

Н.В. Фаткуллин, Г.А. Краснояров

ОЦЕНКА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ ЭНДОПРОТЕЗА КРЕСТООБРАЗНОЙ СВЯЗКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ ПРЯМЫХ И ДУГООБРАЗНЫХ КОСТНЫХ ТОННЕЛЯХ

Бурятский Государственный университет (Улан-Удэ)

В статье рассматриваются проблемы восстановления крестообразных связок коленного сустава. Высокая частота осложнений оперативной фиксации крестообразных связок при применении прямых костных тоннелей связана с образованием точек избыточного давления в местах выхода эндопротезов, авторы дают математическое обоснование применению дугообразных костных тоннелей.

Ключевые слова: коленный сустав, эндопротезы, крестообразные связки, математическое моделирование, вычисление, больной, силы давления

A COMPARISONS ANALYSIS OF DISTRIBUTION PRESSURE IMPLANTS OF CRUCIATE LIGAMENT IN DIRECT AND ARCHED BONES CANALS

N.V. Fatkullin, G.A. Krasnoyarov

Buryat State University, Ulan-Ude

The article is devoted to the problems of cruciate ligament deficient knee repair. High rate of complications of fixation in cruciate ligament reconstruction is because of using of the direct bones canals. An alternative cruciate reconstruction using the arched bones canals is more preferable for the patient's benefit.

Key words: a knee joint, endoprotheses, crosswise ligaments, mathematical modelling, calculation, the patient, pressure forces

Коленный сустав занимает первое место по частоте повреждений связочного аппарата и составляет 50 % от всех травм суставов. Повреждение крестообразных связок коленного сустава характерно для лиц активного трудоспособного возраста. Соотношение повреждений передней крестообразной связки к повреждениям задней составляет 2:1, что приводит к нестабильности коленного сустава. Нестабильность сустава – это невозможность его нормального функционирования вследствие потери способности замыкания в период опоры без дополнительных внешних и компенсаторных приспособлений [3, 4].

К настоящему моменту имеется множество публикаций, отражающих опыт реконструкции связочного аппарата коленного сустава эндопротезами. Изучены ближайшие и отдаленные результаты оперативных вмешательств [7, 8]. Вместе с тем, отсутствует единое мнение в отношении выбора диаметра, направления тоннеля, в котором располагают эндопротез, с целью соблюдения изометричности расположения эндопротезов в костных тоннелях и его максимальной функциональности.

При внутрисуставных способах эндопротезирования крестообразных связок в дистальном метаэпифизе бедренной и проксимальном метаэпифизе большеберцовой костей формируются только прямые костные тоннели.

Несмотря на изометричное расположение эндопротеза в полости сустава, ось внутрисуставной части эндопротеза не совпадает с осью тоннеля, расположенные в них части эндопротеза образуют углы с внутрисуставной частью, и в момент наибольшей нагрузки на эндопротез он оказывает избыточное

давление на стенку тоннеля. Там же имеются потенциально критические места, где может произойти разрушение эндопротеза. В дальнейшем это приводит к резорбции костной ткани тиббиального и феморального тоннелей у выхода эндопротеза из костного тоннеля в полость сустава. В глубине тоннелей, они приобретают эллипсоидную форму с ориентацией длинной оси эллипса в сагиттальной плоскости, и по длине костный канал приобретает форму усеченного конуса, обращенного основанием к полости сустава, этот феномен получил название «эффект стеклочистителя». [1, 2, 5, 6].

Крестообразные связки стремятся удерживать продольную ось голени в одной плоскости с осью ее вращения в коленном суставе. При движении голени, на проксимальную часть большеберцовой кости действуют силы, стремящиеся сместить ее как назад, так и вперед, в зависимости от того, какая группа мышц активна, но фиксация крестообразными связками к бедренной кости позволяет находиться голени в равновесном состоянии, и перемещение ее кпереди и кзади относительно бедра невозможно.

Схематично распределение давления эндопротеза на стенки внутрикостного тоннеля при прямых тоннелях рассмотрено в одной плоскости, применяя аксиомы статики, распределенных сил, реакции связи (рис. 1).

Эндопротез – это **нить**, считающаяся гибкой и нерастяжимой. Реакция последней на тело направлена по касательной к нити в точке ее закрепления. Так, точками закрепления (А и С) будем считать место фиксации эндопротеза в тиббиальном костном тоннеле и место выхода эндопротеза в полость коленного сустава из бедренного костного тоннеля.

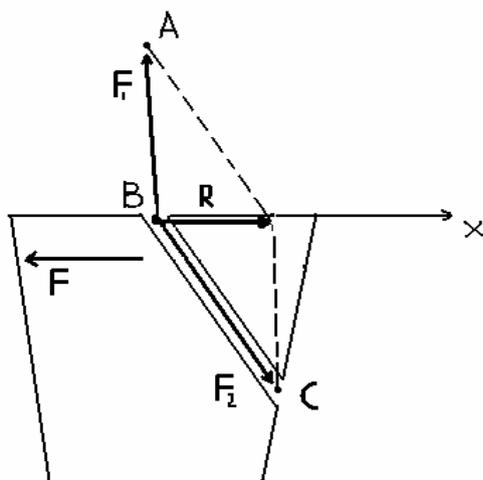


Рис. 1. Распределение нагрузки на стенки прямого внутрикостного туннеля (схема).

- **A** – точка закрепления, место выхода эндопротеза из бедренного костного туннеля в полость сустава;
- **C** – точка закрепления, место фиксации эндопротеза в тибальном костном туннеле;
- **F** – сила, стремящаяся сместить проксимальную часть голени кзади;
- **F₁, F₂** – сила натяжения, действующая на нить;
- **R** – равнодействующая сила;
- **B** – точка выхода нити (эндопротеза) из туннеля;
- **X** – ось (тибиальное плато).

Взаимодействие сил находящихся в равновесии

$$F = F_1 + F_2.$$

Согласно правила параллелограмма сил, две силы, приложенные к твердому телу в одной точке имеют равнодействующую силу, приложенную в той же точке и изображаемую диагональю параллелограмма, построенного на этих силах, как на сторонах. Сила **R** эквивалентна системе двух сил **F₁** и **F₂**, вектор **R** равен геометрической сумме векторов **F₁** и **F₂**, т.е.

$$F_1 + F_2 = R$$

Равнодействующая сила **R** направлена от точки **B** по оси **X**. Все давление нити на стенку костного туннеля сосредоточено в точке **B** и выражается уравнением:

$$P = R / SB,$$

где **P** – давление нити на стенку костного туннеля;

R – равнодействующая сила;

SB – площадь передней части костного туннеля в точке **B**.

Построим математическую модель распределения давления эндопротеза на стенки внутрикостного туннеля при дугообразных туннелях в одной плоскости, используя аппарат теоретической механики, применяя аксиомы статики, распределенных сил, реакции связи (рис. 2).

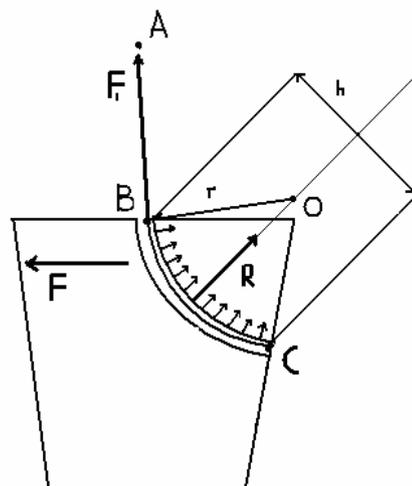


Рис. 2. Распределения нагрузки на стенки дугообразного внутрикостного туннеля (схема).

- **A** – точка закрепления, место выхода эндопротеза из бедренного костного туннеля в полость сустава;
- **C** – точка закрепления, место фиксации эндопротеза в тибальном костном туннеле;
- **F** – сила, стремящаяся сместить проксимальную часть голени кзади;
- **F₁** – сила натяжения, действующая на нить;
- **R** – равнодействующая сила;
- **B** – точка выхода нити (эндопротеза) из туннеля;
- **h** – длина хорды, стягивающей дугу **BC**;
- **O** – центр дуги;
- **r** – радиус окружности.

Взаимодействие сил, находящихся в равновесии:

$$F = F_1.$$

При дугообразной форме внутрикостного туннеля, силы давления нити на переднюю стенку сходятся, будем считать, что они равномерно распределены по дуге. Равнодействующая системы сходящихся равномерно распределенных по дуге окружности сил равна произведению интенсивности сил на длину хорды, стягивающей дугу, линия действия равнодействующей перпендикулярна хорде и проходит через ее середину. Рассчитывается по формуле:

$$R = q \times h,$$

где **q** – сила, приходящаяся на единицу длины, единица измерения ньютон на метр (Н/м)

$$q = F_1 / L_{bc};$$

L_{bc} – длина полуокружности между точками **B** и **C**.

Все давление нити на стенку костного туннеля равномерно распределено и выражается уравнением:

$$P = R / S_{bc},$$

где **P** – давление нити на переднюю стенку костного туннеля по дуге **BC**;

R – равнодействующая сила;

$S_{вс}$ — площадь передней части костного тоннеля взята равной половине площади цилиндра (рис. 3), имеющего высоту, равную длине хорды — h и заданный диаметр.

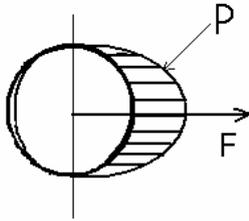


Рис. 3. Схема распределения давления эндопротеза на стенку внутрикостного тоннеля, при поперечном сечении: где P — эпюры распределения давления эндопротеза на стенку тоннеля по $1/2$ длины окружности в направлении действия силы F .

Проведем численный эксперимент и сравним давление эндопротеза при прямом и дугообразном костных тоннелях на стенку.

Для прямого костного тоннеля:

$$P_1 = R / S_{в},$$

где P_1 — давление в точке B ;

R — равнодействующая сила $50Н$;

$S_{в}$ — площадь передней части костного тоннеля в точке B и взята равной половине площади цилиндра имеющего высоту цилиндра в точке B 1 мм диаметр 8 мм.

$$S_{в} = 2\pi \times 4 \times 1/2 = 25,13/2 = 12,56 \text{ мм}^2 = 0,000125 \text{ м}^2.$$

$$\text{Тогда, } P_1 = 50Н / 0,000125 \text{ м}^2 = 4\,000\,000 \text{ Па}$$

Для дугообразного костного тоннеля:

$$P_2 = R / S_{вс},$$

где P_2 — давление нити на переднюю стенку костного тоннеля по дуге BC ;

R — равнодействующая сила $50Н$;

$S_{вс}$ — площадь передней части костного тоннеля и взята равной половине площади цилиндра имеющего высоту h 40 мм, диаметр 8 мм.

$$S_{вс} = 2\pi \times 4 \times 40 / 2 = 1005/2 = 502,3 \text{ мм}^2 = 0,0005023 \text{ м}^2.$$

$$\text{Тогда, } P_2 = 50Н / 0,0005023 \text{ м}^2 = 99542 \text{ Па}$$

Сравним P_1 и P_2

$$P_1 / P_2 = 4000000 \text{ Па} / 99542 \text{ Па} = 40,1$$

Таким образом, при воздействии на эндопротез одной и той же силы, давление, оказываемое эндопротезом на переднюю стенку костного тоннеля при его дугообразной форме в **40 раз меньше** давления на переднюю стенку прямого костного тоннеля в месте выхода эндопротеза в полость сустава.

Построенная математическая модель распределения давления эндопротеза на стенки внутрикостного тоннеля при прямых костных тоннелях показала, что резорбция костной ткани в тоннелях возникает согласно правила параллелограмма сил и в местах выхода эндопротеза из костных тоннелей

в полость сустава **развивается значительное давление на костную ткань, которое сосредоточено в одной точке**, приводящее к ее постепенному разрушению. Математическая модель распределения давления эндопротеза на стенку дугообразного костного тоннеля демонстрирует, что давление, оказываемое эндопротезом на стенку костного тоннеля **равномерно распределено по всей длине дугообразного тоннеля, что приводит к значительному уменьшению давления** на костную ткань.

Произведенные числовые сравнительные расчеты убеждают, что дугообразные костные тоннели при эндопротезировании крестообразных связок являются оптимальными.

ВЫВОД

Применение дугообразных костных тоннелей при эндопротезировании крестообразных связок является более предпочтительными в связи с меньшим риском развития осложнений, связанных с механическим воздействием эндопротеза на костную ткань. Для реализации данного технического решения предложен перфоратор дугообразных каналов в кости патент РФ на изобретение № 2260389 от 29.03.2004 г.

ЛИТЕРАТУРА

1. Богущкая Е.В. Отдаленные результаты пластического восстановления крестообразных связок коленного сустава лавсаном: Авторефер. ... дис. канд. мед. наук. — М., 1975. — 20 с.
2. Дубров В.Э. Хирургическая коррекция крестообразных и коллатеральных связок коленного сустава в остром периоде травмы (клинико-экспериментальное исследование): Дисс. ... докт. мед. наук / В.Э. Дубров. — М., 2003.
3. Лазишвили Г.Д. Оперативное лечение свежих повреждений связочного аппарата коленного сустава: Автореф. ... дис. канд. мед. наук / Г.Д. Лазишвили. — М., 1992. — 24 с.
4. Малыгина М.А. Эндопротезирование крестообразных связок коленного сустава: Автореф. ... дис. докт. мед. наук / М.А. Малыгина. — М., 2002. — 47 с.
5. Миан Амджад Али Хирургическое лечение застарелых сочетанных повреждений коленного сустава: Автореф. дис. ...канд. мед. наук / Амджад Али Миан. — М., 1996. — 18 с.
6. Glousman R. Gore-Tex prosthetic ligament in ACL deficient knees / R. Glousman, C. Shields, R. Kerlan // Am. J. Sports Med. — 1988. — Vol. 16, N 4. — P. 321 — 326.
7. Gore W.L. Gore-Tex cruciate ligament prosthesis: 5 year clinical results / W.L. Gore. — Company Literature, 1989.
8. Moseley B.J. 4 year follow up of ACL reconstruction using the Gore-Tex ligament / B.J. Moseley // 57th Annual Meeting AAOS. — 1990.

Сведения об авторах:

Фаткуллин Наиль Вахитович — врач-травматолог больницы скорой медицинской помощи г. Улан-Удэ, аспирант кафедры спортивной медицины ГОУ ВПО БГУ: 670042, г. Улан-Удэ, ул. Мокрова-42, кв. 61, д. тел. 8301245-10-35; fnv1969@mail.ru

Краснояров Геннадий Александрович — д.м.н., профессор, зав. кафедрой спортивной медицины ГОУ ВПО БГУ, д. тел. 83012551869.