

Finite Element Analysis of Two Methods of ACL Reconstruction under Different Posterior Tibial Slope

Yong Qi^{1*}, Hongtao Sun¹, Huiyao Jiang², Zhuomin Mai², Feimeng Li¹, Yueguang Fan³

¹Department of Orthopaedics, Guangdong Second People's Hospital, Guangzhou Guangdong

²Department of Orthopedics of Guangdong Province Yangshan County People's Hospital, Yangshan Guangdong

³Department of Orthopaedics, The First Affiliated Hospital of Guangzhou University of Traditional Chinese Medicine, Guangzhou Guangdong

Email: yongqi1979@163.com

Received: Oct. 10th, 2018; accepted: Oct. 24th, 2018; published: Oct. 31st, 2018

Abstract

Objective: To explore the biomechanical characteristics of reconstructed ACL and knee stability after reconstruction with different methods (over-the-top single bundle reconstruction (OSBR) and anatomical single bundle reconstruction (ASBR)). **Methods:** The left knee joint of a healthy volunteer was scanned by CT and MRI. The posterior tibial slope (PTS) is 7° degree measured on MRI scans. The data were imported into computer software to get the 3D models of the knee. The 3D models with 2° PTS and 12° PTS were established in Solidworks software. After establishment of three groups of knee extension model, 30 and 90 flexion models were made through Solidworks software. The ACLs were removed in three different PTS angle models. Then new ACLs were reconstructed respectively according to the technical requirements of OSBR and ASBR in Solidworks software (the tibial site was consistent and the femoral site was different in OSB group and ASB group). 18 models of different angles and of different reconstruction methods in different flexion were established, and 9 ACL deficient models were also established. Each 3D finite element knee models was imported into ANSYS software, and then given the load and analyzed by computer. The relative displacement between tibia and femur and the stress of ACL were recorded. **Results:** The stress and the relative displacement between tibia and femur were obtained by finite element analysis in 18 ACL reconstructed models and 9 ACL deficient models respectively. The detailed results were described in the text. The results were analyzed with different models. With the increase of tibia-femur displacement, the ACL tension increased compared with the increase of PTS. The results of the tibia-femur relative displacement and ACL tension in OSBR models were relatively low when compared with that in ASBR models. **Conclusion:** Both OSBR and ASBR can restore the stability of the knee joint. Regardless of anatomical single bundle reconstruction or over-the-top single bundle reconstruction, the stress of ACL and the displacement between tibia and femur will increase with the increase of the PTS. In the models with the same PTS, the rotation center moved inside near the condyle fossa after ASBR compared with that after OSBR, which resulted in short ACL force distance, so the tension of the ACL and the displacement between the tibia and the femur increase under the same load. This result is different from the previous studies and it is a question worth considering in the study of ACL reconstruction.

*通讯作者。

文章引用: 齐勇, 孙鸿涛, 江辉耀, 麦卓敏, 黎飞猛, 樊粤光. 不同胫骨后倾角下两种方法重建 ACL 有限元分析[J]. 外科, 2018, 7(4): 91-100. DOI: [10.12677/hjs.2018.74015](https://doi.org/10.12677/hjs.2018.74015)

Keywords

Posterior Tibial Slope, Anterior Cruciate Ligament, Over-the-Top Single Bundle Reconstruction, Anatomical Single Bundle Reconstruction, Finite Element Analysis

不同胫骨后倾角下两种方法重建ACL有限元分析

齐勇^{1*}, 孙鸿涛¹, 江辉耀², 麦卓敏², 黎飞猛¹, 樊粤光³

¹广东省第二人民医院骨科, 广东 广州

²广东省清远市阳山县人民医院骨科, 广东 阳山

³广州中医药大学第一附属医院骨科, 广东 广州

Email: yongqi1979@163.com

收稿日期: 2018年10月10日; 录用日期: 2018年10月24日; 发布日期: 2018年10月31日

摘要

目的: 探索不同PTS对两种不同方法重建ACL及膝关节稳定性的生物力学影响。方法: 选择一名健康志愿者行左侧膝关节CT及MRI扫描, 测量胫骨平台后倾角为7°, 将数据导入计算机软件建立伸直位膝关节三维模型; 建立2°和12°两种不同后倾角的膝关节伸直位三维模型, 以及不同后倾角下不同屈伸状态模型。在不同屈伸角度的三种不同后倾角模型中, 去除前叉韧带, 按照ACL过顶位重建和解剖单束重建方法模拟重建, 共重建出不同后倾角、不同屈膝状态下的模型18个, 无ACL模型9个。将不同三维有限元模型导入ANSYS有限元分析软件中, 给予加载负荷进行计算分析, 在各模型中分析ACL所承受应力及胫骨-股骨之间的相对位移。结果: 18个ACL重建模型和9个ACL缺失模型经有限元分析分别获得ACL所承受应力及胫骨-股骨相对位移, 详细结果见正文。将各组分析结果进行对比, 随着后倾角的增加, 胫骨-股骨之间的位移逐渐增大, ACL承受的张力也增加, 过顶位单束重建模型组的胫骨-股骨相对位移数据小于解剖单束重建, 重建的ACL承受张力相对也低。结论: 两种重建方法均能恢复膝关节的稳定性, 无论解剖重建还是过顶位重建, 随着PTS的增大, ACL承受的应力及胫骨-股骨之间的位移均会随之增大。在相同PTS下, 解剖单束重建后出现旋转中心的下、内移, ACL力距变小, 导致在相同负荷下ACL承受的张力、胫骨-股骨之间的位移均大于过顶位重建。

关键词

胫骨后倾角, 前交叉韧带, 过顶位单束重建, 解剖单束重建, 有限元分析

Copyright © 2018 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

各种外伤导致 ACL 完全断裂后, 膝关节将出现不稳定, 继发关节软骨以及半月板承受生物力学负荷

的改变,后期容易并发关节退变。因此,ACL 重建成为治疗 ACL 损伤后膝关节不稳的首选。目前,临床上常用的 ACL 重建的手术方式有过顶位重建(over-the-top single-bundle reconstruction, OSBR)、解剖单束重建(anatomical single-bundle reconstruction, ASBR)以及解剖双束重建。尽管在尸体标本上的生物力学研究提示解剖重建可能在生物力学方面具有一定的优势,但临床实际研究结果并不统一[1] [2] [3]。由于尸体标本数量有限、且标本上各项解剖参数变化较多、股骨和胫骨端固定模式和力距的差异等等原因,因而,无法对比同一个体不同重建方法之间切实的力学差异,其研究结果可能存在偏差。

计算机三维有限元分析方法克服了尸体标本不足、解剖参数差异、固定力臂和方式等差异对于力学研究结果的影响,可以实现同一个体不同重建方法之间的生物力学对比[4] [5]。通过前期的研究,我们发现,胫骨平台后倾角会对 ACL 的受力产生影响,较大后倾角可增加 ACL 的负荷并增加膝关节旋转不稳定性。那么,采用不同重建方法重建 ACL 后,在承受负荷时对重建的 ACL 生物力学及膝关节稳定性将产生怎样的影响呢? PTS 的不同是否会影响临床医生对于 ACL 重建术式的选择呢? 本研究将针对上述疑问,在不同的 PTS 模型中,分别进行不同术式的 ACL 重建,然后对重建的 ACL 进行生物力学及膝关节稳定性进行三维有限元分析,探讨不同情况下 ACL 重建的理想方式。由于研究方法的局限性,本部分仅对解剖位单束重建(ASB)与过顶位单束重建(OSB)两种重建方法进行对比研究。

2. 材料与方法

2.1. 不同胫骨平台后倾角角度模型和屈膝角度模型建立

选择一名健康志愿者行左侧膝关节 CT 及 MRI 扫描,测量胫骨平台后倾角为 7° 。将扫描数据导入 Mimics 软件,获得骨、软骨、半月板、韧带等结构的三维模型,然后利用 Geomagic 对图像进行修饰,再导入 Solidworks 软件中建立伸直位膝关节三维模型。利用 Solidworks 软件建立 2° 和 12° 两种不同后倾角的膝关节三维模型。在建立三组膝关节伸直位模型后,每组模型再分别建立屈膝 30° 和 90° 的模型,共建立模型 9 组,有限元模型的建立参照本研究小组既往模型建立的方法[6]。

2.2. OSBR 和 ASBR 重建 ACL 的膝关节模型

在 2.1 建立的 9 组模型中,经 Solidworks 2012 软件处理,去除前叉韧带,然后分别在各模型组按照 ACL 的性质、弹性模量等虚拟一条重建的前叉韧带,直径为 8 mm,其胫骨止点选择在原 ACL 足迹的中央,股骨侧止点则在传统过顶位重建组选择在临床常用的过顶位重建点(相当于 ACL 股骨侧足迹的上半部分),解剖重建组选择在股骨侧足迹的中央。这样就建立了本部分研究所需要的共 27 个模型(见表 1),部分模型见图 1~4。

2.3. 材料属性及边界条件

本研究中,材料属性设置和边界条件设置参照本研究小组既往膝关节计算机三维有限元分析的设置[6]。

2.4. 负荷加载 负荷的加载参照本研究小组前期研究的负荷加载和分析方法[6]

1) 屈膝 0° 模型上,胫骨在 X、Y、Z 轴上均给予固定,在股骨髁上,内侧副韧带附着点水平给予加载 1150N 的垂直应力。

2) 屈膝 30° 模型上,胫骨在 X、Y、Z 轴上均给予固定,在股骨髁上、内侧副韧带附着点水平给予加载 750N 的垂直地面应力及 $10\text{ N}\cdot\text{m}$ 的外旋应力力距。

3) 屈膝 90° 模型上,股骨侧在 X、Y、Z 轴上均给予固定,胫骨远端断面上采用点固定的方式(允许胫骨在外力下以该点为旋转点进行旋转),在胫骨关节面下方给予前向 134 N 的前向应力。

Table 1. Models with different knee flexion angle and with different PTS
表 1. 膝关节不同屈伸状态和后倾角的模型分组

后倾角 (PTS)	屈膝 0°位			屈膝 30°位			屈膝 90°位		
	ACL 缺失组	ASB 重建组	OSB 重建组	ACL 缺失组	ASB 重建组	OSB 重建组	ACL 缺失组	ASB 重建组	OSB 重建组
2°	A1	A1 _{ASB}	A1 _{OSB}	A2	A2 _{ASB}	A2 _{OSB}	A3	A3 _{ASB}	A3 _{ASB}
7°	B1	B1 _{ASB}	B1 _{OSB}	B2	B2 _{ASB}	B2 _{OSB}	B3	B3 _{ASB}	B3 _{ASB}
12°	C1	C1 _{ASB}	C1 _{OSB}	C2	C2 _{ASB}	C2 _{OSB}	C3	C3 _{ASB}	C3 _{ASB}

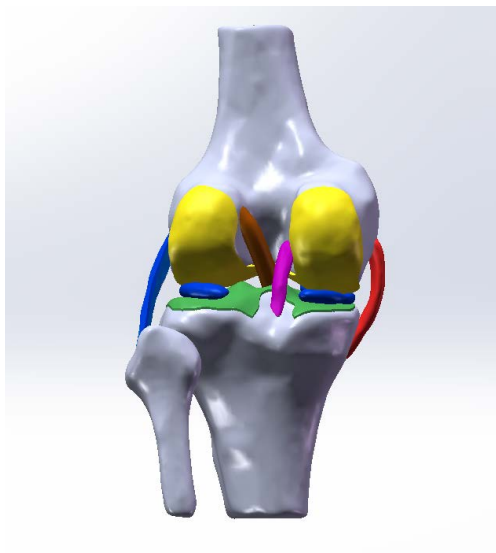


Figure 1. 3D model of ACL OSB reconstruction with 0 degree (extended position) knee flexion
图 1. 屈膝 0° (伸直位)ACL 过顶位重建三维模型

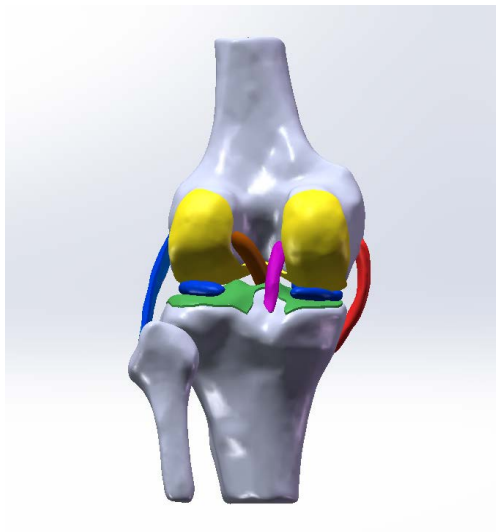


Figure 2. 3D model of ACL ASB reconstruction with 0 degree (extended position) knee flexion
图 2. 屈膝 0° (伸直位)ACL 解剖位重建模型

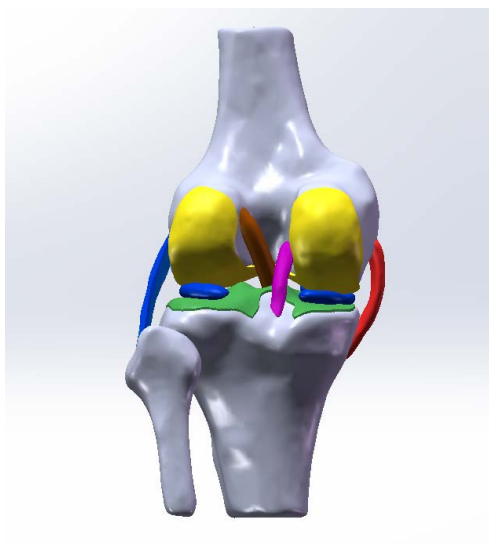


Figure 3. 3D model of ACL OSB reconstruction with 30 degree knee flexion

图 3. 屈膝 30° ACL 过顶位重建三维模型

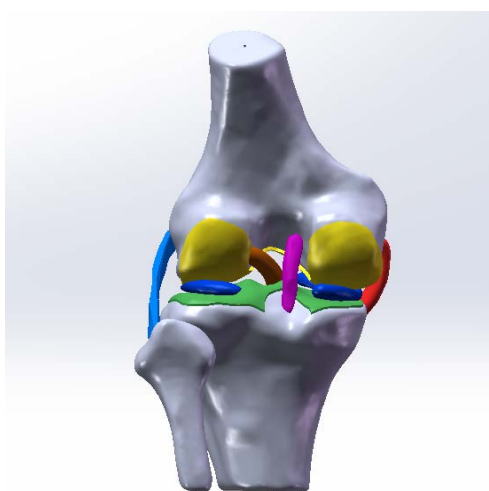


Figure 4. 3D model of ACL ASB reconstruction with 30 degree knee flexion

图 4. 屈膝 30° ACL 解剖位重建模型

不同负荷条件下，观察股骨与胫骨的相对位移及 ACL 所承受的张力。

3. 结果

1) 屈膝 0°三组模型中，施加复核后经过计算机有限元分析，胫骨-股骨相对位移和 ACL 承受的最大张力结果见表 2。

2) 屈膝 30°三组模型中，施加复核后经过计算机有限元分析，胫骨-股骨相对位移及 ACL 承受的最大张力结果见表 3。

3) 屈膝 90°三组模型中，施加复核后经过计算机有限元分析，胫骨-股骨相对位移及 ACL 承受的最大张力结果见表 4。

Table 2. ACL stress and tibial femoral displacement under 1150 N vertical stress under 0 degree (extended position) knee flexion

表 2. 屈膝 0° (伸直位)状态下 1150 N 垂直应力下 ACL 受力及胫骨-股骨位移情况

	A1	A1 _{ASB}	A1 _{OSB}	B1	B1 _{ASB}	B1 _{OSB}	C1	C1 _{ASB}	C1 _{OSB}
ACL 最大张力 (MPa)	-	5.699	5.540	-	5.966	5.918	-	8.955	6.179
胫骨-股骨位移 (mm)	3.066	1.545	1.291	3.504	1.818	1.700	4.401	1.876	1.848

Table 3. ACL stress and tibial-femoral Displacement under 1150 N Vertical Stress and 10 N·m External Torsion under 30 Degree Knee Bending

表 3. 屈膝 30°状态下 1150 N 垂直应力加 10 N·m 外旋扭力下 ACL 受力及胫骨-股骨位移情况

	A2	A2 _{ASB}	A2 _{OSB}	B2	B2 _{ASB}	B2 _{OSB}	C2	C2 _{ASB}	C2 _{OSB}
ACL 最大张力 (MPa)	-	2.313	1.795	-	3.071	2.483	-	3.248	2.815
胫骨-股骨位移 (mm)	6.050	1.160	1.081	7.356	1.351	1.312	8.231	1.383	1.339

Table 4. ACL stress and tibial femur displacement on tibial side 134 N forward stress under 90 degree Knee Bending

表 4. 屈膝 90°状态下胫骨侧 134 N 前向应力下 ACL 受力及胫骨-股骨位移情况

	A3	A3 _{ASB}	A3 _{OSB}	B3	B3 _{ASB}	B3 _{OSB}	C3	C3 _{ASB}	C3 _{OSB}
ACL 最大张力 (MPa)	-	4.409	3.427	-	5.940	3.635	-	6.402	3.694
胫骨-股骨位移 (mm)	0.946	0.386	0.334	1.036	0.445	0.367	1.369	0.446	0.377

4) 不管 PTS 角度大小, 在伸膝模型和屈膝 30°模型中, 过顶位重建和解剖重建相比, 两组中胫骨-股骨相对移位主要是旋转移位, 移位主要发生在股骨内髁, 两组相比而言, 旋转中心发生了变化, 解剖重建组旋转中心更加向髁间窝靠近(见图 5~8)。

4. 讨论

4.1. ACL 重建中的过顶位重建(OSBR)与解剖重建(ASBR)

目前, 关节镜下 ACL 重建术已经成为治疗 ACL 损伤的标准手术, 但对于 ACL 重建手术的细节仍然存在不少争议, 比如: 股骨侧附着点的定位、等长点究竟位于何处、采用过顶位重建还是解剖重建, 解剖单束重建还是解剖双束重建等等。

早期的理论认为: 膝关节 ACL 重建必须保证重建的 ACL 在膝关节屈伸活动中具有等长性, 以保持膝关节在屈伸活动中能够始终保持紧张[7] [8]。研究认为, 相对于一个固定胫骨隧道, 该等长点在股骨侧存在于股骨髁间窝外侧壁后缘过顶点前方 6~7 mm [9] [10]。基于此理论, 早期 ACL 重建采用的多是经胫骨隧道过顶位重建的方法。近些年来, 人们发现过顶位重建后膝关节前向稳定性能够得到良好的恢复, 但重建的 ACL 韧带过于垂直, 旋转稳定性恢复欠佳, 仍然不能很好的预防骨性关节炎的发生[11]。

实际上, 由于 ACL 解剖的复杂性和膝关节运动的复杂性, 绝对等长点并不存在, 因此有学者提出了生理相对等长重建的概念[12]。试验研究发: 重建的韧带偏离中心在 3 mm 以内时, 膝关节在 0°到 150°范围内活动时韧带长度变化不明显, 即重建后的移植物长度在膝关节屈伸过程中保持最低变化(不超过 2~3 mm),

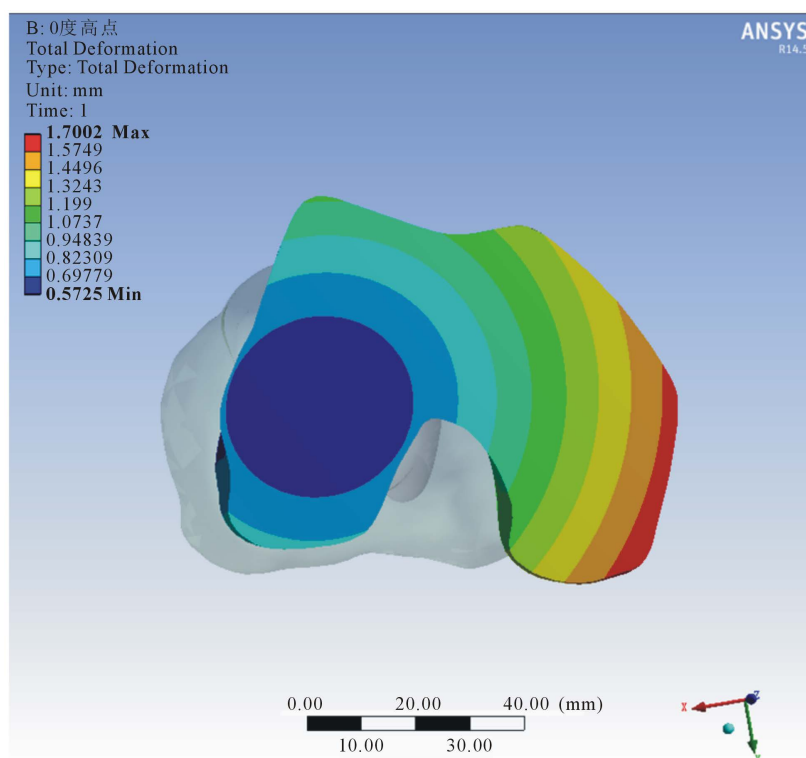


Figure 5. The rotational center of femur in ACL OSBR model of 0° knee flexion with PTS 7°

图 5. 屈膝 0°, PTS 为 7°行过顶位重建模型中, 股骨旋转中心

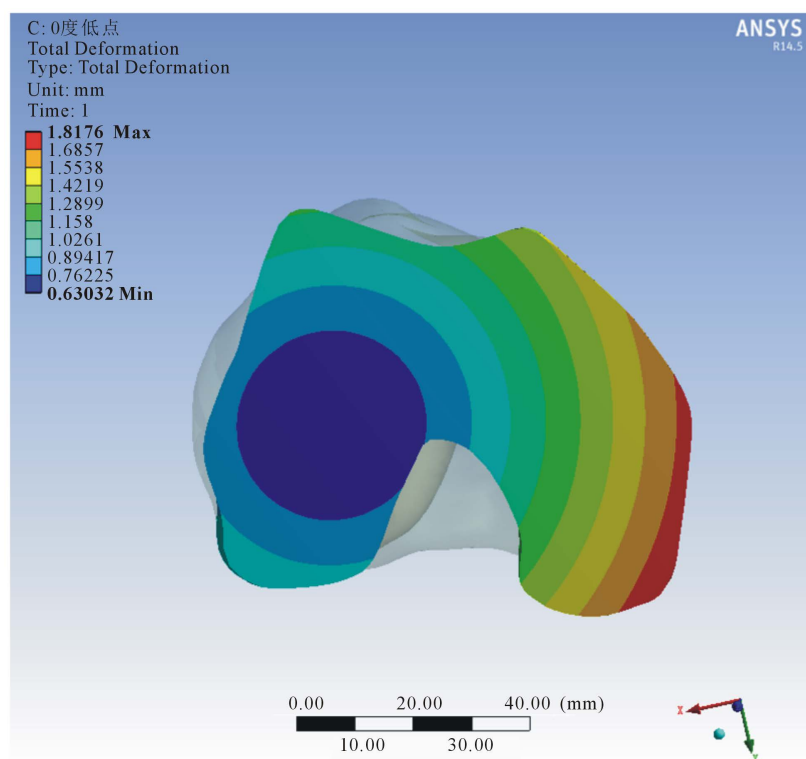


Figure 6. The rotational center of femur in ACL of 0° knee flexion with PTS 7°

图 6. 屈膝 0°, PTS 为 7°行解剖位重建模型组的股骨旋转中心

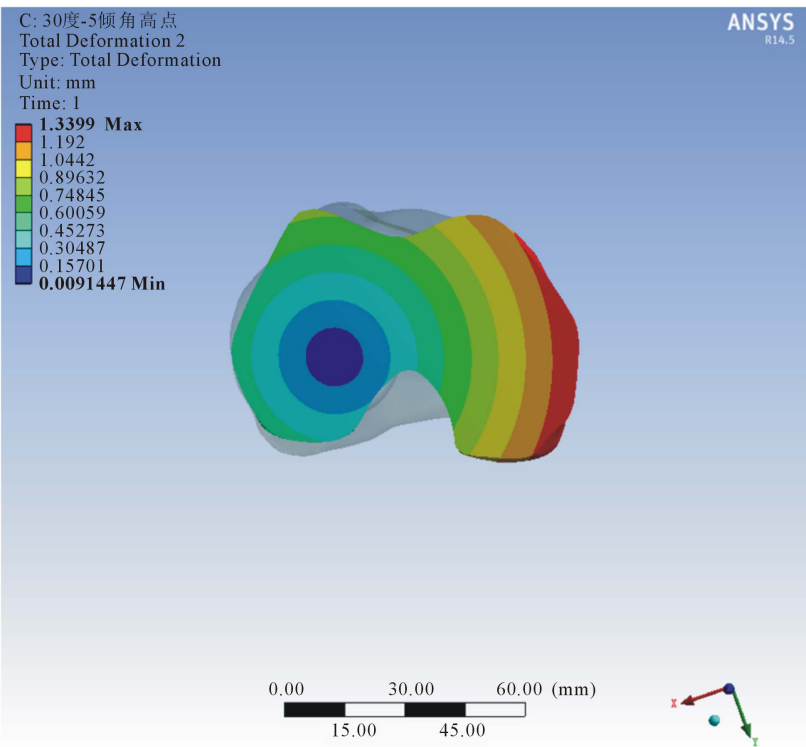


Figure 7. The rotational center of femur in ACL OSBR model of 30° knee flexion with PTS 7°
图 7. 屈膝 30°、PTS 为 12°行过顶位重建模型中股骨的旋转中心

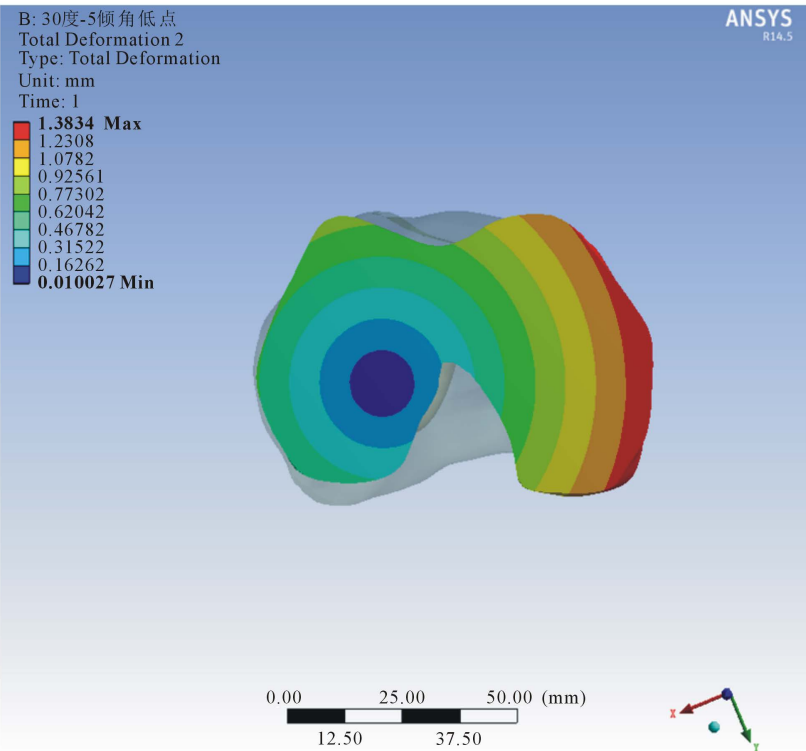


Figure 8. The rotational center of femur in ACL of 30° knee flexion with PTS 7°
图 8. 屈膝 30°、PTS 为 12°行解剖位重建模型组的股骨旋转中心

张力保持最低变化。据此,主张将股骨侧隧道的位点放在解剖足迹中心的行解剖重建[12]。基于尸体标本的生物力学试验证实解剖重建,对于恢复膝关节旋转稳定性具有一定的优势。Zaffagnini 的研究证实了这一点[1]。

但研究结果并非都是支持解剖重建具有优势。Asai 等[2]研究者使用三轴加速计在尸体进行研究,重点对比了多顶位重建和解剖重建在膝关节旋转稳定性上的差异。结果发现两种方法重建后膝关节的旋转稳定性均能得到明显改善,过顶位重建和解剖单束重建组在恢复膝关节稳定性方面是相当的。Buda 等通过临床研究 ACL 部分损伤患者的 ACL 重建效果是发现,非解剖重建手术简单,操作容易,效果优于解剖重建[13]。

4.2. PTS 可能对重建的方式并不产生直接的影响,对过顶位重建和解剖重建有必要进一步再认识

本研究发现,不管在 PTS 大或者小,同样大小 PTS 情况下,过顶位重建的后计算机虚拟计算力学效果均优于解剖单束重建。基于本研究结果,研究者认为,PTS 大小并不影响研究 ACL 重建术式的选择。从研究结果中可以发现,无论采用哪种方式重建,重建的 ACL 承受的最大张力随着 PTS 的增加而增大,反映膝关节稳定性的指标——胫骨-股骨之间的位移也随着 PTS 的增加而增加。

4.3. 本研究发现 OSBR 组 ACL 承受应力及膝关节稳定性优于 ASBR 组

虽然目前已有的研究报道大部分都倾向于认为解剖重建优于非解剖的过顶位重建[1][11],但我们的研究结果却并不支持该观点。在本研究中我们发现,在各模型组中,通过有限元分析,OSBR 组 ACL 承受的应力小于 ASBR 组,同时膝关节的稳定性也占有优势,并且这种优势与 PTS 无关。这一点与以往尸体研究和临床观察不同并不一致[1][2][3]。

通过对比各个对照模型中的移位分布图后发现,在膝关节承受应力,胫骨-股骨之间产生位移主要是旋转移位。与 OSBR 相比,在 ASBR 组模型中,膝关节旋转中心明显向髁间窝方向漂移(见图 5~8),更加靠近髁间窝处,导致解剖重建后 ACL 张力的力臂减小,因而对抗剪切力时需要 ACL 张力增加,股骨-胫骨之间产生的相对移位也加大。而在以往尸体标本上进行的生物力学研究中,由于股骨近端和胫骨远端是采用刚性固定,导致股骨端不能才生旋转或者受力时产生自发旋转的旋转轴不容易发生移动。这可能是尸体标本研究和计算机虚拟技术模拟结果出现差异的原因。在实际运动中,由于膝关节上方肢体和躯体并不是固定的,因此,我们认为计算机模型的有限元分析可能与身体实际运动机制更加一致。这一研究结果提示,或许将重建的 ACL 止点放在过顶位更值得进一步研究。

当然本处所说的过顶位重建模型与临床中实际应用的经胫骨隧道过顶位重建是不完全相同的。临床中使用的过顶位重建是一种经胫骨隧道钻取股骨隧道,将股骨隧道定位在过顶位的方法。而本研究中的过顶位重建,只是将股骨侧止点定位于过顶位,而不涉及韧带穿经骨隧道的问题。尽管计算机三维有限元分析中结果显示过顶位重建优于解剖重建,但是由于重建韧带的临床效果会受到多种因素的影响,本研究的有限元分析结果并不能完全代表临床实际手术效果。

5. 总结

本部分研究结果给我们以下提示:① 在本研究系列模型中,无论胫骨平台后倾角大小如何,选择 OSB 重建后的膝关节在稳定性方面、ACL 受力方面均优于 ASB 法重建,原因可能与旋转中心内移导致解剖重建的 ACL 对抗旋转外力的力臂减小有关;② 不经胫骨隧道的过顶位重建可能是一个潜在的选择,但有待于进一步的研究。

基金项目

广东省清远市社会发展领域自筹经费科技计划立项 2016B147; 广东第二人民医院青年科研基金项目: 2015-014。

参考文献

- [1] Zaffagnini, S., Signorelli, C., Lopomo, N., *et al.* (2012) Anatomic Double-Bundle and Over-the-Top Single-Bundle with Additional Extra-Articular Tenodesis: An *in Vivo* Quantitative Assessment of Knee Laxity in Two Different ACL Reconstructions. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, **20**, 153-159.
<https://doi.org/10.1007/s00167-011-1589-7>
- [2] Asai, S., Maeyama, A., Hoshino, Y., *et al.* (2014) A Comparison of Dynamic Rotational Knee Instability between Anatomic Single-Bundle and Over-the-Top Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Triaxial Accelerometry. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, **22**, 972-978. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2499-7>
- [3] Kilinc, B.E., Kara, A., Oc, Y., *et al.* (2016) Transtibial vs Anatomical Single Bundle Technique for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Retrospective Cohort Study. *International Journal of Surgery*, **29**, 62-69.
<https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2016.03.025>
- [4] Kiapour, A., Kiapour, A.M., Kaul, V., *et al.* (2014) Finite Element Model of the Knee for Investigation of Injury Mechanisms: Development and Validation. *Journal of Biomechanical Engineering*, **136**, Article ID: 011002.
<https://doi.org/10.1115/1.4025692>
- [5] Kazemi, M., Dabiri, Y. and Li, L.P. (2013) Recent Advances in Computational Mechanics of the Human Knee Joint. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, **2013**, Article ID: 718423.
<https://doi.org/10.1155/2013/718423>
- [6] 齐勇, 孙鸿涛, 樊粤光, 等. 胫骨后倾角对前交叉韧带及膝关节稳定性影响的三维有限元分析[J]. 中国运动医学杂志, 2016, 35(8): 708-713, 725.
- [7] 熊川, 张春礼. 前叉韧带重建中股骨隧道建立方法的研究进展[J]. 中国矫形外科杂志, 2010, 18(21): 1971-1974.
- [8] 范华强, 黄长明. 前交叉韧带等长点定位方法的研究现状与进展[J]. 颈腰痛杂志, 2009, 30(5): 446-449.
- [9] Aljaberi Mohammed, 曾炳芳, 赵金忠, 等. 前交叉韧带重建术中隧道定位对移植骨等距特性影响的研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2006, 8(7): 663-667.
- [10] 王健全, 敖英芳, 刘平, 等. 前交叉韧带股骨止点临床解剖学研究[J]. 中国运动医学杂志, 2007, 26(3): 266-270.
- [11] 董宇, 陈世益, 李云霞, 等. 前交叉韧带解剖位单束重建与传统过顶位单束重建的疗效比较[J]. 中国修复重建外科杂志, 2011, 25(8): 912-915.
- [12] Iwahashi, T. and Shino, K. (2008) Assessment of the “Functional Length” of the Three Bundles of the Anterior Cruciate Ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, **16**, 167-174.
<https://doi.org/10.1007/s00167-007-0456-z>
- [13] Buda, R., Ruffilli, A., Parma, A., *et al.* (2013) Partial ACL Tears: Anatomic Reconstruction versus Nonanatomic Augmentation Surgery. *Orthopedics*, **36**, e1108-e1113. <https://doi.org/10.3928/01477447-20130821-10>

知网检索的两种方式:

1. 打开知网页面 <http://kns.cnki.net/kns/brief/result.aspx?dbPrefix=WWJD>
下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2168-5584, 即可查询
2. 打开知网首页 <http://cnki.net/>
左侧“国际文献总库”进入, 输入文章标题, 即可查询

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>

期刊邮箱: hjs@hanspub.org