

О НЕЗЫБЛЕМОСТИ ПРИНЦИПА ВЫРАВНИВАНИЯ КОНЕЧНОСТИ ПО МЕХАНИЧЕСКОЙ ОСИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА



КУЗИН В.В.,

д.м.н., профессор, врач – травматолог-ортопед консультативного отделения ГБУЗ г. Москвы Городская клиническая больница № 1 им. Н.И. Пирогова Департамента здравоохранения города Москвы, лауреат премии «Призвание», премий Правительства г. Москвы и Российской Федерации, заслуженный врач Российской Федерации, полковник мед. службы в отставке, kvicvas@yandex.ru



ЗАГОРОДНИЙ Н.В.,

член-корреспондент РАН, д.м.н., профессор, советник директора ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени Н.Н. Приорова» Минздрава России, заведующий отделением эндопротезирования № 2, заведующий кафедрой травматологии и ортопедии Медицинского института ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы», лауреат премии «Призвание», премий Правительства Российской Федерации, заслуженный деятель науки Российской Федерации, заслуженный врач Российской Федерации, zagorodnyy51@mail.ru



КУЗИН А.В.,

врач – травматолог-ортопед травматологического отделения № 1 ГБУЗ г. Москвы Городская клиническая больница № 1 им. Н.И. Пирогова Департамента здравоохранения города Москвы, kuzin88av@gmail.com

Статья посвящена оценке существующего безальтернативного принципа механического выравнивания конечности при тотальном эндопротезировании коленного сустава.

Ключевые слова: эндопротезирование коленного сустава, механические оси бедренной и большеберцовой костей, выравнивание конечности.

ON INVIOABILITY OF THE PRINCIPLE OF THE LIMB ALIGNMENT ALONG THE FEMORAL BONE MECHANICAL AXIS IN THE COMPLETE ENDOPROSTHESIS REPLACEMENT OF THE KNEE JOINT

Kuzin V., Zagorodnyy N., Kuzin A.

The article is focused on the evaluation of the existing non-competitive principle of limb alignment in the complete replacement of the knee joint.

Key words: endoprosthesis replacement of the knee joint, mechanical axes of femoral and shine bones, limb alignment.

Введение

Первые операции, которые стали прототипом современного эндопротезирования коленного сустава, начали проводиться в 40-х годах прошлого века [1] и заключались в установке металлической прокладки между суставными поверхностями. Результаты, как правило, имели не очень хорошие последствия, поэтому подобные оперативные вмешательства широкого распространения не получили [2]. В 1958 г. D.L. Macintosh [3] описал другой тип имплантата, который замещал разрушенную часть коленного сустава, что должно было восстановить ось конечности, увеличить стабильность поврежденного сустава и уменьшить боль. Последняя версия этого импланта была металлической и имела более позитивные результаты. Параллельно шла разработка связанных конструкций. В 1951 г. В. Waldius разработал связанный эндопротез, впоследствии названный его именем [4].

В процессе дальнейшего развития тотальных эндопротезов коленного сустава в 70-х гг. XX в. они получили уже знакомую форму, состоящую из бедренного и тибяльного компонентов, а также эндопротеза надколенника [5, 6, 7].

В основу хирургической техники при массовом использовании эндопротезов был заложен принцип т.н. выравнивания по механической оси конечности (механическое выравнивание), в результате которого плоскость вновь образованного сустава стано-

вилась перпендикулярной линии, проведённой через центр головки бедренной кости и её межмышцелковое пространство. Эта линия была условно принята за механическую ось, через которую проходит результирующий вектор нагрузок на эндопротез при ходьбе. Под это был разработан специальный инструмент, представляющий из себя два набора: для обработки мышцелков бедренной кости и для обработки проксимального конца большеберцовой кости.

Результатом этих действий стало создание посадочных поверхностей для установки бедренного и тибияльного компонентов. При этом бедренный компонент устанавливался перпендикулярно т.н. механической оси бедренной кости (линии, проведённой через центр головки бедренной кости и её межмышцелковое пространство), а тибияльный компонент – перпендикулярно анатомической оси большеберцовой кости, которая в силу анатомического строения этой кости часто совпадает с механической (рис. 1).

В результате получался новый коленный сустав, с помощью которого можно ходить без боли с удовлетворительной для пожилого возраста функцией (эти операции обычно делают пожилым людям).

Однако, по данным многочисленных авторов, национальных регистров, от 10 до 21% пациентов, перенесших тотальное эндопротезирование коленного сустава, недовольны результатами операций. Некоторые не удовлетворены объёмом возможных движений, других беспокоят боли, третьих – проблемы со стабильностью сустава и т.д. [8, 9, 10, 11].

Цель исследования

Оценить существующую на сегодняшний день безальтернативность принципа механического выравнивания при тотальном эндопротезировании коленного сустава.

Материалы и методы

Работа основана на опыте более 2000 операций по тотальной замене коленного сустава в период с ноября 1996 г. по июль 2020 г. Использовались эндопротезы NexGen CR и PS (Zimmer, США), LCS, PFC Sigma (Johnson&Johnson, США), Columbus (Aesculap, Германия) и другие.

Результаты и обсуждение

При проведении опилов с использованием механической оси бедренной кости, на первый взгляд, всё довольно просто и логично: дистальный опил бедренной кости производится перпендикулярно механической оси бедренной кости, а большеберцовой кости –

перпендикулярно анатомической оси последней, которая часто совпадает с механической. Но при этом всегда возникала проблема, заключающаяся в том, что плоскости этих опилов во всех положениях коленного сустава оказывались непараллельными друг другу (рис. 2 на с. 8). А это означало, что сустав, если даже удастся установить компоненты эндопротеза, будет нестабильным.

И, чтобы сделать плоскости опилов параллельными, требовалось произвести резиз капсулы и связочного аппарата коленного сустава, который в зависимости от степени деформации мог достигать больших размеров. При этом почти всегда эти действия не решали проблемы параллельности опилов бедренной и большеберцовой костей в положении сгибания коленного сустава. Чтобы добиться параллельности опилов, при-



Рис. 1. Механические оси бедренной и большеберцовой костей. Стрелкой отмечен маркер для масштабирования снимка.

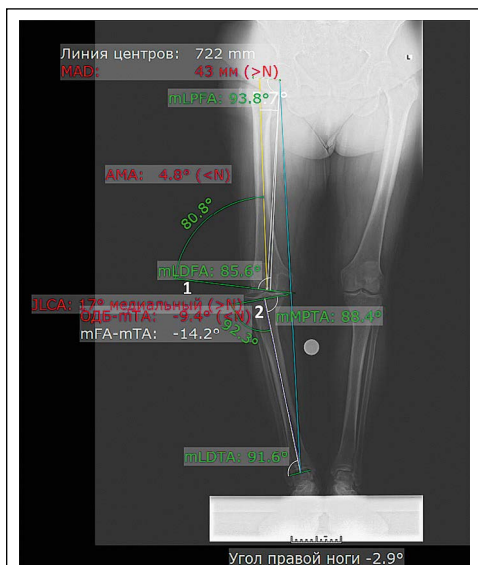


Рис. 2. Линии дистального опиала бедренной (1) и большеберцовой (2) костей непараллельны друг другу. Угол между механической и анатомической осями бедренной кости равен 5,7°.



Рис. 3. Смещение поперечной кинематической оси бедренной кости при наружной ротации бедренного компонента эндопротеза (толстая красная линия показывает новую кинематическую ось бедренной кости). На расстоянии, равное дистанции между этими осями, межмыщелковая борозда смещается медиально.

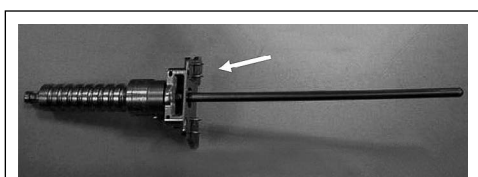


Рис. 4. Направитель дистального опиала бедренной кости. Пластина, на которую направлена стрелка, опирается на мыщелки бедренной кости и является параллельной дистальному опиалу.

ходилось производить наружную ротацию бедренного компонента, опиливая мыщелки бедренной кости под углом обычно 3° или 5° по отношению к существующему положению (рис. 3).

В чём же дело? Попробуем разобраться. Начнём с бедра. Опил бедренной кости в абсолютном большинстве хирургических техник начинается с дистального опиала мыщелков бедренной кости. Именно он должен быть перпендикулярен механической оси, и под него подгоняются и от него отталкиваются все остальные действия. Для этого через отверстие в межмыщелковом пространстве в канал бедренной кости вводится направляющий стержень инструмента, который должен олицетворять собой анатомическую ось бедренной кости. На этом инструменте (направителе) расположена опорная пластина с держателем резекционного блока, которая определяет плоскость дистального опиала бедренной кости, и при механическом выравнивании она должна быть перпендикулярна механической оси бедра. Её расположение – под углом к стержню инструмента, имитирующему анатомическую ось (рис. 4).

Этот угол определяется при предоперационном планировании и является углом между анатомической и условно принятой механической осями (рис. 2).

И вот вроде бы все удачно получается. Но достоверность самой механической оси весьма сомнительна. И это потому, что все люди разные (одни высокие, другие невысокого роста, одни астеники, другие гиперстеники и т.д.). Ну, допустим, что так оно и есть! Но нет никакой уверенности, что при установке инструментов после выполнения дистального опиала его плоскость будет перпендикулярна механической оси, несмотря на то, что угол между анатомической и механической осями бедренной кости был верно определен и установлен на инструменте.

Этому есть объяснение. Дело в том, что стержень инструмента, который устанавливается в костномозговой канал бедренной кости, имеет диаметр 6–7 мм, а канал бедренной кости в её дистальной части – не менее 12–13 мм, а нередко бывает и 20 мм. И, когда его вставляют в бедренную кость, он может пойти куда угодно в пределах этого канала, особенно при выраженном остеопорозе. И ошибка до 5° в любую из сторон может произойти очень легко, а заметить это можно только после операции и только на панорамной рентгенографии нижних конечностей или на КТ, когда исправлять что-то будет поздно. И плюс к этому ещё

и большая анатомическая вариабельность бедренной кости (рис. 5).

И дело больше не в том, что нет возможности гарантировать точность установки инструмента для выполнения дистального опилов, а в том, что именно индивидуальная анатомия каждого человека очень вариабельна. Допустим, что предыдущий этап был выполнен идеально и осуществлен переход к дальнейшим опилов бедра. Резекционный блок (чаще всего это 4 в 1) следует устанавливать с определённой (хирургами выбранной) наружной ротацией. Для чего это делается? Если при опилов большеберцовой кости под углом 90° по отношению к механической оси опиловить задние отделы мыщелков бедренной кости равномерно, то суставная щель при сгибании коленного сустава будет сужена со стороны максимального износа суставных поверхностей. И установить

тибиальный компонент будет весьма проблематично. Чтобы эту проблему устранить, приходится выполнять передний и задний опиловы с ротацией в $3-5^\circ$ – в зависимости от потребностей. Для этого устанавливается инструмент, который в абсолютном большинстве случаев ориентируется на задние мыщелки бедренной кости. И здесь хирургов тоже подстерегают подводные камни. В том случае, когда мыщелки не разрушены болезнью, ротация бедренного компонента получается такой, какой планировалась. Ну а если один из мыщелков поражен болезнью и разрушен (даже просто без хряща), то какая же получится ротация?! Никто точно на этот вопрос не ответит. Если это касается медиального мыщелка, то будет увеличение наружной ротации. Если латерального, то – наоборот.

Можно возразить, что существуют техники установки компонентов эндопротезов, которые начинаются с опилов большеберцовой кости, и ротация бедренного компонента определяется специальным инструментом относительно плоскости опилов большеберцовой кости. Но в этом случае ставится в зависимость от опилов большеберцовой кости положение всего сустава, и все допущенные ошибки неминуемо на нем отразятся.

В конце концов, скажут оппоненты, следует использовать компьютерную навигацию. Но ведь данные в неё вводит человек! И все описанные выше дефекты будут также перенесены в навигацию, а она (на основе неверных данных) *примет своё решение*. И результатом станет ошибка, происхождение которой трудно определить.

В результате при обработке дистального отдела бедренной кости при работе методом механического выравнивания нельзя будет сказать, что все сделано точно, как запланировано, и что это соответствует необходимым действиям по восстановлению функции сустава. Помимо этого, нередко возникает другая проблема – нарушение тракции надколенника.

Некоторые наивно полагают, что наружная ротация бедренного компонента, столь необходимая для функционирования нового сустава в согнутом положении, улучшает условия для движения надколенника в межмышцелковой борозде бедренного компонента эндопротеза.

Всё – в точности наоборот! При наружной ротации задние мыщелки опиляются неравномерно: медиальный – больше, а латеральный – меньше. И возникает иллюзия, что межмышцелковая борозда бедренного компонента эндопротеза смещается латерально и натяжение латерального связочного

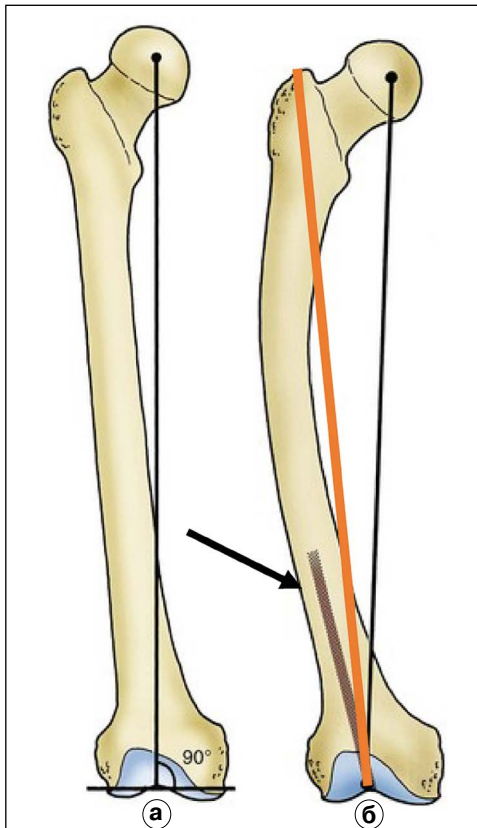


Рис. 5 а, б. Пример вариантов развития бедренной кости: а), б) чёрная линия – так называемая механическая ось; б) коричневая линия – результирующая линия анатомической оси бедренной кости, стрелкой отмечено направление стержня инструмента для выполнения дистального опилов, который должен соответствовать анатомической оси бедренной кости, но из-за патологического изгиба последней занимает указанное положение.

аппарата надколенника уменьшается. Так оно и происходит, но только до момента, когда бедренный компонент не войдёт в контакт с тибиальным. Межмышечковая борозда станет дальше от точки фиксации связочного аппарата на расстояние, равное длине окружности сектора в 3° или 5° , – в зависимости от того, какую наружную ротацию установили (рис. 3). Зарубежные исследователи отмечают, что наиболее полноценный контакт и равномерная нагрузка надколенника в межмышечковой борозде возникают при нулевой ротации бедренного компонента. При наружной ротации перегружаются латеральные отделы надколенника, а при внутренней ротации – медиальные [12].

С тибиальным плато работа, на первый взгляд, попроще.

Что же может создать определённые трудности в ориентации?

Сначала рассмотрим то, что лежит на поверхности: это сложности в ориентации на конечности с избыточными отложениями подкожной жировой клетчатки, когда невозможно определить анатомические ориентиры. Но это, как говорится, – дела житейские, и так или иначе этот вопрос решить можно.

Другая, более сложная, проблема – большая вариабельность кривизны большеберцовой кости и положения суставной щели, которая достигает в популяции 9 различных фенотипов [13]. И поэтому возникает вопрос: правильно ли мы поступаем, производя во всех случаях опил тибиального плато под прямым углом к анатомической оси большеберцовой кости? Ведь плоскость нормального коленного сустава чаще всего имеет наклон на варус около 3° .

И ещё вопрос. Каким направителем пользоваться: интрамедуллярным или экстрамедуллярным? Нередко они могут показывать разные направления опилов (рис. 6). И тут может сложиться ситуация, что по механическим осям всё вроде бы сделано технически правильно и максимальный релиз мягких тканей произведен, однако равномерности суставных щелей добиться так и не удалось.

Но вот операция успешно проведена. Пациент проходит реабилитацию, выздоравливает, в целом всем доволен, и на стандартных контрольных снимках в двух проекциях видно идеальное положение компонентов эндопротеза. К тому же, если поставить больного на ноги (вертикально) и сделать панорамную рентгенографию его нижних конечностей, то тоже можно не увидеть ничего негативного в плане осей конечности: углом, сторонами которого являются механические оси бедрен-

ной и большеберцовой костей (НКА-угол), близок к 0° , т.е. к норме.

Но обращает на себя внимание наклон линии эндопротеза к горизонтали в латеральном направлении. Это – не физиологический варус 3° , это – вальгус 4° – 6° . И получается, что механическая ось, которую принимали за основу, перпендикулярна плоскости нового сустава, но последняя непараллельна поверхности земли [14, 15]. В результате распределение давления на тибиальный компонент происходит неравномерно, и такая нагрузка должна чем-то компенсироваться. Это – в первую очередь связки и мышцы, но немалая часть нагрузок тоже должна приходиться на большеберцовую кость в точке фиксации эндопротеза, а также по всей её длине, включая голеностопный сустав.

Но и это еще не всё. Обращает на себя внимание тот факт, что при наружной ротации компонентов эндопротеза, а стало быть и всего коленного сустава, все анатомические ориентиры большеберцовой кости были в обычном положении. То есть бедренный

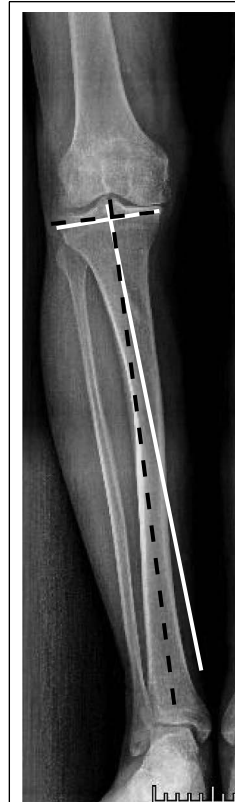


Рис. 6. Положение интрамедуллярного и экстрамедуллярного направителей при резекции тибиального плато. Белая сплошная линия – положение интрамедуллярного направителя и направление линии опила большеберцового плато. Чёрный пунктир – те же показатели при использовании экстрамедуллярного направителя.

компонент находился в наружной ротации 5° (по протоколу операции), а тибиальный компонент анатомически правильно ориентирован во фронтальной и сагиттальной плоскостях. В этом случае при ходьбе во время выпрямления коленного сустава (в момент переноса веса) должно возникать скручивающее движение с дополнительной нагрузкой на связки коленного сустава, сухожилия мышц, участвующих в этом движении, и – так далее по всей кинематической цепи.

Но, несмотря на написанное выше, пациенты, как правило, довольны итога-

ми. По шкале Oxford средний результат равняется 41 баллу ($Me=41$, $Q_1-Q_3=38-44$) из 48 максимально возможных. Средний объём движений составил 100° ($Me=100^\circ$, $Q_1-Q_3=95^\circ-105^\circ$). НКА-угол в среднем $-1,9^\circ$ ($Me=1,9^\circ$, $Q_1-Q_3=1,4^\circ-9,0^\circ$). Средний угол наклона линии сустава к горизонтальной плоскости в положении стоя $-3,1^\circ$ ($Me=3,10$, $Q_1-Q_3=2,25^\circ-4,45^\circ$) на вальгус.

Выводы

Таким образом, повсеместно распространённый метод тотального эндопротезирования коленного сустава, основанный на выравнивании по механическим осям и существующий несколько десятков лет, является надёжным и отработанным методом, позволяющим получать в основной массе случаев хорошие результаты оперативно-го лечения заболеваний коленного сустава. Тем не менее механическое выравнивание –

это системная техника, ориентированная на условные оси в то время, когда анатомия людей очень вариабельна.

Измерение промежутков между плоскостями опилов показывает, что при выравнивании по механическим осям систематически происходит их неравномерное изменение в то время, когда требуется их изометрия в медиально-латеральном направлении при сгибании и разгибании. Чтобы решить эту проблему, требуются наружная ротация бедренного компонента и релиз капсулы и связочного аппарата коленного сустава.

Изложенное приводит к мысли, что тотальное эндопротезирование коленного сустава выравниванием по механическим осям основано больше на вере в абсолютную непогрешимость этого метода, чем на научных положениях по биомеханике коленного сустава. И всесторонняя трезвая оценка требует сменить парадигму.

Литература

1. Speed J.S., Trout P.C.: *Arthroplasty of the knee: a follow up study.* *J Bone Joint Surg [Br]* 31:53. – 1949.
2. Miller A., Freedman B. *Facial arthroplasty of the knee.* *J Bone Joint Surg [Am]* 34:55. – 1952.
3. MacIntosh D.L. *Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities.* *J Bone Joint Surg [Am]* 40:1431. – 1958.
4. Walldius B. *Arthroplasty of the knee joint using endoprosthesis.* *Acta Orthop Scand [Suppl]* 24:19. – 1957.
5. Insall J.N., Hood R.W., Flawn L.B., Sullivan D.J. *The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis.* *J Bone Joint Surg* 65A:619–628. – 1983.
6. Insall S.N., Scott W.N., Ranawat C.S. *The total condylar knee prosthesis.* *J Bone Joint Surg* 61A:173–180. – 1979.
7. Scott W.N., Rozbruch J.O., Otis J.C. et al. *Clinical and biomechanical evaluation of patella replacement in total knee arthroplasty.* *Orthop Trans* 2:203. – 1978.
8. Kahlenberg C.A., Nwachukwu B.U., McLawhorn A.S., Cross M.B., Cornell C.N., Padgett D.E. *Patient Satisfaction After Total Knee Replacement: A Systematic Review.* *HSS J.* – 2018 Jul; 14(2):192–201. doi: 10.1007/s11420-018-9614-8
9. Ayers D.C., Yousef M., Zheng H., Yang W., Franklin P.D. *The Prevalence and Predictors of Patient Dissatisfaction 5-years Following Primary Total Knee Arthroplasty.* *J Arthroplasty.* – 2022 Jun; 37(6S): S. 121 – S. 128. doi: 10.1016/j.arth.2022.02.077
10. Farooq H., Deckard E.R., Ziemba-Davis M., Madsen A., Meneghini R.M. *Predictors of Patient Satisfaction Following Primary Total Knee Arthroplasty: Results from a Traditional Statistical Model and a Machine Learning Algorithm.* *J Arthroplasty.* – 2020 Nov; 35(11):3123–3130. doi: 10.1016/j.arth.2020.05.077
11. Pronk Y., Peters M.C.W.M., Brinkman J.M. *Is Patient Satisfaction After Total Knee Arthroplasty Predictable Using Patient Characteristics and Preoperative Patient-Reported Outcomes?* *J Arthroplasty.* – 2021 Jul; 36(7): 2458–2465. doi: 10.1016/j.arth.2021.02.064
12. Verlinden C., Uvin P., Labey L., Luyckx J.P., Bellemans J., Vandenuecker H. *The influence of malrotation of the femoral component in total knee replacement on the mechanics of patellofemoral contact during gait: an in vitro biomechanical study.* *J Bone Joint Surg Br.* – 2010 May. 92(5):737–42. doi: 10.1302/0301-620X.92B5.22603
13. MacDessi S.J., Griffiths-Jones W., Harris I.A., Bellemans J., Chen D.B. *Coronal Plane Alignment of the Knee (CPAK) classification.* *Bone Joint J.* – 2021 Feb; 103-B(2):329–337. doi: 10.1302/0301-620X.103B2.BJJ-2020-1050.R1
14. Hutt J., Massé V., Lavigne M. et al. *Functional joint line obliquity after kinematic total knee arthroplasty.* *Int Orthop.* 2016; 40(1):29–34.
15. Hyung-Min J., Jun H., Dong S.J., Hyunseok S., Ye-Yeon W. *Kinematically aligned TKA can align knee joint line to horizontal.* *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* – 2016 Aug; 24(8): 2436–41. doi: 10.1007/s00167-016-3995-3