度范围下的内固定模型的生物力学稳定性,总结Herscovici B型及C型骨折的最佳内置物置入角度。

## 资料与方法

### 一、一般资料

随机选取一名正常成年男性志愿者,年龄21岁,身高175 cm,体重60 kg。本研究主要应用256排螺旋CT对志愿者的胫骨进行扫描,应用的软件主要为: Mimics 19.0(Materialise公司,比利时)、Geomagic Studio 2013(Raindrop公司,美国)、SolidWorks 2017(Dassault公司,法国)、Ansys Workbench 17.0(ANSYS公司,美国)、SPSS 26.0(SPSS公司,美国)等。

### 二、试验方法

#### (一)胫骨数据的采集

嘱志愿者取站立位,应用螺旋CT对志愿者右小腿及右足部进行扫描,扫描后得到的CT数据以Dicom格式保存。

#### (二)三维模型建立

将保存的CT文件导入到Mimics 19.0软件中,生成独立的胫骨3D模型,对3D模型进行填补空腔及光滑表面,最后将胫骨的皮质骨和松质骨模型导出为STL<sup>[6]</sup>格式文件保存。

#### (三)胫骨实体化模型建立

将从Mimics软件中保存的STL格式文件导入到Geomagic Studio 2013软件中,对胫骨皮质骨和松质骨进行重划网格操作,随后对胫骨皮质骨和松质骨模型进行表面光滑处理,接着构造曲面片和构造格栅,以拟合曲面完成逆向操作,最后将拟合完成后的模型导出STP几何模型三维格式。

#### (四)Herscovici B型和C型内踝骨折及不同内固定模型的建立

用SolidWorks 2017软件分别打开从Geomagic Studio 2013软件中保存出来的STP胫骨皮质骨和松质骨模型文件,并对胫骨内踝进行分割,以模拟胫骨Herscovici B型和C型内踝骨折。建立全螺纹螺钉、半螺纹螺钉和克氏针张力带等内固定装置模型(图1),本研究螺钉长度根据实际长度调整,螺钉信息由辛迪思医疗器械商提供,螺钉直径选择4.0 mm。对内置物置入角度的分析以全螺纹螺钉组为例。将骨折模型与内固定模型分别进行装配,最终生成Herscovici B型及C型内踝骨折内固定模型(图2);骨折模型采用Herscovici B型内踝骨折模型,分别以全螺纹螺钉、半螺纹螺钉及克氏针张力带从内踝胫侧面沿与骨折线成:①125°角方向置入进行固定,模型共计三组(A1组、B1组、C1组);②135°角方向置入进行固定,模型共计三组(A2组、B2组、C2组);③145°角方向置入进行固定,模型共计三组(A3组、B3组、C3组)。骨折模型采用Herscovici C型内踝骨折模型,分别以全螺纹螺钉、半螺纹螺钉及克氏针张力带从内踝胫侧面沿与骨折线成:①125°角方向置入进行固定,模型共计三组(A4组、B4组、C4组);②135°角方向置入进行固定,模型共计三组(A5组、B5组、C5组);③145°角方向置入进行固定,模型共计三组(A6组、B6组、C6组)。骨折模型采用Herscovici B

型内踝骨折模型,以全螺纹螺钉从内踝胫侧面沿与骨折线分别成:①121°角、123°角、127°角、129°角方向置入进行固定,以上4组模型与A1组模型共同组成Herscovici B型内踝骨折120°~130°组(D组);②131°角、133°角、137°角、139°角方向置入进行固定,以上4组模型与A2组模型共同组成Herscovici B型内踝骨折130°~140°组(E组);③141°角、143°角、147°角、149°角方向置入进行固定,以上4组模型与A3组模型共同组成Herscovici B型内踝骨折140°~150°组(F组)。骨折模型采用Herscovici C型内踝骨折模型,以全螺纹螺钉从内踝胫侧面沿与骨折线分别成:①121°角、123°角、127°角、129°角方向置入进行固定,以上4组模型与A4组模型共同组成Herscovici C型内踝骨折120°~130°组(G组);②131°角、133°角、137°角、139°角方向置入进行固定,以上4组模型与A5组模型共同组成Herscovici C型内踝骨折130°~140°组(H组);③141°角、143°角、147°角、149°角方向置入进行固定,以上4组模型与A6组模型共同组成Herscovici C型内踝骨折140°~150°组(I组)。

#### (五)对模型的有限元分析

将模型导入Ansys Workbench 17.0软件中,对模

型分别进行材料属性的赋值<sup>[7]</sup>,网格划分及边界条件和载荷的设置,边界条件为胫骨近端面固定,载荷施加在胫骨内踝局部位置上,分别有横向载荷400 N、轴向载荷200 N,以及牵拉载荷100 N<sup>[8]</sup>,分析不同条件下胫骨Herscovici B型和C型内踝骨折三种内固定方式的生物力学情况。骨折模型内部材料的参数见表1。

(六)对不同内置物置入角度固定下的内固定模型进行统计学分析

运用SPSS 26.0软件进行统计分析。正态性检验采用Shapiro-Wilk检验,符合正态的计量资料采用均数±标准差表示,多组均数间比较采用方差分析,方差分析有统计学意义( $P < 0.05$ )的随后两两比较采用LSD法。统计分析取双侧检验,显著性检验水准取 $\alpha = 0.05$ 。

表1 内踝骨折模型内部材料参数

材料名称	弹性模量 MPa	泊松比
胫骨皮质骨	17 000	0.33
胫骨松质骨	5 000	0.33
螺钉	110 000	0.30
钢丝	206 000	0.30



图1 内固定装置模型 a:全螺纹螺钉模型;b:半螺纹螺钉模型;c:克氏针模型

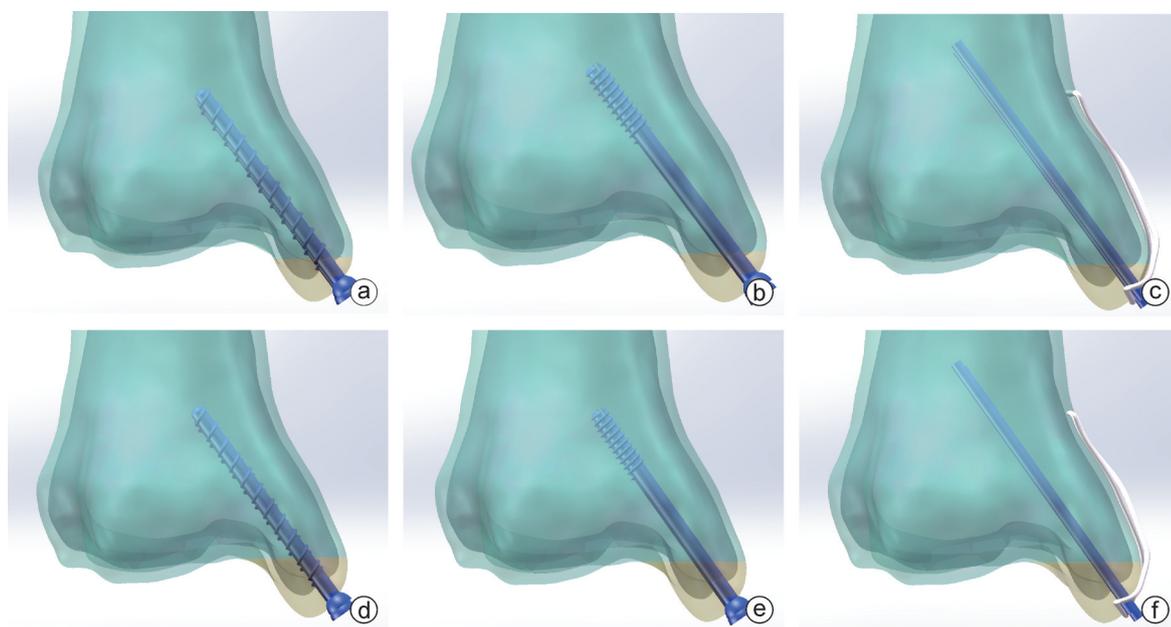


图2 部分骨折内固定模型 a:A1组模型;b:B1组模型;c:C1组模型;d:A4组模型;e:B4组模型;f:C4组模型

### 结 果

本试验不同骨折内固定有限元模型单元数及节点数见表2,部分模型网格划分图见图3,对所有组别模型进行的对比分析及数据分析见表3~14。

对于Herscovici B型及C型骨折内固定模型的应力及位移情况,均取最大值。通过分析各组表格数据可以得出:对比模型A1、B1、C1三组,模型A2、B2、C2三组及模型A3、B3、C3三组可以发现,无论以何种内置物置入角度进行固定的Herscovici B型骨折,在横向载荷或牵拉载荷作用下,全螺纹螺钉组模型(A1组、A2组、A3组)骨折远端应力、内置物应力、骨折远端位移、内置物位移四项指标的大部分数据都比半螺纹组螺钉模型及克氏针张力带组模型小;在轴向载荷作用下,虽然在数值方面看不出差异,但是通过对比应力云图(以A2、B2、C2三组为例,见图4)可以发现,根据标尺彩虹色谱颜色所显示的,A2组(全螺纹螺钉组)的低应力颜色区域明显比其他两组更多,且分布的更均匀,这就说明A2组较其他两组更稳定,进一步说明全螺纹螺钉较其他两组更稳定。因此,针对Herscovici B型骨折,采用全螺纹螺钉对骨折进行固定会比半螺纹螺钉及克氏针张力带更牢固。

对比模型A4、B4、C4三组,模型A5、B5、C5三组及模型A6、B6、C6三组可以发现,无论以何种内置物置入角度进行固定的Herscovici C型骨折,在横向载荷或牵拉载荷作用下,全螺纹螺钉组模型(A4组、A5组、A6组)四项指标的大部分数据都比半螺纹组螺钉模型及克氏针张力带组模型小;在轴向载荷作

表2 有限元模型单元数及节点数		
组别	单元数	节点数
A1组模型	182 813	283 684
B1组模型	156 165	241 229
C1组模型	155 793	243 297
A2组模型	183 700	285 164
B2组模型	156 044	241 031
C2组模型	156 467	244 239
A3组模型	183 425	285 125
B3组模型	156 312	241 422
C3组模型	155 470	242 641
A4组模型	183 080	284 345
B4组模型	156 790	242 338
C4组模型	156 691	244 740
A5组模型	194 736	300 632
B5组模型	156 763	242 339
C5组模型	155 946	243 685
A6组模型	183 640	285 759
B6组模型	156 419	241 888
C6组模型	156 283	244 013

用下,单凭数据无法进行对比,但通过对比应力云图(以A5、B5、C5三组为例,见图4)可以发现,A5组(全螺纹螺钉组)显示的几乎全为低应力颜色区域,且分布均匀。相比较A5组,B5组存在代表高应力的红色色块,说明更容易断钉,而C5组虽然没有像B5组一样具有明显的高应力色块,但B5组色块分布明显没有A5组均匀,这也就说明A5组的应力分布较C5组更均匀,可以发挥更稳定的固定效果。因此,针对Herscovici C型骨折,采用全螺纹螺钉对骨折进行固定会比半螺纹螺钉及克氏针张力带更牢固。

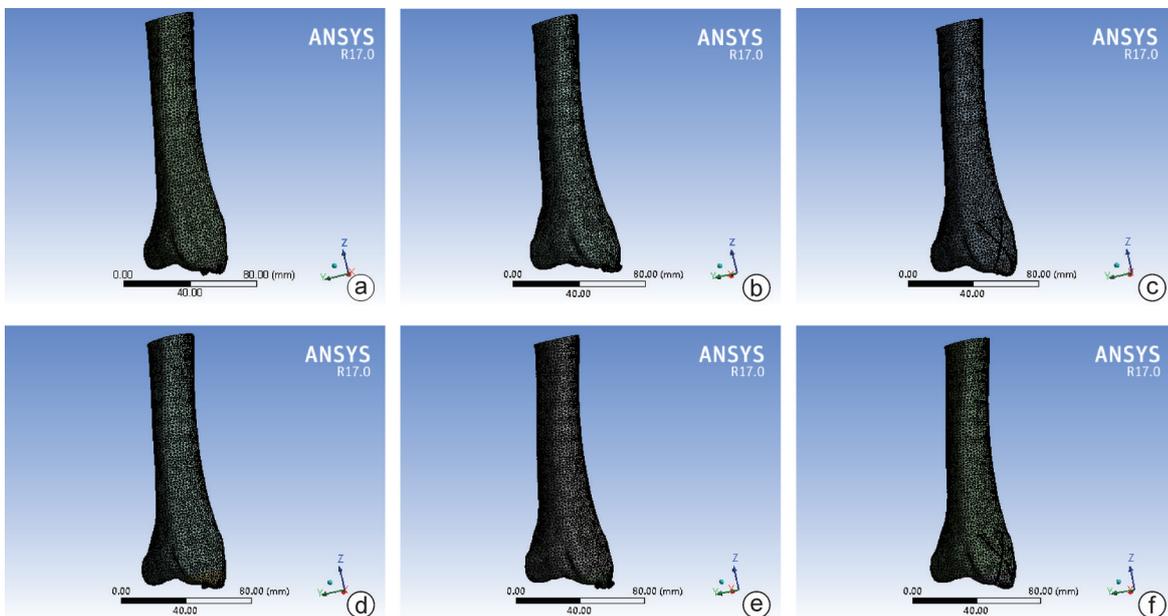


图3 部分内固定模型网格划分图 a: A2组模型; b: B2组模型; c: C2组模型; d: A5组模型; e: B5组模型; f: C5组模型

以全螺纹螺钉组模型为例,通过统计学分析模型D、E、F三组的数据可以发现,无论在何种载荷下,E组模型(130°~140°组)的骨折端与螺钉的应力及位移数据均表现的较其余两组小( $P < 0.05$ ),这就表示E组内固定模型较其余两组更稳定。因此,针对Herscovici B型骨折,采用与骨折线成130°~140°角范围内的内置物置入角度固定骨折往往比其他角度更牢固。

以全螺纹螺钉组模型为例,通过统计学分析模型G、H、I三组的数据可以发现,无论在何种载荷下,H组模型(130°~140°组)的骨折端与螺钉的应力及位移数据均表现的较其余两组小( $P < 0.05$ ),这就表示H组内固定模型较其余两组更稳定。因此,针对Herscovici C型骨折,采用与骨折线成130°~140°角

范围内的内置物置入角度固定骨折往往比其他角度更牢固。

### 讨 论

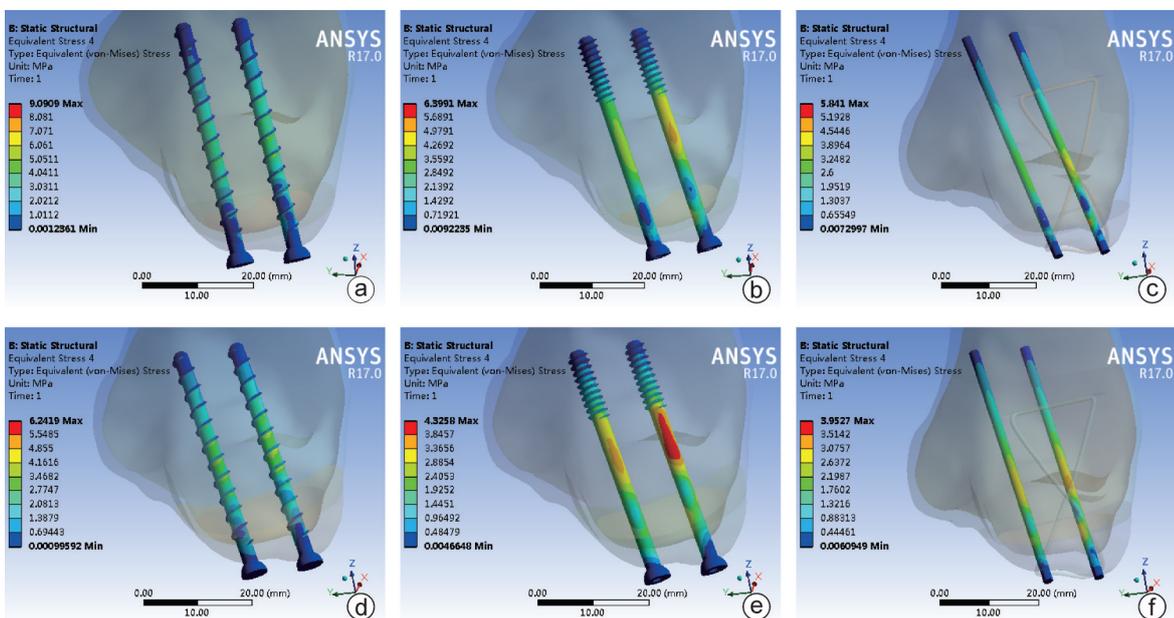
踝关节骨折是临床上最常见的几种骨折之一,约占所有骨折类型的10%<sup>[9]</sup>,而单纯的内踝骨折就可以占到所有踝关节骨折的7%。踝关节内侧结构的稳定性主要由内踝及三角韧带共同维系,而内踝骨折往往会破坏这一稳定结构,如果内踝骨折得不到有效的复位和及时的治疗而不能恢复内侧结构的稳定,将会引发一系列并发症,如肌肉萎缩、创伤性关节炎、深静脉血栓形成等,这些并发症都会对病人的预后造成影响<sup>[10]</sup>。因此有效的处理措施是内踝骨折获得良好预后的前提,本文的目的在于找出一种

**表3** 内置物置入角度125° Herscovici B型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A1组骨折远端应力(MPa)	29.089	3.115	11.891
B1组骨折远端应力(MPa)	25.048	1.998	7.090
C1组骨折远端应力(MPa)	39.747	2.004	9.782
A1组全螺纹螺钉应力(MPa)	144.790	11.329	43.744
B1组半螺纹螺钉应力(MPa)	193.080	6.940	49.014
C1组克氏针应力(MPa)	202.510	6.809	57.455
A1组骨折远端位移(mm)	1.206 0	0.055 8	0.300 3
B1组骨折远端位移(mm)	1.225 9	0.055 9	0.306 7
C1组骨折远端位移(mm)	1.233 3	0.056 1	0.310 4
A1组全螺纹螺钉位移(mm)	1.224 3	0.056 9	0.304 5
B1组半螺纹螺钉位移(mm)	1.244 5	0.055 9	0.306 7
C1组克氏针位移(mm)	1.240 3	0.057 1	0.311 0

**表4** 内置物置入角度135° Herscovici B型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A2组骨折远端应力(MPa)	28.644	3.208	10.334
B2组骨折远端应力(MPa)	24.795	2.068	5.942
C2组骨折远端应力(MPa)	27.483	1.906	7.019
A2组全螺纹螺钉应力(MPa)	122.430	9.091	47.889
B2组半螺纹螺钉应力(MPa)	163.500	6.399	43.074
C2组克氏针应力(MPa)	198.260	5.841	48.932
A2组骨折远端位移(mm)	1.196 2	0.056 1	0.297 8
B2组骨折远端位移(mm)	1.221 2	0.056 1	0.305 3
C2组骨折远端位移(mm)	1.223 4	0.056 2	0.306 3
A2组全螺纹螺钉位移(mm)	1.207 1	0.057 4	0.299 9
B2组半螺纹螺钉位移(mm)	1.229 8	0.057 3	0.306 6
C2组克氏针位移(mm)	1.219 0	0.057 1	0.303 8



**图4** 部分内固定模型应力云图 a: A2组模型; b: B2组模型; c: C2组模型; d: A5组模型; e: B5组模型; f: C5组模型

表5 内置物置入角度145°Herscovici B型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A3组骨折远端应力(MPa)	68.089	4.636	10.680
B3组骨折远端应力(MPa)	26.307	2.108	7.940
C3组骨折远端应力(MPa)	35.634	2.103	8.455
A3组全螺纹螺钉应力(MPa)	128.140	7.394	41.748
B3组半螺纹螺钉应力(MPa)	143.380	5.019	37.696
C3组克氏针应力(MPa)	167.670	4.685	43.834
A3组骨折远端位移(mm)	1.188 2	0.056 0	0.295 6
B3组骨折远端位移(mm)	1.207 6	0.055 9	0.301 0
C3组骨折远端位移(mm)	1.215 0	0.056 1	0.304 5
A3组全螺纹螺钉位移(mm)	1.180 6	0.057 1	0.293 7
B3组半螺纹螺钉位移(mm)	1.195 9	0.055 9	0.298 1
C3组克氏针位移(mm)	1.184 7	0.056 8	0.295 8

表6 内置物置入角度125°Herscovici C型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A4组骨折远端应力(MPa)	20.669	2.132	5.824
B4组骨折远端应力(MPa)	15.153	1.599	3.533
C4组骨折远端应力(MPa)	14.580	1.558	4.063
A4组全螺纹螺钉应力(MPa)	122.920	8.982	30.068
B4组半螺纹螺钉应力(MPa)	161.470	4.945	39.232
C4组克氏针应力(MPa)	193.510	5.068	46.302
A4组骨折远端位移(mm)	1.185 1	0.054 8	0.292 8
B4组骨折远端位移(mm)	1.206 6	0.054 7	0.299 2
C4组骨折远端位移(mm)	1.213 2	0.054 8	0.301 2
A4组全螺纹螺钉位移(mm)	1.202 7	0.056 1	0.296 9
B4组半螺纹螺钉位移(mm)	1.223 4	0.056 0	0.302 9
C4组克氏针位移(mm)	1.220 0	0.055 9	0.302 1

表7 内置物置入角度135°Herscovici C型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A5组骨折远端应力(MPa)	18.900	1.940	6.109
B5组骨折远端应力(MPa)	13.718	1.617	3.580
C5组骨折远端应力(MPa)	15.220	1.605	4.419
A5组全螺纹螺钉应力(MPa)	96.078	6.242	27.488
B5组半螺纹螺钉应力(MPa)	142.380	4.326	34.641
C5组克氏针应力(MPa)	177.990	3.953	39.902
A5组骨折远端位移(mm)	1.171 8	0.054 9	0.289 6
B5组骨折远端位移(mm)	1.190 9	0.054 8	0.294 7
C5组骨折远端位移(mm)	1.196 7	0.055 0	0.296 4
A5组全螺纹螺钉位移(mm)	1.182 9	0.056 1	0.292 0
B5组半螺纹螺钉位移(mm)	1.200 5	0.056 0	0.296 6
C5组克氏针位移(mm)	1.194 4	0.055 8	0.295 3

表8 内置物置入角度145°Herscovici C型骨折内固定模型分析情况

	横向 (400 N)	轴向 (200 N)	牵拉 (100 N)
A6组骨折远端应力(MPa)	31.432	1.981	5.673
B6组骨折远端应力(MPa)	17.011	1.652	4.403
C6组骨折远端应力(MPa)	17.038	1.594	4.171
A6组全螺纹螺钉应力(MPa)	124.360	7.118	24.374
B6组半螺纹螺钉应力(MPa)	109.110	4.428	27.423
C6组克氏针应力(MPa)	115.110	0.040	29.323
A6组骨折远端位移(mm)	1.160 1	0.054 8	0.286 7
B6组骨折远端位移(mm)	1.180 0	0.054 9	0.291 6
C6组骨折远端位移(mm)	1.182 3	0.054 9	0.292 7
A6组全螺纹螺钉位移(mm)	1.157 4	0.056 2	0.285 9
B6组半螺纹螺钉位移(mm)	1.171 6	0.056 2	0.289 6
C6组克氏针位移(mm)	1.159 6	0.055 8	0.286 7

表9 横向载荷下不同内置物置入角度Herscovici B型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端应力(MPa)	全螺纹螺钉应力(MPa)	胫骨骨折远端位移(mm)	全螺纹螺钉位移(mm)
D组	29.80±1.82	140.00±4.08	1.28±0.06	1.30±0.05
E组	25.71±2.18*	124.37±6.78*	1.17±0.04*	1.18±0.03*
F组	30.72±2.12#	134.17±4.80#	1.26±0.05#	1.28±0.06#
F值	8.525	10.930	6.566	9.411
P值	0.005	0.002	0.012	0.003

注:与D组比较,\* $P < 0.05$ ;与E组比较,# $P < 0.05$

表10 轴向载荷下不同内置物置入角度Herscovici B型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端应力(MPa)	全螺纹螺钉应力(MPa)	胫骨骨折远端位移(mm)	全螺纹螺钉位移(mm)
D组	3.77±0.26	10.80±1.26	0.062±0.006	0.063±0.005
E组	3.03±0.42*	8.31±0.52*	0.051±0.005*	0.050±0.006*
F组	4.01±0.49#	10.09±1.26#	0.061±0.007#	0.064±0.005#
F值	8.075	7.227	5.050	8.946
P值	0.006	0.009	0.026	0.004

注:与D组比较,\* $P < 0.05$ ;与E组比较,# $P < 0.05$

表11 牵拉载荷下不同内置物置入角度Herscovici B型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端应力(MPa)	全螺纹螺钉应力(MPa)	胫骨骨折远端位移(mm)	全螺纹螺钉位移(mm)
D组	11.67±0.86	47.89±3.39	0.38±0.06	0.36±0.04
E组	9.46±0.93*	39.24±5.75*	0.25±0.04*	0.28±0.03*
F组	11.27±0.86#	45.6±4.14#	0.34±0.05#	0.35±0.04#
F值	8.913	4.902	7.512	6.590
P值	0.004	0.028	0.008	0.012

注:与D组比较,\* $P < 0.05$ ;与E组比较,# $P < 0.05$

**表 12** 横向载荷下不同内置物置入角度 Herscovici C 型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端 应力(MPa)	全螺纹螺钉应 力(MPa)	胫骨骨折远端 位移(mm)	全螺纹螺钉位 移(mm)
G组	25.19±4.34	122.62±3.10	1.23±0.05	1.24±0.05
H组	19.41±3.94 <sup>*</sup>	96.81±2.10 <sup>*</sup>	1.15±0.03 <sup>*</sup>	1.15±0.03 <sup>*</sup>
I组	28.67±3.96 <sup>#</sup>	124.83±4.84 <sup>#</sup>	1.23±0.05 <sup>#</sup>	1.24±0.07 <sup>#</sup>
F值	6.570	97.275	4.872	4.966
P值	0.012	<0.001	0.028	0.027

注:与G组比较,<sup>\*</sup> $P < 0.05$ ;与H组比较,<sup>#</sup> $P < 0.05$ **表 13** 轴向载荷下不同内置物置入角度 Herscovici C 型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端 应力(MPa)	全螺纹螺钉应 力(MPa)	胫骨骨折远端 位移(mm)	全螺纹螺钉位 移(mm)
G组	2.11±0.15	8.75±0.79	0.059±0.004	0.060±0.004
H组	1.65±0.24 <sup>*</sup>	6.61±1.08 <sup>*</sup>	0.049±0.004 <sup>*</sup>	0.049±0.005 <sup>*</sup>
I组	2.31±0.30 <sup>#</sup>	8.04±0.71 <sup>#</sup>	0.057±0.005 <sup>#</sup>	0.061±0.004 <sup>#</sup>
F值	9.976	7.810	8.132	11.201
P值	0.003	0.007	0.006	0.002

注:与G组比较,<sup>\*</sup> $P < 0.05$ ;与H组比较,<sup>#</sup> $P < 0.05$ **表 14** 牵拉载荷下不同内置物置入角度 Herscovici C 型骨折全螺纹组模型分析结果( $\bar{x}\pm s$ )

	胫骨骨折远端 应力(MPa)	全螺纹螺钉应 力(MPa)	胫骨骨折远端 位移(mm)	全螺纹螺钉位 移(mm)
G组	6.44±0.44	32.05±4.39	0.32±0.04	0.32±0.03
H组	5.18±0.82 <sup>*</sup>	22.89±2.96 <sup>*</sup>	0.23±0.05 <sup>*</sup>	0.22±0.04 <sup>*</sup>
I组	6.21±0.85 <sup>#</sup>	30.34±5.44 <sup>#</sup>	0.31±0.04 <sup>#</sup>	0.31±0.03 <sup>#</sup>
F值	4.268	6.182	7.056	11.193
P值	0.040	0.014	0.009	0.002

注:与G组比较,<sup>\*</sup> $P < 0.05$ ;与H组比较,<sup>#</sup> $P < 0.05$ 

创伤小、稳定度高、预后佳的内踝骨折内固定方式,旨在为今后治疗内踝骨折的临床工作提供参考。

### 一、有限元模型人骨的选择

本文选取随机健康志愿者的胫骨来建立骨折模型,目的在于排除一切干扰因素,旨在研究健康胫骨在无先天畸形、胫骨外伤史及骨质疏松、骨肿瘤等理想状态下的受力情况。

### 二、载荷施加方向的选择

在胫骨受到外力作用时,胫骨下端主要受到来自距骨挤压的反作用力。因此,本文选取的横向载荷为在胫骨内踝腓侧面上施加的载荷,轴向载荷为在胫骨内踝前丘面上施加的载荷。因为内踝是整体的一个系统,因此当外力作用在内踝时,三角韧带也会对胫骨下端施加力的作用,本文应用的牵拉载荷就是模拟三角韧带对胫骨下端的牵拉作用形成的

力,为在胫骨内踝前丘外侧面上施加的载荷。

### 三、内置物置入角度的选择

在内置物置入角度方面,目前临床上骨科AO指南推荐内固定手术中内置物以垂直骨折面方向置入,但由于Herscovici B型及C型骨折骨折线的特殊位置,当内置物与骨折线成角等于或小于90°时,由于其可置入内置物的长度受到限制,所以其置入内置物可承受的应力范围则较局限,断钉风险也较高,因此内置物与骨折线成角等于或小于90°的内置物置入角度不予考虑。同样在模型建立的过程中发现,当内置物与骨折线成角为90°~120°以及成角大于150°时,虽然内置物长度足够,但是会出现内置物穿出皮质骨表面甚至进入关节的情况,这会导致内置物作用力不足,无法达到预期的效果,因此这两种角度范围同样不予考虑。综上,将内置物置入角度分为三个角度区间进行对比,分析出最佳内置物置入角度。

### 四、分析指标的选择

内固定术后的胫骨、骨痂及内固定装置可以形成一个复杂的生物力学系统,骨折周围的应力环境会直接影响到骨折的愈合,骨折断端的微动可以促进骨痂组织的形成,进一步促进骨折愈合<sup>[11]</sup>。骨折断端及内置物的位移可以反映出退钉及断钉的风险,进一步反映内固定系统是否稳定。因此,本研究采用骨折端等效应力最大值、内置物应力最大值、骨折端位移最大值及内置物位移最大值四项指标进行分析。

### 五、本研究的临床意义

到目前为止,已有不少学者针对内踝骨折的内固定方式进行过临床对比研究,Mohammed等<sup>[12]</sup>曾在研究中就传统螺钉及克氏针张力带的疗效进行过对比,表明针对骨折块较小的内踝骨折,克氏针张力带固定效果更佳,而当骨折块较大时,螺钉的效果则更加明显。Kochai等<sup>[13]</sup>则通过对比克氏针张力带、全螺纹螺钉及半螺纹螺钉固定后的内踝骨折的预后,发现全螺纹螺钉的固定效果较另外两种好,尤其是针对身体质量指数较低的病人。虽然以上文献都在临床上对内置物的固定效果进行了比较,但并没有进行生物力学分析来进行比较,本研究通过有限元技术对比分析内置物固定骨折时生物力学方面的差别来得出结论,验证了相关临床研究的结果。此外,目前还尚未有针对内踝骨折内置物置入角度的研究,本研究通过对内踝骨折时不同内置物置入角度下的生物力学稳定性的分析,为今后临床对比分析置入角度的研究提供指导意义。

## 六、本研究的局限性及展望

有限元技术作为一项在各个领域都发光发热的计算机技术<sup>[14-16]</sup>,其在数字骨科方面也逐渐拥有了越来越高的地位<sup>[17-19]</sup>。虽然有限元技术为临床工作提供了很多便利,但它也依然存在自身的局限性。本研究对胫骨及内置物模型进行了简化处理,对内固定与骨骼之间的摩擦也做了简化,是一种理想化的模型。本研究在载荷加载方向上施加的为恒定的单向力,而且虽然针对三角韧带对骨骼的牵引力也进行了模拟,但胫骨在人体中受到的力是一个更为复杂的力系统,而且会因人而异。因此,以上这些因素可能或多或少会与实际的骨骼间存在一定的误差。

随着医疗行业的发展,目前临床上针对内踝骨折所应用的内固定材质已不仅仅拘泥于钛合金这一种。应用传统的钛合金螺钉进行骨折的固定往往都会面临二次手术取出内固定装置的情况,而以聚乳酸、聚己内酯、聚乳酸-羟基乙酸等为主要材料的可吸收螺钉则可以避免这种情况,May等<sup>[20]</sup>研究中表明可吸收螺钉在功能恢复以及影像学结果方面与传统钛合金螺钉相似,而且可吸收螺钉可以避免植入物的取出,也就避免了再手术所面临的风险。除此之外,可吸收螺钉应力遮挡小,还可以减少骨折部位局部功能受到损伤的情况发生<sup>[21]</sup>。可吸收螺钉在拥有很多优点的同时也存在一些缺陷,如引起局部炎症反应、力学强度逐渐降低、螺钉隧道附近的骨易溶解等不足<sup>[22]</sup>,而合适的植入角度可以最大程度的克服不足,而且随着医疗技术的提高,可吸收螺钉的不足之处也已渐渐被它越来越明显的优点所掩盖,因此逐渐被越来越多的临床医师选择,相信在不久的将来,可吸收螺钉可以更充分地发挥它自身的优势,在临床工作中大放异彩。

综上所述,应用有限元技术针对不同内固定方式对Herscovici B型及C型骨折的固定进行分析,结果显示全螺纹螺钉固定下的胫骨应力、位移方面以及内置物的应力、位移方面相较于半螺纹螺钉、克氏针张力带更符合胫骨生物力学特点,并且针对Herscovici B型及C型骨折,内置物以与骨折线成 $130^{\circ}\sim 140^{\circ}$ 角范围内来置入内置物相较于其他置入角度更稳定。这些可以为今后临床工作的应用方面提供参考价值。

## 参 考 文 献

- [1] 欧雯海,龙汝锋,王代荣,等.内踝骨折的治疗进展[J].足踝外科电子杂志,2022,9(3):125-128.
- [2] Herscovici D Jr, Scaduto JM, Infante A. Conservative treatment of isolated fractures of the medial malleolus[J]. J Bone Joint Surg Br,

2007, 89(1): 89-93.

- [3] 肖军,黄瑞良,区广鹏,等.可吸收螺钉治疗内踝骨折[J].实用骨科杂志,2013,19(3):275-277.
- [4] 施伟业,黄家基,黄侣.可吸收螺钉治疗内踝骨折的临床疗效[J].微创医学,2011,6(2):139-140.
- [5] 苗卫东,王明君,曹湘豫,等.放置内踝螺钉安全区的解剖与临床研究[J].中国临床解剖学杂志,2008,26(6):690-692.
- [6] 黄梦全.有限元动力学分析跟骨骨折的研究[D].广东:南方医科大学,2021.
- [7] 古雪建.空心螺钉固定内踝骨折的有限元分析[D].河北:河北医科大学,2017.
- [8] 刘照睿.内踝骨折内固定技术的生物力学研究与临床评价[D].山东:山东大学,2018.
- [9] Cardoso DV, Paccard J, Dubois-Ferrière V, et al. The effect of BMI on long-term outcomes after operatively treated ankle fractures: a study with up to 16 years of follow-up[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2022, 23(1): 317.
- [10] Mehta SS, Rees K, Cutler L, et al. Understanding risks and complications in the management of ankle fractures[J]. Indian J Orthop, 2014, 48(5): 445-452.
- [11] 何凯,张金花,杨物鹏,等.锁定、解剖钢板固定Sanders II跟骨骨折稳定性的有限元分析[J].生物骨科材料与临床研究,2018,15(3):1-5,81.
- [12] Mohammed AA, Abbas KA, Mawlood AS. A comparative study in fixation methods of medial malleolus fractures between tension bands wiring and screw fixation[J]. Springerplus, 2016, 5: 530.
- [13] Kochai A, Türker M, Çiçekli Ö, et al. A comparative study of three commonly used fixation techniques for isolated medial malleolus fracture[J]. Eklem Hastalik Cerrahisi, 2018, 29(2): 104-109.
- [14] Chien PY, Walsh LJ, Peters OA. Finite element analysis of rotary nickel-titanium endodontic instruments: A critical review of the methodology[J]. Eur J Oral Sci, 2021, 129(5): e12802.
- [15] Odaka K, Takano N, Takizawa H, et al. Probabilistic finite element analysis of fatigue life of additively manufactured clasp[J]. Dent Mater J, 2022, 41(2): 286-294.
- [16] Wang S, Wu D, Li G, et al. Finite element analysis of the mechanical performance of a zinc alloy stent with the tenon-and-mortise structure[J]. Technol Health Care, 2022, 30(2): 351-359.
- [17] Lewis GS, Mischler D, Wee H, et al. Finite element analysis of fracture fixation[J]. Curr Osteoporos Rep, 2021, 19(4): 403-416.
- [18] Bu L, Wei X, Zheng J, et al. Evaluation of internal fixation techniques for extracapsular fracture: A finite element analysis and comparison[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2022, 225: 107072.
- [19] Lipphaus A, Witzel U. Finite-element syntheses of callus and bone remodeling: biomechanical study of fracture healing in long bones[J]. Anat Rec (Hoboken), 2018, 301(12): 2112-2121.
- [20] May H, Alper Kati Y, Gumussuyu G, et al. Bioabsorbable magnesium screw versus conventional titanium screw fixation for medial malleolus fractures[J]. J Orthop Traumatol, 2020, 21(1): 9.
- [21] 叶强晴.切开复位可吸收螺钉内固定治疗单纯内踝骨折效果及安全性观察[J].白求恩医学杂志,2020,18(2):159-160.
- [22] 薛清佩,邹云涛,潘进贤,等.可吸收螺钉治疗不同类型的内踝骨折[J].中华关节外科杂志(电子版),2020,14(1):124-127.

(收稿日期:2023-12-15)

(本文编辑:龚哲妮)

## 引用格式

包哲元,张文龙,冯柏涵,等.不同内固定方式固定Herscovici B型及C型内踝骨折的有限元分析[J].骨科,2024,15(2):125-132. DOI: 10.3969/j.issn.1674-8573.2024.02.006.