

## **Биомеханическое проектирование реконструкции голени у больных с деформирующим гонартрозом**

**О.К. Чегуров, В.Д. Макушин, В.А. Немков, Э.В. Бурлаков**

## **The biomechanical designing of leg reconstruction in patients with deforming gonarthrosis**

**O.K. Chegourov, V.D. Makushin, V.A. Nemkov, E.V. Bourlakov**

Федеральное государственное учреждение науки

«Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова Росздрава», г. Курган (директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

При анализе силовой ситуации, возникающей в коленном суставе, рассматриваем бедренную кость как двухопорную балку. Опорами являются центральные точки зон контакта мыщелков бедренной кости с суставной поверхностью большеберцовой кости голени. Анализ схем силового равновесия показал, что при варусной деформации коленного сустава в одноопорном и двухопорном периодах нагружения сустава сила  $R_1$  (сила сжатия медиального мыщелка бедренной кости) значительно превосходит силу  $R_2$  (силу, противодействующую растяжению латерального отдела сустава). После устранения деформации в двухопорном периоде нагружения силы  $R_1$  и  $R_2$  совпадают по направлению и величине, что обеспечивает условие равновесия в суставе. Однако в одноопорном периоде сила  $R_1$  значительно превосходит силу  $R_2$ . Выполнение гиперкоррекции угла деформации позволяет восстановить равновесие сил мышечно-связочного аппарата и уменьшить величину деформации при ее рецидивах.

Ключевые слова: нижняя конечность, гонартроз, биомеханика.

While analyzing the force situation which takes place in the knee femur is considered by us as a two-support beam. The supports are represented by the central points of the zones of femoral condyle contact with the articular surface of tibia. The analysis of force equilibrium patterns has demonstrated that in the one-support and two-support periods of joint loading for the knee varus  $R_1$  force (the compression force of femoral medial condyle) exceeds  $R_2$  force (the force, which opposes the lateral knee tension) considerably. After the deformity correction in the two-support period of loading  $R_1$  and  $R_2$  forces coincide in direction and value thereby maintaining the condition of equilibrium in the joint. However, in the one-support period  $R_1$  force exceeds  $R_2$  force considerably. Performing deformity angle hypercorrection allows to restore the equilibrium of the myoligamentous apparatus forces and reduce the degree of deformity in case of its recurrences.

Keywords: lower limb, gonarthrosis, biomechanics.

В норме центры всех основных несущих суставов ноги расположены на одной прямой. Это создает условия, при которых балансировка сложной многосвязной кинематической цепи нижней конечности осуществляется наиболее экономно, с наименьшими затратами энергии и оптимальной нагрузкой на суставы и кости [1].

Остеотомия при коррекции оси нижней конечности необходимо выполнять на вершине деформации. В случаях, когда вершина деформации проецируется вблизи центра коленного сустава (в проекции суставной щели) при боковых его искривлениях, остеотомия осуществляется на некотором удалении от вершины деформации. В этих случаях при устранении деформации проксимальный отдел дистального фрагмента смещается в вогнутую сторону деформации, образуя штыкообразное смещение отломков на уровне остеотомии [2]. Штыкообразное искривление кости на уровне остеотомии, даже при внешне правильной форме конечности, может оказаться причиной повышенной нагрузки той же половины сустава, что и до операции [3]. Поэтому смещение фрагментов по ширине на уровне остеотомии необхо-

димо устранять.

На скиаграмме нижней конечности (рис. 1, а) предполагаемая правильная биомеханическая ось проведена из центра головки бедра через центр сустава **О**. При этом угол деформации  $\alpha$  является углом между биомеханической осью и продольной осью большеберцовой кости голени. В плоскости остеотомии смещение оси большеберцовой кости голени от биомеханической оси равно  $C$ . Величина общего смещения дистального фрагмента большеберцовой кости складывается из величины  $C$  (расстояние между биомеханической осью конечности и продольной осью голени на уровне остеотомии) и величины смещения проксимального отдела дистального фрагмента большеберцовой кости в вогнутую сторону деформации при коррекции оси на угол  $\alpha$ , которое необходимо устранять (рис. 1, б) для сопоставления продольной оси голени с биомеханической осью конечности (рис. 1, в).

При анализе силовой ситуации, возникающей в коленном суставе, рассматриваем бедренную кость как двухопорную балку [4]. Опорами являются центральные точки зон контакта мыщелков бедренной кости с суставной поверхностью

большеберцовой кости голени (рис. 2).

При варусной деформации коленного сустава нагрузка  $P/2$  – половина веса тела, действующая на сустав при двухопорном стоянии (рис. 2, а). Линия действия нагрузки проходит за пределами опор. Имеем случай нагружения балки силой вне пролета (рис. 2, б).

$R_1$  и  $R_2$  – силы реакций, действующие на мышелки бедренной кости, направлены в противоположные стороны.  $R_1$  – сила сжатия медиального мышелка бедренной кости (сила, действующая со стороны голени).  $R_2$  – сила, противодействующая растяжению латерального отдела коленного сустава (сила, действующая со стороны широкой фасции бедра и бедренно-малоберцовой связки).

Из уравнений равновесия балки находим:

$$\begin{aligned} P/2 &= R_1 - R_2; R_1 = P/2 (a/l); \\ R_2 &= P/2 (b/l); R_1/R_2 = a/b \end{aligned} \quad (1).$$

Из уравнений равновесия балки видно, что сила  $R_1$  превосходит по величине силу  $R_2$ . Равновесие в суставе обеспечивается при условии компенсированного состояния латеральных мягкотканых структур коленного сустава (широкая фасция бедра, бедренно-малоберцовая связка), способных противодействовать статическим силам растяжения.

После устранения варусной деформации сустава, при двухопорном стоянии, линия действия нагрузки  $P/2$  проходит через центр сустава между опорами балки (рис. 2, в). Силы реакций  $P/4$ , действующие на мышелки бедренной кости, совпадают по направлению. Они являются силами сжатия и

равны между собой. Равновесие в суставе в данном случае возможно практически без функционирования латеральных мягкотканых структур коленного сустава, участвующих в его стабилизации.

Ходьба выполняется с приведением конечности в тазобедренном суставе (рис. 2, г, д). В начале одноопорного периода, после устранения варусной деформации сустава до нормокоррекции, линия действия нагрузки  $P$  начинает мигрировать в сторону нагружаемой конечности и проходит за пределами сустава. Имеем случай вне опорного нагружения балки, рассмотренный выше (рис. 2, б). Зависимости (1) между силовыми факторами и геометрическими параметрами остаются прежними. В период одноопорного стояния сила  $R_1$  превосходит по величине силу  $R_2$ .

В данном случае, при ходьбе (в одноопорный период), равновесие в коленном суставе возможно только при нормальном или компенсированном состоянии латеральных мягкотканых структур, способных противодействовать статическим силам растяжения. В противном случае, при ослабленной (перерастянутой) латеральной связке и гофрированной медиальной связке вследствие нарушения равновесия сил в связочно-капсулярном аппарате, возникает фронтальная нестабильность в коленном суставе. Выполнение пластических операций по укреплению латеральных мягкотканых структур коленного сустава в условиях их функциональной неполноценности не может обеспечить устранения нестабильности в суставе.

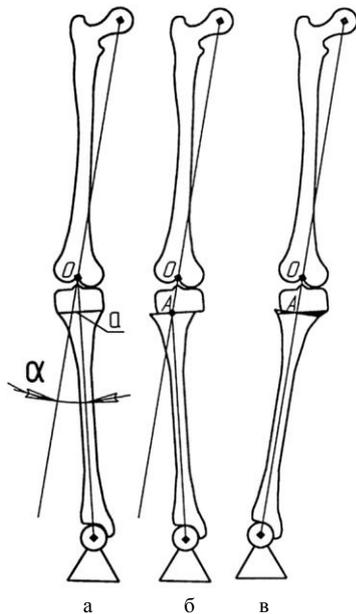


Рис. 1. Схема устранения варусной деформации коленного сустава. Обозначения:  $O$  – центр коленного сустава,  $A$  – центр разворота продольной оси голени в плоскости остеотомии;  $\alpha$  – угол деформации,  $\alpha$  – смещение центров;  $a$  – определение значений параметров коррекции  $\alpha$  и  $\alpha$ ;  $b$  – положение фрагмента кости голени после совмещения центра  $A$  с биомеханической осью конечности в плоскости остеотомии;  $в$  – положение фрагмента кости голени после разворота на оси центра  $A$

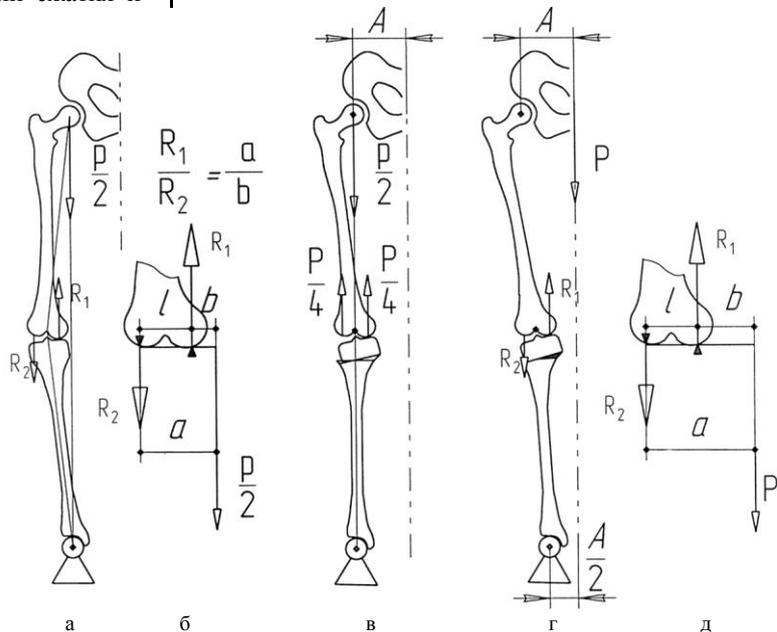


Рис. 2. Схемы нагружения коленного сустава. Обозначения:  $P$  – вес тела;  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $P/4$  – силы действующие на мышелки бедренной кости;  $a$  в  $l$   $A$  – геометрические параметры точек приложения векторов сил;  $a$  – нагружение сустава в двухопорном периоде при наличии деформации;  $b$  – нагружение мышелков сустава в двухопорном периоде при наличии деформации;  $в$  – нагружение сустава в двухопорном периоде после устранения деформации;  $г$  – нагружение сустава в одноопорном периоде после устранения деформации;  $д$  – нагружение мышелков сустава в одноопорном периоде после устранения деформации

Рассмотрим возможность устранения фронтальной нестабильности в коленном суставе (при ходьбе) за счет создания гиперкоррекции угла деформации т.е. при дополнительном развороте дистального фрагмента большеберцовой кости на угол  $\beta$  (рис. 3, а). После выполнения гиперкоррекции механическая ось конечности проходит латеральной центра коленного сустава. При двухопорном стоянии линия действия нагрузки  $P/2$  проходит в пролете между опорами мышечков коленного сустава (рис. 3, б). Имеем случай нагружения двухопорной балки внутри пролета.

Из уравнений равновесия балки находим:

$$\begin{aligned} P/2 &= R_1 + R_2; R_1 = P/2 (a/l); \\ R_2 &= P/2 (b/l); R_2/R_1 = b/a \end{aligned} \quad (2).$$

В отличие от вышерассмотренного случая (рис. 2, в) здесь мышечки бедренной кости нагружены силами сжатия, неравными по величине. Латеральный мышечок нагружен большей силой сжатия ( $R_2 > R_1$ ). Для случая двухопорного нагружения конечности это обстоятельство существенного значения не имеет.

На рисунке 3, г показана схема нагружения сустава в одноопорном периоде при отстоянии механической оси (центра голеностопного сустава) от плоскости симметрии тела (плоскости расположения центра массы тела) на величину  $A/2$ . В данном случае нагрузка  $P$  действует по отношению к центру сустава на меньшем плече по сравнению с аналогичным случаем, приведенным на рисунке 2, г. Следовательно, реакция  $R_2$  снижается и равновесие (устойчивое положение) в суставе обеспечивается при меньшем растяжении латеральных мягкотканых структур коленного сустава.

Схема (рис. 3, д) показывает, что ходьба с большим углом приведения конечности в тазобедренном суставе (в сравнении со схемой на рис. 3, г) также приводит к уменьшению плеча действия нагрузки  $P$ , а следовательно, и к разгрузке латеральных связочно-капсулярных структур коленного сустава (широкая фасция бедра, бедренно-малоберцовая связка).

Анализ схем силового равновесия коленного сустава выявил необходимость выполнения гиперкоррекции угла деформации, т.к. в данном случае уменьшаются силы растяжения латераль-

ных мягкотканых структур коленного сустава, что имеет большое значение в условиях их функциональной недостаточности (удлинения вследствие хронического статического перенапряжения), которая проявляется фронтальной нестабильностью сустава. Устранение фронтальной нестабильности сустава при этом осуществляется за счет напряжения ретрагированной медиальной связки коленного сустава вследствие внутрисуставного перераспределения нагрузки и укорочения перерастянутых латеральных мягкотканых структур коленного сустава посредством гофрирования или пластики. Гиперкоррекция в данном случае позволяет восстановить равновесие сил мышечно-связочного аппарата и уменьшить величину деформации при ее рецидивах.

Для эффективной разгрузки перегруженного отдела коленного сустава допустимая величина смещения биомеханической оси от центра сустава в противоположную сторону должна составлять от  $1/8$  до  $1/6$  длины мышечков (расстояния между крайними опорными точками мышечков бедренной кости с менисками). При этом чем меньше длина мышечков (при прочих равных условиях), тем меньше величина смещения биомеханической оси от центра сустава и, следовательно, меньше величина угла гиперкоррекции.

На рисунке 4 представлена расчетная схема для определения величины гиперкоррекции угла деформации  $\beta$  при заданной величине смещения  $b$  биомеханической оси от центра сустава

Угол гиперкоррекции определяется по формуле:

$$\beta = \arcsin b/L_6 + \arcsin b_1/(L_7 - L_0) \quad (3),$$

$$b_1 = b(L_6 + L_0)/L_6 \quad (4),$$

где  $L_6$  – длина бедренной кости;  $L_7$  – длина большеберцовой кости голени;  $L_0$  – расстояние от центра сустава до центра оси голени в плоскости остеотомии;  $b_1$  – смещение продольной оси большеберцовой кости голени от биомеханической оси в плоскости остеотомии.

Формула (3) показывает, что с увеличением длин сегментов конечности значение угла гиперкоррекции уменьшается.

Все вышесказанное применимо и к вальгусной деформации коленного сустава.

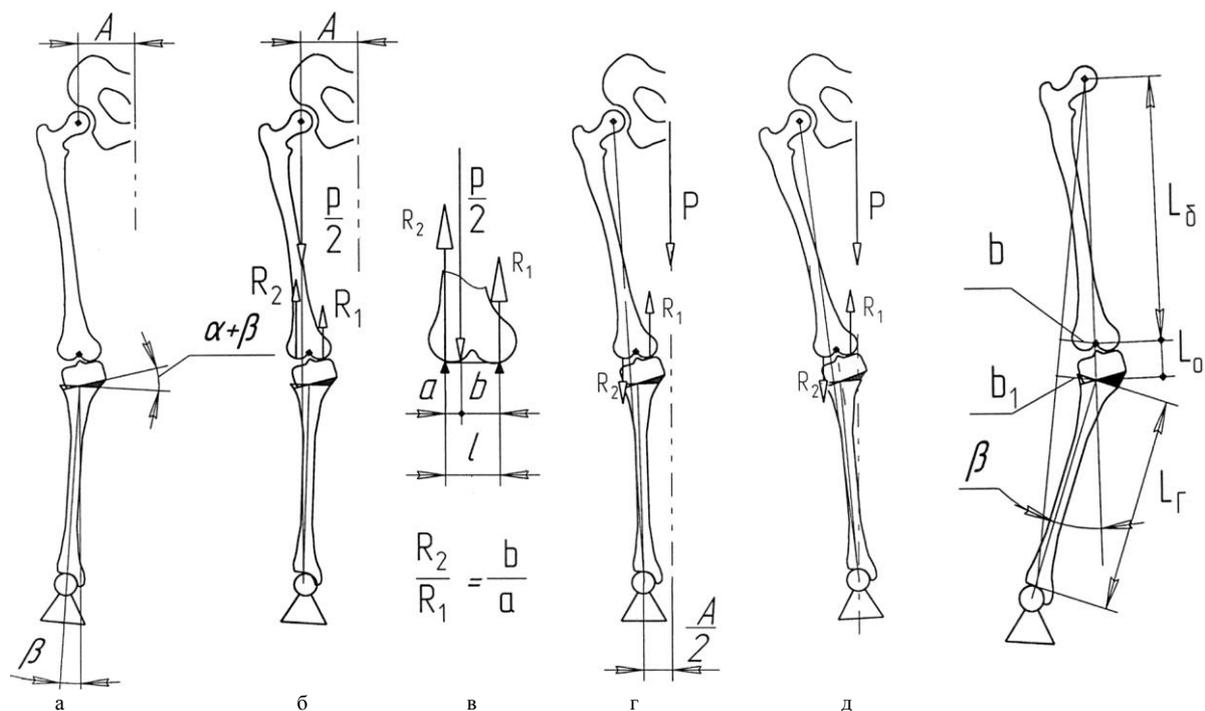


Рис. 3. Схемы нагружения коленного сустава после гиперкоррекции деформации. Обозначения:  $P$  – вес тела;  $R_1, R_2$  – силы действующие на мыщелки бедренной кости;  $\beta$  – угол гиперкоррекции;  $a$  в  $l$   $A$  – геометрические параметры точек приложения векторов сил;  $a$  – положение фрагмента кости голени после дополнительного разворота на угол  $\beta$ ;  $б$  – нагружение сустава в двухопорном периоде;  $в$  – нагружение мыщелков сустава в двухопорном периоде;  $г$ ,  $д$  – схемы нагружения сустава в одноопорном периоде при разных углах приведения бедренной кости

Рис. 4. Расчетная схема для определения величины гиперкоррекции угла деформации

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Янсон, Х. А. Биомеханика нижней конечности человека / Х. А. Янсон. - Рига, Зинатне, 1975. - 324 с.
2. Нестабильность коленного сустава : монография / Г. П. Котельников, А. П. Чернов, С. Н. Измалков. – Самара : Самар. Дом печати, 2001. - 232 с.
3. Шаргородский, В. С. Влияние биомеханических факторов на развитие и исходы лечения боковых искривлений коленного сустава : Автореф. дис... канд. мед. наук. / В. С. Шаргородский. - Киев, 1965. – 19 с.
4. Соппротивление материалов / А. Ф. Смирнов [и др.] - М.: Высшая школа, 1969. - 600 с.

Рукопись поступила 15.09.04.