

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ НАГРУЗОК НА КОЛЕННЫЙ СУСТАВ ПРИ ОСЕВЫХ ДЕФОРМАЦИЯХ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ И РЕЗУЛЬТАТЫ ЕГО КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Малышев Е.Е., Зыкин А.А., Горбатов Р.О., Кувшинов С.Г., Павлов Д.В.

ФГБУ «Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр» Минздрава России, Нижний Новгород, e-mail: gorbatov.ro@yandex.ru

В данном исследовании была предложена собственная математическая модель расчета нагрузок на суставную поверхность коленного сустава при нормальной оси конечности и при перенесении нагрузки на различные отделы сустава. Полученные данные совпадают с данными современной литературы и говорят о необходимости коррекции оси перенесением проекции осевой нагрузки на 25% от центра сустава. При этом как при варусных, так и вальгусных деформациях необходимо, по нашему мнению, стремиться к незначительной вальгусной гиперкоррекции. С использованием разработанной математической модели в ФГБУ «ПФМИЦ» Минздрава России с 2009 по 2014 год выполнено 27 операций корригирующих остеотомий большеберцовой кости по поводу деформирующего артроза коленного сустава 2-3 стадии. Во всех случаях отмечено улучшение не только рентгенологических, но и клинических показателей лечения после операции. По нашему мнению, тщательное предоперационное планирование с использованием методов математического моделирования с целью коррекции измененной оси нижней конечности при лечении гонартроза является одним из необходимых инструментов для достижения отличных результатов.

Ключевые слова: гонартроз, корригирующие остеотомии, математическая модель коленного сустава.

MATHEMATICAL MODELING OF LOAD VARIATION ON THE KNEE JOINT AXIAL DEFORMATION IN LOWER LIMB AND RESULTS ITS CLINICAL APPLICATION

Malyshev E.E., Zykin A.A., Gorbatov R.O., Kuvshinov S.G., Pavlov D.V.

Privolzhsky Federal Research Medical Centre, Ministry of Health of the Russian Federation, Nizhny Novgorod, e-mail: gorbatov.ro@yandex.ru

This study was proposed own mathematical model for calculating loads on the articular surface of the knee joint in normal axis of the limb, and when transferring the load to the various compartments of the joint. The findings coincide with those of modern literature and talk about the need for correction of the projection axis transferring axial load of 25% of the joint center. At the same time as in the varus or valgus deformity is necessary, in our opinion, to seek low valgus overcorrection. Using the mathematical model developed in Privolzhsky Federal Research Medical Centre from 2009 to 2014 performed 27 operations for corrective osteotomies of the tibia on the gonarthrosis stage 2-3. In all cases, we observed not only improved radiologic, and clinical parameters of treatment after the surgery. In our view, a careful preoperative planning using mathematical modeling techniques to correct altered the axis of the lower limb in the treatment of gonarthrosis is one of the necessary tools to achieve excellent results.

Keywords: gonarthrosis, corrective osteotomy, mathematical model of the knee joint.

В последнее время в хирургическом лечении гонартроза многие ортопеды все более склоняются к операциям, позволяющим сохранить анатомо-функциональную целостность коленного сустава и отложить операцию по тотальной его замене на предельно поздние сроки [3; 6]. Кроме того, появляется много данных об эффективности корригирующих остеотомий как альтернативного метода лечения, особенно у пациентов моложе 60 лет [1; 2; 7]. Обоснованно выполненная оперативная коррекция распределения нагрузок на коленный сустав в большинстве случаев позволяет приостановить прогрессирование гонартроза [5]. Оптимальным при выполнении вальгизирующих остеотомий является прохождение механической оси нижней конечности через точку наружного отдела от 30 до 40% по

отношению к центру коленного сустава. Также было доказано, что смещение нагрузки на медиальную треть латерального компартмента снижает дегенеративное изменение суставного хряща внутреннего отдела сустава [6; 9]. Применение методов математического моделирования позволяет определить необходимый угол корригирующей остеотомии. Однако в современных литературных источниках нами не было обнаружено данных исследований по изучению изменений осевых нагрузок на коленный сустав с использованием его математической модели.

Целью исследования является изучение изменений осевых нагрузок на коленный сустав с использованием математической модели и определение клинической эффективности ее применения.

Материалы и методы. Изучение изменений осевых нагрузок на коленный сустав проводилось с помощью компьютерной программы Matlab. Использовалась точка приложения силы в 400 Н. В различных вариантах расчета смещение нагрузки относительно начала координат производилось на расстояние до 50% соответствующего отдела сустава. Большие смещения нагрузки вызывали погрешность в виде «опрокидывания» верхней части модели и нами не рассматривались.

Клиническое и рентгенологическое обследование проведено у 27 пациентов, которым в ФГБУ «ПФМИЦ» Минздрава России с 2009 по 2014 год было выполнено 27 операций корригирующих остеотомий большеберцовой кости с использованием разработанной математической модели коленного сустава. У всех больных был диагностирован гонартроз 2-3 стадии (табл. 1). Всем пациентам выполнено рентгенографическое исследование коленного сустава в 2-х стандартных проекциях и телерентгенография нижних конечностей с использованием стойки FLFS. Для приложения силы в 400 Н оценки оси конечности нами был использован оригинальный клинический метод динамического контроля угловых деформаций [4]. Оценка выраженности болевого синдрома проводилась с применением визуальной аналоговой шкалы (ВАШ), где числовое значение 1 соответствовало отсутствию боли, а 10 - максимальной нестерпимой боли. Для клинико-функциональной оценки состояния коленного сустава нами была использована 100-балльная шкала Joseph et Kaufman (1990). Для оценки качества жизни пациентов до и после оперативного вмешательства мы использовали опросник SF-36. Результаты лечения пациентов оценивались в сроки через 3, 6, 12, 18, 24 месяца после операции.

Таблица 1

Общая характеристика пациентов

Характеристика		Пациенты с гонартрозом 2-3 стадии (n-27)
Возраст	19-35 лет	9 (33%)

	36-55 лет	15 (56%)
	56-65 лет	3 (11%)
Пол	Мужской	9 (33%)
	Женский	18 (67%)
Локализация	Справа	14 (52%)
	Слева	13 (48%)
Деформация	Варусная	24 (89%)
	Вальгусная	3 (11%)

Суть оперативного лечения заключалась в нормализации оси конечности и перераспределении механической нагрузки на неповрежденный отдел сустава. Во всех случаях фиксация при остеотомиях производилась пластинами с угловой стабильностью ТомоFix.

Статистическая обработка данных выполнена с помощью программы Statistica 6.1. Для показателей, распределение которых отлично от нормального, указывали медиану (Me) и отклонения в пределах 25-75% перцентилей. Для нормально распределенных признаков указывали среднее (M) и среднее квадратичное отклонение (σ). При сравнении независимых выборок использовали критерий Манна-Уитни. За достоверные данные принимали отличия при уровне вероятности $P < 0,05$.

Результаты исследования и их обсуждение. Нами было подтверждено, что при нормальных осевых взаимоотношениях механическая ось (ось Микулича) нижней конечности проходит через центр коленного сустава (рис. 1).

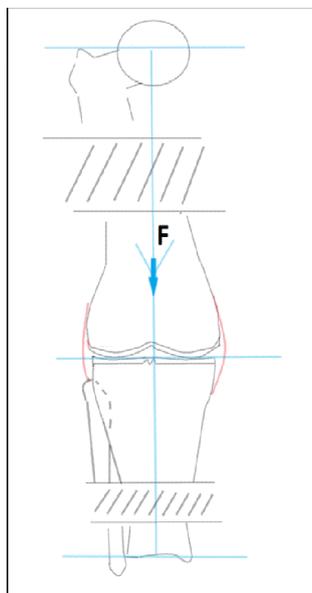


Рис. 1. Прохождение механической оси нижней конечности через коленный сустав

При выполнении математического моделирования была разработана схема (математическая модель) коленного сустава (рис. 2), в которой он рассматривается как две асимметричные полусферы (мышцелки бедренной кости), соприкасающиеся с плоскостью (большеберцовая кость).

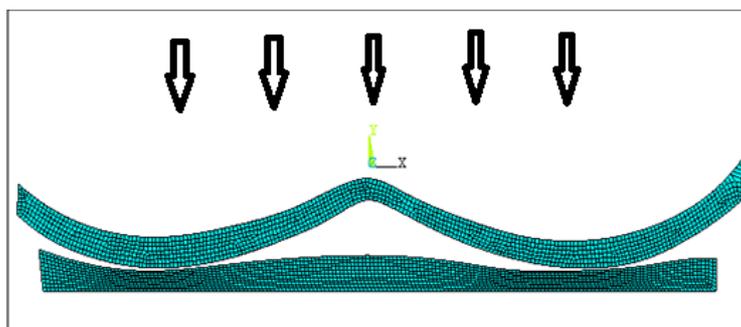


Рис. 2. Полученная математическим моделированием двухмерная плоскость коленного сустава

При изменениях точки приложения силы на поверхность коленного сустава в разработанной математической модели, начиная от центра и заканчивая серединой внутреннего и наружного отделов сустава (рис. 3), были получены максимальные и интегральные (результатирующие) значения давления на наружную и внутреннюю половины коленного сустава (табл. 2).

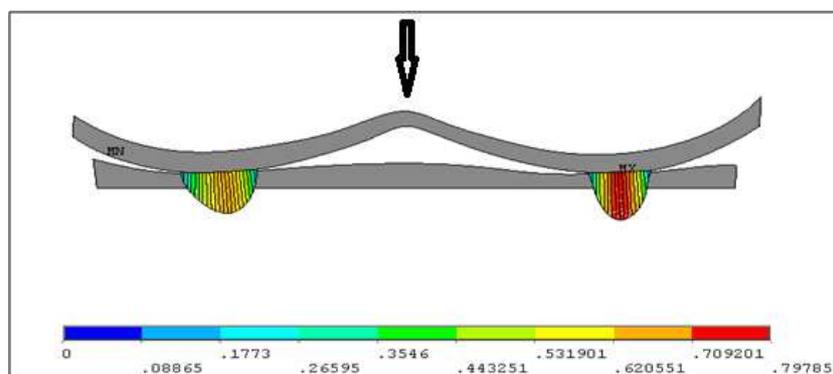


Рис. 3. Приложение силы на центр коленного сустава

Таблица 2

Действие результирующих сил на суставную поверхность коленного сустава

Смещение точки приложения силы	Максимум снаружи	Максимум внутри	Сила снаружи	Сила внутри	Суммарная сила	Отношение максимумов	Отношение реакций
-51%	1.06	0.06	390.38	2.63	393.02	18.82	148.27
-50%	1.04	0.13	382.28	9.11	391.39	8.14	41.97
-41%	1.01	0.24	364.05	27.24	391.29	4.24	13.37
-37,5%	0.96	0.36	338.08	54.33	392.40	2.66	6.22
-25%	0.87	0.53	294.14	99.23	393.37	1.66	2.96
0	0.69	0.80	204.32	187.93	392.25	0.86	1.09
25%	0.48	1.04	115.13	276.59	391.72	0.46	0.42

37,5%	0.35	1.15	69.69	320.94	390.63	0.30	0.22
41%	0.26	1.22	42.29	346.91	389.20	0.21	0.12
50%	0.18	1.26	24.02	364.88	388.90	0.15	0.07
51%	0.14	1.28	14.79	375.49	390.28	0.11	0.04

Данные расчеты говорят о том, что при прохождении механической оси через центр коленного сустава симметричного распределения нагрузки нет. При этом большее приложение силы происходит на внутренний отдел сустава, а наружный отдел испытывает меньшие нагрузки.

По данным математического моделирования, оптимальным по перераспределению нагрузки на наружный отдел сустава является прохождение оси нижней конечности через точку, расположенную на 25% кнаружи от центра коленного сустава (рис. 4).

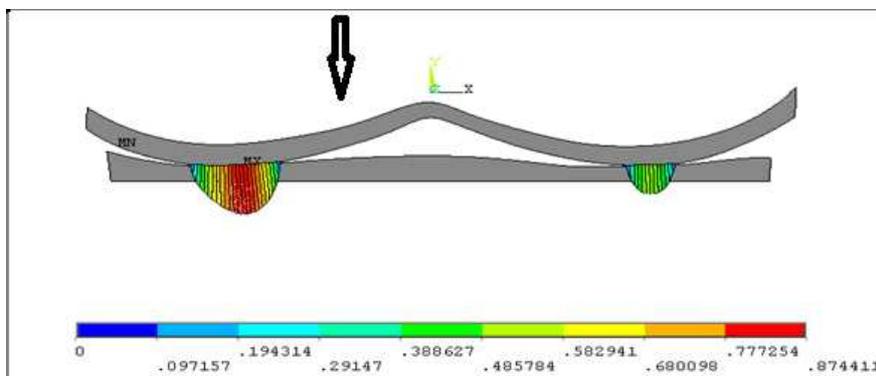


Рис. 4. Приложение силы на 25% кнаружи от центра коленного сустава

Во всех остальных случаях приложения силы мы не получали таких оптимальных распределений усилий. При прохождении оси через точку 50% наружного отдела сустава абсолютный максимум действия силы приходится на наружный компартмент (рис. 5).

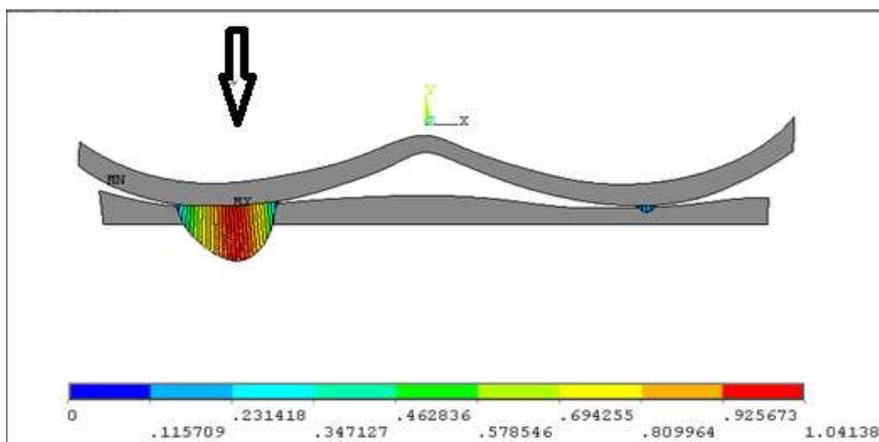


Рис. 5. Приложение силы на 50% кнаружи от центра коленного сустава

Примерно подобная картина получается и при приложении действия силы на 25% внутреннего отдела сустава (рис. 6).

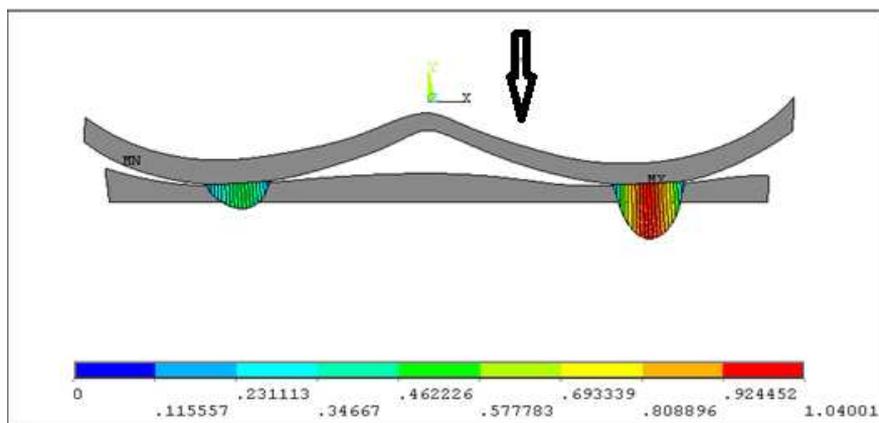


Рис. 6. Приложение силы на 25% кнутри от центра коленного сустава

При перенесении точки приложения силы на 50% кнутри от центра коленного сустава максимум нагрузки приходится на внутренний отдел, а наружный отдел остается практически интактным (рис. 7).

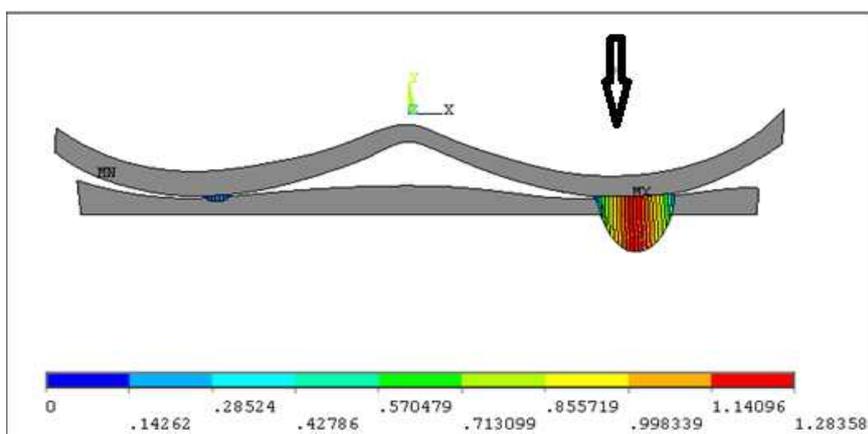


Рис. 7. Приложение силы на 50% кнутри от центра коленного сустава

Необходимо также отметить, что при смещении нагрузки более чем на 50% кнаружи или кнутри от центра коленного сустава рассчитать изменение силы не представляется возможным, так как начинают действовать «опрокидывающие» силы, предсказать результат которых мы не можем.

Мы пришли к выводу, что наши данные соответствуют данным современной литературы и оптимальным для распределения действия силы на коленный сустав является прохождение механической оси нижней конечности через точку 25% по наружному отделу плоскости коленного сустава или точку 62,5% (при условии измерения от 0% на внутреннем крае большеберцовой кости и 100% на наружном её крае) при планируемом перераспределении нагрузки на латеральный компартмент коленного сустава. При выполнении оперативных вмешательств и планировании степени необходимой коррекции мы использовали данный ориентир во всех случаях (рис. 8). Как при варусных, так и вальгусных деформациях мы стремились к незначительной вальгусной гиперкоррекции, учитывая данные нашего математического моделирования.

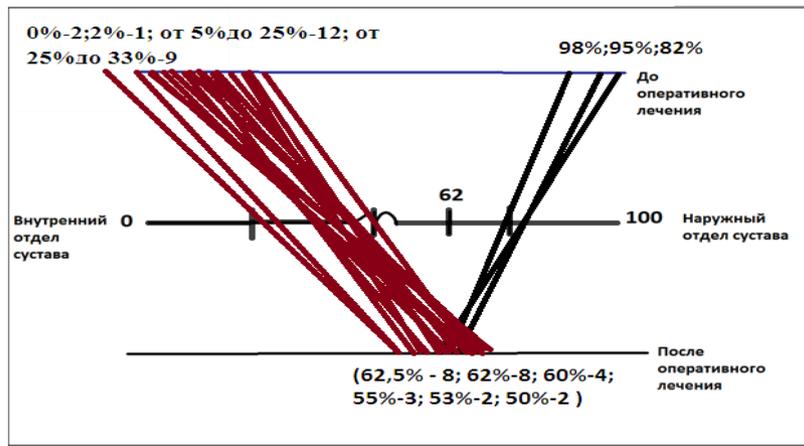


Рис. 8. Изменение прохождения механической оси после оперативного лечения

Таким образом, выполненное оперативное лечение – корригирующая остеотомия в области коленного сустава, позволило нам добиться поставленной цели и выполнить нормализацию оси конечности.

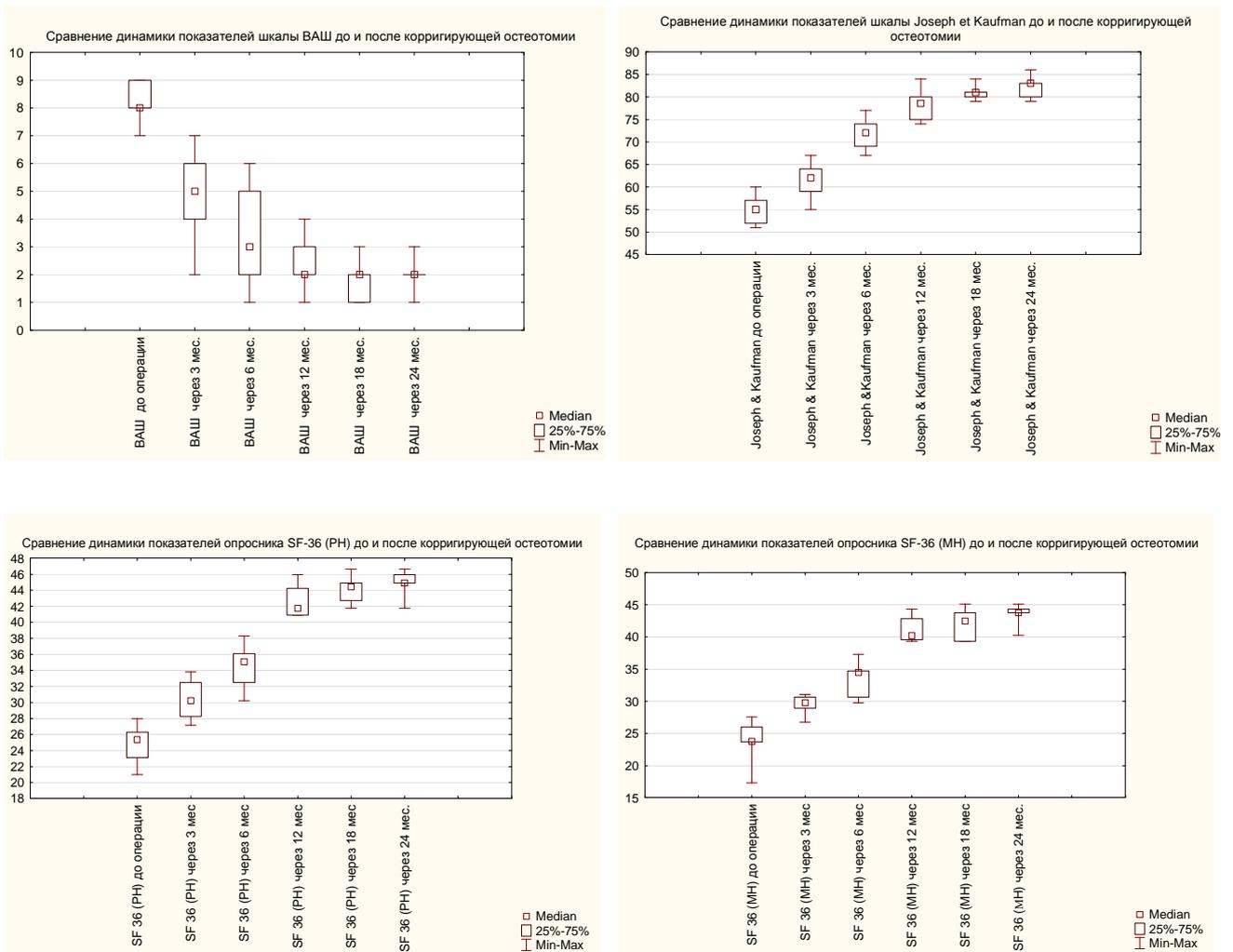


Рис. 9. Динамика показателей шкалы ВАШ, Joseph et Kaufman и опросника SF-36 до и после операции

Применение полученных данных математического моделирования при выполнении коррекции оси нижней конечности позволило добиться улучшения не только рентгенологических, но и клинических показателей лечения (рис. 9).

Более лучшие результаты были получены у пациентов, которым на первом этапе оперативного лечения выполнялась артроскопия, которая позволяла оценить степень повреждения суставного хряща и улучшить конгруэнтность суставных поверхностей. За весь период наблюдения (2 года) отсутствовало снижение клинических показателей у всех пациентов, что подтверждает успешность проведенного лечения и говорит об эффективности корригирующих остеотомий с учетом проведенного нами математического моделирования нагрузок на коленный сустав.

Заключение. В данном исследовании была разработана собственная математическая модель расчета нагрузок на плоскость коленного сустава при нормальной оси конечности и при перенесении нагрузки на различные отделы сустава. Полученные данные совпадают с данными современной литературы и говорят о необходимости коррекции оси перенесением нагрузки на 25% от центра сустава. При этом как при варусных, так и вальгусных деформациях мы стремились к незначительной вальгусной гиперкоррекции, учитывая данные нашего математического моделирования. С целью достижения оптимального результата лечения гонартроза путем нормализации оси конечности нужен правильный расчет уровня и степени коррекции деформации, для чего необходимо тщательное планирование с учетом данных телерентгенографии. В случае соблюдения описанных выше условий корригирующие остеотомии с использованием разработанной математической модели будут являться методом лечения гонартроза, от которого ортопед вправе ожидать длительного хорошего результата.

Список литературы

1. Воронкевич И.А., Тихилов Р.М. Внутрисуставные остеотомии по поводу последствий переломов мыщелков большеберцовой кости // Травматология и ортопедия России. - 2010. - № 3 (57). - С. 87-91.
2. Горбатов Р.О., Павлов Д.В., Малышев Е.Е. Современное оперативное лечение переломов лодыжек и их последствий (обзор) // Современные технологии в медицине. - 2015. - Т. 7. - № 2. — С. 153-167.
3. Корнилов Н.Н., Новоселов К.А., Куляба Т.А. Современные представления о целесообразности применения корригирующих околосуставных остеотомий при

деформирующем артрозе коленного сустава // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. - 2004. - № 3. - С. 91-95.

4. Малышев Е.Е., Павлов Д.В., Блинов С.В. Динамический контроль угловых деформаций в коленном суставе // Травматология и ортопедия России. - 2013. - № 3 (69). - С. 136-142.

5. Coventry M.B., Ilstrup D.M., Wallrichs S.L. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases // J Bone Joint Surg Am. - 1993. - No. 75 (2). - P. 196-201.

6. Fujisawa Y., Masuhara K., Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints // Orthop Clin North Am. - 1979. - No. 10 (3). — P. 585-608.

7. Huang Z., Sun C. Causes of failure after total knee arthroplasty // Zhonghua Yi Xue Za Zhi. - 2015. - No. 95 (20). - P. 1606-1608.

8. Lobenhoffer P. Importance of osteotomy around to the knee for medial gonarthrosis. Indications, technique and results // Orthopade. - 2014. - No. 43 (5). - P. 425-431.

9. Noyes F.R., Goebel S.X., West J. Opening wedge tibial osteotomy: the 3-triangle method to correct axial alignment and tibial slope // Am J Sports Med. - 2005. - No. 33 (3). - P. 378-387.