

上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

学士学位论文

BACHELOR'S THESIS



论文题目：内轴膝假体置换后膝关节内外侧副韧带的
在体拉伸模式研究

学生姓名：凌芝

学生学号：517021911134

专 业：生物医学工程

指导教师：蔡宗远

学院(系)：生物医学工程学院

上海交通大学

学位论文原创性声明

本人郑重声明：所呈交的学位论文《内轴膝假体置换后膝关节内外侧副韧带的在体拉伸模式研究》，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品成果。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：凌芝

日期： 2021 年 6 月 1 日

上海交通大学

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权上海交通大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密☐，在____年解密后适用本授权书。

本学位论文属于

不保密☒.

（请在以上方框内打“√”）

学位论文作者签名：凌芝

指导教师签名：蔡宗远

日期：2021 年 6 月 1 日

日期：2021 年 6 月 1 日

内轴膝假体置换后膝关节内外侧副韧带的 在体拉伸模式研究

摘要

在全膝关节置换术（TKA）中，软组织平衡对于术后膝关节的稳定至关重要。本研究旨在研究内轴膝 TKA 患者术后膝关节侧副韧带的在体拉伸模式和其与患者评分的相关性，为医生进行软组织平衡时的操作提供临床参考。本研究通过双平面动态 X 光系统精确测量患者箭步下蹲过程中的膝关节运动学，基于侧副韧带的解剖学位置建立包含侧副韧带的个性化膝关节三维模型。计算膝关节在 0-100 度屈曲过程中的内外侧副韧带前中后束（aMCL, iMCL, pMCL, aLCL, iLCL, pLCL）的伸长量变化。以膝关节 0° 屈曲时的韧带长度作为参考长度，对韧带长度和伸长率（每屈曲 1° 增加伸长量）进行标准化。结合患者术后的问卷评分数据，分析侧副韧带长度和伸长率与术后临床结果的相关性。研究发现，内外侧副韧带的前中后束表现出不同的拉伸模式。aMCL 伸长量从 0° 到 46° 增加 $3.3 \pm 4.2\%$ ，随后减小至 $-4.8 \pm 5.3\%$ 。iMCL 在 0° 至 40° 内长度基本不变，随后伸长量下降至 $-11.9 \pm 4.9\%$ 。pMCL 伸长量随屈曲角度增大持续下降，在 100° 时达到最小值 $-17.3 \pm 4.7\%$ 。aLCL 在 0° 至 47° 内等长，随后伸长量增加到 $5.3 \pm 8.9\%$ 。iLCL 和 pLCL 伸长量分别从 0° 至 38° ($-3.2 \pm 5.8\%$) 和 51° ($-6.3 \pm 6.7\%$) 减小，在 100° 屈曲时增加到 $1.2 \pm 8.6\%$ 和 $-2.8 \pm 8.3\%$ 。iMCL 长度在膝关节 60-80 度屈曲下与功能评分呈中度负相关 ($r=-0.69, p=0.03$)，iLCL 长度在 40-75 度屈曲下与临床评分中度正相关 ($r=0.57, p=0.03$)，伸长率在 80-100 度屈曲下与功能评分高度负相关 ($r=-0.73, p<0.01$)。基于侧副韧带伸长量与术后膝关节评分的线性拟合结果，得到临床评分高于 80 分时，膝关节 69° 屈曲时内侧副韧带的长度低于原长的 98%，58° 屈曲时外侧副韧带的长度高于原长的 108%，94° 屈曲时外侧副韧带的伸长率低于原长的 0.2%。在 TKA 手术中进行软组织平衡时，侧副韧带的最适张力以此为标准，可以获得较好的临床效果。

关键词：膝关节侧副韧带，韧带伸长，功能评分，箭步下蹲，内轴膝 TKA

IN-VIVO ELONGATION PATTERNS OF KNEE COLLATERAL LIGAMENTS AFTER MP TKA

ABSTRACT

A better understanding of the optimal ligament tension is critical to a proper soft tissue balancing in total knee arthroplasty (TKA). The objective of this study was to investigate the ligament length change patterns during lunge after Medial-pivot (MP) TKA and their correlation with patient outcome. Dual fluoroscopic images of 14 TKA subjects were captured while performing a weight-bearing lunge to reconstruct the in-vivo 6-DOF joint kinematics. 3D models of the TKA knees and the identified attachment sites of the superficial medial and lateral collateral ligament (sMCL and LCL) were imported into a virtual system to calculate the 3D wrapping length along the flexion path. Thereafter, relationships between the lengths and elongation rate of ligament bundles (aMCL, iMCL, pMCL, aLCL, iLCL, pLCL) from full extension to 100° flexion and the KSS score were examined. Non-isometric behavior of the collateral ligaments was observed, with the anterior bundle of sMCL stretched to 46° and then slackened to 100°, and the iMCL and pMCL consistently slackened with the increase of flexion, while all the three bundles of the LCL were first descended to around 50° and then increased to 100°. The lengths of iMCL exhibited moderate ($r=-0.69$, $p=0.03$) negative correlations with Function Score at around 60°-80° of flexion. The lengths of iLCL were positively correlated with the Knee Score within 40°-75° ($r=0.57$, $p=0.03$). Also, the elongation rates of iLCL were negatively correlated with the Function Score at 80°-100° of flexion ($r=-0.73$, $p<0.01$). Based on the linear fitting results between ligament elongation and KSS scores, to achieve a favorable post-operative patient outcome beyond 80, maximum MCL length at 69° should not exceed 98%, while LCL length at 58° was recommended to be longer than 108%. Elongation rate of the LCL at 94° should be lower than 0.2%.

Key words: collateral ligament, ligament elongation, patient outcome, lunge, medial pivot TKA

目 录

第一章 全膝关节置换术中的软组织平衡问题-----	1
1.1 全膝关节置换术概述-----	1
1.2 术后膝关节稳定性影响因素-----	2
1.2.1 TKA 假体类型-----	2
1.2.2 膝关节内外侧副韧带结构-----	2
1.2.3 手术方式选择-----	3
1.3 膝关节侧副韧带研究现状-----	4
1.3.1 侧副韧带测量方法-----	4
1.3.2 侧副韧带拉伸模式-----	5
1.3.3 最优韧带张力讨论-----	6
1.4 研究目的-----	6
1.5 本章小结-----	6
第二章 侧副韧带在体拉伸模式测量方法-----	7
2.1 术后随访数据收集-----	7
2.1.1 受试者基本信息-----	7
2.1.2 KSS 问卷评分调查-----	7
2.2 双平面影像获取-----	8
2.2.1 双平面动态 X 光成像平台搭建-----	8
2.2.2 扭曲校正和空间校正-----	8
2.2.3 受试者箭步下蹲实验-----	8
2.3 个性化膝关节三维模型重建-----	9
2.3.1 骨骼和假体三维模型重建-----	9
2.3.2 胫骨股骨假体坐标系建立-----	9
2.3.3 韧带起止点标记-----	10
2.4 图像校正-----	11
2.4.1 图像扭曲校正-----	11
2.4.2 X 光光源和增感屏相对位置计算-----	12
2.4.3 双平面系统空间位置计算-----	12
2.5 箭步下蹲动作中膝关节动态模型建立-----	12
2.5.1 二维影像与三维模型的手动配准-----	12
2.5.2 膝关节运动学计算-----	13
2.5.3 膝关节动态屈曲模型建立-----	14
2.6 侧副韧带长度计算-----	15
2.6.1 最短包绕路径算法-----	15
2.6.2 侧副韧带伸长量表示方法-----	16
2.6.3 统计学方法-----	16
2.7 本章小结-----	16
第三章 侧副韧带拉伸模式及临床结果评估-----	17
3.1 侧副韧带拉伸模式-----	17



3.2 敏感度分析-----	17
3.3 侧副韧带伸长量与临床评分的相关性分析-----	18
3.3.1 患者功能评分-----	18
3.3.2 韧带长度(伸长率)和临床评分的相关性-----	18
3.4 本章小结-----	21
第四章 侧副韧带最适张力讨论-----	22
第五章 结论-----	25
参考文献-----	26
谢辞-----	29

第一章 全膝关节置换术中的软组织平衡问题

1.1 全膝关节置换术概述

膝关节骨性关节炎(Osteoarthritis, OA)是一种高发于中老年人群体的膝关节退化性关节炎, 伴有关节软骨变性、骨质增生等结构上的改变, 患者常常存在不同程度的膝关节疼痛, 导致关节活动僵硬, 从而影响膝关节运动功能, 导致患者生活质量下降。人工膝关节置换是目前治疗末期膝关节炎最成功的外科手术之一, 每年在全球实施数百万例。根据中国健康与退休纵向研究(CHARLS)2011-2015 年对中国 28 个省 150 个代表性县的 17708 名受访者的随访调查显示, 中国中老年人群症状性膝关节骨性关节炎的累积发生率为 8.5 %, 随着人口老龄化加剧, 膝关节置换手术量在未来也会迅猛增长^[1]。全膝关节置换术(TKA)通过对患者膝关节股骨和胫骨进行截骨, 并使用人工关节假体进行替换, 该手术能大幅缓解关节疼痛, 让病人恢复生活自理能力。

尽管许多临床随访研究都报道了 TKA 假体的高长期生存率^[2,3], 但仍有约 6 %的原发性 TKA 在 10 年内出现假体无菌性松动、感染、关节不稳定、假体周围骨折等并发症, 需要进行二次翻修手术^[4]。有研究显示, 术后膝关节不稳定是引起手术失败的重要诱因之一, 占 TKA 翻修适应症的 21.8 %^[5]。这种不稳定性可能是由于假体松动或位置不正、韧带断裂/功能不全、屈伸间隙不匹配或韧带失衡等多种因素造成。其中韧带平衡被认为是全膝关节置换术成功最重要的预后因素。

健康膝关节由股骨髁、胫骨平台、髌骨及其周围滑膜、关节囊、半月板和肌肉组成, 通过软组织包膜、关节几何形状、表面摩擦、重力和肌肉的压缩力共同维持膝关节平衡^[6]。不同于髋关节和踝关节, 膝关节缺乏有利于稳定的骨性结构, 例如, 髋关节中关节球(股骨头)位于深凹陷的关节窝(指髋臼)内, 踝关节的结构类似卵榫结构, 是工匠们几百年来用于连接木材的一种方式。因此, 膝关节内的软组织结构包括半月板和前后交叉韧带、内外侧副韧带对膝关节稳定起决定性作用。在交叉韧带替换性 TKA 中, 由于膝关节的半月板和十字韧带都被切除, 患者在术后只能通过剩余韧带的结构和假体几何面的咬合来维持膝关节的稳定。

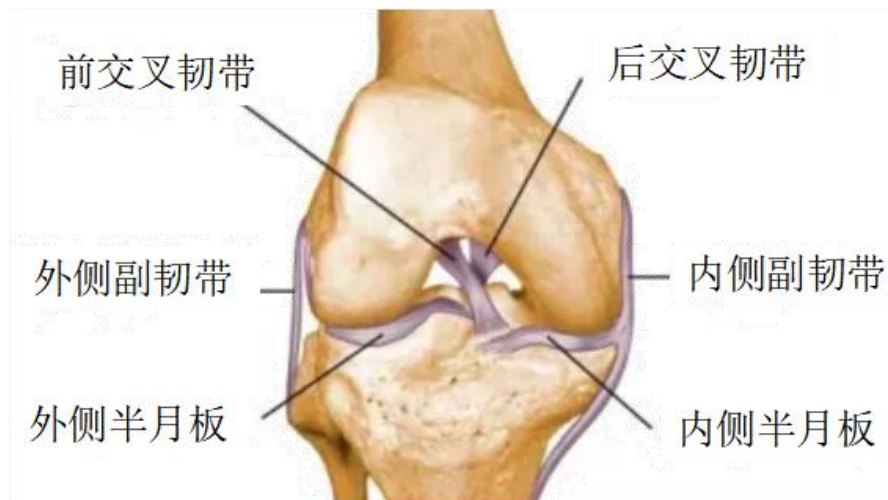


图 1-1 健康膝关节解剖学结构^[43]

1.2 术后膝关节稳定性影响因素

1.2.1 TKA 假体类型

目前,临床使用的假体类型主要有后稳定型假体(Posterior Stabilized, PS)、后交叉韧带保留型假体(Cruciate Retaining, CR)和内侧稳定型假体(Medial Stabilized, MS)等。后交叉韧带保留型(CR)假体依赖完整的后交叉韧带来提供屈曲的稳定性。但在已有的或术中确认的后交叉韧带(Posterior Cruciate Ligament, PCL)缺陷的患者中,该方法是禁止使用的。而在植入该类型的假体后,PCL摆位过紧会导致聚乙烯垫片磨损,过松则会造成屈曲不稳和脱位现象。后交叉韧带替换型假体(PS)则需要外科医生切除PCL,通过衬垫的立柱和股骨假体的“滚轮”提供后方稳定性。该类型的假体限制了股骨内外侧髁的位移和轴向旋转,提供了更高的屈曲角度,但立柱设计会带来胫骨凸轮后撞击和脱位^[22]。由于CR假体对于后交叉韧带完整性的限制,PS假体在膝关节置换中更为常见。2016年,美国约有50%的外科医生选择PS假体,CR假体则占手术总数的近42%。继PS和CR假体的发明之后,为了更好地还原膝关节解剖学结构,以模拟健康膝关节的运动学,内侧稳定型(MS)假体诞生。比如,内轴膝关节假体系统(Medial-Pivot Knee System, MP)就是基于健康膝关节的形态结构设计的仿生型假体。该类型的假体配备的膝关节衬垫具有不对称结构,内侧具有半球形凹陷,外侧较为平坦。股骨假体远端具有球形内外侧髁,内侧髁与衬垫内侧匹配,在膝关节屈曲过程中可以始终保持良好的球面接触,增大接触面积,减少表面压力从而减少磨损的风险;外侧髁被赋予较大的活动度,在关节屈伸运动中可以还原后滚模式,为膝关节提供足够的运动空间。这种特殊的关节面结构和假体设计可以维持股骨内侧髁的稳定,并允许外侧髁的大量前后方向位移,使得膝关节呈现“内轴”运动,还原健康膝关节的运动模式^[23]。



图 1-2 Evolution[®] 内轴膝后交叉韧带替换型假体

1.2.2 膝关节内外侧副韧带结构

不同的假体固定方式及垫片几何形状与股骨内外侧髁的咬合为TKA患者膝关节提供了稳定性支撑。另一方面,患者膝关节完整的软组织结构对于限制关节六自由度运动也起到至关重要的作用。由于内侧和外侧副韧带在术中被保留,因此二者的被动约束被认为是TKA患者术后膝关节稳定性的决定因素之一^[7,8]。

内侧副韧带(Medial collateral ligament, MCL)由浅层副韧带(Superficial collateral ligament, sMCL)和深层副韧带(Deep collateral ligament, dMCL)两部分组成,是抵抗膝关节外翻和旋转并限制股骨过度左右移动的主要结构。关于韧带解剖学结构和软组织附着点的知识主要来源于尸体解剖学研究或MRI影像学分析。浅层内侧副韧带起于股骨内侧髁后上侧,绕过股骨和垫片止于胫骨平台下方60 mm左右胫骨前嵴处,在膝盖伸直时保持紧绷,随着膝关节弯曲逐渐松弛。韧带为平行带状结构,有研究显示^[21],附着区域在股骨和胫骨上的面积为48.6

$\pm 42.8 \text{ mm}^2$ 和 $79.7 \pm 17.6 \text{ mm}^2$, 宽度分别为 $11.8 \pm 3.4 \text{ mm}$ 和 $14.9 \pm 5.7 \text{ mm}$ 。dMCL 位于内侧副韧带深层, 分为上下两部分, 分别为连接半月板和股骨的近端韧带 (MFL) 和连接半月板和胫骨的远端韧带 (MTL)。其在股骨和胫骨上的附着面积分别为 $63.6 \pm 13.4 \text{ mm}^2$ 和 $71.9 \pm 14.8 \text{ mm}^2$, 宽度分别为 $9.9 \pm 3.2 \text{ mm}$ 和 $18.0 \pm 4.0 \text{ mm}$, 相比表层更细。全膝关节置换术中, 由于半月板被切除, 附着在胫骨平台远端平均仅 6 mm 处的 dMCL 通常被切除或松结, 膝关节内侧的稳定性被进一步削弱。因此 sMCL 起到主要维持膝关节内侧稳定性的作用。在手术过程中, 为了达到合适的下肢对线, 医生会将侧副韧带切开或者松结, 使得两根韧带的张力相等, 并维持内外侧副韧带的平衡。对于内翻膝关节, 术中的软组织平衡通常需要对 sMCL 部分松结, 以恢复正常的膝关节对线。

外侧副韧带 (Lateral collateral ligament, LCL) 位于膝关节外侧, 相比于内侧副韧带更加细而短、呈绳状结构, 直接连接股骨外侧上髁后方小骨性凹陷处与腓骨头凸起, 其止点接触面积在股骨和腓骨头上分别为 48 mm^2 , 和 43 cm^2 , 宽度 6 mm 。外侧副韧带有助于对抗膝关节内翻和胫骨内旋, 和内侧副韧带共同维持术后膝关节稳定性, 但由于其结构较细, 术中一般不会对其进行松结操作。

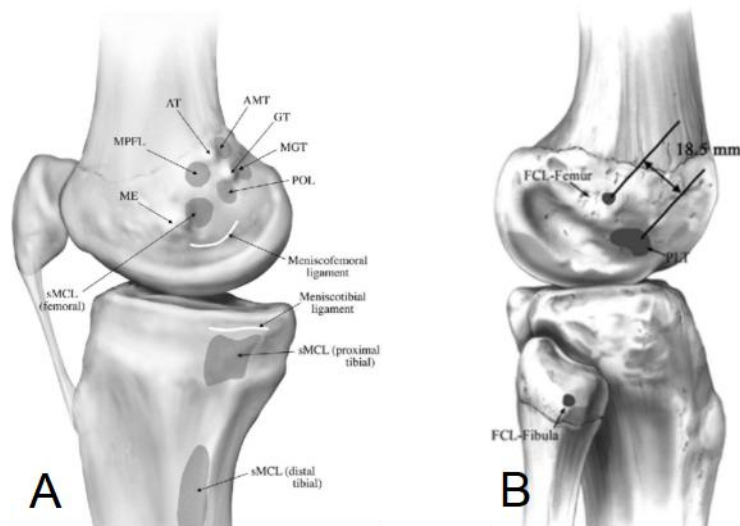


图 1-3 (A) 内侧副韧带起止点解剖学位置。(B) 外侧副韧带起止点解剖学位置^[41,42]。浅层内侧副韧带 (sMCL) 股骨止点位于内侧髁 (ME) 后上方, 胫骨止点位于胫骨前嵴处, 外侧副韧带 (FCL) 连接股骨外侧髁小骨性凹陷处和腓骨头。

1.2.3 手术方式选择

目前, 临床使用的软组织平衡的金标准是“间隙平衡”法, 即在截骨时通过调整垫片尺寸或进行软组织松结, 使得膝关节在零度伸直和九十度屈曲下保持相等大小、形状为矩形的间隙^[9]。许多外科医生倾向于先平衡屈曲间隙。在切开皮肤及外周组织暴露出膝关节后, 首先垂直于胫骨的纵轴进行胫骨近端切除。随后, 在进行软组织松结或股骨切除术之前, 需要去除关节周围的骨刺。当膝关节在九十度屈曲被调整至合适的松紧时, 让胫骨切口平行于后髁轴 (Transsepicondylar axis, TEA), 并垂直于前后轴 (Anteroposterior, AP), 对股骨前后髁进行截骨。在截骨时保持间隙为矩形。通过上述操作实现屈曲间隙平衡之后, 将膝关节伸直。当膝关节处于伸展状态时, 将拉伸装置设置在与屈曲间隙相等大小的张力水平, 建立伸展间隙, 使用辅具评估下肢机械轴对线。通过额外的软组织平衡实现下肢的正确对线。当膝关节屈曲和伸展时的间隙对称后, 利用股骨远端夹具对股骨远端进行切割。还可以对软组织进行微调, 以维持内外侧副韧带的最佳张力。

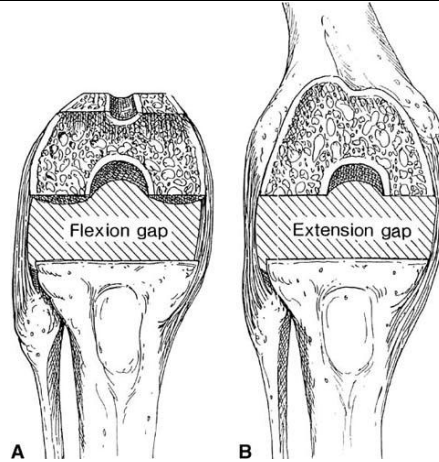


图 1-4 间隙平衡技术：膝关节九十度屈曲（A）和零度伸直（B）下的间隙一致^[9]

也有医生赞成使用一种可测量的切除技术，这种方法不依赖于软组织平衡，而是利用膝关节自身的骨性标记点，如经股骨上髁轴（TEA）、前后轴（AP）或后髁轴（Posterior condylar axes, PCA）确定适当的股骨假体旋转。但对于患有严重骨关节炎的患者，骨表面腐蚀严重、内外髁边界模糊，很难准确找到骨性关键点，容易引起假体旋转摆位偏差。而且有研究表明，间隙平衡技术相比可测量的切除技术，可以获得更好的屈曲稳定性。因此，间隙平衡技术在软组织平衡中更加受到推崇。然而，医生在进行软组织松结时主要依靠自己的主观判断，对于内外侧副韧带的最佳张力并没有一个统一的标准。另外，这种方法是否能还原健康膝关节内外侧副韧带的正常拉伸、并恢复膝关节的运动学仍存在争议。因此，研究侧副韧带的在体拉伸模式对于手术中软组织平衡具有指导意义。

1.3 膝关节侧副韧带研究现状

TKA 术后，侧副韧带过度拉伸会导致关节僵硬、活动范围受限、疼痛和垫片磨损加速，而韧带过度松弛则会导致关节不稳定。由于韧带是人体内一种被动拉伸的结构，其应力只与应变有关。通过测量韧带的长度变化可以直接反应其受力情况。目前，测量韧带长度主要有离体实验和在体测量两种方法。

1.3.1 侧副韧带测量方法

（1）离体实验

我们对侧副韧带功能的了解大多来自体外研究，无论是在健康还是置换膝关节中。Ghosh KM 等人在尸体上进行全膝关节置换术，用弹簧给捆绳肌和股四头肌施加力量，模拟人体肌肉收缩，通过机器控制尸体膝关节屈曲，并利用传感器测量通过固定在起止点处、穿过韧带的缝合线的长度变化，测得膝关节屈曲过程中的韧带长度变化。同时，他们在胫骨和股骨上粘贴光学标记点，通过红外光学捕捉追踪标记点在三维空间的位置变化。由刚体上的三个点即可确定刚体的位置，测得骨骼相对位置，计算出关节屈曲角度，可以获取不同屈曲角度对应的韧带长度^[10]。也有研究人员利用计算机轴向断层扫描表面建模，结合股骨、胫骨和髌骨的光学跟踪，在体外实验中测量健康膝关节的侧副韧带拉伸^[11]。这种方法和在体研究韧带拉伸的方法类似。

（2）在体测量

动态三维空间成像技术能够满足对于在体运动学精确测量的需求。哈佛大学李国安教授

提出了一种双平面动态 X 光追踪技术^[12], 用于精确测量关节空间位置和运动功能, 是目前骨科领域最先进的无创在体测量技术之一。通过两台交叉摆放的 C 臂机拍摄患者运动过程中的膝关节二维影像, 利用 CT 或 MRI 影像重建出的骨骼和假体三维模型和二维影像进行配准, 即可得到模型的空间位置, 并计算得到骨骼的运动学参数, 建立一套可视化的动态三维模型成像系统。根据骨骼关键点或 MRI 影像标记韧带起止点位置, 导入动态三维模型中, 可以计算出膝关节动态过程中的韧带长度。使用上述计算机建模进行关节软组织模型仿真, 可以实现韧带长度的精确在体测量, 为 TKA 术中的软组织松结提供临床参考, 避免术后并发症的发生。但是由于实验条件受限, 目前用该方法进行研究的数量非常有限。

1.3.2 侧副韧带拉伸模式

(1) 外侧副韧带拉伸模式

早期的体外研究表明, LCL 的平均长度为 51.5-64 mm, 当完整的膝关节从 0 屈曲到 120 屈曲时, LCL 的长度呈线性下降^[10,13]。Jan Victor 等人报道^[11], 在被动或主动载荷条件下, LCL 的屈曲度低于 70 度, 屈曲度从 70 度到 120 度下降 1.2 mm/10°。对于 TKA 患者, Ghosh KM 等报道, 体外 LCL 长度从伸直到屈曲 110 个关节的松弛程度超过 4.0 ± 6.2 mm, 表明 TKA 后外侧髌的松弛程度更大^[10]。然而尸体实验不能完全还原主动屈曲下的膝关节的运动学表现, 测量结果可能和真实情况存在误差, 且尸体来源困难、经费高昂也成为研究的阻碍。因此, 在体测量的手段对于加深人们对韧带生物力学功能的了解至关重要。拍摄 X 光片或 MRI 扫描是当前医学领域最基础的非侵入式骨骼检查手段。Toshifumi Watanabe 等人通过压力-影像学的方法, 对 PS TKA 的患者术后两年进行随访调查, 给膝关节在屈曲和伸直状态下施加内外翻压力, 并拍摄 X 光影像, 在影像上测量膝关节内外翻角度, 用于衡量术后膝关节内外侧松紧程度^[18]。Hermann O. Mayr 等人对接受了同款 CR 假体置换的内翻、外翻 TKA 患者术后膝关节 30° 屈曲下施加 5 Nm 力矩, 拍摄 X 光影像, 在影像上测量股骨解剖轴和胫骨解剖轴的夹角变化, 比较内外翻患者术后内外翻韧带的松弛度, 发现二者并无显著性差异^[24]。

Hosseini Nasab SH 等人利用单平面荧光成像设备结合光学捕捉的方法测量内外侧副韧带的在体拉伸模式。他们报道了在水平步态、下坡行走、楼梯下降和深蹲的完整周期内, 随着膝关节屈曲角度的增加, LCL 会变松。LCL 的拉伸模式不受活动类型和植入物设计的影响, 而是受膝关节屈曲角度主导^[14]。然而, 在这些日常动作中, 膝关节屈曲角度被限制在 70° 以内, 并不能代表在具有挑战性高屈曲角度动作下的韧带拉伸模式。在高屈曲角度下, 更容易发生假体松动和磨损, 或膝关节不稳定等现象。目前, 关于高屈曲角度下的侧副韧带拉伸分析, 仅有 Ali Hosseini 等人对健康受试者进行了研究, 他们运用双平面成像设备与韧带三维模型仿真方法, 发现健康人在单腿箭步下蹲过程中, LCL 前束维持等长至 90 度后逐渐拉紧, 中束和后束先持续松弛, 直至屈曲 90° 后开始拉紧^[8]。该结果说明在健康膝关节深度屈曲过程中, LCL 起到稳定膝关节的作用。因此, 术中软组织松结应该关注 LCL 在深度屈曲的表现, 避免术后不稳的情况发生。

(2) 内侧副韧带拉伸模式

与 LCL 的长度变化相比, MCL 因其带状解剖结构而表现出更为复杂的形态。此外, MCL 从股骨内侧表面包裹, 插入胫骨近端后内侧表面, 而不是点对点连接。以往的研究表明 MCL 前中后束的长度有不同的变化模式。Park KK 等人曾报道, 对于晚期内侧骨性关节炎患者, MCL 中束 (iMCL) 的长度保持等长 (伸长率小于 5%), 而 MCL 后束 (pMCL) 随屈曲角度增大持续下降^[15]。这也表明在膝关节伸直时, 后交叉韧带保留型 TKA 后 sMCL 的伸长显著降低。Kenichi Kono 等通过测量股骨止点与胫骨止点之间的直线距离, 发现健康受

试者在蹲、跪和交叉腿时 iMCL 和 pMCL 的长度变基本不变^[16]。然而, Hosseini A 等报道, 在健康受试者中, iMCL 和 pMCL 长度沿屈曲路径呈线性减少, 最大缩短为-16.9%和-20.6%, aMCL 则呈现先拉长后缩短的趋势, 这一结果和 Hosseini Nasab SH 等人对 TKA 患者术后 MCL 三束的拉伸模式一致。假体类型(CR vs MP)、长度测量方法(定向距离 vs 包裹路径)和受试者(健康受试者 vs 患者)的不同可能导致实验结果存在差异。但多个研究中发现 aMCL 在膝关节中度屈曲时拉长, 证实了其对于维持术后膝关节稳定的重要作用。因此, 手术中应避免 MCL 的过度松结, 防止术后关节不稳定产生。

1.3.3 最优韧带张力讨论

当前, 关于侧副韧带拉伸模式的研究主要表明, 内侧副韧带的前中后三束表现出不同的拉伸模式, 其中只有前束会在前程屈曲中拉伸, 其余皆随屈曲角度的增大而缩短。外侧副韧带的拉伸模式则存在争议。在尸体实验中, 大部分结果都表明外侧副韧带只在膝关节伸直时维持紧绷, 而屈曲过程中逐渐松弛。但有对于健康受试者的在体研究表明, 在深度屈曲过程中, LCL 有拉紧的趋势。目前关于 TKA 患者术后 LCL 在深度屈曲下的拉伸模式还没有人进行过报道。在健康膝关节中, 膝关节屈曲时股骨相对胫骨有后滚趋势, 且外侧活动度比内侧更大, 呈现内轴旋转模式^[17]。因此在屈曲时, 侧副韧带需要提供适当的松弛度, 给股骨内外旋的空间, 保证关节有较大的活动度, 满足人们的生活需求。另一方面, 侧副韧带过松又会导致关节间隙过大, 股骨假体对垫片产生撞击, 引起植入物的磨损。有研究报道患者在上下楼梯过程中有软脚现象, 可能与膝关节中度屈曲不稳定有关。如何平衡患者术后运动功能的恢复与膝关节稳定性的维持是一个具有挑战性的问题。功能评分作为评价 TKA 患者术后满意度和膝关节功能的问卷, 是评估手术临床结果的有效手段。有研究综述了术后问卷评分和患者膝关节松紧的相关性, 结果具有争议。Watanabe T 等人报道, 患者报告的疼痛和不稳定受到高松弛度^[18]的不利影响, 而 Kamenaga T 等人发现膝关节外侧的松弛与患者满意度^[19]显著正相关。后交叉保留(CR)膝关节在 75-80° 时矢状面松弛在 5 - 10 mm, 80-90° 屈曲时内侧冠状面松弛低于 4°, 均报道了良好的结果^[20]。目前, 关于侧副韧带的最佳松紧仍然没有达成共识。手术医生在进行软组织松结时对于侧副韧带松紧的调节主要依靠自身经验。“间隙一致”方法能否恢复侧副韧带的正常拉伸, 并获得较好的临床结果还有待进一步研究。

1.4 研究目的

第一, 本研究将基于双平面影像系统捕捉内轴膝关节置换术后, 患者负重单腿箭步下蹲过程中膝关节的六自由度运动学, 并建立个性化的患者三维膝关节模型, 结合运动学构建膝关节动态屈曲的三维模型, 进行内外侧副韧带的仿真, 利用连接韧带起止点的最短包绕路径算法计算膝关节屈曲过程中侧副韧带的长度。第二, 本研究将分析侧副韧带拉伸模式, 并结合患者术后功能评分, 研究韧带拉伸对于临床结果的影响, 并给出术后临床结果较好的韧带拉伸范围, 从而给 TKA 医生在术中软组织平衡时的操作提供临床参考。

1.5 本章小结

本章内容对全膝关节置换术的适应症、术后并发症和临床背景进行了概述, 同时介绍了健康膝关节的解剖结构、及内外侧副韧带、假体关节面的形状及手术方式对维持患者术后膝关节稳定性的作用。本章节还对于目前膝关节侧副韧带的研究方法和拉伸模式进行了综述, 并指出了手术中最佳韧带张力未知这一临床问题, 提出了本研究的目的是通过量化 TKA 病人软组织平衡的效果, 为手术医生提供临床参考。

第二章 侧副韧带在体拉伸模式测量方法

2.1 术后随访数据收集

2.1.1 受试者基本信息

本研究经上海市第六人民医院伦理委员会批准(机构审查委员会批准号: YS-2018-124), 在告知受试者及其家属完整的实验流程和实验中的潜在风险(如拍摄双平面影像受到的辐射)等, 并让其签署知情同意后开展。

受试者入组条件包括: (1)性别不限, 年龄 18~85 岁; (2)诊断为末期膝关节退行性关节炎或退行性膝关节炎; (3)受试者除膝关节外其他身体部位健康, 没有罹患肿瘤、风湿或其他神经系统和肌肉骨骼系统疾病。

受试者排除条件包括: (1)随访时除膝关节外其他任何身体部位存在关节痛或肌肉骨骼系统问题, 影响活动; (2)有心血管系统疾病; (3)无法沟通, 不能理解和接受实验方案; (4)由于本研究使用到 X 光机, X 射线可能对胎儿造成伤害, 正在备孕、怀疑可能怀孕、处于孕期的具有生育能力的妇女不能参加实验。

研究共招募 14 例患者(男 3 例, 女 11 例, 年龄 70.0 ± 7.2 岁, BMI: 27.2 ± 2.5 kg/m²), 采用内轴膝后交叉韧带替代型 (MP CS) 假体 (Evolution, MicroPort Orthopedics, Arlington, TN, USA) 进行单侧 TKA 置换手术。平均随访时间为 12.2 ± 5.7 个月。所有受试者都接受了标准的 TKA 手术流程, 包括骨切除、下肢机械对线、无髌骨切除, 所有手术均由一位资深外科医生 (Yunsu, Chen) 进行。术中软组织平衡主要依靠手术医生的经验, 通过调整软组织的内侧和外侧松紧以达到软组织平衡。

2.1.2 KSS 问卷评分调查

在一年左右的时间对上述接受 MP TKA 的患者进行随访。采用美国膝关节协会评分 (Knee Society Score, KSS) 问卷——评估患者对手术的满意情况和术后膝关节运动功能和生活质量最流行的手段^[25], 在医师的帮助和下对患者进行 KSS 问卷调查。

KSS 问卷由“临床评分”和“功能评分”两部分构成, 二者满分均为 100 分。KSS “临床评分”通过临床手段对膝关节进行物理检查, 其中疼痛占 50 分, 稳定性占 25 分, 活动范围占 25 分。疼痛分值为患者对其在平地行走 (0-35 分) 和上下楼梯 (0-15 分) 过程中的疼痛等级的主观打分, 疼痛越剧烈, 得分越低。稳定性评分则按照膝关节内外侧位移 (0-15 分) 和前后方位移 (0-10 分) 的长度分级, 位移越小, 稳定性得分越高。活动范围分值则按照屈曲角度 0-125°, 每增加 25° 得 5 分计算。在患者术后无疼痛情况, 膝关节伸直良好, 活动范围至少 125°, 且无任何前后或中外侧不稳定时, 达到满分为 100 分, 膝关节如果发生屈曲挛缩, 过伸或下肢对线不齐需要额外扣分。

KSS “功能评分”则用于评估个体术后膝关节的运动功能。其中步行距离和上下楼梯难易程度各占 50 分。满分 100 分是指患者能够在不借助助行器的情况下行走无限距离, 并且能够正常上下楼梯。如果患者需要使用拐杖或借助助行架辅助活动, 需要额外扣分。KSS 评分按照 80-100 分 (优秀), 70-79 分 (优良), 60-69 分 (中等), <60 分 (差) 进行分级^[26]。

2.2 双平面影像获取

2.2.1 双平面动态 X 光成像平台搭建

本研究在上海市第六人民医院骨与关节运动实验室开展，通过两台 45° 交叉摆放的 C 臂 X 光机 (BV Pulsera, Philips, Dutch)，同时拍摄患者运动过程的膝关节 X 光影像，实现动态三维膝关节追踪。拍摄时调整 C 臂机的高度，使得两个视角下均能捕捉到包含完整膝关节的影像。在 X 光机“静态模式”下，可拍摄单帧影像，应用于图像扭曲矫正和双平面空间位置矫正、或预实验测试设备高度。完成矫正工作后，将 X 光机设定为“脉冲透视模式”，放射源每秒发出 30 帧宽度为 10 ms 的脉冲，进行动态过程的影像捕捉。在实验拍摄过程中，X 光机放射源强度会随 X 光先穿透组织的厚度改变而自动调整，从而保证全过程中的成像质量。

2.2.2 扭曲校正和空间校正

由于 X 射线点光源发出的射线被增感屏接受后会产生扭曲，需要对影像进行前处理，扭曲矫正后再进行后续配准。在正式实验开始前，在增感屏处放置一个具有均匀分布且间隔 20 mm 铅点的矫正板，再在距离矫正板 30 cm 处放置一块星状板，上面有四个铅点。用 X 光机的静态模式拍摄当前状态下的双平面影像，后续通过矫正板和星状板上铅点的相对位置和图像中铅点距离与已知铅点布局确定扭曲矫正参数及 X 光机光源和增感屏的相对位置。随后，固定 C 臂机的位置不再改变，在两个射线相交处放置一个定制空间校正板，板上四个铅点构成一个 75 mm * 75 mm 的正方形，且正方形右上角有标记。记录该时刻的双平面影像，用于确定两台 C 臂机的相对位置。

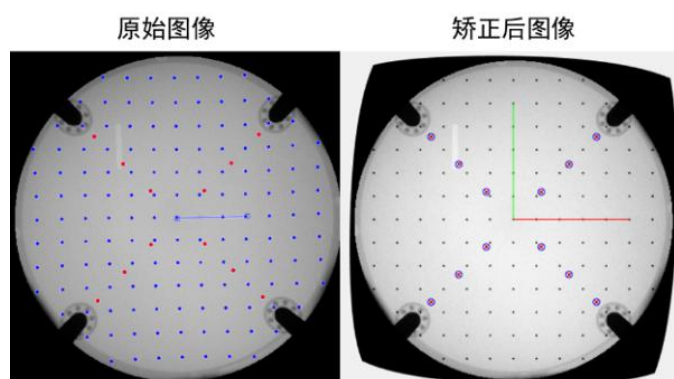


图 2-1 图像扭曲矫正过程，利用星状板和校正板中已知铅点位置矫正图像畸变

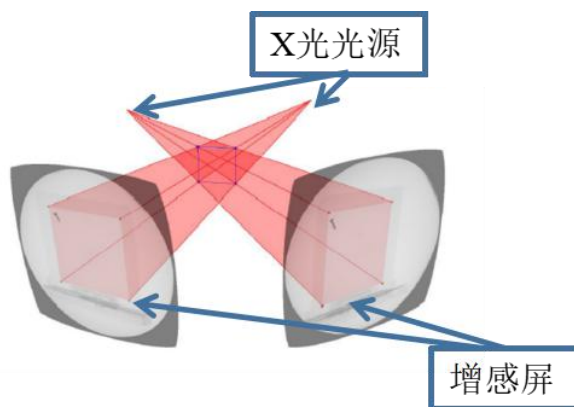


图 2-2 矫正后，双平面系统的相对位置

2.2.3 受试者箭步下蹲实验

在专业医师指导下,采集患者在进行负重单腿箭步下蹲动作直至膝关节最大屈曲过程中的双平面透视图像(BV Pulsera, Philips, Andover, MA, 图像分辨率 1024×1024 像素, 动态图像频率 30 Hz)。所有受试者均接受仰卧位膝关节 CT 扫描(SOMATOM Definition AS1; 德国西门子, 120 kv 和 80 mA, 像素点 512×512 , 层厚和层距均为 1 mm)。为保证受试者能完成下蹲动作,在实验中允许受试者抓住绳索进行辅助。每次记录包含约 200~300 张图像, 每张的有效剂量为 0.0001mSv, 总辐射量小于 0.1 mSv, 在安全范围之内。



图 2-3 负重单腿箭步下蹲动作



图 2-4 两台 C 臂 X 光机交叉摆放

2.3 个性化膝关节三维模型重建

2.3.1 骨骼和假体三维模型重建

将 CT 图像导入 3D 可视化建模软件(Amira, Visage Imaging, Berlin, Germany), 重建股骨和胫骨的 3D 骨骼模型。在矢状面、冠状面和横截面视角, 分别勾勒股骨和胫骨内部区域和外部边缘, 使用软件自带的分水岭的算法对图像进行分割, 得到骨骼的大致边缘, 随后再根据影像对骨骼边缘区域进行手动调整, 补充缺损区域、并擦除多余部分。得到了骨骼的三维模型, 将模型导出为 STL 格式, 方便后续操作。使用同样的方法重建出 TKA 假体的三维模型。在假体模型三维重建时发现, 由于金属假体照射 CT 后存在伪影, 干扰了划分物体内外侧区域时的判断, 导致重建出的假体存在毛刺或缺损, 影响后续韧带的生物力学计算。于是, 在最终建立三维膝关节模型时, 我们在 Geomagic Studio 中导入了手术使用的微创公司原厂家生产的假体模型, 由于骨骼和假体的相对位置固定, 通过软件中自带的对齐操作, 将重建假体与原厂假体整体位置进行对齐, 得到了精准的假体模型在膝关节中的位置, 用于后续模型建立。

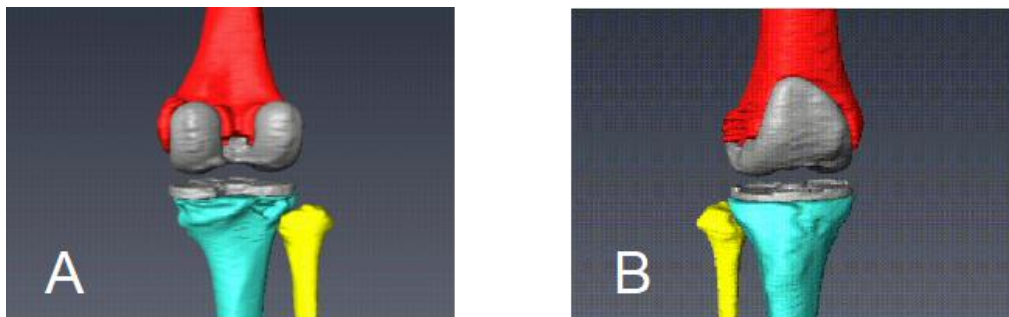


图 2-5 (A) 膝关节三维模型背面视角。(B) 膝关节三维模型正面视角。
红色: 股骨, 蓝色: 胫骨, 灰色: 假体, 黄色: 腓骨。

2.3.2 胫骨股骨假体坐标系建立

(1) 股骨假体坐标系

将本研究中患者使用的 MicroPort® 后交叉韧带替换型内轴膝假体的三维模型导入犀牛软件中。参考 Grood 和 Suntay 提出的膝关节局部坐标系定义原则，以连接股骨假体内外侧髁上的凸柱最高点作为 z 轴方向，连线中心作为假体坐标系原点。在股骨假体前侧平坦区域选取关键点，进行平面拟合。以拟合出的平面作为参考平面，做出过假体原点，垂直于参考平面的直线 l，z 轴方向和 l 方向叉乘得到 y 轴方向，确保了 y 轴和 z 轴相互垂直。最后，用 y 轴和 z 轴叉乘方向作为 x 轴方向。

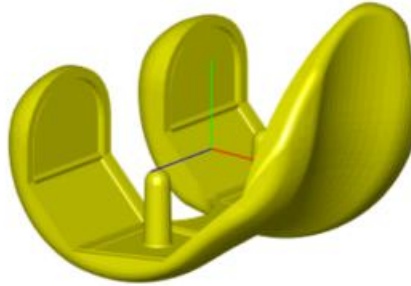


图 2-6 股骨假体局部坐标系，红色、绿色、蓝色轴分别代表坐标系的 x, y, z 轴。z 轴平行于假体立柱连线方向向右，x 轴垂直于假体前侧平面向前，y 轴垂直于 xoz 平面向上。

(2) 胫骨假体坐标系

该款假体的胫骨部分包括胫骨平台假体和聚乙烯垫片，由于双平面只能捕捉到胫骨平台的影像，且胫骨平台和聚乙烯垫片完全耦合，在此仅以胫骨平台建立坐标系。在犀牛软件中勾勒出假体内侧面和外侧面的边界，封闭边界形成曲面，利用软件计算出曲面中心，连接假体内外侧面中心点，以连线中点作为假体坐标系原点。以假体内外侧后缘连线方向作为假体 z 轴方向，后缘连线和内外侧中心连线构成的平面作为 xoz 平面，过坐标系原点，垂直于 xoz 平面方向作为 y 轴方向，y 轴与 z 轴叉乘方向作为 x 轴方向。

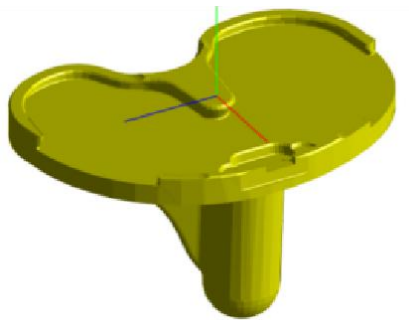


图 2-7 胫骨假体局部坐标系，红色、绿色、蓝色轴分别代表坐标系的 x, y, z 轴。z 轴平行于假体后缘连线向右，y 轴垂直于胫骨平台向上，x 轴垂直于 yoz 平面向前。

2.3.3 韧带起止点标记

在 Rhinoceros 软件中导入股骨和胫骨的 STL 模型，进行内外侧副韧带起止点的标记。由于既往研究中报道的内外侧副韧带的前中后束展现出不同的拉伸模式，本研究分别用三根曲线来模拟内侧副韧带和外侧副韧带。首先，根据文献中报道的韧带止点区域的中心标记韧带中束的起止点。其中内侧副韧带两端中心分别在股骨内侧髁上方 1 mm 左右，和胫骨平台下方 60 mm 左右前嵴处。外侧副韧带中心在股骨后上髁小骨性凹陷处，腓骨止点则位于腓骨头侧面凸起。前束后束的止点分别以距中心前后方向韧带宽度一半的位置进行标记。将每

条韧带的六个起止点的三维空间坐标导出，用于后续计算。

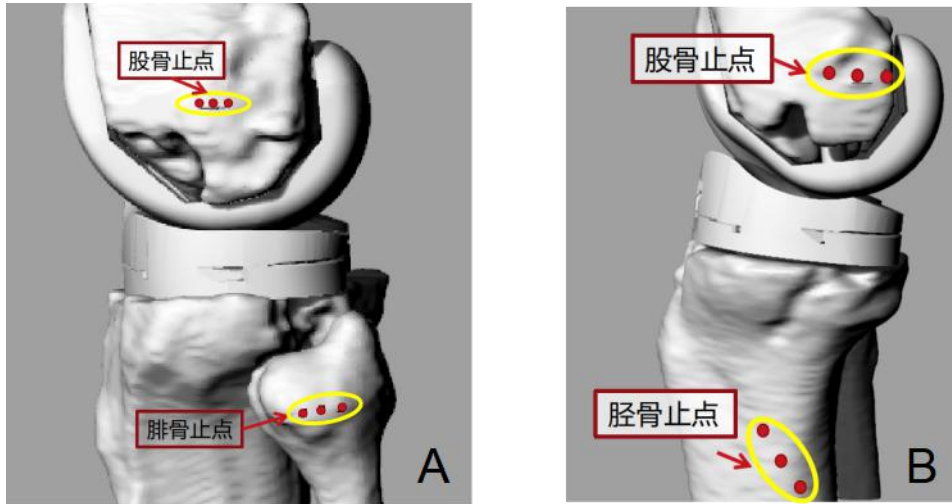


图 2-8 (A) 外侧副韧带三束的起止点位置标记。(B) 内侧副韧带起止点标记。

2.4 图像校正

2.4.1 图像扭曲校正

由于获得的 X 光影像存在扭曲，需要基于网格板上实际铅点阵列相对位置校正影像的扭曲。通过校正板上的铅点实际位置与两台摄像机拍摄得到的影像中的铅点位置计算出相机的扭曲参数，再对拍摄的动态过程的每一帧双平面影像进行校正。将影像上的铅点位置记为 $I(u, v)$ ，校正板上的铅点位置记为 $R(u, v)$ ，二者存在一一对应的关系，可用多项式来描述：

$$\begin{cases} u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 + a_6x^3 + a_7x^2y + a_8xy^2 + a_9y^3 + \dots \\ v = b_0 + b_1x + b_2y + b_3x^2 + b_4xy + b_5y^2 + b_6x^3 + b_7x^2y + b_8xy^2 + b_9y^3 + \dots \end{cases} \quad (2-1)$$

其中 a, b 为扭曲校正参数。将整个校正板上的 i 个点的多项式转化为矩阵进行计算：

$$\begin{cases} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1^2 & x_1y_1 & y_1^2 & x_1^3 & \dots & y_1^n \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2^2 & x_2y_2 & y_2^2 & x_2^3 & \dots & y_2^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_i & y_i & x_i^2 & x_iy_i & y_i^2 & x_i^3 & \dots & y_i^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ \vdots \\ v_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1^2 & x_1y_1 & y_1^2 & x_1^3 & \dots & y_1^n \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2^2 & x_2y_2 & y_2^2 & x_2^3 & \dots & y_2^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_i & y_i & x_i^2 & x_iy_i & y_i^2 & x_i^3 & \dots & y_i^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} \end{cases} \quad (2-2)$$

将多项式系数矩阵记为 C ，校正板上铅点的坐标向量分别记为 U, V ，扭曲校正参数向量分别记为 A, B ，则上述矩阵运算可以简化为：

$$\begin{cases} U_{i \times 1} = C_{i \times n} A_{n \times 1} \\ V_{i \times 1} = C_{i \times n} B_{n \times 1} \end{cases} \quad (2-3)$$

n 为扭曲校正向量维度， n 值越大，代表校正精度越高。综合计算复杂度与扭曲校正精度，本研究设定 $n=5$ 计算校正参数 A, B 。使用最小二乘法可得：

$$\begin{cases} A = (C^T C) C^T U \\ B = (C^T C) C^T V \end{cases} \quad (2-4)$$

以上校正参数可以用来校正整个拍摄过程的全部影像，以进行后续双平面系统空间校正、箭步下蹲图像配准工作。在实验开始前和实验全部完成后各需要进行一次扭曲校正，以保证两次图像的扭曲程度一致。

2.4.2 X 光光源和增感屏相对位置计算

利用校正板前方 30 cm 处的星状板与校正板的位置关系计算 X 光光源位置。以增感屏平面中心作为全局坐标系的原点，则星状板及其上铅点的空间位置已知。使用 MATLAB 最优化工具包，输入一个点光源位置，将四个铅点以点光源投影至增感屏上，计算每个投影点和影像中对应点的距离误差，以误差的平方和最小作为最优化的目标。最优化公式：

$$\min \sum_{i=1}^4 |P_{pi}(O, P) - P_{mi}|^2 \quad (2-5)$$

其中 P_p 为投影到平面上的点的坐标， P_m 表示经过扭曲校正后的影像上铅点坐标，O 为光源位置。

2.4.3 双平面系统空间位置计算

在得到光源和增感屏之间的距离后，仍需计算两个增感屏之间的相对位置关系，建立完整的双平面系统。在 X 光射线交点位置摆放校正板，根据已知的校正板上四个铅点的局部坐标和增感屏上影像记录的铅点的空间坐标，用类似上文的最优化方法求出校正板坐标系相对两个增感屏的旋转矩阵 R_{F1}, R_{F2} 和位移向量 V_{F1}, V_{F2} 。记铅点在 $F2$ 平面坐标系下的坐标为 P_{F2} ，在 $F1$ 平面坐标系下的坐标为 P_{F1} ，在校正板上的局部坐标为 P_L 。根据坐标系转换，则有：

$$\begin{cases} P_L = R_{F2}^T (P_{F2} - V_{F2}) \\ P_{F1} = R_{F1} P_L + V_{F1} \end{cases} \Rightarrow P_{F1} = (R_{F1} R_{F2}^T) P_{F2} + [V_{F1} - (R_{F1} R_{F2}^T) V_{F2}] \quad (2-6)$$

于是，计算出 $F1$ 平面相对 $F2$ 平面的旋转矩阵 $R_{F1} R_{F2}^T$ 和位移向量 $V_{F1} - (R_{F1} R_{F2}^T) V_{F2}$ ，得到了二者的相对位置关系。

2.5 箭步下蹲动作中膝关节动态模型建立

2.5.1 二维影像与三维模型的手动配准

利用空间校正得到的光源之间及和增感屏的相对位置和图像扭曲矫正的影像结果，在 MATLAB 程序中建立一套虚拟双平面系统。导入重建的假体三维模型和拍摄的二维双平面影像，通过手动对假体的空间位置进行平移旋转，直到其在两个平面上的投影与拍摄得到的每一帧二维影像中的假体边缘完全重合，即得到了假体在三维空间中的位置。具体流程如下图所示。以 $F1$ 平面作为虚拟双平面系统的全局坐标系，股骨和胫骨假体的坐标都可用旋转矩阵 R 和位移矩阵 V 描述。每一帧影像配准完成后，用旋转和位移矩阵记录假体的最终位置，将假体位置数据存储在 mat 文件中，方便后续膝关节动态模型的建立和韧带长度的计算。

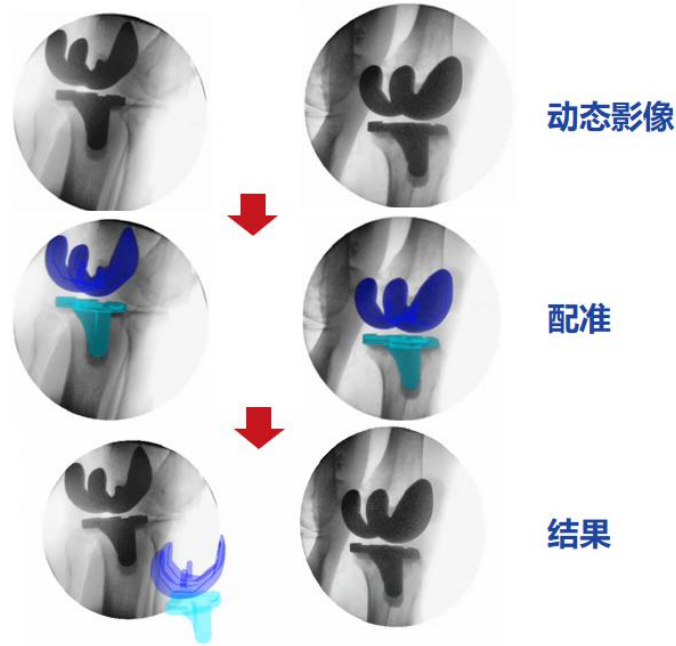


图 2-9 配准流程：在虚拟双平面系统中，通过手动调整假体空间位置，使得假体模型在两个平面上的投影与影像上的假体轮廓完全重合，得到假体的最终位置。

2.5.2 膝关节运动学计算

高屈曲角度的箭步下蹲动作在亚洲人当中非常常见。膝关节更高的活动范围有助于提高患者术后的满意度和生活质量。且随着人们生活水准的提高，肥胖带来的问题不断威胁人类健康，目前膝关节炎有年轻化的趋势。在年轻患者中，对于膝关节屈曲角度可能有更高的需求。日常活动中，膝关节可能表现良好，而假体松动或磨损及膝关节不稳等潜在并发症在深度屈曲下更容易发生，因此，本研究对单腿箭步下蹲动作的膝关节运动学进行分析，在计算出股骨及胫骨假体相对于胫骨和股骨假体的六自由度运动的基础上分析韧带拉伸模式。

研究采用国际生物力学协会（International Society of Biomechanics, ISB）推荐的方法来定义运动学坐标系，计算近端（股骨）相对于远端（胫骨）的六自由度运动。在双平面系统中，用旋转矩阵来描述其空间三维变换。通过旋转矩阵向欧拉角进行转换，来计算假体之间的相对旋转角度。根据欧拉角的定义，任意一个空间旋转都可以表示为依次绕三根旋转轴旋转三个角度的组合。

根据定义的股骨和胫骨假体的空间坐标系，可以计算股骨相对胫骨的旋转矩阵，根据旋转矩阵与欧拉角的变换，计算膝关节的角度。将胫骨全局坐标系定义为 R_f ，股骨全局坐标系定义为 R_t ，则股骨坐标系相对与胫骨坐标系的旋转矩阵为：

$$R_{f2t} = R_t^T R_f f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{n\pi x}{L} + b_n \sin \frac{n\pi x}{L} \right) \quad (2-7)$$

根据国际生物力学学会定义，膝关节欧拉角的旋转顺序为 $z-x-y$ ；将股骨坐标系相对于胫骨坐标系的三个旋转角定义为屈伸角度 γ ，内外翻角度 α ，和内外旋角度 β 。根据欧拉旋转角与旋转矩阵的变换关系，可求得 3 个方向的旋转角：

$$R_{t2f} = R(\beta)R(\alpha)R(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

以股骨和胫骨坐标系原点之间的相对位置变化计算股骨相对与胫骨在三个方向上的位移。将股骨坐标系相对与胫骨坐标系的三个位移方向定义为前后方向（ $A-P$ ），远近方向（ $P-D$ ）和内外侧方向（ $M-L$ ）。将股骨在全局坐标系下的坐标系原点定义为 V_f ，胫骨在全局坐标系下的坐标系原点定义为 V_t ，胫骨相对与股骨假体的位移向量定义为：

$$V_{t2f} = R_t^T (V_f - V_t) \quad (2-9)$$

基于右手正交系计算膝关节三个方向的位移和三个方向的旋转，左膝与右膝均使用上述方法。为统一左右膝的内外翻角度与内外旋角度正负，方便说明和统计学分析，本研究将右膝关节计算出的角度和位移映射到左侧。定义屈曲角度以屈为正、伸为负，内外翻角度以外翻为正、内翻为负，内外旋角以外旋为正、内旋为负。股骨相对胫骨的位移，在前后方向以向前为正、向后为负，在远近方向上以向上(近端)为正、向下(远端)为负，在内外侧方向上以向内侧为正、向外侧为负。在 TKA 术后膝关节运动学评估的研究中，尤其在以膝关节屈曲为主要旋转方向的功能动作下，通常用膝关节屈曲角度来描述膝关节的运动，以屈曲角度为自变量，其余五个自由度为因变量，通过双平面配准系统测得的离散的运动学参数以一定范围内均匀的屈曲角度进行插值，得到膝关节的六自由度运动学。

需要注意的是，由于膝关节在中度屈曲时的运动幅度较大，在配准前挑选双平面影像时，中度屈曲下的影像间隔在 3-4 帧之内，保证插值过程没有去除曲线的特征点。而在下蹲至最大屈曲角度，膝关节趋近于静止状态时，则可间隔 10-20 帧挑选影像。利用双平面配准得到的运动学参数，在空间中以胫骨坐标系为全局坐标系，建立膝关节动态三维模型。将假体三维模型的所有三角网格的顶点坐标和三维骨骼模型上标记的感兴趣的韧带起始点和终止点的空间坐标以及利用配准程序计算出的膝关节六自由度运动学参数导入 MATLAB 程序中，进行膝关节屈曲过程的模型建立及侧副韧带长度的计算。

2.5.3 膝关节动态屈曲模型建立

根据 Amira 三维建模软件重建出的三维股骨、胫骨模型和经过 Geomagics 软件确定的原厂假体镶嵌位置，可以得到在 CT 全局坐标系下膝关节骨骼和 TKA 假体的相对位置。在计算韧带长度的过程中，韧带绕过股骨内外侧髁和聚乙烯假体垫片到达连接胫骨止点，因此垫片模型也被导入，其位置相对于胫骨假体固定。由于韧带止点位置不随膝关节屈伸运动而改变，内外侧副韧带的起止点位置也随之确定。

在膝关节屈曲过程中，为计算韧带长度，需要将假体三维模型中所有三角面片顶点及韧带起止点坐标转移至同一个坐标系下。根据之前定义的假体坐标系，首先将股骨和胫骨假体模型和对应的韧带止点坐标从 CT 全局坐标系转换至各自坐标系下。通过将全局坐标平移至局部坐标系原点，再将平移后的坐标在局部坐标系的三根坐标轴下进行投影，即可完成全局坐标系的至局部坐标系转化。为以股骨假体为例，计其所有三角网格顶点在 CT 坐标系下的坐标为 V_G ，基于股骨假体模型特征点建立的假体坐标系为 R ，假体坐标系原点坐标为 V ，则股骨假体在自身坐标系下的网格顶点坐标为：

$$V_L = R^*(V_G - V) \quad (2-10)$$

当股骨和胫骨模型和韧带止点位置都被转移至自身坐标系下后，根据双平面配准程序计算出的股骨相对于胫骨的六自由度运动学参数，即可确定每一帧动作下，股骨相对于胫骨的位置。以胫骨坐标系为全局坐标系，将股骨假体和韧带在股骨上的止点坐标从局部坐标系转移至全局坐标系下。记为：

$$V_G = R^T * V_L + V \quad (2-11)$$

其中 R 为股骨相对于胫骨的旋转矩阵， V 为股骨相对于胫骨的唯一矩阵。经过上述操作，整个动态屈曲膝关节模型建立完毕。

2.6 侧副韧带长度计算

2.6.1 最短包绕路径算法

侧副韧带为膝关节内外侧的两条韧带，其中外侧副韧带细而短，直接连接关节上下两侧的起止点而于骨骼表面不相交，其长度记为连接股骨起点和腓骨止点的直线距离。内侧浅层副韧带较粗而长，连接股骨和胫骨上的韧带起止点并绕过假体和垫片部分，因此其长度为绕过骨骼表面的路径长度。在膝关节模型中，使用最短包绕路径算法进行韧带长度的量化计算。

用一个穿过连接韧带起止点连线的平面截取膝关节三维模型，获得骨骼的横截面，通过封闭凸包算法计算横截面从起点到止点的轮廓长度。由于骨骼形状不规则，截取的骨骼表面可能呈现凹凸不平的形状，因此需要对横截面进行凹陷边界补充，使得补充后的骨骼截面边界形成最小集合的封闭区域，且该区域呈凸包状，在整个轮廓上连接起止点凸边界的最短路径即为该角度下的最短包绕路径。通过改变截面的旋转角度，得到不同的包绕路径长度。

设定穿过韧带起止点的截面旋转角度为输入变量、以连接起止点并绕过的骨骼和假体表面的最短路径为最优化目标，使用 BFGS 最优化算法自动调整旋转角度，求出通过韧带起止点的最短三维路径，找到全局最优解，该路径的长度即为侧副韧带长度的量化结果。最优化公式：

$$L = \min\{l_{\theta} = F(\theta), -90^{\circ} \leq \theta \leq 90^{\circ}\} \quad (2-12)$$

其中 θ 为截取平面的旋转角度， $F(\theta)$ 为该角度下计算出的最短路径， L 为全局最短包绕路径。将最短包绕路径上的每个点连线，结果如下图所示：

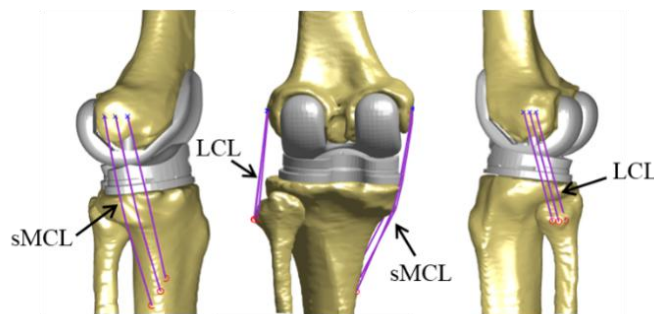


图 2-10 TKA 受试者个性化膝关节模型示意图，包括内外侧副韧带（紫色）。

根据上述算法，计算膝关节从 0° 到 100° 屈曲过程中每一个屈曲角度下连接不同侧副韧带起止点的最短包绕路径，从而获得该位置下的韧带长度。如下图所示，为内侧副韧带前中后束包绕股骨和胫骨表面形成的三维空间路径示意图，分别展示了 0° ， 30° ， 60° ， 90° 和 100° 屈曲下的膝关节模型。

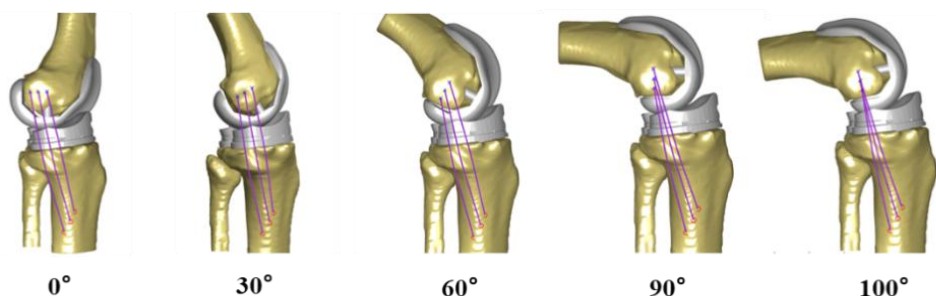


图 2-11 TKA 膝关节从完全伸直直到最大屈曲的内侧视角，每一束韧带的长度沿弯曲路径测量

2.6.2 侧副韧带伸长量表示方法

由于每个受试者的韧带长度存在个体化差异，以膝关节零度屈曲时的韧带长度为参考长度，对内外侧副韧带的前中后三束进行标准化处理。

韧带长度 l_1 记为:

$$l_1 = l / l_0 * 100\% \quad (2-13)$$

其中 l 为膝关节不同屈曲角度下测得的侧副韧带长度, l_0 为膝关节伸直时的参考长度。

以韧带伸长量 e 来描述韧带的拉伸模式, 即:

$$e = l_1 - 1 \quad (2-14)$$

以韧带伸长量的变化率 r 来描述韧带拉伸快慢, 即:

$$r = e_1 - e_2 \quad (2-15)$$

其中 e_1 为当前屈曲角度下的韧带伸长量, e_2 为前一度屈曲角度下的韧带伸长量。

2.6.3 统计学方法

采用 Kruskal-Wallis 非参数检验分析各屈曲角度下, 韧带三束长度变化之间的统计学差异。由于所有受试者在箭步下蹲动作中, 膝关节达到的最大屈曲角度为 100 度, 利用皮尔逊相关系数分析膝关节 0-100° 屈曲过程中, 每个角度下受试者的韧带长度和伸长率与两种 KSS 评分之间的相关性。相关性系数的绝对值在 0.3-0.5、0.5-0.7 和 0.7-0.9 区间内代表低、中、高水平正相关或负相关 (显著性水平 $p < 0.05$)。由于整个屈曲路径下韧带参数与功能评分的相关性数值不断发生变化, 对相关性达到最大/最小的屈曲角度下, 韧带长度和伸长率与 KSS 评分结果分别进行线性拟合。利用拟合直线计算出 KSS 评分在 80 分以上 (临床结果很好) 的韧带长度和伸长速率, 作为最优韧带张力, 为 TKA 医生在进行侧副韧带松结时的操作提供临床参考。

2.7 本章小结

本章节对于受试者随访情况、实验流程、影像处理、膝关节动态三维模型搭建、侧副韧带的量化计算方法以及临床评估手段进行了介绍。整个实验流程包括受试者问卷数据收集、箭步下蹲过程中的双平面动态 X 光影像拍摄和受试者 CT 扫描。影像处理包括图像校正、双平面系统空间位置计算、利用 CT 图像进行膝关节三维模型重建。通过双平面二维影像和三维模型的配准得到膝关节的运动学参数。利用上述结果, 建立膝关节的动态三维模型, 通过最短包绕路径算法计算韧带长度, 并分析韧带伸长量与患者功能评分的相关性。

第三章 侧副韧带拉伸模式及临床结果评估

3.1 侧副韧带拉伸模式

侧副韧带的平均参考长度(即膝关节完全伸展时的长度)如下: aMCL 为 93.8 ± 6.3 mm, iMCL 为 100.1 ± 6.1 mm, pMCL 为 107.3 ± 6.2 mm, aLCL 为 57.6 ± 6.5 mm, iLCL 为 57.5 ± 6.4 mm, pLCL 为 57.5 ± 6.3 mm。

aMCL 的平均长度从 0° 屈曲到 46° 屈曲增加了 $3.3 \pm 4.2\%$, 随后持续下降到最大屈曲 100° , 伸长量达到 $-4.8 \pm 5.3\%$ 。iMCL 在 40° 度屈曲之前长度基本保持不变(长度变化 $<1.1\%$), 而后迅速下降, 至 100° 时伸长量达到 $-11.9 \pm 4.9\%$ 。pMCL 的长度随屈曲角度的增大持续下降, 在最终屈曲时伸长量达到最小值 $-17.3 \pm 4.7\%$ 。在所有屈曲角度(0° - 100°)下, 浅层内侧副韧带的不同部位(aMCL、iMCL、pMCL)的伸长量都有统计学差异。

LCL 前中后束的长度在屈曲路径上的变化模式(aLCL vs. iLCL vs. pLCL)同样都具有统计学差异。aLCL 从 0° 屈曲开始到 47° 屈曲几乎是等长的, 最大长度变化在 -1.0% 以内。 47° 屈曲至 100° 屈曲, aLCL 长度增加, 在最大屈曲角度下伸长量达到 $5.3 \pm 8.9\%$ 。iLCL 的长度从 0° 屈曲下降到 38° , 伸长量 $-3.2 \pm 5.8\%$, 随后长度增加, 在最终屈曲时伸长量为 $1.2 \pm 8.6\%$ 。pLCL 长度从 0° 屈曲下降到 51° , 伸长量达到 $-6.3 \pm 6.7\%$, 随后持续边长直至最大屈曲, 伸长量达到 $-2.8 \pm 8.3\%$ 。

内侧副韧带和外侧副韧带前中后束的伸长量随屈曲角度的变化模式如下图所示, 其中实线表示的是十四例患者的平均伸长量, 阴影区域表示伸长量的标准差。

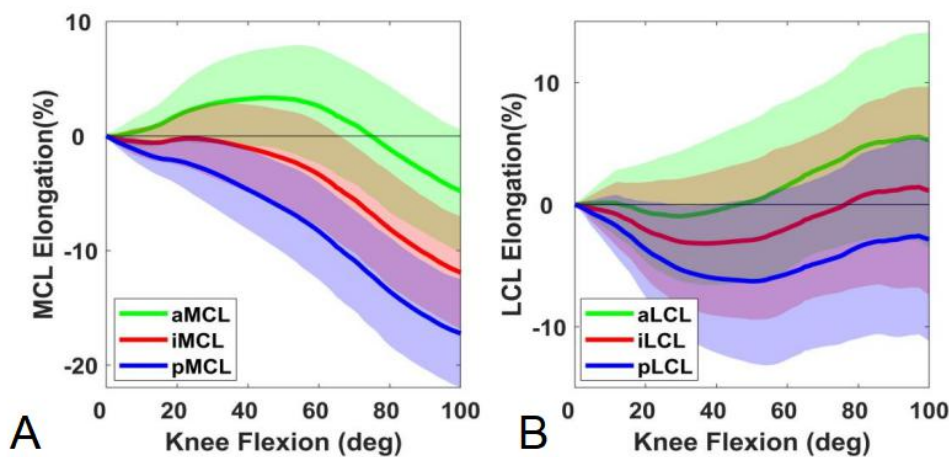


图 3-1 (A) sMCL 伸长量随屈曲角度变化模式。(B) LCL 伸长量随屈曲角度变化模式。

3.2 敏感度分析

在计算侧副韧带长度的过程中, 由配准产生的系统误差和根据骨性关键点手动标记的韧带起止点的空间位置都会对长度计算结果造成影响。为了评估研究方法的准确性, 调整模型参数, 对结果进行敏感度分析。根据文献中的数据表明, 使用双平面 X 光成像系统进行手动配准, 产生的六自由度运动学结果的误差在 0.11 mm (位移) 和 0.24° (旋转) 以内^[27]。

在三个方向的平移 $0 \pm 0.11 \text{ mm}$ 和旋转 $0 \pm 0.24^\circ$ 内分别叠加正态分布的噪声, 模拟双平面系统产生的系统误差, 重新计算韧带长度。结果表明, iMCL 长度变化平均值 $-0.25 \pm 0.23 \text{ mm}$, 误差 $< 0.25 \%$, iLCL 长度变化平均值 $-0.22 \pm 0.14 \text{ mm}$, 误差 $< 0.23 \%$ 。

表 3-1 侧副韧带前中后束在不同屈曲角度的伸长量和三束韧带之间的统计学差异

伸长量 (%)	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	最小值	最大值	范围	P
aMCL	0.5	1.8	2.8	3.2	3.3	2.6	1.0	-1.2	-3.1	-4.8	-4.8	3.3	8.2	
iMCL	-0.5	-0.3	-0.4	-1.0	-1.9	-3.4	-5.5	-8.1	-10.2	-11.9	-11.9	0.0	11.9	<0.01
pMCL	-1.4	-2.2	-3.2	-4.7	-6.3	-8.3	-10.9	-13.6	-15.7	-17.2	-17.2	0.0	17.2	
aLCL	0.1	-0.6	-0.9	-0.5	0.3	1.6	3.0	4.6	5.2	5.3	-0.9	5.6	6.5	
iLCL	-0.6	-2.1	-3.1	-3.1	-2.9	-1.9	-0.7	0.6	1.2	1.2	-3.2	1.4	4.6	<0.01
pLCL	-1.4	-3.7	-5.3	-6.0	-6.3	-5.7	-4.7	-3.5	-2.9	-2.8	-6.3	0.0	6.3	

为评估韧带止点位置对于长度计算结果的影响, 在原始内外侧副韧带中束的止点上下方向和前后方向 $0 \pm 5 \text{ mm}$ 内均匀添加十个标记点, 重新计算特定角度下的韧带长度。结果表明, 前后方向韧带止点移动 $\pm 5 \text{ mm}$, iMCL 长度变化在 $0.10 \pm 0.11 \text{ mm}$ 范围内, iLCL 长度变化在 $0.20 \pm 0.57 \text{ mm}$ 范围内; 远近方向上, 韧带止点移动 $\pm 5 \text{ mm}$, iMCL 长度变化均值 $-0.01 \pm 0.57 \text{ mm}$, iLCL 长度均值 $0.19 \pm 3.42 \text{ mm}$ 。且韧带起止点位置的改变不影响侧副韧带长度变化趋势。

3.3 侧副韧带伸长量与临床评分的相关性分析

3.3.1 患者功能评分

14 例患者的平均“临床评分”为 71.4 ± 9.4 分。平均“功能评分”为 86.3 ± 15.1 分。

3.3.2 韧带长度（伸长率）和临床评分的相关性

内侧副韧带的前束（aMCL）、中束（iMCL）、后束（pMCL）的长度分别在 $63^\circ \sim 79^\circ$, $65^\circ \sim 78^\circ$, $65^\circ \sim 77^\circ$ 范围内和“功能评分”呈中度负相关 ($0.5 < r < 0.7$)。其中 iMCL 的长度和“功能评分”相关性的在 69° 屈曲时达到最小值 -0.59 ($p=0.03$)。

内侧副韧带的前束（aMCL）、中束（iMCL）、后束（pMCL）的伸长速率在 $18^\circ \sim 64^\circ$, $20^\circ \sim 64^\circ$, $32^\circ \sim 64^\circ$ 和“功能评分”呈中度负相关, 其中 iMCL 的伸长速率和功能评分”的相关性在 23° 屈曲时达到最小值 -0.69 ($p < 0.01$)。

在 $42^\circ \sim 72^\circ$ 和 $25^\circ \sim 75^\circ$ 范围内, iLCL 和 pLCL 的长度与“临床评分”呈正相关, 其中 iLCL 长度和“临床评分”的相关性在 58° 屈曲时最高, 为 0.57 ($p=0.03$), pLCL 的长度与“临床评分”的相关性在 22° 时达到最高, 为 0.77 ($p < 0.01$)。此外, aLCL、iLCL 和 pLCL 的伸长速率均与 $15^\circ \sim 25^\circ$ 屈曲时的“临床评分”呈正相关, 其中 iLCL 在 22° 屈曲时相关性最高, 达到 0.77 ($p < 0.01$)。aLCL、iLCL 和 pLCL 的伸长速率在 $83^\circ \sim 100^\circ$ 、 $83^\circ \sim 100^\circ$ 和 $82^\circ \sim 100^\circ$ 时与“功能评分”呈负相关。其中 iLCL 的伸长速率与“功能评分”的相关

性在 94° 时达到最小值-0.73 ($p < 0.01$)。

表 3-2 中列出了屈曲过程中 MCL/LCL 前中后束的(长度和伸长率)与患者 KSS 评分(临床评分和功能评分)之间存在相关性的区间。

表 3-2 MCL 和 LCL 三束的长度（伸长率）与临床（功能）评分显著相关的屈曲角度区间

屈曲角度 (°)	aMCL	iMCL	pMCL	aLCL	iLCL	pLCL
长度-临床评分	-	-	-	-	42° ~72°	25° ~75°
长度-功能评分	63° ~79°	65° ~78°	65° ~77°	-	-	-
伸长率-临床评分	-	-	-	15° ~25°	15° ~25°	15° ~25°
伸长率-功能评分	18° ~64°	20° ~64°	32° ~64°	83° ~100°	83° ~100°	82° ~100°

表 3-3 中列出了相关性最高的屈曲角度下的相关系数及其显著性水平。 r_m : 相关系数; p : 显著性水平; θ : 屈曲角度。

表 3-3 相关性达到峰值时的相关性大小、屈曲角度和显著性水平

		aMCL	iMCL	pMCL	aLCL	iLCL	pLCL
	r_m	-	-	-	-	0.57	0.61
长度-临床评分	p	-	-	-	-	0.03	0.02
	θ	-	-	-	-	58°	58°
	r_m	-0.60	-0.59	-0.58	-	-	-
长度-功能评分	p	0.02	0.03	0.03	-	-	-
	θ	70°	69°	69°	-	-	-
	r_m	-	-	-	0.75	0.77	0.69
伸长率-临床评分	p	-	-	-	<0.01	<0.01	<0.01
	θ	-	-	-	22°	22°	22°
	r_m	-0.70	-0.69	-0.67	-0.72	-0.73	-0.74
伸长率-功能评分	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
	θ	44°	23°	54°	94°	94°	94°
	r_m	-	-	-	0.75	0.77	0.69

经线性回归分析, KSS 膝关节评分在 80 分以上和 100 以下时所对应的 iMCL 长度为参考长度的 88 % ~ 98 % (69° 屈曲), iLCL 长度为 108 % ~ 134 % (58° 屈曲)。同理, 为了达到膝关节评分高于 80, 在 23° 屈曲时, iMCL 的最佳伸长率为 -0.17 % ~ 0.12 %, 而在 23° 屈曲时, iLCL 的最佳伸长率为 0.1 % ~ 0.6 %。为了在高屈曲角度下获得良好的功能评分, 94° 屈曲时 iLCL 的韧带伸长率应在 -0.18 % ~ 0.14 % 范围内。

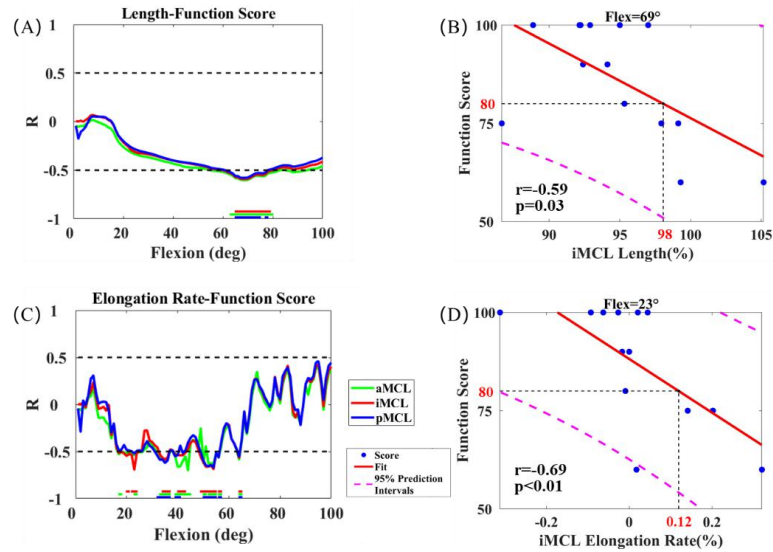


图 3-2 (A) MCL 长度与 0-100° KSS 功能评分的相关系数。(B) iMCL 长度与功能评分相关性最高的屈曲角度下的线性回归曲线。(C) 0-100° 时 MCL 伸长率与功能评分的相关系数。(D) iMCL 伸长率与功能评分相关性最高的屈曲角度下的线性回归曲线。图表 A 和 C 中沿 x 轴的粗线表示有统计学意义的区域。

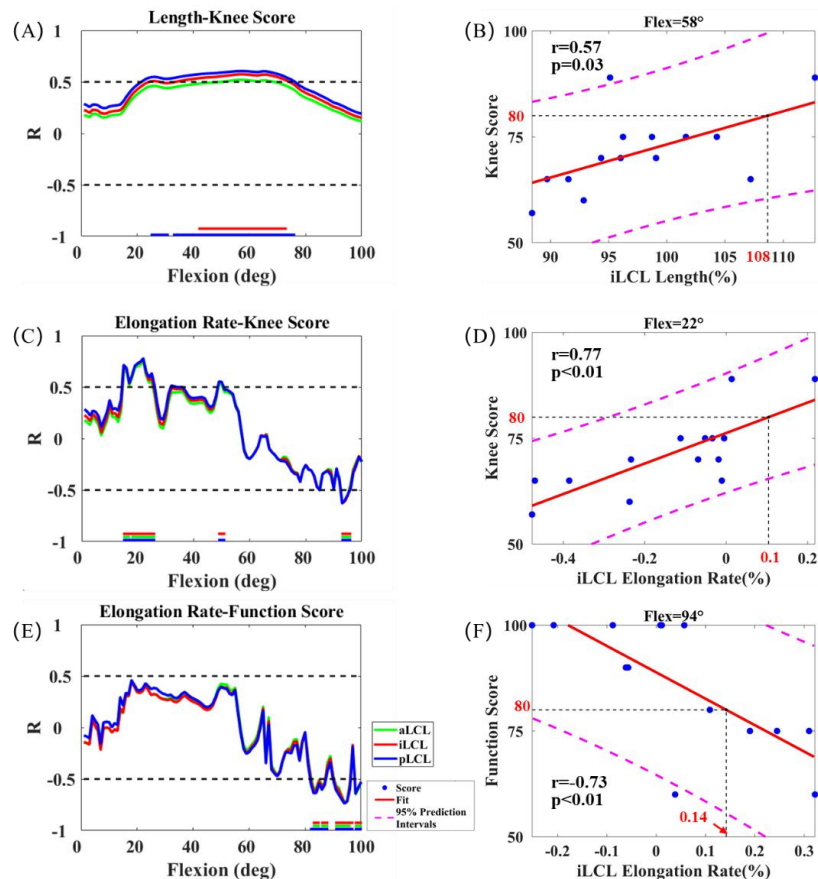


图 3-3 (A) iLCL 长度与临床评分在膝关节 0-100° 屈曲下的相关系数。(B) iLCL 长度与临床评分相关性最高的屈曲角度下的线性回归曲线。(C, E) LCL 伸长率与 0-100° 屈曲时临床评分/功能评分的相关系数。(D, F) 线性回归曲线表示特定角度下 iLCL 伸长率与临床评分/功能评分之间的最高相关性。图表 A、C 和 E 中沿 x 轴的粗线表示有统计学意义的区域。

3.4 本章小结

本章节阐述了本研究的研究结果,包括膝关节内外侧副韧带前中后束的伸长量随屈曲角度的变化模式、0-100 度屈曲路径下侧副韧带伸长量、伸长率和 KSS 评分之间的相关性,及相关性最强的屈曲角度下二者的线性拟合结果,给出了功能评分在 80-100 分区间内的韧带长度和伸长率的数值。

第四章 侧副韧带最适张力讨论

适当的软组织平衡对于 TKA 临床成功的至关重要^[28,29]。因此,侧副韧带在体的长度变化模式为全膝关节置换术提供了有益的启示。本研究报道了接受内轴膝交叉韧带替换型假体置换的患者在负重单腿箭步下蹲动作中内侧副韧带和外侧副韧带的前中后束的长度变化模式。同时,研究分析了整个膝关节屈曲路径下,侧副韧带长度和伸长率与膝关节功能评分之间的相关性。我们的研究发现,随着 MP 患者膝关节屈曲角度的增加,内侧副韧带和外侧副韧带不同束的伸长模式不一致。本研究最重要的发现是,内侧副韧带的长度与功能评分在中后度屈曲角度($60^{\circ} \sim 80^{\circ}$)下呈负相关,而外侧副韧带的长度与膝关节评分在中度屈曲角度($40^{\circ} \sim 75^{\circ}$)下呈正相关。在高屈曲角度($80^{\circ} \sim 100^{\circ}$)下,外侧副韧带的伸长率与功能评分呈负相关。

既往研究中,由于精确在体运动学测量的设备限制,人们对于韧带长度变化的认知多数来自于尸体研究。虽然从尸体上可以直接测量韧带的长度变化,但是很难进行真实膝关节生物力学和六自由度运动的模拟。尸体实验多为使用机械臂或者其他仪器对膝关节进行被动屈曲,测量韧带拉伸模式。而在日常生活中,膝关节通常需要承受数倍于人体体重的压力,进行负重条件的功能运动。因此 TKA 患者术后膝关节主动屈曲条件下的韧带生物力学研究对于术后膝关节功能恢复更具有指导意义。本文对每例 TKA 患者的膝关节都建立了个性化的三维模型,通过双平面 X 光影像学的捕捉和二维影像到三维模型的配准,得到了股骨假体相对于胫骨假体在关节屈伸过程的相对位置变化,在程序中进行膝关节动态三维模型的仿真。根据重建出的膝关节骨骼的骨性关键点标记内外侧副韧带的起止点位置,将韧带分成三束,在动态模型中建立连接韧带起始点和终止点的最短包绕路径,计算得到 0 度-100 度关节屈曲过程中的韧带长度。

使用上述方法,本研究测得十四例患者中,浅层内侧副韧带(sMCL)中束在膝关节完全伸直时的平均长度为 100.1 ± 6.1 mm,外侧副韧带(LCL)中束的平均长度为 57.5 ± 6.4 mm,与 Jan Victor 等人在膝关节完整的尸体实验中报道的 sMCL 平均长度 104.6 (范围: 96.7-115.7 mm), LCL 平均长度 65.3 mm (范围: 53.8-72.8 mm) 相一致,验证了研究结果的准确性^[11]。

他们的研究还发现,浅层内侧副韧带的长度在膝关节 0-100 度屈曲内基本保持不变,有轻微先下降再上升再下降的趋势,波动范围在 2 mm 以内。而外侧副韧带在 0-70 度范围内长度维持一致,但在 70 度屈曲之后长度开始变短,从 65 mm 下降至 57 mm,表明随着膝关节屈曲角度增大,膝关节内侧维持稳定而外侧松弛度变大。这与我们的研究结果矛盾。首先,本研究发现内侧副韧带的前中后束有不同的拉伸模式,且长度均发生改变。一方面,本研究提供了在体测量的证据,表明传统手术的“间隙平衡方法”并不能很好的恢复侧副韧带的动态功能。而另一方面,内侧副韧带在股骨接触点的宽度达到 12 mm,仅用单一参数来描述其长度并不准确。另外,本研究还发现内侧副韧带的前束在 50 度左右屈曲时有拉长的趋势,内侧副韧带前束在膝关节中度屈曲时被拉长 3.3%,中束和后束则持续缩短,说明 aMCL 在屈曲中段可能提供了大部分的约束。以往的一些解剖学研究中,Wijedicks 等人使用机械臂操控关节运动,发现健康尸体膝关节屈曲 60° 时, MCL 在抑制的胫骨前向载荷和外翻力矩方面占最主导作用^[31]。类似地, Athwal 等人对接受交叉韧带保留型假体和后侧稳定型假体的尸体膝关节进行了测试,发现膝关节 $50-60^{\circ}$ 屈曲时,浅层 MCL 在抑制胫骨前力和内外旋转矩方面具有最大贡献^[32]。本文的结果有力地支持了这些数据,证明了 MP 假体相比于其

他研究中用到的 PS 型假体, 在膝关节中段屈曲过程中起到同等的维持内侧稳定性的作用。同时, 基于 aMCL 对膝关节的约束作用, 本文建议在术中对于内侧副韧带的软组织松结应当谨慎进行, 避免术后膝关节屈曲不稳的情况产生。

在体外实验中, 报道显示无论在健康膝关节还是 TKA 置换后的膝关节中, 外侧副韧带在伸直时都维持拉紧, 而在屈曲时则松弛^[32,33]。Ghosh KM 等人利用离体实验研究了 TKA 置换术前后侧副韧带的拉伸模式。研究表明, 在健康膝关节中, LCL 从 0 度到 110 度屈曲逐渐变短 6.6 ± 3.7 mm, 而 TKA 置换术后 LCL 从 0 度到 110 度屈曲变短 10.7 ± 2.8 mm。由于软组织的缺损或假体之间的限制相比健康膝关节减弱等原因, 术后外侧副韧带相比术前更松^[11]。在与本文方法类似的在体研究中, Hosseini 等人发现 TKA 术后, 患者外侧副韧带的拉伸与上述尸体实验具有相似的趋势, 随着屈曲角度变大, LCL 逐渐变短^[14]。然而, 本文的结果表明, 接受 MP TKA 置换的患者术后, 随着膝关节屈曲角度从 0 度增加到 100 度, 外侧副韧带先变短后边长, 转折点出现在五十度左右。说明在中段屈曲过后, 外侧副韧带同样表现出拉紧的趋势, 以维持膝关节稳定。Ali 等人同样运用双平面动态 X 光成像技术, 研究了健康人在箭步下蹲动作中, 侧副韧带的在体拉伸模式。有趣的是, 相比 TKA 患者, 健康受试者外侧副韧带的拉伸模式和本文结果更加类似, 其中 aLCL 随屈曲角度增大持续增大, iLCL 和 pLCL 都在 0° - 90° 屈曲范围内先变短, 90° - 145° 范围内再变长, 在最大屈曲角度下逐渐接近韧带原始长度。在本研究中, 外侧副韧带在深度屈曲下的拉伸说明内轴型 TKA 假体从一定程度上更好地恢复了外侧副韧带的在体拉伸模式。这些差异也可能由研究对象的不同 (患者 vs 健康人), 假体种类的不同 (MP vs CR), 或计算韧带长度的方法 (求直线距离 vs 最短包绕路径) 的不同引起。为了有效地评估侧副韧带的拉伸模式对患者术后临床结果的影响, 一方面我们量化了韧带在整个功能动作中的长度, 并与文献中健康人和其他假体置换的患者数据进行比较, 另一方面, 我们对患者进行了膝关节功能评分的问卷调查, 结合患者的主观感受, 研究韧带拉伸对于术后效果的影响。

本研究的另一个重要发现是, 在中段屈曲过程中, 内侧副韧带的长度与功能评分呈负相关, 相反, 外侧副韧带的长度与膝关节评分呈正相关。该结果说明, 内侧副韧带被拉伸越长, 患者越不满意, 膝关节功能越差, 而外侧副韧带拉伸越长, 患者满意度越高, 膝关节功能评分越高。也就是说, 患者更倾向于术后膝关节内侧具有稳定性, 而外侧有适当的活动度。大量研究表明, 膝关节内侧稳定性对 TKA 预后的改善至关重要^[34,35,36,37]。Ramappa 等人发现, 术中 MCL 过度松结会增加其在 30 - 50 度下的松弛程度, 导致膝关节中度屈曲不稳^[38]。目前软组织平衡的金标准“间隙平衡技术”通过在 TKA 中创建对称的屈伸间隙, 来维持内外侧副韧带的平衡。但这种方法并不能完全模拟健康膝盖的固有间隙。实际上, 膝关节间隙在 0 到 90 之间持续发生变化。因此, 在进行软组织松结时, 应该关注整个屈曲范围下的韧带张力。本研究即对膝关节动态屈曲下的韧带长度进行了分析, 并给出了最优韧带张力。结果表明, 在 69 度屈曲时, MCL 的长度不应超过参考长度的 98%, 此时韧带长度和功能评分具有相关性。临床结果表明, 中度屈曲 (60-80 度) 时 MCL 的长度和伸长率越低, MP 患者越满意。

膝关节内侧的稳定性一直被学者们和手术医生所强调。然而, 膝关节外侧的最佳松紧程度仍没有达成共识。在一些针对 TKA 患者的回顾性研究中, 结果颇具争议。Watanabe T 等人报道, 外侧膝关节松弛的患者术后疼痛和膝关节不稳定更严重^[18], 而 Kamenaga T 等人发现在膝关节伸直状态下, 外侧膝关节的松弛度与更好的患者满意度和更高的遗忘度显著相关^[19]。本研究显示, 在膝关节中度屈曲下, LCL 长度与膝关节评分之间存在显著的正相关关系, 表明 LCL 长度越长, 伸长率越高, MP 患者膝关节评分越高, 与 MCL 的结果相反。在健康的膝关节中, 股骨髁呈现内轴运动模式, 外侧松弛程度明显大于内侧^[39]。这一现象合理解释了本研究的结果, 说明患者对于膝关节内外侧松紧的喜好差异可能是由于植入内轴膝

假体后,更好地恢复了膝关节的内轴旋转模式。LCL 长度在 58 度屈曲时拉伸应超过 108 %。

此外,本研究显示,LCL 伸长率与高屈曲时的功能评分(超过 80 度屈曲)呈负相关,证实了在高屈曲角度时保持膝关节外侧稳定的重要性。人体在下蹲过程中,股四头肌收缩并被拉长,以控制重力对人体的作用,使身体缓慢下蹲,起到缓冲作用。因此,膝关节置换术后对于肌肉力量的康复训练非常重要,如果肌肉力量不足导致膝关节载荷过高可能会导致假体磨损等现象,韧带被过度拉伸会使得韧带进一步松弛,导致膝关节不稳而需要进行二次翻修手术。多个研究显示,TKA 术后膝关节活动范围的增加与膝关节功能和患者满意度呈正相关^[36-40]。但高屈曲角度膝关节运动会挑战 MCL 和 LCL 的功能,因此,实现膝关节稳定性和活动度的平衡是 TKA 手术的最终目标。外科医生可以根据本研究的韧带伸长数据或之前发表的文章改进他们的手术方法,以在高屈曲角度下对膝关节施加适当的生物力学限制。本研究建议,LCL 伸长率在屈曲 94 度时应小于 0.14 %。

第五章 结论

本文通过回顾性研究,量化 TKA 术后膝关节屈曲过程中的侧副韧带长度,为内轴型全膝关节置换术的软组织平衡提供了指导。结果表明,膝关节中度屈曲时,内侧副韧带的稳定性和外侧副韧带的松弛度以及深度屈曲时外侧副韧带的稳定性有利于获得更好的术后功能和患者满意度。本研究建议,膝关节 69° 屈曲时内侧副韧带的最大长度不超过原长的 98 %, 58° 屈曲时外侧副韧带长度超过原长的 108 %。在 94° 屈曲时,外侧副韧带的伸长率应低于 0.14 %。

本研究还存在以下几点局限性。首先,由于术前未获得患者膝关节的 MRI 图像,韧带附着位置是基于受试者模型中的骨性标志点定位的。但该问题并不影响结果。我们将附着位置前后、近端-远端分别移动-5~5 mm,发现两条韧带的长度变化趋势相同。其次,本研究中使用 MP TKA 膝关节,它具有独特的内轴运动模式,因此结果可能不适用于其他类型的膝关节假体。第三,本研究只通过 KSS 评分来评估术后临床结果和患者满意度。其他问卷调查的结果可能对侧副韧带临床结果的评估更为全面。

另外,在 TKA 手术过程中,软组织松结主要基于外科医生的主观判断。虽然我们提供了最佳的韧带长度和伸长率的建议,但事实上外科医生可能很难精确地控制韧带的长度。未来,有待开发出一种能够准确监测韧带长度的术中导航系统,以实现 TKA 手术过程中软组织的完美平衡,提高患者满意度和术后膝关节运动功能。

参考文献

- [1] Ren Y , Hu J , Tan J , et al. Incidence and risk factors of symptomatic knee osteoarthritis among the Chinese population: analysis from a nationwide longitudinal study[J]. BMC Public Health, 2020, 20(1):1491.
- [2] Mlekusch W , Exner M , Schillinger M , et al. Long-Term Implant Survivorship of Cementless Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review of the Literature and Meta-Analysis[J]. Journal of Knee Surgery, 2014, 27(05):369-376.
- [3] Nakamura, Suguru, Nakagawa, et al. Clinical results of alumina medial pivot total knee arthroplasty at a minimum follow-up of 10 years.
- [4] Li D , Shao Y , Shen Z , et al. Instability after total knee arthroplasty.[J]. Journal of Knee Surgery, 2015, 28(02):097-104.
- [5] Thiele K , Perka C , Matziolis G , et al. Current Failure Mechanisms After Knee Arthroplasty Have Changed: Polyethylene Wear Is Less Common in Revision Surgery[J]. Journal of Bone & Joint Surgery-american Volume, 2015, 97(9):715-720.
- [6] Hendrik P , Delport, Jos, et al. New possible pathways in improving outcome and patient satisfaction after TKA.[J]. Acta orthopaedica Belgica, 2013.
- [7] Delport H , Labey L , Corte R D , et al. Collateral ligament strains during knee joint laxity evaluation before and after TKA[J]. Clinical Biomechanics, 2013, 28(7):777-782.
- [8] Hosseini A , Qi W , Tsai T Y , et al. In vivo Length Change Patterns of the Medial and Lateral Collateral Ligaments along the Flexion Path of the Knee[J]. other, 2015, 23(10).
- [9] Daines B K , Dennis D A . Gap Balancing vs. Measured Resection Technique in Total Knee Arthroplasty[J]. Clinics in Orthopedic Surgery, 2014, 6(1):1.
- [10] Ghosh K M , Merican A M , Iranpour F , et al. Length-change patterns of the collateral ligaments after total knee arthroplasty[J]. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy Official Journal of the Esska, 2012, 20(7):1349.
- [11] Victor J , Wong P , Witvrouw E , et al. How isometric are the medial patellofemoral, superficial medial collateral, and lateral collateral ligaments of the knee?[J]. American Journal of Sports Medicine, 2009, 37(10):2028.
- [12] Bingham J , Li G . An optimized image matching method for determining in-vivo TKA kinematics with a dual-orthogonal fluoroscopic imaging system.[J]. Journal of Biomechanical Engineering, 2006, 128(4):588-95.
- [13] Sugita T , Amis A A . Anatomic and biomechanical study of the lateral collateral and popliteofibular ligaments.[J]. Am J Sports Med, 2001, 29(4):466-472.
- [14] Nasab S , Smith C R , P Schütz, et al. Elongation Patterns of the Collateral Ligaments After Total Knee Arthroplasty Are Dominated by the Knee Flexion Angle[J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2019, 7.
- [15] Park K K , Hosseini A , Tsai T Y , et al. Elongation of the collateral ligaments after cruciate retaining total knee arthroplasty and the maximum flexion of the knee[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(3):418-424.

- [16] Kono K , Konda S , Yamazaki T , et al. In vivo length change of ligaments of normal knees during dynamic high flexion[J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2020, 21(1).
- [17] Nakamura S , Minoda Y , Nakagawa S , et al. Clinical results of alumina medial pivot total knee arthroplasty at a minimum follow-up of 10years[J]. The Knee, 2017, 24(2):434.
- [18] Watanabe T , Koga H , Katagiri H , et al. Correction to: Coronal and sagittal laxity affects clinical outcomes in posterior-stabilized total knee arthroplasty: assessment of well-functioning knees[J]. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2019, 27(7):-.
- [19] Kamenaga, Tomoyuki, Muratsu, et al. The Influence of Postoperative Knee Stability on Patient Satisfaction in Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty[J]. Journal of Arthroplasty, 2018.
- [20] Kappel A , Laursen M , Nielsen P T , et al. Relationship between outcome scores and knee laxity following total knee arthroplasty: a systematic review[J]. Acta Orthopaedica, 2018:1-14.
- [21] Liu F , Bing Y , Gadikota H R , et al. Morphology of the medial collateral ligament of the knee[J]. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 2010, 5(1):1-8.
- [22] Varacallo M , Johanson N A . Knee, Total Arthroplasty. 2018.
- [23] Sabatini L , Risitano S , Parisi G , et al. Medial Pivot in Total Knee Arthroplasty: Literature Review and Our First Experience[J]. Clinical Medicine Insights Arthritis & Musculoskeletal Disorders, 2018, 11:1179544117751431.
- [24] Mayr H O , Reinhold M , Hube R , et al. Rotational laxity and collateral ligament laxity following total knee arthroplasty with rotating platform[J]. International Orthopaedics, 2014, 38(7):1379-1386.
- [25] Martimbianco A , Calabrese F R , Iha L , et al. Reliability of the "American Knee society score" (AKSS)[J]. Acta Ortopédica Brasileira, 2012, 20(1):34-38.
- [26] Dowsey M M , Choong P . The Utility of Outcome Measures in Total Knee Replacement Surgery[J]. International Journal of Rheumatology, 2013, (2013-10-31), 2013, 2013:506518.
- [27] Hanson G R , Suggs J F , Freiberg A A , et al. Investigation of in vivo 6DOF total knee arthroplasty kinematics using a dual orthogonal fluoroscopic system.[J]. Journal of Orthopaedic Research, 2010, 24(5):974-981.
- [28] Mihalko W M , Saleh K J , Krackow K A , et al. Soft-tissue balancing during total knee arthroplasty in the varus knee.[J]. J Am Acad Orthop Surg, 2009, 17(12):766-774.
- [29] Siddiqi A , Smith T , JJ Mcphilemy, et al. Soft-Tissue Balancing Technology for Total Knee Arthroplasty[J]. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2019, 8(1).
- [30] Wijdicks C A , Michalski M P , Rasmussen M T , et al. Superficial medial collateral ligament anatomic augmented repair versus anatomic reconstruction: an in vitro biomechanical analysis.[J]. American Journal of Sports Medicine, 2013, 41(12):2858-2866.
- [31] Athwal K K , Daou H E , Kittl C , et al. The superficial medial collateral ligament is the primary medial restraint to knee laxity after cruciate-retaining or posterior-stabilised total knee arthroplasty: effects of implant type and partial release[J]. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2016, 24(8):2646-2655.
- [32] Jeffcote B , Nicholls R , Schirm A , et al. The variation in medial and lateral collateral ligament strain and tibiofemoral forces following changes in the flexion and extension gaps in total knee replacement[J]. Journal of Bone & Joint Surgery British Volume, 2007, 89(11):1528-33.
- [33] Ching-Jen, Wang, and, et al. The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee[J]. Journal of Biomechanics, 1973.

- [34] Aunan, Eirik, Rohrl, et al. Intraoperative ligament laxity influences functional outcome 1 year after total knee arthroplasty[J]. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA, 2015, 23(6):1684-1692.
- [35] Masayuki A, Shinichi K, Shinichiro N, et al. Intraoperative medial joint laxity in flexion decreases patient satisfaction after total knee arthroplasty[J]. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2018, 138:1-8.
- [36] Matsuda S, Ito H. Ligament balancing in total knee arthroplasty — Medial stabilizing technique[J]. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology, 2015, 2(4).
- [37] Tsukiyama H, Kuriyama S, Kobayashi M, et al. Medial rather than lateral knee instability correlates with inferior patient satisfaction and knee function after total knee arthroplasty[J]. Knee, 2017, 24(6).
- [38] Ramappa, Manjunath. Midflexion instability in primary total knee replacement: a review[J]. SICOT-J, 2015, 1:24.
- [39] 岡崎, 三浦, 裕正, et al. Asymmetry of mediolateral laxity of the normal knee[J]. The Journal of the Japanese Orthopaedic Association, 2006, 80.
- [40] Ha C W, Park Y B, Song Y S, et al. Increased Range of Motion Is Important for Functional Outcome and Satisfaction After Total Knee Arthroplasty in Asian Patients[J]. The Journal of arthroplasty, 2015, 31(6):1199-1203.
- [41] Prince, Matthew R., et al. Open anatomic reconstruction of the medial collateral ligament and posteromedial corner.[J]. Arthroscopy techniques 4.6, 2015, e885-890.
- [42] Laprade R F, Ly T V, Wentorf F A, et al. The posterolateral attachments of the knee: a qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon.[J]. Am J Sports Med, 2003, 31(6):854-860.
- [43] Laprade R F, Engebretsen A H, Ly T V, et al. The Anatomy of the Medial Part of the Knee[J]. Journal of Bone & Joint Surgery American Volume, 2007, 89(9):2000-10.

谢辞

时光飞逝，转眼间，本科生涯已接近尾声，在不久之后的九月，即将开启一段全新的旅途。在我大二时就已慕名加入蔡宗远老师的骨科生物力学实验室，作为一个足球爱好者，深受实验室运动医学研究的吸引，在科研的过程中收获了许多乐趣。本科的毕业设计对我而言，不仅是给大学四年的学习和研究做一个正式的总结，更是真正意义上将临床研究向科研成果的转化。目前，毕设的成果已经撰写成论文在投。在此，由衷感谢我的导师蔡宗远教授对我的指导与鼓励，为我指点迷津、开拓思路。在实验遇到阻碍时，蔡老师的点拨总能给予我极大的启发，让我对于自己的毕业设计逐渐胸有成竹。也特别感谢邹第洋师兄，带领我进入骨科生物力学的大门，从刚入实验室手把手的软件教学、到数据处理时的详细指南，如今建立起与我共同发表论文的革命友谊。邹师兄的耐心细致和科研工作时的有条不紊，一直是我学习的榜样。这里还要感谢郑楠师兄、王聪师兄和朱哲敏师兄对于我程序上的指点和帮助。师兄超强的思维逻辑和编程能力不断感染着我，也鞭策我时刻努力，争取在日后的科研道路上能达到同样的造诣。同时还要感谢潘晟轩师兄、杨洋师兄、程荣山师兄、王中正师兄、蒋子昂师兄、胡项俊师姐和王雨凡同学与我一起探讨学术问题，帮我答疑解惑。一同奋斗的时光总是那么美好。感谢所有陪伴我的人。

IN-VIVO ELONGATION PATTERNS OF KNEE COLLATERAL LIGAMENTS AFTER MP TKA

It had been widely accepted that total knee arthroplasty (TKA) is a reliable procedure for end-stage knee osteoarthritis (OA) treatment, which improved function and released pain. Although high long-term survivorship of TKA prosthesis had been reported in numerous clinical follow-up studies, about 6 % of primary TKAs fail within 10 years and require revision surgery, of which post-operatively instability is a major cause, which accounted for 21.8 % in TKA revisions. While medial and lateral collateral ligament (MCL and LCL) passive constrain were considered as one of the most important determinations for postoperative knee stability at TKA patients, it remained a challenge to achieve collateral ligament balance during TKA surgery.

In cruciate substitution TKA, both the femorotibial articular surface and cruciate ligaments are removed, thus the remaining soft tissue is crucial to maintain the postoperative knee stability. Collateral ligaments are partially sectioned or released to achieve equal tension in the two ligaments. However, soft tissue balancing is mainly based on the subjective judgement of the surgery. Currently, there is a lack of knowledge whether the TKA can restore the normal stretching of collateral ligaments. Few studies of the length change of MCL and LCL in TKA knee were reported using virtual fiber elongation methods or cadaveric specimens, and the biomechanics of collateral ligaments and how they can be balanced in high flexion has not been clearly demonstrated in literature. The relationship between ligament balance and clinical outcomes of patients undergoing TKA, including stability and mobility, had been emphasized for decades. However, the relationship between patient outcome or satisfaction and ligament balancing or laxity is controversial. Moreover, the evaluation of knee laxity in previous reports were represented by the gap size in passive flexion, which is less straightforward than measuring the length of ligaments. Hence, the relationship between the length change pattern of collateral ligaments and patient outcome score remains to be explored.

This study was firstly aimed to investigate the length change pattern of different bundles of sMCL and LCL of the knee during single leg lunge activity after a MP TKA in patients. The secondary objective of this study was to investigate the relationship between collateral ligament length and patient outcome scores. We hypothesized that the different fiber portions of sMCL and LCL existed different length change patterns. Second, the patient outcome scores were highly associated with collateral ligament length in mid and high flexion angle.

Dual fluoroscopic images were captured when each subject performed a weight-bearing single-legged lunge on surgical side from full extension to maximal flexion. All subjects received a knee CT scan post-operatively. The CT images were imported into a 3D visualization and modelling software for the reconstruction of 3D bone models of femur and tibial.

The fluoroscopic images, the 3D bone models and precise Computer-aided Design models of TKA component were imported into a program for registration. The 3D position of each bone and implant were adjusted until they matched the corresponding outlines on the fluoroscopic images.

The anatomical coordinate system of knee in surgical side was mirrored from the opposite knee and then the flexion angle of knee was calculated. Data interpolation was used to determine the knee position at each tested flexion angle.

The sMCL and LCL were equally divided into three portions: the anterior, intermediate, and posterior portions (aMCL, iMCL, pMCL, aLCL, iLCL, pLCL). Attachment area of ligament in femur and tibia (or fibula) were identified according to bony landmarks reported in previous anatomical studies, and the attachment sites of each portion was determined based on the average width of the attachment area. The relative position of sMCL and LCL attachment under in-vivo lunge activity were determined based on the result of registration. An optimization algorithm was implemented to calculate the shortest 3D wrapping path of each ligament portion around the bones at each tested flexion angle of the knee, and the lengths of each portion were evaluated.

All patients were evaluated with the Knee Society Score System (KSS) at the follow up, including clinical KSS - "Knee Score" and functional KSS - "Function Score" which both attain a total of 100 points. Correlation between ligament length (included elongation rate) and outcome scores at each degree along the flexion path were estimated using the Pearson Correlation Coefficient, respectively. The absolute value of coefficient can be interpreted for low, moderate and high level of positive or negative correlation with size 0.3-0.5, 0.5-0.7 and 0.7-0.9, respectively. The level of significance was set at $p < 0.05$. Since the correlation varied through the whole path, a linear regression curve at the peak coefficient was constructed to investigate ligament length and elongation rate corresponding to KSS score over 80, which may act as the reference value for the surgeons in soft tissue release procedure. The statistical analysis was performed using MATLAB and significant level was set as $p < 0.05$.

The average reference lengths (full extension) of collateral ligament portions were as follows: 93.8 ± 6.3 cm for aMCL, 100.1 ± 6.1 cm for iMCL, 107.3 ± 6.2 cm for pMCL, 57.6 ± 6.5 cm for aLCL, 57.5 ± 6.4 cm for iLCL, and 57.5 ± 6.3 cm for pLCL.

The aMCL length increased from beginning of flexion to 46° of flexion by $3.3 \pm 4.2\%$ followed by a decline to final flexion ($-4.8 \pm 5.3\%$). The iMCL length remained almost no change before 40° of flexion (with length change of 1.1%), and then showed rapid decrease to final flexion with minimum slack of $-11.9 \pm 4.9\%$. The pMCL length consistently decreased along the whole flexion path and reached minimums of $-17.3 \pm 4.7\%$ at the final flexion (Fig.2 and Table S1). The relative elongation of the different portions of sMCL were statistically significantly different at all flexion angle (aMCL vs. iMCL vs. pMCL).

The patterns of the length change of the LCL bundles were statistically significantly different along the flexion path (aLCL vs. iLCL vs. pLCL). The aLCL was nearly isometric from beginning of flexion to 47° of flexion with a maximal length change within -1.0% . Thereafter, the aLCL length increased to $5.3 \pm 8.9\%$ at final flexion. The iLCL and pLCL decreased from beginning of flexion until 38° ($-3.2 \pm 5.8\%$) and 51° ($-6.3 \pm 6.7\%$) and increased to $1.2 \pm 8.6\%$ and $-2.8 \pm 8.3\%$ at the final flexion. The lengths of aMCL, iMCL and pMCL exited moderate ($0.5 < r < 0.7$) negative correlations with Function Score at 63° - 79° , 65° - 78° and 65° - 77° of flexion. The lengths of iLCL and pLCL were positively correlated with the Knee Score within 42° - 72° and 25° - 75° . Also, the elongation rates of aLCL, iLCL and pLCL were negatively correlated with the Function Score at 83° - 100° , 83° - 100° and 82° - 100° of flexion. According to the linear regression, the length of iMCL and iLCL corresponding to KSS Knee score beyond 80 and below 100 were $< 98\%$ and $> 88\%$ at 69° of flexion, $> 108\%$ and $< 134\%$ at 58° of flexion,

respectively. Similarly, to achieve Knee Score beyond 80 and below 100, the recommended elongation rate of the iMCL was -0.17% to 0.12 % at 23° of flexion, while iLCL was 0.1 % to 0.6 % at 23° of flexion. To achieve excellent Function Score at high flexion angle, the elongation rate of the iLCL by < 0.14 % and > -0.18 % were recommended at 94° of flexion.

Proper soft tissue balancing is crucial for the clinical success of TKA. Therefore, quantification of in vivo length change pattern of collateral ligaments provides useful implication for knee replacement surgery. This study reported length change patterns of different bundles of MCL and LCL in patients with medial pivot cruciate-substituting implant during in-vivo lunge activity. Also, the correlation between length or elongation rate of MCL/ LCL and Knee Society Score were analyzed. Our study revealed inconsistent elongation patterns of different bundles of MCL and LCL with the increase of knee flexion angle in MP patients. Critically, the present study demonstrated that the MCL lengths were negatively correlated with Function Score within the middle flexion angle (within 60° to 80°), while the LCL lengths were positively correlated with Knee Score at middle flexion angle (within 40° to 75°). The elongation rates of LCL were negatively correlated with Function Score at high flexion angle (within 80° to 100°). In healthy knees, it is generally recognized that lateral laxity is significantly greater than medial laxity due to the medial pivot motion. In the present study, the difference between findings of the medial and lateral side of the knee can be possibly explained by the better restoration of the natural rotation axis on the medial side with the medial pivot prosthesis implanted. Numerous studies have indicated that medial stability is important for improving clinical outcome after TKA surgeries. However, optimal laxity of the lateral joint is unclear. In several retrospective research of TKA patients, the results were controversial. In the present study, the difference between findings of the medial and lateral side of the knee can be possibly explained by the better restoration of the natural rotation axis on the medial side with the medial pivot prosthesis implanted. Gap balancing technique is commonly used to create symmetric balanced flexion and extension gaps during TKA, despite the fact that it may not fully mimic the native space of normal knees, and the actual gap vary between 0° and 90° . Therefore, the ligament tension along the entire range of flexion should also be noted. To achieve a favourable post-operative patient outcome, soft tissue balancing in TKA should be handled with great care. Maximum MCL length at 69° should not exceed 98 %, while LCL length at 58° was recommended to be longer than 108 %. Elongation rate of the LCL at 94° should be lower than 0.2 %.